

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

Analyse des zeitlichen Anteils von Gangphasen im Gangzyklus sowie der Validität rasterste-
reographischer Messdaten des DIERS 4D motion® Lab und des zeitlichen Auftretens der
maximalen Beckenrotation.

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

Vorgelegt von

Johannes Mitschka
aus Hildesheim

Mainz, 2023

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Ulrich Förstermann (UF)

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees (PD)

2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. Florian Ringel (FR)

Tag der Promotion: 05.03.2024

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis.....	II
Tabellenverzeichnis	VII
1 Einleitung / Ziel der Dissertation	1
2 Literaturdiskussion.....	3
2.1 Die menschliche Fortbewegung	3
2.1.1 Das Gehen als Fortbewegungsmethode	4
2.1.2 Die 13 Grundvoraussetzungen des Gehens nach Arend und Higgins.....	4
2.2 Passagier und Lokomotor	6
2.3 Gangmodell in acht Phasen	9
2.3.1 Traditionelle Terminologie	11
2.4 Methoden der Ganganalyse.....	12
2.4.1 Bestimmung des Zeit-Weg-Parameters	13
2.4.2 Beobachtende Ganganalyse	13
2.4.3 Videobasierte Ganganalyse	13
2.4.4 Computergestützte Ganganalyse	14
2.4.5 Fußdruckmessung.....	14
2.4.6 Optische Vermessung der Körperoberfläche.....	15
2.4.6.1 Triangulation.....	15
2.4.6.2 Stereophotogrammetrie.....	17
2.4.6.3 Videorasterstereographie (VRS).....	17
2.4.7 DIERS 4Dmotion®.....	19
2.4.8 Gang und Geschwindigkeit	19
2.5 DIERS 4Dmotion®Lab an der Universitätsmedizin Mainz.....	20
2.6 Die transversale Beckenrotation.....	20
2.7 Body-Mass-Index (BMI)	22
3 Material und Methoden	24
3.1 Studienpopulation und Ablauf der Datenerhebung	24
3.1.1 Einschlusskriterien.....	24

3.1.2	Ausschlusskriterien.....	24
3.2	Ermittlung des BMI	26
3.3	Probandenpräparation.....	26
3.3.1	Messung mit dem DIERS 4D motion® Lab und Verarbeitung	27
3.4	Analyse der Gangphasen im Video	27
3.4.1	Initial Contact	28
3.4.2	Loading response.....	28
3.4.3	Mid stance.....	28
3.4.4	Terminal Stance	29
3.4.5	Pre-swing.....	29
3.4.6	Initial swing	29
3.4.7	Mid swing.....	29
3.4.8	Terminal swing.....	29
3.5	Prozentuale Berechnungen (Gangzyklus).....	29
3.5.1	Gangphasenzeitpunkte	30
3.5.2	Gangphasenlängen	30
3.6	Vergleiche der einzelnen Messsysteme.....	31
3.6.1	Ermittlung der Abweichung nach Betrag	32
3.6.2	Bestimmung der Abweichungen in Prozent.....	33
3.7	Rotationsextrema der transversalen Beckenrotation	34
3.7.1	Definition der Rotationsrichtung.....	34
3.7.2	Graphische Darstellung der Rotation und Ermittlung der Extrema.....	34
3.7.3	Prozentuale Berechnung der Mittelpunkte der Extrema	37
3.7.4	Ermittlung der Gangphase der Extrema.....	38
3.7.5	Veränderung der Darstellung der Extrema im Histogramm	38
4	Ergebnisse.....	42
4.1	Vergleich der Abweichungen zwischen den Daten der verschiedenen Datenquellen dieser Arbeit, jeweils bezogen auf die Gangphasenenden.....	42
4.1.1	Abweichung der Referenzdaten von den Daten der Fußdruckmessplatte	42
4.1.2	Abweichung der Gangphasenendpunkte der Videodaten von den Referenzdaten	

4.1.2.1	Absolute Abweichung in (Bild-) Frames und Prozent	44
4.1.3	Abweichung der Gangphasenendpunkte von ermittelten Werten der Fußdruckmessplatte und der Videoanalyse	46
4.2	Abweichung der Gangphasenendpunkte der Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturwerten von Götz-Neumann.....	48
4.3	Vergleich der Gangphasenlängen zwischen Götz-Neumann und den drei Datensätzen (Referenzdaten, Fußdruckmessplatte, Videoanalyse)	50
4.3.1	Gangphasenlänge bei den Referenzdaten im Vergleich zu Götz-Neumann....	51
4.3.2	Gangphasenlängen der Fußdruckmessplatte im Vergleich zu Götz-Neumann	52
4.3.3	Gangphasenlängen der Videoanalyse im Vergleich zu Götz-Neumann	53
4.3.4	Sonderfall des fehlenden Terminal stance	54
4.3.5	Verschiedene Arten von initialen Kontakten	57
4.4	Rotationsmaxima und -minima.....	58
4.4.1	Typisierung der Extrema	58
4.4.2	Amplitude der Extrema	60
4.4.3	Verteilung der Start- und Endpunkte der Extrema auf die Gangphasen.....	61
4.4.3.1	Verteilung der Start- und Endpunkte der Extrema nach Geschwindigkeit.	64
4.4.4	Verteilung der Anzahl der Extrema pro Gangzyklus.....	65
4.4.5	Extremum mit Initial contact	67
4.4.6	Länge der Extrema	69
4.4.7	Verteilung der Extrema in Abhängigkeit vom Geschlecht.....	70
4.4.8	Verteilung der Extrema in Abhängigkeit vom Alter	71
4.4.9	Verteilung der Extrema in Abhängigkeit vom Gewicht.....	72
4.4.10	Verteilung des zeitlichen Auftretens der Extrema im SGZ.....	73
4.5	Auswirkung der Rotationszeitpunkte auf die Phasenlängen.....	77
5	Diskussion	78
5.1	Erhebung der Referenzdaten.....	78
5.2	Ganganalyse.....	79
5.3	Abweichung der Datensätze	80
5.4	Gangphasenlängen.....	82
5.5	Besonderheiten des Initialkontakts (IC)	84

5.5.1	Verschiedene Arten des Initialkontakts	85
5.5.2	Entfallen des TSt nach den gängigen Definitionen der Gangphasen	85
5.6	Rotationsextrema	86
5.6.1	Einfluss von Geschwindigkeit auf den Zeitpunkt eines Rotationsextremums... 86	
5.6.1.1	Erstellung der translozierten Graphiken	89
5.6.2	Weitere beeinflussende Faktoren (Alter, Geschlecht, Gewicht)	90
6	Zusammenfassung	92
7	Literaturverzeichnis	94
8	Anhang	100
8.1	Tabellen	100
8.1.1	Gangphasenendpunkte und Gangphasenlängen	101
8.1.2	Arten des Initialkontakts	105
8.1.3	Untersuchung der Extrema	106
8.1.3.1	Ausmaß der Extrema	106
8.1.3.2	Verteilung der Extrema im SGZ	108
8.1.4	Ungenauigkeiten in der Kameramessung	111
8.2	Abbildungen	112
8.2.1	Gangphasenendpunkte und Gangphasenlängen	114
8.2.2	Fehlendes TSt im Gangzyklus	116
8.2.3	Untersuchung der Extrema	120
8.2.3.1	Ermittlung des Schnittpunkts zur Translokation	120
8.2.3.2	Verteilung der Extrema auf die Gangphasen	126
8.2.3.3	Verteilung der Extrema auf die Gangzyklen	129
8.2.3.4	IC inkludierende Extrema	132
8.2.3.5	Längen der Extrema	133
8.2.3.6	Verteilung der Mittelpunkte der Extrema im SGZ	134
8.2.4	Verteilung der Probanden	137
9	Danksagung	138
10	Tabellarischer Lebenslauf	139

Abkürzungsverzeichnis

BMI.....	<i>Body-Mass-Index</i>
BPS.....	<i>Back Performance Scale</i>
IC.....	<i>Initial contact/Initialkontakt</i>
ISw.....	<i>Initial swing/initiale Schwungphase</i>
KSP.....	<i>Körperschwerpunkt</i>
LR.....	<i>Loading response/Stoßdämpferphase</i>
M.....	<i>Musculus</i>
Mm.....	<i>Musculi</i>
MSt.....	<i>Mid stance/mittlere Standphase</i>
MSw.....	<i>Mid swing/mittlere Schwungphase</i>
NAS.....	<i>Numerische Analog-Skala</i>
PSw.....	<i>Pre-swing/Vorschwungphase</i>
ROM.....	<i>Range of Motion</i>
SAS.....	<i>Statistical Analysis System</i>
SGZ.....	<i>standardisierter Gangzyklus</i>
SIPS.....	<i>Spina iliaca posterior superior</i>
TSt.....	<i>Terminal stance/terminale Standphase</i>
TSw.....	<i>Terminal swing/terminale Schwungphase</i>
TUG.....	<i>Timed-Up-and-Go-Test</i>
VP.....	<i>Vertebra prominens</i>
VRS.....	<i>Videorasterstereographie</i>
WHO.....	<i>World Health Organization</i>

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schaubild zur Triangulation 1 (in Anlehnung an Hierholzer (1993))	16
Abbildung 2: Schaubild zur Triangulation 2	16
Abbildung 3: Schaubild zur Stereophotogrammetrie (in Anlehnung an Hierholzer (1993))....	17
Abbildung 4: Graphische Darstellung der Extrema Beispiel 1. Grün markiert ist der Rotationsverlauf des Beckens über die Zeit. Die blauen senkrechten Striche markieren Begrenzungen der einzelnen Gangzyklen.	35
Abbildung 5: Graphische Darstellung der Extrema Beispiel 2. Rot markiert ist der Rotationsverlauf des Beckens über die Zeit. Die blauen senkrechten Striche markieren die Trennung der einzelnen Gangzyklen.	36
Abbildung 6: Graphische Darstellung der Extrema Beispiel 3. Rot markiert ist der Rotationsverlauf des Beckens über die Zeit. Die blauen senkrechten Striche markieren die Trennung der einzelnen Gangzyklen.	37
Abbildung 7: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (insgesamt) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme insgesamt	39
Abbildung 8: Standardhistogramm der Verteilung der Maximamittelpunkte (ohne Gangphasen)	40
Abbildung 9: Translozierte Darstellung der Maximamittelpunkte im Histogramm (ohne Gangphasen)	41
Abbildung 10: Graphische Darstellung der durchschnittlichen Abweichung der Gangphasenendpunkte der Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturdaten nach Götz-Neumann aufgeteilt nach Geschwindigkeiten.....	49
Abbildung 11: IC vor Heel-off rechts nach Geschwindigkeit Darstellung der Anzahl aller Fälle, in denen der IC des linken vor dem Heel-off des rechten Fußes stattfand. Es findet eine Unterteilung in zwei Geschwindigkeiten statt, da für 4 und 5 km/h keine Fälle stattgefunden haben.	56
Abbildung 12: IC vor Heel-off links nach Geschwindigkeit Darstellung der Anzahl aller Fälle, in denen der IC des rechten vor dem Heel-off des linken Fußes stattfand. Es findet eine Unterteilung in zwei Geschwindigkeiten statt, da für 4 und 5 km/h keine Fälle stattgefunden haben.	57
Abbildung 13: Säulendiagramm der Anzahl der Maximatypen Unterteilt nach Typ des Maximums. Angaben in absoluter Anzahl und Prozent.....	59
Abbildung 14: Säulendiagramm der Anzahl der Minimatypen Unterteilt nach Typ des Maximums. Angaben in absoluter Anzahl und Prozent.....	59
Abbildung 15: Verteilung der Startpunkte der Maxima auf die Gangphasen Dargestellt sind die absolute Anzahl der Maxima sowie deren relative Anteile bezogen auf alle Maxima.....	63

Abbildung 16: Maxima mit Phasenübergang Dargestellt sind die Anzahl und der Anteil der Maxima und ihr Auftreten in den verschiedenen Gangphasen, bzw. ob sie übergreifend in mehreren Gangphasen zu finden sind.....	63
Abbildung 17: Maxima pro Gangzyklus Dargestellt wird, wie viele Maxima pro Gangzyklus zu finden sind in absolutem und relativem Vergleich.....	66
Abbildung 18: Minima pro Gangzyklus Dargestellt wird, wie viele Minima pro Gangzyklus zu finden sind in absolutem und relativem Vergleich.....	66
Abbildung 19: IC-inkludierende Maxima nach Probanden.....	68
Abbildung 20: IC-inkludierende Maxima nach Geschwindigkeit	68
Abbildung 21: Länge der Maxima in Prozent bezogen auf den entsprechenden SGZ gemittelt über alle Geschwindigkeiten.	69
Abbildung 22: Länge der Minima in Prozent bezogen auf den entsprechenden SGZ gemittelt über alle Geschwindigkeiten.	70
Abbildung 23: Verteilung der Maxima im Histogramm Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung; IC im LR enthalten.....	73
Abbildung 24: Verteilung der Maxima im Histogramm (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung; IC im LR enthalten	74
Abbildung 25 Verteilung der Minima im Histogramm (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung; IC im LR enthalten	75
Abbildung 26: Mittelpunkte der Maxima bei 2 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 2 km/h; IC im LR enthalten.	76
Abbildung 27: Mittelpunkte der Maxima bei 5 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 5 km/h; IC im LR enthalten.	77
Abbildung 28: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 2 km/h In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: $0,01 \pm 1 \%$	114
Abbildung 29: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 3 km/h In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: $0,01 \pm 1 \%$	114
Abbildung 30: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 4 km/h In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: $0,01 \pm 1 \%$	115
Abbildung 31: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 5 km/h In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: $0,01 \pm 1 \%$	115
Abbildung 32: IC vor Heel-off rechts Absolute Anzahl der IC sowie prozentuale Verteilung der IC des rechten Fußes im Bezug zum Heel-off.....	116

Abbildung 33: IC vor Heel-off links Absolute Anzahl der IC sowie prozentuale Verteilung der IC des rechten Fußes im Bezug zum Heel-off.....	116
Abbildung 34: IC vor Heel-off links nach Geschlecht Unterteilung der IC des linken Fußes bezüglich des Heel-off nach Auftreten und Geschlecht in absoluten Zahlen	117
Abbildung 35: IC vor Heel-off rechts nach Geschlecht Unterteilung der IC des rechten Fußes bezüglich des Heel-off nach Auftreten und Geschlecht in absoluten Zahlen.....	117
Abbildung 36: IC vor Heel-off rechts nach Alter Aufteilung der IC des rechten vor einem Heel-off nach Alter.....	118
Abbildung 37: IC vor Heel-off links nach Alter Aufteilung der IC des linken vor einem Heel-off nach Alter	118
Abbildung 38: IC vor Heel-off rechts nach BMI Aufteilung der IC vor einem Heel-off des rechten Fußes bezogen auf den BMI der Probanden	119
Abbildung 39: IC vor Heel-off links nach BMI Aufteilung der IC vor einem Heel-off des linken Fußes bezogen auf den BMI der Probanden	119
Abbildung 40: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (2 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 2 km/h	120
Abbildung 41: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (3 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 3 km/h	120
Abbildung 42: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (4 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 4 km/h	121
Abbildung 43: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (5 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 5 km/h	121
Abbildung 44: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (insgesamt) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme insgesamt	123
Abbildung 45: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (2 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 2 km/h	124
Abbildung 46: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (3 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 3 km/h	124

Abbildung 47: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (4 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 4 km/h	125
Abbildung 48: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (5 km/h) Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 5 km/h	125
Abbildung 49: Verteilung der Endpunkte der Maxima auf die Gangphasen IC im LR enthalten	126
Abbildung 50: Verteilung der Startpunkte der Minima auf die Gangphasen IC im LR enthalten	126
Abbildung 51: Verteilung der Endpunkte der Minima auf die Gangphasen IC im LR enthalten	127
Abbildung 52: Gangphase der Minima mit Phasenübergang IC im LR enthalten.	127
Abbildung 53: Gangphase der Maxima mit Phasenübergang (durchschnittliche Phasengrenzen) Setzung der Gangphasengrenzen nach dem Durchschnitt der Gangphasenenden IC im LR enthalten.....	128
Abbildung 54: Gangphase der Minima mit Phasenübergang (durchschnittliche Phasengrenze) Setzung der Gangphasengrenzen nach dem Durchschnitt der Gangphasenenden. IC in LR enthalten.....	128
Abbildung 55: Gangzyklus der Maxima gesamt Aufteilung der Maxima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus	129
Abbildung 56: Gangzyklus der Minima gesamt Aufteilung der Minima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus	129
Abbildung 57: Gangzyklus der Maxima nach Geschwindigkeit Aufteilung der Maxima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus – einzelne Betrachtung der jeweiligen Geschwindigkeit.....	130
Abbildung 58: Anzahl der Maxima pro Gangzyklus nach Geschwindigkeit Darstellung, wie viele Maxima pro Gangzyklus auftreten – Aufteilung nach Geschwindigkeit	130
Abbildung 59: Gangzyklus der Minima nach Geschwindigkeit Aufteilung der Maxima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus – einzelne Betrachtung der jeweiligen Geschwindigkeit.....	131
Abbildung 60: Anzahl der Minima pro Gangzyklus nach Geschwindigkeit Darstellung, wie viele Minima pro Gangzyklus auftreten – Aufteilung nach Geschwindigkeit.....	131
Abbildung 61: IC-inkludierende Minima – Aufteilung nach Geschwindigkeit.....	132
Abbildung 62: IC-inkludierende Minima – Aufteilung nach Probanden.....	132
Abbildung 63: Länge der Maxima - Aufteilung nach Geschwindigkeit in Frames.....	133
Abbildung 64: Länge der Minima - Aufteilung nach Geschwindigkeit in Frames.....	133

Abbildung 65: Verteilung der Maxima bei 3 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 3 km/h; IC im LR enthalten	134
Abbildung 66: Verteilung der Maxima bei 4 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 4 km/h; IC im LR enthalten	134
Abbildung 67: Verteilung der Minima bei 2 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 2 km/h; IC im LR enthalten. ...	135
Abbildung 68: Verteilung der Minima bei 3 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 3 km/h; IC im LR enthalten. ...	135
Abbildung 69: Verteilung der Minima bei 4 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 4 km/h; IC im LR enthalten. ...	136
Abbildung 70: Verteilung der Minima bei 5 km/h (transloziert) Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 5 km/h; IC im LR enthalten. ...	136
Abbildung 71: Verteilung der Probanden nach BMI	137

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich von Nomenklaturen der Ganganalyse Nach Götz-Neumann (2016), S. 26	12
Tabelle 2: BMI Kriterien der WHO (WHO, 2022)	23
Tabelle 3: Probandenverteilung nach Alter und Geschlecht.....	24
Tabelle 4: Definition der Start- und Endpunkte und Bestimmung durch die verschiedenen Messsysteme.....	33
Tabelle 5: Werte zur Schnittpunktermittlung im Histogramm.....	39
Tabelle 6: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (Prozent des Gangzyklus): Referenzdaten vs. Digitale Daten der Fußdruckmessplatte insgesamt, sowie aufgeteilt nach Geschwindigkeit, Gangphase und Geschwindigkeit + Gangphase.	43
Tabelle 7: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (in Frames und Prozent des Gangzyklus): Referenzdaten vs. Videoanalysedaten insgesamt, sowie aufgeteilt nach Geschwindigkeit, Gangphase.....	45
Tabelle 8: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (in Frames und Prozent des Gangzyklus): Referenzdaten vs. Videoanalysedaten aufgeteilt nach Geschwindigkeit und Gangphase.	46
Tabelle 9: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (Prozent des Gangzyklus): Fußdruckmessplatte vs. Videoanalysedaten insgesamt, sowie aufgeteilt nach Geschwindigkeit, Gangphase und Geschwindigkeit + Gangphase.	48
Tabelle 10: Abweichung zwischen den Literaturwerten nach Götz-Neumann und den Daten der in dieser Studie durchgeführten Videoanalyse aufgeteilt nach Gangphase und Geschwindigkeit.....	50
Tabelle 11: Gangphasenlängen im Vergleich Gangphasenlängen der Probanden im Vergleich zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann.....	51
Tabelle 12: Vergleich der Abweichungen der Gangphasenlängen der Referenzdaten zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (insgesamt, nach Geschwindigkeit, nach Gangphase, nach Geschwindigkeit und Gangphase).	52
Tabelle 13: Vergleich der Abweichungen der Gangphasenlängen der Daten der Fußdruckmessplatte zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (insgesamt, nach Geschwindigkeit, nach Gangphase, nach Geschwindigkeit und Gangphase).	53
Tabelle 14: Vergleich der Abweichungen der Gangphasenlängen der Daten der Videoanalyse zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (insgesamt, nach Geschwindigkeit, nach Gangphase, nach Geschwindigkeit und Gangphase).	54
Tabelle 15: Bewegungsausmaß der Extrema im Durchschnitt.....	60
Tabelle 16: Ausmaß der Extrema: nach Geschwindigkeit.....	61
Tabelle 17: Ausmaß der Maxima: nach Geschwindigkeit.....	61

Tabelle 18: Ausmaß der Extrema: nach Gangphase	61
Tabelle 19: Verteilung der Extrema auf die Gangphasen Die Aufteilung erfolgt nach Geschwindigkeit und Gangphase. Dargestellt sind sowohl die absolute Anzahl als auch der relative Anteil.	65
Tabelle 20: Verteilung der Extrema auf die Gangphasen nach Geschlecht und Geschwindigkeit.....	71
Tabelle 21: Abweichung der Gangphasenenden: Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (Gesamtmittelwerte)	101
Tabelle 22: Zeitpunkte der Gangphasenenden im Vergleich Vergleich der Gangphasenendpunkte zwischen den Probanden und den Literaturwerten nach Götz-Neumann.....	101
Tabelle 23: Verteilung der Abweichung der Endpunkte der Gangphasen in den Referenzdaten und der Videoanalyse.....	102
Tabelle 24: Anteil der Gangphasen mit Rotationsmaximum am SGZ Betrachtung insgesamt und nach Geschwindigkeit.....	103
Tabelle 25: Anteil der Gangphasen mit Rotationsminimum am SGZ Betrachtung insgesamt und nach Geschwindigkeit.....	104
Tabelle 26: Arten des IC Nur Probanden mit IC, die vom beidseitigen Fersenkontakt abweichen; jede Nummer steht für einen Probanden und ist willkürlich vergeben.....	105
Tabelle 27: IC vor Heel-off und IC-Art Aufteilung nach Geschlecht, Gehgeschwindigkeit, Alter und BMI.	105
Tabelle 28: Ausmaß der Maxima: Aufteilung nach Geschwindigkeit und Gangphase Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.	106
Tabelle 29: Ausmaß der Minima: Aufteilung nach Geschwindigkeit und Gangphase Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.	107
Tabelle 30: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach Geschwindigkeit Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.....	108
Tabelle 31: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach Alter und Geschwindigkeit Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.	109
Tabelle 32: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach BMI und Geschwindigkeit Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.	110
Tabelle 33: Bewegungsunschärfe bei verschiedenen Geschwindigkeiten Berechnung bei der in dieser Arbeit verwendeten Kameraaufnahmefrequenz von 60 Hz	111
Tabelle 34: Ungenauigkeit der Videoanalyse bedingt durch die Gehgeschwindigkeit Dargestellt werden die durchschnittliche Zykluslänge in Frames nach Geschwindigkeit und der prozentuale Zeitverlust zwischen zwei Frames bezogen auf den SGZ	111

1 Einleitung / Ziel der Dissertation

Der bipedale Gang ist wahrscheinlich die am häufigsten genutzte Art der menschlichen Fortbewegung. Für diese Form der Fortbewegung sind schon in der Vergangenheit verschiedene Untersuchungen durchgeführt worden, mit dem Ziel sie zu analysieren und zu standardisieren, beispielsweise in den Werken von Perry oder Götz-Neumann. Im Laufe der Zeit haben sich die Möglichkeiten, mit denen eine Untersuchung des Gangbildes möglich war, erweitert. Mittels der Videorasterstereographie gelingt es heute, die Rotation einzelner Wirbelkörper bzw. des Beckens separat darzustellen. Bei der Videorasterstereographie handelt es sich um ein optisches Verfahren, bei dem das Prinzip der Triangulation angewendet wird. Über einen Projektor werden Lichtstrahlen auf den Körper geworfen. Durch die Krümmungen der Oberfläche, welche z. B. am Rücken durch das Muskelrelief oder bestimmte Knochenpunkte erzeugt werden, kann eine dreidimensionale Struktur des Körpers im Stand und bei Bewegung ermittelt werden. Diese Formen von technischer Innovation ermöglichen zum einen eine neue Facette des Gangs zu betrachten, zum anderen aber auch alte Betrachtungs- und Sichtweisen zu überprüfen oder zu vertiefen bzw. zu konkretisieren. Bei diesen neuen Methoden ist es gegebenenfalls nötig, den Nutzen und die Genauigkeit zu überprüfen oder zu belegen. In diesem Zusammenhang sollten nicht nur die neuen Erkenntnisse und Ansichten kritisch hinterfragt werden, sondern auch die bereits vorhandenen. Mittels der Videorasterstereographie ist es möglich, die Bewegungen des Beckens und der einzelnen Wirbelkörper während des Gehens dreidimensional ohne den Einfluss von Röntgenstrahlen oder invasiven Methoden darzustellen (Betsch et al., 2013). In der aktuellen Literatur wird häufig Bezug auf die Untersuchungen und das Gangphasenmodell nach Perry bzw. im deutschsprachigen Raum nach Götz-Neumann genommen (Perry und Burnfield, 1992b, Götz-Neumann, 2016). Dennoch gibt es auch Daten aus anderen Quellen (Lewis et al., 2017, Uemura et al., 2018), in denen teilweise unterschiedliche Zeitpunkte, an denen die Beckenrotation in der Transversalebene ihr Rotationsmaximum sowohl mit (weiterhin als Rotationsminimum bezeichnet) als auch entgegen (weiterhin als Rotationsmaximum bezeichnet) des Uhrzeigersinns benannt werden. Zudem gab es in einer Untersuchung des MotionLab der Universitätsmedizin Mainz die Beobachtung, dass es anscheinend keinen orientierenden Zeitpunkt gab, an dem bspw. die maximale Beckenrotation gehäuft auftrat. Es schien so, als wären die Rotationsextrema willkürlich in ihrer jeweiligen Zyklushälfte verteilt (die maximale Rotation in der ersten und die minimale Rotation in der zweiten Hälfte des Gangzyklus) (Huthwelker et al., 2023). Nach Perry und Burnfield (2010) und Götz-Neumann (2016) liegt der Punkt der maximalen Rotation am Initialkontakt des Referenzbeins und entsprechend der der minimalen Rotation beim Initialkontakt des kontralateralen Beins, welcher dem Startpunkt des Pre-swing am Referenzbein entspricht. Es stellt sich die Frage, wie diese Unterschiede in den verschiedenen Quellen zu Stande kommen oder ob es konkrete Gründe gibt, durch die das Auftreten der Rotationsextrema beeinflusst wird.

Gegebenenfalls müssen auch Überlegungen in Richtung eines individuellen Gangbildes in Betracht gezogen werden, vergleichbar mit einem Fingerabdruck (Dindorf et al., 2021).

Die grundsätzlichen Ziele dieser Untersuchung können in drei Teilabschnitte gegliedert werden. Der erste betrachtet die Genauigkeit und die Konsistenz der vom MotionLab durchgeführten Referenzstudie. Die Daten wurden anhand des DIERS 4Dmotion®Lab und der Software DICAM ermittelt. Über das DIERS leg axis (lateral) soll über die Ermittlung von Gangphasen die Genauigkeit der Synchronisation der Fußdruckmessdaten und der Beckenrotationsdaten überprüft werden. Hierbei handelt es sich um eine laterale Beinachsenkamera, die ein Zusatzmodul zum DIERS 4Dmotion®Lab darstellt. Zudem sollen die Referenzdaten in ähnlicher Art mit der im DIERS 4Dmotion®Lab integrierten Fußdruckmessplatte verglichen werden, um potenzielle Umrechnungsfehler aufzudecken. Die Notwendigkeit einer Umrechnung ist durch die unterschiedlichen Frequenzen bedingt, mit denen die im DIERS 4Dmotion®Lab integrierten und ergänzten Kameras im Vergleich zu der integrierten Fußdruckmessplatte aufzeichnen (60 Hz zu 100 Hz). Der Vergleich soll die interne Konsistenz der Daten überprüfen, sowie potenzielle Ungenauigkeiten auch im Hinblick auf das Anbringen von nicht im DIERS 4Dmotion®Lab integrierten Zusatzmodulen, wie dem DIERS leg axis (lateral), aufdecken.

Der zweite Teil baut auf dem ersten auf. Mit den aus der Referenzstudie gewonnenen Daten soll ein Vergleich mit der aktuell bestehenden Literatur nach Götz-Neumann angestrebt werden. Verglichen wird der Zeitpunkt des Auftretens der einzelnen Gangphasen sowie deren Länge bezogen auf einen Gangzyklus. Zudem soll hier gezeigt werden, ob die Länge der einzelnen Gangphasen durch verschiedene Faktoren wie z. B. die Gehgeschwindigkeit beeinflusst wird. Diese Untersuchungen könnten die bisherigen Annahmen bestätigen, vielleicht auch zu einer Differenzierung dieser führen oder sogar zu einem Überdenken der aktuellen Ansichten.

Im dritten Teil wird das Augenmerk auf die Rotationsextrema gelegt. Hier wird vor allem das zeitliche Auftreten bezogen auf den Gangzyklus betrachtet. Ziel ist es, die Daten der vorangegangenen Studie des MotionLab zu überprüfen. Die Daten sollen zudem in einen Zusammenhang zum Gangzyklus gesetzt werden, um sie somit mit der bestehenden Literatur vergleichen zu können. Auch hier schließt sich eine Suche nach Ursachen für potenzielle Abweichungen gegenüber der bestehenden Literatur an, bzw. für die unterschiedlichen Angaben in der Literatur zum Zeitpunkt der Beckenrotationsextrema. Die Untersuchungen sollen sich sowohl auf das Auftreten bezogen auf den Gangzyklus als Ganzes als auch auf das Auftreten bezogen auf die festgelegten Gangphasen beziehen.

Mit den Ergebnissen dieser Untersuchungen soll ein weiterer Baustein zum Verständnis des menschlichen Gehens entstehen. Die Daten könnten im Verlauf der Früherkennung und Prävention von bestimmten Erkrankungen des Bewegungsapparates dienen.

2 Literaturdiskussion

Dieser Abschnitt befasst sich mit dem aktuellen Stand der Forschung. Zum besseren Verständnis der Fragestellungen und der letztendlichen Ausarbeitung wird im Folgenden unter anderem auf die menschliche Fortbewegung sowie die Terminologie und Möglichkeiten der Ganganalyse eingegangen.

2.1 Die menschliche Fortbewegung

Im gesamten Tierreich ist die menschliche Art der Fortbewegung einzigartig. Im Gegensatz zu allen anderen Säugetieren bewegt sich der Mensch hauptsächlich auf zwei Beinen, um von einem Ort zum anderen zu gelangen. Der bipedale Gang ist jedoch keine Fähigkeit, zu der allein der Menschen befähigt ist. Sie ist beispielweise auch bei bestimmten Affenarten möglich. Allerdings hat sich bei keiner anderen Gattung im Tierreich der Gang auf zwei Beinen derartig ausdifferenziert wie beim Menschen. Bei keinem anderen Lebewesen hat sich der Gang auf zwei Beinen im Laufe der Evolution zu einer vergleichbaren effizienten Fortbewegungsform entwickelt. (Niemitz, 2004)

Der zweibeinige Gang hat eine Veränderung der Statik zufolge. Die veränderte Einwirkung von Kräften wie der Schwerkraft auf bestimmte Strukturen des menschlichen Körpers hat im Rahmen der Evolution zu verschiedenen Anpassungen an das Gehen auf zwei Beinen geführt. Ein Beispiel ist die Belastung der Wirbelsäule. Betrachte man die Wirbelsäule von Primaten, so zeigt sich eine gerade bzw. einfache Bogenform. Es gibt keinen Wechsel zwischen verschiedenen Krümmungen (Kyphosen und Lordosen). Bei einem Säugetier, das sich auf vier Beinen fortbewegt (wie z. B. dem Hund), weist die Wirbelsäule vier dieser Krümmungen auf: eine Kyphose im Übergang von Kopf zu Halswirbelsäule, eine Lordose im Übergang von Hals- zu Brustwirbelsäule, eine leichte Kyphose im Übergang von Brust zu Lendenwirbelsäule und eine Lordose im Bereich des Übergangs von Lendenwirbelsäule zum Sacrum. Sie kann also als doppelt s-förmig beschrieben werden. Die menschliche Wirbelsäule weist ebenfalls vier dieser Krümmungen auf, die allerdings anders angeordnet sind (Lordose in Hals- und Lendenwirbelsäule, Kyphose in Brustwirbelsäule und Sacrum). Die menschliche Wirbelsäule hat also ebenfalls eine Doppel-S-Form. (Schünke et al., 2018, Seibert-Mosch, 2012, Franzen et al., 2010)

Auch wenn im Laufe der Evolution Anpassungen an die bipedale Fortbewegung erfolgt sind, begünstigt diese dennoch das Auftreten von degenerativen Erkrankungen im Laufe des menschlichen Lebens, die sich bei vierbeinigen Säugetieren in dieser Ausprägung nicht wiederfinden lassen (Goerke, 1953). Zu diesen Erkrankungen zählen beispielsweise Spondylarthrosen oder Bandscheibenvorfälle (Niemitz, 2004, Saller, 1963).

2.1.1 Das Gehen als Fortbewegungsmethode

Das Gehen ist beim Menschen ein zyklischer Prozess, bei dem dieselben Muster immer wieder in einer bestimmten Reihenfolge wiederholt werden (Nicolakis und Kopf, 2017). Im Ablauf des Prozesses wird immer ein Fuß vor den anderen gesetzt. Das Gewicht, das auf dem hinteren Bein und Fuß lastet, wird während dieses Vorgangs auf das vordere Bein verlagert. Somit kann das hintere Bein abgehoben werden und nimmt danach die Position des vorderen Beines ein. Das hintere Bein ist in der Luft und wird als Spielbein bezeichnet. Abschließend übernimmt es erneut das Gewicht. Das Berühren des Bodens durch einen Fuß, gefolgt vom Abheben desselben und erneutem Wiederaufsetzen innerhalb einer Vorwärtsbewegung, wird als Gangzyklus bezeichnet. Somit besteht jeder Gangzyklus aus zwei einzelnen Schritten (Götz-Neumann, 2016, S. 25). Den einzelnen Schritten können zwei grundlegende Messkriterien zu Grunde gelegt werden: Die Schrittlänge und die Spurbreite.

Die Schrittlänge ist definiert als der Abstand der hintersten Auftrittspunkte der beiden Fersen zueinander während eines Gangzyklus. Die Spurbreite beschreibt nach Götz-Neumann „den Abstand der beiden Fersenzentren bezogen auf eine Frontalebene“. (Götz-Neumann, 2016, S. 25)

2.1.2 Die 13 Grundvoraussetzungen des Gehens nach Arend und Higgins

Damit der menschliche Gang effizient stattfinden kann, müssen 13 Grundvoraussetzungen bei einem Individuum gegeben sein (Götz-Neumann, 2016, S. 21, Arend und Higgins, 1976, Hedin-Andén, 1994). Diese 13 Punkte werden wie folgt deklariert:

1. Gesunde Energieversorgung, gesunde biochemische Abläufe und Stoffwechselläufe im Gehirn: Diese beiden Punkte beschreiben die molekularen und physiologischen Komponenten des Gangs. Der Stoffwechsel in den Muskeln, im respiratorischen System und im Herzkreislaufsystem sowie im Gehirn müssen funktionieren, um eine Bewegung (den Gang) ausführen zu können. Beispielsweise muss die Muskulatur befähigt sein, Adenosintriphosphat aus Energieträgern wie Glucose oder Fettsäuren gewinnen zu können, um länger andauernde Bewegungen auszuführen. (Brandes et al., 2019, S. 563 - 566)
2. Gesunde Gelenke: Der Begriff Gelenk meint hiermit die artikulierenden Knochen, die Knorpel, die Gelenkkapsel und die dem Gelenk zugehörigen Bänder.
3. Zentrale motorische Programme bzw. spinaler Schrittmustergenerator (Atwood und MacKay, 1994): Unter diesem Punkt wird das Vorhandensein grober Bewegungsschablonen für den Gang verstanden. Diese Schablonen sind auf spinaler Ebene verschaltet und besitzen keine Feinjustierung der einzelnen Elemente, weshalb das Gehen mit diesen groben Plänen „abgehackt und robotermäßig“ aussehen würde.

4. Optisches System: Zu diesem System werden die Augen, Sehnerven und Sehzentren im Gehirn gezählt (Schünke et al., 2015).
5. Gesundes neuromuskuläres System: Hierbei geht es um die Funktionsfähigkeit der motorischen Einheit, der Muskulatur, des Muskeltonus und der Sensibilität.
6. Motivation: Der Wille eine Bewegung auszuführen hat einen großen Einfluss auf den Gang. Es zeigte sich, dass Nervenbahnen desjenigen Systems, das unter anderem für die Erzeugung von Emotionen zuständig ist, des limbischen Systems, direkten Einfluss auf das motorische System hat (Brandes et al., 2019, Takakusaki, 2013).
7. Posturale Kontrolle: Dieser Aspekt bezieht sich auf die Haltungskontrolle. Es muss dem System möglich sein, Gliedmaßen oder den Körper selbst im Raum stabil zu halten und auszurichten (Dewar et al., 2015).
8. Dynamisches Equilibrium: Dies meint die Fähigkeit, dass der Körper auch beim Ausführen oder Initiieren einer Bewegung im Gleichgewicht gehalten werden kann (da Luz et al., 2016).
9. Prüfende Bewegungen: Hiermit wird die Selbstkontrolle des Körpers, die Propriozeption, aufgeführt. Die Propriozeption beschreibt die Fähigkeit, die Stellung einzelner Gliedmaßen und deren einzelner Gelenke im Raum wahrnehmen zu können, um eventuelle Fehler und Gleichgewichtsschwankungen im Bewegungsablauf kompensieren zu können (Brandes et al., 2019).
10. Unabhängiger Gebrauch der Arme und symmetrischer sowie asymmetrischer Einsatz des Körpers und/oder der Gliedmaßen: Dem Bewegungssystem muss es möglich sein, verschiedene Aufgaben ausführen zu können. Während die Beine gehen, muss es den Armen möglich sein, dass sie sowohl den Gang mittels Armschwung unterstützen können als auch eigenständige Aufgaben wie das Tragen von Dingen getrennt von den unteren Extremitäten verrichten können (Bruijn et al., 2010).
11. Selektive Entspannung: Der Körper muss in der Lage sein, die Muskelspannung zu regulieren. Der Muskel muss also nach Belieben kontrahieren und entspannen können, was z. B. bei einer spastischen Parese nicht oder nicht in diesem Umfang möglich ist. Hier fehlt einem bestimmten Muskel oder einer Muskelgruppe die Fähigkeit zur Entspannung, wodurch charakteristische Gangbilder erzeugt werden (Chusid et al., 1978).
12. Ausnutzen von Schwung: Die Effizienz der Muskelarbeit wird gerade im Gang dadurch erhöht, dass die Krafrichtung eines erzeugten Schwungs ausgenutzt wird. Wird der Schwung optimal ausgenutzt, minimiert das muskuläre System den Energieaufwand, um die Vorwärtsbewegung zu gewährleisten (Bruijn et al., 2010).
13. Generieren und absorbieren von Kraft: Der erste Punkt betrifft die Muskelarbeit auf einer feineren Ebene. Es muss dem Muskel möglich sein, die exakt die benötigte Kraft zu generieren. Er muss also eine konzentrische Kontraktion kontrolliert durchführen

können. Bei dieser Kontraktionsform verkürzt sich der Muskel während seiner Anspannung. Ebenso muss der Muskel Kraft absorbieren können. Das heißt, dass er nicht nur gewisse Kräfte im Sinne einer konzentrischen Kontraktion erzeugen können, sondern koordinativ auch in der Lage sein muss, einwirkende Kräfte über eine exzentrische Kontraktion abzdämpfen, bzw. zu absorbieren. Die exzentrische Muskelarbeit ist als eine Anspannungsform definiert, bei welcher der Muskel verlängert wird, obwohl er aktiv Kraft erzeugt. Durch die Muskelkraft wird eine Verlängerung verlangsamt, weshalb solche Kontraktionen bei Abbrems- oder Stoppbewegungen auftreten. (Brandes et al., 2019, S. 145)

2.2 Passagier und Lokomotor

Beim Gehen lässt sich der Körper in zwei verschiedene funktionelle Einheiten unterteilen: Der Passagier und der Lokomotor.

Der Passagier besteht aus dem Kopf, den Armen, dem Rumpf (Elftman, 1954) und dem Becken. Das Becken zählt zusätzlich zum Lokomotor, zu dem auch die Beine und Füße gezählt werden (Götz-Neumann, 2016, S. 39). Diese funktionelle Einheit trägt nicht wesentlich zum eigentlichen Akt des Gehens bei, sondern kann ihn nur geringfügig unterstützen (Perry und Davids, 1992). Vielmehr ist es dieser Einheit möglich, separat zu agieren. Die Muskelaktivität in diesem Bereich des Körpers dient fast ausschließlich der Haltung im selbigen. Der Passagier verschiebt sich beim Gang dreidimensional. Es finden eine sogenannte vertikale, laterale und progressionale Verschiebung statt. Diese Verschiebungen haben einen sinusoidalen Verlauf und hängen in ihrer Ausprägung von der Gehgeschwindigkeit ab (Thorstensson et al., 1984).

Die Ausrichtung des Passagiers, der seinen Schwerpunkt im Bereich des zehnten Brustwirbelkörpers hat (Staab, 2012), beeinflusst die Kraft, die von der Muskulatur der Lokomotoreinheit, die im Folgenden beschrieben wird, geleistet werden muss (Perry und Davids, 1992). Die Lokomotoreinheit besteht aus dem Becken und den beiden unteren Extremitäten. Sie dient der eigentlichen Fortbewegung. Somit wird das Becken beiden Einheiten zugeordnet und ist gewissermaßen ein Verbindungsglied sowohl zwischen Passagier- und Lokomotoreinheit als auch zwischen den beiden unteren Extremitäten (Perry und Davids, 1992).

Der Lokomotor erfüllt vier Funktionen beim Gehen. Er sorgt für Standstabilität, Fortbewegung, Stoßdämpfung und Energieeinsparung (Götz-Neumann, 2016, S. 42). Die Standstabilität wird durch aktive und passive Elemente gewährleistet. Die aktiven Elemente sind die Muskeln. Zu den passiven zählen Bänder, Gelenkkapseln und die passive Stabilität. Die passive Stabilität ergibt sich aus der Ausrichtung der einzelnen Knochen zueinander. Physikalisch gesehen besitzt jeder Körper einen eigenen Körperschwerpunkt (KSP). Gibt es einen vorherrschenden

Kraftvektor, wie z. B. die Schwerkraft auf der Erde, wird eine gewisse Stabilität der Körper zueinander, die passive Stabilität, dadurch erreicht, dass die einzelnen Körper auf einer dem Vektor entsprechenden Linie durch ihre Körperschwerpunkte nebeneinander, bzw. übereinander angeordnet sind. (Völcker, 1992) Durch die passiven Elemente kann der menschliche Körper in aufrechter Position ohne großen Energieaufwand relativ stabil gehalten werden. Eine absolute Stabilität ist allerdings selbst im Stand nicht möglich, da der Körper dauerhaft schwankt. Diese Schwankungen sind zum einen durch den Herzschlag begründet, der durch das Pumpen des Blutes zu einer Massenverschiebung und somit einer Veränderung des KSP führt, und zu anderen durch das Fehlen einer absoluten Tiefenstabilität (Götz-Neumann, 2016, S. 43, Murray et al., 1975). Damit der Körper seine Standstabilität dennoch behält, kommen die aktiven Elemente, die Muskeln, ins Spiel. Sie gleichen durch ihre Kontraktionen und damit dem Zug an bestimmten knöchernen Strukturen die Schwankungen aus.

Betrachtet man nun den Gang, fällt allerdings auf, dass man kaum einen Moment der passiven Stabilität hat. Es wird keine Standstabilität erzeugt, sondern man spricht hier vielmehr von einer dynamischen Stabilität und von einer Standstabilität auf einem Bein (Götz-Neumann, 2016, S. 44). Bei der dynamischen Stabilität fehlt dem Körper die passive Stabilität, da der Körperschwerpunkt immer über die Unterstützungsfläche hinausbewegt wird. Es wirken verschiedene Kräfte auf den Körper: Die Schwerkraft, die Massenträgheit und die Bodenreaktionskraft. Die Bodenreaktionskraft ergibt sich aus dem dritten Newton'schen Axiom („Die Wirkung ist stets der Gegenwirkung gleich, d. h., die Wirkungen zweier Körper aufeinander sind stets betragsgleich, aber von entgegengesetzter Richtung.“) (Bartelmann et al., 2015). Diese Kräfte sowie spezielle anatomische Gegebenheiten wie z. B. Gelenkkapseln, Bandstrukturen oder Muskeln führen zur Ausprägung von bestimmten Drehmomenten in den einzelnen Gelenken. Betrachtet man beispielsweise das Hüftgelenk im Gang während der Gewichtsübernahme durch das ipsilaterale Bein, würde dieses ohne muskuläre Gegenmaßnahmen passiv flektieren. Es wirkt also ein Flexionsdrehmoment in dieser bestimmten Phase des Gangs auf das Hüftgelenk ein. Diesen Drehmomenten wirken Muskelspannung, Bänder, Sehnen, Gelenkkapseln und andere Weichteilstrukturen entgegen (Götz-Neumann, 2016, S. 44). Bei der einbeinigen Belastung wird der KSP nach lateral verlagert (ipsilateral des Standbeins), um eine möglichst vertikale Linie zwischen dem KSP und der Unterstützungsfläche (dem Fuß) zu bilden (Verlekar et al., 2018). Zusätzlich müssen weiterhin die stabilisierenden Elemente in Hüfte, Becken und Rumpf aufrechterhalten werden. Die zweite Funktion des Lokomotors ist die Fortbewegung, die im Wesentlichen durch drei Faktoren umgesetzt wird. Ein Faktor ist das Schwungholen des kontralateralen Beines. Dadurch, dass ein Bein das Gewicht trägt und stabilisiert, kann das kontralaterale über verschiedene Elemente wie Drehmomente und Muskelaktivität, zum Beispiel der Hüftflexoren und Knieextensoren, Schwung erzeugen und dem Körper die Beschleunigung erleichtern. Ein weiteres Element ist der freie Fall, der nach Perry

(1992) den größten Teil der Vorwärtsbewegung ausmacht. Das Standbein sorgt für eine gewisse Stabilität während unter anderem durch die Schwungvorgänge so wie Hüft- und Knieextension der Körperschwerpunkt über die Unterstützungsfläche hinaus nach vorne verlagert wird. Durch diese Verlagerung befindet sich der Körper sozusagen im freien Fall, der durch das freie Schwungbein abgefangen wird, welches sich dadurch in die Standphasen begibt. Das dritte Element zur Unterstützung der Fortbewegung des Lokomotors sind die Kipphebel-funktionen (Rocker), die im Fuß bzw. Sprunggelenk ablaufen. Es werden drei verschiedene Rocker-Funktionen nach Perry (1992) aufgeführt: Heel-rocker, Ankle-rocker und Forefoot-rocker. Durch die Rocker-Funktionen wird das Körpergewicht über die Hebefunktion, über die feste Basis seines Drehpunkts, nach vorne bewegt (Götz-Neumann, 2016, S. 44). Die Vorwärtsbewegung erfolgt mit geringem Energieaufwand, wird aber dennoch von Muskeln kontrolliert. Beim Heel-rocker ist der Drehpunkt des Geschehens der Tuber calcanei. Wenn der Fuß des Schwungbeins aufsetzt, trifft die Ferse zuerst den Boden. Durch ein Plantarflexionsdrehmoment rollt der Fuß von Muskeln geführt über den Tuber calcanei ab, sodass sich irgendwann der ganze Fuß auf dem Boden befindet. Dieser Mechanismus unterstützt auch die Stoßdämpfung nach dem freien Fall, indem der senkrecht zum Boden gerichtete Kraftvektor sich verändert und einen Impuls nach vorne gibt (Arazpour et al., 2013). Im nun folgenden Ankle-rocker findet das Drehmoment im Sprunggelenk statt. Der Fuß steht komplett auf dem Boden und der Körper wird durch die Tibia über das Sprunggelenk nach vorne gehoben. Dadurch wird die Bodenreaktionskraftlinie nach vorne bewegt, sodass sich im Sprunggelenk ein Dorsalextensionsdrehmoment einstellt, dass wiederum von Muskeln stabilisiert wird. Der sich anschließende Forefoot-rocker stellt sich ein, sobald die Bodenreaktionskraftlinie sich so weit nach vorne bewegt hat, dass sie die Metatarsalköpfchen erreicht hat. Durch das Abheben der Ferse stellt sich ein Extensionsdrehmoment in den Metatarsophalangealgelenken ein, wodurch der Körper und der Körperschwerpunkt weiter nach vorne bewegt wird. Diese Bewegung erfolgt durch ein Abrollen über die Metatarsalköpfe. Der dritte Punkt, die Stoßdämpfung, spielt sich im Lokomotor in einer bestimmten Phase des Gangzyklus ab, dem Loading response. Diese Phase schließt sich direkt an das Auftreten der Ferse auf den Boden an. Das vordere Bein übernimmt hier nach dem freien Fall das Körpergewicht. Die Stoßdämpfung spielt sich hauptsächlich in drei Gelenken ab (Sprung-, Knie- und Hüftgelenk). Im Sprunggelenk wird der Fall des Fußes beim den Heel-rocker durch die Dorsalextensoren abgebremst und somit kontrolliert. Im Kniegelenk stabilisiert der Musculus (M.) quadriceps femoris das anfallende Knieflexionsdrehmoment. In der Hüfte entsteht sowohl ein Adduktions- als auch ein Flexionsdrehmoment. Das Adduktionsdrehmoment wird durch die Abduktoren abgefangen (Tittel, 2003) und das Flexionsdrehmoment durch die Hüftextensoren (Götz-Neumann, 2016). Die vierte wichtige Aufgabe des Lokomotors ist es, den Körper fortzubewegen, ohne dabei unnötig viel Energie aufzuwenden. Durch den permanenten Wechsel von einem Bein auf das andere

ändert sich stetig die Lage der Unterstützungsfläche. Durch das Nachvornebewegen des KSP und dieser Lageänderung der Unterstützung entstehen, wie oben erwähnt, laterale, vertikale und progressionale Verschiebungen des Passagiers. Würden diese Verschiebungen große Ausmaße annehmen, müsste der Körper ein viel höheres Maß an Energie aufwenden (Götz-Neumann, 2016, S. 52). Um diese Auslenkungen zu minimieren, gibt es sechs bestimmte Bewegungsabläufe (Determinants of Gait) (Saunders et al., 1953, Pheasant, 1981, Rose et al., 1994): kontralaterale Beckenabsenkung, transversale Rotation des Beckens, ipsilaterale Verschiebung des Beckens und physiologische Valgusstellung, koordinierter Sprung- und Kniegelenksmechanismus, kontrollierte Dorsalextension in Mid stance, Fersenanhebung in Terminal stance und Fersenkontakt in Initial contact. Eine weitere Maßnahme zur Verringerung des Energieaufwandes ist eine selektive Muskelkontrolle. Der Körper verringert die Muskelspannung, wann immer es möglich ist. Das gelingt durch das Ausnutzen von Schwung und passiven Stabilitätsmechanismen wie Bänder, Gelenkkapseln, Sehnen und Faszien. Sobald also eine alternative Möglichkeit zur Gelenkkontrolle möglich ist, entspannt sich die Muskulatur. (Götz-Neumann, 2016, S. 57)

2.3 Gangmodell in acht Phasen

Nach der aktuell gängigen Literatur lässt sich der Gangzyklus des Menschen in acht verschiedene Gangphasen einteilen (Los Amigos et al., 2001). Diese laufen stets in derselben festen Reihenfolge ab und orientieren sich an einem Referenzbein. Sie werden in Standphasen (stance), in denen der Fuß des Referenzbeins Bodenkontakt hat, und Schwungphasen (swing), in denen sich der Fuß in der Luft befindet und das Bein Schwung holt, um den Körper nach vorne zu bringen, unterteilt. Die Namen sind: Initial contact/Initialkontakt (IC), Loading response/Stoßdämpferphase (LR), Mid stance/mittlere Standphase (MSt), Terminal stance/terminale Standphase (TSt), Pre-swing/Vorschwungphase (PSw), Initial swing/initiale Schwungphase (ISw), Mid swing/mittlere Schwungphase (MSw) und Terminal swing/terminale Schwungphase (TSw) (Los Amigos et al., 2001). Jede einzelne dieser Phasen hat auch eine definierte relative Länge und somit einen bestimmten prozentualen Anteil am Gesamtzyklus: 0% IC (dient als Nullpunkt), 0-12 % LR, 12-31 % MSt, 31-50 % TSt, 50-62 % Psw, 62-75 % ISw, 75-87 % MSw und 87-100 % TSw (Götz-Neumann, 2016). Nimmt man im Vergleich dazu die bspw. die Werte nach Perry und Burnfield (1992b) (0-2 % IC, 0-10 % LR, 10-30 % MSt, 30-50 % TSt, 50-60 % Psw, 60-73 % ISw, 73-87 % MSw, 87-100 % TSw) sieht man, dass diese sich nicht wesentlich unterscheiden. Wann eine bestimmte Phase beginnt und endet, wird durch spezifische Ereignisse im Gangzyklus deklariert. Der IC, der initiale Startpunkt, beschreibt den Moment, in dem der Fuß des Referenzbeins den Boden berührt und läutet damit direkt die nächste Gangphase ein. Der Bodenkontakt findet hier durch die Ferse statt. Der IC ist also weniger eine Phase als ein konkreter Zeitpunkt im Gangzyklus (Götz-Neumann, 2016,

S. 27). Die sich anschließende Stoßdämpferphase (LR) beginnt mit dem IC und endet wieder, sobald der Fuß des kontralateralen Beines den Boden verlässt. Das LR ist also eine doppelt unterstützte Standphase. In diesem Abschnitt des Gehens wird die in den Schwungphasen erzeugte Beschleunigung abgefangen und ausgeglichen, aber die Vorwärtsbewegung bleibt erhalten. Zudem übernimmt in dieser Phase das Referenzbein das Körpergewicht, sodass das kontralaterale Bein beginnen kann, sich vom Boden abzuheben und in die Schwungphasen zu begeben (Götz-Neumann, 2016, S. 27). Es kommt zu einer Art freien Falls, in dem ca. 60 % des Körpergewichts abgefangen werden müssen (Saunders et al., 1953, Whittle, 2014, Götz-Neumann, 2016, S. 49). Um diesen Fall abzufedern, arbeiten vor allem die Musculi (Mm.) tibialis anterior (frühe Phase), tibialis posterior, soleus und gastrocnemius im Sprunggelenk (Götz-Neumann, 2016, S. 68, 77), der M. quadriceps femoris, mit Ausnahme des M. rectus femoris, im Kniegelenk (Götz-Neumann, 2016, S. 82) und die Mm. gluteus maximus, semitendinosus, semimembranosus, biceps femoris caput longum, tensor fasciae latae (posteriorer Fasern), gluteus medius und minimus im Hüftgelenk (Götz-Neumann, 2016, S. 91) durch exzentrische Muskelarbeit den anfallenden Drehmomenten entgegen. Mit dem Ende des LR beginnt das MSt. Diese Phase startet in dem Moment, in dem der kontralaterale Fuß komplett den Boden verlässt, was auch als Toe-off bezeichnet wird. In dieser frühen Phase liegt der Körpervektor noch senkrecht, weshalb auch der Körperschwerpunkt noch eine relativ ausgeglichene Kraftverteilung über den gesamten Fuß hat. Bis hin zur späten Phase verlagert sich der Körperschwerpunkt nun weiter nach vorne. Hat er sich so weit nach vorne geschoben, dass er direkt über dem Vorfuß des Referenzbeins liegt, beginnt die Ferse abzuheben, wodurch die terminale Standphase beginnt (Götz-Neumann, 2016, S. 60 - 61). Der TSt beginnt als einfach unterstützte Gangphase, geht dann aber schnell über in eine doppelt unterstützte, da sich das kontralaterale Bein im Wechsel von TSw zum IC, bzw. LR befindet. Die Vorwärtsbewegung im TSt, die durch den freien Fall und das Schwingen des kontralateralen Beines bedingt ist, wird durch eine starke exzentrische Aktivität der Plantarflexoren kontrolliert. Das Hüftgelenk des Referenzbeines ist maximal extendiert und die Ferse hebt weiter kontrolliert ab (Götz-Neumann, 2016, S. 62). Dadurch, dass das Referenzbein entlastet wird, können die Schwungphasen eingeleitet werden, die mit dem PSw beginnen. Auch wenn das PSw rein nomenklatorisch noch zu den Standphasen gezählt wird, da beide Füße den Boden berühren, ist es rein funktionell jedoch schon die erste Schwungphase. Wegen der Gewichtsentlastung durch das kontralaterale Bein kann eine schnelle Knieflexion stattfinden, die größtenteils auf Grund von Drehmomenten ohne muskuläre Initiation abläuft (Perry und Davids, 1992). Diese schnelle Knieflexion gepaart mit einer beginnenden Hüftflexion, sorgen für die Vorwärtsbeschleunigung und somit den Schwung des Beins (Götz-Neumann, 2016, S. 63). Sobald nun der Fuß vom Boden abhebt (Toe-off), begibt sich das Referenzbein in den ISw. In dieser Phase bewegt sich der Oberschenkel ca. 20 cm nach vorne, was durch eine schnelle konzentrische

Aktivität sowohl der eingelenkigen (M. iliacus und M. adductor longus) als auch einigen der zweigelenkigen Hüftflexoren (M. sartorius und M. gracilis) bedingt ist. Die in dieser Phase auftretende aktive Kniegelenksflexion wird neben dem M. sartorius und M. gracilis vom M. biceps femoris caput breve unterstützt (Götz-Neumann, 2016, S. 64). Das Bein schwingt weiter nach vorne, sodass es irgendwann dazu kommt, dass sich die Sprunggelenke beider Beine in der Sagittalebene kreuzen. Der Zeitpunkt dieser Kreuzung läutet den Wechsel von ISw in das MSw ein (Götz-Neumann, 2016, S. 28). In dieser Phase wird die Flexionsbewegung des Oberschenkels fortgesetzt und die Flexion des Kniegelenks beginnt sich aufzulösen, was wegen der Flexionsbewegung in der Hüfte und der Schwerkraft nahezu passiv geschieht. Der Fuß befindet sich knapp über dem Boden. Diese Kombinationsbewegung aus Hüftflexion und Knieextension geht so weit, bis die Tibia des Referenzbeins senkrecht zum Boden steht. Ist dieser Zeitpunkt erreicht, schließt sich die letzte Gangphase, der TSt an (Götz-Neumann, 2016, S. 28). Die Hüfte behält hier ihre Flexionsstellung bei und das Knie streckt sich bis hin zur Neutral-Null-Stellung, die durch eine simultane Aktivität von M. quadriceps femoris und der ischiocruralen Muskulatur stabilisiert wird. Da sich das kontralaterale Bein im TSt befindet, folgt der freie Fall auf das Referenzbein, welches somit vom TSw in den IC übergeht. Ein weiterer Gangzyklus kann beginnen. (Götz-Neumann, 2016, S. 65 - 66)

2.3.1 Traditionelle Terminologie

In der Ganganalyse finden sich zwei verschiedene Terminologien wieder, die im Folgenden gegenübergestellt werden. Sowohl in der traditionellen Terminologie als auch in der nach Rancho-Los-Amigos-System (RLANRC) gliedert sich das Gangmodell in acht Phasen, jedoch mit teilweise anderen initiierenden Ereignissen. Die Gliederung nach RLANRC wurde im vorherigen Kapitel beschrieben (Kapitel 2.3) und wird auch im weiteren Verlauf der Arbeit als Grundlage dienen. Zum besseren Verständnis wird jedoch auch die traditionelle Terminologie erläutert, da diese auch häufig in der Literatur genutzt wird. Die traditionelle Terminologie beginnt mit dem „Heel strike“ (dt.: Fersenaufprall). Die sich anschließende Phase nennt sich „Foot flat“ (dt.: Fußsohlenbodenkontakt) und beschreibt die Phase nach dem „Heel-strike“, in welcher der Fuß abrollt und die Fußsohle Bodenkontakt hat. Hieran schließt sich das Mid stance (dt.: mittlere Standphase) an. In dieser Phase wird der Körper nach dem initialen Aufsetzen des gesamten Fußes nach vorne bewegt. Sie wird von der neuen Phase, dem „Heel-off“ (dt.: Fersenabhebung) abgelöst und endet somit durch das Abheben der Ferse. Dem folgt das „Toe-off“ (dt.: Zehenabhebung), bei dem nun der komplette Fuß keinen Bodenkontakt mehr besitzt. Das sich anschließende Acceleration beschreibt die Beschleunigung des Referenzbeins vorne und endet mit Beginn des Mid swing (dt.: mittlere Schwungphase). Die folgende Phase ist das „Deceleration“ (dt.: Abbremsphase), welche die letzte ist und somit den Gangzyklus

abschließt. Diese acht Phasen sind nicht äquivalent zu der Einteilung nach RLANRC, weisen aber einige Parallelen auf. In der Tabelle 1 werden diese noch einmal gegenübergestellt.

*Tabelle 1: Vergleich von Nomenklaturen der Ganganalyse
Nach Götz-Neumann (2016), S. 26*

traditionelles System	Rancho-Los-Amigos-System
Heel strike – Fersenaufprall	Initial contact – initialer Kontakt
Foot flat – Fußsohlenbodenkontakt	Loading response – Teil der Stoßdämpferphase
Mid stance – mittlere Standphase	Mid stance – (Teil der) mittleren Standphase
Heel-off – Fersenanhebung	Terminal stance – (Teil der) terminalen Standphase
Toe-off – Zehen abgehoben	(End of) Pre-swing, (start) Initial swing – Ende Vorschwungphase und Beginn initialer Standphase
Acceleration – Beschleunigungsphase	(Part of) Initial and Mid swing – Teil der initialen und mittleren Schwungphase
Mid swing – mittlere Schwungphase	(Part of) Mid and Terminal swing – Teil der mittleren und terminalen Schwungphase
Deceleration – Abbremsphase	(Part of) Terminal swing – Teil der terminalen Schwungphase

In dieser Arbeit wird in der Einteilung der Gangphasen Bezug auf das RLANRC-System genommen, da sich dieses System laut Zalpour (2013) durch seine neutralere Terminologie auch besser zur Beurteilung von Abweichungen eignet und Missverständnissen vorbeugt (Zalpour, 2013, S. 465).

2.4 Methoden der Ganganalyse

Grundsätzlich kann man die Methoden der Ganganalyse in vier verschiedene Verfahren unterteilen: Bestimmung des Zeit-Weg-Parameters, beobachtende Ganganalyse, videobasierte Ganganalyse, computergestützte Videoanalysesysteme und Elektromyographie (Crevenna et al., 2017). Diese Methoden können separat und teilweise auch in Kombination angewendet werden. In der hier durchgeführten Untersuchung wird eine Kombination aus videobasierter Ganganalyse und computergestützter Videoanalyse verwendet.

2.4.1 Bestimmung des Zeit-Weg-Parameters

Dieses Verfahren ist gut objektivierbar und benötigt keine aufwendigen technischen Gerätschaften. Zu den messbaren Daten zählen hier die Kadenz (Schrittzahl pro Zeit), die Schrittlänge bzw. Doppelschrittlänge, die Zyklusdauer und die Ganggeschwindigkeit. Während sich die Schrittlängen mit beispielsweise Puder an den Füßen bestimmen lassen, benötigt man für die anderen Parameter lediglich eine Stoppuhr. Diese Messungen sind zwar gut objektivierbar, sie geben jedoch wenig Aufschluss über die Ursache eines Problems, da sie lediglich eine Facette des Endprodukts Gang erfassen (Crevenna et al., 2017). Die gemessenen Werte hängen z. B. stark von Statur und Größe der Probanden ab, weshalb man sie vor allem bei Kindern vorsichtig interpretieren sollte (Sutherland et al., 1988). Es kann also sein, dass sich hier gewisse als pathologisch erkannte Merkmale durch das Längenwachstum verändern oder aufheben. (Crevenna et al., 2017)

2.4.2 Beobachtende Ganganalyse

Bei der beobachtenden Ganganalyse wird der Gang einer Person qualitativ analysiert. Diese Form der Analyse erlaubt bspw. Aussagen über Symmetrie, Gleichgewicht und Geschwindigkeit. Ein weiterer Vorteil ist, dass sowohl jedes Element einzeln als auch bestimmte Funktionseinheiten des Körpers oder der Körper als gesamte Einheit betrachtet werden können. Zudem kann auch der Einsatz von Hilfsmitteln zur Fortbewegung beobachtet werden. (Crevenna et al., 2017) Allerdings bietet diese Form der Analyse auch einige Nachteile wie die Reproduzierbarkeit (Krebs et al., 1985). Es handelt sich um eine Momentaufnahme, die durch das menschliche Auge in voller Geschwindigkeit teilweise nur bedingt beurteilt werden kann. Außerdem ist dieses Verfahren stark von der klinischen Expertise des Untersuchers abhängig. (Crevenna et al., 2017)

2.4.3 Videobasierte Ganganalyse

Dieses Verfahren funktioniert genau wie die beobachtende Ganganalyse, nur dass der Gang aufgezeichnet wird. So ist es möglich, den Ausschnitt des Probanden mehrfach nachzuvollziehen und auch in verschiedenen Geschwindigkeiten zu analysieren. Man hat auch die Möglichkeit, bestimmte Areale mit einer Vergrößerung genauer zu betrachten. Meist wird für solche Analysen eine Aufnahme der Sagittalebene verwendet. Es ist jedoch möglich mehrere Kameras zu synchronisieren und somit auch die Frontalebene und die dort sichtbaren Bewegungen zu erfassen. Ein Nachteil der videobasierten Ganganalyse ist allerdings, dass sie nicht objektivierbar ist und somit von der Expertise des Untersuchers abhängt (Crevenna et al., 2017). Daher besteht auch hier eine eher schlechte Reliabilität (Krebs et al., 1985). Es können zudem keine genauen Aussagen über einzelne Gelenkwinkel getroffen werden. (Crevenna et al., 2017)

2.4.4 Computergestützte Ganganalyse

Die computergestützten Analyseverfahren können mehrere Messsysteme miteinander kombinieren. Es ist möglich, Daten über die Kinetik, die Kinematik, den Energieverbrauch, eine Videoaufnahme und eine Elektromyographie zu erheben (Crevenna et al., 2017, S. 170). Die Kinetik beschreibt die einwirkenden Kräfte, die eine Bewegung verursachen oder beeinflussen. Hierbei werden die Kräfte über eine Fußdruckmessung analysiert. Die Kinematik beschreibt die Bewegungen der Gelenke. Diese werden über reflektierende Marker (passive Marker) oder Leuchtdioden (aktive Marker), die an bestimmten Fixpunkten der Gelenke angebracht werden, oder über Ultraschall (Schumpe et al., 1982) erfasst. Über die Kinetik und die Kinematik ist es möglich, die Gelenkdrehmomente zu ermitteln (Olney et al., 1990). Der Energieverbrauch, liefert einen Eindruck über die Effizienz des Gangs. Ein erhöhter Energieverbrauch beim Gehen kann auf ein nicht physiologisches oder nicht ergonomisches Gangmuster hinweisen (Götz-Neumann, 2016, S. 51). Diesen Verbrauch kann man mit Hilfe kinetischer Daten schätzen (Olney et al., 1990, Winter, 1990) oder über den Sauerstoffverbrauch (Campbell und Ball, 1978), der z. B. über indirekte Kalorimetrie ermittelt werden kann (Brandes et al., 2019, S. 536). Die Elektromyographie dient zur Ableitung elektrischer Potentiale, die bei einer Muskelkontraktion entstehen (Brandes et al., 2019). Die Höhe der Amplitude dieser Potentiale scheint mit der aufgebrachten Kraft zu korrelieren (Desmedt, 1973). Somit können bedingt Aussagen über die Beanspruchung eines Muskels getätigt werden. Zur Messung der Potentiale können zwei verschiedene Arten von Elektroden verwendet werden: Oberflächenelektroden oder Dünndrahtelektroden. Oberflächenelektroden bieten den Vorteil, dass sie nicht invasiv und die Ergebnisse weniger variabel sind. Allerdings ist es nicht möglich einzelne Muskeln oder tief-liegende Muskeln genau abzuleiten, da die Elektroden nur an der Hautoberfläche angebracht werden. Die Dünndrahtelektroden werden direkt in den zu untersuchenden Muskel appliziert. Bei dieser Methode ist es gut möglich, das Potential eines einzelnen Muskels zu bestimmen. Sie ist jedoch invasiv und durch die Gewebeschädigung und Muskelirritation kann es zu lokalen Muskelkrämpfen sowie Veränderungen des Gangmusters kommen, welche die Daten verfälschen können. (Crevenna et al., 2017)

2.4.5 Fußdruckmessung

Die Fußdruckmessung wird auch Pedographie oder Pedobarographie genannt und zählt zu den Methoden der computergestützten Ganganalyse. Mit dieser Methode wird der Druck gemessen, der über den Fuß auf den Boden ausgeübt wird. Um diesen Druck zu messen, können Dehnungsmessstreifen, piezoelektrische oder kapazitive Messverfahren verwendet werden (Hennig und Nicol, 2004). Vom grundlegenden Prinzip wird bei den Dehnungsmessstreifen die Dehnung auf einen elektrischen Leiter übertragen, der daraufhin seinen elektrischen Widerstand ändert. Auf Grund dieser Widerstandsänderung kann im Rückschluss die Dehnung und

somit der entsprechende Druck, der ausgeübt wird, ermittelt werden (Keil, 2017). Ein weiteres Verfahren basiert auf dem Piezoeffekt. Dieser beschreibt einen elektromechanischen Effekt bei der Einwirkung von mechanischen Kräften auf bestimmte Kristalle wie z. B. Quarzkristalle. Durch die Kompression werden die Ionen des Kristallgitters gegeneinander verschoben, was auf der Oberfläche zu einer Ladungsänderung führt. Diese kann wiederum gemessen werden. (Bartz-Beielstein et al., 2017)

Bei der Fußdruckmessung über kapazitive Methoden befinden sich kapazitive Sensoren in z. B. einer Fußdruckmessplatte. Diese Sensoren sind kleine eigenständige Einheiten, die als Kondensator fungieren. Vom grundsätzlichen Prinzip werden durch den Druck, den beispielsweise ein Mensch auf einer Platte erzeugt, zwei Elektroden einander angenähert. Durch diese Annäherung verändert sich die Kapazität der einzelnen Kondensatoren. Je stärker der Druck, desto stärker werden die beiden Elektroden angenähert und desto stärker ist wiederum die Kapazitätsänderung. Durch mehrere nebeneinander angeordnete Sensoren können somit einzelne Areale mit unterschiedlichen Drücken ermittelt werden. Das System mit einer kapazitiven Messplatte wird auch beim DIERS pedogait verwendet, welches zur Ermittlung der Fußdruckmessdaten dieser Studie verwendet wurde. (Hesse und Schnell, 2018)

Für die Pedographie-Verfahren werden im klinischen Alltag zwei verschiedenen Möglichkeiten der Messung angewendet: die Messung per Messsohle oder per Messplattform (Hansen, 2010). Beides sind Verfahren, die auch zur Ermittlung der dynamischen Pedographie (z. B. im Gang) eingesetzt werden können. Bei der ersten Variante werden spezielle Sohlen in den Schuh eingelegt. Bei der zweiten Variante wird der Fußdruck über eine z. B. im Boden befindliche Platte ermittelt (Scharrer, 2020). Durch die Verwendung von multiplen Sensoren ist es möglich, nicht nur eine grobe durchschnittliche Druckverteilung des ganzen Fußes zu ermitteln, sondern auch Druckverteilungsunterschiede innerhalb der gesamten Fußauflagefläche zu detektieren. Die Sensordichte beträgt hierbei zwischen einem bis vier Sensoren pro Quadratcentimeter, die mit einer Abtastrate von 25-400 Hz arbeiten. (Hansen, 2010)

2.4.6 Optische Vermessung der Körperoberfläche

Die optische Vermessung der Körperoberfläche kann im Sinne einer weiteren Zusatzkomponente der computergestützten Ganganalyse klassifiziert werden. Genau genommen wird hierbei das Verfahren der Videorasterstereographie angewendet. Im folgenden Abschnitt werden sowohl die Videorasterstereographie an sich erklärt als auch die dafür nötigen Grundlagen über die Funktion dieser Methode.

2.4.6.1 Triangulation

Die Triangulation ist eine geometrische Methode, die der optischen Abstandsmessung dient. Sie bezieht sich auf die mathematische Berechnung mit Hilfe von Dreiecken. Das Grundprinzip

lässt sich z. B. mit Hilfe des Sinussatzes erklären. In Abbildung 1 gibt es eine bekannte Strecke f (aufgespannt zwischen den Punkten A und B) und einen dazu willkürlich gewählten Punkt C.

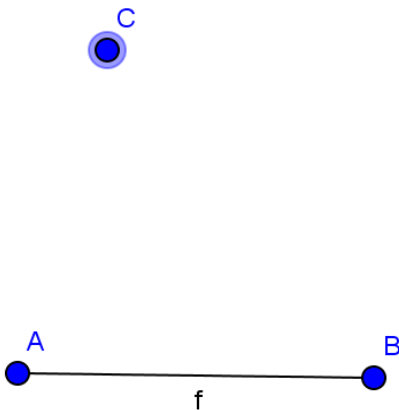


Abbildung 1: Schaubild zur Triangulation 1 (in Anlehnung an Hierholzer (1993))

In Abbildung 2 sind alle drei Punkte zu einem Dreieck miteinander verbunden. Die jetzt neu entstandenen Winkel sind ebenfalls bekannt. Möchte man jetzt beispielsweise die Strecke g berechnen, kann man das nach dem Sinussatz folgendermaßen:

$$g = \frac{\sin(\beta)}{\sin(\gamma)} * f$$

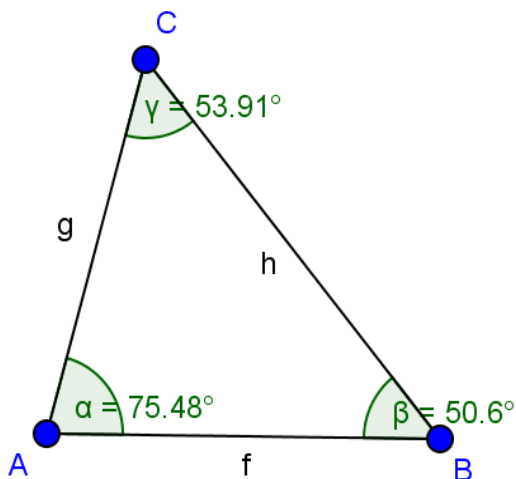


Abbildung 2: Schaubild zur Triangulation 2

Es lässt sich also mit einer bekannten Seitenlänge und bekannten Innenwinkeln die Länge jeder weiteren unbekannte Seite in einem beliebigen Dreieck berechnen (Hartley und Sturm, 1997). Dies ist äquivalent auch mit anderen Verfahren wie z. B. dem Kosinussatz möglich. (Walz et al., 2019)

Erweitert man das zweidimensionale System auf ein dreidimensionales, gibt es theoretisch unendlich viele mögliche Dreiecke. Aus diesem Grund ist es notwendig zusätzlich die

Höhenwinkel zu berechnen, um eine exakte Position von C im dreidimensionalen Raum zu erhalten (Hierholzer, 1993).

2.4.6.2 Stereophotogrammetrie

Bei der Stereophotogrammetrie wird die Messung von Entfernungen bzw. Strecken anhand eines Bildes/Fotos grundsätzlich auch nach dem Prinzip der Triangulation ermittelt. Hierbei werden zwei (oder mehr) Kameras benötigt, die jeweils senkrecht zur Basislinie und gleichzeitig aber zueinander parallel sind (siehe Abbildung 3) (Schwarz, 2017). Die räumliche Zuordnung der Kameras zueinander muss im Vorfeld bekannt sein. Die aufgenommenen Bilder müssen sich zu mindestens 50-60 % überlappen (Schwarz, 2017). Es entstehen somit zwei Bilder vom selben Objekt, die von zwei verschiedenen Standorten aufgenommen wurden. Werden diese Bilder nun dem menschlichen Auge nach dem Wechselblendenprinzip (z. B. mit einer Shutter-Brille) (Luhmann, 2010) mit einem Bildwechsel von 100 Hz präsentiert, entsteht der Eindruck von Dreidimensionalität (Schwarz, 2017). Dieses Phänomen wird auch als Stereoskopie bezeichnet (Rubio et al., 2020). Dadurch, dass der Abstand zwischen den beiden Kameras bekannt ist, kann man einen dreidimensionalen Standpunkt des zu untersuchenden Bildpunktes rekonstruieren (Linz, 2013). Anhand der Stereophotogrammetrie ist es somit auch möglich, die Lage von sich bewegenden Punkten dreidimensional im Raum zu bestimmen (Hierholzer, 1993).

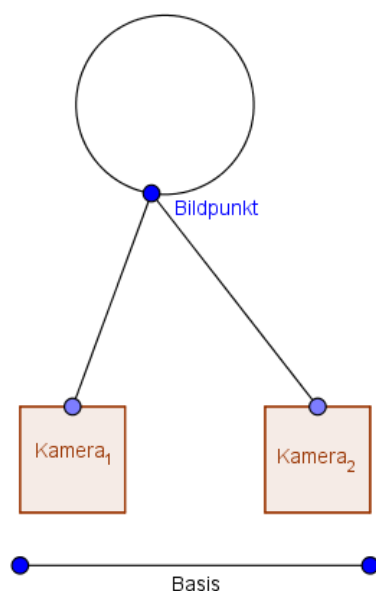


Abbildung 3: Schaubild zur Stereophotogrammetrie (in Anlehnung an Hierholzer (1993))

2.4.6.3 Videorasterstereographie (VRS)

Eine Voraussetzung für die Stereophotogrammetrie ist eine bestenfalls nicht spiegelnde und möglichst strukturreiche Oberfläche (Schwarz, 2017). Die Hautoberfläche spiegelt zwar nicht, ist aber auch relativ strukturarm. Die Rasterstereographie bzw. Videorasterstereographie ist

ein Verfahren, mit dem man trotz dieser Einschränkung die Körperoberfläche eines Menschen erfassen kann. Dies ermöglicht die Form und Haltung der Wirbelsäule eines Menschen dreidimensional und ohne Exposition von Röntgenstrahlen darzustellen (Harzmann, 2001). Die VRS funktioniert nach den Prinzipien der Stereophotogrammetrie und der Triangulation. Bei der VRS wird im Vergleich zur Stereogrammetrie eine Kamera durch einen Projektor ersetzt, der Lichtstrahlen auf die Körperoberfläche projiziert. Diese Strahlen sind horizontal und parallel zueinander angeordnet. Da sich nach den Gesetzen der Optik die Lichtstrahlen umkehren lassen, kann der Projektor auch als eine Art zweite Kamera gesehen werden, wodurch sich an den mathematischen Möglichkeiten zur Auswertung von Punkten im dreidimensionalen Raum keine Unterschiede zur Stereogrammetrie ergeben (Hierholzer, 1993). Hier ist allerdings der Unterschied, dass die Anordnung der Lichtstrahlen von vorneherein bekannt ist und somit lediglich die Bilder der eigentlichen Kamera ausgewertet werden müssen. Die Videokamera zeichnet die Bilder auf und diese werden anschließend von einem Programm ausgewertet. So kann die dreidimensionale Struktur der Rückenoberfläche ermittelt werden. Zur Orientierung des Systems müssen allerdings Fixpunkte definiert werden. Diese Fixpunkte sind die Spinae iliacae posteriores superiores, der Sacrum punkt, der den kranialen Beginn der Rima ani darstellt, und der Processus spinosus der Vertebra prominens (Harzmann, 2001). Als Vertebra prominens (VP) wird in der Regel der siebte Halswirbel bezeichnet. Es gibt jedoch auch individuelle Abweichungen, sodass die VP auch den sechste Hals- oder den ersten Thorakalwirbel beschreiben kann (Stonelake et al., 1988). Zudem werden diese Bezugspunkte durch eine Bezugslinie ergänzt, die Symmetrielinie (Hierholzer, 1986). Die Symmetrielinie teilt den Rücken in zwei Hälften, die minimal asymmetrisch sind. Diese Linie errechnet sich auch aus bestimmten Flächenkrümmungen. Das System detektiert diese Linie wegen der charakteristischen Krümmungen als Linie, die bei einem gesunden Menschen der Lage der Processus spinosi entspricht (Harzmann, 2001). Somit ist nach Harzmann (2001) die Herstellung eines Bezugs zum knöchernen Verlauf der Wirbelsäule möglich. Die rotatorische Komponente der Wirbelkörper kann ebenso auf Grund der Oberflächenverformung errechnet werden, da die Flächenrotation der Rotation der Wirbelkörper entspricht (Turner-Smith et al., 1988). Die VRS wird unter anderem auch als Ergänzung zur Wirbelsäulenvermessung bei Skoliosepatienten verwendet, um die Anwendung von Röntgenstrahlungen herabzusetzen (Schulte et al., 2008). Eine Einschränkung besteht hier jedoch bei der Vermessung bei Cobb-Winkeln über 50°. In diesen Fällen sinkt die Messgenauigkeit der VRS (Hackenberg et al., 2002). Der Cobb-Winkel gibt bei Skoliosepatienten das Maß der Wirbelsäulenkrümmung an und wird anhand eines Röntgenbildes ermittelt (Grifka, 2021, S. 232-233).

2.4.7 DIERS 4Dmotion®

Die Firma DIERS International GmbH entwickelte diese Technologie seit der Entdeckung von Hierholzer und Drerup stetig weiter (Harzmann, 2001). Mit dem aktuellen DIERS 4Dmotion® ist es möglich, die drei Dimensionen des Raums mit einer vierten Dimension, der Zeit, zu verbinden (DIERS International GmbH, 2020). Das bedeutet, dass Positionsveränderungen eines Körpers im dreidimensionalen Raum über einen bestimmten Zeitraum hinweg erfasst werden können. Das DIERS 4Dmotion® besteht aus mehreren Einzelkomponenten, auf die in Kapitel 2.5 genauer eingegangen wird. Diese Technik ermöglicht es Haltungs- und Funktionsstudien, wie z. B. die Ganganalyse, durchzuführen und dabei unter anderem die Bewegungen der einzelnen Wirbelkörper während des Gehens zu detektieren.

2.4.8 Gang und Geschwindigkeit

Schon in der Vergangenheit wurde der Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf den Gang untersucht. Grundsätzlich lässt sich sagen, dass mit steigender Gehgeschwindigkeit die grundlegend messbaren Parameter verändern. Gemeint sind hier die Schritt- bzw. Zykluslänge und die Schrittfrequenz, welche bei Zunahme der Geschwindigkeiten ebenfalls ansteigen (Fukuchi et al., 2019, Jordan et al., 2007). Ebenso sinken diese Parameter bei Verlangsamung der Gehgeschwindigkeit. Demnach nimmt die Zeit, die pro Schritt aufgewendet wird, bei langsamen Geschwindigkeiten zu. Die Spurbreite und deren Variabilität sowie die Schrittlängenvariabilität verändern sich allerdings mit sinkender Geschwindigkeit nicht (Wu et al., 2019). Bei genauerer Betrachtung speziell des Sprunggelenks wurde festgestellt, dass auch die Muskelarbeit in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit variiert. Bei niedrigeren Gehgeschwindigkeiten scheint die Stabilität des Sprunggelenks eher durch passive Strukturen wie Bänder oder Gelenkkapseln bedingt zu sein als bei höheren, bei denen wiederum die Muskulatur mehr und mehr die Stabilitätsfunktion übernimmt. Zudem nimmt hier nicht nur die Muskelarbeit für das Erreichen der Gelenkstabilität zu, sondern auch für die Fortbewegung an sich. Dies zeigt sich durch eine vermehrte Kraftentwicklung bei der aktiven Plantarflexion im TSt bei steigender Gehgeschwindigkeit (Safaeepour et al., 2014). Für die Gangphasen gilt im Zusammenhang mit der Geschwindigkeit generell, dass die prozentuale Dauer der Standphasen (LR, MSt, TSt) mit Anstieg der Gehgeschwindigkeit abnimmt, während die der Schwungphasen (PSw, ISw, MSw, TSw) zunimmt. Äquivalent hierzu verhält es sich bei geringeren Geschwindigkeiten, bei denen die relative Dauer der Standphasen zunimmt, wohingegen die der Schwungphasen abnimmt (Hebenstreit et al., 2015). Auch die einzelnen Endpunkte der Gangphasen variieren mit der Veränderung der Gehgeschwindigkeit. So enden mit einem Anstieg dieser LR, MSt und PSw früher, wohingegen sie mit sinkender Geschwindigkeit später enden (Liu et al., 2014). Für die Schwungphasen konnte bei dieser Untersuchung kein derartiges Muster festgestellt werden.

2.5 DIERS 4Dmotion®Lab an der Universitätsmedizin Mainz

In vorangegangenen Studien des MotionLab der Universitätsmedizin Mainz wurde in Zusammenarbeit mit der Firma DIERS die Funktion des DIERS 4Dmotion® Lab verwendet. Zur Grundausstattung des DIERS 4Dmotion® Lab zählen das DIERS 4Dmotion®, das DIERS leg axis (posterior) und das DIERS pedogait. Zusätzlich wurde noch das optionale Kameramodul DIERS leg axis (lateral) verwendet, dessen Daten aber für die Auswertung vorerst nicht verwendet wurden, weil der Fokus einer vorangehenden Studie auf dem Bewegungsverhalten der Wirbelkörper im Gang lag. Da die Kamera und die Fußdruckmessplatte in unterschiedlichen Frequenzen die Daten erfassen, wurde das System dahingehend synchronisiert, dass trotz unterschiedlicher Analysefrequenz Start- und Endpunkte vereinheitlicht wurden. An dieser Synchronisation setzt die erste Fragestellung dieser Ausarbeitung an. Es wird untersucht, ob es durch die Synchronisation zu Abweichungen gekommen ist, die ggf. die Ergebnisse von Huthwelker et al. (2023) limitieren könnten.

Ein Ziel dieser Untersuchung von Huthwelker et al. (2023) war es, den Bewegungsablauf der einzelnen Wirbelkörper und des Beckens während eines Gangzyklus bei verschiedenen Geschwindigkeiten zu beobachten. Bei der Auswertung der Daten fiel auf, dass im Vergleich zu den restlichen Wirbelkörpern die Streuung der Rotationsextrema des Beckens sehr willkürlich stattgefunden zu haben schien (Huthwelker et al., 2023). Es ließ sich kein klares Muster abbilden, zu welchem Zeitpunkt im standardisierten Gangzyklus sich im Durchschnitt ein Rotationsminimum oder -maximum finden ließ. Diese Art von Rotationsanomalie war der Anstoß für die hier durchgeführte Analyse.

2.6 Die transversale Beckenrotation

Grundsätzlich wird die Beckenrotation in der Transversalebene als eine zyklische Bewegung beschrieben (Lewis et al., 2017). Es existieren allerdings unterschiedliche Angaben zum Zeitpunkt des Auftretens der Rotationsextrema. Laut der Literatur von Perry und Götz-Neumann findet die Beckenrotation zu einem bestimmten definierten Zeitpunkt im Gangzyklus statt. Nach Götz-Neumann rotiert das Becken in der Transversalebene maximal um 5° nach vorne und 5° nach hinten. Die maximale Rotation nach vorne beginnt hier im TSt und erstreckt sich bis hin zum MSt. Im MSt bewegt sich das Becken von der maximalen Rotation bis hin zur Neutralposition. Im sich anschließenden TSt rotiert das Becken aus der neutralen in die maximal nach hinten rotierte Position (im Folgenden als minimale Rotation aufgeführt). Diese minimale Rotation beginnt sich im MSw aufzulösen und wieder in die Nullstellung zurückzurotieren. In einer weiteren Quelle hat die Beckenrotation einen eher sinusoidalen Verlauf und rotiert hier maximal um 10° zum Zeitpunkt des IC und minimal um 10° während des PSw (Suppé und Bongartz, 2013). In neueren Studien ließen sich verschiedene Zeitpunkte zum Auftreten der maximalen und minimalen transversalen Beckenrotation beobachten. Es gab sowohl

Beobachtungen, dass ein Rotationsextremum mit dem IC zusammen auftritt (Lewis et al., 2017) und bis zum Ende der doppelt unterstützten Gangphasen erhalten bleibt (IC + LR), als auch, dass es erst später im LR und MSt, bzw. am Ende der Standphasen (nach ca. 56 % des Gangzyklus) stattfindet (Uemura et al., 2018). Bei Lewis et al. (2017) zeigte sich zudem, dass der Mittelwert der Rotationskurven nicht nur je ein Maximum und Minimum hatte, sondern dass es gemittelt über alle Probanden jeweils einen doppelgipfligen Verlauf gab. Das erste Maximum lag bei ca. 3 %, das zweite bei ca. 25 % des Gangzyklus. Das erste Minimum lag bei ca. 53 % und das zweite bei ca. 75 %. Der Ausschlag der Rotationsamplitude war bei den zweiten Extrema leicht geringer als bei den ersten. Bei der Amplitude der Rotationen zeigt sich im Allgemeinen ein Unterschied zwischen Frauen und Männern. Es konnte in mehreren Studien gezeigt werden, dass die Rotation in der Transversalebene (und auch die laterale Auslenkung des Beckens in der Frontalebene) bei Frauen stärker ausgeprägt ist als bei Männern (Lewis et al., 2017, Michalik et al., 2020). Dieser Effekt kommt vor allem bei größeren Geschwindigkeiten ab 3 km/h zum Tragen (Michalik et al., 2020). Die Amplitude der transversalen Beckenrotation ist allerdings nicht nur abhängig vom Geschlecht. Auch die Geschwindigkeit spielt eine Rolle. Das Ausmaß der Rotation vergrößert sich mit Zunahme der Geschwindigkeit sowohl für die Rotation gegen als auch mit dem Uhrzeigersinn, was unter anderem mit einer Zunahme der Schrittlänge korreliert (Michalik et al., 2020). Weitere Faktoren können Pathologien beispielsweise im Bewegungssystem sein. Es konnte gezeigt werden, dass das Ausmaß der Beckenbewegung sowohl von Kippung in Sagittal- und Frontalebene als auch die Rotation in der Transversalebene bei Patienten Arthrose des Hüftgelenks im Vergleich zu hüftgesunden Menschen höher war (Sultan et al., 2018).

In einer Studie des MotionLab der Universitätsmedizin Mainz (Huthwelker et al., 2023) ließen sich die in Kapitel 2.6 erwähnten Annahmen zum Zeitpunkt der maximalen und minimalen Beckenrotation jedoch nicht bestätigen. Stattdessen deuteten die Daten darauf hin, dass der Zeitpunkt der maximalen und minimalen Beckenrotation nicht auf feste Zeitpunkte im Gangzyklus festgelegt zu sein scheint. So lagen beispielsweise die Zeitpunkte der maximalen Rotation anscheinend willkürlich verteilt zwischen 98 % und 40 % des standardisierten Gangzyklus (SGZ) (Huthwelker et al., 2023). Hieraus leitet sich das dritte Ziel dieser Ausarbeitung ab. Es wird hier genauer untersucht, wie es sich mit dem zeitlichen Auftreten der Rotationsextrema bei den für Huthwelker et al. (2023) akquirierten Probanden verhält und ob diese wirklich scheinbar willkürlich auftreten oder eine gewisse Regelmäßigkeit zu erkennen ist.

In der Literatur werden, wie eben beschrieben, mögliche Ursachen für Abweichungen in der Beckenrotation erläutert. Allerdings konnten durch die Ein- und Ausschlusskriterien der Probanden bestimmte Faktoren wie Geschlecht, Krankheit (bspw. Arthrose) oder Unterschiede bezüglich des Probandenalters als Grund für derartige Werte scheinbar keine Erklärung für die Ergebnisse liefern. Zudem gibt es in der Literatur keinen konkreten Hinweis auf Gründe für

die verschiedenen Zeitpunkte der Beckenrotationsextrema. Es stellt sich also die Frage, was die Gründe für diese unterschiedlichen Ergebnisse sind.

In dieser Studie werden daher mögliche Ursachen dieser Fragen untersucht. Als Referenz dienen die Ausarbeitungen von Götz-Neumann. Möglicherweise lassen sich durch die Untersuchungen Gründe oder Indizien hervorheben, die den Zeitpunkt des Auftretens der Beckenrotationsextrema erklären können. Die Ergebnisse könnten zu einem besseren Verständnis des menschlichen Gangbildes beitragen. Dieses Verständnis könnte in Zukunft in Kombination mit weiteren Untersuchungen daran beteiligt sein, ein besseres Verständnis von der Entstehung bestimmter Krankheiten zu gewinnen, einen neuen oder optimierten Ansatz zur rehabilitativen Behandlung von Patienten mit Gangstörungen zu bieten. Möglicherweise könnten Untersuchungen, die auf dieser Arbeit aufbauen, auch bei der Optimierung von funktionellen Beinprothesen helfen. Hier könnten die Erkenntnisse über die Beckenbewegung im Gang vielleicht helfen, Ausweichbewegungen vorzubeugen und die Prothesen langlebiger zu machen oder eine potenzielle Belastung auf Becken oder Wirbelsäule entgegenzuwirken.

2.7 Body-Mass-Index (BMI)

Es gibt einige Faktoren, von denen bekannt ist, dass sie den menschlichen Gang beeinflussen. Einer davon ist der BMI (Davis-Wilson et al., 2021). Der BMI ist ein häufig benutzter Wert, um die Relation zwischen Größe und Gewicht eines Menschen zu bestimmen und damit indirekt eine Aussage über den Körperfettanteil zu erhalten. Da dieser Wert sich allerdings nur rein auf die Gesamtmasse bezieht, ist er weniger gut anwendbar, wenn Massenveränderungen durch den Zuwachs oder Abbau von beispielsweise Muskelmasse oder Wassereinlagerungen hervorgerufen werden (Föller und Stangl, 2021). Dennoch wird er im Allgemeinen als ein guter Indikator zur Vorhersage von krankhaften Gewichtsveränderungen angesehen. Zur Berechnung des BMI werden die Größe und die Masse einer Person benötigt:

$$BMI = \frac{\text{Körpermasse}_{[kg]}}{\text{Körpergröße}_{[m^2]}}$$

Für den BMI sind laut der World Health Organization (WHO) Grenzwerte festgesetzt, die auf ein gesundes oder pathologisches Gewicht hindeuten (siehe Tabelle 2). Zu beachten ist, dass für eine Interpretation des BMI auch das Alter relevant sein könnte. Föller und Stangl (2021) empfehlen, die Grenzwerte für ältere Menschen nach oben zu verschieben, da im Vergleich zum jungen Erwachsenenalter ein leichter Anstieg des BMI mit dem steigenden Alter einen günstigeren Einfluss auf ein gesundes Leben hat. (Föller und Stangl, 2021)

Tabelle 2: BMI Kriterien der WHO (WHO, 2022)

WHO-Kriterien	BMI [$\frac{kg}{m^2}$]
Untergewicht	< 18,5
Normalgewicht	18,5-24,9
Übergewicht (Präadipositas)	25,0-29,9
Fettleibigkeit (Adipositas)	≥ 30,0
• Adipositas Grad I	30,0-34,9
• Adipositas Grad II	35,0-39,9
• Adipositas Grad III	≥ 40,0

3 Material und Methoden

Der nachfolgende Abschnitt widmet sich der Auswahl der Probanden und der Durchführung der Datenerhebung und -auswertung.

3.1 Studienpopulation und Ablauf der Datenerhebung

Für diese Studie wurden die Daten aus einer vorangegangenen Studie des MotionLab von Huthwelker et al. (2022) der Universitätsmedizin Mainz verwendet. Diese Studie wurde bei der WHO registriert (INT: DRKS00010834) und von der zuständigen Ethikkommission der Ärztekammer Rheinland-Pfalz genehmigt (837.194.16). Insgesamt wurden 201 gesunde Probanden rekrutiert. Von diesen 201 waren 132 Probanden weiblich und 69 männlich. Im Folgenden werden die Ein- und Ausschlusskriterien der Datenerhebung von Frau Huthwelker dargestellt.

3.1.1 Einschlusskriterien

Für das Forschungsprojekt wurden orthopädisch gesunde Probanden beider Geschlechter zwischen 18 und 70 Jahren rekrutiert und in Anlehnung an frühere Publikationen (Vialle et al., 2005, Myklebust et al., 2007) in drei gleich große Kohorten eingeteilt (siehe Tabelle 3). Mit der unteren Altersgrenze sollten weitgehend Abweichungen verhindert werden, die durch noch nicht abgeschlossene Reifungs- und Wachstumsprozesse entstehen. Die obere Altersgrenze wurde aus Sicherheitsgründen gewählt, um beispielsweise Unfälle durch das Gehen auf dem Laufband zu vermeiden.

Tabelle 3: Probandenverteilung nach Alter und Geschlecht

		Geschlecht		Σ Anzahl
		weiblich Anzahl	männlich Anzahl	
Alters- kohorte	18-30 Jahre	44	23	67
	31-50 Jahre	44	23	67
	51-70 Jahre	44	23	67
	Σ	132	69	201

3.1.2 Ausschlusskriterien

Das erste Kriterium war die Einwilligungsfähigkeit: Die Probanden mussten psychisch und kognitiv in der Lage sein, in die Untersuchung einzuwilligen und den Anweisungen während dieser zu folgen. Zu den weiteren Ausschlusskriterien zählten vor allem orthopädische Rahmenbedingungen. Als gesund wurden hier Probanden definiert, die weder einen operativen Eingriff an der Wirbelsäule oder dem Becken unterzogen wurden noch eine schwere Verletzung in diesen Bereichen erlitten hatten. Ausgeschlossen wurden auch Probanden, bei denen

die Amputation einer Extremität durchgeführt wurde. Litten die Probanden in den vergangenen sechs Monaten vor Beginn der Teilnahme an Schmerzen am Bewegungsapparat exklusive des Rückens (zwischen dem siebten Halswirbel und dem Becken), die zu einer Konsultation eines Arztes führten und mit rezeptpflichtigen Medikamenten oder Heilmitteln (wie z. B. Physiotherapie oder Osteopathie) behandelt worden waren, wurden sie ebenfalls von dem Forschungsprojekt ausgeschlossen. Die gleichen Ausschlusskriterien wurden bei Wirbelsäulenbeschwerden zwischen dem siebten Halswirbelkörper und dem Becken angewendet mit dem Unterschied, dass das Zeitintervall nicht sechs, sondern zwölf Monate betrug. Ebenso verhielt es sich mit Probanden, die am Tag der Untersuchung einen Schmerzwert von mehr als 0 auf der numerischen Analog-Skala (NAS) (Gerhard, 2015) angaben. Ein weiteres Ausschlusskriterium war eine verminderte Gelenkbeweglichkeit. Es wurde sich hier an den in der Literatur beschriebenen für den Gang benötigten Ausmaßen der Gelenkbeweglichkeit (Range of Motion [ROM]) orientiert. Folgende Referenzwerte wurden nach der Neutral-Null-Methode definiert:

- Hüftextension/-flexion: $\leq 20|0|25$ (Perry und Burnfield, 1992c)
- Hüftabduktion/-adduktion $\leq 5|0|10$ (Perry und Burnfield, 1992c)
- Hüftinnenrotation/-außenrotation $\leq 5|0|10$ (Perry und Burnfield, 1992c)
- Knieextension/-flexion $\leq 0|0|60$ (Perry und Burnfield, 1992d)
- Dorsalextension/Plantarflexion $\leq 10|0|15$ (Perry und Burnfield, 1992a)
- Schulterextension/-flexion $\leq 20|0|25$ (Götz-Neumann, 2011a)
- Ellenbogenextension/-flexion $\leq 0|20|45$ (Götz-Neumann, 2011b)

Die nötigen Bewegungsausmaße wurden mit einem Goniometer am Tag der Untersuchung überprüft. Zudem wurde auch das benötigte Bewegungsausmaß der Wirbelsäule bei den einzelnen Probanden ermittelt:

- ROM in der Frontalebene rechts/links $\leq 10|0|10$ (MacWilliams et al., 2013)
- ROM in der Transversalebene rechts/links $\leq 10|0|10$ (MacWilliams et al., 2013)

Die Bewegungsausmaße der Wirbelsäule wurden mittels eines Plurimeters gemessen. Zusätzlich wurde die Funktionsfähigkeit anhand der Back Performance Scale (BPS) überprüft (Verra, 2009). Probanden der Alterskohorten 1 und 2 wurden bei einem Testergebnis ≥ 2 und Probanden der Kohorte 3 bei einem Testergebnis von ≥ 5 Punkten ausgeschlossen (Myklebust et al., 2007). Um bei den Probanden zu testen, ob das Gleichgewicht, die Propriozeption, die Koordination oder die Gehfähigkeit beeinträchtigt waren, wurde ein Timed-Up-and-Go-Test (TUG) (Zemke, 2017) durchgeführt, der als pathologische gewertet wurde, wenn mehr als zwölf Sekunden zur Ausführung benötigt wurden (Bischoff et al., 2003). Der TUG diente zusammen mit einem Aufklärungsgespräch auch der Abklärung, ob Vorerkrankungen wie schwere Seh-, Geh- oder Gleichgewichtsstörungen vorlagen, die eine erhöhte Gangunsicherheit und damit eine erhöhte Sturzgefahr bedingt hätten. Entsprechend betroffene Patienten

wurden ebenfalls ausgeschlossen. Um die alters- und geschlechtsspezifisch benötigte Geschwindigkeit der Probanden zu überprüfen, wurde ein 2-Minuten Gehstest (Teschler et al., 2009) durchgeführt. In Anlehnung an vorangegangene Publikationen durfte hier in Kohorte 1 und 2 bei den Frauen eine Gehstrecke von 180,8 m und bei den Männern von 197,2 m nicht unterschritten werden (Bohannon et al., 2015). In Kohorte 3 betrug die Mindeststrecke für die Frauen 140,6 m und für die Männer 165,4 m (Bohannon et al., 2015). Am Tag der Untersuchung wurden auch Größe und Gewicht der Probanden zur Bestimmung des BMI ermittelt. Hier durfte ein Wert von 30 kg/m² nicht überschritten werden.

3.2 Ermittlung des BMI

In der Vergangenheit wurde der Einfluss des BMI auf die Genauigkeit der Videorasterstereographie (im Vergleich zur Röntgendiagnostik) untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass die Korrelation im Vergleich zum Röntgenbild bei starkem Übergewicht abnimmt (Asamoah et al., 2000). Aus diesem Grund wurde als Obergrenze ein BMI von 30 kg/m² festgesetzt. Zur Berechnung des BMI wurden Körpergröße und -gewicht der Probanden gemessen. Die Körpergröße wurde mittels eines Teleskop-Messstabs erfasst. Für diese Art von Messstäben wird eine Abweichung von ± 1 mm angegeben (Bauer, 2012). Das Körpergewicht wurde mit einer Personenwaage (Soehnle, Type Pino white, Art. Nr 63747, CM:150901) ermittelt. Die Messgenauigkeit wird bei diesem Produkt gewichtsabhängig unterschiedlich angegeben. Bei leichten Personen liege die Abweichung bei $\pm 0,3$ %, wohingegen sie bei sehr hohem Gewicht bis zu $\pm 1,4$ % betragen könne (Soehnle, 2016). Anhand der gemessenen Werte erfolgte wie in Kapitel 2.7 erläutert die Errechnung der zugehörigen BMI-Werte. In der hier durchgeführten Analyse wurden die Probanden zusätzlich für einige Subanalysen in drei verschiedene, vom BMI abhängige Gruppen eingeteilt. In einer Gruppe befanden sich die Probanden mit einem BMI von 17,5-22,0 kg/m², in einer zweiten die mit einem BMI von 22,1-26,0 kg/m² und in einer dritten Gruppe die Probanden mit einem BMI von 26,1-30,0 kg/m².

3.3 Probandenpräparation

Für die Videorasterstereographie mit dem DIERS 4D motion® Lab werden bestimmte Referenzpunkte am textilfreien Oberkörper der Probanden benötigt, an denen sich das System orientieren kann (Harzmann, 2001). Als Fixpunkte sollen nach Angaben des Herstellers die Vertebra prominens, sowie beidseits die Lendengrübchen beidseits dienen. Um eine höhere Standardisierung zu erhalten wurden in der Untersuchung von Huthwelker et al. (2023) die Spina iliaca posterior superior (SIPS) sowie der Processus spinosus des siebten Halswirbels als knöcherne Orientierungsstrukturen mit Markern versehen werden. Zusätzlich wurden noch weitere Markierungen ungefähr über den Dornfortsätzen des 3. und des 12. Brustwirbels vorgenommen, um ein höheres Maß an Standardisierung zu gewährleisten. Diese

Veränderungen wurden vorgenommen, da die beiden visuellen Orientierungspunkte (VP und Lendengrübchen) individuell unterschiedlich vorkommen oder eventuell gar nicht detektierbar sein können (Huthwelker et al., 2023).

3.3.1 Messung mit dem DIERS 4D motion® Lab und Verarbeitung

Für die Ganganalyse wurde das DIERS 4D motion® Lab verwendet. Der komplette standardisierte Ablauf der Datenerhebung ist bei Huthwelker et al. (2023) beschrieben und kann dort nachgelesen werden.

Zum Basis-Set dieses Systems gehören das DIERS 4Dmotion®, das DIERS leg axis (posterior) und das DIERS pedogait. Das DIERS 4Dmotion® erzeugt das für die Videorasterstereographie benötigte Lichtstrahlenmuster, hat eine integrierte Kamera, die mit einer Frequenz von 60 Hz misst und zur Aufzeichnung der Oberkörperbewegungen beim Gehen dient. Über das DIERS 4D motion® wurden die Daten erhoben, durch einen Mitarbeiter der Firma DIERS nachbearbeitet, wirbelkörperspezifische Daten berechnet (JoGus) und daraufhin drei Gangzyklen exportiert. Für die Datenerhebung wurde das Programm DICAM mit der Version 3.7.1.7 verwendet, für den Datenexport wurde die Version 3.5.0 Beta11 verwendet. Der zweite Teil des Basis-Sets ist die hintere Beinachsenkamera (DIERS leg axis posterior). Der Bildausschnitt dieser Kamera liegt auf den Beinen inklusive des Beckens. Auch diese Kamera misst mit einer Frequenz von 60 Hz. Der dritte Teil ist ein Laufband mit integrierter Fußdruckmessplatte, das DIERS pedogait. Die reine Messplattform für den Fußdruck erstreckt sich auf einen Meter des gesamten Laufbandes und enthält 5.376 Messsensoren. Die Messfrequenz liegt hier bei 100 Hz. Zu den drei Hauptkomponenten wurde noch ergänzend ein weiteres Kameramodul, das DIERS leg axis (lateral), hinzugefügt, um die Bewegungen in der Sagittalebene zu erfassen. Auch diese Kamera nimmt die Bilder mit einer Frequenz von 60 Hz auf. In der bisherigen Analyse der Referenzdaten wurden die Daten der Beinachsenkameras allerdings nicht berücksichtigt. Um die gesammelten Daten weiterzuverarbeiten, wurden sie mit Hilfe des Programms Statistical Analysis Systems (SAS) in der Version 9.4 in eine Gesamttabelle überführt. Diese über SAS zusammengefassten Rohdaten bilden die Daten ab, die hier im weiteren Verlauf als Referenzdaten bezeichnet werden.

Der komplette standardisierte Ablauf der Datenerhebung ist bei Huthwelker et al. (2023) beschrieben und kann dort nachgelesen werden.

3.4 Analyse der Gangphasen im Video

Für die Ganganalyse wurden Videodaten aus der Referenzstudie untersucht, die durch die laterale Beinachsenkamera aufgezeichnet wurden. Es wurden entsprechende Daten für jeweils 2, 3, 4 und 5 km/h verwendet. Jedes dieser Videos enthielt mindestens drei komplette

Gangzyklen. Wurden mehr Gangzyklen aufgezeichnet, wurde der Datenexport dennoch nur für die ersten drei dieser Zyklen durchgeführt. In der vorherigen Betrachtung wurde über die Fußdruckmessplatte separat ermittelt, ob die Füße Kontakt zum Boden hatten, und es wurde keine Unterscheidung in einzelne Gangphasen getroffen. Die hier durchgeführte Untersuchung legt den Fokus bei der Auswertung der Videodaten auf die Erfassung der Gangphasen. Die Auswertung erfolgte über die Betrachtung mit Hilfe der Software DICAM. Die Ermittlung der Gangphasen wurde für die verschiedenen Messsysteme bzw. Datensätze (Referenzdaten, Fußdruckmessplatte und Videoanalyse) durchgeführt. Die Messsysteme sowie deren Möglichkeiten zur Detektion einzelner Gangphasen werden in Kapitel 3.6 genauer erläutert. Da es nicht möglich war, eine rechte und eine linke laterale Beinachsenkamera gleichzeitig für die Aufzeichnung zu verwenden, wurde jeweils nur die rechte Kamera verwendet. Deshalb wurden die Gangphasen in der Videoanalyse ausschließlich für das rechte Bein als Referenzbein ermittelt. Für die Ermittlung der einzelnen Gangphasen wurde sich an den entsprechenden Definitionen nach Götz-Neumann (2016) orientiert, welche im Folgenden mit Bezug auf die durchgeführte Videoanalyse genauer erläutert werden.

3.4.1 Initial Contact

Zur Bestimmung dieser Phase wurde der Frame ermittelt, an dem das Referenzbein das erste Mal den Boden berührte.

3.4.2 Loading response

Diese Gangphase beginnt mit dem Fußkontakt des Referenzbeins, also mit dem IC. Es handelt sich um eine doppelt unterstützte Phase. Sie endet mit dem Abheben des kontralateralen Beins vom Boden. Dieses Abheben ist der Orientierungspunkt zur Bestimmung des Gangphasenwechsels in der Videoanalyse. Der letzte Frame, an dem noch ein Teil des Fußes den Boden berührt, definiert das Ende des LR.

3.4.3 Mid stance

Diese Phase beginnt nach dem Abheben des kontralateralen Fußes vom Boden. Da das Abheben der Ferse ein Bestandteil des TSt ist; endet das MSt mit dem letzten Frame, an dem die Ferse des Referenzbeins Bodenkontakt hat. Dadurch lässt sich in dieser Gangphase auch die Videoanalyse mit den Daten der Fußdruckmessplatte vergleichen.

3.4.4 Terminal Stance

Das TSt startet mit dem Abheben der Ferse des Referenzbeins vom Boden. Das Ende des TSt wird in der Videoanalyse durch den IC der kontralateralen Seite deklariert. Somit stellt der letzte Frame vor dem kontralateralen IC auch den letzten Frame des TSt dar.

3.4.5 Pre-swing

Das PSw beginnt mit dem IC der kontralateralen Seite und endet als doppelt unterstützte Gangphase mit dem Abheben des Referenzbeins. Somit stellt der letzte Frame, an dem beide Füße den Boden berühren, den Endpunkt dieser Gangphase dar.

3.4.6 Initial swing

Der Beginn des ISw wird durch das Abheben des Referenzbeins mit dem Toe-off eingeleitet, welcher auch im Video detektiert werden kann. Den Endpunkt dieser Phase bildet der Frame, bei dem sich die Malleoli kreuzen. Da bei höheren Geschwindigkeiten oftmals kein Frame ermittelt werden kann, an dem beide Malleoli auf gleicher Höhe sind, wird in diesem Fall der letzte Frame vor dem Überkreuzen verwendet. Das heißt, dass der Frame vor der Überkreuzung der Malleoli oder der, an dem sie auf der gleichen Höhe sind, als Endpunkt des Initial swing definiert sind.

3.4.7 Mid swing

Das MSw beginnt nach der Überkreuzung der Malleoli beider Unterschenkel. Für das Ende des MSw wird die Stellung der Tibia des Referenzbeins zur Analyse hinzugezogen. Während des MSw befindet sich die Tibia in einer senkrechten Position zum Boden. Sobald diese senkrechte Position überschritten wird, wird der Frame dem TSw zugeschrieben. Der letzte Frame des MSw ist also der Frame, bevor die Tibia die senkrechte Position in Richtung Kniestreckung überschreitet.

3.4.8 Terminal swing

Den Beginn des TSw bestimmt der Frame, an dem die Tibia das Referenzbeins zum ersten Mal über eine senkrechte Position (bezogen auf den Boden) hinausgestreckt wird. Das Ende des TSw wird mit Einsetzen des folgenden ipsilateralen IC beendet. Das bedeutet, dass der letzte Frame vor dem IC auch den letzten des TSw darstellt.

3.5 Prozentuale Berechnungen (Gangzyklus)

Da es auf Grund unterschiedlicher Messfrequenzen (siehe Kapitel 3.3.1) nicht möglich ist, die verschiedenen Messsysteme (z. B. Fußdruckmessplatte und Beinachsenkamera) anhand der

einzelnen Bildframes (absolute Werte) zu vergleichen, war die Idee, jeden Gangzyklus nicht absolut, sondern relativ zu beschreiben und zu vergleichen. Hierfür wurden Berechnungen bzw. Umrechnungen durchgeführt, die in den folgenden Abschnitten genauer erläutert werden.

3.5.1 Gangphasenzeitpunkte

Zu den Gangphasenzeitpunkten, die bestimmt werden mussten, zählten der Start- und der Endpunkt einer Gangphase. Ziel war es diese zu ermitteln, um sie anschließend mit denen anderer Probanden vergleichen zu können. Die Bestimmung dieser Zeitpunkte erfolgte in Relation zur Länge des entsprechenden Gangzyklus. Definiert waren der IC (erster Bildframe im Gangzyklus) bei 0 % und das Ende des TSw (der letzte Bildframe im Gangzyklus) bei 100 %. Um die weiteren entsprechenden Zeitpunkte der anderen Gangphasen zu berechnen, wurde die folgende Formel verwendet:

$$\text{Gangphasenzeitpunkt} = \frac{f + 1 - s}{e + 1 - s}$$

Legende:

- f = zu berechnender Bildframe
- s = Startframe des gesamten Gangzyklus (IC)
- e = Endframe des gesamten Gangzyklus

Die einzelne Zahl, die im Zähler und Nenner addiert wird, steht jeweils für den Frame des IC, der andernfalls durch die Subtraktion von s in der Gesamtrechnung fehlen würde.

Beispiel:

Ein Gangzyklus beginnt bei Frame 5 ($\hat{=}$ s) und endet bei Frame 11 ($\hat{=}$ e). Somit sind die Frames 5, 6, 7, 8, 9, 10 und 11, also 7 Frames, im Gangzyklus enthalten. Subtrahiert man nun aber s von e, um die Gesamtheit der Frames des entsprechenden Gangzyklus zu erhalten, erhält man aber nur 6 als Ergebnis, da der erste Frame des IC in s enthalten ist und subtrahiert wird. Zum Ausgleich wird 1 Frame hinzuaddiert. Ähnlich verhält es sich mit dem Zähler.

3.5.2 Gangphasenlängen

Die Gangphasenlänge beschreibt den relativen Zeitraum, den eine Gangphase in ihrem entsprechenden SGZ einnimmt. Zum Vergleich der Gangphasenlängen verschiedener Probanden und Gehgeschwindigkeiten wurde ihre Länge ebenfalls relativ als prozentualer Anteil des gesamten Gangzyklus ins Verhältnis gesetzt. Dabei galt, dass der IC eines Gangzyklus (nach der Definition von Götz-Neumann) keinen Zeitraum, sondern einen Zeitpunkt widerspiegelt. Deshalb wurde dem IC eine Phasenlänge von 0 % zugeordnet. Zur Berechnung wird die

Anzahl der Frames einer Gangphase mit der Gesamtanzahl der Frames dieses Zyklus ins Verhältnis gesetzt. Dadurch ergibt sich bei der Addition der Länge der restlichen sieben Gangphasen eine Länge von 100 %. Dies lässt sich mit folgender Formel beschreiben:

$$\text{Gangphasenlänge} = \frac{f_{\text{Ende}} - f_{\text{Start}} + 1}{e - s + 1}$$

Legende:

- f_{Start} = Startframe der Gangphase
- f_{Ende} = Endframe der Gangphase
- s = Startframe des gesamten Gangzyklus
- e = Endframe des gesamten Gangzyklus

Es muss jeweils noch ein Frame sowohl in Zähler als auch Nenner hinzuaddiert werden, damit der Frame des IC mitberechnet wird (zur Erklärung siehe Kapitel 3.5.1).

3.6 Vergleiche der einzelnen Messsysteme

Ein Teilziel dieser Arbeit war es zu untersuchen, ob es Unterschiede zwischen den einzelnen Datenquellen gibt. Somit konnte gleichzeitig überprüft werden, ob die Synchronisierung der Daten der Fußdruckmessplatte und der Daten zur Analyse der Wirbelsäulendynamik zur Erzeugung der Referenzdaten zu adäquaten Datensätzen geführt hat. Um diese Frage zu beantworten, wurden für jede Datenquelle separat einzelne Zeitpunkte im Gangzyklus ermittelt und miteinander verglichen. Auf Grund technischer Gegebenheiten war es nicht möglich, alle Start- und Endpunkte der Gangphasen miteinander zu vergleichen (siehe Tabelle 4).

Beim Vergleich der Gangphasenlängen der einzelnen Messsysteme (Referenzdaten, Fußdruckmessplatte und laterale Kamera) wird der Wert des objektivierbaren Messsystems als Referenzwert verwendet. Das am wenigsten zu objektivierende Messsystem war die Videoanalyse, da diese von einer Person durch Betrachten der Videos durchgeführt wurde. Die Referenzdaten wurden aus der Verbindung zweier verschiedener Systeme (Fußdruckmessplatte und dorsale Kamera) erzeugt. Wegen der Möglichkeit eines Synchronisierungsfehlers wurden die Referenzdaten als objektivierbarer als die Videoanalyse, aber weniger objektivierbar als die Daten der Fußdruckmessplatte deklariert. Die Daten der Fußdruckmessplatte wurden als die objektivsten Daten deklariert. Zum einen, weil sie nur aus einem Messsystem stammten, zum anderen, weil auch die Messfrequenz mit 100 Hz im Vergleich zu den anderen beiden Datensätzen (60 Hz) die höchste Messfrequenz aufwies und somit auch potenziell genauere Daten liefern konnte. Auf Grund von technischen Gegebenheiten war es nicht möglich, die einzelnen Systeme in Bezug auf jede einzelne Gangphase zu vergleichen. Die Referenzdaten erfassten lediglich den Status, ob ein Fuß den Boden berührte oder nicht. Demnach ist keine

Differenzierung zwischen MSt und TSt möglich. Es konnte lediglich der Startpunkt des MSt und der Endpunkt des TSt bestimmt werden. Ähnlich verhielt es sich mit den Schwungphasen. Durch das Abheben des Fußes konnte der Beginn des ISw bestimmt werden. Die Phasenwechsel von ISw zu MSw und MSw zu TSw konnten nicht bestimmt werden. Bei den Daten der Fußdruckmessplatte war es ebenso nicht möglich die Übergänge zwischen den eben erwähnten Schwungphasen zu detektieren. Es war aber durch die messbare Druckverteilung möglich, den Übergang von MSt zu TSt (Abheben der Ferse) zu bestimmen. Lediglich in der Videoanalyse war es möglich, die Start- und Endpunkte aller Gangphasen zu erfassen.

3.6.1 Ermittlung der Abweichung nach Betrag

Beim Vergleich der verschiedenen ermittelten Datensätze war es, wie oben erwähnt, nicht möglich diese auch nach Angleichung der Frame-Zeitpunkte und Prozent-Zeitpunkte in jeder Gangphase zu vergleichen. Für manche Gangphasen ließen sich nur die Start-, für manche nur die Endpunkte und für manche gar keine Fixpunkte ermitteln und somit nicht vergleichen. Demnach war der Längenvergleich der Gangphasen auch nur in bestimmten Phasen möglich. Die Bestimmung einer Phasenlänge war nur möglich, wenn sowohl Start- als auch Endpunkt bestimmt werden konnten (siehe Tabelle 4).

Die Abweichungen zwischen den Systemen waren in zwei Richtungen möglich: In dem einen System konnte eine Gangphase z. B. früher oder später starten als in einem anderen. Das führte dazu, dass sich die Abweichungen theoretisch ausgleichen könnten. Wenn beispielsweise Gangphase 1 in Messsystem 1 bei Proband 1 im Vergleich zu Messsystem 2 um +1 Frame abweicht und bei Proband 2 um -1 Frame abweicht, betrüge die gesamte Abweichung im Durchschnitt 0 Frames. Um dieses Problems zu umgehen, wurden die Abweichungen durch die Bestimmung des Betrags der Abweichungen ermittelt.

Tabelle 4: Definition der Start- und Endpunkte und Bestimmung durch die verschiedenen Messsysteme

Gangphase	Beginn	Ende	Referenzdaten	Fußdruckmess- platte	Videoanalyse
IC	Erster Bodenkontakt des Referenzbeins		Möglich	Möglich	Möglich
LR	IC	Letzter Frame vor Toe-off des kontralateralen Beins	Anfang: möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich
MSt	Toe-off des kontralateralen Beins	Letzter Frame vor Heel-off des Referenzbeins	Anfang: möglich Ende: nicht möglich	Anfang: möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich
TSt	Heel-off des Referenzbeins	Letzter Frame vor IC des kontralateralen Beins	Anfang: nicht möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich
PSw	IC des kontralateralen Beins	Letzter Frame vor Toe-off des Referenzbeins	Anfang: möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich
ISw	Toe-off des Referenzbeins	Letzter Frame vor Kreuzung der Malleoli beider Beine	Anfang: möglich Ende: nicht möglich	Anfang: möglich Ende: nicht möglich	Anfang: möglich Ende: möglich
MSw	Kreuzung der Malleoli beider Beine	Letzter Frame vor Senkrechtstellung der Tibia des Referenzbeins	Anfang: nicht möglich Ende: nicht möglich	Anfang: nicht möglich Ende: nicht möglich	Anfang: möglich Ende: möglich
TSw	Senkrechtstellung der Tibia des Referenzbeins	Letzter Frame vor erneutem IC	Anfang: nicht möglich Ende: möglich	Anfang: nicht möglich Ende: möglich	Anfang: möglich Ende: möglich

3.6.2 Bestimmung der Abweichungen in Prozent

Bei dem Großteil der Vergleiche wurden die Prozentwerte (entweder der prozentuale Zeitpunkt oder die Gangphasenlänge jeweils bezogen auf den entsprechenden Gangzyklus) benötigt. Diese ermöglichten einen einfachen Vergleich zwischen den verschiedenen Datensätzen, indem die entsprechenden Werte voneinander abgezogen und die Beträge der Differenzen ermittelt wurden. Eine Ausnahme bei der Ermittlung der Abweichungen stellte der Vergleich von den Referenzdaten und denen der Videoanalyse dar. Die Referenzdaten wurden bei der Synchronisierung auf die Taktfrequenz der posterioren Kamera (60 Hz) abgestimmt. Die der Videoanalyse wurde mit den Daten der lateralen Beinachsenkamera durchgeführt, die ebenfalls mit 60 Hz aufzeichnete. Deshalb wurde beim Vergleich dieser beiden Datensätze für die prozentuale Abweichung ein anderes Verfahren angewendet. Anstatt für die Start- und Endpunkte der Gangphasen jeweils die Prozentwerte zu ermitteln und von diesen die Differenz zu bilden, wurde berechnet, wie hoch die Abweichung in Frames ist. Daraufhin wurde der prozentuale

Anteil dieser Frames von der Länge des entsprechenden Gangzyklus der Referenzdaten berechnet. Dieser Bezug lässt sich mathematisch wie folgt beschreiben:

$$P = \frac{a}{e_{Ref} - s_{Ref} + 1}$$

Legende:

- P = Abweichung in Prozent zwischen Referenzdaten und Videoanalyse
- a = Abweichung in Frames zwischen Referenzdaten und Videoanalyse
- s_{Ref} = Startframe des entsprechenden Zyklus in den Referenzdaten
- e_{Ref} = Endframe des entsprechenden Zyklus in den Referenzdaten

3.7 Rotationsextrema der transversalen Beckenrotation

Der folgende Abschnitt betrachtet die Definition und die Ermittlung der Rotationsextrema (Minima und Maxima) des Beckens in der Transversalebene im Gangzyklus der Probanden. Anders als in der Referenzstudie wurde kein über die drei Gangzyklen gemittelter und geglätteter Verlauf der Beckenrotation betrachtet, sondern jeder Gangzyklus für sich und ohne mathematische Glättung betrachtet. Hierfür wurden die Referenzdaten graphisch mittels Python über Matplotlib (Hunter, 2007) dargestellt. Daraufhin werden die weiteren Berechnungs-, Analyse- und Darstellungsmethoden erläutert.

3.7.1 Definition der Rotationsrichtung

Die Rotation des Beckens wird hier in der Transversalebene um die Longitudinalachse betrachtet. Die neutrale Position (Nullstellung) beschreibt hierbei die Ausgangsposition und ist als eine Rotation von 0° definiert. Betrachtet man nun das Becken in seiner Transversalebene von oben, können die Ausschläge mit oder gegen den Uhrzeigersinn betrachtet werden. Die Ausschläge gegen den Uhrzeigersinn werden als positive Ausschläge definiert (bis hin zum Rotationsmaximum) und die entgegen dem Uhrzeigersinn werden als negative Ausschläge (bis hin zum Rotationsminimum) definiert.

3.7.2 Graphische Darstellung der Rotation und Ermittlung der Extrema

Der Verlauf der Rotation des Beckens innerhalb des Gangzyklus lassen sich graphisch darstellen. Erklärungen, die sich im Folgenden auf ein Maximum oder Minimum beziehen, gelten äquivalent auch für das jeweils andere Extremum.

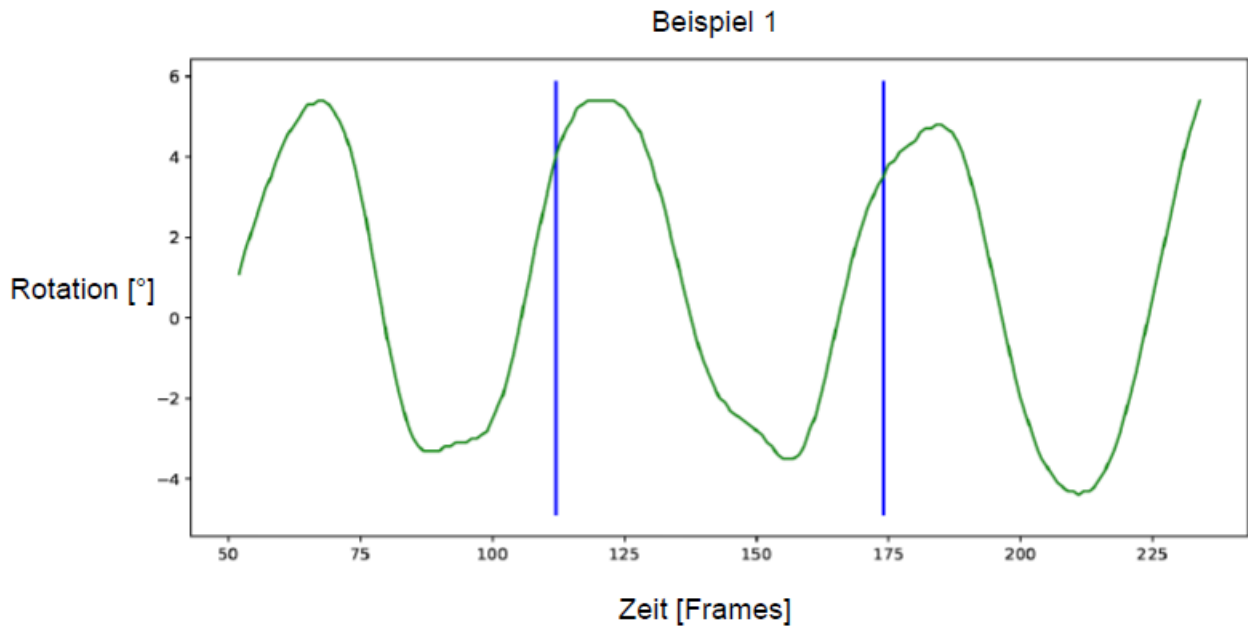


Abbildung 4: Graphische Darstellung der Extrema Beispiel 1. Grün markiert ist der Rotationsverlauf des Beckens über die Zeit. Die blauen senkrechten Striche markieren Begrenzungen der einzelnen Gangzyklen.

Die Ermittlung der Extrema erfolgte sowohl mathematisch als auch optisch. In Abbildung 4 ist ein sehr eindeutiger Fall dargestellt. Die blauen vertikalen Balken grenzen die einzelnen Gangzyklen voneinander ab. Da die hier dargestellte Kurve einen nahezu sinusoidalen Verlauf aufweist, können hier eindeutig anhand der gemessenen Rotationsausmaße die Maxima und Minima bestimmt werden. In Abbildung 4 finden sich in jedem Gangzyklus ein Minimum und ein Maximum. Die Maxima und Minima beziehen sich allerdings nicht rein auf den höchsten bzw. tiefsten gemessenen Wert, sondern sind auch angelehnt an die Definition von Hoch- und Tiefpunkten in der Kurvendiskussion (mathematische Ermittlung). So ist z. B. das Becken am Ende des dritten Gangzyklus stärker rotiert als beim eigentlichen Maximum. Hier ist aber auf Grund des Kurvenverlaufs davon auszugehen, dass die Kurve in einem theoretischen vierten Gangzyklus in einem anderen Maximum münden würde. Es handelt sich mathematisch betrachtet nicht um einen errechenbaren Extrempunkt, sondern um ein durch den Auswerter extrapoliertes Extremum.

Für die Ermittlung der Extrema wurde auf eine Glättung der Kurvenverläufe verzichtet. Zudem wurden keine Ausreißer aus der Untersuchung ausgeschlossen. Diese Form der Betrachtung wurde gewählt, um möglichst den genauen Verlauf der Rotation, der über das DIERS 4Dmotion® Lab gemessen wurde, zu erhalten. Diese Herangehensweise führte dazu, dass der Kurvenverlauf nicht in allen Fällen nahezu sinusoidal und damit nicht so einfach zu beurteilen war, weshalb eine Bestimmung der Amplitude nicht eindeutig war. Aus diesem Grund wurden weitere Kriterien definiert. In der Abbildung 5 wird ein Fall betrachtet, der von dem „einfachen sinusoidalen“ Verlauf abweicht, weshalb die Kurve mit einer roten Farbe gekennzeichnet ist.

Hier befinden sich mathematisch betrachtet zwei gleich hohe Maxima zu Beginn des zweiten Gangzyklus. Der Verlauf der gesamten Kurve über alle drei Zyklen ist aber nach wie vor annähernd sinusförmig. Da optisch gesehen die beiden lokalen Hochpunkte an der Stelle liegen, wo ein Maximum erwartet werden kann und das dazwischenliegende Minimum optisch und logisch betrachtet kein Rotationsminimum sein kann, werden sie hier als ein separiertes Maximum definiert (siehe Kapitel 4.4.1). Es werden beide Hochpunkte als Maxima deklariert, die aber logisch betrachtet zum selben übergeordneten Maximum gehören und somit (wie eben erwähnt) als separiertes Maximum definiert werden.

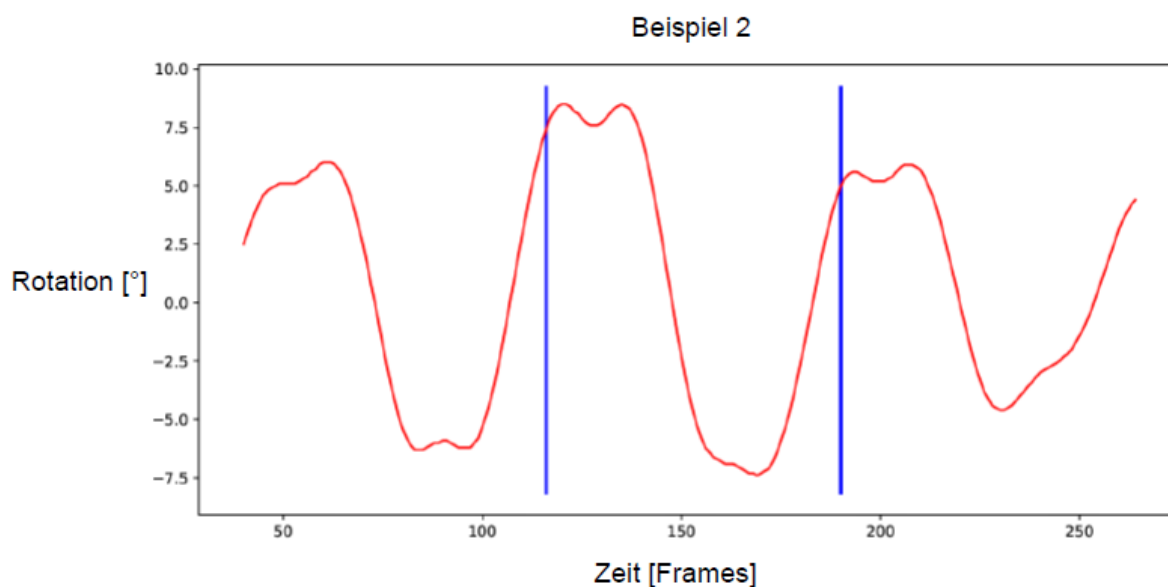


Abbildung 5: Graphische Darstellung der Extrema Beispiel 2. Rot markiert ist der Rotationsverlauf des Beckens über die Zeit. Die blauen senkrechten Striche markieren die Trennung der einzelnen Gangzyklen.

Auch zu Beginn des dritten Zyklus in Abbildung 5 findet sich eine ähnliche Formation wieder. Der einzige Unterschied ist, dass die beiden kleinen Hochpunkte nicht denselben Wert der Rotation aufweisen – das erste Maximum ist ein wenig kleiner als das zweite und das dazwischenliegende Minimum ist wieder nicht als Rotationsminimum zu betrachten. In diesen Fällen wurde nur das mathematisch höhere Maximum als relevant angesehen.

In Fällen, wie in der Mitte des zweiten Zyklus in Abbildung 6 dargestellt, in denen es mehrere Hoch- und Tiefpunkte gibt, wurde anders verfahren. Das erste Maximum im zweiten Zyklus ist eher eindeutig. Der folgende Tiefpunkt und der folgende Hochpunkt wurden in solchen Fällen nicht betrachtet, da sich in der Gesamtschau immer noch ein grob annähernd sinusoidaler Verlauf erkennen lässt und die Tendenz nach dem ersten größeren Tiefpunkt weiter sinkend ist. Man würde also im Bereich der beiden Tiefpunkte das Rotationsminimum erwarten. Auf Grund der sinkenden Tendenz und weil der Hochpunkt deutlich kleiner ist als das eigentliche Rotationsmaximum in diesem Zyklus, wird dieser kleine Hochpunkt als irrelevant angesehen.

Aus dem Grund, dass das zweite Minimum einen sichtbar niedrigeren Wert als das erste aufweist, wird nur dieses als eigentliches Rotationsminimum gezählt.

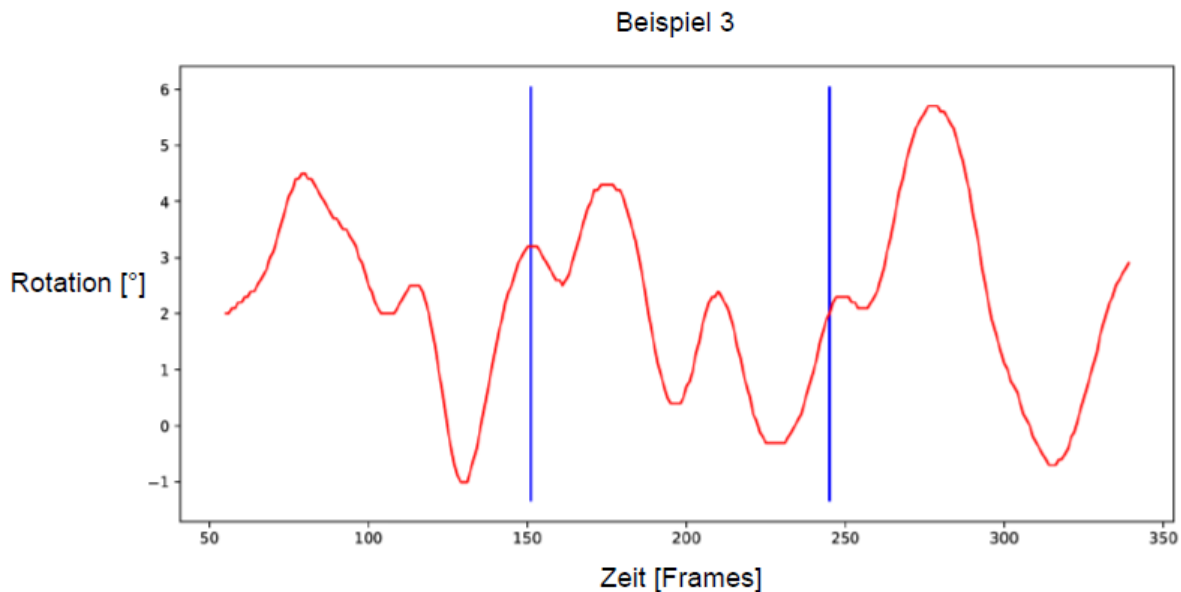


Abbildung 6: Graphische Darstellung der Extrema Beispiel 3. Rot markiert ist der Rotationsverlauf des Beckens über die Zeit. Die blauen senkrechten Striche markieren die Trennung der einzelnen Gangzyklen.

3.7.3 Prozentuale Berechnung der Mittelpunkte der Extrema

Die gemessene Länge der Maxima und Minima ist unterschiedlich und reicht von einem Bildframe bis hin zu 17 Bildframes. Um die Zeitpunkte der Extrema statistisch besser betrachten zu können, wurde das arithmetische Mittel berechnet und genutzt. Dieses wurde daraufhin auf einen prozentualen Zeitpunkt im Gangzyklus umgerechnet. Dazu wurde folgende Formel verwendet:

$$\text{Mittelpunkt}_{\text{Extremum}} = \frac{\frac{x_{\text{Start}} - s + 1 + x_{\text{Ende}} - s + 1}{2}}{e - s + 1} = \frac{\frac{x_{\text{Start}} + x_{\text{Ende}}}{2} + 1 - s}{e - s + 1}$$

Legende:

- x_{Start} = Startframe des Extremums
- x_{Ende} = Endframe des Extremums
- s = Startframe des gesamten Gangzyklus
- e = Endframe des gesamten Gangzyklus

In dieser Berechnung wird das arithmetische Mittel von x_{Start} und x_{Ende} gebildet und durch die Anzahl der Frames des entsprechenden Gangzyklus dividiert, um so den prozentualen Zeitpunkt der Mitte des Extremums zu erhalten. Da allerdings die Zählung der Bildframes auch schon vor dem IC des ersten Gangzyklus beginnt, bzw. vor dem betrachteten Gangzyklus schon ein bis zwei vorherige durchlaufen wurden, muss die Anzahl aller vorherigen und für

diesen Zyklus nicht relevanten Frames (s) subtrahiert werden. Weil allerdings der Frame, in dem der IC stattfindet, ebenso zum Gangzyklus gehört, muss dieser eine Frame zusätzlich addiert werden, um die korrekte Anzahl zu erhalten. Dasselbe Prinzip wurde hier entsprechend im Nenner angewendet, um den Divisor zu errechnen.

Zudem wurden zwei Ausnahmefälle einzeln definiert. Im ersten Fall handelt es sich um die Berechnung des Nullpunkts (beim IC). Wenn das arithmetische Mittel von x_{Start} und x_{Ende} genau so groß ist wie s und somit dem IC entspricht, dann wird entsprechend auch der prozentuale Zeitpunkt auf 0 % deklariert. Im zweiten Sonderfall werden Fälle behandelt, bei denen das arithmetische Mittel von x_{Start} und x_{Ende} um 0,5 größer als e sind (und damit zwischen dem ersten und zweiten bzw. dem zweiten und dritten Zyklus auch um 0,5 Frames kleiner als der IC). In diesen Fällen wird der Prozentwert auf 100 % gerundet und somit dem vorherigen Zyklus zugeschrieben.

3.7.4 Ermittlung der Gangphase der Extrema

Um die Gangphasen der Extrema zu ermitteln, eignete sich vor allem die Videoanalyse (mit der lateralen Beinachsenkamera), da sich nur mit dieser alle Gangphasen bestimmen ließen. Weil die Start- und Endpunkte der Extrema allerdings anhand der Referenzdaten erhoben wurden und es teilweise Verschiebungen um mehrere Frames zwischen den Referenzdaten und der Videoanalyse gab, wurden für die Extrema die relativen Start- und Endpunkte ermittelt (zeitliches Auftreten in Prozent des Gangzyklus) und in Bezug zu den Daten der Videoanalyse gesetzt, um die entsprechende Gangphase zu ermitteln. Diese Methode bezog sich auf die individuellen Datensätze der einzelnen Probanden in ihrer jeweiligen Geschwindigkeit. Zusätzlich wurden für jede Geschwindigkeit der durchschnittliche Start- und Endpunkt jeder Gangphase ermittelt und bestimmt, in welcher Gangphase sich die Extrema nach dieser Festlegung der Grenzen befanden. Anschließend wurde auch ein Vergleich auf Abweichungen zwischen beiden Systemen gezogen.

3.7.5 Veränderung der Darstellung der Extrema im Histogramm

Die Verteilung des Auftretens der Extrema im Histogramm lässt eine Art „Glockenkurve“ vermuten. Allerdings scheint diese Kurve durch die Darstellung des Histogramms nicht an einem Stück abbildbar zu sein. Für eine optisch leichtere Betrachtung wurde für SPSS, ein Statistikprogramm der Firma IBM in der Version 27, eine Berechnung vorgenommen. Hierfür wurde zuerst graphisch der Punkt bestimmt, an dem die Kurve so zu sagen gegen Null geht. Die weitere Vorgehensweise wird exemplarisch anhand der Graphiken für die Verteilung der Mitte der Maxima (Maxima sind in allen Abbildungen dunkelblau, Minima türkis dargestellt) über alle Geschwindigkeiten erörtert und ist auf die Verschiedenen Geschwindigkeiten sowie die Minima übertragbar.

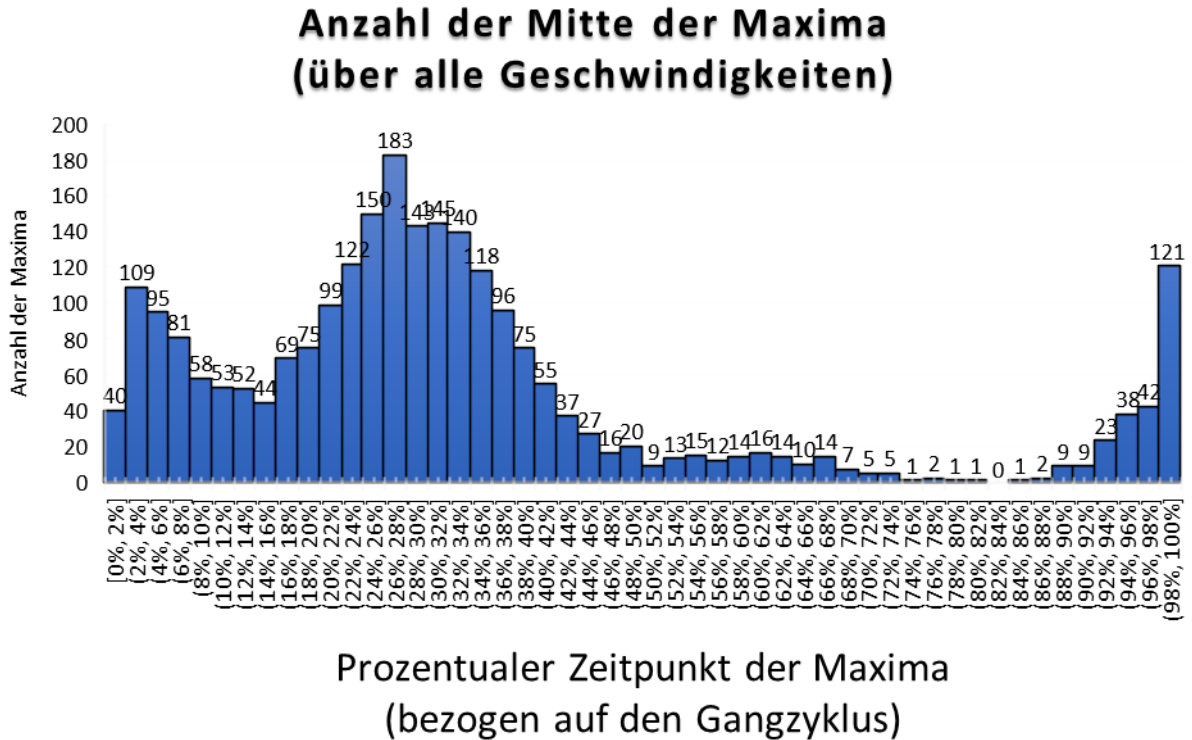


Abbildung 7: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (insgesamt)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme insgesamt

Der Schnittpunkt liegt in dem in Abbildung 7 betrachteten Histogramm zwischen 82 % und 84 %. Der Mittelpunkt dieser beiden Grenzwerte (83 %) wurde als Schnittpunkt für den gesamten Graphen benutzt. Um jetzt den Abschnitt, der hinter dem Schnittpunkt liegt vor den eigentlichen Nullpunkt zu setzen (Parallelverschiebung, im Weiteren als transloziert bezeichnet), wurde die nachfolgende Rechnung durchgeführt und gilt für den Fall, dass der prozentuale Zeitpunkt (x-Achse) größer als 83 % ist:

$$\text{Prozentwert}_{\text{neu}} = x - 101 \%$$

Legende:

- x = Prozentualer Zeitpunkt des Maximums

Die einzelnen Werte für die Schnittpunkte sind in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5: Werte zur Schnittpunktermittlung im Histogramm

	Maxima	Minima
gesamt	83,00 %	28,00 %
2 km/h	81,60 %	33,00 %
3 km/h	79,00 %	31,92 %
4 km/h	83,00 %	24,16 %
5 km/h	76,00 %	33,95 %

Für die graphische Herleitung siehe auch Abbildung 7 sowie Abbildung 40, Abbildung 41, Abbildung 42, Abbildung 43, Abbildung 44, Abbildung 45, Abbildung 46, Abbildung 47, Abbildung 48 im Anhang.

Bei der Darstellung in SPSS ergeben sich die in Abbildung 8 und Abbildung 9 dargestellten Graphen einmal vor und einmal nach der Berechnung.

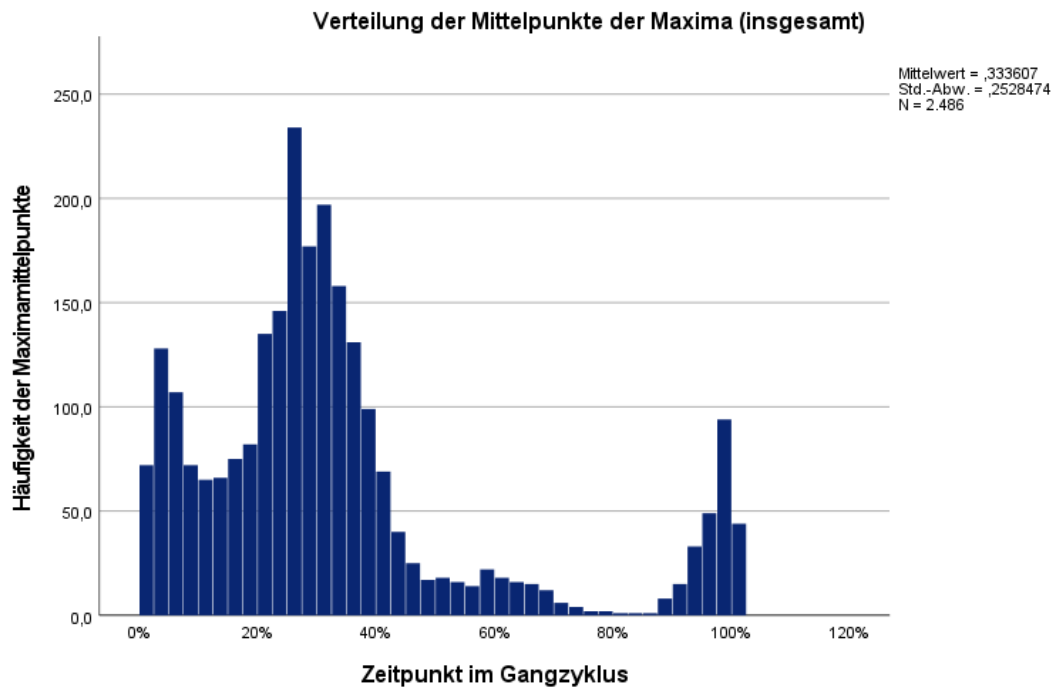


Abbildung 8: Standardhistogramm der Verteilung der Maximamittelpunkte (ohne Gangphasen)

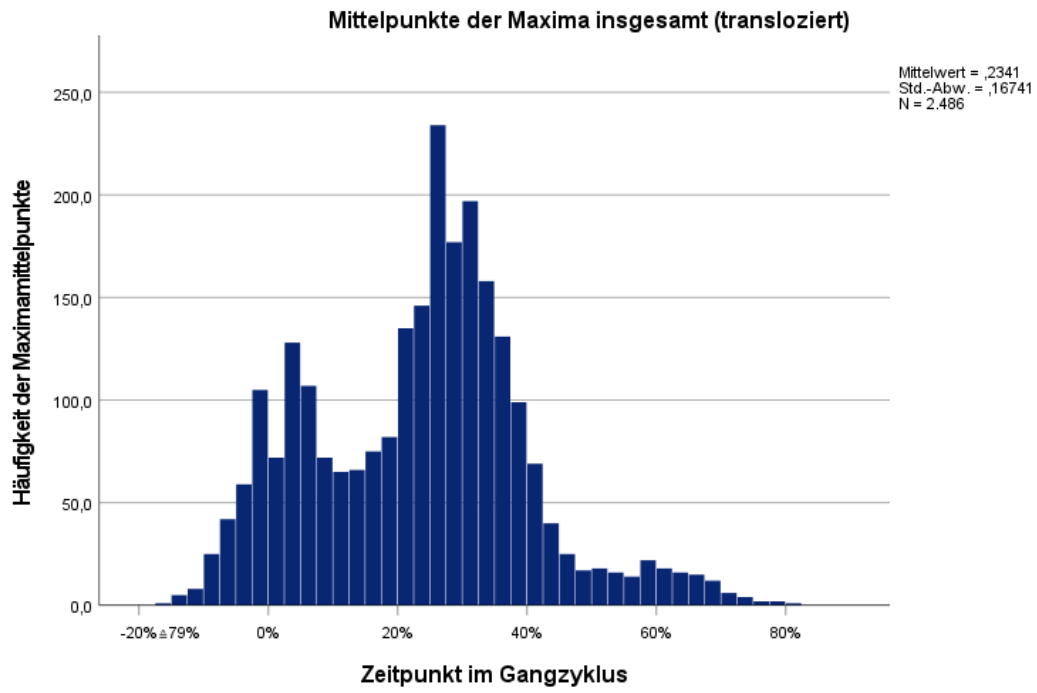


Abbildung 9: Translozierte Darstellung der Maximamittelpunkte im Histogramm (ohne Gangphasen)

4 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die ermittelten Ergebnisse aus den Untersuchungen aufgeführt. Es werden sowohl die Ergebnisse zu den Untersuchungen der Beantwortung der drei Kernfragen (siehe Kapitel 1) als auch die einzelnen Teilergebnisse betrachtet.

4.1 Vergleich der Abweichungen zwischen den Daten der verschiedenen Datenquellen dieser Arbeit, jeweils bezogen auf die Gangphasenenden

In diesem Abschnitt werden die ermittelten Daten aus der Referenzstudie, der Fußdruckmessplatte und der Videoanalyse in Bezug auf ihr jeweiliges Ende der Gangphasen miteinander verglichen. Die Gangphasenenden wurden als Untersuchungspunkt gewählt, weil sich zum einen die Bestimmung der Gangphasenstartpunkte erübrigt, wenn man die Enden aller Phasen kennt, und zum anderen die ermittelten Daten besser mit vorherigen Studien verglichen werden können (wie z. B. mit Liu et al. (2014)). Die Untersuchung umfasst die allgemeine Abweichung, die Abweichung nach Geschwindigkeit und die nach Gangphasen, soweit diese in den entsprechenden zu vergleichenden Systemen jeweils ermittelt werden konnten. Zur Bestimmung der Abweichung lag jeweils der Betrag der Abweichung als Grundlage der Berechnungen vor.

4.1.1 Abweichung der Referenzdaten von den Daten der Fußdruckmessplatte

Im Folgenden werden die Daten der Abweichung zwischen den Referenzdaten und den digital vorliegenden Daten der Fußdruckmessplatte aufgelistet. Es wurden hier die auf den kompletten Gangzyklus relativierten, prozentualen Endpunkte der Gangphasen betrachtet. Es konnten auf Grund der technischen Gegebenheiten nur LR, TSt, und PSw betrachtet werden. Da in den kalkulierten Daten keine differenzierte Unterscheidung der Fußsohlenbelastung erfolgte, sondern lediglich der Kontakt zum Boden gemessen wurde, konnten kein MSt, ISw und MSw ermittelt werden. Bei den Vergleichen der Gangphasenenden wurden IC und TSw nicht berücksichtigt, da das Ende des IC definitionsgemäß immer bei 0 % und das des TSw immer bei 100 % liegen.

Betrachtete man alle Gangzyklen und Geschwindigkeiten zusammen, ergab sich eine mittlere Abweichung [Mittelwert (\pm Standardabweichung)] von ca. 0,55 % (\pm 0,45 %), wobei die maximale Abweichung 5,43 % und die minimale 0 % betragen (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (Prozent des Gangzyklus): Referenzdaten vs. Digitale Daten der Fußdruckmessplatte insgesamt, sowie aufgeteilt nach Geschwindigkeit, Gangphase und Geschwindigkeit + Gangphase.

Zeile			Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standardabweichung	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Fußdruckmessplatte (Betrag)			0,00%	5,43%	0,55%	0,45%	0,45%	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Fußdruckmessplatte (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	0,00%	3,04%	0,45%	0,38%	0,36%	
		3	0,00%	2,60%	0,52%	0,43%	0,40%	
		4	0,00%	5,43%	0,57%	0,47%	0,47%	
		5	0,00%	3,25%	0,65%	0,52%	0,53%	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Fußdruckmessplatte (Betrag)	Gangphase	LR	0,00%	2,36%	0,48%	0,41%	0,38%	
		TSt	0,00%	2,82%	0,56%	0,46%	0,45%	
		PSw	0,00%	5,43%	0,60%	0,47%	0,51%	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Fußdruckmessplatte (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h] und Gangphase	2	LR	0,00%	2,32%	0,41%	0,34%	0,33%
			TSt	0,00%	1,71%	0,44%	0,38%	0,34%
			PSw	0,00%	3,04%	0,50%	0,41%	0,41%
		3	LR	0,00%	2,27%	0,48%	0,42%	0,35%
			TSt	0,00%	2,16%	0,53%	0,44%	0,40%
			PSw	0,00%	2,60%	0,55%	0,46%	0,44%
		4	LR	0,00%	2,36%	0,50%	0,43%	0,39%
			TSt	0,00%	2,46%	0,59%	0,48%	0,48%
			PSw	0,00%	5,43%	0,62%	0,52%	0,52%
		5	LR	0,00%	2,24%	0,55%	0,47%	0,42%
			TSt	0,00%	2,82%	0,68%	0,53%	0,54%
			PSw	0,00%	3,25%	0,72%	0,57%	0,61%

Bei der separaten Auswertung der einzelnen Geschwindigkeiten zeigten diese einen stetigen Anstieg der Abweichung mit dem Ansteigen der Gehgeschwindigkeit. Während beispielsweise bei 2 km/h ist die Abweichung im Mittel noch bei 0,45 % ($\pm 0,36$ %) lag, war sie hingegen bis 5 km/h bei 0,65 % ($\pm 0,53$ %) und somit um ca. 0,20 % angestiegen (siehe Tabelle 6). Diese Beobachtung ließ sich auch bei detaillierter Betrachtung aller Geschwindigkeiten bestätigen. Es zeigte sich für LR, TSt und PSw ein Anstieg der Geschwindigkeit. Für das LR betrug der Anstieg zwischen 2 km/h und 5 km/h 0,14 %, für das TSt 0,24 % und für das PSw 0,22 % (siehe Tabelle 6).

4.1.2 Abweichung der Gangphasenendpunkte der Videodaten von den Referenzdaten

Ausgenommen von der Auswertung der Referenzdaten war das seitliche Kameramodul, das DIERS leg axis lateral. Dieses Kameramodul wurde zur Datenerfassung für die Videoanalyse verwendet. Vergleicht man die Daten Gangphasenendpunkte der lateralen Beinachsenkamera mit denen der Referenzdaten, hat man die Besonderheit, dass beide Datensätze auf dieselbe Aufnahmefrequenz (60 Hz) synchronisiert worden sind.

Zur Ermittlung der prozentualen Abweichung wurde vom Gangzyklus der Referenzdaten ausgegangen. Es wurde berechnet, aus wie vielen Bildframes der entsprechende Gangzyklus bestand. Anschließend wurde ermittelt, wie viel Prozent die Abweichung der entsprechenden Bildframes bezogen auf den gesamten Gangzyklus beträgt. Wenn also z. B. ein Gangzyklus 75 Frames lang ist, das Ende des MSt bei den Referenzdaten bei Frame 35 liegt und das Ende des MSt in der Videoanalyse bei Frame 40 liegt, ergibt sich eine Differenz von 5 Frames. Diese 5 Frames entsprechen 6,67 % von 75 Frames. Die prozentuale Abweichung beträgt in diesem Fall also 6,67 %.

In den exportierten und bislang analysierten Daten wurden die mittels Fußdruckmessplatte erhobenen Daten dahingehend exportiert, dass sie lediglich angaben, ob der entsprechende Fuß den Kontakt zum Boden aufweist oder ob sich dieser in der Luft befindet. Es wurde lediglich der Kontakt gemessen, die nicht weiter differenziert ausgeführt wurde. Das heißt, dass keine genaue Druckverteilung wie Fersen- oder Vorfußkontakt betrachtet wurde, sondern lediglich der Fußkontakt. Deshalb ist nicht die Bestimmung und der Vergleich aller Gangphasen möglich, sondern nur der folgenden: IC, LR, TSt, PSw und TSw.

4.1.2.1 Absolute Abweichung in (Bild-) Frames und Prozent

Im Durchschnitt betrug die Abweichung aller Gangphasen zu allen Geschwindigkeiten ca. 1,73 ($\pm 1,43$) Frames [2,46 % $\pm 2,10$ %], wobei das Maximum bei 10 Frames [16,67 %] und das Minimum bei 0 Frames [0 %] lagen (siehe Tabelle 7). Auch hier lag ein Einfluss der Ganggeschwindigkeit vor. Dieser äußerte sich in einer durchschnittlich höheren Abweichung bei den schnelleren Geschwindigkeiten im Vergleich zu den langsameren.

Im Einzelnen stellten sich die Abweichungen wie folgt dar: Bei 2 km/h betrug die Abweichung im Mittel ca. 1,68 ($\pm 1,38$) Frames [1,89 % $\pm 1,55$ %], bei 3 km/h ca. 1,70 Frames ($\pm 1,39$) [2,32 % $\pm 1,90$ %], bei 4 km/h ca. 1,79 ($\pm 1,42$) [2,73 % $\pm 2,18$ %] und bei 5 km/h ca. 1,74 ($\pm 1,51$) [2,91 % $\pm 2,50$ %] (siehe Tabelle 7).

Betrachtete man die Gangphasen separat, fand man die größten Abweichungen im LR und PSw (siehe Tabelle 7). Im LR fand man im Durchschnitt eine Abweichung von 2,14 ($\pm 1,56$) Frames [3,07 % $\pm 2,34$ %] und im PSw von 2,12 ($\pm 1,54$) Frames [3,05 % $\pm 2,31$ %]. Bei beiden Gangphasen war zu beobachten, dass die Abweichung sowohl absolut als auch relativ anstieg, je größer die Geschwindigkeit war (siehe Tabelle 8). Am geringsten war die Abweichung beim IC, wo sie sich auf 1,33 ($\pm 1,23$) Frames [1,88 % $\pm 1,78$ %] belief. Mit Ausnahme der Werte bei 4 km/h im IC, im TSt und im TSw ließ sich bei genauerer Betrachtung nach Geschwindigkeit bei diesen drei Gangphasen feststellen, dass die absolute Abweichung im Mittelwert mit steigender Geschwindigkeit abnahm, die relative aber zunahm (siehe Tabelle 8).

Tabelle 7: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (in Frames und Prozent des Gangzyklus): Referenzdaten vs. Videoanalysedaten insgesamt, sowie aufgeteilt nach Geschwindigkeit, Gangphase.

			Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standard- abweichung
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag) [in Frames]			,00	10,00	1,73	1,00	1,43
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag)			0,00%	16,67%	2,46%	1,75%	2,10%
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag) [in Frames]	Geschwindigkeit [km/h]	2	,00	10,00	1,68	1,00	1,38
		3	,00	8,00	1,70	1,00	1,39
		4	,00	7,00	1,79	1,00	1,42
		5	,00	10,00	1,74	1,00	1,51
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	0,00%	10,67%	1,89%	1,33%	1,55%
		3	0,00%	10,67%	2,32%	1,54%	1,90%
		4	0,00%	11,86%	2,73%	1,75%	2,18%
		5	0,00%	16,67%	2,91%	1,82%	2,50%
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag) [in Frames]	Gangphase	IC	,00	6,00	1,33	1,00	1,23
		LR	,00	10,00	2,14	2,00	1,56
		TSt	,00	7,00	1,66	1,00	1,37
		PSw	,00	10,00	2,12	2,00	1,54
		TSw	,00	10,00	1,38	1,00	1,18
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag)	Gangphase	IC	0,00%	9,68%	1,88%	1,52%	1,78%
		LR	0,00%	15,87%	3,07%	2,78%	2,34%
		TSt	0,00%	11,54%	2,36%	1,69%	1,99%
		PSw	0,00%	16,67%	3,05%	2,78%	2,31%
		TSw	0,00%	10,10%	1,94%	1,59%	1,67%

Tabelle 8: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (in Frames und Prozent des Gangzyklus): Referenzdaten vs. Videoanalysedaten aufgeteilt nach Geschwindigkeit und Gangphase.

			Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag) [in Frames]	Geschwindigkeit [km/h]	2	IC	,00	6,00	1,32	1,00	1,15
			LR	,00	8,00	1,92	2,00	1,50
			TSt	,00	7,00	1,78	2,00	1,39
			PSw	,00	9,00	1,86	2,00	1,46
			TSw	,00	10,00	1,53	1,00	1,28
	3	IC	,00	6,00	1,30	1,00	1,21	
		LR	,00	8,00	2,15	2,00	1,44	
		TSt	,00	6,00	1,64	1,00	1,38	
		PSw	,00	8,00	2,07	2,00	1,51	
		TSw	,00	6,00	1,33	1,00	1,17	
	4	IC	,00	5,00	1,44	1,00	1,28	
		LR	,00	7,00	2,22	2,00	1,54	
		TSt	,00	7,00	1,70	1,00	1,39	
		PSw	,00	7,00	2,18	2,00	1,49	
		TSw	,00	6,00	1,40	1,00	1,17	
	5	IC	,00	6,00	1,27	1,00	1,25	
		LR	,00	10,00	2,28	2,00	1,72	
		TSt	,00	6,00	1,53	1,00	1,33	
		PSw	,00	10,00	2,38	2,00	1,65	
		TSw	,00	5,00	1,28	1,00	1,10	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Referenzdaten und Videoanalyse (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	IC	0,00%	6,19%	1,47%	1,14%	1,27%
			LR	0,00%	10,67%	2,17%	2,04%	1,72%
			TSt	0,00%	9,09%	2,01%	1,91%	1,59%
			PSw	0,00%	10,59%	2,09%	1,98%	1,63%
			TSw	0,00%	10,10%	1,70%	1,22%	1,40%
	3	IC	0,00%	8,00%	1,77%	1,37%	1,64%	
		LR	0,00%	10,53%	2,95%	2,74%	1,97%	
		TSt	0,00%	8,82%	2,25%	1,47%	1,90%	
		PSw	0,00%	10,67%	2,82%	2,67%	2,05%	
		TSw	0,00%	7,79%	1,80%	1,41%	1,56%	
	4	IC	0,00%	7,94%	2,19%	1,59%	1,95%	
		LR	0,00%	11,86%	3,39%	3,03%	2,37%	
		TSt	0,00%	10,14%	2,60%	1,67%	2,13%	
		PSw	0,00%	10,77%	3,34%	3,03%	2,29%	
		TSw	0,00%	9,23%	2,14%	1,59%	1,78%	
	5	IC	0,00%	9,68%	2,11%	1,67%	2,07%	
		LR	0,00%	15,87%	3,78%	3,33%	2,85%	
		TSt	0,00%	11,54%	2,55%	1,75%	2,24%	
		PSw	0,00%	16,67%	3,95%	3,39%	2,70%	
		TSw	0,00%	8,93%	2,14%	1,69%	1,84%	

4.1.3 Abweichung der Gangphasenendpunkte von ermittelten Werten der Fußdruckmessplatte und der Videoanalyse

Nachdem die Referenzdaten mit denen der Fußdruckmessplatte und denen der Videoanalyse verglichen worden sind, soll sich nun der Vergleich der Daten der Fußdruckmessplatte mit

denen der Videoanalyse anschließen. Hierbei können alle Gangphasen außer dem ISw und dem MSw berücksichtigt werden. Diese beiden Phasen können von der Fußdruckmessplatte nicht erfasst bzw. beurteilt werden, da während der Endpunkte das Referenzbein in der Luft ist und der Fuß die Platte somit nicht berührt. Zudem werden auch hier das IC und TSw nicht verglichen, da sie per Definition bei 0 % und 100 % enden.

Die durchschnittliche Abweichung des Mittelwerts betrug 2,47 % ($\pm 2,08$ %) bei einem Maximum von 18,10 % und einem Minimum von 0 % (siehe Tabelle 9). Es zeigte sich auch bei diesem Vergleich wieder eine Zunahme der Abweichung mit Zunahme der Geschwindigkeit.

Im LR ergab sich insgesamt eine durchschnittliche Abweichung von 2,06 % ($\pm 1,52$ %) (siehe Tabelle 9). Zwischen 2 und 5 km/h fand sich ein Anstieg der Abweichung um ca. 0,73 %. Für das MSt betrug die gesamte Abweichung 3,76 % ($\pm 2,89$ %) und stieg zwischen 2 und 5 km/h um 0,46 % an (siehe Tabelle 9). Im TSt fand sich eine durchschnittliche Abweichung über alle Geschwindigkeiten von 1,67 % ($\pm 1,31$ %) bei einem Abfall zwischen den Geschwindigkeiten von insgesamt 0,11 %. Beim PSw kam es zu einer durchschnittlichen Gesamtabweichung von 2,48 % ($\pm 1,64$ %), wobei auch hier wieder ein Anstieg zwischen 2 und 5 km/h von 1,16 % und somit der stärkste Anstieg beobachtet werden konnte (siehe Tabelle 9).

Tabelle 9: Beträge der Abweichung der Gangphasenenden (Prozent des Gangzyklus): Fußdruckmessplatte vs. Videoanalysedaten insgesamt, sowie aufgeteilt nach Geschwindigkeit, Gangphase und Geschwindigkeit + Gangphase.

			Minimum [%]	Maximum [%]	Mittelwert [%]	Median [%]	Standardabweichung [%]	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Fußdruckmessplatte und Videoanalyse (Betrag)			,00	18,10	2,47	2,02	2,08	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Fußdruckmessplatte und Videoanalyse (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	,00	17,24	2,25	1,71	2,03	
		3	,00	17,26	2,33	1,92	2,03	
		4	,00	18,10	2,49	2,09	2,05	
		5	,00	14,29	2,81	2,35	2,19	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Fußdruckmessplatte und Videoanalyse (Betrag)	Gangphase	LR	,00	10,87	2,06	1,76	1,52	
		MSt	,00	18,10	3,67	3,06	2,89	
		TSt	,00	6,95	1,67	1,38	1,32	
		PSw	,00	10,85	2,48	2,28	1,64	
Abweichung des Gangphasenendes zwischen Fußdruckmessplatte und Videoanalyse (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	LR	,01	8,88	1,73	1,36	1,37
			MSt	,00	17,24	3,51	2,87	2,89
			TSt	,00	6,72	1,78	1,50	1,40
			PSw	,00	7,94	1,96	1,65	1,44
		3	LR	,00	9,21	1,96	1,73	1,44
			MSt	,00	17,26	3,54	2,85	2,96
			TSt	,00	5,80	1,58	1,35	1,22
			PSw	,00	8,36	2,26	2,16	1,41
		4	LR	,00	7,70	2,08	1,90	1,42
			MSt	,00	18,10	3,65	3,01	2,90
			TSt	,00	6,95	1,66	1,30	1,32
			PSw	,01	10,39	2,57	2,40	1,55
		5	LR	,00	10,87	2,46	2,11	1,75
			MSt	,00	14,29	3,97	3,42	2,80
			TSt	,00	6,68	1,67	1,34	1,32
			PSw	,00	10,85	3,12	2,87	1,90

4.2 Abweichung der Gangphasenendpunkte der Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturwerten von Götz-Neumann

Im folgenden Kapitel werden die Abweichungen der Endpunkte zwischen den erhobenen Daten in der Videoanalyse und den Literaturdaten von Götz-Neumann verglichen. Da das IC hier definitionsgemäß den Startpunkt bei 0 % des Gesamtzyklus beschreibt und das TSw ebenso definitionsgemäß bei 100 % endet, ist die Abweichung im Vergleich zu Götz-Neumann demnach bei 0 %. Diese werden daher im Folgenden nicht weiter beschrieben. Die Abbildung 10 zeigt, dass die Abweichungen sich mit der Geschwindigkeit verändern.

Das Ende der entsprechenden Gangphase ist bei Götz-Neumann früher als bei den in dieser Arbeit erhobenen Daten. Jedoch werden diese Abweichungen mit Zunahme der Gehgeschwindigkeit immer geringer. Beim TSt bleibt die Änderung der Abweichung nahezu konstant bei ca. 1-2 %. Bei 5 km/h beträgt die Abweichung für alle Gangphasen 1 % bzw. 2 % mit Ausnahme des ISw. Die Abweichung dieser Gangphase wird im Verlauf zwar auch geringer, bleibt

jedoch bei ca. 5 % (beginnend bei 2 km/h mit ca. 7 %). Am stärksten verändert sich die Differenz beim MSt im Vergleich zu den Daten von Götz-Neumann. Beginnend mit durchschnittlich ca. 15 % bei 2 km/h sinkt sie bis auf 2 % bei 5 km/h. (siehe Tabelle 10, Tabelle 21 [Anhang], Abbildung 28 [Anhang], Abbildung 29 [Anhang], Abbildung 30 [Anhang], Abbildung 31 [Anhang])

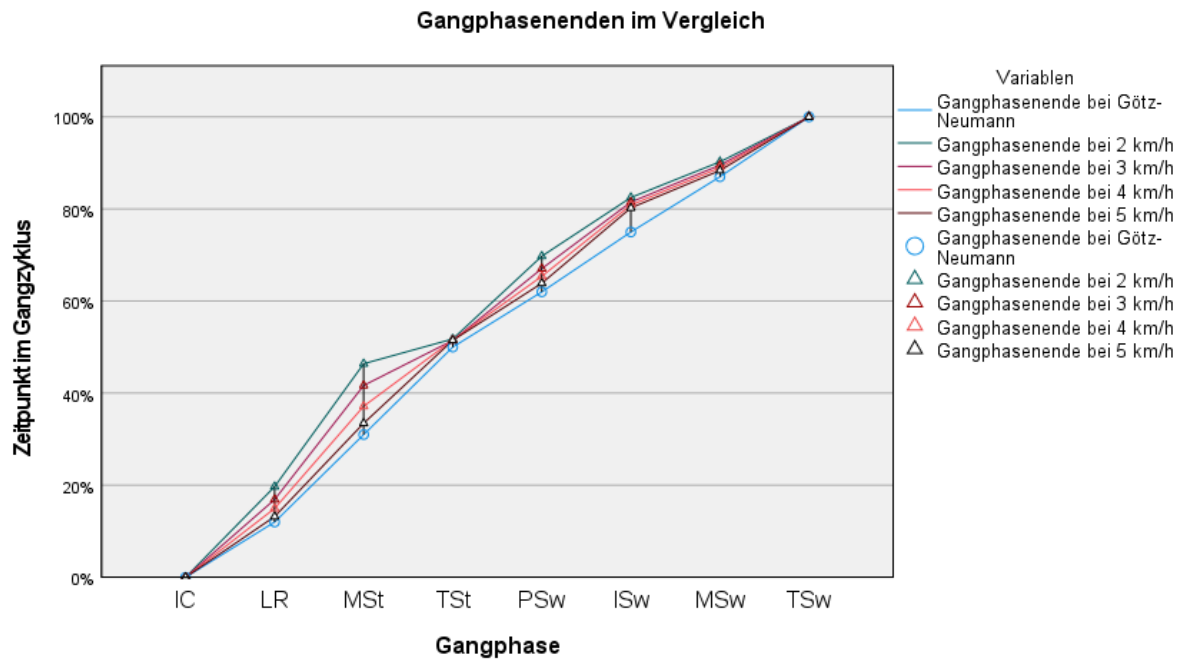


Abbildung 10: Graphische Darstellung der durchschnittlichen Abweichung der Gangphasenendpunkte der Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturdaten nach Götz-Neumann aufgeteilt nach Geschwindigkeiten.

Tabelle 10: Abweichung zwischen den Literaturwerten nach Götz-Neumann und den Daten der in dieser Studie durchgeführten Videoanalyse aufgeteilt nach Gangphase und Geschwindigkeit

			Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standard- abweichung
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 2 km/h	Gangphase	LR	2%	15%	8%	8%	2%
		MSt	-3%	27%	15%	16%	5%
		TSt	-4%	8%	2%	2%	2%
		PSw	0%	14%	8%	8%	2%
		ISw	2%	13%	7%	8%	2%
		MSw	-5%	13%	3%	3%	3%
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 3 km/h	Gangphase	LR	-1%	11%	5%	5%	2%
		MSt	-11%	23%	11%	11%	5%
		TSt	-4%	6%	1%	1%	2%
		PSw	0%	12%	5%	5%	2%
		ISw	1%	12%	6%	7%	2%
		MSw	-3%	13%	3%	2%	2%
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 4 km/h	Gangphase	LR	-2%	8%	3%	3%	2%
		MSt	-12%	19%	6%	7%	5%
		TSt	-4%	6%	2%	2%	2%
		PSw	-3%	9%	3%	3%	2%
		ISw	1%	11%	6%	6%	2%
		MSw	-4%	8%	2%	2%	2%
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 5 km/h	Gangphase	LR	-3%	6%	1%	1%	2%
		MSt	-12%	16%	2%	3%	5%
		TSt	-3%	6%	1%	2%	2%
		PSw	-4%	7%	2%	2%	2%
		ISw	1%	11%	5%	5%	2%
		MSw	-3%	6%	1%	1%	2%

4.3 Vergleich der Gangphasenlängen zwischen Götz-Neumann und den drei Datensätzen (Referenzdaten, Fußdruckmessplatte, Videoanalyse)

Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit den Längen der Gangphasen. Es gibt in jeder Geschwindigkeit bei einem Probanden drei komplette Gangzyklen, die durchlaufen wurden. Zum Vergleich wird hier jeweils aus den drei Gangzyklen der Mittelwert verwendet. Der auf den gesamten Gangzyklus bezogene relative Zeitraum der Phasen wird mit den bei Götz-Neumann beschriebenen Werten verglichen. Es werden jeweils alle möglichen Gangphasen außer dem IC bewertet, da dieser hier definitionsgemäß als Startzeitpunkt immer bei 0 % liegt. Es werden auch hier die drei oben erwähnten Datensätze verwendet, um herauszustellen, ob es durch Synchronisierungsfehler zu Abweichungen gekommen ist oder ob man die Ergebnisse der Datensätze letztendlich direkt miteinander vergleichen kann. Ein Überblick über die Ergebnisse wird in Tabelle 11 dargestellt.

Tabelle 11: Gangphasenlängen im Vergleich
Gangphasenlängen der Probanden im Vergleich zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann

Gangphase	2 km/h	3 km/h	4 km/h	5 km/h	Insgesamt	Phasenlänge (Götz-Neumann)
IC	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %
LR	20 %	17 %	15 %	13 %	16 %	12 %
MSt	27 %	25 %	22 %	20 %	23 %	19 %
TSt	5 %	10 %	14 %	18 %	12 %	19 %
PSw	18 %	16 %	14 %	12 %	15 %	12 %
lsw	13 %	14 %	15 %	16 %	15 %	13 %
MSw	8 %	8 %	8 %	8 %	8 %	12 %
TSw	10 %	10 %	11 %	12 %	11 %	13 %

4.3.1 Gangphasenlänge bei den Referenzdaten im Vergleich zu Götz-Neumann

Aus technischen Gründen können hier nur das LR und das PSw verglichen werden, da auf Grund der Differenzierung des Fußsohlenkontakts nur von diesen beiden Gangphasen Start- und Endpunkt in den Referenzdaten ermittelt wurden (siehe Kapitel 3.6). Es werden sowohl ein genauer Start- und Endpunkt einer Phase benötigt, was entweder durch die fehlende Differenzierung der Fußbelastung (Fußdruckmessplatte) oder durch den Phasenwechsel des Referenzbeins in der Luft nicht möglich ist.

Bezogen auf diese beiden Gangphasen beträgt die Abweichung im Durchschnitt 2,87 % ($\pm 2,31$ %) (siehe Tabelle 12). Unterscheidet man zwischen den einzelnen Geschwindigkeiten fällt ein antiproportionaler Zusammenhang auf: Bei einer Zunahme der Geschwindigkeit nimmt die durchschnittliche Abweichung ab. Bei 2 km/h beträgt sie noch 5,38 % ($\pm 2,38$), wohingegen sie bei 5 km/h nur noch 2,32 % ($\pm 1,78$ %) beträgt (siehe Tabelle 12). Betrachtet man die beiden verschiedenen Gangphasen genauer, fällt allerdings auf, dass dieser antiproportionale Zusammenhang nicht gleichermaßen auf beide Gangphasen übertragen lässt. Im LR zeigt sich eben dieser Zusammenhang. Im PSw deutet sich dieser nur bei 2, 3 und 4 km/h an. Bei 5 km/h steigt die Abweichung allerdings im Vergleich zu 4 km/h auf mehr als den doppelten Wert an. (siehe Tabelle 12)

Tabelle 12: Vergleich der Abweichungen der Gangphasenlängen der Referenzdaten zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (insgesamt, nach Geschwindigkeit, nach Gangphase, nach Geschwindigkeit und Gangphase).

			Minimum [%]	Maximum [%]	Mittelwert [%]	Median [%]	Standard- abweichung [%]	
Abweichung der Gangphasenlänge der Referenzdaten von Götz-Neumann (Betrag)			,00	13,84	2,87	2,29	2,31	
Abweichung der Gangphasenlänge der Referenzdaten von Götz-Neumann (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	,09	13,84	5,38	5,31	2,38	
		3	,00	8,24	2,41	2,29	1,60	
		4	,06	5,39	1,36	1,11	,99	
		5	,06	10,48	2,32	2,00	1,78	
Abweichung der Gangphasenlänge der Referenzdaten von Götz-Neumann (Betrag)	Gangphase	LR	,00	13,84	3,05	2,29	2,50	
		PSw	,00	10,83	2,68	2,28	2,10	
Abweichung der Gangphasenlänge der Referenzdaten von Götz-Neumann (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	LR	,50	13,84	6,13	6,09	2,25
			PSw	,09	10,83	4,63	4,49	2,26
		3	LR	,00	8,24	3,03	3,00	1,64
			PSw	,00	7,35	1,79	1,58	1,29
		4	LR	,06	5,39	1,40	1,23	1,00
			PSw	,06	4,75	1,33	1,06	,99
		5	LR	,06	10,39	1,64	1,29	1,44
			PSw	,07	10,48	2,99	2,91	1,84

4.3.2 Gangphasenlängen der Fußdruckmessplatte im Vergleich zu Götz-Neumann

Bei dem Vergleich zwischen Fußdruckmessplatte und den Gangphasenlängen nach Götz-Neumann ist es nicht möglich, alle Phasen zu vergleichen. Aus technischen Gründen gelingt dies nur für LR, MSt, TSt und PSw, nicht aber für ISw, MSw und TSsw, da die meisten ausschlaggebenden Veränderungen der Schwungphasen nicht von der Fußdruckmessplatte erkannt werden können. Im Durchschnitt beträgt die Abweichung hier 5,05 % ($\pm 4,62$ %) (siehe Tabelle 13). Auch hier lässt sich beobachten, dass die Abweichung mit steigender Geschwindigkeit sinkt (siehe Tabelle 13). Im Vergleich zu den Referenzdaten scheint die Abweichung deutlich größer zu sein. Das liegt aber an den entsprechenden Gangphasen: Die Abweichungen im LR und PSw sind hier ähnlich hoch wie im vorherigen Vergleich. Vergleicht man jedoch die Abweichungen LR und PSw mit denen von MSt und TSt, sind letztere teilweise ca. doppelt oder fast dreifach so hoch. (siehe Tabelle 13)

Tabelle 13: Vergleich der Abweichungen der Gangphasenlängen der Daten der Fußdruckmessplatte zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (insgesamt, nach Geschwindigkeit, nach Gangphase, nach Geschwindigkeit und Gangphase).

			Minimum [%]	Maximum [%]	Mittelwert [%]	Median [%]	Standardabweichung [%]	
Abweichung der Gangphasenlänge der Fußdruckmessplatte von Götz-Neumann (Betrag)			,00	25,85	5,05	3,69	4,62	
Abweichung der Gangphasenlänge der Fußdruckmessplatte von Götz-Neumann (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	,00	25,85	8,58	7,31	5,25	
		3	,00	22,15	5,47	4,10	4,35	
		4	,00	19,00	3,28	2,00	3,32	
		5	,00	16,35	2,85	1,90	2,67	
Abweichung der Gangphasenlänge der Fußdruckmessplatte von Götz-Neumann (Betrag)	Gangphase	LR	,00	13,34	3,06	2,29	2,55	
		MSt	,00	22,51	6,10	5,49	4,31	
		TSt	,00	25,85	8,16	7,07	5,91	
		PSw	,00	12,32	2,87	2,20	2,40	
Abweichung der Gangphasenlänge der Fußdruckmessplatte von Götz-Neumann (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	LR	,59	13,34	6,27	6,24	2,18
			MSt	,02	22,51	8,46	8,27	4,94
			TSt	,14	25,85	13,82	14,18	5,97
			PSw	,00	12,32	5,79	5,72	2,25
		3	LR	,00	8,14	3,09	3,15	1,60
			MSt	,03	19,58	6,79	6,50	4,22
			TSt	,03	22,15	9,16	9,00	5,03
			PSw	,00	8,59	2,86	2,81	1,51
		4	LR	,00	4,96	1,38	1,21	1,00
			MSt	,05	16,17	5,00	4,30	3,50
			TSt	,00	19,00	5,47	5,11	3,82
			PSw	,00	5,82	1,26	1,04	,94
		5	LR	,00	10,02	1,48	1,13	1,40
			MSt	,00	16,35	4,15	3,55	2,98
			TSt	,00	15,88	4,20	3,77	2,92
			PSw	,00	9,03	1,58	1,25	1,46

4.3.3 Gangphasenlängen der Videoanalyse im Vergleich zu Götz-Neumann

Mit der Videoanalyse ist es als einziges Messsystem möglich, alle Gangphasenlängen mit denen bei Götz-Neumann angegebenen zu vergleichen. Insgesamt zeigt sich hier eine durchschnittliche Abweichung von 4,44 % ($\pm 3,70$ %) (siehe Tabelle 14). Auch hier nimmt die Abweichung wieder mit steigender Geschwindigkeit ab. Betrachtet man die Gangphasen, fällt auch hier auf, dass die Unterschiede auch hier im MSt und TSt größer sind als in den anderen Phasen (siehe Tabelle 14). Bei Genauer Betrachtung zeigt sich, dass mit zunehmender Geschwindigkeit in allen Gangphasen die Abweichung sinkt außer im ISw. Zwar bleibt sie auch hier unterhalb von 5 %, steigt aber dennoch um mehr als das Doppelte an (1,28 % ($\pm 0,96$ %) bei 2 km/h und 3,37 % ($\pm 1,40$ %) bei 5 km/h). Bei allen anderen Gangphasen sinkt die Abweichung bei 5 km/h auf unter 5 %; auch beim TSt, in dem man bei 2 km/h mit 13,77 % ($\pm 4,55$ %) die insgesamt höchste Abweichung verzeichnen konnte. (siehe Tabelle 14)

Tabelle 14: Vergleich der Abweichungen der Gangphasenlängen der Daten der Videoanalyse zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (insgesamt, nach Geschwindigkeit, nach Gangphase, nach Geschwindigkeit und Gangphase).

			Minimum [%]	Maximum [%]	Mittelwert [%]	Median [%]	Standardabweichung [%]	
Abweichung der Gangphasenlänge der Videoanalyse von Götz-Neumann (Betrag)			,00	24,62	4,44	3,58	3,70	
Abweichung der Gangphasenlänge der Videoanalyse von Götz-Neumann (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	,00	24,62	6,41	5,48	4,74	
		3	,00	21,70	4,80	4,00	3,64	
		4	,00	19,00	3,57	3,13	2,67	
		5	,00	18,04	2,99	2,66	2,27	
Abweichung der Gangphasenlänge der Videoanalyse von Götz-Neumann (Betrag)	Gangphase	LR	,00	14,92	4,31	3,87	2,93	
		MSt	,03	20,24	6,19	5,92	3,83	
		TSt	,03	24,62	8,49	7,89	5,39	
		PSw	,00	13,32	3,26	2,71	2,51	
		ISw	,00	8,31	2,21	2,00	1,50	
		MSw	,00	8,88	4,05	4,05	1,38	
		TSw	,00	11,80	2,59	2,29	1,93	
Abweichung der Gangphasenlänge der Videoanalyse von Götz-Neumann (Betrag)	Geschwindigkeit [km/h]	2	LR	1,58	14,92	7,69	7,72	2,42
			MSt	,05	20,24	8,27	8,37	4,10
			TSt	,05	24,62	13,77	14,74	4,55
			PSw	,16	13,32	5,99	5,98	2,48
			ISw	,00	5,63	1,28	1,10	,96
			MSw	,05	8,70	4,38	4,55	1,67
			TSw	,00	11,80	3,47	3,24	2,29
		3	LR	,16	11,29	4,90	4,88	1,91
			MSt	,05	20,19	6,87	6,76	3,73
			TSt	,05	21,70	9,67	9,91	4,60
			PSw	,00	9,92	3,65	3,58	1,86
			ISw	,01	7,34	1,70	1,47	1,27
			MSw	,00	7,95	4,05	4,11	1,30
			TSw	,01	11,33	2,74	2,55	1,86
		4	LR	,06	8,31	3,00	2,93	1,70
			MSt	,03	15,88	5,21	4,94	3,27
			TSt	,03	19,00	6,07	5,89	3,73
			PSw	,00	6,84	2,07	1,89	1,37
			ISw	,01	8,31	2,50	2,49	1,38
			MSw	,52	8,88	3,88	3,94	1,27
			TSw	,04	7,55	2,24	1,89	1,63
		5	LR	,00	6,46	1,64	1,33	1,19
			MSt	,03	13,79	4,40	4,00	2,91
			TSt	,03	18,04	4,45	4,19	2,98
			PSw	,06	5,54	1,33	1,11	,99
			ISw	,04	7,34	3,37	3,36	1,40
			MSw	,33	8,49	3,87	3,80	1,18
			TSw	,04	6,33	1,89	1,52	1,43

4.3.4 Sonderfall des fehlenden Terminal stance

Während der Untersuchungen der Daten der Fußdruckmessplatte fiel ein Sonderfall bei der Art und Weise des Übergangs von MSt zu TSt und TSt zu PSw auf. Der Wechsel von MSt zu TSt ist durch das Abheben der Ferse (Heel-off) des Referenzbeins vom Boden, während der

Vorfuß weiterhin Kontakt hat, charakterisiert. Der Wechsel von TSt zu Psw wird durch das Aufsetzen des kontralateralen Beins (kontralateraler IC) bestimmt. In ca. 5 % aller Fälle kam es allerdings dazu, dass das Abheben der Ferse des Referenzbeins nach dem IC des kontralateralen Fußes stattfand und es somit formal keine TSt-Phase gab. Daraufhin wurde das Auftreten dieser Fälle nach Geschlecht, Geschwindigkeit, Alter und Gewicht untersucht (siehe Tabelle 27).

Für diese Berechnungen wurden sowohl die IC des rechten als auch des linken Beins berücksichtigt. Auch wenn nur die Gangphasen des Referenzbeins (rechts) komplett bestimmt wurden und somit auch hauptsächlich in die anderen Betrachtungen der Untersuchungen mit eingingen, konnten die Übergänge zwischen MSt und TSt sowie TSt und Psw anhand der Daten der Fußdruckmessplatte auch für das kontralaterale (linke) Bein bestimmt werden, weshalb sie für die Untersuchung des entfallenden TSt berücksichtigt werden können. Auf Grund der vorher definierter Exportbedingungen startete die Messung generell mit einem IC der rechten Seite und endete mit dem letzten Frame vor dem vierten IC derselben Seite. Dies führte dazu, dass für die Betrachtung der rechten Seite rund $\frac{1}{3}$ weniger initiale Kontakte hinzugezogen werden konnten, da bei jedem ersten IC des rechten Fußes kein korrelierendes Verhalten des linken Fußes bestimmt wurde. Insgesamt wurde bei 96 von 1.608 IC des rechten Fußes und bei 131 von 2.412 IC des linken Fußes ein Fehlen des TSt beobachtet (siehe Anhang Abbildung 32 und Abbildung 33).

Bei der Verteilung zwischen den einzelnen Geschlechtern zeigte sich bei den IC des linken Fußes, dass es bei den Frauen fast doppelt so viele Fälle gab wie bei den Männern (siehe Anhang Abbildung 34). Betrachtet man allerdings die gesamte Verteilung, zeigt sich, dass die Verteilung bei den Fällen mit vorhandenem TSt ähnlich ausfällt, weshalb davon auszugehen ist, dass dieser Unterschied durch die generelle Probandenverteilung (ca. $\frac{1}{3}$ Männer zu ca. $\frac{2}{3}$ Frauen konnten akquiriert werden) hervorgerufen wurde. Bei den IC der rechten Seite, die vor dem kontralateralen Heel-off stattfanden, war die Verteilung allerdings nahezu ausgeglichen mit einer leicht höheren Verteilung zugunsten der Männer (siehe Anhang Abbildung 35).

Bei der Betrachtung des Einflusses des Probandenalters schien es, als würden sich die Fälle mit steigendem Alter häufen (siehe Anhang Abbildung 36 und Abbildung 37). Diese Beobachtung wurde allerdings bei den IC der rechten Seite weniger deutlich als bei denen der linken.

Auch das Gewicht der Probanden scheint einen Einfluss auf das Fehlen des TSt zu haben. Bei Probanden mit einem BMI zwischen 17,5-22,0 kg/m² trat dieser Sonderfall am seltensten auf. Zwischen 26,1-30 kg/m² kamen diese Fälle mehr als doppelt so häufig vor und bei Probanden mit einem BMI zwischen 22,1-26,0 kg/m² kamen nochmal 10 % mehr Fälle als in bei Probandes mit einem BMI im Bereich 26,1-30 kg/m² vor (siehe Anhang Abbildung 38 und

Abbildung 39). Auch diese Werte variieren ein wenig im Vergleich der rechten und linken Seite in ihrer Intensität, grob betrachtet haben sie aber die gleiche Tendenz.

Den größten Einfluss scheint jedoch die Gehgeschwindigkeit zu haben. Ungefähr 93 % all dieser Fälle fanden bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h statt. Die restlichen Fälle zeigten sich bei 3 km/h. Bei 4 und 5 km/h trat kein Fall auf (siehe Abbildung 11 und Abbildung 12). Daraus ergibt sich, dass ca. 21 % aller TSt-Phasen bei 2 km/h von dieser Beobachtung betroffen waren.

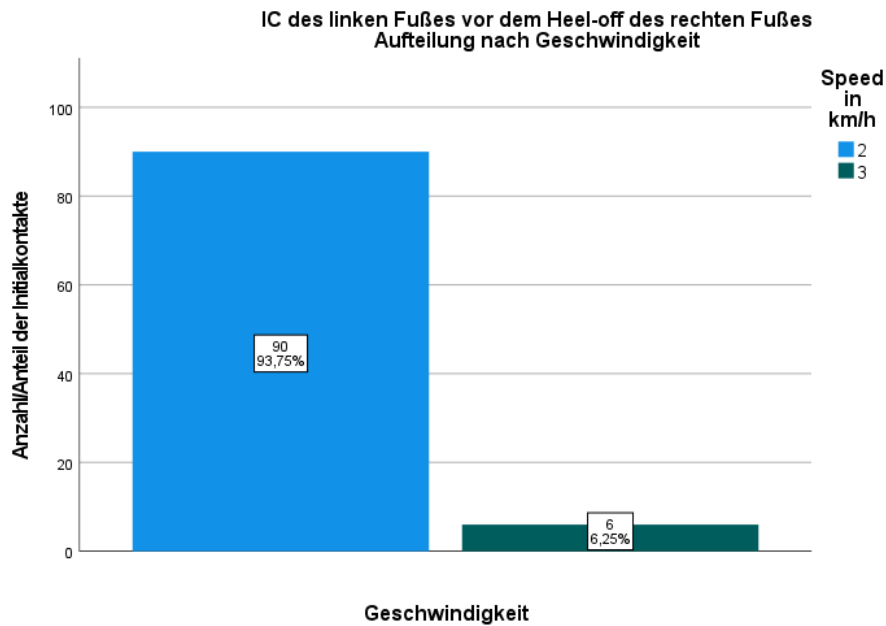


Abbildung 11: IC vor Heel-off rechts nach Geschwindigkeit

Darstellung der Anzahl aller Fälle, in denen der IC des linken vor dem Heel-off des rechten Fußes stattfand. Es findet eine Unterteilung in zwei Geschwindigkeiten statt, da für 4 und 5 km/h keine Fälle stattgefunden haben.

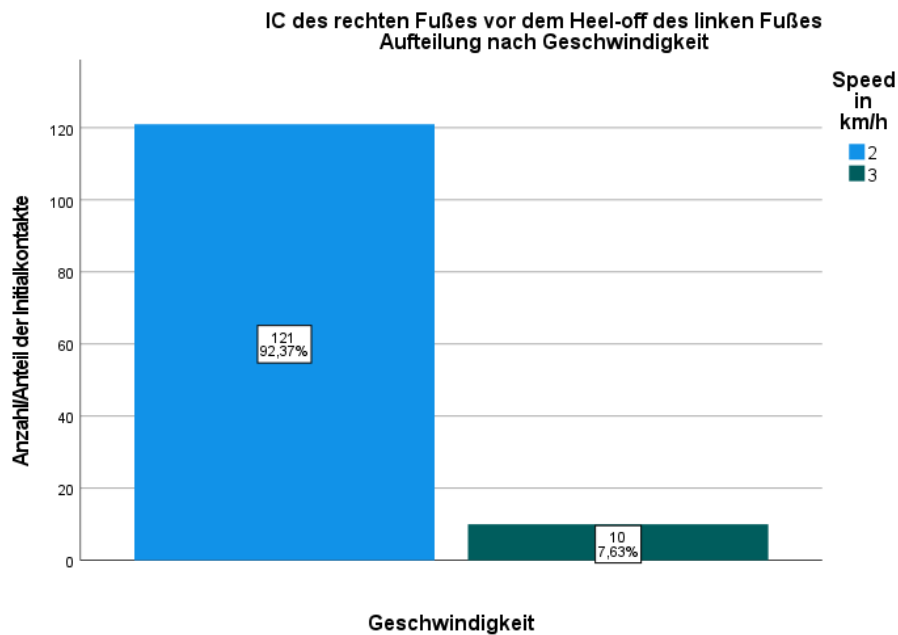


Abbildung 12: IC vor Heel-off links nach Geschwindigkeit

Darstellung der Anzahl aller Fälle, in denen der IC des rechten vor dem Heel-off des linken Fußes stattfand. Es findet eine Unterteilung in zwei Geschwindigkeiten statt, da für 4 und 5 km/h keine Fälle stattgefunden haben.

4.3.5 Verschiedene Arten von initialen Kontakten

Anhand der Fußdruckmessplatte wurde untersucht, wie der IC bei den Probanden stattfand. Es wurde zwischen einem IC mit der Ferse, mit dem Vorfuß oder mit gleichzeitigem Auftreten der Ferse und des Vorfußes, was also einem planen Aufsetzen des Fußes entspricht, unterschieden. Bei der Untersuchung zeigte sich, dass der Anteil der Probanden, die einen IC aufwiesen, der nicht mit der Ferse begann, selten war. Bei lediglich sechs Probanden wurde der IC regelmäßig mit dem Vorfuß begonnen. In Tabelle 26 [Anhang] sieht man die Anzahl der Probanden mit entsprechenden Geschwindigkeiten aufgelistet und welche Abweichungen bei ihnen festgestellt werden konnten. Der erwartete Regelfall (IC mit Fersenkontakt auf beiden Seiten) wurde in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt, weil er alle anderen Fälle abdeckt. Ebenso gibt es in dieser Tabelle keine Spalte für „IC mit Vorfuß und Ferse rechts“, weil dieser Fall nicht eingetreten ist. In dieser Tabelle kann man ablesen, dass die häufigste Abweichung der Vorfußkontakt beim IC mit jeweils dem rechten und dem linken Fuß ist. Der beidseitige Vorfußkontakt trat bei sechs Probanden auf. Bei vier dieser Probanden konnte jener bei mehr als zwei Geschwindigkeiten dokumentiert werden. Bei lediglich einem Probanden wurde jeder IC in jeder Geschwindigkeit mit dem Vorfuß ausgeführt. Die anderen Arten des IC traten noch seltener auf als der beidseitige Vorfußkontakt. Somit ist die Fallzahl für die Abweichungen von dem erwarteten beidseitigen Fersenkontakt mit so geringen Fallzahlen versehen, dass man aktuell eher von Einzelfällen ausgehen kann und dessen Einfluss auf die Gesamtdaten vernachlässigt werden kann.

4.4 Rotationsmaxima und -minima

In diesem Abschnitt werden die Daten aufgelistet, die in Zusammenhang mit den Rotationsmaxima und -minima des Beckens stehen. Als Orientierungspunkt zur Definition dient das rechte Bein als Referenzbein. Ein Rotationsmaximum ist grundsätzlich als die maximale Rotation des Beckens in einer Transversalebene gegen den Uhrzeigersinn definiert, ein Rotationsminimum entsprechend mit dem Uhrzeigersinn. In der graphischen Darstellung wird im Folgenden die Farbe Blau für die Abbildungen, welche die Rotationsmaxima betreffen, und die Farbe Türkis für diejenigen, welche die Rotationsminima betreffen, verwendet.

4.4.1 Typisierung der Extrema

Da sich zeigte, dass ein Extremum nicht zwangsläufig in der Gangphase enden muss, in der es auch beginnt, wurden die Extrema in verschiedene Typen eingeteilt. Diese Typisierung richtet sich nach der Lage innerhalb einer Gangphase. Startet ein Extremum in der Phase, in der es auch endet, ist es ein *monophasisches Extremum*, beginnt es in einer Phase und endet in der folgenden, ist es ein *biphasisches Extremum*. In manchen Fällen kommt es vor, dass ein Extremum im Verlauf der Rotation wie unterbrochen scheint (siehe Abbildung 5). Das heißt, dass die Rotation z. B. ihr Maximum erreicht, im kurzen Verlauf wieder schwach abfällt und kurz darauf wieder auf das maximale Niveau ansteigt. Mathematisch betrachtet handelt es sich hier um zwei verschiedene Maxima, aber logisch betrachtet kann man in diesem speziellen Fall die Maxima zu einem zusammenfassen; analog betrachtet gilt dies auch für die Minima. Für diesen speziellen Fall wurden verschiedene Unterteilungen gewählt. Tritt dieser Fall eines Extremums in derselben Gangphase auf, wurde es als *separiertes monophasisches Extremum* definiert. Traten die einzelnen Teilextrema in aufeinander folgenden Gangphasen auf, wurden sie als *separierte biphasische Extrema* bezeichnet. Für den Sonderfall, dass sich bei einem *separierten Extremum* eines der beiden Extrema ein *biphasisches Extremum* war, wurde dieses als *separiertes Extremum mit biphasischem Extremum* deklariert.

Es zeigte sich, dass mit 86,24 % die Maxima hauptsächlich monophasische Maxima waren. 11,50 % waren biphasische Maxima (siehe Abbildung 13). Bei den Minima waren 74,71 % monophasische Minima und 22,14 % biphasische Minima (siehe Abbildung 14). Es hat sich also gezeigt, dass über 97 % der Extrema nicht separiert waren und der beschriebene Sonderfall der separierten Extrema demnach nur einen Anteil, der weniger als 3 % beträgt, von allen Extrema einnimmt.

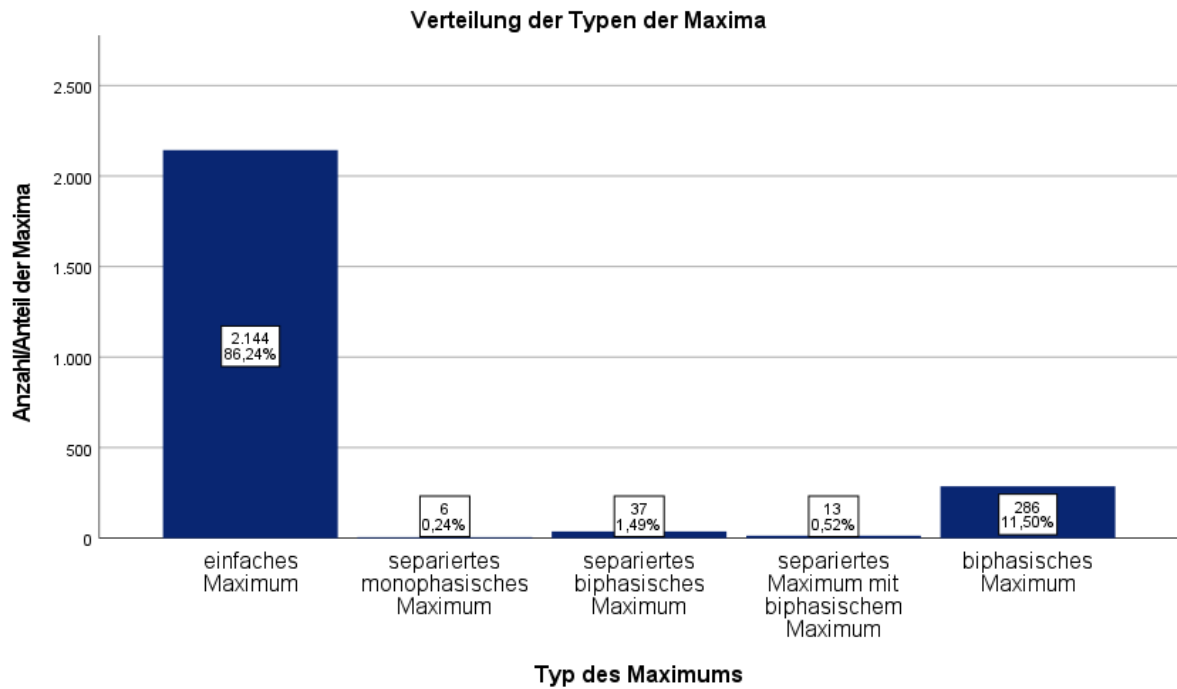


Abbildung 13: Säulendiagramm der Anzahl der Maximatypen
Unterteilt nach Typ des Maximums. Angaben in absoluter Anzahl und Prozent

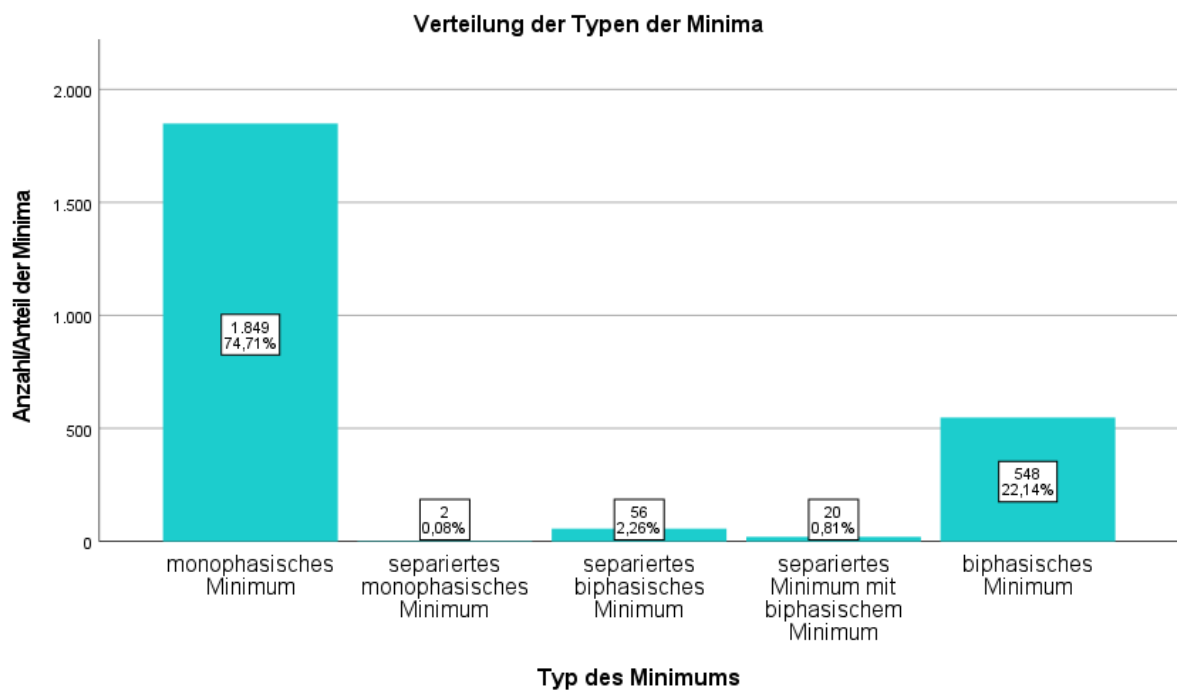


Abbildung 14: Säulendiagramm der Anzahl der Minimatypen
Unterteilt nach Typ des Maximums. Angaben in absoluter Anzahl und Prozent

4.4.2 Amplitude der Extrema

Bei der Erfassung der Rotationsextrema wurde auch die Amplitude der Rotation erfasst. Im Allgemeinen lässt sich sagen, dass die maximale Rotation im Durchschnitt bei ca. $4,02^\circ$ und die minimale bei $-2,50^\circ$ liegen (siehe Tabelle 15). Betrachtet man die Veränderung der Mittelwerte mit Erhöhung der Gehgeschwindigkeit, lässt sich keine klare proportionale oder antiproportionale Veränderung erkennen. Allerdings ist das Ausmaß der Rotation bei 5 km/h in beiden Fällen höher als bei anderen Geschwindigkeiten bzw. dem Durchschnitt (siehe Tabelle 16). Bei der Betrachtung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Rotation bezogen auf die einzelnen Gangphasen zeigte sich, dass die Maxima, die während des PSw stattfanden, (siehe Tabelle 17) und ebenso für die Minima, die im MSt stattfanden (siehe Tabelle 18), eine geringere Amplitude hatten als die Extrema in anderen Gangphasen, in denen Extrema häufig vertreten waren.

Tabelle 15: Bewegungsausmaß der Extrema im Durchschnitt

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Ausmaß der Maxima (in Grad)	-8,10	15,80	4,02	3,90	2,94
Ausmaß der Minima (in Grad)	-12,2	7,20	-2,50	-2,40	2,85

Betrachtet man die Rotationsausmaße der Extrema im Detail, konnte man nur bei wenigen Gangphasen sehen, dass das Rotationsmaximum sich gleichmäßig mit steigender Geschwindigkeit veränderte. So konnte man z. B. im LR und TSw bei den Maxima eine ansteigende Tendenz erkennen, wohingegen man bei den Minima keine solche Tendenz finden konnte. Allerdings gab es in beiden Gruppen einige Gangphasen (bspw. MSt, TSt und PSw bei den Maxima), bei denen z. B. auf einen hohen Rotationswert bei 2 km/h ein deutlich niedrigerer bei 3 km/h folgte, der im Verlauf bei 4 und 5 km/h wieder anstieg (analog dazu auch bei den Minima) (siehe Tabelle 28 [Anhang] und

Tabelle 29 [Anhang]). Allerdings muss noch erwähnt werden, dass es nicht für jede Gangphase gleich viele Werte gab, die in die Betrachtungen einbezogen wurden, weil sich die Verteilung der Extrema auf die Gangphasen je nach Geschwindigkeit änderte. Die entsprechende Verteilung wird in folgenden Kapiteln dargestellt.

Tabelle 16: Ausmaß der Extrema: nach Geschwindigkeit

			Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standard- abweichung
Ausmaß der Maxima (in Grad)	Speed	2 km/h	-7,20	13,30	4,07	4,00	3,03
		3 km/h	-8,10	12,10	3,70	3,60	2,87
		4 km/h	-6,40	12,40	3,88	3,90	2,84
		5 km/h	-4,90	15,80	4,45	4,40	2,97
Ausmaß der Minima (in Grad)	Speed	2 km/h	-11,00	6,50	-2,67	-2,60	2,95
		3 km/h	-12,20	7,20	-2,23	-2,20	2,75
		4 km/h	-10,70	7,10	-2,21	-2,10	2,76
		5 km/h	-12,10	6,80	-2,88	-2,80	2,88

Tabelle 17: Ausmaß der Maxima: nach Gangphase

		Ausmaß der Maxima (in Grad)				Standard- abweichung
		Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	
Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	-7,20	12,60	4,47	4,40	3,05
	MSt	-6,40	13,30	4,03	3,90	2,90
	TSt	-8,10	15,80	3,40	3,50	3,16
	PSw	-4,50	10,90	2,66	2,25	2,58
	ISw	-3,20	9,20	3,89	3,80	2,80
	MSw	-,50	6,30	3,29	3,80	2,26
	TSw	-3,00	12,40	3,92	3,80	2,76

Tabelle 18: Ausmaß der Minima: nach Gangphase

		Ausmaß der Minima (in Grad)				Standard- abweichung
		Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	
Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	-12,2	5,90	-1,43	-1,15	2,88
	MSt	-8,0	5,50	-,59	-,40	2,60
	TSt	-8,9	6,80	-2,25	-2,50	2,62
	PSw	-12,1	7,20	-2,82	-2,70	3,16
	ISw	-11,0	6,60	-2,59	-2,50	2,83
	MSw	-10,5	4,40	-2,60	-2,40	2,56
	TSw	-10,7	7,10	-2,26	-2,30	2,71

4.4.3 Verteilung der Start- und Endpunkte der Extrema auf die Gangphasen

Bei den Verteilungen der Extrema wurde im Folgenden die Gangphase (ermittelt aus der Videoanalyse bezogen auf den SGZ), in der ein Extremum startete und in der es endete angegeben, da hier Abweichungen vorliegen könnten. Für den Zeitpunkt der Extrema wurden die Zeitpunkte bezogen auf den SGZ der Referenzdaten verwendet. Bei der Bestimmung der

Gangphase wurde hier der IC nicht berücksichtigt, da die Definition von Götz-Neumann verwendet wurde, in der das IC einen Zeitpunkt beschreibt, der im LR enthalten ist.

Über alle Geschwindigkeiten gemittelt ergab sich für die Startpunkte der Maxima (Maxima sind in allen Abbildungen dunkelblau dargestellt) folgende Verteilung: LR 23,25 %, MSt 54,14 %, TSt 7,20 %, PSw 4,18 %, ISw 0,56 %, MSw 0,56 % und TSw 10,10 % (siehe Abbildung 15). Für die Endpunkte ergab sich folgende Verteilung: LR 21,36 %, MSt 54,79 %, TSt 9,94 %, PSw 4,55 %, ISw 1,13 %, MSw 0,20 %, TSw 8,05 % (siehe Anhang Abbildung 49). Es zeichnete sich ab, dass insgesamt über die Hälfte der Maxima im MSt zu finden sind, ca. ein Fünftel im LR und ein Zehntel im TSw. Somit waren die meisten Maxima entweder innerhalb der ersten 30 % eines Zyklus oder innerhalb der letzten 10 % zu finden.

Bei den Minima (Minima sind in allen Abbildungen türkis dargestellt) verteilten sich die Startpunkte folgendermaßen: LR 4,69 %, MSt 2,18 %, TSt 12,20 %, PSw 19,64 %, ISw 42,30 %, MSw 14,06 % und TSw 4,93 % (siehe Anhang Abbildung 50). Für die Endpunkte war die Verteilung: LR 4,73 %; MSt 2,06 %, TSt 8,12 %, PSw 19,15 %, ISw 39,47 %, MSw 18,22 % und TSw 8,24 % (siehe Anhang Abbildung 51). Es zeigte sich, dass ca. 40 % der Minima im ISw zu finden waren.

Bei der Verteilung der Extrema auf die Gangphasen gab es mehrere Betrachtungen, die sich leicht unterscheiden. Für eine grobe Übersicht wurde ermittelt, in welcher Gangphase oder in welchen Gangphasen sich ein Rotationsextremum befand. Anschließend wurde der Zeitpunkt dahingehend spezifiziert, dass die Übergänge zu den jeweils angrenzenden Gangphasen dargestellt wurden. Es wurde also explizit dargestellt, welches Extremum sich nur in einer einzigen Gangphase befand und welches in mehreren Gangphasen befand (siehe exemplarisch Abbildung 16).

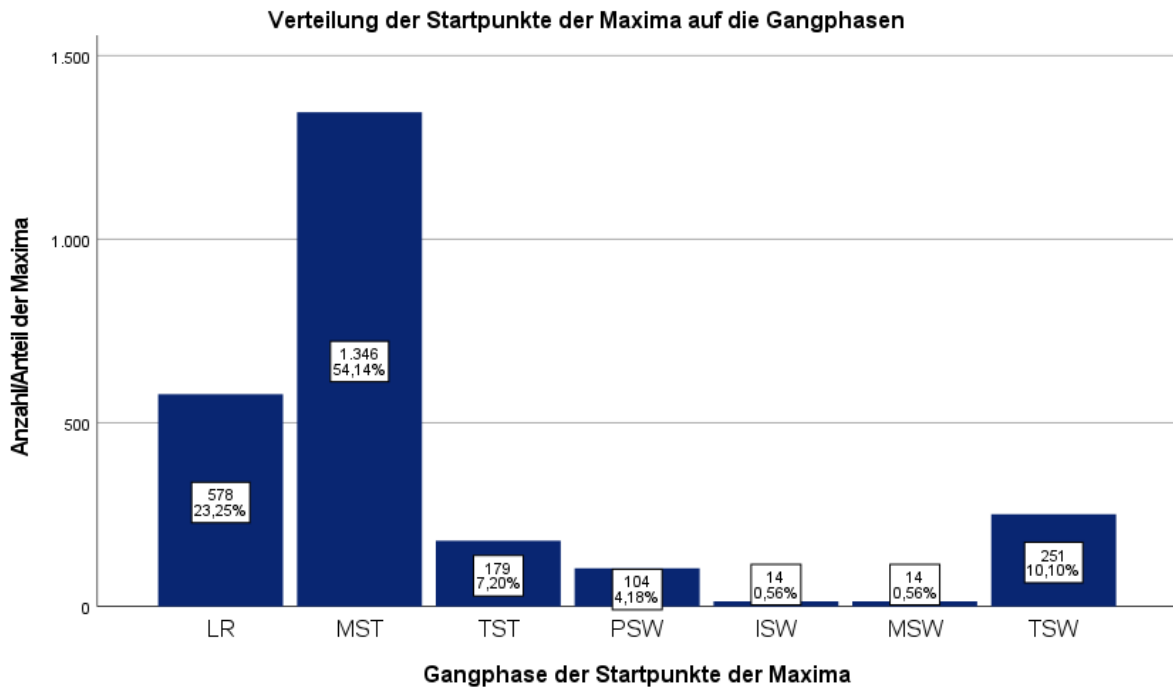


Abbildung 15: Verteilung der Startpunkte der Maxima auf die Gangphasen
 Dargestellt sind die absolute Anzahl der Maxima sowie deren relative Anteile bezogen auf alle Maxima

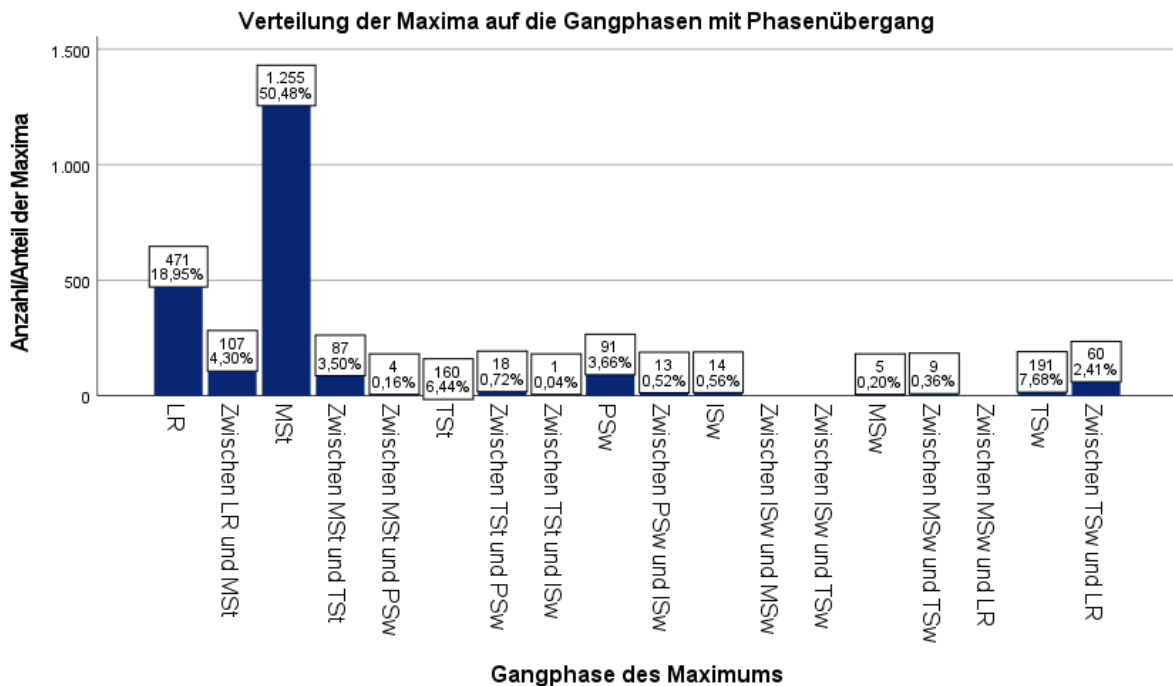


Abbildung 16: Maxima mit Phasenübergang
 Dargestellt sind die Anzahl und der Anteil der Maxima und ihr Auftreten in den verschiedenen Gangphasen, bzw. ob sie übergreifend in mehreren Gangphasen zu finden sind.

Hierbei zeigte sich, dass sich die meisten Maxima in LR, MSt und TSw befanden (siehe Abbildung 15 und Anhang Abbildung 49). Bei der Betrachtung der Maximatypen (siehe 4.4.1) in diesen Gangphasen überwogen deutlich die Anteile der monophasischen Maxima. Bei den

Minima waren die meisten in PSw, ISw und MSw zu finden (siehe Anhang Abbildung 50 und Abbildung 51). Auch hier nahmen die biphasischen Minima wieder einen kleineren Anteil ein (siehe Anhang Abbildung 52). Insgesamt ließ sich ein Anteil von ca. 75 % der Extrema ermitteln, die in die drei oben genannten Gangphasen sowohl bei den Maxima als auch bei den Minima fielen. Bei der Auswertung muss allerdings berücksichtigt werden, dass die drei Phasen der Maxima durchschnittlich 50 %, wohingegen die der Minima lediglich 38 % des gesamten Gangzyklus (bezogen auf die in dieser Arbeit ermittelten Daten) ausmachen (siehe Tabelle 11). Auch wenn man die Verteilung der Gangphasen nicht streng individuell betrachtet, sondern als Gangphasengrenzen die durchschnittlichen prozentualen Zeitpunkte der Gangphasenwechsel heranzieht (siehe Anhang Tabelle 22), ergibt sich kein signifikanter Unterschied. Prozentual betrachtet liegt der Unterschied im höchstens bei ca. 2 % und in den meisten Fällen sogar weniger. (siehe im Vergleich Abbildung 16 zu Abbildung 53 im Anhang, bzw. Abbildung 52 zu Abbildung 54 jeweils im Anhang)

4.4.3.1 Verteilung der Start- und Endpunkte der Extrema nach Geschwindigkeit

Betrachtete man die Verteilung getrennt für die einzelnen Geschwindigkeiten veränderte sich die Verteilung der Extrema (siehe Tabelle 19). Es zeigte sich, dass sich bei zunehmender Geschwindigkeit die Verteilung der Maxima vor allem im LR, MSt und TSw sowohl für die Start- als auch Endpunkte veränderte. Während der Anteil in LR und TSw kontinuierlich anstieg, fiel er im MSt kontinuierlich ab. Auch bei den Minima änderte sich die Verteilung in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit. Bei Start- und Endpunkten nahm der prozentuale Anteil, den die Minima im ISw ausmachten, ab. Es gab bei steigender Geschwindigkeit vielmehr eine Umverteilung. Die Start- und Endpunkte verteilten sich auf die Gangphasen TSt, PSw, ISw und MSw. Während das ISw die Phase war, die über alle Geschwindigkeiten einen hohen Anteil von Rotationsminima enthielt, fanden bei den anderen drei Phasen größere Veränderungen statt. Je höher die Geschwindigkeit war, desto weniger Minima fanden sich im MSw, wohingegen sich im TSt und PSw wiederum mehr finden ließen.

*Tabelle 19: Verteilung der Extrema auf die Gangphasen
Die Aufteilung erfolgt nach Geschwindigkeit und Gangphase. Dargestellt sind sowohl die absolute Anzahl als auch der relative Anteil.*

		Speed							
		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h	
		Anzahl	Relativer Anteil	Anzahl	Relativer Anteil	Anzahl	Relativer Anteil	Anzahl	Relativer Anteil
Gangphase des Maximumstarts (Videoanalyse)	LR	90	14,8%	88	14,1%	171	27,2%	229	36,6%
	MST	437	71,9%	385	61,7%	303	48,2%	221	35,3%
	TST	31	5,1%	47	7,5%	43	6,8%	58	9,3%
	PSW	36	5,9%	42	6,7%	20	3,2%	6	1,0%
	ISW	2	0,3%	3	0,5%	6	1,0%	3	0,5%
	MSW	2	0,3%	7	1,1%	4	0,6%	1	0,2%
	TSW	10	1,6%	52	8,3%	81	12,9%	108	17,3%
Gangphase des Maximumendes (Videoanalyse)	LR	67	11,0%	87	13,9%	148	23,6%	229	36,6%
	MST	445	73,2%	374	59,9%	314	50,0%	229	36,6%
	TST	37	6,1%	66	10,6%	64	10,2%	80	12,8%
	PSW	48	7,9%	40	6,4%	21	3,3%	4	0,6%
	ISW	3	0,5%	10	1,6%	10	1,6%	5	0,8%
	MSW	1	0,2%	4	0,6%	0	0,0%	0	0,0%
	TSW	7	1,2%	43	6,9%	71	11,3%	79	12,6%
Gangphase des Minimumstarts (Videoanalyse)	LR	38	6,2%	47	7,6%	21	3,4%	10	1,6%
	MST	7	1,1%	20	3,2%	21	3,4%	6	1,0%
	TST	4	0,6%	39	6,3%	103	16,5%	156	25,4%
	PSW	84	13,6%	83	13,4%	135	21,6%	184	30,0%
	ISW	276	44,8%	298	48,1%	269	43,0%	204	33,2%
	MSW	140	22,7%	93	15,0%	66	10,5%	49	8,0%
	TSW	67	10,9%	39	6,3%	11	1,8%	5	0,8%
Gangphase des Minimumendes (Videoanalyse)	LR	44	7,1%	45	7,3%	21	3,4%	7	1,1%
	MST	5	0,8%	19	3,1%	18	2,9%	9	1,5%
	TST	5	0,8%	29	4,7%	71	11,3%	96	15,6%
	PSW	57	9,3%	69	11,1%	145	23,2%	203	33,1%
	ISW	244	39,6%	266	43,0%	252	40,3%	215	35,0%
	MSW	161	26,1%	132	21,3%	88	14,1%	70	11,4%
	TSW	100	16,2%	59	9,5%	31	5,0%	14	2,3%

4.4.4 Verteilung der Anzahl der Extrema pro Gangzyklus

Die Verteilung der Extrema wurde nicht nur hinsichtlich ihrer Gangphase betrachtet. Es wurde auch das Vorkommen in Bezug auf den gesamten Gangzyklus untersucht. Es wurde untersucht, wie viele Maxima oder Minima pro Zyklus vorkommen und ob es Unterschiede zwischen den einzelnen Gangzyklen gab. Es wurde jedes ermittelte Extremum gezählt, was bedeutet, dass beispielsweise bei einem separierten Maximum auch zwei Maxima gezählt wurden. Dabei zeigte sich, dass im Großteil der Fälle auch nur ein jeweiliges Extremum pro Gangzyklus zu finden war. Lediglich in ca. 10 % der Fälle gab es zwei der jeweiligen Extrema. In jeweils drei Fällen gab es drei Extrema in einem Gangzyklus. (siehe Abbildung 17 und Abbildung 18). Diese Beobachtung deckt sich auch mit der Betrachtung der Verteilung der Extrematypen (siehe Kapitel 4.4.1).

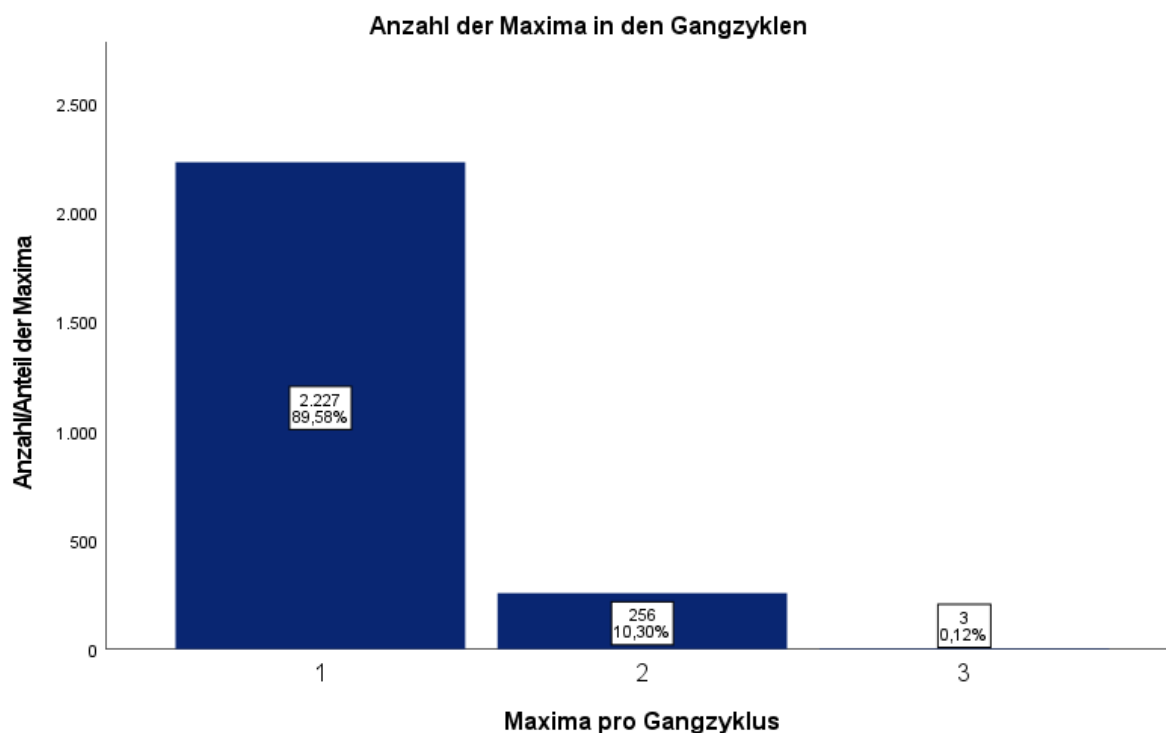


Abbildung 17: Maxima pro Gangzyklus
 Dargestellt wird, wie viele Maxima pro Gangzyklus zu finden sind in absolutem und relativem Vergleich.

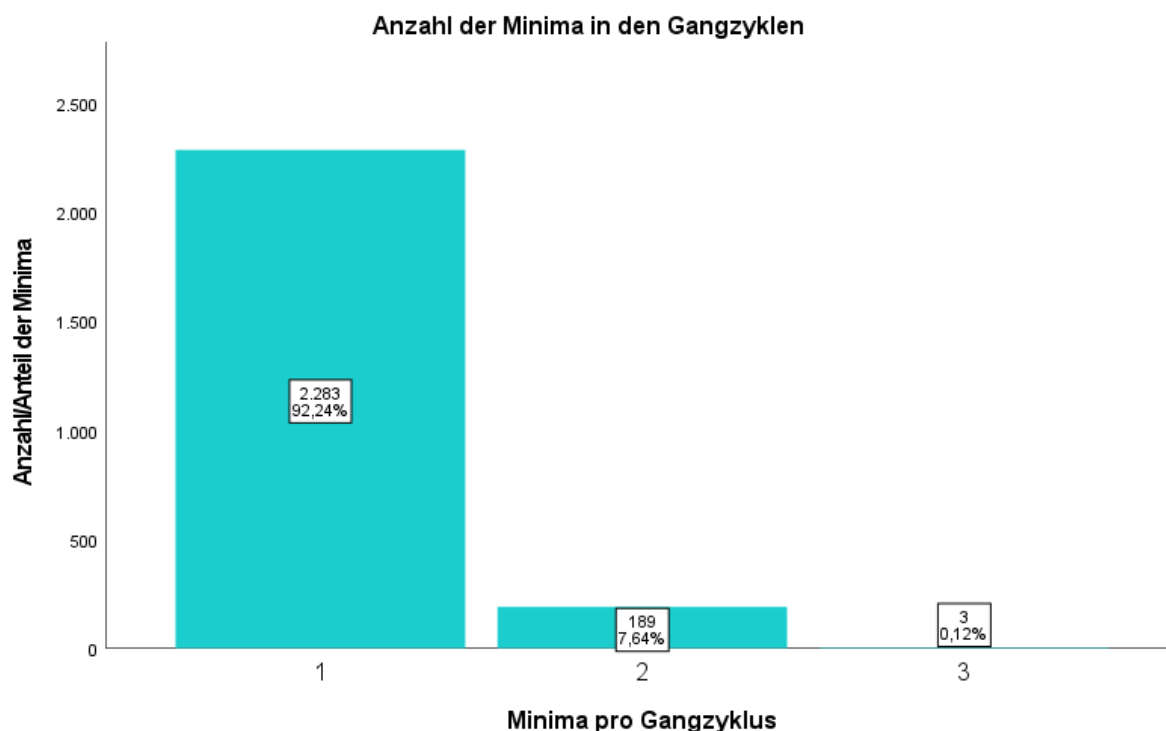


Abbildung 18: Minima pro Gangzyklus
 Dargestellt wird, wie viele Minima pro Gangzyklus zu finden sind in absolutem und relativem Vergleich.

Bei der Betrachtung der einzelnen Gangzyklen und wie viele Extrema auf die einzelnen Zyklen fielen, konnte festgestellt werden, dass sich jeweils ca. $\frac{1}{3}$ aller Maxima auf jeden Zyklus verteilt und nur ein geringer Anteil von ca. 1 % zwischen dem ersten und zweiten oder dem zweiten

und dritten Gangzyklus lag (siehe Abbildung 55 [Anhang]). Die gleiche Verteilung zeigte sich auch bei den Minima (siehe Abbildung 56 [Anhang]).

Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Geschwindigkeiten fiel auf, dass mit steigender Geschwindigkeit die Anzahl der Minima, die zwischen zwei Zyklen lagen, abnahm, während sie bei den Maxima stetig zunahm. Bei den zweiten Minima und Maxima, die in einem Zyklus auftraten, konnte kein Zusammenhang zur unterschiedlichen Verteilung ermittelt werden. Es ließ sich lediglich beobachten, dass bei der niedrigsten Gehgeschwindigkeit (2 km/h) auch die Anzahl der zweiten Extrema am niedrigsten war. (siehe Abbildung 57 [Anhang], Abbildung 58 [Anhang], Abbildung 59 [Anhang] und Abbildung 60 [Anhang])

4.4.5 Extremum mit Initial contact

Da in der Literatur beschrieben wird, dass der Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation auf den IC fällt (siehe Kapitel 2.6), wurde überprüft, wie es sich in der hier rekrutierten Probandengruppe verhielt. Der Vollständigkeit halber wurden auch die Minima um den IC des Referenzbeins überprüft, obwohl ein solches Auftreten nach der gängigen Literatur nicht zu erwarten war (Götz-Neumann, 2016, Perry und Burnfield, 1992b, Lewis et al., 2017, Uemura et al., 2018). Es wurden alle Extrema gezählt, die genau auf dem IC lagen, den IC als Start- oder Endpunkt hatten oder den Startpunkt vor und dem Endpunkt nach dem IC hatten.

Insgesamt betraf dies von allen 2486 gemessenen IC 173 Fälle bei den Maxima. Bei Betrachtung der einzelnen Probanden fiel auf, dass es sich in den meisten Fällen (bei 55) um Einzelfälle handelte. Einzelfälle meint, dass es bei einem entsprechenden Probanden über alle Gangzyklen und Geschwindigkeiten nur ein Rotationsmaximum gab, das ein IC-inkludierendes Maximum war. Bei 23 Probanden konnten insgesamt zwei, bei neun Probanden drei, bei vier Probanden vier, bei drei Probanden fünf, und bei jeweils einem Probanden sechs und acht solcher IC-inkludierenden Maxima über alle Gangzyklen und Geschwindigkeiten gefunden werden (siehe Abbildung 19). Da die Quote von Einzelfällen sehr hoch war, schien es auch bei der Gruppe von Probanden, bei denen ein solches Maximum vorkam, in den meisten Fällen eher eine Ausnahme zu sein, dass das Rotationsmaximum direkt am IC lag. Es ließ sich allerdings beobachten, dass mit steigender Geschwindigkeit auch die Anzahl der IC-inkludierenden Maxima deutlich zunahm (siehe Abbildung 20).

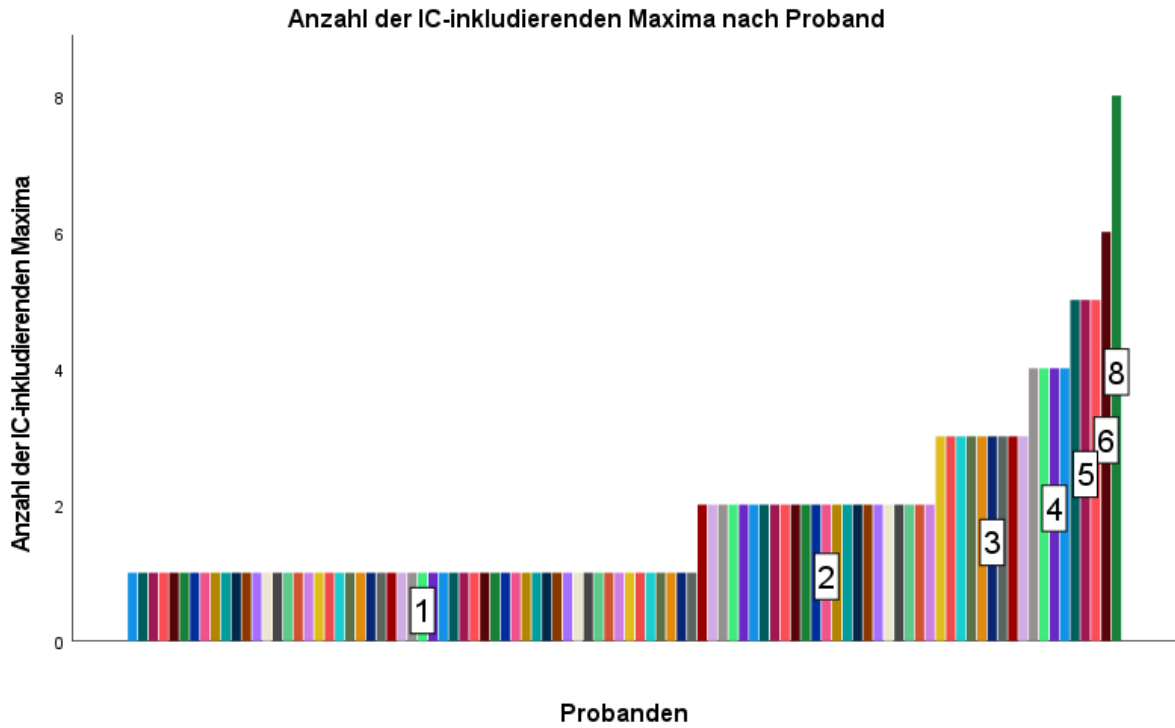


Abbildung 19: IC-inkludierende Maxima nach Probanden

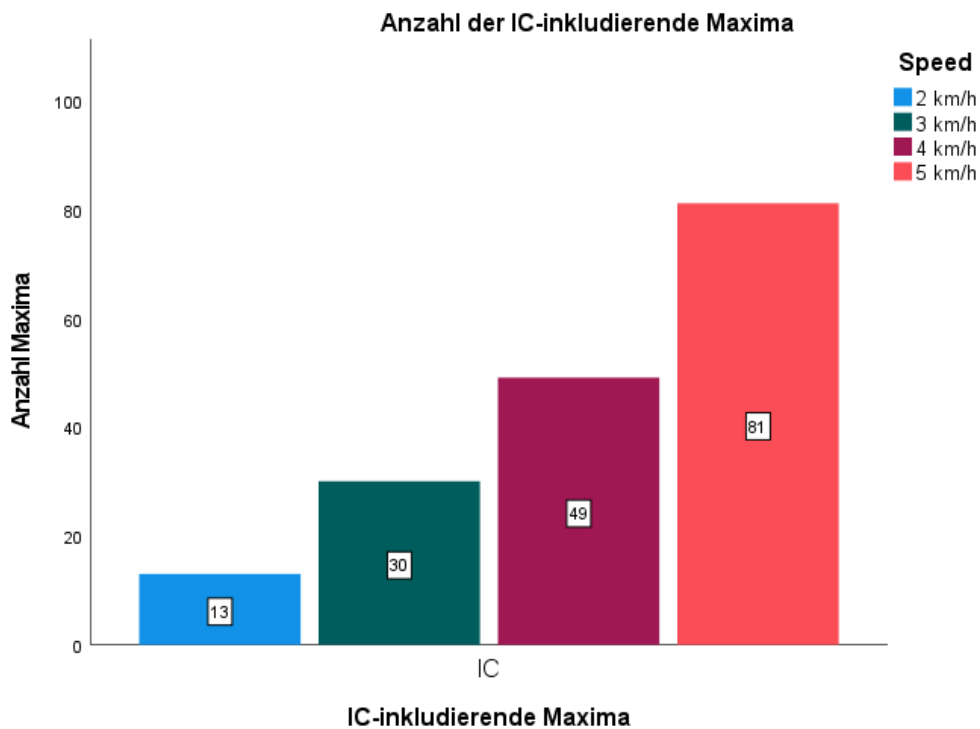


Abbildung 20: IC-inkludierende Maxima nach Geschwindigkeit

Bei den gemessenen 2475 Minima waren es nur 30 Fälle, bei denen ein IC-inkludierendes Minimum gefunden werden konnte. Bis auf bei einem Probanden gab es die oben erwähnten Einzelfälle. Bei besagtem Probanden kamen solche Minima dreimal vor (siehe Abbildung 62

[Anhang]). Zudem zeigte sich, dass mit steigender Geschwindigkeit die Anzahl der IC-inkludierenden Minima abnahm (siehe Abbildung 61 [Anhang]).

4.4.6 Länge der Extrema

Zur Bestimmung der Länge der Extrema wurde die Anzahl der Bildframes bestimmt, in denen das jeweilige Extremum gemessen wurde. Sowohl bei den Maxima als auch den Minima waren jeweils ca. 57 % aller Extrema zwei oder drei Frames lang (siehe Abbildung 21 und Abbildung 22). Bei einem genaueren Vergleich zwischen den vier Geschwindigkeiten zeigte sich, dass bei allen Geschwindigkeiten die meisten Fälle bei zwei und drei Frames zu finden waren (siehe im Anhang Abbildung 63 und Abbildung 64). Zudem stieg der Anteil mit steigender Geschwindigkeit stark an (siehe Abbildung 63 [Anhang] und Abbildung 64 [Anhang]).

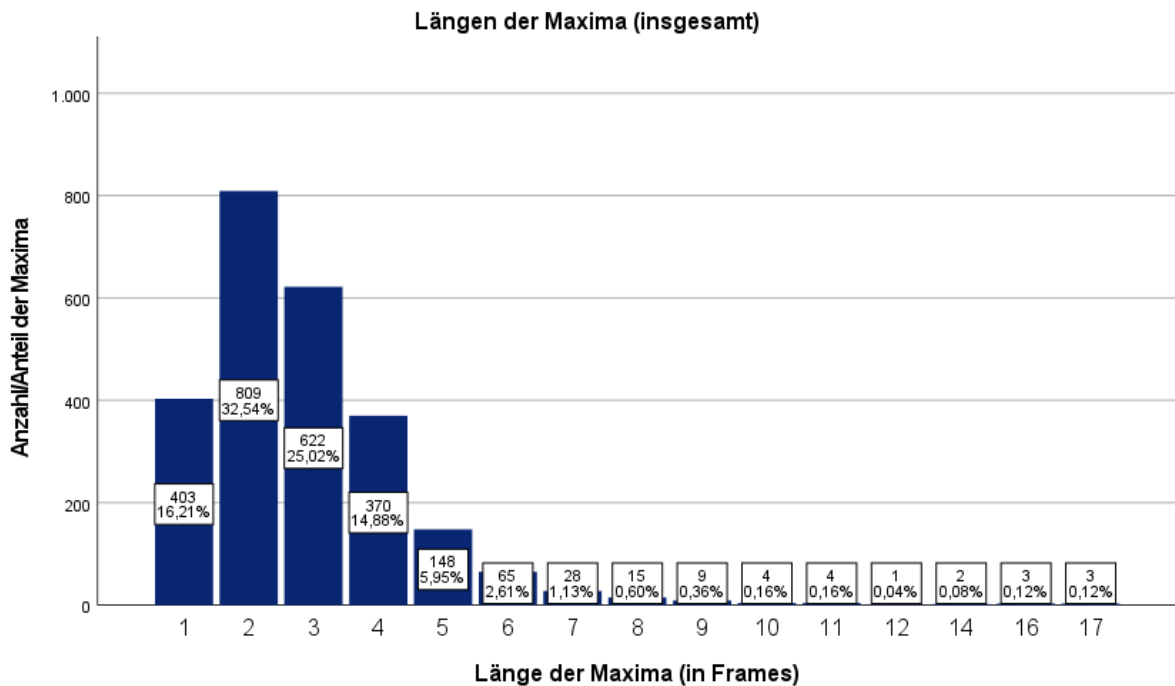


Abbildung 21: Länge der Maxima in Prozent bezogen auf den entsprechenden SGZ gemittelt über alle Geschwindigkeiten.

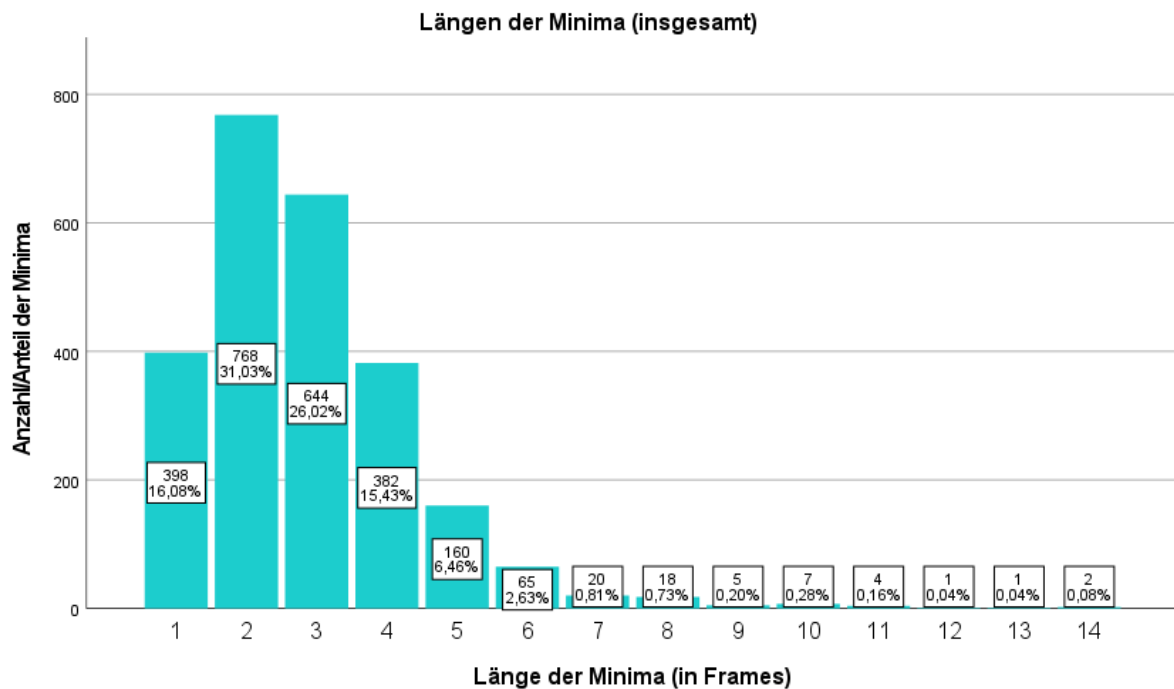


Abbildung 22: Länge der Minima in Prozent bezogen auf den entsprechenden SGZ gemittelt über alle Geschwindigkeiten.

4.4.7 Verteilung der Extrema in Abhängigkeit vom Geschlecht

Für die Auswertung standen die Daten von 201 Probanden zur Verfügung, von denen 132 Frauen und 69 Männer waren. In diesem Abschnitt der Arbeit wird die zeitliche Verteilung des Auftretens eines Beckenrotationsmaximums in Abhängigkeit des Geschlechts dargestellt. Zur Auswertung wurden als Referenzen für den Zeitpunkt die Mittelpunkte der Extrema verwendet (siehe Kapitel 3.7.3).

In den gemessenen Daten ließen sich unterschiedliche prozentuale Verteilungen nachvollziehen. Für die Betrachtung wurden bei den Maxima LR, MSt und TSt herangezogen, da in diesen Gangphasen die meisten Maxima lagen und in den anderen Gangphasen die Abweichung zwischen beiden Geschlechtern in allen Geschwindigkeiten unter 5 % lag. Im Vergleich nahm bei beiden Geschlechtern der Anteil der Maxima, die sich im LR befanden, mit steigender Geschwindigkeit stetig zu, wohingegen die im MSt stetig abnahmen. Bei den Männern war diese Umverteilung allerdings weniger stark ausgeprägt als bei den Frauen, sodass der Anteil der Maxima im LR ab 4 km/h ca. 14 % geringer war als bei den Frauen. Zudem fiel ein höherer Anteil der Maxima in das TSt als bei den Frauen. (siehe Tabelle 20)

Tabelle 20: Verteilung der Extrema auf die Gangphasen nach Geschlecht und Geschwindigkeit.

		Geschlecht															
		weiblich								männlich							
		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h	
	LR	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil
Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	58	14,5%	63	15,4%	122	29,7%	158	38,9%	23	11,0%	20	9,3%	33	15,2%	64	29,1%
	MSt	284	71,2%	262	63,9%	203	49,4%	151	37,2%	166	79,4%	144	67,3%	132	60,8%	98	44,5%
	TSt	16	4,0%	12	2,9%	14	3,4%	29	7,1%	7	3,3%	21	9,8%	13	6,0%	18	8,2%
	PSw	29	7,3%	23	5,6%	11	2,7%	1	0,2%	12	5,7%	13	6,1%	6	2,8%	5	2,3%
	ISw	4	1,0%	9	2,2%	8	1,9%	3	0,7%	0	0,0%	1	0,5%	3	1,4%	1	0,5%
	MSw	1	0,3%	4	1,0%	1	0,2%	1	0,2%	0	0,0%	1	0,5%	3	1,4%	0	0,0%
	TSw	7	1,8%	37	9,0%	52	12,7%	63	15,5%	1	0,5%	14	6,5%	27	12,4%	34	15,5%
Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	31	7,7%	29	7,1%	12	2,9%	1	0,3%	9	4,2%	14	6,6%	8	3,7%	8	3,7%
	MSt	4	1,0%	15	3,7%	11	2,7%	4	1,0%	1	0,5%	3	1,4%	3	1,4%	2	0,9%
	TSt	5	1,2%	32	7,9%	70	17,2%	76	19,0%	2	0,9%	5	2,4%	24	11,0%	36	16,7%
	PSw	51	12,7%	51	12,5%	90	22,1%	154	38,6%	20	9,4%	16	7,5%	46	21,1%	59	27,4%
	ISw	164	40,7%	194	47,7%	170	41,7%	121	30,3%	77	36,2%	96	45,3%	99	45,4%	82	38,1%
	MSw	103	25,6%	74	18,2%	46	11,3%	37	9,3%	65	30,5%	51	24,1%	30	13,8%	25	11,6%
	TSw	45	11,2%	12	2,9%	9	2,2%	6	1,5%	39	18,3%	27	12,7%	8	3,7%	3	1,4%

Bei der Betrachtung der Minima gab es eine solch eindeutige Verteilung nicht. In vielen Gangphasen der einzelnen Geschwindigkeiten betrug die Unterschiede nur wenige Prozent. In den Gangphasen, in denen die Unterschiede größer waren, konnte bis auf im ISw keine Regelmäßigkeit der Unterschiede ermittelt werden. Im ISw zeigte sich ein häufigeres Auftreten von Minima bei den männlichen Probanden, die mit steigender Geschwindigkeit zunahm.

4.4.8 Verteilung der Extrema in Abhängigkeit vom Alter

Schon in der Referenzstudie wurden die Probanden in verschiedene Alterskohorten eingeteilt, um mögliche Unterschiede dies bezüglich ermitteln zu können (siehe Kapitel 3.1.1). Bei den Maxima zeigten sich in allen Altersgruppen die gleichen Tendenzen, was die groben Veränderungen der prozentualen Verteilung betraf. In LR, TSt und TSw stieg der Anteil mit Anstieg der Geschwindigkeit, während er im MSt sank. In den verschiedenen Altersgruppen gab allerdings jeweils eine Gangphase, in welcher der Anstieg größer war als bei den anderen Gruppen. Bei den 18-30-jährigen war es das LR, bei den 31-50-jährigen das PSw und bei den 50-70-jährigen das TSw. Zudem sank bei den 31-50-jährigen der Anteil der Maxima im MSt langsamer als in den anderen Gruppen (siehe Anhang Tabelle 31)

Bei den Minima ließ sich ebenso keine grundsätzliche Abweichung in der Verteilungstendenz erkennen. Bei allen Kohorten ließ sich grundsätzlich festhalten, dass der Anteil der Minima in den meisten Gangphasen mit steigender Geschwindigkeit sank, mit Ausnahme des TSt und PSw, wo die Anteile stetig anstiegen. Die prominenten Gangphasen waren bei 2 km/h der PSw, ISw, MSw und TSw, wobei das ISw deutlich hervorstach, während es bei 5 km/h TSt, PSw und ISw waren. Eine Prominenz einzelner Gangphasen zeichnete sich bei den Minima nicht ab.

Es gab zudem sowohl bei den Maxima (z. B. LR) als auch bei den Minima (z. B. ISw) Gangphasen, bei denen der Anstieg oder Abfall des prozentualen Anteils der Extrema nicht konstant war, sondern diffus und in den einzelnen Alterskohorten unterschiedlich.

4.4.9 Verteilung der Extrema in Abhängigkeit vom Gewicht

Analysiert man die Daten der gleichzeitigen Verteilung des Auftretens des Beckenrotationsmaximums in Abhängigkeit des BMI (eingeteilt siehe Kapitel 3.1), stellten sich die folgenden Auffälligkeiten heraus. Bei globaler Betrachtung der Maxima ohne Spezifizierung auf das Gewicht der Probanden fiel schon die Tendenz auf, dass mit steigender Geschwindigkeit das MSt an Dominanz verlor, aber LR und TSw dazugewannen. Diese Beobachtung ließ sich auch in den drei gewichtsabhängigen Kohorten wiederfinden. Allerdings schien es einen Unterschied zu geben. Bei 2 km/h fiel auf, dass das MSt bei den Probanden mit einem BMI von 26,1-30,0 kg/m² mit über 80 % einen größeren Anteil einnahm als bei den anderen beiden Gruppen, bei denen der Anteil des MSt jeweils bei ca. 70 % lag. Beim LR hingegen lag der Anteil der Maxima bei der Gruppe der Probanden mit einem BMI von 26,1-30,0 kg/m² unter dem der anderen beiden. Mit Ausnahme der Probanden mit einem BMI zwischen 22,1-26,0 kg/m² bei 3 km/h stiegen in dieser Gruppe und der mit einem BMI zwischen 17,5-22,0 kg/m² die Anteile des LR und des TSw fast simultan an, während der des MSt fast simultan fiel. Bei 5 km/h war der Anteil des MSt nur noch ca. 7-8 % größer als der des LR. Bei der Probandengruppe mit einem BMI von 26,1-30,0 kg/m² allerdings stieg der Anteil des LR deutlich schneller an, während der des MSt deutlich schneller fiel, sodass am Ende das LR mit über 18 % die Gangphase war, in der sich die meisten Startpunkte der Maxima befanden. Bei den Endpunkten war die Verteilung nahezu identisch wie bei den Startpunkten. Ein erhöhter BMI scheint also mit einer bezogen auf den SGZ früheren Beckenrotation zu korrelieren.

Bei den Minima gab es auch eine Art generelle Umverteilung ohne konkrete Betrachtung des BMI: Die Prominenz des ISw nahm mit steigender Geschwindigkeit ab und verteilte sich mehr auf TSt, PSw und ISw. Auch hier lässt sich in den drei gewichtsabhängigen Kohorten diese Verteilung erkennen. Allerdings gab es eine ähnliche Verteilung wie bei den Maxima: Im PSw fand sich in der Gruppe mit einem BMI von 26,1-30,0 kg/m² im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen mit steigender Geschwindigkeit ein größerer Anteil an Minima, bis es sich bei 5 km/h als die Gangphase mit den meisten Minima herauskristallisierte. Bei den anderen beiden Gruppen übernahm diese Rolle weiterhin das ISw. Zudem ist auch bei der BMI-Gruppe 26,1-30,0 kg/m² der Unterschied zwischen PSw und ISw am größten. (siehe Anhang Tabelle 32)

Die Daten könnten darauf hindeuten, dass der BMI ab einer gewissen Größe eine frühzeitigere Beckenrotation begünstigt. Allerdings müssen weitere Untersuchungen durchgeführt werden, um diese Beobachtung zu bestätigen und ggf. Ursachen dafür zu ermitteln

4.4.10 Verteilung des zeitlichen Auftretens der Extrema im SGZ

Es wurde schon festgestellt, dass die Extrema in ihrer Länge unterschiedlich sind und sich dadurch auch Unterschiede zwischen den Gangphasen ihrer Start- und Endpunkte ergeben können. Um eine vereinfachte Darstellung zu erzeugen, wurde jeweils der Zeitpunkt des Mittelpunkts der Maxima und Minima bezogen auf den SGZ berechnet. In dem sich dadurch ergebenden Histogramm zeigte sich erneut, dass die Rotationsmaxima vor allem im LR, MSt und TSw vorkamen (siehe Abbildung 23). Man erkennt in dieser Darstellung drei unterschiedliche Gipfel. Da der dritte und der erste Gipfel auf Grund der zyklischen Eigenschaften des Gehens als ein Gipfel betrachtet werden können, wurde eine andere Darstellung gewählt, die beispielhaft an der Gesamtbetrachtung der Maxima erläutert wird. Um diesen Zusammenhang deutlicher zu zeigen, wurden die Graphen entsprechend auf der Abszisse verschoben (siehe Abbildung 24). Diese Verschiebung wird im Verlauf als Translokation bezeichnet.

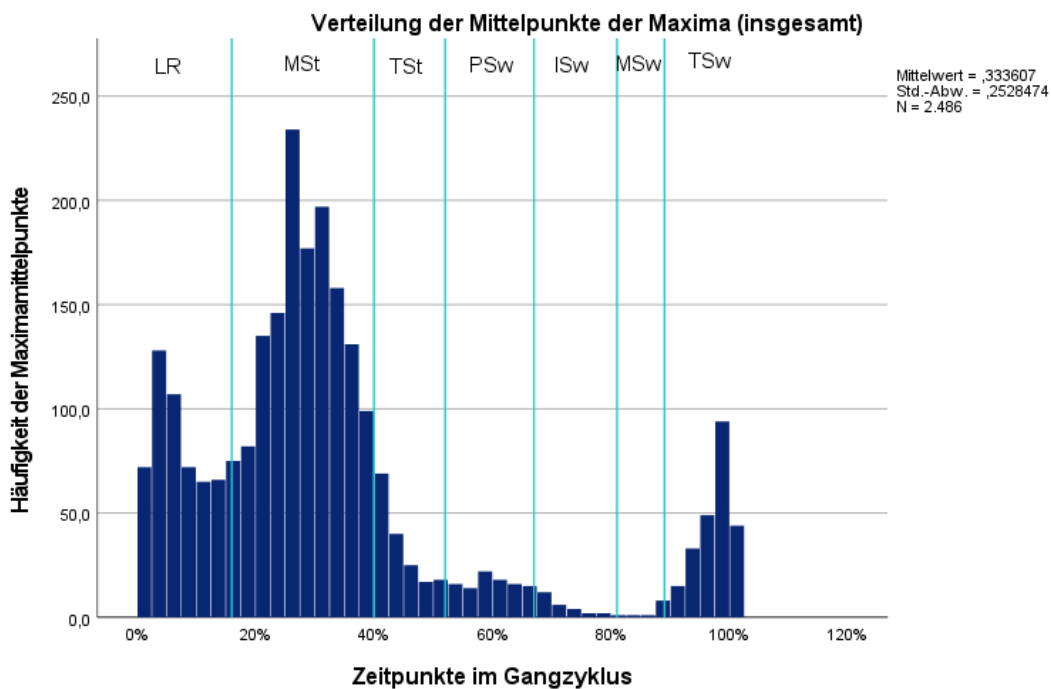


Abbildung 23: Verteilung der Maxima im Histogramm
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung; IC im LR enthalten

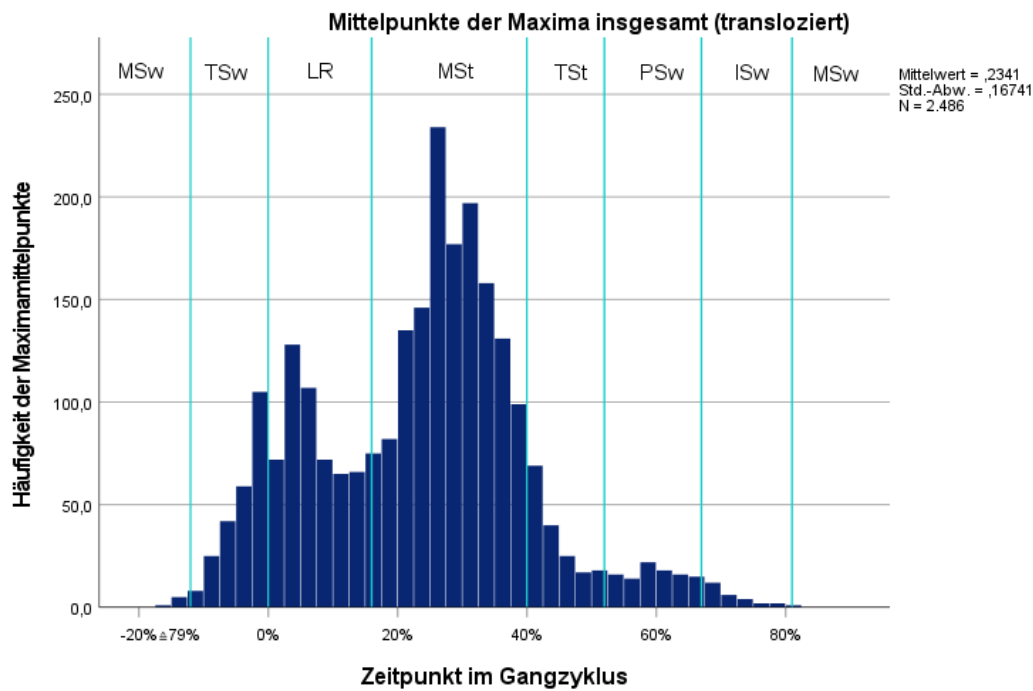


Abbildung 24: Verteilung der Maxima im Histogramm (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung; IC im LR enthalten

Bei der Betrachtung der translozierten Graphiken zeigten sich zwei Gipfel anstatt drei. Hierbei befanden sich der erste Gipfel zwischen 98 und 5 % mit der Mitte bei ca. 3 %, was dem Übergang von TSw zum LR entspricht. Der zweite Gipfel lag im MSt zwischen 20 und 40 % mit der Mitte bei ca. 30 %).

Für die Minima wurde ebenfalls eine solche Translokation vorgenommen, um ein zusammenhängendes Histogramm zu erzeugen. Da sich hier aber die Gipfel hauptsächlich weder am Anfang noch am Ende des Gangzyklus befanden, war der optische Effekt geringer (siehe Abbildung 25).

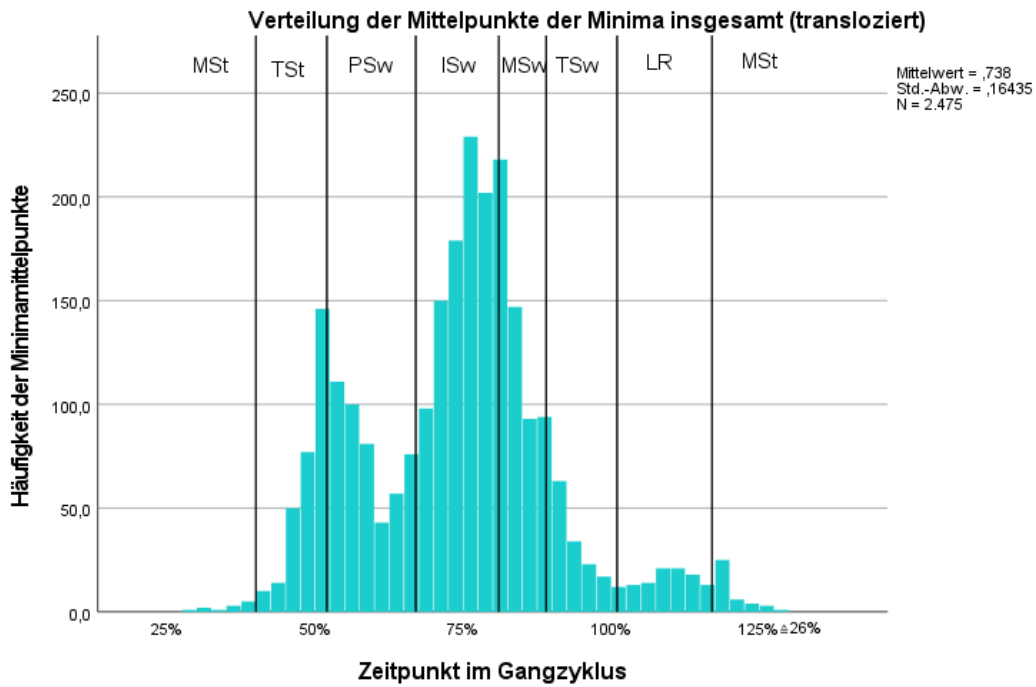


Abbildung 25 Verteilung der Minima im Histogramm (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung; IC im LR enthalten

Bei Beobachtung des Verhaltens der Graphen bei verschiedenen Geschwindigkeiten konnte sowohl bei den Minima als auch bei den Maxima eine bestimmte Verschiebung aufgezeigt werden. Bei 2 km/h (siehe Abbildung 26) akkumulierte der Großteil ($\approx 74,0\%$) der Rotationsmaxima um 30 % des SGZ, was dem MSt entspricht. Im LR und TSw, also um den IC herum, war der Anteil der Rotationsmaxima deutlich geringer ($\approx 14,6\%$), was im optischen Vergleich dem TSt, PSw und ISw ähnelt, wodurch sich das Bild einer Normalverteilung annähert.

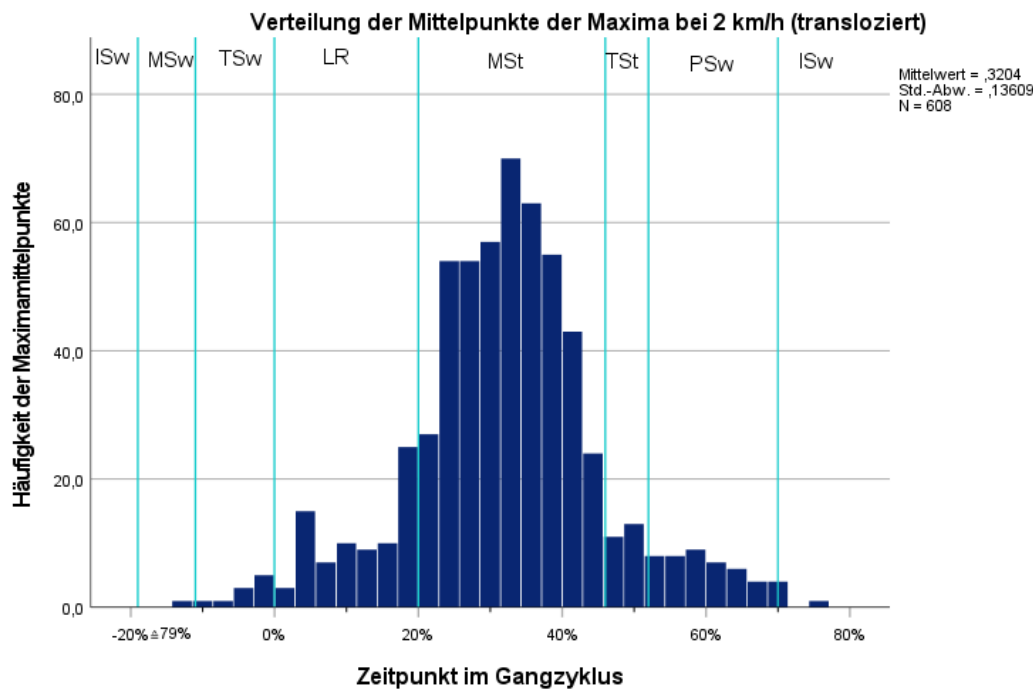


Abbildung 26: Mittelpunkte der Maxima bei 2 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 2 km/h; IC im LR enthalten.

Diese Beobachtung veränderte sich mit Anstieg der Geschwindigkeit. Die Rotationsmaxima teilten sich in zwei unterschiedliche Gipfel auf, wobei sich das Größenverhältnis dieser Gipfel zueinander mit dem einem Wechsel der Geschwindigkeit veränderte. Je größer die Geschwindigkeit war, desto geringer wurde der Anteil der Rotationsmaxima, die bei 30 %, also im MSt, zu finden waren. Im Gegenzug wurde der Anteil der Rotationsmaxima um den IC, also TSw und LR, herum immer größer. Dieser Effekt war bei 5 km/h am größten. Hier lag der Anteil der Maxima, die sich um den IC herum befanden, bei ca. 51 % wohingegen der der Maxima im MSt nur bei ca. 39,8 % lag. Somit überwog bei 5 km/h die Anzahl der Rotationsmaxima um den IC herum im Vergleich zu den restlichen Gangphasen (siehe Abbildung 27 und Tabelle 30 [Anhang]).

Der gleiche Effekt ließ sich auch auf die Minima übertragen. Hier entsprachen die 0 % der Maxima (IC) dem Übergang von TSt zu PSw, da in diesem Zeitintervall der IC des kontralateralen Beins stattfand. Dem MSt der Maxima entsprachen bei den Minima ISw und MSw. Auch hier zeigte sich, dass bei 2 km/h nur ca. 10,5 % der Minima im TSt und PSw lagen und ca. 56,4 % in ISw und MSw. Auch hier veränderte sich die Verteilung beim Geschwindigkeitsanstieg, sodass bei 5 km/h auch 52,9 % im TSt und PSw, bzw. nur 43,2 % in ISw und MSw lagen (siehe Abbildung 67 [Anhang], Abbildung 70 [Anhang] und Tabelle 30 [Anhang]).

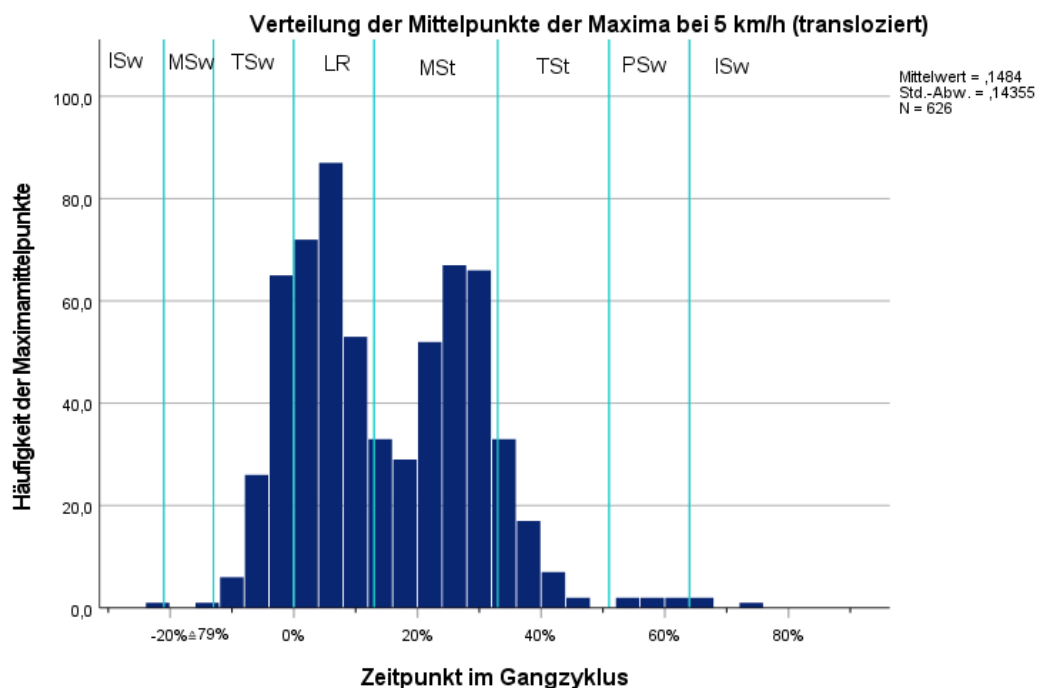


Abbildung 27: Mittelpunkte der Maxima bei 5 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 5 km/h; IC im LR enthalten.

4.5 Auswirkung der Rotationszeitpunkte auf die Phasenlängen

Durch die verschiedenen Zeitpunkte, an denen die Rotationsextrema auftraten, ergab sich die Frage, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Auftreten der Extrema und der Länge der Gangphasen, in denen sie auftraten, geben könnte.

Die entsprechenden Daten wurden im Anhang für die Maxima in Tabelle 24 und in Tabelle 25 für die Minima zusammengetragen. Beim Vergleich der Daten von Tabelle 11 mit Tabelle 24 und Tabelle 25 lässt sich ablesen, dass im Vergleich mit den durchschnittlichen Längen der Gangphasen keine Abweichungen in der Gangphasenlänge erkennbar sind. Die Gangphasen, in denen ein Rotationsextremum vorkam, waren im Durchschnitt also genau so lang wie der Gesamtdurchschnitt der entsprechenden Gangphase.

5 Diskussion

In dem folgenden Abschnitt wird diskutiert, inwiefern die drei grundlegenden Fragestellungen (siehe Kapitel 1) beantwortet werden konnten. Es wird diskutiert, was die Ergebnisse dieser Arbeit aussagen, aber auch inwieweit sie möglichen Fehlern oder Ungenauigkeiten unterliegen könnten. Die erste Fragestellung bezog sich auf die Konsistenz und Plausibilität der Referenzdaten. Die zweite Fragestellung behandelte den Vergleich zwischen den gemessenen Gangphasenlängen und -grenzen im Vergleich zu denen in der Literatur nach Götz-Neumann angegebenen Daten. In der dritten Fragestellung wurde das zeitliche Auftreten der Beckenrotation untersucht.

5.1 Erhebung der Referenzdaten

Die Erhebung der Daten erfolgte über das DIERS 4Dmotion® Lab, ein Gerätesystem zur Durchführung der Videorasterstereographie, das zur Analyse einzelner Körpersegmente bei Bewegung wie z. B. dem Gang verwendet wird. Die Daten wurden über drei Kameras (eine posteriore und eine laterale Beinachsenkamera und eine zur Erfassung des Lichtbildrasters und damit des Oberflächenreliefs der Probanden) und über eine in ein Laufband integrierte Fußdruckmessplatte (DIERS pedogait) erfasst und anschließend über die dazugehörige Software ausgewertet. Für die Ermittlung des BMI wurden die Probanden zusätzlich auf eine Personenwaage gestellt und die Körpergröße wurde über einen Teleskop-Messstab ermittelt, der im Vorfeld an der Wand befestigt worden war. Über das DIERS 4Dmotion® Lab wurden die Daten für das Gehen erhoben. Es wurden die Bodenkontakte der Füße, sowie Bewegungen des Beckens und der einzelnen Wirbelkörper der Brust- und Lendenwirbelsäule in allen drei Ebenen gemessen. Da alle vier Geräte miteinander synchronisiert werden mussten, könnte es theoretisch wegen Latenzen zu Fehlern bei dieser Synchronisierung gekommen sein (Breuhan und Steup, 2013), die wiederum zu potenziellen Fehlern in der Auswertung geführt haben könnten. Diese Hypothese müsste in Folgestudien genauer untersucht bzw. ausgeschlossen werden. Das Problem der möglichen Asynchronität der einzelnen Aufnahmesysteme wird in der Auswertung in Kapitel 5.3 weiter analysiert. Ein Faktor für eventuelle Ungenauigkeiten könnte in der Frequenz liegen, mit der die Kameras die Bewegungen aufnahmen. Diese beträgt 60 Hz. Sie liegt damit nicht sehr weit über der Grenze, die eine Art Mindestanforderung für den Gang mit selbstgewählter Geschwindigkeit darstellt, welche 50 Hz beträgt (Knüsel und Wiedmer, 2013). Die Wahl von höheren Messfrequenzen könnte gerade bei höheren Geschwindigkeiten einen Vorteil bieten, da so die schnelleren Bewegungsabläufe exakter abgebildet werden könnten und so beispielsweise die Übergänge zwischen Gangphasen exakter bestimmt werden könnten (Benedetti et al., 2017).

5.2 Ganganalyse

Die videobasierte Ganganalyse war ein Teil dieser Arbeit, auf dem viele weitere Untersuchungen aufbauten. Die Analyse wurde anhand von Videos durchgeführt, die von der lateralen Beinachsenkamera des DIERS formetric 4D aufgenommen worden waren. Diese Form der Ganganalyse ist trotz einiger Vorteile, die bereits in Kapitel 2.4.3 erwähnt wurden, auch von potenziellen Fehlerquellen (siehe Kapitel 2.4.3) nicht ausgeschlossen. Die Analyse wird durch Menschen durchgeführt, was ihr einen subjektiven Charakter verleiht. Daher hat sie eine relativ geringe Reliabilität (Krebs et al., 1985), was wiederum zu Ungenauigkeiten in den bestimmten Werten führen kann. Dies betrifft sowohl die Messung durch denselben Untersucher als auch die Intertesterreliabilität. Derselbe Proband könnte vom selben Untersucher zu einem anderen Zeitpunkt möglicherweise anders befundet werden, bzw. könnten andere Untersucher zu anderen Ergebnissen kommen.

Zudem wurde diese Videoanalyse von einem Untersucher vorgenommen. Dies hatte den Vorteil, dass die Untersuchung immer auf dieselbe Weise durchgeführt wurde. Jedoch hatte dies auch den Nachteil, dass ein zweiter Untersucher die Ergebnisse nicht überprüfen oder korrigieren konnte. Auch konnten keine eventuell notwendigen Korrekturen erfolgen, die durch zusätzliche Untersucher potenziell möglich gewesen wären.

Da das Gehen ein dreidimensionaler Vorgang ist, kann eine weitere Fehlerquelle die fehlende Dreidimensionalität darstellen, die durch eine einzelne 2D Kamera bedingt ist (Davis und Öunpuu, 1991). In der hier durchgeführten Untersuchung kommen zudem noch folgende Fehlerquellen hinzu: schlechte Lichtverhältnisse, schwarz-weiß Kameras, Aufnahme Frequenz, Gang auf einem Laufband und eine festgelegte Geschwindigkeit. Da für die Videorasterstereographie der Raum abgedunkelt werden musste, damit das System sowohl die Markierungen der Referenzpunkte als auch die Lichtstrahlenprojektion besser erkennen konnte, wurde auch die Videos, die für die Ganganalyse verwendet wurden, unter diesen Lichtverhältnissen aufgenommen. Auch wenn die Kameras selbst noch integrierte Beleuchtungssysteme enthalten, entspricht dies am ehesten einer optischen Wahrnehmung bei Dunkelheit, in der die Genauigkeit des Sehens, der Visus, abnimmt (Brandes et al., 2019). Außerdem wurden die Videos ohne Farbe aufgenommen, was eventuell auch einen Einflussfaktor darstellen könnte (Kopf, 2006). Die dynamische Ganguntersuchung der Probanden wurde mit Hilfe eines Laufbands durchgeführt. Das Laufband ist eine einfache Methode, das kontinuierliche Gehen abbilden und aufzeichnen zu können, ohne das gesamte Untersuchungsequipment von einem Ort zum anderen gleichzeitig bewegen zu müssen. Deshalb wird es in sehr vielen Studien, die den Gang analysieren wollen, verwendet. Allerdings gibt es in der Literatur verschiedene Aussagen zum Einfluss von Laufbändern auf den Gang. Nach Soni und Lamontagne (2020) kann es im Vergleich zum freien Gang zu Abweichungen kommen. Diese Veränderung kann

verschiedene Parameter betreffen. Zu diesen Veränderungen zählen unter anderem die Schrittfrequenz, die Schrittlänge und die Auslenkung der Beckenrotation (Jung et al., 2021). Es gibt allerdings auch Untersuchungen, die zeigen, dass ein deutlich messbarer Unterschied lediglich für kurze Zeit vorhanden ist und sich nach wenigen Minuten des Eingewöhnens auf dem Laufband relativiert (Meyer et al., 2019). Es bleibt also fraglich, ob die oben genannten Parameter einen Einfluss auf die Ganganalyse und auf die Ermittlung der Rotationswerte und -zeitpunkte ausgeübt haben könnten und somit die in dieser Untersuchung erhobenen Ergebnisse beeinflusst haben könnten.

5.3 Abweichung der Datensätze

Die Untersuchung für die Abweichung der verschiedenen Datensätze (Referenzdaten, Fußdruckmessplatte, Ganganalyse) diente der Beantwortung der folgenden Fragestellungen, die in diesem Kapitel diskutiert werden. Zum einen sollte ermittelt werden, ob durch die Berechnung der Referenzdaten grundsätzlich größere Ungenauigkeiten entstanden sind, da die Daten von Fußdruckmessplatte und posteriorer Kamera wegen verschiedener Messfrequenzen aneinander angeglichen werden mussten. Zu diesem Zweck wurden die Referenzdaten, die auf die Messfrequenz der posterioren Kamera umgerechnet wurden, mit den ursprünglichen der Fußdruckmessplatte verglichen. Zum anderen stellte sich die Frage, ob die ermittelten Referenzdaten und die Daten der Fußdruckmessplatte auch mit denen der lateralen Beinachsenkamera korrelieren. Dies geschah vor dem Hintergrund, dass nur mit den Bildern der lateralen Beinachsenkamera alle Gangphasen in der später folgenden Ganganalyse erhoben werden konnten und somit die Gangphasendaten in eine Beziehung mit denen der Rotationsextrema, auf die in den nachfolgenden Abschnitten eingegangen wird, in Bezug gesetzt werden konnten.

Grundsätzlich wurden die Start- und Endpunkte der einzelnen Gangphasen bei allen 201 Probanden während verschiedener Gehgeschwindigkeiten ermittelt. Wegen der unterschiedlichen Frequenzen wurden die Vergleiche der Referenzdaten zur Fußdruckmessplatte, bzw. der Fußdruckmessplatte zur Videoanalyse mit der lateralen Beinachsenkamera anhand prozentualer Abweichungen ermittelt. Dabei wurde berechnet, nach welchem Zeitpunkt im standardisierten Gangzyklus (SGZ) der Start- bzw. der Endframe einer Gangphase entsprachen. Die Zeit wurde dabei in Prozent gemessen. 0 % beschrieb den IC und 100 % den letzten Frame im TSw. Der Vergleich der Referenzdaten zu der Videoanalyse wurde auf zwei Arten durchgeführt. Zum einen wurden die exakten Framenummern miteinander verglichen, weil sowohl die posteriore als auch die laterale Kamera mit derselben Frequenz messen und zum selben Zeitpunkt mit der Aufzeichnung begonnen haben sollten. Zum anderen wurde ermittelt, wie viel Prozent bezogen auf den SGZ der Referenzdaten die entsprechende ermittelte Abweichung ausmachen. Z. B. würde bei einem Zyklus, der 100 Frames lang ist, eine Abweichung von

einem einzigen Bildframe zwischen den Referenzdaten und der Videoanalyse eine prozentuale Abweichung von 1 % ergeben. Wäre der Zyklus allerdings nur 50 Frames lang, betrüge die Abweichung von einem Frame 2 %. Ziel war es herauszufinden, wie stark diese möglichen Unterschiede ins Gewicht fallen.

Beim Vergleich der Referenzdaten zu denen der Fußdruckmessplatte zeigte sich eine sehr geringe Abweichung von durchschnittlich 0,55 %. Diese geringe Abweichung war zu erwarten, da die Referenzdaten unter anderem aus denen der Fußdruckmessplatte errechnet worden waren. Es wurde im Endeffekt bestätigt, dass die Synchronisierung und deren Ergebnisse plausibel waren. Bei der Ermittlung der Abweichungen der Referenzdaten zu der Videoanalyse betrug die durchschnittliche Abweichung insgesamt ca. 1,73 Frames, was ca. 2,46 % entspricht. Dies entspricht auch ungefähr der Abweichung zwischen der Fußdruckmessplatte und der Videoanalyse, die durchschnittlich bei 2,47 % lag. Im Gesamtüberblick kann man sagen, dass geringe Abweichungen vorhanden sind.

Die stärkste Abweichung lag bei ca. 5 % und ist nur einmal aufgetreten, weshalb dies als Ausreißer vernachlässigbar zu werten ist. Die mittlere Abweichung zwischen den Referenzdaten und der Videoanalyse war auch zu erwarten. Bei genauerer Betrachtung (siehe Tabelle 23) zeigte sich allerdings, dass trotz gleicher Messfrequenz der Kameras in über 11 % der Gangphasenendpunkte um vier Bildframes oder mehr abwichen (zehn Frames als Maximum). Das könnte darauf hinweisen, dass die Synchronisation der beiden Kameras nicht einheitlich koordiniert war. Hierfür könnte sowohl ein Problem in der Software als auch ein Problem bei der Aufnahme oder eine Ungenauigkeit in der Auswertung der Videodaten zur Ganganalyse in Frage kommen.

Bei der genaueren Untersuchung der Abweichungen fiel auf, dass sie sich diese unter Veränderung bestimmter Faktoren ebenso zu verändern schienen. Eine globale Beobachtung war, dass die Abweichung der verschiedenen Messsysteme voneinander mit Steigerung der Gehgeschwindigkeit zunahm. Diese Auffälligkeit lässt sich dadurch begründen, dass sich die Messfrequenzen der Systeme nicht proportional zur Erhöhung der Gehgeschwindigkeit veränderten, sondern gleichblieben. Das führte dazu, dass die Gangzyklen sich bei höheren Geschwindigkeiten über weniger Frames erstreckte und somit die Abweichungen einzelner Frames prozentual mehr ins Gewicht fielen. Zudem stieg mit zunehmender Geschwindigkeit die Gefahr, dass sich relevante Ereignisse in den „Bildpausen“ ereigneten, was im Folgenden erläutert wird. Bei den Vergleichen zur Videoanalyse kam zudem hinzu, dass die Bewegungsgeschwindigkeit der Extremitäten mit steigender Gehgeschwindigkeit ansteigt. Somit gingen bei gleichbleibender Aufnahme­frequenz der Kamera zwischen den einzelnen Frames mehr relevante Informationen verloren, wodurch wohl auch zu höheren Messfehlern beigetragen wurde (Benedetti et al., 2017). Einen Sonderfall stellte der Vergleich zwischen Ganganalyse

und Referenzdaten dar, da hier sowohl ein prozentualer als auch ein absoluter Vergleich der Videoframes möglich war. Während die relative Abweichung auch hier mit steigender Geschwindigkeit zunahm, nahm die Abweichung in Frames in drei Gangphasen (IC, TSt und TSw) ab. Wie diese Diskrepanz zu Stande kommt, kann aktuell nicht geklärt werden. Es fällt jedoch auf, dass das Ende dieser drei Gangphasen jeweils mit einem IC zusammenhängt (TSw endet mit kontralateralem IC und TSt endet mit ipsilateralem IC). Eine weitere Auffälligkeit war, dass die Abweichung nicht für jede Gangphase gleich war. Allerdings ist es mit den aktuellen Daten nicht möglich, eine Korrelation oder Begründung dafür festzustellen. Ein möglicher Einflussfaktor könnte (zumindest bei Vergleichen mit der Videoanalyse) sein, dass es Gangphasen gab, die in der Videoanalyse vielleicht schwerer zu bestimmen waren als andere. So war es z. B. leichter das Fersenaufreten bei einem IC zu erkennen als das Heel-off beim Wechsel von MSt zu TSt. Diese Hypothese müsste allerdings in zukünftigen Untersuchungen betrachtet werden ebenso wie andere mögliche Einflussfaktoren auf die Genauigkeit der einzelnen Messsysteme.

Grundsätzlich muss bei dem Vergleich der Datensätze der Faktor der Bewegungsunschärfe (Motion Blur) beachtet werden, der bei der Videoanalyse zum Tragen kommt. In Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit ergeben sich mit konstanter Aufzeichnungsfrequenz der entsprechenden Kamera unterschiedliche Bewegungsunschärfen (Pueo, 2016). Die für diese Arbeit entsprechenden Unschärfen sind in Tabelle 33 (im Anhang) beispielhaft für die hier verwendete Kamera berechnet. Somit ergibt sich beispielsweise eine Unschärfe von über 2 cm bei einer Gehgeschwindigkeit von 5 km/h.

Zusätzlich zu der Unschärfe gibt es immer noch einen entsprechenden Informationsverlust, der mit steigender Geschwindigkeit ebenso zunimmt, auch wenn der absolute Informationsverlust zwischen zwei Frames bei einer Aufnahmefrequenz von 60 Hz immer eine Dauer von ungefähr 17 ms misst. Dies liegt an der stetig abnehmenden Bildanzahl pro Gangzyklus mit steigender Geschwindigkeit. Dies ist in Tabelle 34 (im Anhang) dargestellt. Bei 5 km/h hat man beispielsweise bei der Bestimmung des Beginns des PSw (IC des kontralateralen Fußes) im Durchschnitt eine Ungenauigkeit von 1,70 % bezogen auf den SGZ, da man nicht beurteilen kann, was zwischen dem letzten Bild des TSt und dem ersten des PSw passiert ist und ob der entsprechende IC nicht vielleicht ein paar wenige Prozentpunkte bezogen auf den SGZ früher stattgefunden hat.

5.4 Gangphasenlängen

Die in dieser Untersuchung erhobenen Daten weisen darauf hin, dass die Länge der einzelnen Gangphasen bezogen auf den standardisierten Gangzyklus von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst wird. Dass die Geschwindigkeit eine Auswirkung auf die Gangphasen hat, wurde

schon in der Vergangenheit durch Liu et al. (2014) oder Hebenstreit et al. (2015) aufgezeigt. Hebenstreit et al. (2015) stellten eine nahezu lineare Veränderung der Gangphasenlänge in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit fest, wobei die Art der Veränderung (Verlängerung oder Verkürzung der Dauer) von der entsprechenden Gangphase abhängig waren. Bei Liu et al. (2014) wurde ein Vergleich mit den von Perry angegebenen Werten hergestellt. Das Team stellte fest, dass sich mit der Geschwindigkeit vor allem die Standphasen veränderten. Während bei Erhöhung der Geschwindigkeit das LR und MSt im Verhältnis kürzer werden, wird das TSt länger und nimmt somit einen größeren Teil im SGZ ein. Auf die anderen Phasen wird nicht näher eingegangen. In der hier durchgeführten Studie zeigten sich allerdings auch in anderen Phasen Veränderungen. Das IC wird in dieser Auswertung nicht berücksichtigt, da es in der angewendeten Definition, nach Götz-Neumann (2016), als Zeitpunkt gewertet wird und keinen Zeitraum wie die restlichen Gangphasen abbildet. Die Übergänge der Gangphasen werden sowohl von Götz-Neumann als auch Perry über bestimmte motorische Gegebenheiten definiert und in dieser Arbeit als Grenze der Gangphasenenden beschrieben. In den beiden Quellen von Perry und Burnfield (1992b) und Götz-Neumann (2016) unterscheiden sich diese nur in LR, MSt, PSw und ISw um 1 bzw. 2 %-Punkte. Daher können beide Ausführungen gut miteinander verglichen werden. Über die Endpunkte der Gangphasen kann ebenso die Länge für jede einzelne Phase ermittelt werden. In dieser Arbeit zeigte sich, dass vor allem auch das PSw, ISw und TSt durch die Geschwindigkeit beeinflusst wurden. Der Anteil des PSw am SGZ sank mit Anstieg der Geschwindigkeit, während der von ISw und TSt anstiegen. Dieser Anstieg belief sich in beiden Gangphasen aber auf ca. 1 % pro km/h und war damit weniger deutlich darstellbar als im TSt, wo er ca. 4 % pro km/h betrug. Wegen dieses konstanten, aber sehr geringen Anstiegs ist die Möglichkeit einer durch Messungen bedingten Unschärfe allerdings nicht ausgeschlossen, auch wenn eine Zeitreduktion der Standphasen, mit der eine Steigerung der Schwungphasenlänge einherginge, prinzipiell plausibel wäre. Vergleicht man über die Geschwindigkeiten den Anteil, den die Standphasen am SGZ einnehmen, kann man einen kleinen, aber konstanten Abfall mit Zunahme der Gehgeschwindigkeit beobachten. Während sich bei 2 km/h noch 70 % des gesamten Gangzyklus in den Standphasen (LR, MSt, TSt und PSw) abspielen, sind es bei 5 km/h nur noch 63 %. Diese Beobachtung deckt sich im übertragenen Sinn mit den Untersuchungen von Mann und Hagy (1980), die damals die Veränderung des Anteils der Stand- und Schwungphasen am SGZ während des Gehens, Laufens und Sprintens verglichen und feststellten, dass sich der Anteil der Standphasen mit Zunahme der Geh- bzw. Laufgeschwindigkeit verringert, sowie mit der grundlegenden Aussage von Götz-Neumann (2016), dass die doppelt unterstützten Gangphasen bei langsamen Geschwindigkeiten einen größeren Teil am SGZ einnehmen (Götz-Neumann, 2016, S. 31). Allerdings wurde bei Mann und Hagy (1980) das Gehen selbst nicht mehr in verschiedene Geschwindigkeiten unterteilt. Bei Mann und Hagy (1980) wurde beschrieben, dass beim normalen Gehen 62 %, beim Laufen

31 % und beim Sprinten nur noch 21 % des gesamten Gangzyklus in den Standphasen stattfinden. Es ist also wahrscheinlich, dass sich diese Tendenz auch bei höheren Gehgeschwindigkeiten als den hier verwendeten (2, 3, 4 und 5 km/h) fortsetzt und man bei einem forciert schnellen Gang einen Standphasenanteil von weniger als 62 bzw. 63 % erwarten kann. Diese Beobachtungen können aber aus dem hier vorliegenden Datensatz nicht herausgestellt werden und könnten somit einen Anreiz für zukünftige Publikationen darstellen.

Ein Unterschied zu den Untersuchungen nach Liu et al. (2014) ergibt sich aus der Verteilung der Messwerte. Vergleicht man Abbildung 10 mit einer ähnlichen Darstellung aus eben genannter Studie, fällt auf, dass bei Liu et al. die Kurve der langsamen Geschwindigkeit (durchschnittlich $\approx 3,38$ km/h) oberhalb der Kurve der selbstgewählten Geschwindigkeit (durchschnittlich $\approx 4,21$ km/h) liegt (entspricht einem späteren Ende der Gangphasen bezogen auf den SGZ), wohingegen sich die der schnellen Geschwindigkeit (durchschnittlich $\approx 5,58$ km/h) unterhalb der Kurve der normalen Geschwindigkeit befindet (entspricht einem früheren Ende der Gangphasen bezogen auf den SGZ). Die Kurve der normalen Geschwindigkeit ist fast identisch mit der nach Perry. In der hier durchgeführten Untersuchung kann man in Abbildung 10 allerdings erkennen, dass sich die Kurven aller Geschwindigkeiten oberhalb der entsprechenden nach Götz-Neumann wiederfinden lassen. Der Grund für diesen Unterschied lässt sich aus den bisher erhobenen Daten aktuell noch nicht erklären. Es ist also unklar, ob die Unterschiede durch die Analyse oder durch die ausgewählten Probanden zustande gekommen sind. Diese Thematik könnte in kommenden Arbeiten weiter untersucht werden.

Zudem müssen hier ebenso die Themen aus Kapitel 5.3 beachtet werden, die wie oben erwähnt zu entsprechenden Ungenauigkeit geführt haben könnten und somit die Ergebnisse der Gangphasenlängen in der Videoanalyse beeinflusst haben könnten.

5.5 Besonderheiten des Initialkontakts (IC)

Der Initialkontakt stellt einen besonderen Zeitpunkt im Gangzyklus dar, weil er als Marker für Start und Ende in der Ganganalyse verwendet wird. Der nachfolgende Abschnitt betrachtet verschiedene Formen des IC bezogen auf den Punkt am Fuß, mit dem der erste Bodenkontakt ausgeführt wird. Zudem wird noch eine Beobachtung behandelt, die nicht direkt den Initialkontakt als solchen betrifft, jedoch mit diesem zusammenhängt. Es handelt sich um das Wegfallen des TSt, das durch einen IC des kontralateralen Beins vor dem Heel-off des Referenzbeins entsteht. Da der IC hier einen konkreten Einfluss auf diese Thematik hat, wird sie in diesem Abschnitt aufgeführt.

5.5.1 Verschiedene Arten des Initialkontakts

Am Beginn des Gangzyklus steht in der klassischen Ganganalyse der Initialkontakt als Startpunkt. Nach der hier verwendeten Definition (nach Götz-Neumann (2016)) wird er als ein Aufsetzen der Ferse beschrieben. Im darauffolgenden LR wird der Fuß aus der Neutralstellung im Sprunggelenk bis hin zu einer leichten Dorsalextension über die Ferse abgerollt, bis der Fuß komplett den Boden berührt. Über dieses Abrollen wird ein Schwung nach vorne generiert (Heel-rocker). Bei den Probanden dieser Studie zeigte sich diese Annahme als bestätigt. Der weitaus überwiegende Teil der Probanden führte den IC entsprechend auf beiden Seiten kontinuierlich mit dem Fersenkontakt aus. Über 97 % aller gemessenen Initialkontakte sind mit beiden Füßen auf diese Weise ausgeführt worden. Bei den restlichen knapp 3 % gab es Einzelfälle bei einigen Probanden, bei denen ein einzelner IC mit dem Vorfuß oder mit dem planen Fuß zu sehen war. Bei sechs Probanden konnte ein beidseitiger Vorfußkontakt ermittelt werden, der aber meist bei Geschwindigkeitssteigerung bei spätestens bei 5 km/h nicht mehr zu finden war, bis auf bei zwei Probanden. Bei einer einzigen dieser beiden Personen wurde konsequent jeder IC mit dem Vorfuß ausgeführt (siehe Kapitel 4.3.5). In der Literatur wird eine solche Form des IC als pathologisch bezeichnet (Baumann et al., 2018, S. 153-155, Götz-Neumann, 2016, S. 136-138). Bei der Variation des IC handelt es sich somit eher um eine Rarität mit ggf. pathologischem Hintergrund. Es konnte somit keine Abweichung zum bisherigen Kenntnisstand festgestellt werden.

5.5.2 Entfallen des TSt nach den gängigen Definitionen der Gangphasen

Dass sich einzelne Gangphasen mit Variation der Gehgeschwindigkeit verändern, haben schon Liu et al. 2014 festgestellt. Für das TSt wurde gezeigt, was sich auch in der hier durchgeführten Studie bestätigt hat, dass der Anteil am SGZ kleiner wird, je geringer die gewählte Geschwindigkeit ist. Dass diese Phase nach den gängigen Methoden der Ganganalyse aber teilweise sogar zu entfallen scheint (siehe 4.3.4), wurde in der hier referenzierten Literatur bisher nicht beschrieben und kann in zukünftigen Arbeiten weiter erforscht werden. Dieses Phänomen trat bei den hier rekrutierten Probanden hauptsächlich bei der langsamsten Geschwindigkeit (2 km/h) auf und führte in ca. 21 % der Fälle zu einem Fehlen des TSt. Damit ist es für diese sehr langsame Geschwindigkeit allerdings nicht als ein Zufallsprodukt zu bewerten, sondern als eine durchaus relevante Auffälligkeit. Die Gründe für den Wegfall dieser Gangphase können anhand der hier verwendeten Daten nicht eindeutig gefunden werden. Als mögliche Erklärung könnten die Schrittlänge, die sich bei Abnahme der Geschwindigkeit verringert (Wu et al., 2019), und ein verändertes Verhalten des Körperschwerpunktes sein (Orendurff et al., 2004). Es könnte sein, dass durch die geringere Schrittlänge der Körperschwerpunkt länger zentraler über dem Standbein bleibt und weniger forciert eine Beschleunigung des Körperschwerpunktes erfolgt. Die verminderte Schrittlänge könnte zur Folge haben,

dass das im MSt erzeugte Dorsalextensionsdrehmoment des Referenzbeins weniger stark ausgeprägt ist und somit nicht das maximale Bewegungsausmaß der Dorsalextension erreicht wird, weshalb die Ferse auf dem Boden bleiben könnte. Andererseits könnte die verminderte Geschwindigkeit zur Folge haben, dass eine Erhöhung der Beschleunigung durch die forcierte konzentrische Kontraktion der Plantarflexoren nicht erforderlich ist und somit durch das spätere Abheben der Ferse Energie eingespart werden könnte. Ein anderer möglicher Grund für dieses Phänomen ist die Stabilisierung des Sprunggelenks. Nach Safaeepour et al. (2014) sinkt mit Abnahme der Gehgeschwindigkeit auch die Muskelarbeit der Sprunggelenksstabilisatoren. Das Sprunggelenk wird also bei langsamen Gehgeschwindigkeiten eher durch passive Strukturen wie Bänder oder Gelenkkapseln stabilisiert. Durch die langsamere Ausführung der Gehbewegung könnte sich der Verlust an Unterstützungsfläche durch das Abheben der Ferse vor dem P_{Sw} (und somit einer doppelt unterstützten Standphase) negativ auf das Gleichgewicht auswirken und mit einem erhöhten Sturzrisiko einhergehen. Mögliche Gründe für diese Beobachtung könnten in Zukunft weiter untersucht werden. Es stellt sich zudem die Frage, ob die gängigen Definitionen von Start- und Endpunkten zumindest bestimmter Gangphasen für langsame Geschwindigkeit unverändert bestehen bleiben oder angepasst werden sollten. Vielleicht wäre auch in Abhängigkeit von verschiedenen Geschwindigkeiten oder vielleicht für die gesamte Ganganalyse eine Überarbeitung des gängigen Modells mit den acht Gangphasen denkbar.

5.6 Rotationsextrema

Der folgende Abschnitt behandelt die Auswertung der Ergebnisse, die zu den Rotationsextrema erhoben wurden. Hierbei wird vor allem auf den Einfluss der Gehgeschwindigkeit eingegangen, da diese einer der größten Einflussfaktoren zu sein scheint. Auch weitere Faktoren wurden auf ihre Auswirkung auf den Zeitpunkt eines Rotationsextremums bezogen auf den SGZ untersucht und werden in diesem Kapitel aufgeführt.

5.6.1 Einfluss von Geschwindigkeit auf den Zeitpunkt eines Rotationsextremums

Das Auftreten der Minima und Maxima der Beckenrotation während des Gehens mit einer durchschnittlich normalen Geschwindigkeit ist, wie in Kapitel 2.6 erwähnt, in der Literatur nicht immer eindeutig. Da es in der Literatur unterschiedliche Definitionsweisen der Beckenrotation gibt, wird die hier gewählte nochmals erläutert. Ausgehend vom rechten Bein als Referenzbein wird (bei einem Blick aus der Vogelperspektive auf die Transversalebene) eine positive Rotation als eine Drehung des Beckens gegen den Uhrzeigersinn und eine negative Rotation als eine Drehung des Beckens im Uhrzeigersinn definiert. Eine maximale Rotation ist der höchste Rotationswert in die positive Richtung (gegen den Uhrzeigersinn) und ein Minimum ist der niedrigste Rotationswert in die negative Richtung (im Uhrzeigersinn). Es wurde sowohl

beschrieben, dass das Rotationsmaximum mit dem IC zusammen auftritt (Götz-Neumann, 2016), als auch dass es sich erst später im LR und MSt nach ca. 56 % des SGZ ereignet (Uemura et al., 2018). Zudem zeigte sich bei Lewis et al. (2017), dass bei der über die Gesamtheit der Probanden gemittelten Rotationskurve des Beckens je zwei Rotationsextrema zu finden waren: eins in der Nähe des jeweiligen IC und eins deutlich später. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass es nicht den einen charakteristischen Zeitpunkt gibt, an dem ein Rotationsminimum oder -maximum vorliegt. Der Zeitpunkt dieser Extrema scheint stark von der entsprechenden Gehgeschwindigkeit abhängig zu sein. Zusammenfassend lässt sich anhand der hier erhobenen Daten sagen, dass die Phasen, in denen ein Rotationsmaximum stattfindet, TSw, LR und MSt sind. Das IC ist nach der hier verwendeten Definition ein Zeitpunkt des LR und somit auch in der Hauptzeitspanne für die Maxima enthalten. Für ein Rotationsminimum sind es TSt, PSw, ISw und MSw. Wie sich die Extrema auf die Gangphasen verteilen, scheint stark von der Gehgeschwindigkeit der Probanden abzuhängen. Für die Datenerhebung wurden verschiedene Betrachtungen gewählt: Ermittlung der Start- und Endpunkte eines Extremums und deren Gangphasen, sowie Ermittlung des Mittelpunktes eines Extremums und dessen Zeitpunkt im SGZ bzw. dessen entsprechende Gangphase und die Gangphase, die ein solches Extremum bei Errechnung der durchschnittlichen Gangphasengrenzen bezogen auf alle Probanden einnimmt. Alle Betrachtungsansätze führten zu denselben Ergebnissen. Bei 2 km/h waren über 70 % aller Maxima im MSt angesiedelt. Im Histogramm der Maximamittelpunkte zeigt sich ebenso diese Verteilung. Der Gipfel der Verteilung liegt fast komplett genau im Bereich des MSt mit einem Peak bei ca. 33 % des SGZ. Mit Anstieg der Geschwindigkeit verändert sich diese Verteilung kontinuierlich. Der Anteil der Start- und Endpunkte der Maxima im MSt nimmt ab, während er im TSw und LR zunimmt. Bei 5 km/h hat sich dieser Anteil im MSt ca. halbiert, beim LR ungefähr verdoppelt, sodass jetzt die prozentuale Verteilung dieser beiden Phasen nahezu gleich ist. Im TSw lassen sich halb so viele Maxima wie in den anderen beiden Phasen finden. Jedoch hat sich im Vergleich zu 2 km/h der Anteil verzehnfacht. Bei Betrachtung der Maximamittelpunkte im Histogramm fällt mit steigender Geschwindigkeit ebenso auf, dass die Anzahl der Maxima bzw. Maximamittelpunkte im LR und TSw ansteigen und im MSt sinken. Bei der graphischen Betrachtung gemittelt über alle Probanden zeigt sich aber ebenso die kontinuierliche Entstehung eines doppelgipfligen Verlaufs, wie sie schon bei Lewis et al. (2017) beschrieben worden ist. Diese beiden Gipfel finden sich im MSt (zweiter Gipfel) und zusammenhängend in den beiden Phasen, die den IC umgeben (TSw und LR; erster Gipfel). Zunächst ist der Gipfel im MSt wesentlich prominenter als um den IC herum. Dies verändert sich aber mit steigender Gehgeschwindigkeit, sodass bei 5 km/h der erste Gipfel mehr Maxima enthält als der zweite. Dieser erste Gipfel ist bei ca. 7 % zu finden und der zweite bei ca. 30 %. Mit Erhöhung Geschwindigkeit steigt somit auch die Anzahl der Maxima, die direkt am IC liegen oder ihn in irgendeiner Form enthalten (bspw. Start

im TSw und Ende im LR), auch wenn an diesem Punkt nicht der Peak der Maxima bei 5 km/h liegt, sondern ein wenig später, was auch beispielsweise aus den Untersuchungen von Lewis et al. (2017) abzuleiten ist.

Bei den Rotationsminima kann man ähnliche Beobachtungen machen. Die hier relevanten Gangphasen sind das TSt, PSw, ISw und MSw. Bei 2 km/h war der größte Teil der Minima mit ca. 40 % im ISw zu finden, der im Verlauf bis 5 km/h kleiner wird. Im Vergleich zu den anderen drei Gangphasen ist die Veränderung aber weniger stark ausgeprägt. Die Anzahl der Minima, die sich in TSt und PSw wiederfinden lassen, nehmen mit Anstieg der Geschwindigkeit zu, während der Anteil im MSw deutlich abnimmt. Von der groben Betrachtung her deckt sich die Beobachtung also mit denen der Maxima, dass mit steigender Geschwindigkeit vorher stattfindende Gangphasen mehr Minima enthalten als später stattfindende, wenn die Gehgeschwindigkeit ansteigt. Da aber die jeweiligen Gangphasen unterschiedlich lang sind, ist es schwierig, die Beobachtungen von Minima und Maxima anhand der Start- und Endpunkte gut zu vergleichen, weil mehr Phasenübergänge stattfinden und die Minima eine relevante Gangphase mehr haben. Bei einem Blick auf die Mittelpunkte der Minima im Histogramm ist der Vergleich deutlich leichter herzustellen. Hier zeigt sich bei 2 km/h ebenso eher eine Verteilung mit einem Gipfel bei ca. 80 % des SGZ. Es treten also tendenziell sowohl Maxima als auch Minima mit Anstieg der Geschwindigkeit früher im SGZ auf. Auch hier erfolgt mit zunehmender Geschwindigkeit die Ausbildung von zwei Gipfeln jeweils bei ca. 55 % bzw. bei ca. 80 %. Beim Hinzuziehen der durchschnittlich errechneten Gangphasengrenzen der Probanden liegt der erste Gipfel knapp nach dem Wechsel von TSt zu PSw. Dieser Phasenwechsel wird durch den IC des kontralateralen Fußes definiert. Der zweite Gipfel liegt am Ende des ISw bzw. am Anfang des MSw, was wiederum mit dem MSt des kontralateralen Beins korreliert.

Zusätzlich kann man erwähnen, dass der Zeitpunkt eines Extremums anscheinend keinen Einfluss auf die Länge der Gangphase hat, in der es auftritt (siehe Kapitel 4.5). Eine Veränderung von Gangphasenlängen scheint also unabhängig vom Ablauf der Beckenrotation zu sein. Man kann die Verteilung der Extrema anhand der hier dargestellten Beobachtungen im Kern wie folgt zusammenfassen: Je langsamer die gewählte Gehgeschwindigkeit, desto später (bezogen auf den SGZ) ist das Becken maximal/minimal rotiert; je höher die gewählte Gehgeschwindigkeit, desto früher (bezogen auf den SGZ) ist das Becken maximal/minimal rotiert. In der vorangegangenen Studie, in der die Daten dieser Untersuchung bereits erhoben wurden, wurden den Probanden feste Geschwindigkeiten für das Gehen auf dem Laufband vorgegeben. Allerdings wurde kein Durchgang mit einer von den Probanden bevorzugten Geschwindigkeit durchgeführt. Eventuell gibt es Gemeinsamkeiten für den Zeitpunkt der Rotationsextrema, die an diese individuelle Geschwindigkeit gekoppelt sind, da bei Abweichungen von einer selbstgewählten „Normalgeschwindigkeit“ sowohl die Rotationsamplitude (Taylor et al., 1999) als auch das zeitliche Auftreten der Rotationsextrema (Prins et al., 2019, Yang et al., 2013)

variieren. In dieser Arbeit können die möglichen Ursachen für die verschiedenen Zeitpunkte nicht geklärt werden. Möglich wäre ein Einfluss der Schrittlänge, die bei geringeren Geschwindigkeiten durchschnittlich geringer ist als bei höheren. Denkbar wäre auch ein Einfluss der muskulären Aktivität des Bewegungsapparats, die sich mit der Gehgeschwindigkeit verändert. Es konnte ebenso keine Erklärung für die erwähnte Doppelgipfeligkeit gefunden werden. Da diese sich mit steigender Geschwindigkeit in Richtung IC zu verschieben scheint, ist es denkbar, dass bei manchen Probanden bei 5 km/h noch nicht die ausreichende Geschwindigkeit erreicht ist, die zu einem erwarteten oder ggf. physiologischen Gangbild führt. Auch für diese Frage werden in Zukunft weitere Untersuchungen notwendig sein.

5.6.1.1 Erstellung der translozierten Graphiken

Für die bessere Übersicht und Auswertung der Ergebnisse wurde die Darstellung des Histogramms jeweils für die Minima und Maxima ein wenig abgeändert, indem sie bildlich auf der X-Achse verschoben wurden. Diese graphische Verschiebung wurde anhand einer Berechnung vorgenommen, die in Kapitel 3.7.5 ausführlich erläutert wird. Dieser Schritt ist dem Umstand geschuldet, dass ein zyklisches Element wie der Gangzyklus über ein Histogramm in ein zweidimensionales Koordinatensystem implementiert wurde. Beim Zyklus gehen Anfang und Ende quasi kontinuierlich ineinander über, wohingegen es beim zweidimensionalen Koordinatensystem einen Anfang und ein Ende gibt, die mit 0 % und 100 % rein optisch beide weit voneinander entfernt sind. Vor allem bei den Maxima konnte man erahnen, dass dieser Umstand eine Art Bruch im optischen Gesamteindruck erzeugt, was mit dieser Translokation behoben werden sollte. Deshalb wurden ab einem bestimmten Wert die entsprechenden Graphiken zurechtgeschnitten. Die Berechnung dieses Wertes erfolgte abhängig von der Geschwindigkeit in dem Bereich, in dem nach Möglichkeit keine Werte vorlagen, bzw. in der Mitte dieses Bereichs. Die Werte wurden auf der X-Achse allerdings nicht um 100 % sondern um 101 % subtrahiert. Das Ziel dieser speziellen Zahl war, dass man keine fälschliche Anhäufung der Werte bei 0 % im Graphen wiederfindet, da die Werte bei 100 % nicht mit denen bei 0 % gleichgesetzt werden können. Das liegt an der Definition der Gangphasen: 0 % entspricht dem IC und 100 % entsprechen dem letzten Zeitpunkt eines Gangzyklus vor dem IC des darauffolgenden Zyklus. Dieser eine zusätzliche Prozentpunkt scheint rein optisch auf die grundsätzliche Verteilung keine verfälschenden Auswirkungen zu haben, korrigiert aber die Häufung bei 0 %. Um diese Thematik dennoch so exakt wie möglich zu beleuchten, könnte in Zukunft die Entwicklung eines mathematischen Programms hilfreich sein, dass die Besonderheiten von zyklischen Prozessen besser und ohne bewusste, wenn auch scheinbar nicht ausschlaggebende rechnerische Unschärfen verarbeitet. Bei der Ermittlung der Punkte auf der X-Achse, an dem die Graphiken zugeschnitten wurden, gibt es keinen einheitlichen Punkt, der für jede Geschwindigkeit im Einzelnen angewendet wurde. Auch wenn man argumentieren könnte, dass man einen einheitlichen Schnittpunkt verwenden sollte. Man hätte z. B. den Schnittpunkt,

der für die gemittelte Darstellung über alle Geschwindigkeiten verwendet wurde, als Referenz nehmen können. Es wurde sich gegen diese Methode entschieden, da sie sich nicht an den individuellen Verläufen der Graphiken bei verschiedenen Geschwindigkeiten orientiert. Bei den Maxima hätte es zwar weniger Auswirkung auf die translozierten Graphiken der einzelnen Geschwindigkeiten gehabt, weil bei allen an der entsprechenden Stelle keine Werte vorkamen, in die man hineingeschnitten hätte. Bei den Minima gab es allerdings diesen Umstand nicht. Es musste individuell entschieden werden, an welchem Punkt man in keinen Wert hineinschneidet oder an welchem Punkt dieser Schnitt am wenigsten Daten betrifft. Daran orientierend wurde auch mit den Maxima verfahren, um durch Ermittlung des besten Schnittpunktes den größten Abstand zu relevanten Daten in beide Richtungen zu gewährleisten. Außerdem könnte man anführen, dass das Ziel dieser Translokation - z. B. bei den Maxima - war, die logisch zusammenhängenden Gipfel von LR und TSw auch optisch zusammenzuführen. Es ging also vor allem um die bessere und zusammenhängendere Darstellung der Höhepunkte im Histogramm. Da diese Darstellung also nur eine optische Verschiebung war und die leicht abweichende, individuelle Anpassung des Schnittpunktes keine Auswirkung auf das letztendliche Ziel hat, wurde diese Art der Graphikgestaltung gewählt.

5.6.2 Weitere beeinflussende Faktoren (Alter, Geschlecht, Gewicht)

Allgemein lässt sich in dieser Arbeit festhalten, dass die Gehgeschwindigkeit von allen hier aufgeführten Faktoren den größten Einfluss auf den Zeitpunkt eines Extremums bezogen auf den SGZ hat. Weder bei dem Alter noch bei dem Geschlecht der Probanden konnten relevante Muster aufgezeigt werden, die auf einen Einfluss auf den SGZ hindeuteten. Lediglich das Gewicht könnte einen Hinweis auf einen weiteren relevanten Einflussfaktor liefern. Wie in Kapitel 5.6.1 ausführlich erläutert wird, entsteht mit Anstieg der Gehgeschwindigkeit eine Umverteilung der Extrema auf die Gangphasen: Beispielsweise lassen sich bei 2 km/h mit Abstand die meisten Maxima im MSt ($\approx 74,0\%$) finden, während bei 5 km/h der Anteil der Maxima in LR stark ansteigt (von $\approx 13,3\%$ auf $\approx 35,5\%$) und im MSt (von $\approx 74,0\%$ auf $\approx 39,8\%$) stark sinkt. In den Gewichtskohorten 1 (BMI von 17,5-22,0 kg/m²) und 2 (BMI von 22,1-26,0 kg/m²) wurden ähnlich schnelle Veränderungen der Verteilung der Extrema mit dem Anstieg der Gehgeschwindigkeit festgestellt. Bei der Kohorte 3 (BMI von 26,1-30,0 kg/m²) konnte festgestellt werden, dass diese Umverteilung stark beschleunigt war. Das bedeutet, dass schon bei geringeren Geschwindigkeiten deutlich mehr Maxima im LR und somit deutlich weniger im MSt zu finden waren, als es bei den anderen beiden BMI-Kohorten der Fall war. Zudem ist der entsprechende Prozentwert im LR bei 5 km/h höher und der im MSt niedriger als bei den beiden Kohorten, die einen geringeren BMI aufwiesen. Diese Beobachtung gibt Anlass zu der Annahme, dass der BMI eine Rolle für den Zeitpunkt der maximalen bzw. minimalen Rotation des Beckens spielt. Mögliche Gründe könnten beispielsweise eine veränderte Statik, eine

veränderte Koordination im muskuloskelettalen System oder eine veränderte muskuläre Stabilität darstellen. In Folgestudien könnte dieser Zusammenhang weiter untersucht werden, um zu zeigen, ob es mit weiter steigendem Gewicht auch diesbezüglich weitere Veränderungen der Beckenrotation gibt. Solch eine Untersuchung sollte auch mit höheren Fallzahlen durchgeführt werden. Da die BMI-Kohorte 3 mit 41 Probanden diejenige mit den wenigsten Teilnehmern war, käme man dadurch vielleicht zu valideren Ergebnissen. Interessant wäre in diesem Zusammenhang eventuell auch die Durchführung weiterer Untersuchungen mit Hilfe von EMG-Untersuchungen bestimmter Muskelgruppen, die zur Stabilität der Wirbelsäule, des Beckens oder der Beine beitragen.

6 Zusammenfassung

Die ersten Teilauswertungen der Referenzstudie des MotionLab der Universitätsmedizin Mainz zeigten Hinweise auf Abweichungen bezüglich des in der Literatur häufig beschriebenen Zeitpunkts der maximalen und minimalen Beckenrotation bezogen auf den SGZ. Die Daten wurden von 201 Probanden mit Hilfe des DIERS 4D motion® Lab und mit DICAM erhoben. Die vorläufige Auswertung deutete darauf hin, dass es keinen festen Zeitpunkt gäbe, an dem die Rotationsextrema in Bezug auf den SGZ stattfinden. Ausgehend von dieser Überlegung wurde die hier durchgeführte weiterführende Datenanalyse initiiert. Die bereits bestehenden Datensätze der Referenzstudie bieten hierfür die Grundlage. Teilweise wurden die Daten von einem anderen Standpunkt aus betrachtet, teilweise wurde das Augenmerk auf Daten gelegt, die in der bisherigen Auswertung der Referenzstudie nicht im Hauptfokus standen. Ein Beispiel hierfür ist die Videoanalyse der Bilderfassung der lateralen Beinachsenkamera, die in dieser Studie zur Gangphasenerfassung diente, in der Referenzstudie aber noch nicht zur Auswertung herangezogen wurde. Mit den gewonnenen Daten war es das Ziel, mehrere Kernfragestellungen zu beantworten.

Die erste Frage war es, ob die Synchronität der vorliegenden Daten der Referenzstudie mit der Fußdruckmessplatte und der lateralen Beinachsenkamera, gegeben war. Die Abweichung der Daten der Referenzstudie und der Fußdruckmessplatte waren mit durchschnittlich 0,55 % sehr gering und zu vernachlässigen. Die durchschnittliche Abweichung dieser beiden Datensätze gegenüber der Videoanalyse war hingegen größer. Sie betrug ca. 1,7 Frames, was ungefähr 2,5 % entspricht, mit einem Maximum von 10 Frames. Das lässt darauf schließen, dass die Daten bei einer derartig geringen Abweichung gut miteinander verglichen werden können. Es ist allerdings anzumerken, dass es von technischer Seite eventuell einen Bedarf zur Optimierung der Synchronität von Zusatzmodulen für das DIERS 4D motion® Lab gibt. Die Basismodule (wie die Rückenkamera und Fußdruckmessplatte) waren sehr gut miteinander synchronisiert, wohingegen die laterale Beinachsenkamera im Vergleich einen zwar geringen und tolerierbaren, aber dennoch nachweislichen Synchronitätsverlust beiden Modulen gegenüber hatte.

Die zweite Frage zielte auf einen Vergleich zwischen den in der Literatur (nach Götz-Neumann) beschriebenen Gangphasenlängen und den Gangphasenlängen der für die Referenzstudie rekrutierten Probanden ab. Zudem wurde auch untersucht, wie sich diese in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit verändern, was zu einer der bedeutendsten Erkenntnisse dieser Dissertation führte. Es zeigte sich, dass die in der Literatur angegebenen Werte am ehesten mit den Gangphasenlängen der Probanden bei einer Geschwindigkeit von 5 km/h vergleichbar waren. Bei geringeren Geschwindigkeiten gab es größere Abweichungen. Zudem zeigte sich, dass sich bestimmte Gangphasen je nach Geschwindigkeit in ihrem Anteil

verändern, den sie im standardisierten Gangzyklus einnehmen (siehe Tabelle 11). Diese Veränderung der Gangphasenlänge gipfelte in einer Probandensubgruppe, in der nach den in der Literatur (nach Götz-Neumann) angegebenen Schlüsselpunkten, die für einen Gangphasenwechsel stehen, eine Gangphase nicht mehr auftauchte: Terminal stance. Es müssen noch weitere Untersuchungen durchgeführt werden, welche den genauen Einfluss der Geschwindigkeit auf die Gangphasen im Detail betrachten. So kann in Zukunft eventuell ein besseres Verständnis des Gangs erlangt werden.

Die dritte Fragestellung beschäftigte sich mit der scheinbar willkürlichen Verteilung der Rotationsextrema, welche nach den ersten Teilergebnissen der Referenzstudie vermutet wurde. Zudem wurde in diesem Zuge untersucht, ob es Einflüsse gibt, die das Auftreten der maximalen Beckenrotation beeinflussen. In der Literatur (siehe Kapitel 2.6) wird beschrieben, dass die maximale bzw. minimale Beckenrotation zu bestimmten Zeiten auftritt. Hier ist vor allem der Initial contact ein Referenzpunkt für die maximale Beckenrotation. In den hier durchgeführten Analysen zeigte sich ein Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf den Rotationszeitpunkt. Eine langsame Gehgeschwindigkeit führte durchschnittlich bei den Probanden zu einem späteren Auftreten des Rotationsmaximums (vor allem im Mid stance), wohingegen bei den höheren Geschwindigkeiten das Rotationsmaximum im Durchschnitt früher (eher um den Initial contact herum) auftrat. Zudem scheint neben der Geschwindigkeit das Gewicht bzw. der BMI der Probanden einen Einfluss auf das Auftreten der maximalen bzw. minimalen Rotation zu haben. Um die Hintergründe dieser Beobachtungen zu vertiefen, müssen in Zukunft weitere Untersuchungen durchgeführt werden, um ein besseres Verständnis des *normalen* Gangbildes auch bei verschiedenen Geschwindigkeiten zu erlangen und zu vertiefen.

Abschließend, nach eingehender Recherche und Untersuchung der vorhandenen Messdaten, ist ein Einfluss durch die Gehgeschwindigkeit eines Menschen auf den Zeitpunkt der Rotationsextrema des Beckens vorhanden.

7 Literaturverzeichnis

- ARAZPOUR, M., HUTCHINS, S. W., GHOMSHE, F. T., SHAKY, F., KARAMI, M. V. & AKSENOV, A. Y. 2013. Effects of the heel-to-toe rocker sole on walking in able-bodied persons. *Prosthet Orthot Int*, 37, 429-35.
- AREND, S. & HIGGINS, J. R. 1976. A strategy for the classification, subjective analysis and observation of human movement. *Journal of Human Movement Studies*, 2, 36-52.
- ASAMOAH, V., MELLEROWICZ, H., VENUS, J. & KLÖCKNER, C. 2000. Oberflächenvermessung des Rückens. Wertigkeit in der Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankungen. *Der Orthopäde*, 29, 480-489.
- ATWOOD, H. & MACKAY, W. 1994. Neurophysiologie Schattauer. *Stuttgart New York*.
- BARTELMANN, M., FEUERBACHER, B., KRÜGER, T., LÜST, D., REBHAN, A. & WIPF, A. 2015. Theoretische Physik. 1st ed. 2015 ed. Berlin, Heidelberg.
- BARTZ-BEIELSTEIN, T., BLAUROCK, J., KREY, S., FU, Y., KALLENBACH, N. & MÖLLER, M. 2017. Structural Health Monitoring von Faserverbundstrukturen mittels Piezosensoren - Untersuchungen zum experimentellen Design. *Ciplus*. Köln.
- BAUER, P. 2012. *Kardiologische Reihenuntersuchung jugendlicher Sportler*, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (Germany).
- BAUMANN, T., DIERAUER, S. & MEYER-HEIM, A. 2018. Zerebralparese : Diagnose, Therapie und multidisziplinäres Management. *Stuttgart*.
- BENEDETTI, M. G., BEGHI, E., DE TANTI, A., CAPPOZZO, A., BASAGLIA, N., CUTTI, A. G., CERATTI, A., STAGNI, R., VERDINI, F., MANCA, M., FANTOZZI, S., MAZZÀ, C., CAMOMILLA, V., CAMPANINI, I., CASTAGNA, A., CAVAZZUTI, L., DEL MAESTRO, M., CROCE, U. D., GASPERI, M., LEO, T., MARCHI, P., PETRARCA, M., PICCININI, L., RABUFFETTI, M., RAVASCHIO, A., SAWACHA, Z., SPOLAOR, F., TESIO, L., VANNOZZI, G., VISINTIN, I. & FERRARIN, M. 2017. SIAMOC position paper on gait analysis in clinical practice: General requirements, methods and appropriateness. Results of an Italian consensus conference. *Gait Posture*, 58, 252-260.
- BETSCH, M., WILD, M., JOHNSTONE, B., JUNGBLUTH, P., HAKIMI, M., KUHLMANN, B. & RAPP, W. 2013. Evaluation of a novel spine and surface topography system for dynamic spinal curvature analysis during gait. *PLoS One*, 8, e70581.
- BISCHOFF, H. A., STAHELIN, H. B., MONSCH, A. U., IVERSEN, M. D., WEYH, A., VON DECHEND, M., AKOS, R., CONZELMANN, M., DICK, W. & THEILER, R. 2003. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing*, 32, 315-20.
- BOHANNON, R. W., WANG, Y. C. & GERSHON, R. C. 2015. Two-minute walk test performance by adults 18 to 85 years: normative values, reliability, and responsiveness. *Arch Phys Med Rehabil*, 96, 472-7.
- BRANDES, R., LANG, F. & SCHMIDT, R. F. 2019. Physiologie des Menschen : mit Pathophysiologie. In: BRANDES, R., LANG, F. & SCHMIDT, R. F. (eds.) *Springer-Lehrbuch*. 32nd ed. 2019 ed. Berlin, Heidelberg.
- BREUHAN, A. & STEUP, D.-I. C. 2013. Zeitsynchronisation für verteilte drahtlose Sensornetze mit topologiebasierter Unschärfe.
- BRIJN, S. M., MEIJER, O. G., BEEK, P. J. & VAN DIEEN, J. H. 2010. The effects of arm swing on human gait stability. *Journal of experimental biology*, 213, 3945-3952.
- CAMPBELL, J. & BALL, J. 1978. Energetics of walking in cerebral palsy. *The Orthopedic Clinics of North America*, 9, 374-377.
- CHUSID, J. G., MAURITZ, K. H. & MAURITZ, A. 1978. Motorik. *Funktionelle Neurologie*. Springer.
- CREVENNA, R., NICOLAKIS, P. & KOPF, A. 2017. Kompendium Physikalische Medizin und Rehabilitation : Diagnostische und therapeutische Konzepte. In: CREVENNA, R. (ed.) 4th ed. 2017 ed. Berlin, Heidelberg.

- DA LUZ, R. L., DA SILVA, F. A. & COERTJENS, M. 2016. The Impact of Kitesurfing on the Dynamic Equilibrium. *Asian J Sports Med*, 7, e32854.
- DAVIS-WILSON, H. C., JOHNSTON, C. D., YOUNG, E., SONG, K., WIKSTROM, E. A., BLACKBURN, J. T. & PIETROSIMONE, B. 2021. Effects of BMI on Walking Speed and Gait Biomechanics after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*, 53, 108-114.
- DAVIS, R. B. & ÖUNPUU, S. 1991. A comparison of 2D and 3D techniques for the determination of normal pediatric running kinematics. *Proceedings of the 1991 IEEE Seventeenth Annual Northeast Bioengineering Conference*, 279-280.
- DESMEDT, J. E. 1973. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, S. Karger.
- DEWAR, R., LOVE, S. & JOHNSTON, L. M. 2015. Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol*, 57, 504-20.
- DIERS INTERNATIONAL GMBH. 2020. *DIERS formetric 4D. Die führende Technologie zur licht-optischen 3D/4D Wirbelsäulen- & Haltungsanalyse*. [Online]. DIERS International GmbH. Available: <https://diers.eu/de/produkte/wirbelsaeulenvermessung/diers-formetric-4d/> [Accessed 2019.06.05 2020].
- DINDORF, C., KONRADI, J., WOLF, C., TAETZ, B., BLESER, G., HUTHWELKER, J., WERTHMANN, F., DREES, P., FRÖHLICH, M. & BETZ, U. 2021. Machine learning techniques demonstrating individual movement patterns of the vertebral column: the fingerprint of spinal motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-11.
- ELFTMAN, H. 1954. The Functional Structure of the Lower Limb. In: P., K. & WILSSON, P. (eds.) *Human Limbs and Their Substitutes*. New York: McGraw-Hill Book Company.
- FÖLLER, M. & STANGL, G. I. 2021. Ernährung - Physiologische und Praktische Grundlagen. In: FÖLLER, M. & STANGL, G. I. (eds.) 1st ed. 2021 ed. Berlin, Heidelberg.
- FRANZEN, J. L., GUDO, M. & SYED, T. 2010. 1. Das „Tier-Mensch-Übergangsfeld“: Evolutive Wandlung und konstruktionsmorphologische Rekonstruktion. *Morphisto - Evolutionsforschung und Anwendung GmbH QUERSCHNITTE* Jahrgang 4 • Heft 10 • September 2010.
- FUKUCHI, C. A., FUKUCHI, R. K. & DUARTE, M. 2019. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev*, 8, 153.
- GERHARD, C. 2015. *Praxiswissen Palliativmedizin : Konzepte für unterschiedlichste palliative Versorgungssituationen*. Stuttgart u.a.
- GOERKE, H. 1953. Die Bedeutung des anthropogenetischen Faktors für die Entstehung der deformierenden Spondylarthrose. *Die Heilkunst*, 66, 63.
- GÖTZ-NEUMANN, K. 2011a. Gehen verstehen : Ganganalyse in der Physiotherapie. *Physiofachbuch*. 3. unveränd. Aufl. ed. Stuttgart u.a.
- GÖTZ-NEUMANN, K. 2011b. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*, Georg Thieme Verlag.
- GÖTZ-NEUMANN, K. 2016. *Gehen verstehen : Ganganalyse in der Physiotherapie*, Stuttgart, Thieme.
- GRIFKA, J. 2021. *Orthopädie Unfallchirurgie*. 10th ed. 2021 ed. Berlin, Heidelberg.
- HACKENBERG, L., HIERHOLZER, E. & LILJENQVIST, U. 2002. Accuracy of rasterstereography versus radiography in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Stud Health Technol Inform*, 91, 241-5.
- HANSEN, T. 2010. *Dynamische Pedografie bei Patienten mit diabetischer Polyneuropathie nach operativer Versorgung an der unteren Extremität*.
- HARTLEY, R. I. & STURM, P. 1997. Triangulation. *Computer vision and image understanding*, 68, 146-157.
- HARZMANN, H. C. 2001. Methode und Klinische Einsatzmöglichkeiten der dreidimensionalen Rückenoberflächenvermessung mit der Videorasterstereographie (VRS). In: LEITHOFF, P. & SADLER, B. (eds.) *Individuelle Gesundheitsleistungen (IGEL) in der Orthopädie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

- HEBENSTREIT, F., LEIBOLD, A., KRINNER, S., WELSCH, G., LOCHMANN, M. & ESKOFIER, B. M. 2015. Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Hum Mov Sci*, 43, 118-24.
- HEDIN-ANDÉN, S. 1994. *PNF-Grundverfahren und funktionelles Training: Bank-und Mattentraining, Gangschulung*, Fischer.
- HENNIG, E. & NICOL, K. 2004. Druckverteilungsmessungen. *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Springer.
- HESSE, S. & SCHNELL, G. 2018. Sensoren für die Prozess- und Fabrikautomation : Funktion – Ausführung – Anwendung. 7th ed. 2018 ed. Wiesbaden.
- HIERHOLZER, E. Analysis Of Left-Right Asymmetry Of The Back Shape Of Scoliotic Patients. 1985 International Technical Symposium/Europe, 1986. SPIE, 6.
- HIERHOLZER, E. 1993. *Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten.*, Stuttgart, Jena, New York, G. Fischer.
- HUNTER, J. D. 2007. Matplotlib: A 2D Graphics Environment. *Computing in Science & Engineering*, 9, 90-95.
- HUTHWELKER, J., KONRADI, J., WOLF, C., WESTPHAL, R., SCHMIDTMANN, I., DREES, P. & BETZ, U. 2022. Reference Values for 3D Spinal Posture Based on Videorasterstereographic Analyses of Healthy Adults. *Bioengineering*, 9, 809.
- HUTHWELKER, J., KONRADI, J., WOLF, C., WESTPHAL, R., SCHMIDTMANN, I., SCHUBERT, P., DREES, P. & BETZ, U. 2023. Reference values and functional descriptions of transverse plane spinal dynamics during gait based on surface topography. *Human Movement Science*, 88, 103054.
- JORDAN, K., CHALLIS, J. H. & NEWELL, K. M. 2007. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*, 26, 128-34.
- JUNG, T., KIM, Y., KELLY, L. E., WAGATSUMA, M., JUNG, Y. & ABEL, M. F. 2021. Comparison of Treadmill and Overground Walking in Children and Adolescents. *Percept Mot Skills*, 128, 988-1001.
- KEIL, S. 2017. Dehnungsmessstreifen. 2nd ed. 2017 ed. Wiesbaden.
- KNÜSEL, O. & WIEDMER, L. 2013. Ganganalyse bei Normalpersonen und bei Koxarthrotikern vor und nach konservativer Therapie sowie nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese. *Endoprothetik*, 127-140.
- KOPF, S. 2006. Computergestützte Inhaltsanalyse von digitalen Videoarchiven. *None*.
- KREBS, D. E., EDELSTEIN, J. E. & FISHMAN, S. 1985. Reliability of observational kinematic gait analysis. *Physical therapy*, 65, 1027-1033.
- LEWIS, C. L., LAUDICINA, N. M., KHUU, A. & LOVERRO, K. L. 2017. The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait. *Anat Rec (Hoboken)*, 300, 633-642.
- LINZ, C. 2013. *Daten der ersten Kindervorsorgeuntersuchung (U1), Quantifizierung des einseitigen lagerungsbedingten Plagiocephalus und Evaluation der Therapie mit individueller Kopforthese mittels Stereophotogrammetrie*.
- LIU, Y., LU, K., YAN, S., SUN, M., LESTER, D. K. & ZHANG, K. 2014. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture*, 39, 756-60.
- LOS AMIGOS, R., EDUCATION INSTITUTE, I., RANCHO LOS AMIGOS NATIONAL REHABILITATION, C., RANCHO LOS AMIGOS NATIONAL REHABILITATION, C., PATHOKINESIOLOGY, S., RANCHO LOS AMIGOS NATIONAL REHABILITATION, C. & PHYSICAL THERAPY, D. 2001. *Observational gait analysis*, Downey, CA, Los Amigos Research and Education Institute, Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center.
- LUHMANN, T. 2010. Nahbereichsphotogrammetrie–Grundlagen, Methoden und Anwendungen. 3., völlig neu bearbeitete und erweiterte Auflage, Wichmann. VDE Verlag GmbH, Berlin und Offenbach.
- MACWILLIAMS, B. A., ROZUMALSKI, A., SWANSON, A. N., WERVEY, R. A., DYKES, D. C., NOVACHECK, T. F. & SCHWARTZ, M. H. 2013. Assessment of three-dimensional lumbar spine vertebral motion during gait with use of indwelling bone pins. *J Bone Joint Surg Am*, 95, e1841-8.
- MANN, R. A. & HAGY, J. 1980. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*, 8, 345-50.

- MEYER, C., KILLEEN, T., EASTHOPE, C. S., CURT, A., BOLLIGER, M., LINNEBANK, M., ZÖRNER, B. & FILLI, L. 2019. Familiarization with treadmill walking: How much is enough? *Sci Rep*, 9, 5232.
- MICHALIK, R., HAMM, J., QUACK, V., ESCHWEILER, J., GATZ, M. & BETSCH, M. 2020. Dynamic spinal posture and pelvic position analysis using a rasterstereographic device. *J Orthop Surg Res*, 15, 389.
- MURRAY, M., SEIREG, A. & SEPIC, S. B. 1975. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 57, 510-516.
- MYKLEBUST, M., MAGNUSSEN, L. & INGER STRAND, L. 2007. Back Performance Scale scores in people without back pain: Normative data. *Advances in Physiotherapy*, 9, 2-9.
- NICOLAKIS, P. & KOPF, A. 2017. Klinische Ganganalyse. In: CREVENNA, R. (ed.) *Kompendium Physikalische Medizin und Rehabilitation: Diagnostische und therapeutische Konzepte*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- NIEMITZ, C. 2004. *Das Geheimnis des aufrechten Gangs: unsere Evolution verlief anders*, CH Beck.
- OLNEY, S. J., MACPHAIL, H. A., HEDDEN, D. M. & BOYCE, W. F. 1990. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Physical Therapy*, 70, 431-438.
- ORENDURFF, M. S., SEGAL, A. D., KLUTE, G. K., BERGE, J. S., ROHR, E. S. & KADEL, N. J. 2004. The effect of walking speed on center of mass displacement. *J Rehabil Res Dev*, 41, 829-34.
- PERRY, J. & BURNFIELD, J. M. 1992a. Ankle-Foot Complex. In: PERRY, J., BURNFIELD, J. M. (ed.) *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- PERRY, J. & BURNFIELD, J. M. 1992b. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Thorofare, New Jersey, SLACK Incorporated.
- PERRY, J. & BURNFIELD, J. M. 1992c. Hip. In: PERRY, J., BURNFIELD, J. M. (ed.) *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- PERRY, J. & BURNFIELD, J. M. 1992d. Knee. In: PERRY, J., BURNFIELD, J. M. (ed.) *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- PERRY, J. & BURNFIELD, J. M. 2010. Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed. *California: Slack*.
- PERRY, J. & DAVIDS, J. R. 1992. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12, 815.
- PHEASANT, S. T. 1981. A Review of: "Human Walking". By V. T. INMAN, H.J. RALSTON and F. TODD. (Baltimore, London: Williams & Wilkins, 1981.) [Pp.154.]. *Ergonomics*, 24, 969-976.
- PRINS, M. R., CORNELISSE, L. E., MEIJER, O. G., VAN DER WURFF, P., BRUIJN, S. M. & VAN DIEËN, J. H. 2019. Axial pelvis range of motion affects thorax-pelvis timing during gait. *J Biomech*, 95, 109308.
- PUEO, B. 2016. High speed cameras for motion analysis in sports science. *Journal of Human Sport and Exercise*, 11, 53-73.
- ROSE, J., HASKELL, W. L., GAMBLE, J. G., HAMILTON, R. L., BROWN, D. A. & RINSKY, L. 1994. Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *Journal of orthopaedic research*, 12, 758-768.
- RUBIO, R. R., BONAVENTURA, R. D., KOURNOUTAS, I., BARAKAT, D., VIGO, V., EL-SAYED, I. & ABLA, A. A. 2020. Stereoscopy in Surgical Neuroanatomy: Past, Present, and Future. *Oper Neurosurg (Hagerstown)*, 18, 105-117.
- SAFAEPOUR, Z., ESTEKI, A., GHOMSHE, F. T. & ABU OSMAN, N. A. 2014. Quantitative analysis of human ankle characteristics at different gait phases and speeds for utilizing in ankle-foot prosthetic design. *Biomed Eng Online*, 13, 19.
- SALLER, K. 1963. Die Aufrichtung des Menschen und ihre Folgen: Beiträge zu einer funktionellen Anthropologie. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie*, 54, 82-111.
- SAUNDERS, J. B., INMAN, V. T. & EBERHART, H. D. 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*, 35-a, 543-58.

- SCHARRER, T. 2020. Methoden zur Bewertung des Nutzens von orthopädischen Maßeinlagen - eine systematische Literaturanalyse. Erlangen.
- SCHULTE, T. L., HIERHOLZER, E., BOERKE, A., LERNER, T., LILJENQVIST, U., BULLMANN, V. & HACKENBERG, L. 2008. Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord Tech*, 21, 23-8.
- SCHUMPE, G., HOFMANN, P. & HANSEN, M. 1982. [Differentiation of functional knee movement in hemophilic patients by means of ultrasonic topometry (author's transl)]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 120, 115-9.
- SCHÜNKE, M., SCHULTE, E. & SCHUMACHER, U. 2018. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem : 182 Tabellen. *Prometheus : LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke ; Erik Schulte ; Udo Schumacher. Ill. von Markus Voll ...* 5., vollständig überarbeitete Auflage ed. Stuttgart.
- SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U. & VOLL, M. 2015. Kopf, Hals und Neuroanatomie : 123 Tabellen. *Prometheus : LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke ; Erik Schulte ; Udo Schumacher. Ill. von Markus Voll ...* 4. Aufl. ed. Stuttgart u.a.
- SCHWARZ, W. 2017. Ingenieurgeodäsie : Handbuch der Geodäsie, herausgegeben von Willi Freeden und Reiner Rummel. In: SCHWARZ, W. (ed.) *Springer Reference Naturwissenschaften*. 1st ed. 2017 ed. Berlin, Heidelberg.
- SEIBERT-MOSCH, J. 2012. Computertomographische Vermessung der Brust- und Lendenwirbelsäule von Hund und Katze zur Ermittlung eines optimalen Implantationswinkels bei der chirurgischen Versorgung von Wirbelfrakturen und-luxationen.
- SOEHNLE 2016. Häufig gestellte Fragen - Soehnle digitale Personenwaage Style Sense Comfort 100. In: SOEHNLE (ed.). Amazon.de.
- SONI, S. & LAMONTAGNE, A. 2020. Characterization of speed adaptation while walking on an omnidirectional treadmill. *J Neuroeng Rehabil*, 17, 153.
- STAAB, W. 2012. *Entwicklungen und Untersuchungen zur Objektivierung von Gangbildveränderungen unter Laufband- und Terrainverhältnissen*. Niedersächsische Staats- und Universitätsbibliothek Göttingen.
- STONELAKE, P. S., BURWELL, R. G. & WEBB, J. K. 1988. Variation in vertebral levels of the vertebra prominens and sacral dimples in subjects with scoliosis. *J Anat*, 159, 165-72.
- SULTAN, A. A., KHLOPAS, A., UDO-INYANG, I., CHUGHTAI, M., SODHI, N., LAMAJ, S., STARR, R., PIUZZI, N. S., BHAVE, A. & MONT, M. A. 2018. Hip Osteoarthritis Patients Demonstrated Marked Dynamic Changes and Variability in Pelvic Tilt, Obliquity, and Rotation: A Comparative, Gait-Analysis Study. *Surg Technol Int*, 32, 285-292.
- SUPPÉ, B. & BONGARTZ, M. 2013. *FBL Klein-Vogelbach: Functional Kinetics praktisch angewandt. Gehen - Analyse und Intervention*, Springer Verlag.
- SUTHERLAND, D., OLSHEN, R., BIDEN, E. & WYATT, M. 1988. The Development of Mature walking Mac Keith Press. *Phyladelphia, USA*, 66-153.
- TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Mov Disord*, 28, 1483-91.
- TAYLOR, N. F., GOLDIE, P. A. & EVANS, O. M. 1999. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait Posture*, 9, 88-94.
- TESCHLER, S., KENN, K., VOGELMEIER, C. & TESCHLER, H. 2009. Vergleich von 2- und 6-Minuten Gehstest zur Evaluation von belastungsinduzierter Desaturation und körperlicher Leistungsfähigkeit bei Patienten mit schwerer COPD. *Pneumologie*, 63, V244.
- THORSTENSSON, A., NILSSON, J., CARLSON, H. & ZOMLEFER, M. R. 1984. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121, 9-22.
- TITTEL, K. 2003. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 14., völlig überarb. und erw. Aufl. ed. München u.a.
- TURNER-SMITH, A. R., HARRIS, J. D., HOUGHTON, G. R. & JEFFERSON, R. J. 1988. A method for analysis of back shape in scoliosis. *Journal of biomechanics*, 21, 497-509.
- UEMURA, K., ATKINS, P. R., FIORENTINO, N. M. & ANDERSON, A. E. 2018. Hip rotation during standing and dynamic activities and the compensatory effect of femoral

- anteversion: An in-vivo analysis of asymptomatic young adults using three-dimensional computed tomography models and dual fluoroscopy. *Gait Posture*, 61, 276-281.
- VERLEKAR, T. T., SOARES, L. D. & CORREIA, P. L. 2018. Automatic Classification of Gait Impairments Using a Markerless 2D Video-Based System. *Sensors (Basel)*, 18.
- VERRA, M. 2009. Funktioneller Leistungstest für den Rücken. Assessment: Back Performance Scale. *physiopraxis*, 7, 50, 51.
- VIALLE, R., LEVASSOR, N., RILLARDON, L., TEMPLIER, A., SKALLI, W. & GUIGUI, P. 2005. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J Bone Joint Surg Am*, 87, 260-7.
- VÖLCKER, D. 1992. *Physik, Mentor-Lernhilfen Band 60*, München, Mentor.
- WALZ, G., ZEILFELDER, F. & RIEßINGER, T. 2019. *Brückenkurs Mathematik : für Studieneinsteiger aller Disziplinen*. 5th ed. 2019 ed. Berlin, Heidelberg.
- WHITTLE, M. W. 2014. *Gait analysis: an introduction*, Butterworth-Heinemann.
- WHO. 2022. *A healthy lifestyle - WHO recommendations* [Online]. Available: <https://www.who.int/europe/news-room/fact-sheets/item/a-healthy-lifestyle---who-recommendations> [Accessed].
- WINTER, D. 1990. Anthropometry. *Biomechanics and motor control of human movement*.
- WU, A. R., SIMPSON, C. S., VAN ASSELDONK, E. H. F., VAN DER KOOIJ, H. & IJSPEERT, A. J. 2019. Mechanics of very slow human walking. *Sci Rep*, 9, 18079.
- YANG, Y. T., YOSHIDA, Y., HORTOBÁGYI, T. & SUZUKI, S. 2013. Interaction between thorax, lumbar, and pelvis movements in the transverse plane during gait at three velocities. *J Appl Biomech*, 29, 261-9.
- ZALPOUR, C. 2013. *Springer Lexikon Physiotherapie*, Springer-Verlag.
- ZEMKE, J. 2017. Geriatrisches Assessment Timed „Up & Go“-Test (TUG-Test). *GGP - Fachzeitschrift für Geriatrische und Gerontologische Pflege*, 01, 161-163.

8 Anhang

Im folgenden Anhang lassen sich alle Tabellen und Abbildungen finden, auf die im Haupttext Bezug genommen wird. Es werden zuerst alle Tabellen aufgelistet und im zweiten Teil Abbildungen. Diese sind jeweils nach Thematik sortiert und nicht nach der Reihenfolge, in der im Text auf sie verwiesen wird.

8.1 Tabellen

Inhaltsverzeichnis

8.1.1 Gangphasenendpunkte und Gangphasenlängen	102
<i>Tabelle 21: Abweichung der Gangphasenenden: Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (Gesamtmittelwerte)</i>	101
<i>Tabelle 22: Zeitpunkte der Gangphasenenden im Vergleich</i>	101
<i>Tabelle 23: Verteilung der Abweichung der Endpunkte der Gangphasen in den Referenzdaten und der Videoanalyse</i>	102
<i>Tabelle 24: Anteil der Gangphasen mit Rotationsmaximum am SGZ</i>	103
<i>Tabelle 25: Anteil der Gangphasen mit Rotationsminimum am SGZ</i>	104
8.1.2 Arten des Initialkontakts	106
<i>Tabelle 26: Arten des IC</i>	105
<i>Tabelle 27: IC vor Heel-off und IC-Art</i>	105
8.1.3 Untersuchung der Extrema	107
8.1.3.1 Ausmaß der Extrema	107
<i>Tabelle 28: Ausmaß der Maxima: Aufteilung nach Geschwindigkeit und Gangphase</i>	106
<i>Tabelle 29: Ausmaß der Minima: Aufteilung nach Geschwindigkeit und Gangphase</i>	107
8.1.3.2 Verteilung der Extrema im SGZ	109
<i>Tabelle 30: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach Geschwindigkeit</i>	108
<i>Tabelle 31: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach Alter und Geschwindigkeit</i>	109
<i>Tabelle 32: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach BMI und Geschwindigkeit</i>	110
8.1.4 Ungenauigkeiten der Kameramessung	112
<i>Tabelle 33: Bewegungsunschärfe bei verschiedenen Geschwindigkeiten</i>	111
<i>Tabelle 34: Ungenauigkeit der Videoanalyse bedingt durch die Geschwindigkeit</i>	111

8.1.1 Gangphasenendpunkte und Gangphasenlängen

Tabelle 21: Abweichung der Gangphasenenden: Videoanalyse im Vergleich zu den Literaturwerten nach Götz-Neumann (Gesamtmittelwerte)

Deskriptive Statistiken					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 2 km/h	3618	-5%	27%	7%	5%
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 3 km/h	3618	-11%	23%	5%	4%
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 4 km/h	3618	-12%	19%	4%	3%
Abweichung der Gangphasenendpunkte von Videoanalyse zu Götz-Neumann bei 5 km/h	3618	-12%	16%	2%	3%

Tabelle 22: Zeitpunkte der Gangphasenenden im Vergleich
Vergleich der Gangphasenendpunkte zwischen den Probanden und den Literaturwerten nach Götz-Neumann

Gangphase						Phasenlänge (Götz-Neumann)
	2 km/h	3 km/h	4 km/h	5 km/h	Insgesamt	
IC	0%	0%	0%	0%	0%	0%
LR	20%	17%	15%	13%	16%	12%
MSt	46%	42%	37%	33%	40%	31%
TSt	52%	51%	52%	51%	52%	50%
PSw	70%	67%	65%	64%	67%	62%
lsw	82%	81%	81%	80%	81%	75%
MSw	90%	90%	89%	88%	89%	87%
TSw	100%	100%	100%	100%	100%	100%

Tabelle 23: Verteilung der Abweichung der Endpunkte der Gangphasen in den Referenzdaten und der Videoanalyse

**Abweichung der Endpunkte der
Referenzdaten zur Videoanalyse (Betrag) (in
Frames)**

		Häufigkeit	Prozent
Abweichung in Frames	0	1619	16,8
	1	3066	31,8
	2	2389	24,8
	3	1323	13,7
	4	682	7,1
	5	371	3,8
	6	139	1,4
	7	39	,4
	8	6	,1
	9	3	,0
	10	4	,0
	Gesamt		9641

Tabelle 24: Anteil der Gangphasen mit Rotationsmaximum am SGZ
Betrachtung insgesamt und nach Geschwindigkeit

Gangphase	LR		Geschwindigkeit [km/h]				Über alle Geschwindigkeiten: Gangphasenlänge im Video [%] Mittelwert
			2	3	4	5	
			Gangphasenlänge im Video [%] Mittelwert	Gangphasenlänge im Video [%] Mittelwert	Gangphasenlänge im Video [%] Mittelwert	Gangphasenlänge im Video [%] Mittelwert	
LR	monophasische Maxima	19,3057	16,7888	15,0243	13,1515	15,1500	
	biphasische separierte Maxima	19,2771	18,9473	16,7827	12,6626	16,1500	
	monophasische separierte Maxima	19,6970	0	0	0	19,7000	
MSt	monophasische Maxima	26,5626	24,8793	21,7028	19,7051	23,7900	
	biphasische separierte Maxima	26,5545	22,2886	20,1843	19,7947	21,2300	
	monophasische separierte Maxima	0	0	0	0	0	
TSt	monophasische Maxima	5,1039	10,6845	13,7376	19,9136	13,5200	
	biphasische separierte Maxima	0	0	11,1111	15,0751	14,0800	
	monophasische separierte Maxima	0	0	0	0	0	
PSw	monophasische Maxima	18,2541	15,6582	14,7158	12,9429	16,4200	
	biphasische separierte Maxima	16,0920	0	0	10,5263	13,3100	
	monophasische separierte Maxima	0	0	0	0	0	
ISw	monophasische Maxima	11,5729	14,4022	15,3568	16,3336	14,6100	
	biphasische separierte Maxima	0	0	19,0476	0	19,0530	
	monophasische separierte Maxima	0	0	0	0	0	
MSw	monophasische Maxima	16,6667	8,1567	7,2225	6,6156	8,4000	
	biphasische separierte Maxima	0	0	6,3492	0	6,3500	
	monophasische separierte Maxima	0	0	0	0	0	
TSw	monophasische Maxima	10,0158	10,6904	11,4727	12,0426	11,4800	
	biphasische separierte Maxima	0	0	0	13,8462	13,8500	
	monophasische separierte Maxima	0	0	0	0	0	

Tabelle 25: Anteil der Gangphasen mit Rotationsminimum am SGZ
Betrachtung insgesamt und nach Geschwindigkeit

Gangphase			Geschwindigkeit [km/h]				über alle Geschwindig- keiten: Gangphasen- länge im Video [%] Mittelwert
			2	3	4	5	
			Gangphasen- länge im Video [%] Mittelwert	Gangphasen- länge im Video [%] Mittelwert	Gangphasen- länge im Video [%] Mittelwert	Gangphasen- länge im Video [%] Mittelwert	
LR	monophasische Minima	19,4931	17,0942	15,2941	13,3590	17,35	
	biphasische separierte Minima	19,7531	16,6667	.	.	18,21	
	monophasische separierte Minima	.	.	14,2857	.	14,29	
MSt	monophasische Minima	28,1168	26,2232	23,7410	23,5187	25,24	
	biphasische separierte Minima	.	,2639	.	19,6721	23,03	
	monophasische separierte Minima	
TSt	monophasische Minima	5,1978	8,5197	12,5691	16,6544	13,62	
	biphasische separierte Minima	.	11,6741	13,6395	15,1567	13,35	
	monophasische separierte Minima	
PSw	monophasische Minima	17,9628	15,3166	13,7559	12,2495	13,92	
	biphasische separierte Minima	21,4286	15,0685	13,7218	11,1879	14,12	
	monophasische separierte Minima	.	15,0685	.	.	15,07	
ISw	monophasische Minima	12,6513	14,2831	15,4179	16,4038	14,62	
	biphasische separierte Minima	13,9069	14,7044	15,7495	15,9593	15,25	
	monophasische separierte Minima	
MSw	monophasische Minima	7,5807	7,9759	7,9840	8,1781	7,85	
	biphasische separierte Minima	6,8182	8,0000	9,0909	6,3492	7,56	
	monophasische separierte Minima	
TSw	monophasische Minima	8,8836	10,3020	10,8906	10,4799	9,58	
	biphasische separierte Minima	4,8780	10,0695	.	.	8,34	
	monophasische separierte Minima	

8.1.2 Arten des Initialkontakts

Tabelle 26: Arten des IC

Nur Probanden mit IC, die vom beidseitigen Fersenkontakt abweichen; jede Nummer steht für einen Probanden und ist willkürlich vergeben

Proband	Speed in km/h		Auftrittspunkt beim IC				
			IC mit Vorfuß beidseits	IC mit Vorfuß und Ferse beidseits	IC mit Vorfuß und Ferse links	IC mit Vorfuß links	IC mit Vorfuß rechts
1	Speed in km/h	2	0	1	0	0	0
2	Speed in km/h	2	3	0	0	0	0
3	Speed in km/h	3	0	3	0	0	0
4	Speed in km/h	3	3	0	0	0	0
		4	3	0	0	0	0
5	Speed in km/h	2	0	0	2	1	0
		3	0	0	0	1	0
6	Speed in km/h	2	3	0	0	0	0
		3	3	0	0	0	0
		4	3	0	0	0	0
7	Speed in km/h	2	3	0	0	0	0
		3	0	0	0	3	0
8	Speed in km/h	4	0	0	0	0	3
		5	0	0	0	0	3
9	Speed in km/h	2	3	0	0	0	0
		3	3	0	0	0	0
		4	3	0	0	0	0
		5	3	0	0	0	0
10	Speed in km/h	3	3	0	0	0	0
		4	3	0	0	0	0
		5	3	0	0	0	0
11	Speed in km/h	2	0	0	0	3	0

Tabelle 27: IC vor Heel-off und IC-Art

Aufteilung nach Geschlecht, Gehgeschwindigkeit, Alter und BMI.

		Geschlecht		Geschwindigkeit [km/h]					BMI			Alter		
		weiblich	männlich	2	3	4	5	17,5-22,0 kg/m ²	22,1-26,0 kg/m ²	26,1-30,0 kg/m ²	18-30 Jahre	31-50 Jahre	51-70 Jahre	
IC vor Heel-off rechts	nein	1010	502	312	396	402	402	471	750	291	507	503	502	
	ja	46	50	90	6	0	0	9	50	37	29	33	34	
IC vor Heel-off links	nein	1503	778	482	593	603	603	700	1133	448	771	763	747	
	ja	81	50	121	10	0	0	20	67	44	33	41	57	
Auftrittspunkt beim IC	IC mit Ferse beidseits	1539	811	584	584	588	594	699	1177	474	797	780	773	
	IC mit Vorfuß beidseits	33	9	12	12	12	6	18	12	12	3	24	15	
	IC mit Vorfuß und Ferse beidseits	3	1	1	3	0	0	0	4	0	1	0	3	
	IC mit Vorfuß und Ferse rechts	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
	IC mit Vorfuß und Ferse links	0	2	2	0	0	0	0	2	0	0	0	2	
	IC mit Vorfuß links	3	5	4	4	0	0	0	3	5	0	3	0	5
	IC mit Vorfuß rechts	6	0	0	0	3	3	0	0	6	0	0	6	

8.1.3 Untersuchung der Extrema

8.1.3.1 Ausmaß der Extrema

Tabelle 28: Ausmaß der Maxima: Aufteilung nach Geschwindigkeit und Gangphase
Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.

Geschwindigkeit		Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)		Ausmaß der Maxima (in Grad)				Standardabweichung
				Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	
2 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	-7,20	11,60	3,31	3,30	3,31	
		MSt	-5,10	13,30	4,36	4,20	2,99	
		TSt	-1,10	9,70	3,70	3,70	2,81	
		PSw	-1,10	7,00	2,90	2,50	2,42	
		ISw	,00	9,20	3,97	3,35	3,83	
		MSw	1,60	1,60	1,60	1,60	.	
		TSw	-3,00	8,10	2,70	3,65	3,45	
	3 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	-3,80	9,90	3,57	3,60	2,74
			MSt	-5,00	12,10	3,89	3,70	2,89
			TSt	-8,10	9,20	3,15	3,60	3,48
			PSw	-4,50	8,60	2,32	2,00	2,71
			ISw	2,20	8,60	4,57	4,30	1,97
			MSw	,60	6,30	4,46	5,40	2,29
			TSw	-2,70	8,10	3,42	3,50	2,45
	4 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	-5,80	11,40	4,72	4,60	2,76
			MSt	-6,40	10,90	3,73	3,90	2,81
			TSt	-2,10	8,90	3,06	3,50	2,69
			PSw	-2,30	10,90	2,65	2,40	3,05
			ISw	-3,20	7,50	2,95	3,80	3,40
			MSw	-,50	4,60	2,30	2,55	2,34
			TSw	-2,60	12,40	3,59	3,70	2,75
5 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	-2,50	12,60	5,07	5,25	3,09	
		MSt	-4,90	11,50	4,04	4,00	2,81	
		TSt	-1,80	15,80	3,63	3,30	3,39	
		PSw	1,60	5,10	2,98	2,70	1,46	
		ISw	3,30	6,90	4,70	4,30	1,64	
		MSw	3,10	3,10	3,10	3,10	.	
		TSw	-2,10	11,40	4,56	4,10	2,77	

Tabelle 29: Ausmaß der Minima: Aufteilung nach Geschwindigkeit und Gangphase
 Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.

Geschwindigkeit		Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)		Ausmaß der Minima (in Grad)				Standardabweichung
				Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	
2 km/h	Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	-8,80	4,80	-1,77	-1,75	2,91	
		MSt	-8,00	1,00	-1,56	-,20	3,72	
		TSt	-4,10	-1,40	-2,81	-2,90	1,03	
		PSw	-9,40	6,50	-2,23	-2,30	3,13	
		ISw	-11,00	5,00	-2,98	-3,00	3,15	
		MSw	-9,50	4,20	-2,93	-2,85	2,62	
		TSw	-10,70	5,90	-2,13	-2,20	2,81	
	3 km/h	Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	-12,20	5,90	-1,21	-1,10	3,13
			MSt	-5,50	3,40	-,72	-,70	2,61
			TSt	-4,90	3,40	-1,51	-2,20	2,19
			PSw	-8,00	7,20	-1,95	-1,60	3,03
			ISw	-10,20	5,50	-2,44	-2,40	2,70
			MSw	-10,50	3,60	-2,54	-2,30	2,71
			TSw	-8,30	1,60	-2,72	-2,90	2,28
	4 km/h	Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	-7,10	4,90	-1,26	-1,00	2,58
			MSt	-5,90	3,10	-,86	-,75	2,12
			TSt	-7,20	5,00	-1,78	-1,85	2,39
			PSw	-8,90	5,10	-2,54	-2,55	2,87
			ISw	-10,70	6,60	-2,35	-2,30	2,90
			MSw	-7,00	4,40	-2,31	-2,20	2,43
			TSw	-6,20	7,10	-1,61	-1,90	3,16
5 km/h	Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	-5,60	1,10	-1,33	-,90	2,38	
		MSt	-,90	5,50	1,27	,90	2,31	
		TSt	-8,90	6,80	-2,86	-3,05	2,87	
		PSw	-12,10	5,80	-3,47	-3,20	3,28	
		ISw	-8,90	3,80	-2,68	-2,80	2,48	
		MSw	-6,70	3,80	-2,18	-2,30	2,16	
		TSw	-5,90	3,60	-2,70	-3,60	2,71	

8.1.3.2 Verteilung der Extrema im SGZ

Tabelle 30: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach Geschwindigkeit
Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.

Geschwindigkeit	2 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)		Anzahl	Anzahl als Spalten (%)
	2 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	81	13,3%
			MSt	450	74,0%
			TSt	23	3,8%
			PSw	41	6,7%
			ISw	4	0,7%
			MSw	1	0,2%
			TSw	8	1,3%
		Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	40	6,5%
			MSt	5	0,8%
			TSt	7	1,1%
			PSw	71	11,5%
			ISw	241	39,1%
			MSw	168	27,3%
			TSw	84	13,6%
	3 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	83	13,3%
			MSt	406	65,1%
			TSt	33	5,3%
			PSw	36	5,8%
			ISw	10	1,6%
			MSw	5	0,8%
			TSw	51	8,2%
		Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	43	6,9%
			MSt	18	2,9%
			TSt	37	6,0%
PSw			67	10,8%	
ISw			290	46,8%	
MSw			125	20,2%	
TSw			39	6,3%	
4 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	155	24,7%	
		MSt	335	53,3%	
		TSt	27	4,3%	
		PSw	17	2,7%	
		ISw	11	1,8%	
		MSw	4	0,6%	
		TSw	79	12,6%	
	Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	20	3,2%	
		MSt	14	2,2%	
		TSt	94	15,0%	
		PSw	136	21,7%	
		ISw	269	43,0%	
		MSw	76	12,1%	
		TSw	17	2,7%	
5 km/h	Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	LR	222	35,5%	
		MSt	249	39,8%	
		TSt	47	7,5%	
		PSw	6	1,0%	
		ISw	4	0,6%	
		MSw	1	0,2%	
		TSw	97	15,5%	
	Gangphase des Minimums (prozentuale Mitte)	LR	9	1,5%	
		MSt	6	1,0%	
		TSt	112	18,2%	
		PSw	213	34,7%	
		ISw	203	33,1%	
		MSw	62	10,1%	
		TSw	9	1,5%	

Tabelle 31: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach Alter und Geschwindigkeit
 Der IC wird hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.

Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	18-30 Jahre												31-50 Jahre												51-70 Jahre											
	2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h													
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil												
LR	29	14,1%	35	17,1%	57	27,4%	87	41,2%	24	11,8%	21	10,0%	36	17,6%	67	32,8%	28	14,1%	27	13,0%	62	28,8%	68	32,2%												
MSt	160	77,7%	133	64,9%	121	58,2%	82	38,9%	153	75,4%	151	71,6%	122	59,5%	89	43,6%	137	68,8%	122	58,7%	92	42,8%	78	37,0%												
TSt	6	2,9%	11	5,4%	5	2,4%	14	6,6%	8	3,9%	12	5,7%	10	4,9%	19	9,3%	9	4,5%	10	4,8%	12	5,6%	14	6,6%												
PSw	7	3,4%	12	5,9%	2	1,0%	1	0,5%	15	7,4%	7	3,3%	9	4,4%	2	1,0%	19	9,5%	17	8,2%	6	2,8%	3	1,4%												
ISw	0	0,0%	3	1,5%	0	0,0%	0	0,0%	1	0,5%	4	1,9%	3	1,5%	2	1,0%	3	1,5%	3	1,4%	8	3,7%	2	0,9%												
MSw	0	0,0%	0	0,0%	1	0,5%	0	0,0%	0	0,0%	2	0,9%	0	0,0%	0	0,0%	1	0,5%	3	1,4%	3	1,4%	1	0,5%												
TSw	4	1,9%	11	5,4%	22	10,6%	27	12,8%	2	1,0%	14	6,6%	25	12,2%	25	12,3%	2	1,0%	26	12,5%	32	14,9%	45	21,3%												
LR	7	3,4%	12	5,9%	3	1,4%	1	0,5%	16	7,8%	15	7,2%	11	5,2%	4	1,9%	17	8,3%	16	7,7%	6	2,9%	4	1,9%												
MSt	0	0,0%	3	1,5%	2	1,0%	0	0,0%	1	0,5%	7	3,4%	1	0,5%	3	1,5%	4	1,9%	8	3,8%	11	5,3%	3	1,4%												
TSt	3	1,5%	10	5,0%	31	14,9%	32	15,9%	1	0,5%	11	5,3%	24	11,4%	32	15,5%	3	1,5%	16	7,7%	39	18,8%	48	23,2%												
PSw	34	16,7%	19	9,4%	43	20,7%	71	35,3%	15	7,3%	16	7,7%	37	17,6%	74	35,9%	22	10,7%	32	15,3%	56	26,9%	68	32,9%												
ISw	79	38,7%	99	49,0%	100	48,1%	77	38,3%	92	44,7%	101	48,6%	102	48,6%	68	33,0%	70	34,0%	90	43,1%	67	32,2%	58	28,0%												
MSw	56	27,5%	51	25,2%	26	12,5%	20	10,0%	60	29,1%	44	21,2%	26	12,4%	17	8,3%	52	25,2%	30	14,4%	24	11,5%	25	12,1%												
TSw	25	12,3%	8	4,0%	3	1,4%	0	0,0%	21	10,2%	14	6,7%	9	4,3%	8	3,9%	38	18,4%	17	8,1%	5	2,4%	1	0,5%												

Tabelle 32: Verteilung der Mittelpunkte der Extrema nach BMI und Geschwindigkeit
Der IC wir hier nicht gesondert, sondern als Teil des LR betrachtet.

Gangphase des Maximums (prozentuale Mitte)	17,5-22,0 kg/m ²										22,1-26,0 kg/m ²										26,1-30,0 kg/m ²									
	2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h		2 km/h		3 km/h		4 km/h		5 km/h							
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil						
LR	29	16,0%	32	17,7%	42	22,6%	63	33,7%	41	13,5%	39	12,4%	74	23,6%	106	34,3%	11	8,9%	12	9,4%	39	30,5%	53	40,8%						
MSt	126	69,6%	107	59,1%	96	51,6%	76	40,6%	221	72,9%	204	64,8%	175	55,7%	131	42,4%	103	83,1%	95	74,2%	64	50,0%	42	32,3%						
TSt	7	3,9%	8	4,4%	5	2,7%	10	5,3%	13	4,3%	17	5,4%	13	4,1%	21	6,8%	3	2,4%	8	6,3%	9	7,0%	16	12,3%						
PSw	14	7,7%	13	7,2%	9	4,8%	2	1,1%	22	7,3%	19	6,0%	7	2,2%	4	1,3%	5	4,0%	4	3,1%	1	0,8%	0	0,0%						
ISw	3	1,7%	5	2,8%	2	1,1%	2	1,1%	1	0,3%	5	1,6%	8	2,5%	2	0,6%	0	0,0%	0	0,0%	1	0,8%	0	0,0%						
MSw	0	0,0%	0	0,0%	1	0,5%	0	0,0%	1	0,3%	5	1,6%	2	0,6%	1	0,3%	0	0,0%	0	0,0%	1	0,8%	0	0,0%						
Tsw	2	1,1%	16	8,8%	31	16,7%	34	18,2%	4	1,3%	26	8,3%	35	11,1%	44	14,2%	2	1,6%	9	7,0%	13	10,2%	19	14,6%						
LR	21	11,4%	16	8,6%	9	4,8%	0	0,0%	17	5,6%	21	6,8%	10	3,2%	8	2,6%	2	1,6%	6	4,8%	1	0,8%	1	0,8%						
MSt	2	1,1%	6	3,2%	4	2,1%	4	2,2%	3	1,0%	9	2,9%	9	2,9%	2	0,6%	0	0,0%	3	2,4%	1	0,8%	0	0,0%						
TSt	2	1,1%	15	8,0%	34	18,0%	33	18,1%	3	1,0%	19	6,2%	50	16,1%	63	20,5%	2	1,6%	3	2,4%	10	7,9%	16	12,9%						
PSw	14	7,6%	13	7,0%	30	15,9%	64	35,2%	47	15,4%	43	14,0%	60	19,3%	95	30,8%	10	8,0%	11	8,8%	46	36,5%	54	43,5%						
ISw	68	36,8%	100	53,5%	89	47,1%	68	37,4%	118	38,6%	133	43,3%	133	42,8%	103	33,4%	55	44,0%	57	45,6%	47	37,3%	32	25,8%						
MSw	56	30,3%	34	18,2%	19	10,1%	13	7,1%	78	25,5%	56	18,2%	41	13,2%	35	11,4%	34	27,2%	35	28,0%	16	12,7%	14	11,3%						
Tsw	22	11,9%	3	1,6%	4	2,1%	0	0,0%	40	13,1%	26	8,5%	8	2,6%	2	0,6%	22	17,6%	10	8,0%	5	4,0%	7	5,6%						

8.1.4 Ungenauigkeiten in der Kameramessung

*Tabelle 33: Bewegungsunschärfe bei verschiedenen Geschwindigkeiten
Berechnung bei der in dieser Arbeit verwendeten Kameraaufnahmefrequenz von 60 Hz*

Geschwindigkeit [km/h]	Geschwindigkeit [cm/s]	Unschärfe (Motion Blur) [cm]
2	55,56	0,93
3	83,33	1,39
4	111,11	1,85
5	138,89	2,31

*Tabelle 34: Ungenauigkeit der Videoanalyse bedingt durch die Gehgeschwindigkeit
Dargestellt werden die durchschnittliche Zykluslänge in Frames nach Geschwindigkeit und der prozentuale Zeitverlust zwischen zwei Frames bezogen auf den SGZ*

	Insgesamt	Bei 2 km/h	Bei 3 km/h	Bei 4 km/h	Bei 5 km/h
Durchschnittliche Anzahl der Frames pro Gangzyklus	71,05	88,44	72,49	64,31	58,94
Verlust zwischen den Frames	1,41%	1,13%	1,38%	1,55%	1,70%

8.2 Abbildungen

Inhaltsverzeichnis der Abbildungen im Anhang

8.2.1 Gangphasenendpunkte und Gangphasenlängen	115
<i>Abbildung 28: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 2 km/h</i>	114
<i>Abbildung 29: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 3 km/h</i>	114
<i>Abbildung 30: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 4 km/h</i>	115
<i>Abbildung 31: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 5 km/h</i>	115
8.2.2 Fehlendes TSt im Gangzyklus	117
<i>Abbildung 32: IC vor Heel-off rechts</i>	116
<i>Abbildung 33: IC vor Heel-off links</i>	116
<i>Abbildung 34: IC vor Heel-off links nach Geschlecht</i>	117
<i>Abbildung 35: IC vor Heel-off rechts nach Geschlecht</i>	117
<i>Abbildung 36: IC vor Heel-off rechts nach Alter</i>	118
<i>Abbildung 37: IC vor Heel-off links nach Alter</i>	118
<i>Abbildung 38: IC vor Heel-off rechts nach BMI</i>	119
<i>Abbildung 39: IC vor Heel-off links nach BMI</i>	119
8.2.3 Untersuchung der Extrema	120
8.2.3.1 Ermittlung des Schnittpunkts zur Translokation	121
<i>Abbildung 40: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (2 km/h)</i>	120
<i>Abbildung 41: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (3 km/h)</i>	120
<i>Abbildung 42: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (4 km/h)</i>	121
<i>Abbildung 43: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (5 km/h)</i>	121
<i>Abbildung 44: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (insgesamt)</i>	123
<i>Abbildung 45: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (2 km/h)</i>	124
<i>Abbildung 46: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (3 km/h)</i>	124
<i>Abbildung 47: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (4 km/h)</i>	125
<i>Abbildung 48: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (5 km/h)</i>	125
8.2.3.2 Verteilung der Extrema auf die Gangphasen	127
<i>Abbildung 49: Verteilung der Endpunkte der Maxima auf die Gangphasen</i>	126
<i>Abbildung 50: Verteilung der Startpunkte der Minima auf die Gangphasen</i>	126
<i>Abbildung 51: Verteilung der Endpunkte der Minima auf die Gangphasen</i>	127
<i>Abbildung 52: Gangphase der Minima mit Phasenübergang</i>	127

<i>Abbildung 53: Gangphase der Maxima mit Phasenübergang (durchschnittliche Phasen grenzen)</i>	128
<i>Abbildung 54: Gangphase der Minima mit Phasenübergang (durchschnittliche Phasengrenze)</i>	128
8.2.3.3 Verteilung der Extrema auf die Gangzyklen	130
<i>Abbildung 55: Gangzyklus der Maxima gesamt</i>	129
<i>Abbildung 56: Gangzyklus der Minima gesamt</i>	129
<i>Abbildung 57: Gangzyklus der Maxima nach Geschwindigkeit</i>	130
<i>Abbildung 58: Anzahl der Maxima pro Gangzyklus nach Geschwindigkeit</i>	130
<i>Abbildung 59: Gangzyklus der Minima nach Geschwindigkeit</i>	131
<i>Abbildung 60: Anzahl der Minima pro Gangzyklus nach Geschwindigkeit</i>	131
8.2.3.4 IC inkludierende Extrema	133
<i>Abbildung 61: IC-inkludierende Minima – Aufteilung nach Geschwindigkeit</i>	132
<i>Abbildung 62: IC-inkludierende Minima – Aufteilung nach Probanden</i>	132
8.2.3.5 Längen der Extrema	134
<i>Abbildung 63: Lage der Maxima – Aufteilung nach Geschwindigkeit in Frames</i>	133
<i>Abbildung 64: Lage der Minima – Aufteilung nach Geschwindigkeit in Frames</i>	133
8.2.3.6 Verteilung der Mittelpunkte der Extrema im SGZ	135
<i>Abbildung 65: Verteilung der Maxima bei 3 km/h</i>	134
<i>Abbildung 66: Verteilung der Maxima bei 4 km/h</i>	134
<i>Abbildung 67: Verteilung der Minima bei 2 km/h</i>	135
<i>Abbildung 68: Verteilung der Minima bei 3 km/h</i>	135
<i>Abbildung 69: Verteilung der Minima bei 4 km/h</i>	136
<i>Abbildung 70: Verteilung der Minima bei 5 km/h</i>	136
8.2.4 Verteilung der Probanden	138
<i>Abbildung 71: Verteilung der Probanden nach BMI</i>	137

8.2.1 Gangphasenendpunkte und Gangphasenlängen

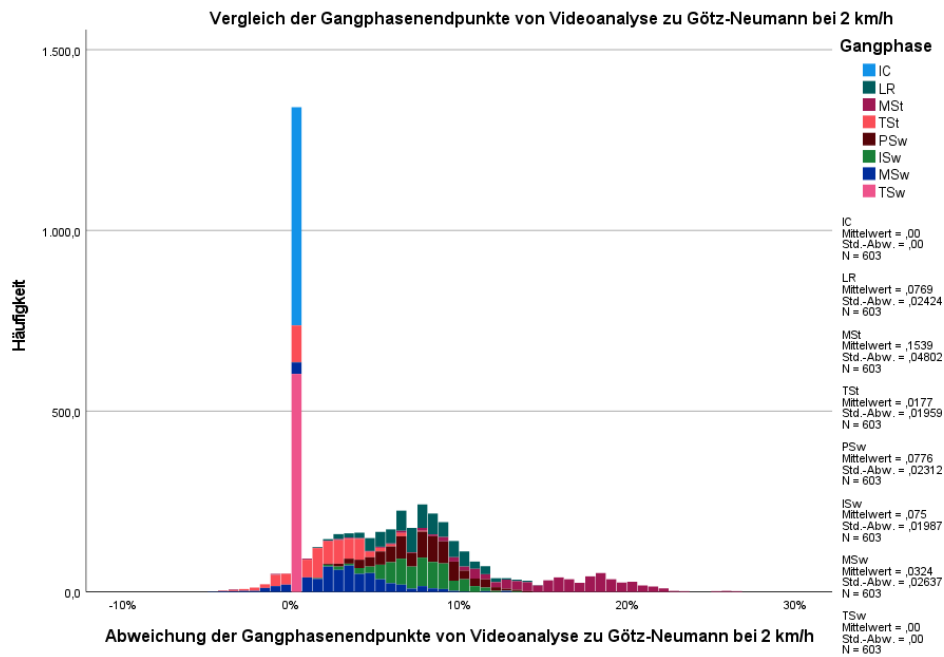


Abbildung 28: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 2 km/h
 In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: 0,01 $\hat{=}$ 1 %.

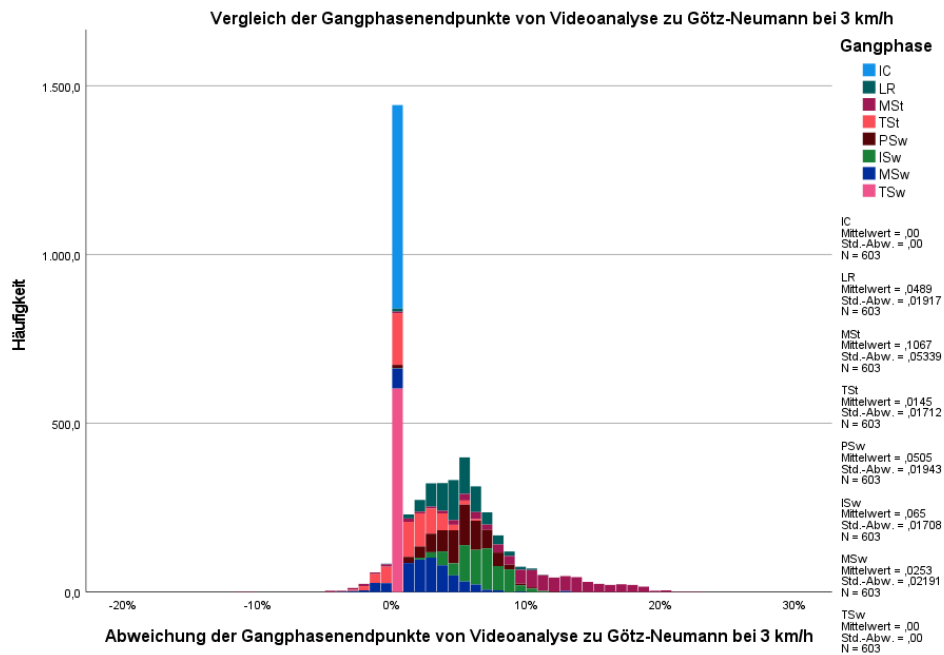


Abbildung 29: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 3 km/h
 In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: 0,01 $\hat{=}$ 1 %.

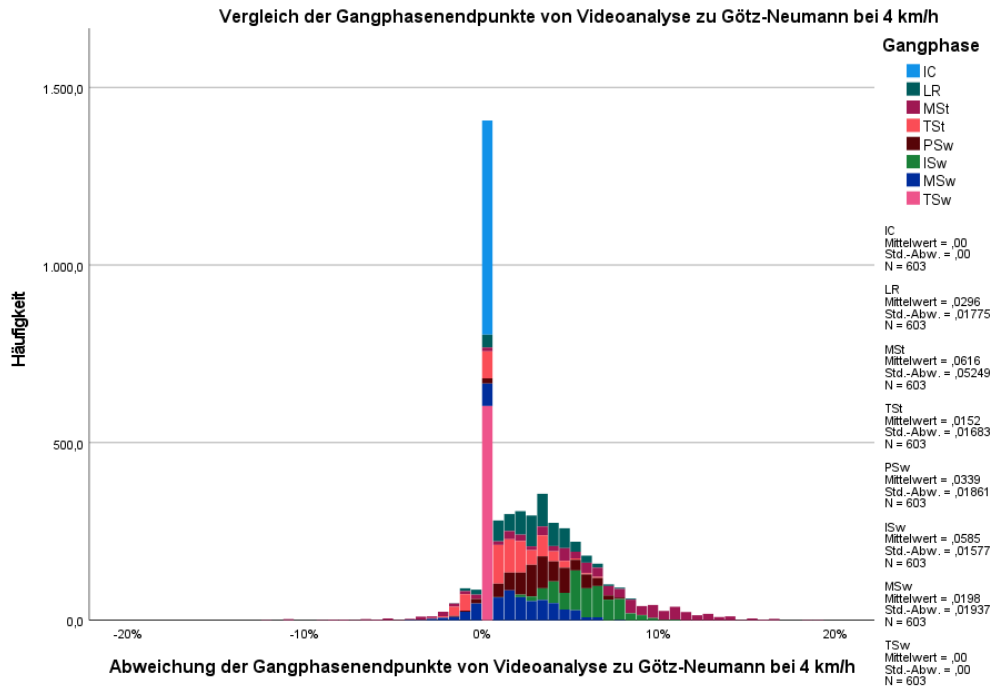


Abbildung 30: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 4 km/h
 In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: $0,01 \triangleq 1\%$.

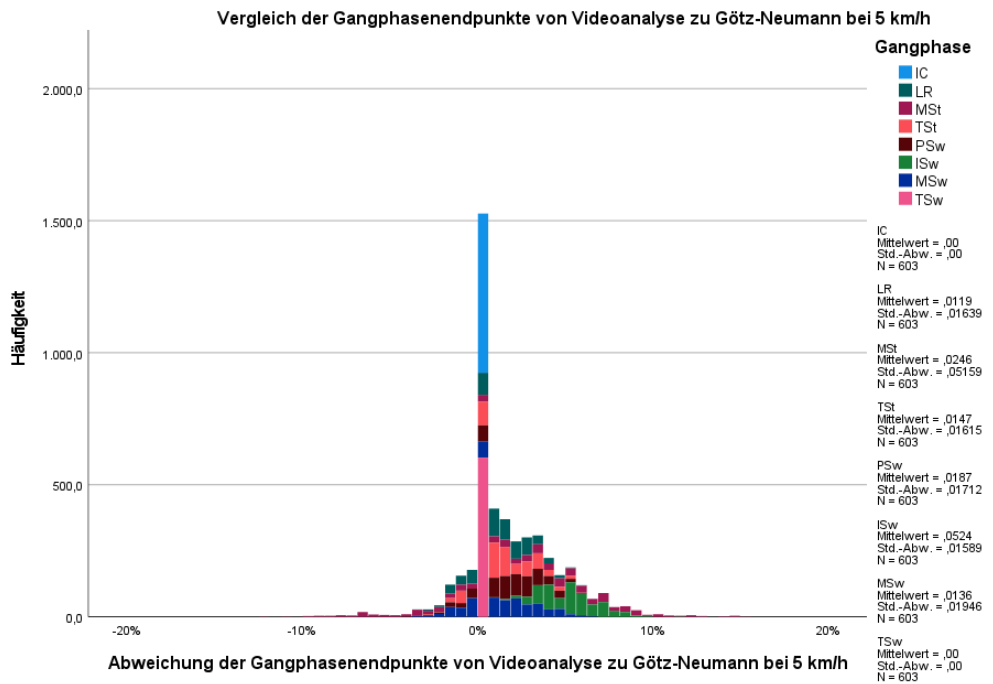


Abbildung 31: Abweichung Gangphasenenden: Videoanalyse vs. Götz-Neumann 5 km/h
 In der Legende steht N für die Gesamtanzahl der untersuchten Gangphasen. Bei den Angaben zu Mittelwert und Standardabweichung in der Legende: $0,01 \triangleq 1\%$.

8.2.2 Fehlendes TSt im Gangzyklus

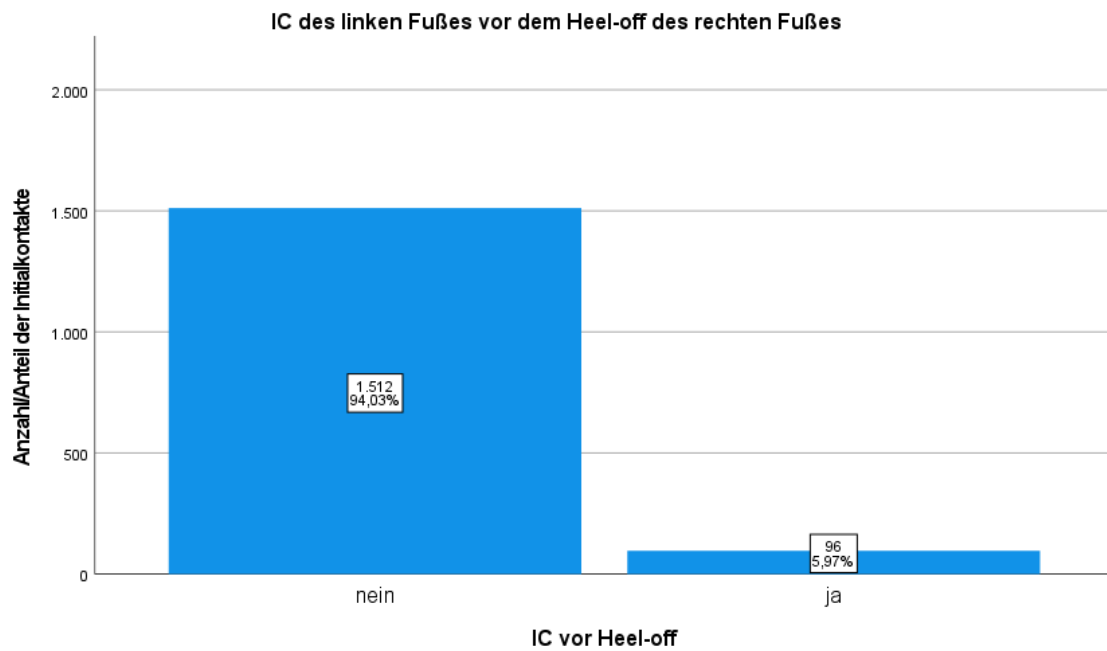


Abbildung 32: IC vor Heel-off rechts
Absolute Anzahl der IC sowie prozentuale Verteilung der IC des rechten Fußes im Bezug zum Heel-off

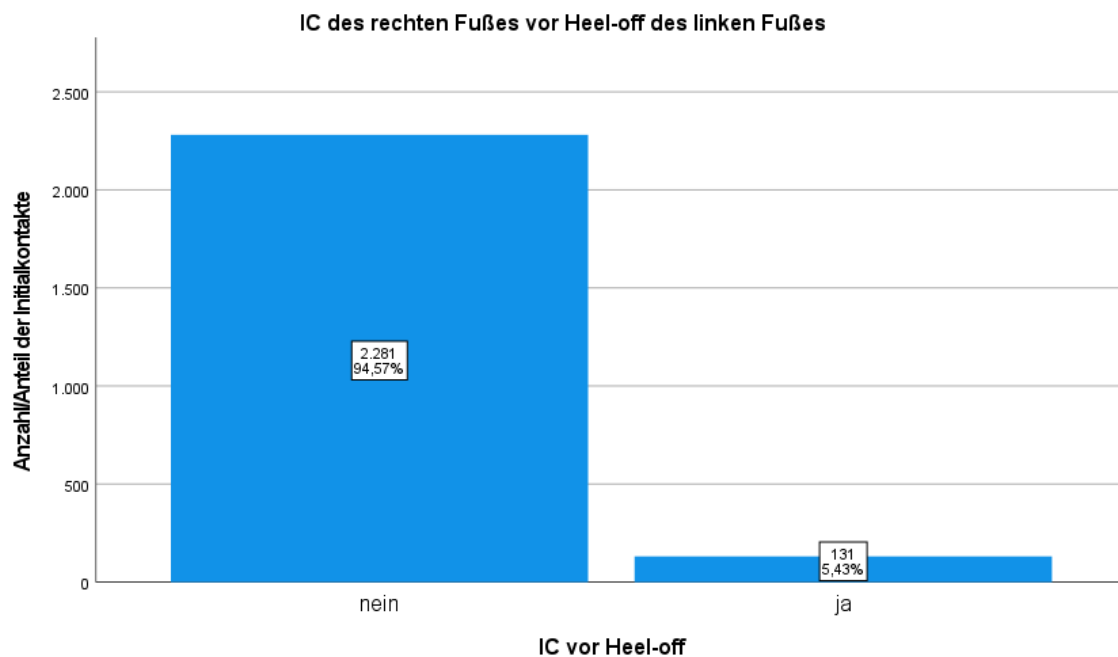


Abbildung 33: IC vor Heel-off links
Absolute Anzahl der IC sowie prozentuale Verteilung der IC des rechten Fußes im Bezug zum Heel-off

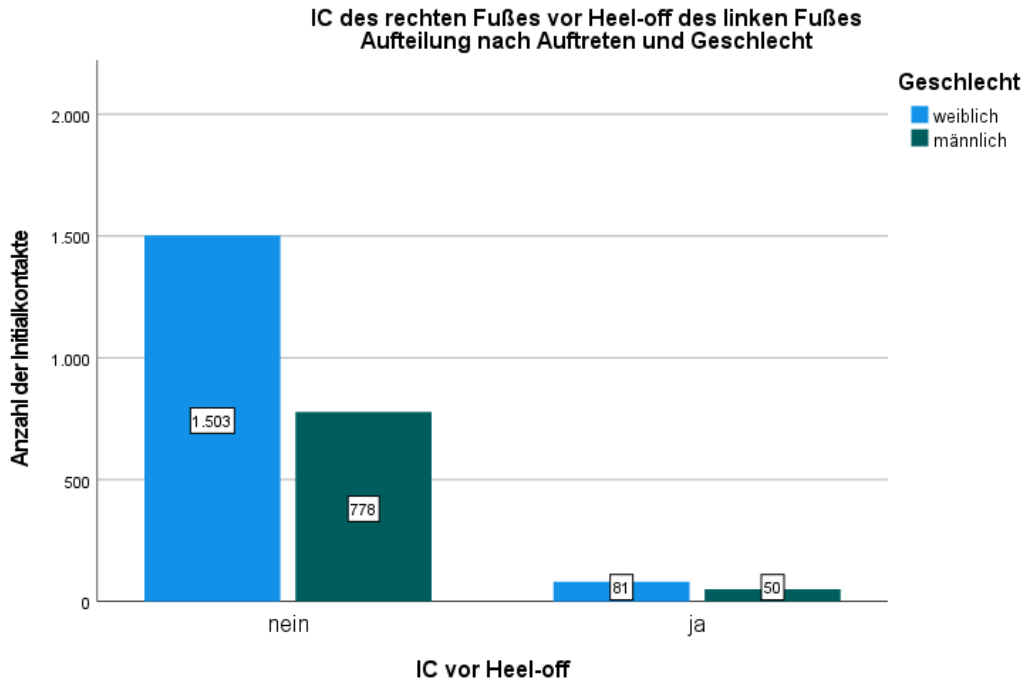


Abbildung 34: IC vor Heel-off links nach Geschlecht
Unterteilung der IC des linken Fußes bezüglich des Heel-off nach Auftreten und Geschlecht in absoluten Zahlen

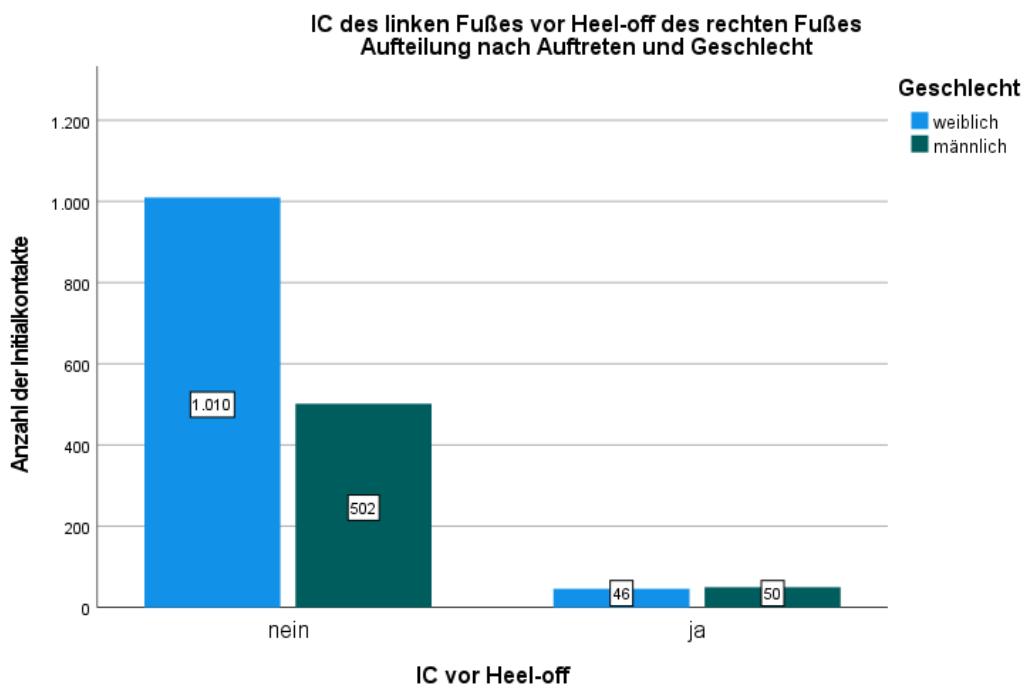


Abbildung 35: IC vor Heel-off rechts nach Geschlecht
Unterteilung der IC des rechten Fußes bezüglich des Heel-off nach Auftreten und Geschlecht in absoluten Zahlen

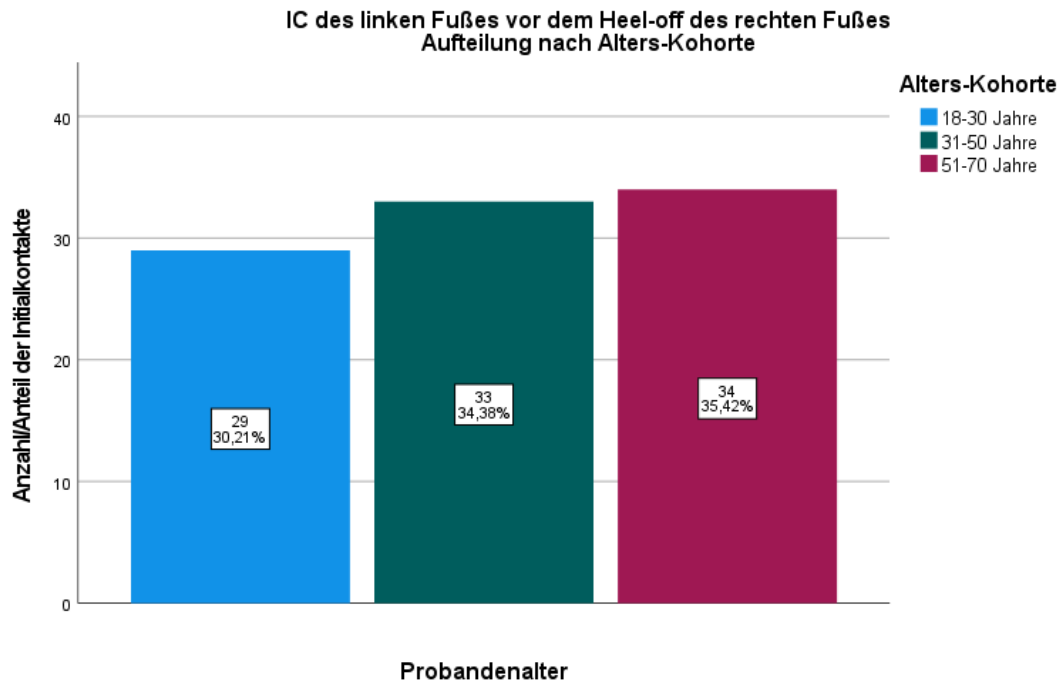


Abbildung 36: IC vor Heel-off rechts nach Alter
Aufteilung der IC des rechten vor einem Heel-off nach Alter

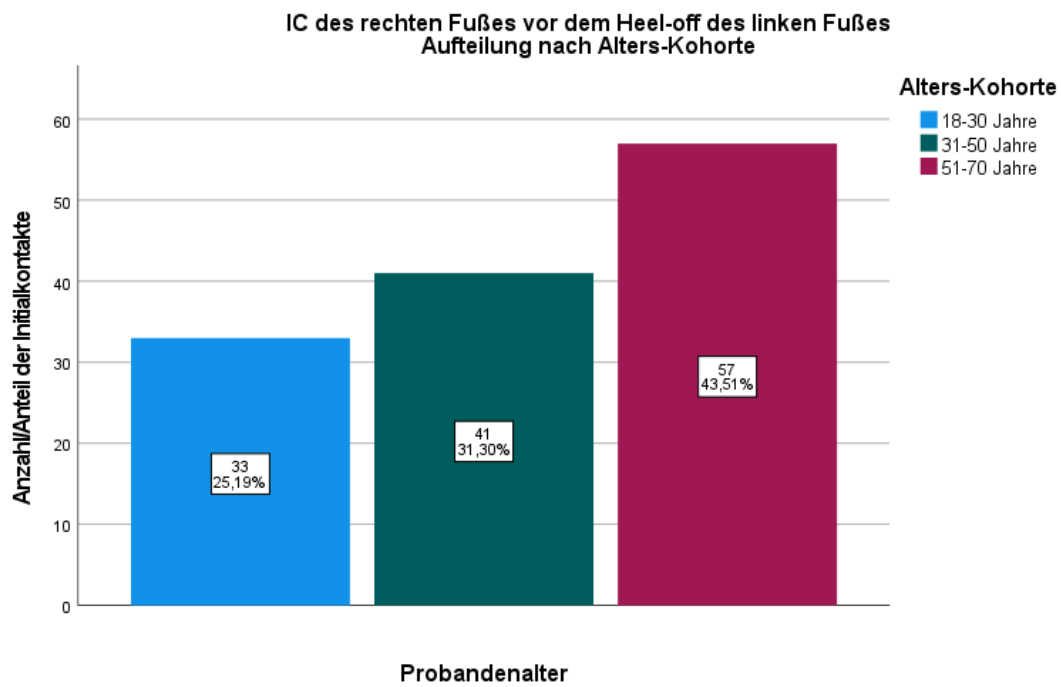


Abbildung 37: IC vor Heel-off links nach Alter
Aufteilung der IC des linken vor einem Heel-off nach Alter

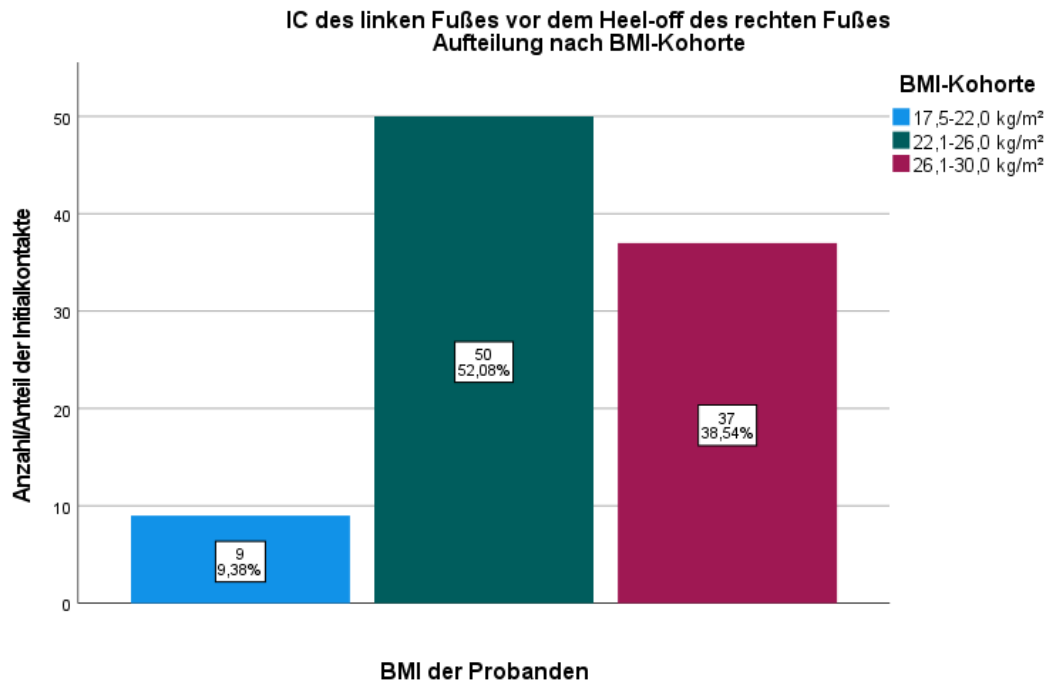


Abbildung 38: IC vor Heel-off rechts nach BMI
Aufteilung der IC vor einem Heel-off des rechten Fußes bezogen auf den BMI der Probanden

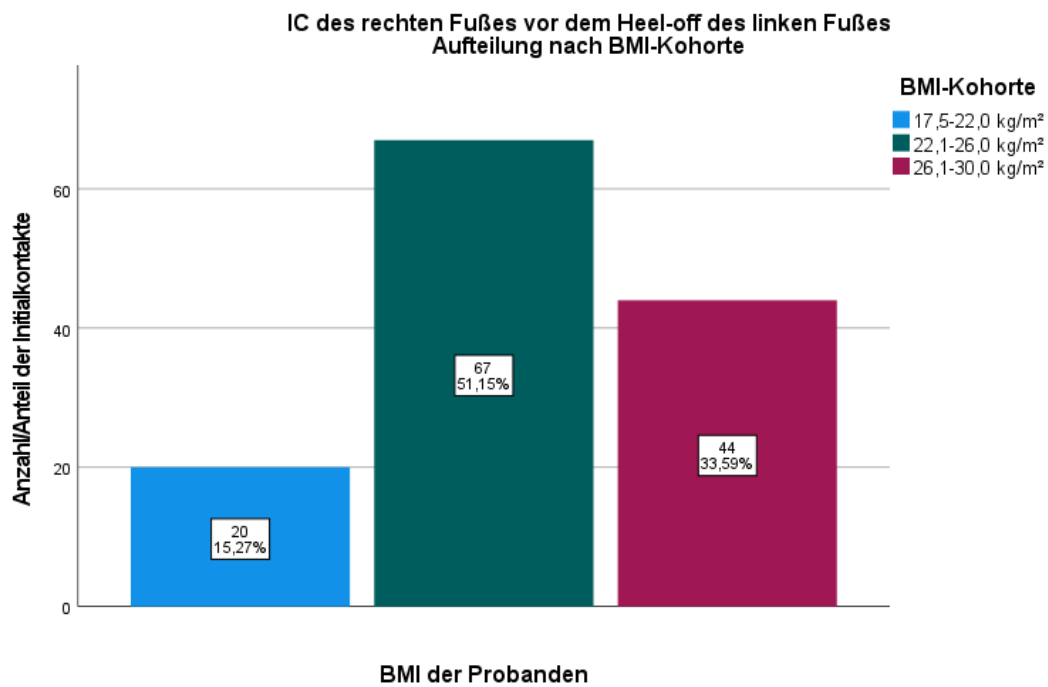


Abbildung 39: IC vor Heel-off links nach BMI
Aufteilung der IC vor einem Heel-off des linken Fußes bezogen auf den BMI der Probanden

8.2.3 Untersuchung der Extrema

8.2.3.1 Ermittlung des Schnittpunkts zur Translokation

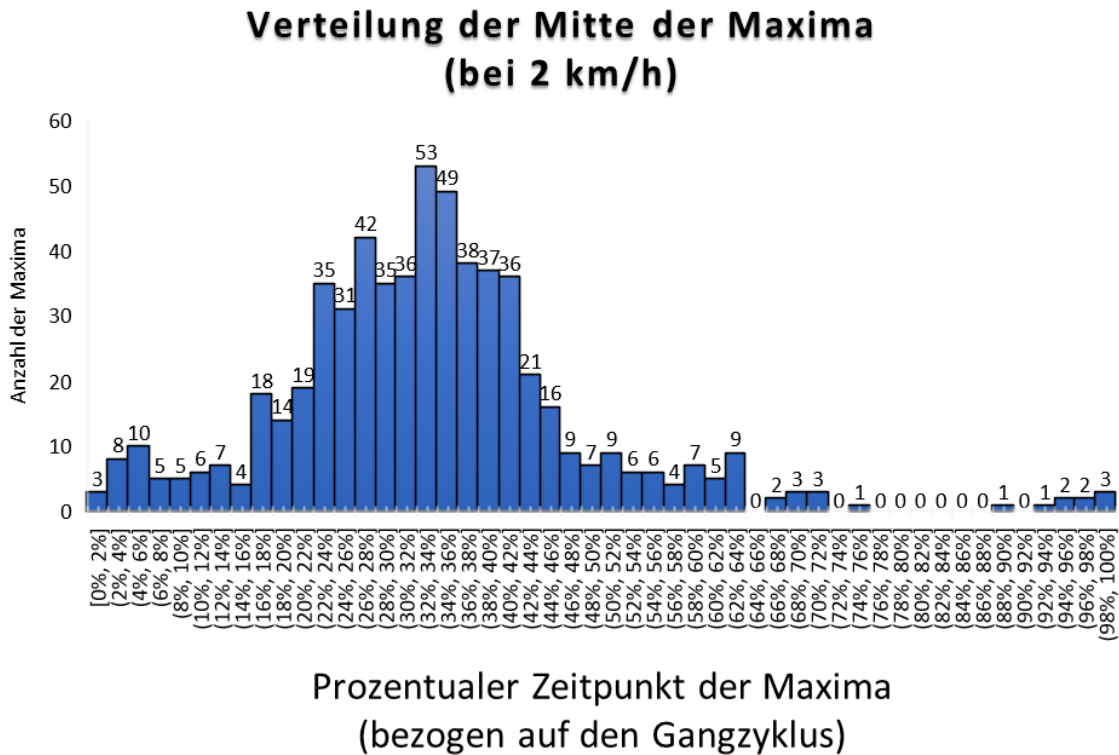


Abbildung 40: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (2 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 2 km/h

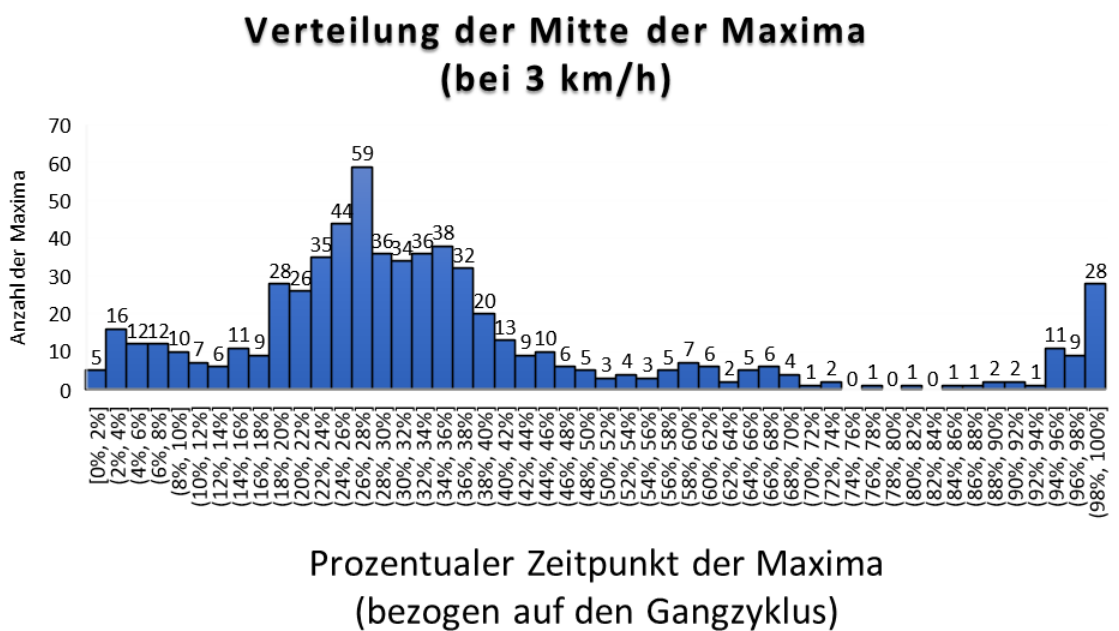
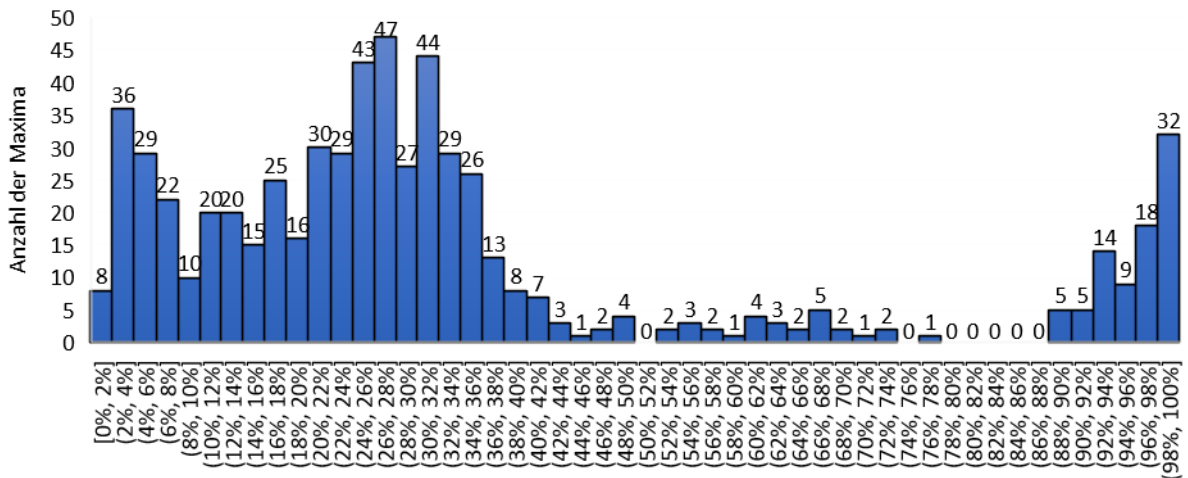


Abbildung 41: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (3 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 3 km/h

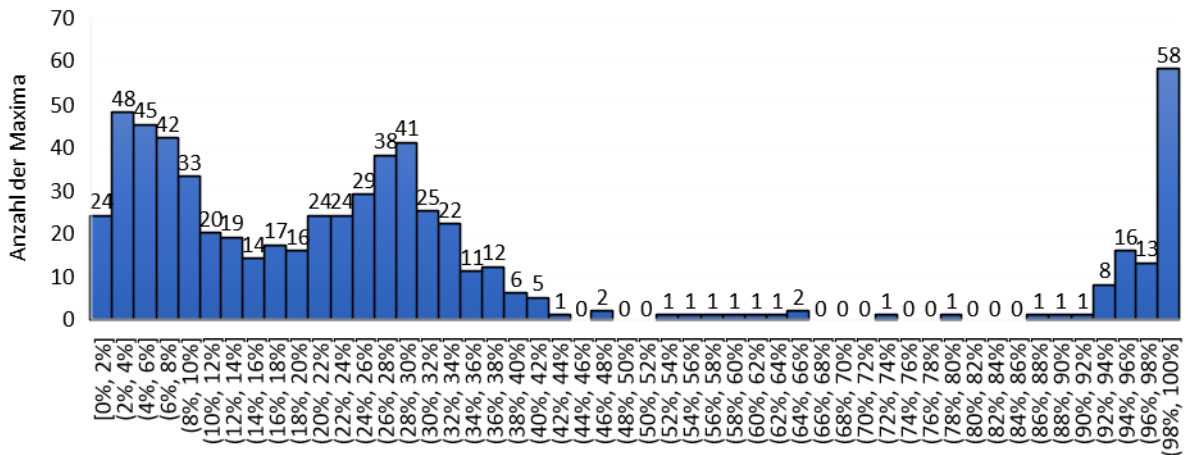
Verteilung der Mitte der Maxima (bei 4 km/h)



Prozentualer Zeitpunkt der Maxima (bezogen auf den Gangzyklus)

Abbildung 42: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (4 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 4 km/h

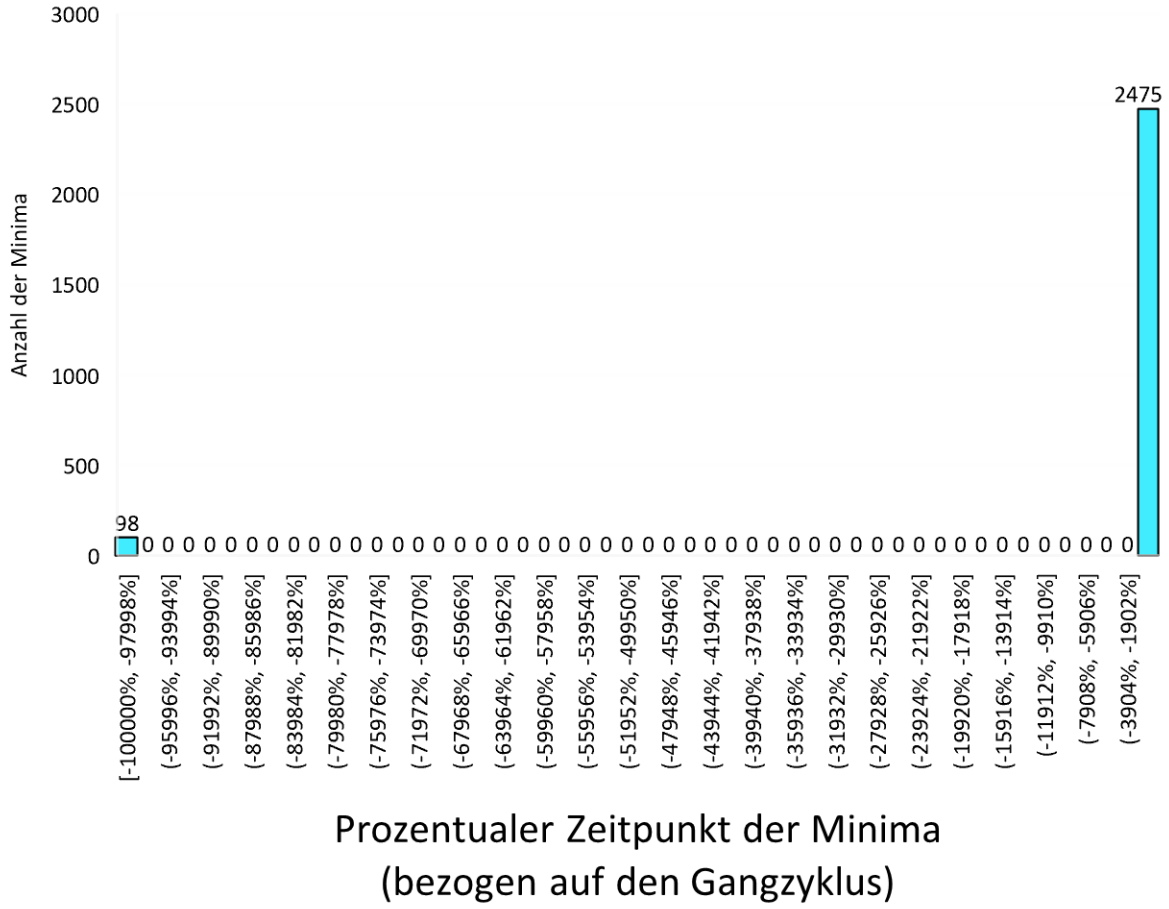
Verteilung der Mitte der Maxima (bei 5 km/h)



Prozentualer Zeitpunkt der Maxima (bezogen auf den Gangzyklus)

Abbildung 43: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Maxima (5 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 5 km/h

Verteilung der Mitte der Minima (über alle Geschwindigkeiten)



Verteilung der Mitte der Minima (über alle Geschwindigkeiten)

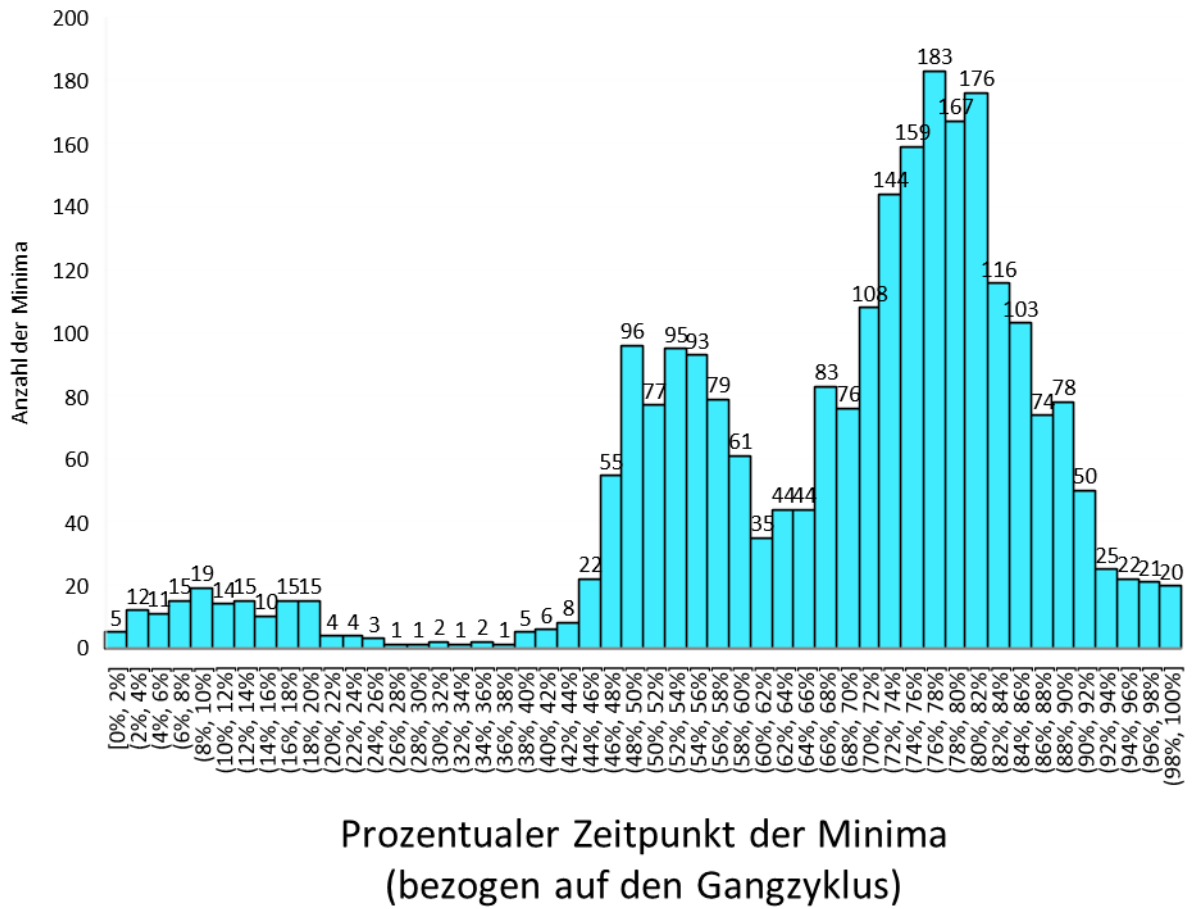
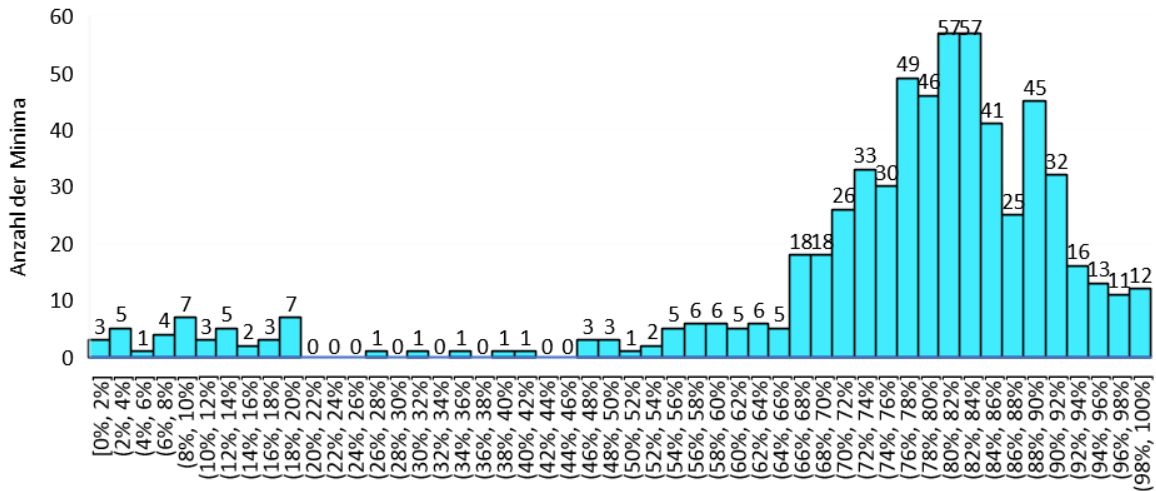


Abbildung 44: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (insgesamt)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme insgesamt

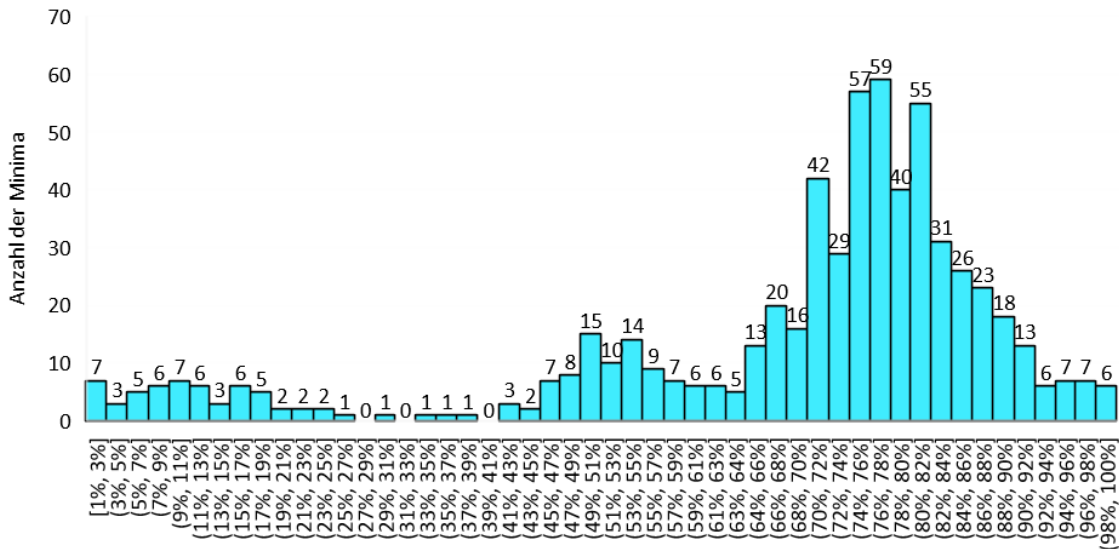
Verteilung der Mitte der Minima (bei 2 km/h)



Prozentualer Zeitpunkt der Minima (bezogen auf den Gangzyklus)

Abbildung 45: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (2 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 2 km/h

Verteilung der Mitte der Minima (bei 3 km/h)



Prozentualer Zeitpunkt der Minima (bezogen auf den Gangzyklus)

Abbildung 46: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (3 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 3 km/h

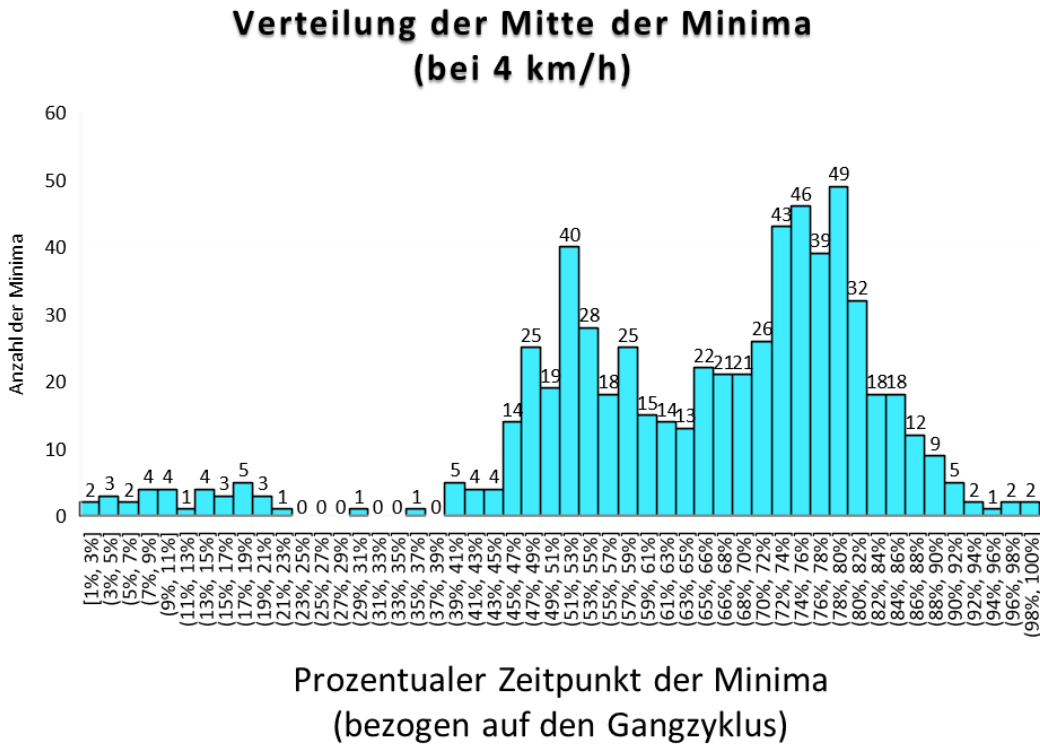


Abbildung 47: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (4 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 4 km/h

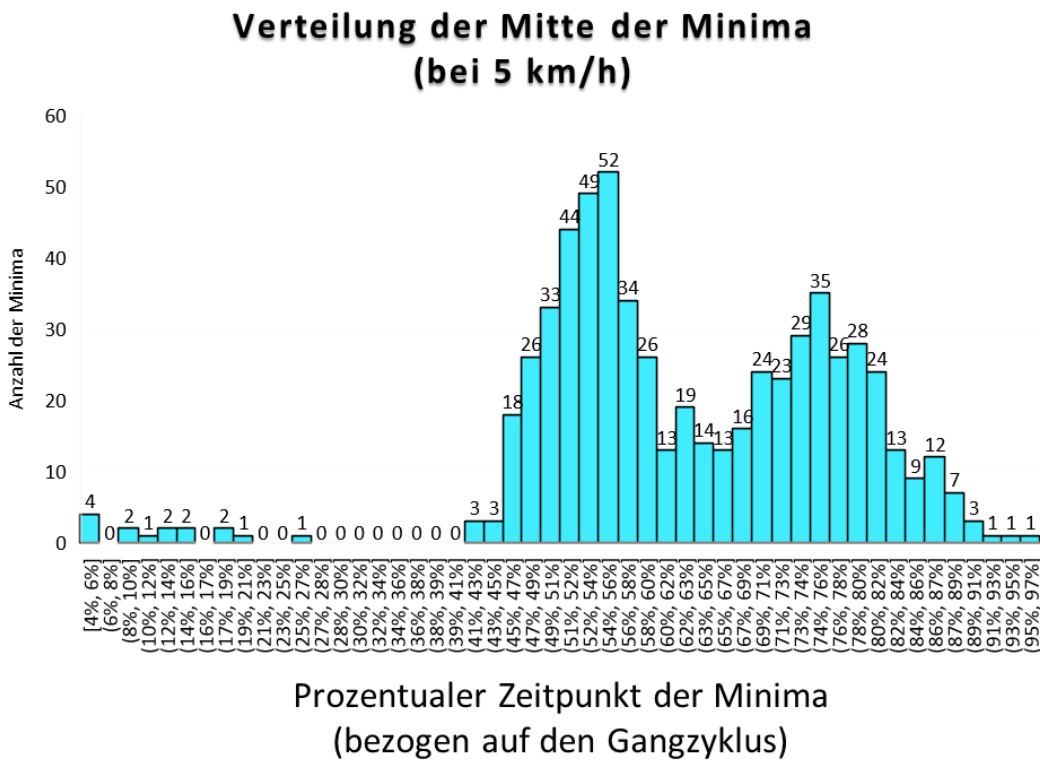


Abbildung 48: Histogramm zur Schnittpunktermittlung der Minima (5 km/h)
Histogramm zur graphischen Ermittlung eines geeigneten Schnittpunkts für die translozierten Histogramme bei 5 km/h

8.2.3.2 Verteilung der Extrema auf die Gangphasen

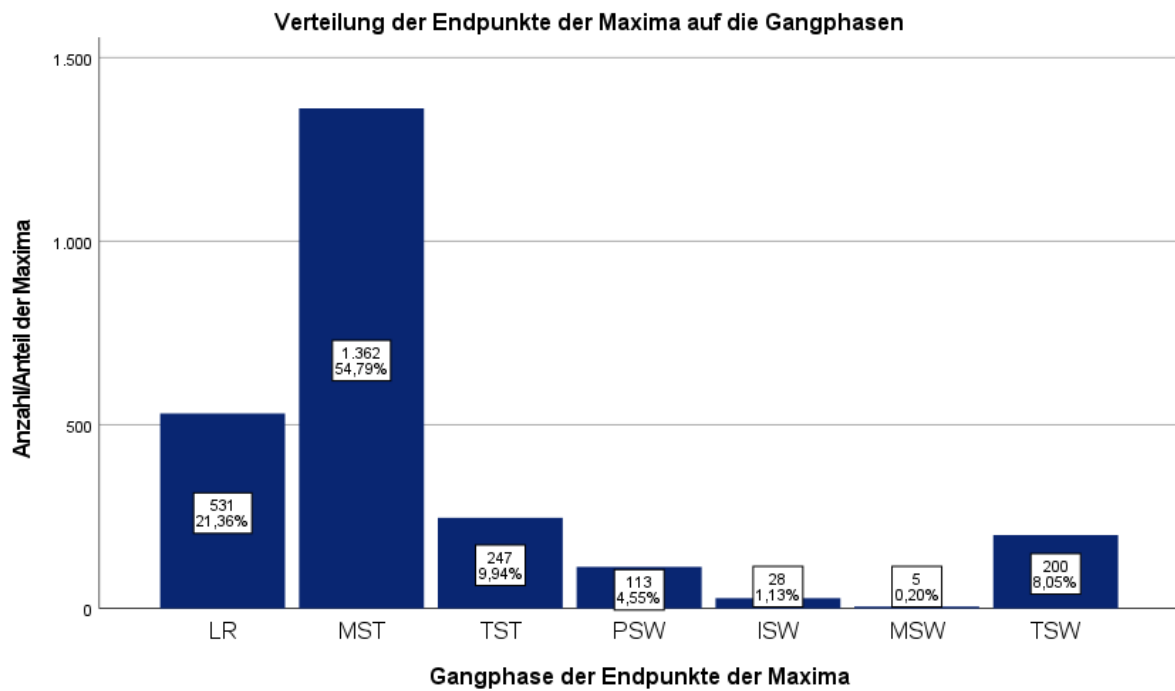


Abbildung 49: Verteilung der Endpunkte der Maxima auf die Gangphasen IC im LR enthalten

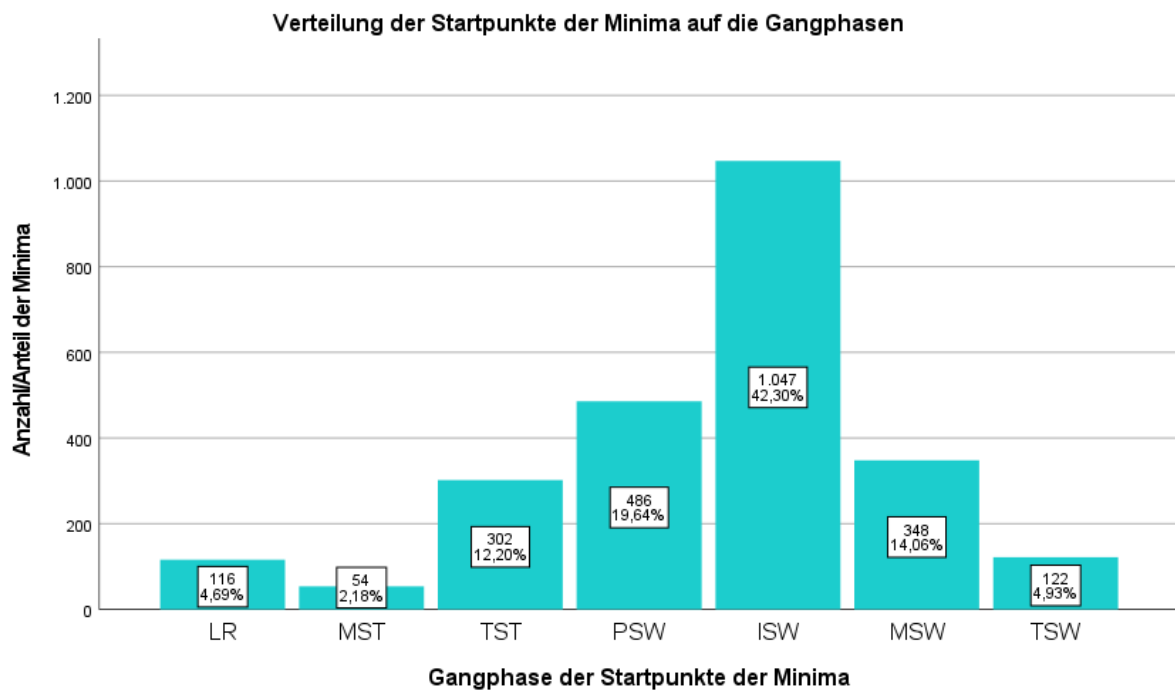


Abbildung 50: Verteilung der Startpunkte der Minima auf die Gangphasen IC im LR enthalten

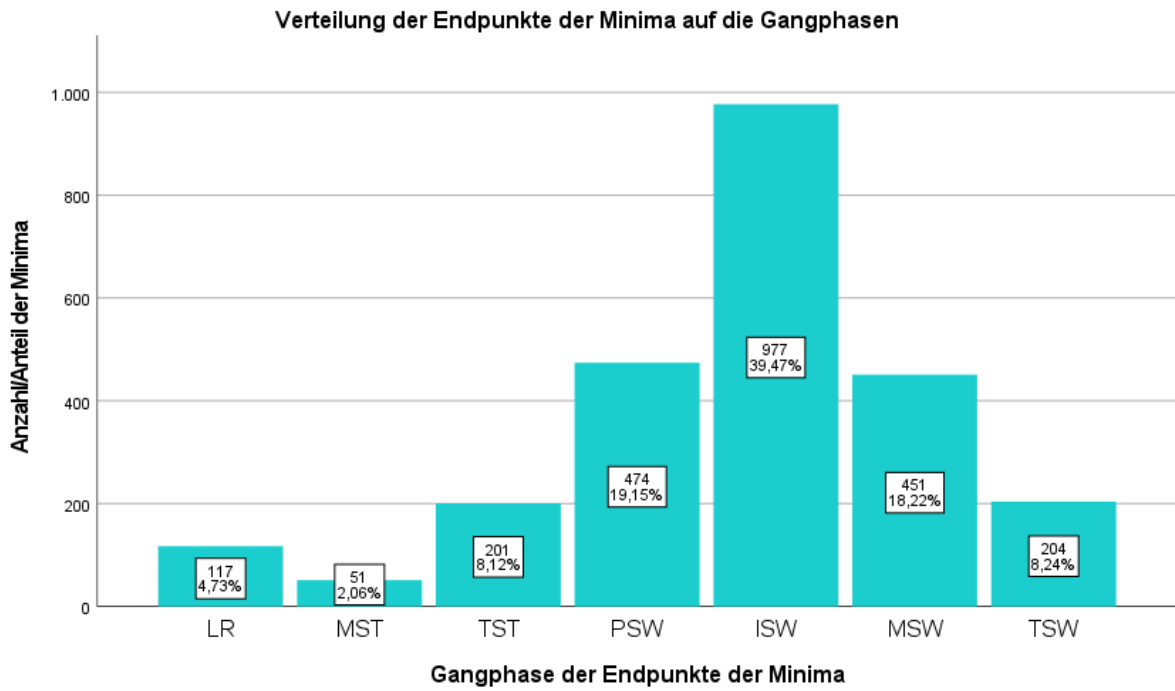


Abbildung 51: Verteilung der Endpunkte der Minima auf die Gangphasen IC im LR enthalten

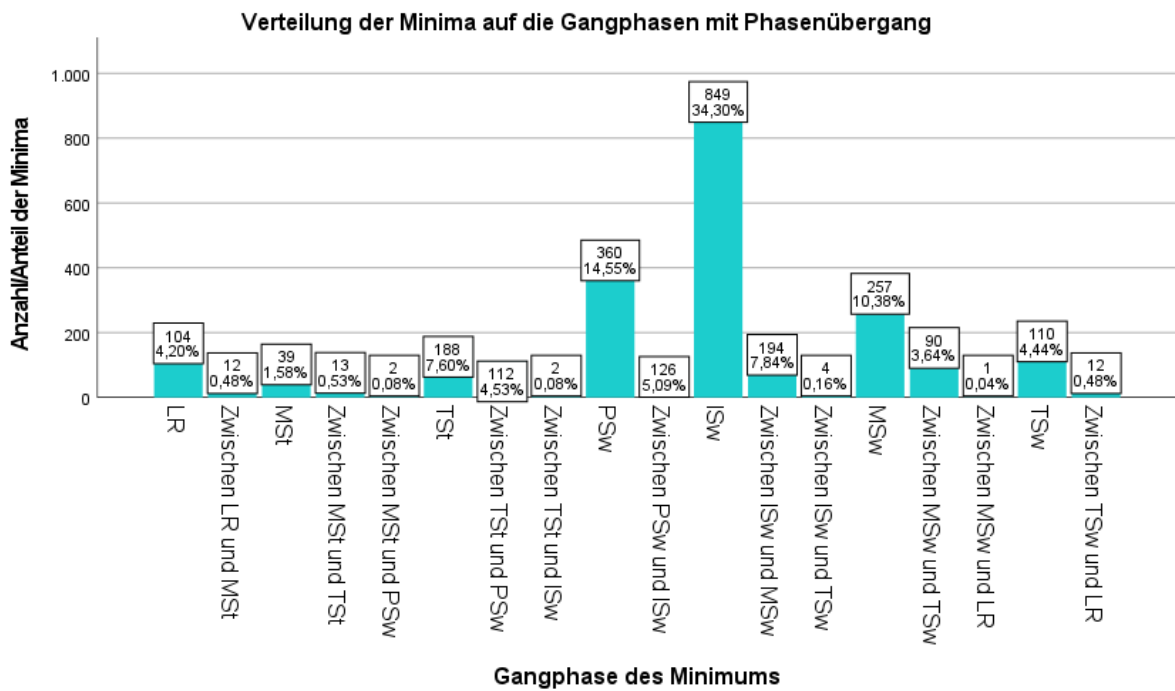


Abbildung 52: Gangphase der Minima mit Phasenübergang IC im LR enthalten.

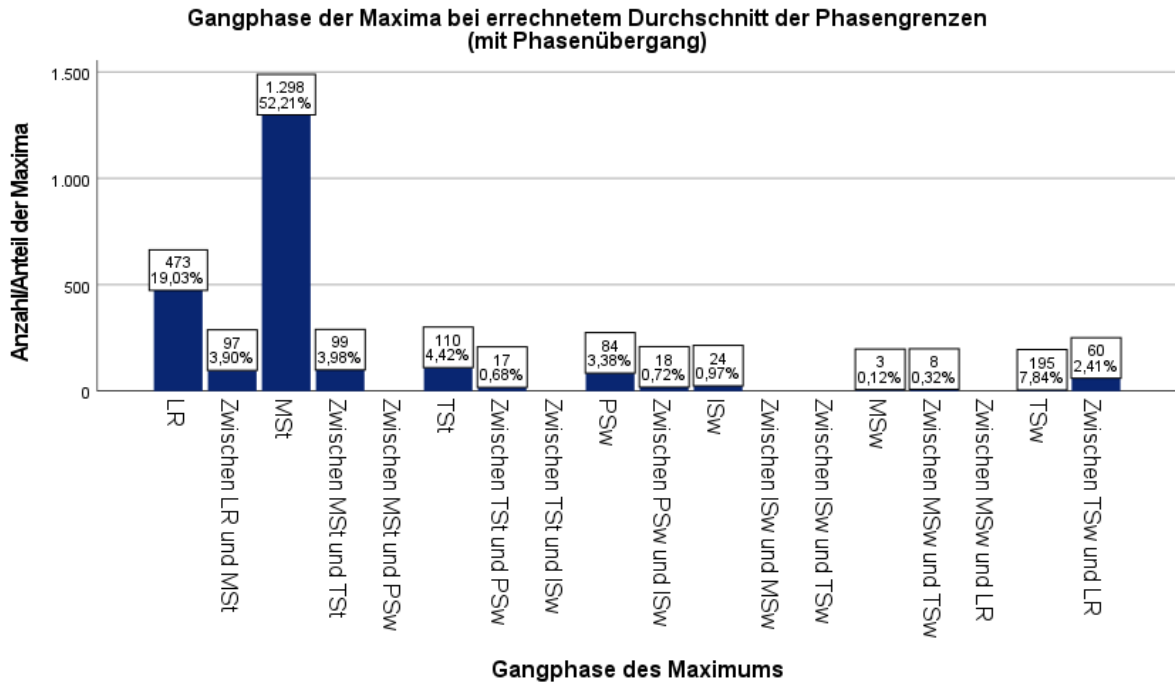


Abbildung 53: Gangphase der Maxima mit Phasenübergang (durchschnittliche Phasengrenzen)
 Setzung der Gangphasengrenzen nach dem Durchschnitt der Gangphasenenden
 IC im LR enthalten

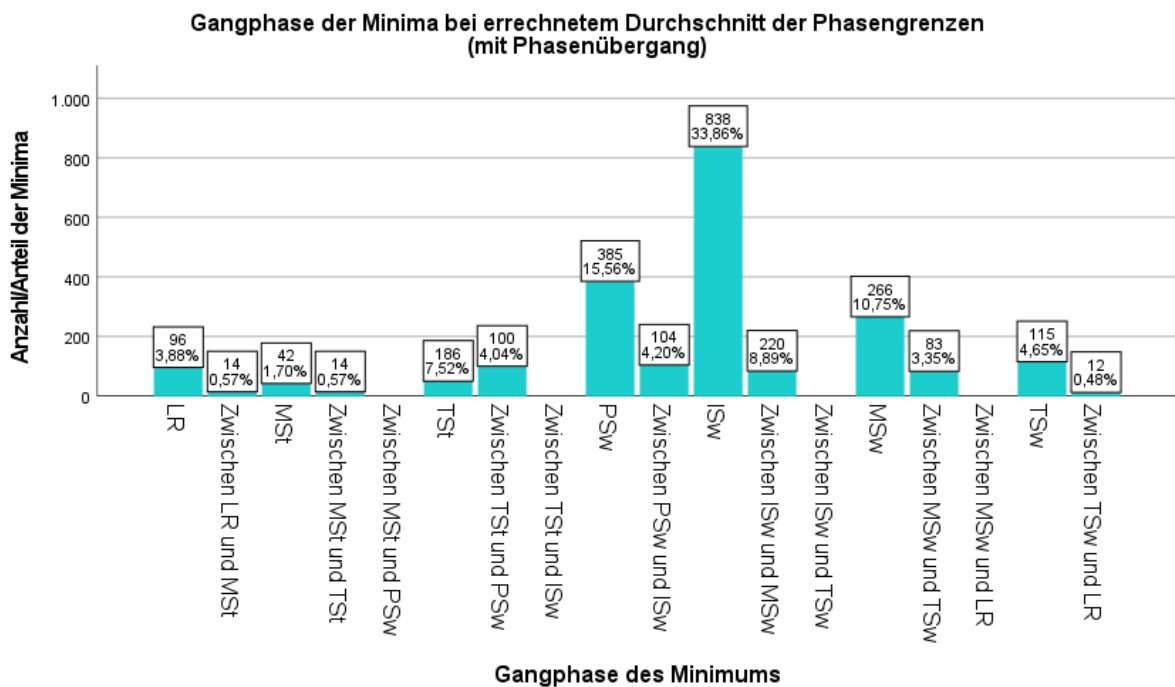


Abbildung 54: Gangphase der Minima mit Phasenübergang (durchschnittliche Phasengrenze)
 Setzung der Gangphasengrenzen nach dem Durchschnitt der Gangphasenenden. IC in LR enthalten.

8.2.3.3 Verteilung der Extrema auf die Gangzyklen

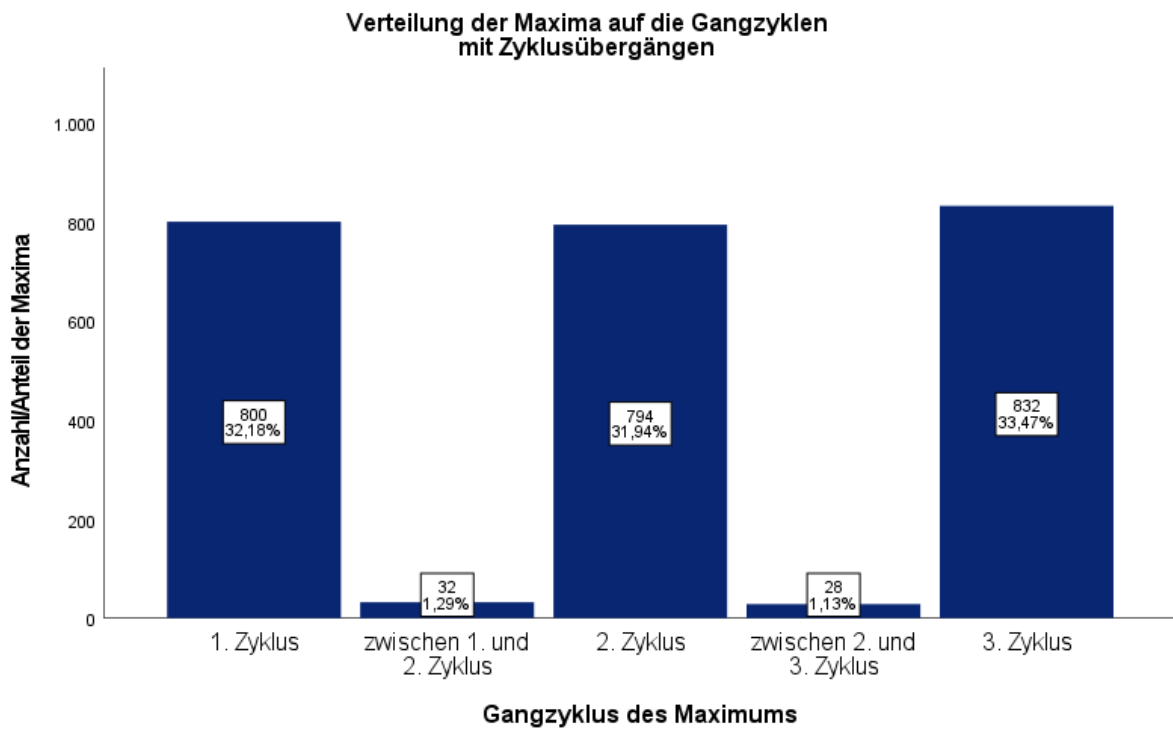


Abbildung 55: Gangzyklus der Maxima gesamt
 Aufteilung der Maxima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus

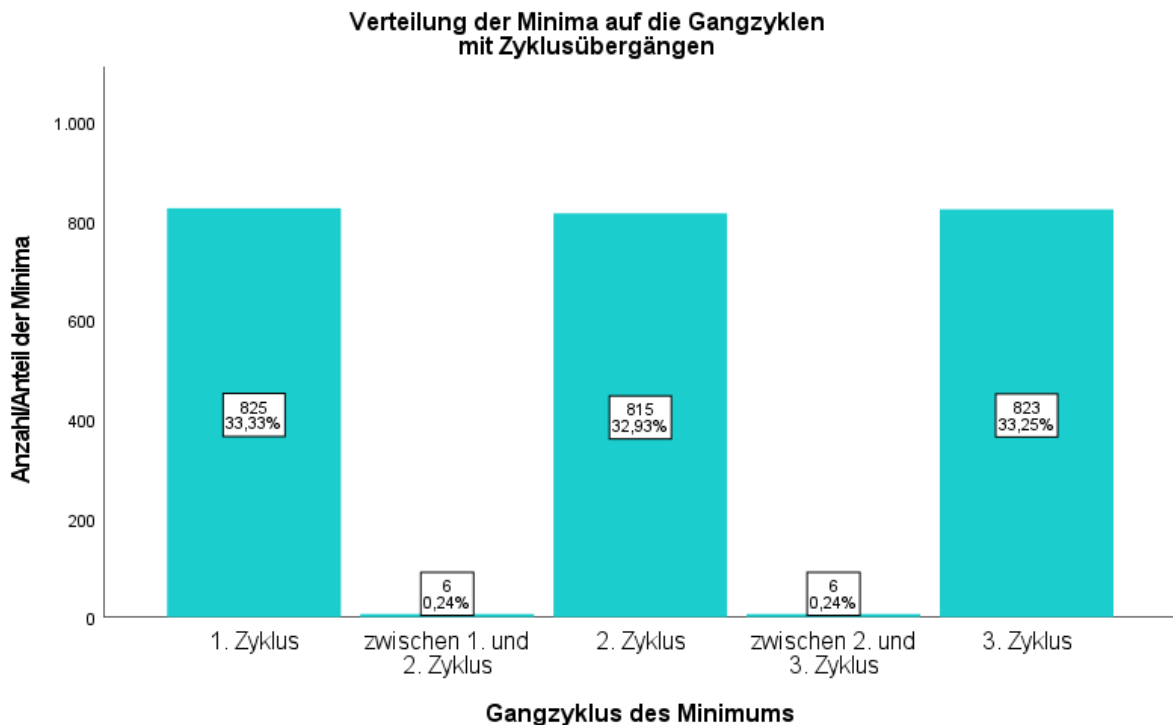


Abbildung 56: Gangzyklus der Minima gesamt
 Aufteilung der Minima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus

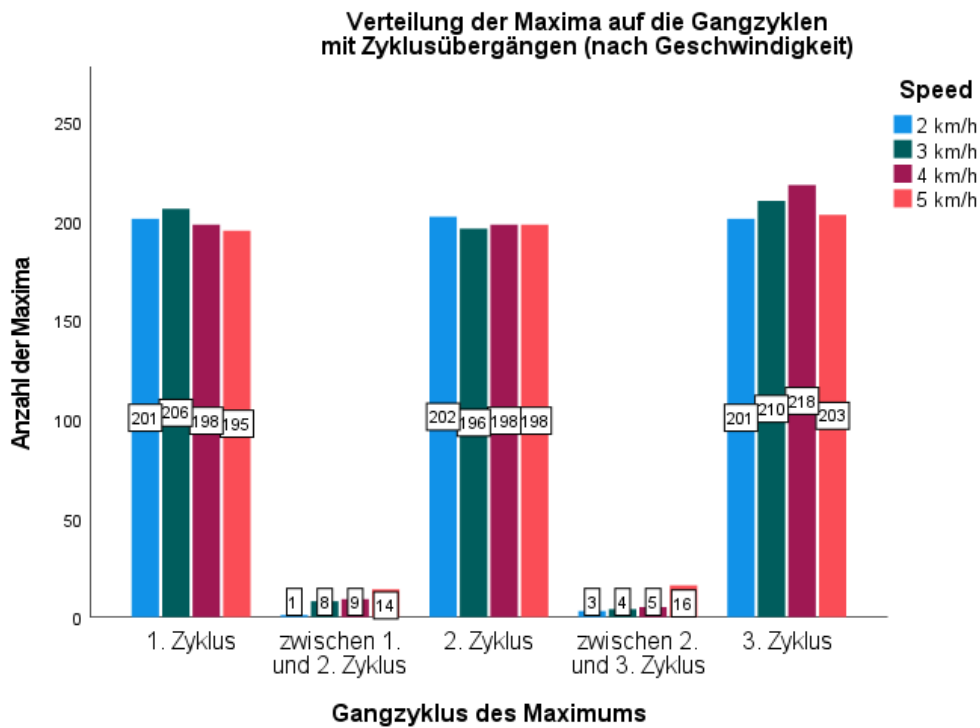


Abbildung 57: Gangzyklus der Maxima nach Geschwindigkeit
 Aufteilung der Maxima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus – einzelne Betrachtung der jeweiligen Geschwindigkeit

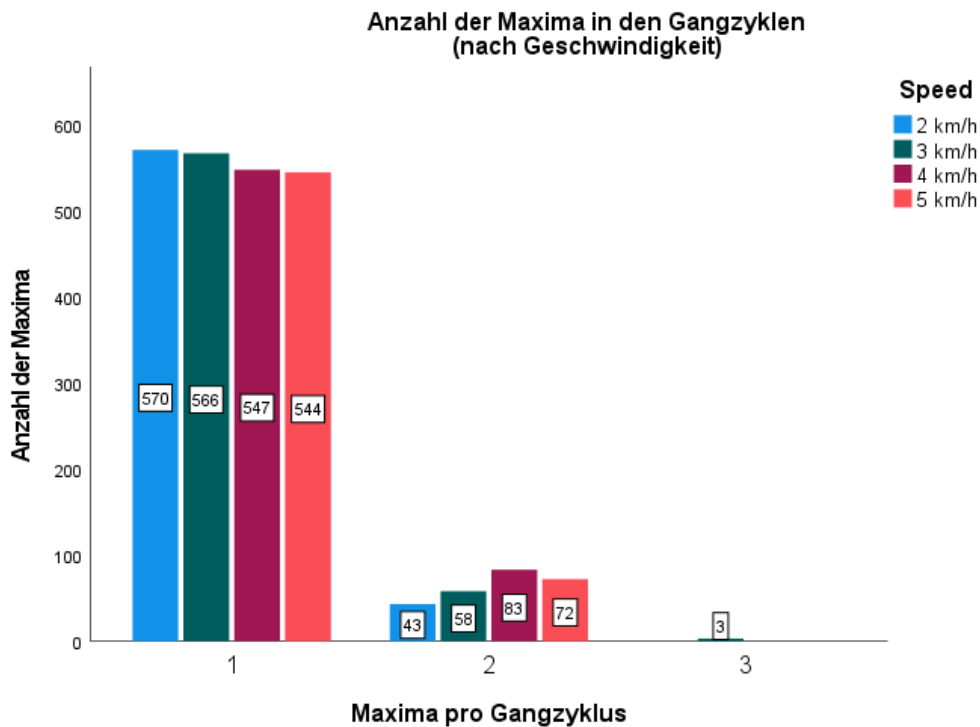


Abbildung 58: Anzahl der Maxima pro Gangzyklus nach Geschwindigkeit
 Darstellung, wie viele Maxima pro Gangzyklus auftreten – Aufteilung nach Geschwindigkeit

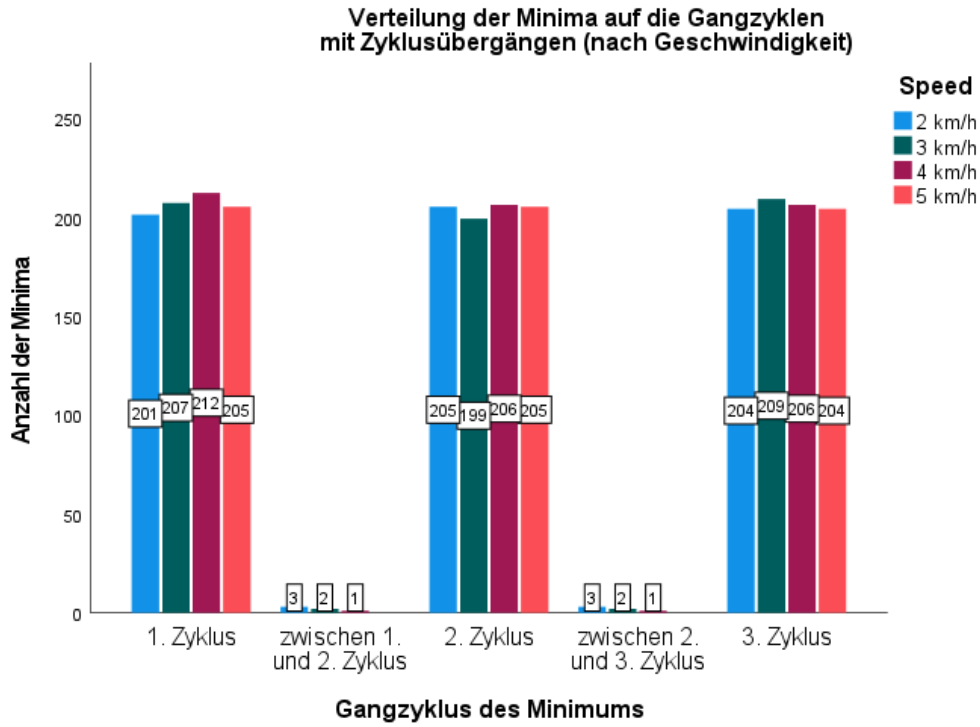


Abbildung 59: Gangzyklus der Minima nach Geschwindigkeit
 Aufteilung der Maxima in ihrem Auftreten bezogen auf die Nummer des Gangzyklus – einzelne Betrachtung der jeweiligen Geschwindigkeit

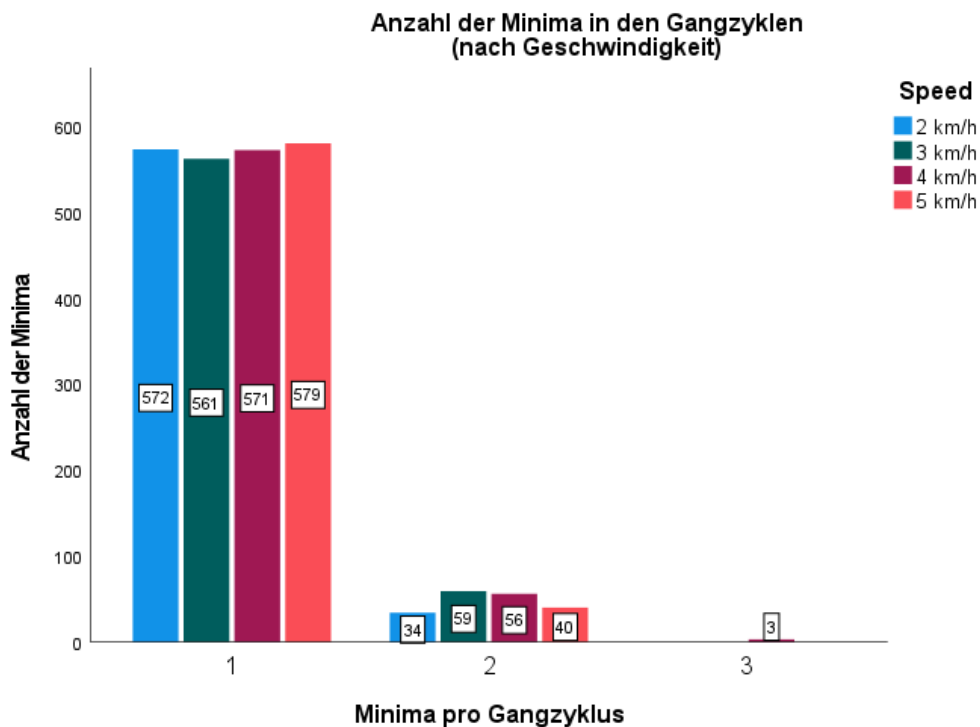


Abbildung 60: Anzahl der Minima pro Gangzyklus nach Geschwindigkeit
 Darstellung, wie viele Minima pro Gangzyklus auftreten – Aufteilung nach Geschwindigkeit

8.2.3.4 IC inkludierende Extrema

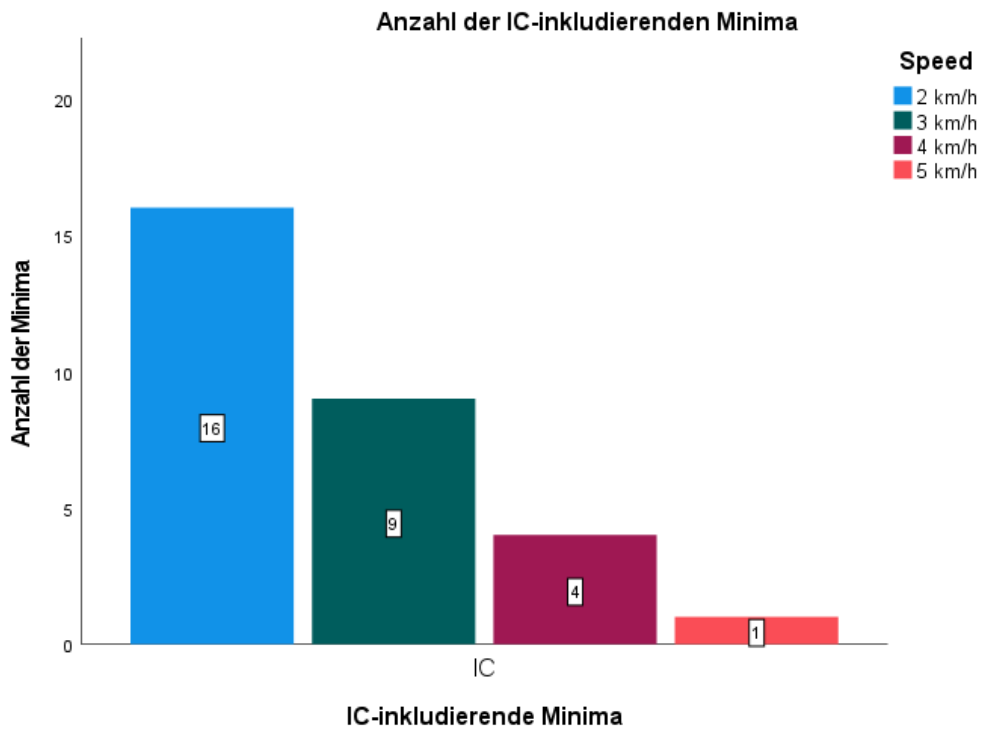
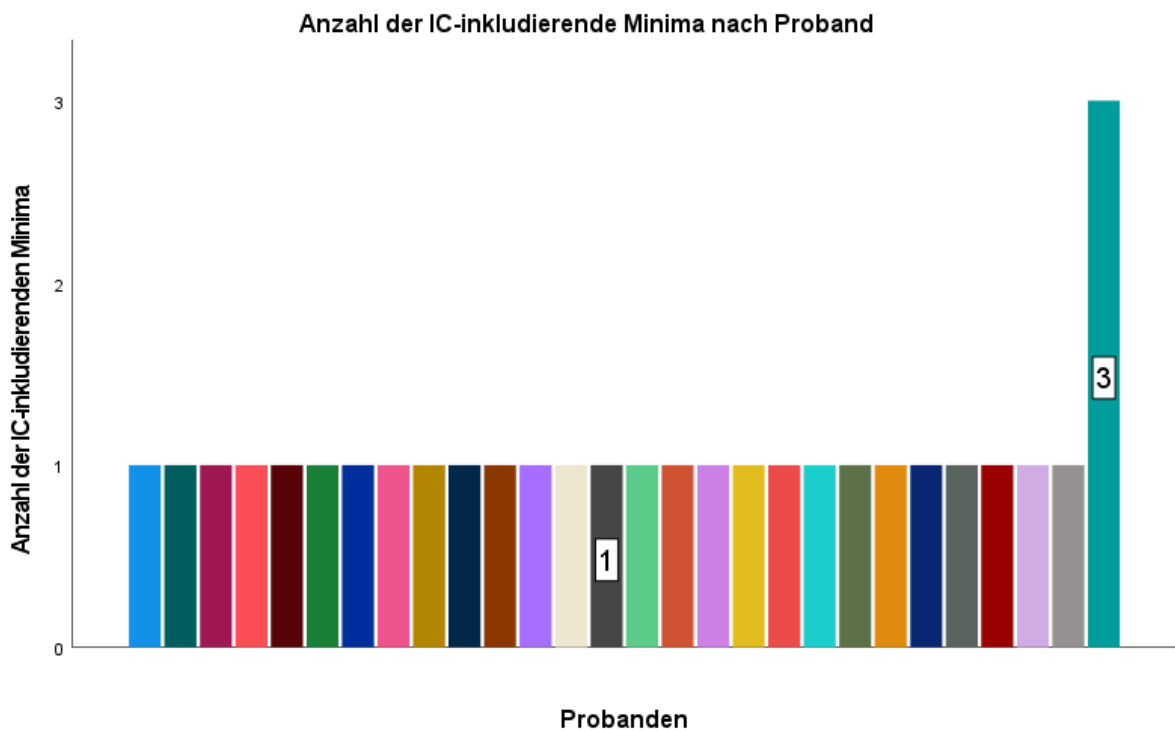


Abbildung 61: IC-inkludierende Minima – Aufteilung nach Geschwindigkeit



8.2.3.5 Längen der Extrema

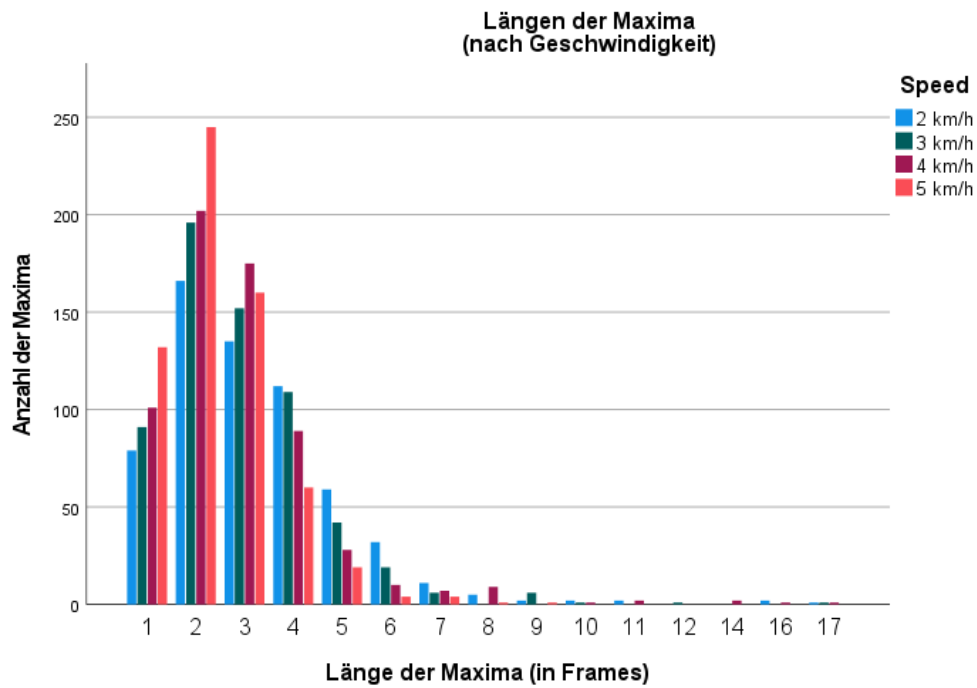


Abbildung 63: Länge der Maxima - Aufteilung nach Geschwindigkeit in Frames

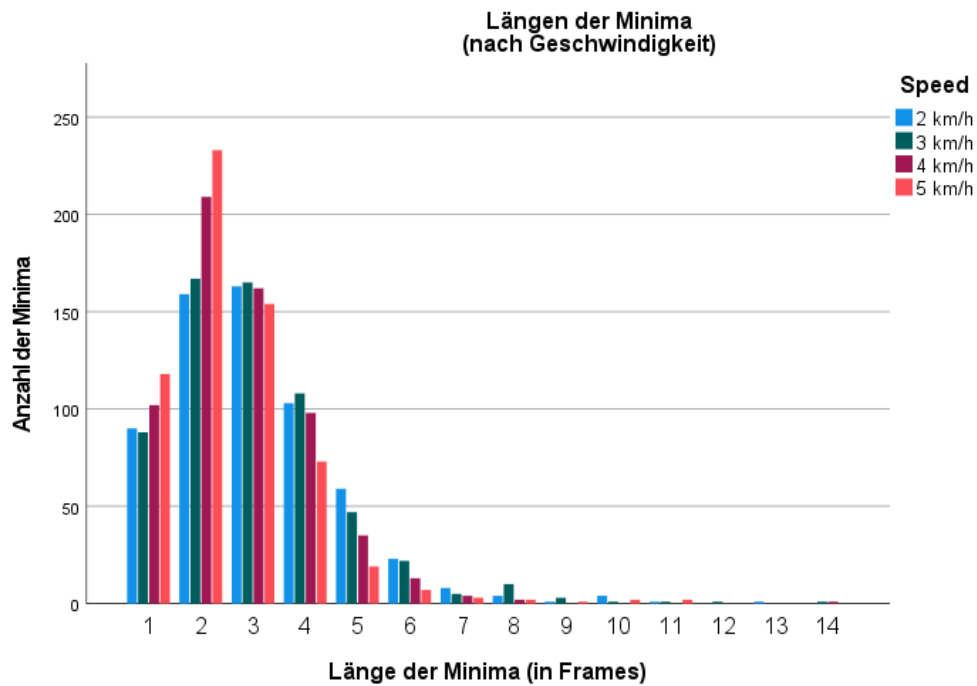


Abbildung 64: Länge der Minima - Aufteilung nach Geschwindigkeit in Frames

8.2.3.6 Verteilung der Mittelpunkte der Extrema im SGZ

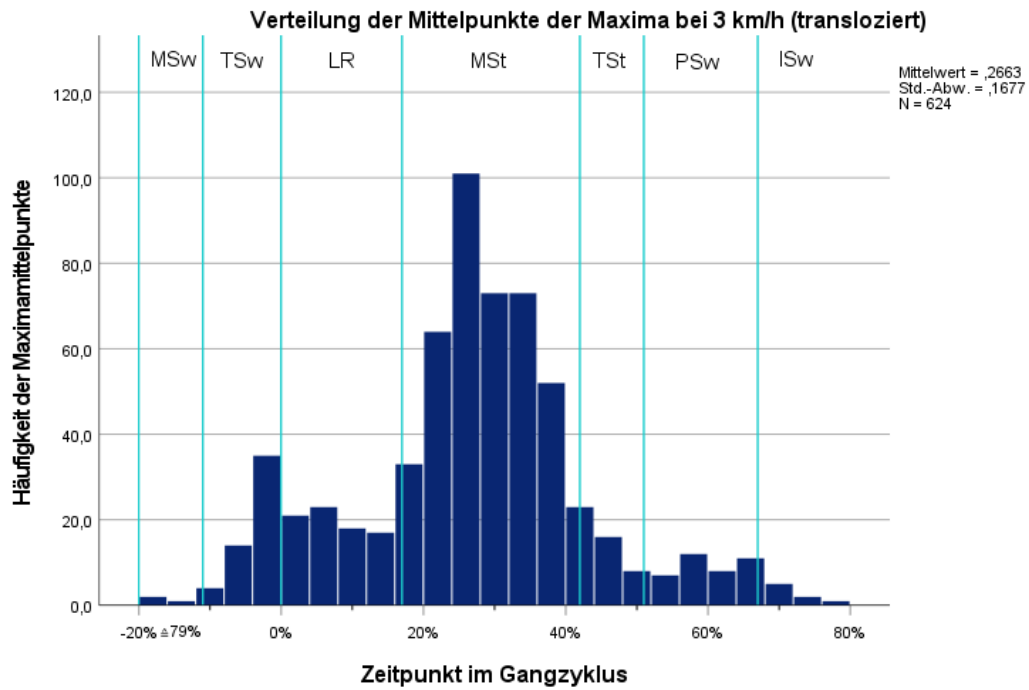


Abbildung 65: Verteilung der Maxima bei 3 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 3 km/h; IC im LR enthalten

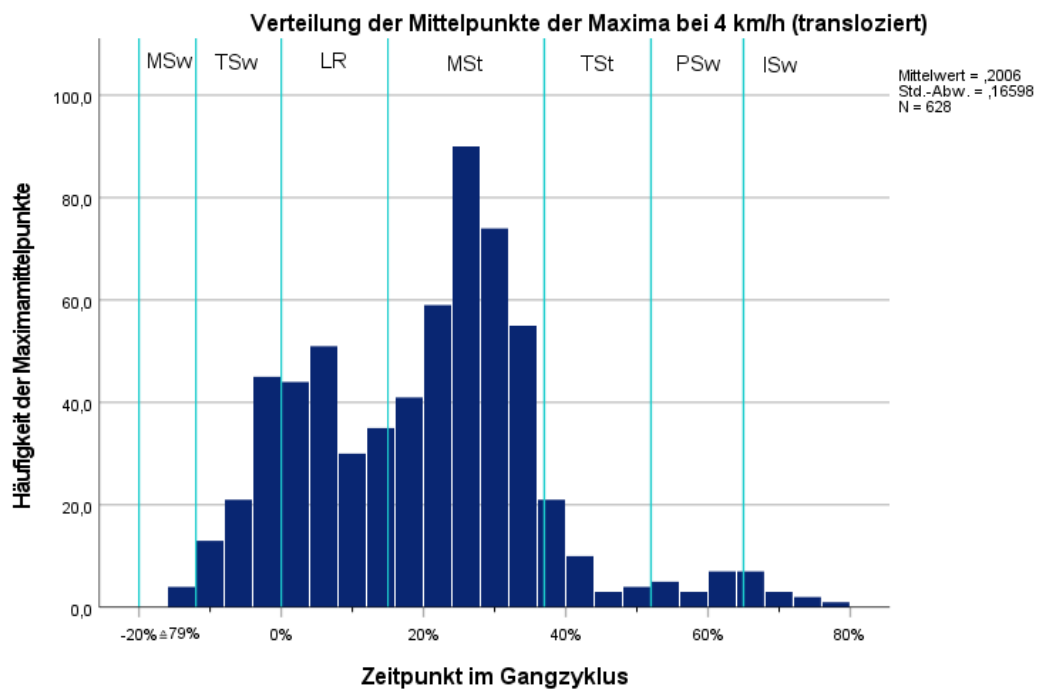


Abbildung 66: Verteilung der Maxima bei 4 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 4 km/h; IC im LR enthalten

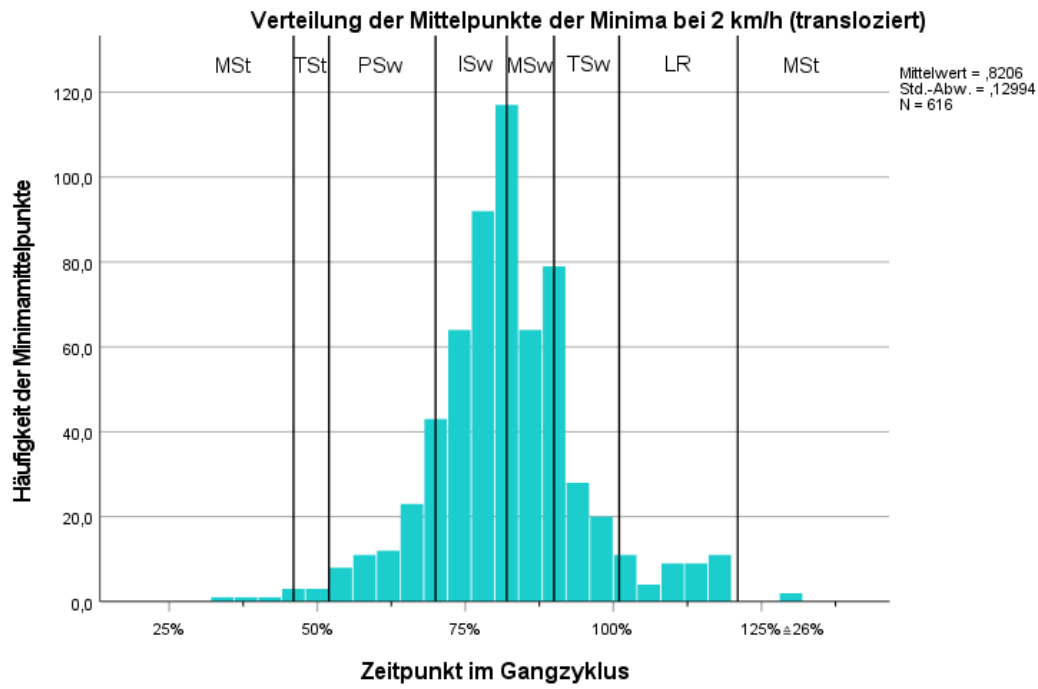


Abbildung 67: Verteilung der Minima bei 2 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 2 km/h; IC im LR enthalten.

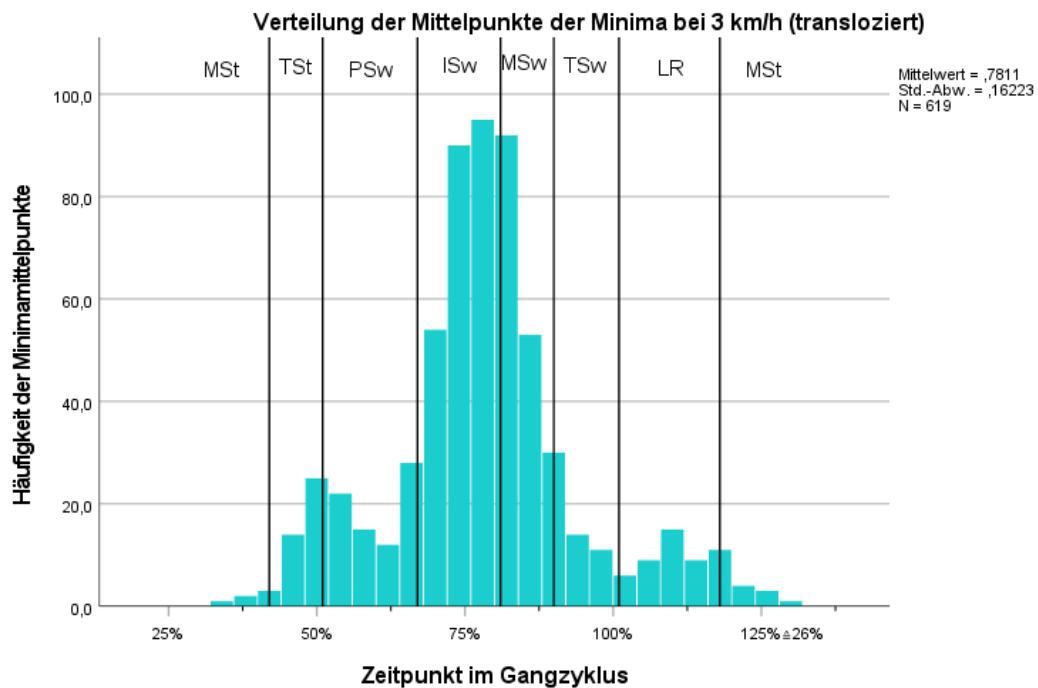


Abbildung 68: Verteilung der Minima bei 3 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 3 km/h; IC im LR enthalten.

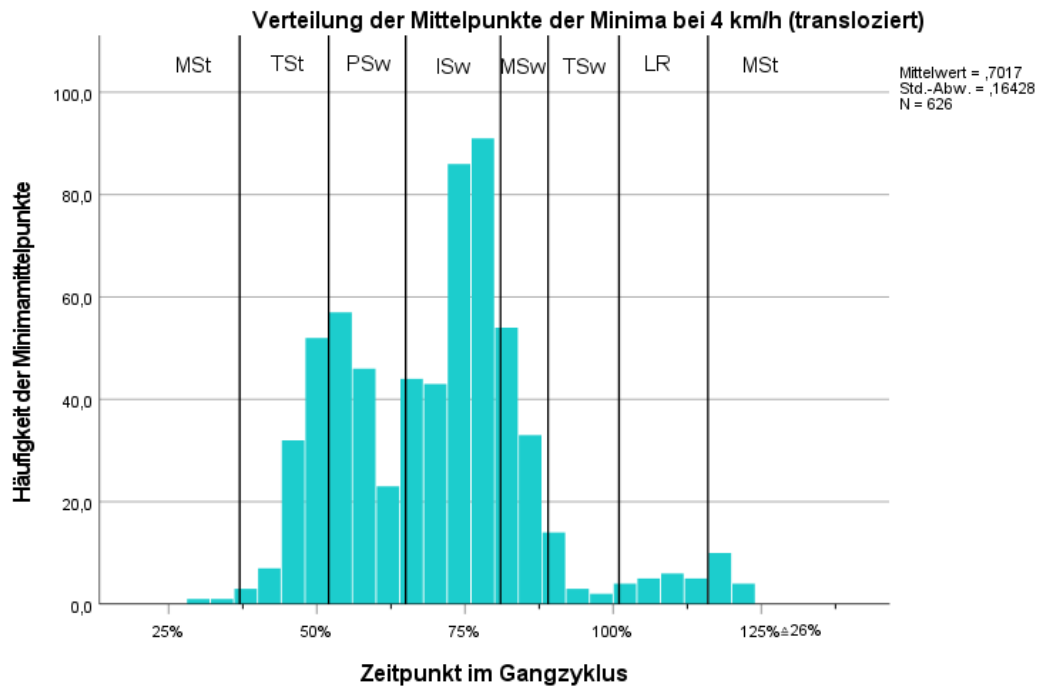


Abbildung 69: Verteilung der Minima bei 4 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 4 km/h; IC im LR enthalten.

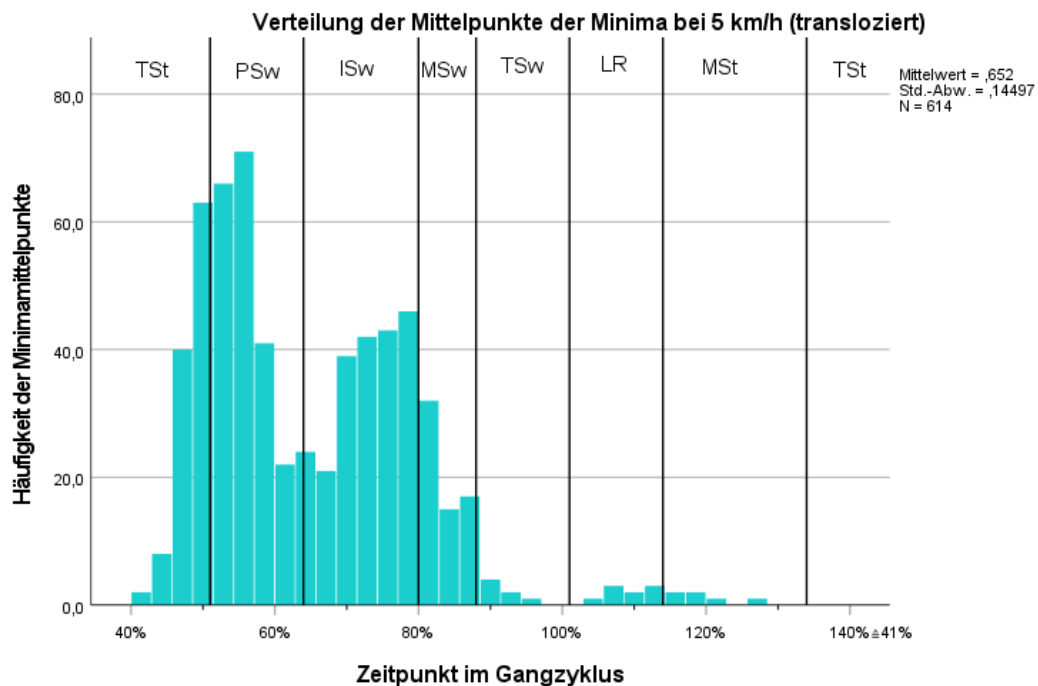


Abbildung 70: Verteilung der Minima bei 5 km/h (transloziert)
Mit Gangphasen nach dem Durchschnitt der individuellen Gangphasenberechnung bei 5 km/h; IC im LR enthalten.

8.2.4 Verteilung der Probanden

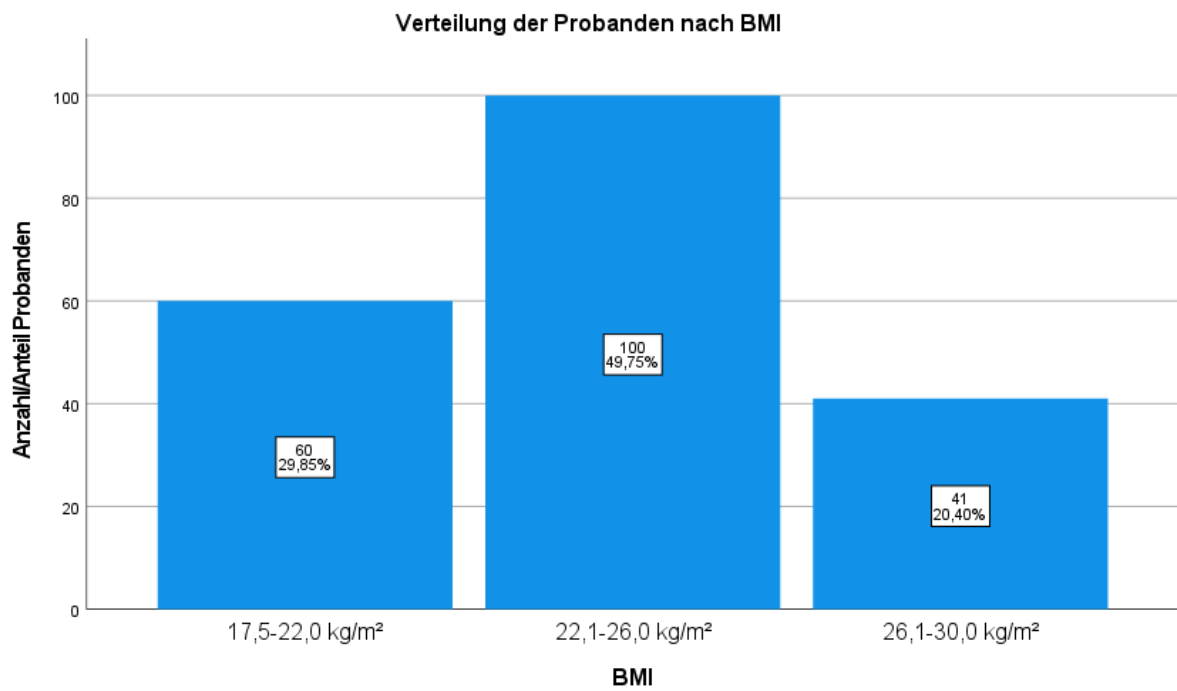


Abbildung 71: Verteilung der Probanden nach BMI

9 Danksagung

Ich möchte mich hiermit noch einmal ausdrücklich bei allen bedanken, die mich auf meinem Weg zur Promotion begleitet und unterstützt haben.

Mein größter Dank gilt Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees für das Ermöglichen und der Bereitstellung des Themas meiner Promotion. Ich möchte mich für die fachliche Unterstützung und für die Möglichkeiten bedanken, meinen Horizont zu erweitern. Mein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Ulrich Betz, Leiter des IPTPR, unter dessen Leitung ich die Arbeit durchführen konnte.

Des Weiteren möchte ich den Kollegen des ISZB danken. Ich möchte mich bei Herrn Dr. Jürgen Konradi bedanken, durch dessen konstruktive Kritik und Anregungen und Hinweise ich meine Arbeit stetig voranbringen konnte. Mein Dank gilt auch Janine Huthwelker. Ohne ihre Vor- und Zusammenarbeit, wie das Erarbeiten und Bereitstellen der Referenzdaten, wären meine Untersuchungen nicht möglich gewesen. Insbesondere möchte ich Frau Dr. Claudia Wolf danken, die mir trotz eigener Promotionsarbeit nahezu zu jeder Tageszeit bei Fragen und Hilfesuchen zur Seite stand und meinen Prozess stetig konstruktiv begleitet hat.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Ruben Westphal des IMBEI, der mir durch die statistische Beratung und die Aufbereitung von Daten zur Seite stand. Ebenfalls möchte ich mich bei den freiwilligen Probanden der Referenzstudie bedanken, ohne deren Engagement es keine Grundlage für unsere Studien gegeben hätte.

Ein riesengroßer Dank geht an meinen Freund Dr. Benedikt Völkel, der am CERN tätig ist und der mir mit seinem Wissen in der Informatik immens weitergeholfen hat.

Meiner Mutter und meinem Vater möchte ich für das Ermöglichen meines Studiums danken. Ebenso für die jahrelange emotionale Unterstützung und viele weitere Dinge. Ebenso geht mein Dank an meinen Bruder, der mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand. Ohne die uneingeschränkte Unterstützung und den Rückhalt meiner Familie wäre das Erreichen meiner Ziele sowie diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ein unbeschreiblicher Dank gilt meiner Frau. Ohne sie wüsste ich nicht, wie ich neben meinem Studium und den Examina die Zeit und Motivation gefunden hätte, an dieser Arbeit weiterwirken zu können. Ich danke ihr für die emotionale Unterstützung an jedem einzelnen Tag und zu jedem Moment. Vielen Dank für das Rückenfreihalten und die immense Geduld auch an schwierigen Tagen. Auch ohne sie wäre mir dieser Weg nicht möglich gewesen.

Der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz möchte ich für die Unterstützung durch die Bereitstellung der technischen Voraussetzungen und Räumlichkeiten danken.

10 Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Mitschka
Vorname: Johannes Benedikt
Geburtsdatum: 09.12.1991
Geburtsort: Hildesheim

Ausbildung

02/2023 – heute Assistenzarzt in der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und Kopf-Hals-Chirurgie an der Universitätsmedizin Mainz

09/2022 – 01/2023 Assistenzarzt im Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie an der Universitätsmedizin Mainz

05/2021 – 04/2022 Praktisches Jahr

- 1. Tertial: Innere Medizin (Universitätsmedizin Mainz)
- 2. Tertial: HNO (Universitätsmedizin Mainz)
- 3. Tertial: Chirurgie (Universitätsmedizin Mainz)

11/2019 – 05/2021 Arbeit als selbständiger Physiotherapeut: Physio am Juxplatz

09/2018 – 11/2019 Arbeit als Physiotherapeut in der Praxis für Krankengymnastik Kolb & Schlich

04/2016 – 05/2022 Studium für Humanmedizin an der JGU Mainz

- Physikum: 23.03.2018
- M2: 13.-15.04.2021
- M3: 05.-06.05.2022

01/2016 – 03/2016 Arbeit als Kieser Instruktor beim Kieser Training Mainz

12/2015 – 01/2016 Ausbildung zum Kieser Instruktor

10/2015 – 04/2016 Arbeit als Physiotherapeut in der Physiopraxis Florian Gündel

10/2012 – 09/2015 Ausbildung zum Physiotherapeuten an der staatlichen Schule für Physiotherapie Mainz

08/2002 – 06/2011 Abitur (Note 1,7) Gymnasium Andreanum Hildesheim