

Dynamisch-optische Oberflächenvermessung des plantaren Fußes

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Wirtschafts- und Sozialwissenschaftlichen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

vorgelegt von
Dipl. Ing. (FH) Timo Schmeltzpfenning
aus Lingen (Ems)

Tübingen 2011

Tag der mündlichen Prüfung:

Dekan:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

16.12.2011

Professor Dr. rer. soc. Josef Schmid

Professor Dr. phil. Veit Wank

Privatdozent Dr. rer. soc. Stefan Grau

Für Jarno und Ole

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis.....	IX
Abkürzungsverzeichnis	XI
Glossar.....	XII
Vorwort	XIII
1. Einleitung	1
1.1 Hintergrund und Problemstellung	1
1.2 Motivation und Zielsetzung.....	4
1.3 Erläuterung zur Vorgehensweise.....	5
1.4 Aufbau der Arbeit.....	7
2. Stand der Forschung.....	8
2.1 Messtechnik.....	8
2.1.1 Übersicht bisher verwendeter 3D-Messverfahren.....	9
2.1.2 Übersicht 3D-Messtechnologien	11
2.1.3 Fazit zum Stand der Messtechnik.....	23
2.2 Anatomisch-funktionelle Gegebenheiten des dynamischen Fußes	25
2.2.1 Funktionelle Belastungsphasen des dynamischen Fußes	25
2.2.2 Anatomische Gegebenheiten des dynamischen Fußes.....	27
2.3 Bisherige Erkenntnisse der dreidimensionalen Fußformveränderung.....	29
2.3.1 Veränderung der Fußform bei wechselnden Belastungssituationen	29
2.3.2 Veränderungen der Fußform während des Abrollvorgangs.....	31
2.3.3 Einflussfaktoren auf die dynamische Fußformveränderung	34
2.4 Zusammenfassung und Fazit des aktuellen Forschungsstands.....	37
3. Fragestellungen und Hypothesen	38
4. Methode.....	40
4.1 Untersuchungen zur Beurteilung der Testgüte	40
4.2 Anthropometrische Untersuchung der Fußformveränderung.....	42
4.2.1 Stichprobe.....	42
4.2.2 Einverständniserklärung, Ein- und Ausschlusskriterien	44
4.3 Messablauf.....	44

4.3.1	Statische Messungen der Fußform	45
4.3.2	Dynamische Messungen der Fußform.....	45
4.4	Entwicklung des Messsystems „DynaScan4D“	46
4.4.1	Messprinzip des z-Snappers	46
4.4.2	Hardware der Messtechnik.....	48
4.4.3	Konstruktion des dynamischen Fußscanners	51
4.4.4	Detektierung des Abrollvorgangs.....	52
4.4.5	Anzahl und Anordnung der Scannereinheiten	52
4.4.6	Kalibrierung des Messsystems	54
4.4.7	Zusammenhang der örtlichen und zeitlichen Systemauflösung.....	55
4.4.8	Software des dynamischen Fußscanners	56
4.5	Auswerteverfahren.....	58
4.5.1	Ausrichten der Punktwolke	58
4.5.2	Einteilung der Standphasen.....	59
4.5.3	Erhebung der Fußmaße	61
4.5.4	Messgrößen	62
4.6	Statistische Verfahren.....	65
4.6.1	Statistische Verfahren zur Beurteilung der Testgüte.....	65
4.6.2	Statistische Verfahren zur Beschreibung der Fußformveränderung	69
4.6.3	Statistische Verfahren zur Beurteilung der Einflussfaktoren.....	70
5.	Ergebnisse	72
5.1	Ergebnisse zur Fragestellung I	72
5.1.1	Validität des Messverfahrens	72
5.1.2	Objektivität des Messverfahrens: Intertester-Variabilität	76
5.1.3	Reliabilität des Messverfahrens	79
5.1.4	Zusammenfassung der Testgütekriterien	86
5.2	Ergebnisse zur Fragestellung II	87
5.2.1	Probandenkollektiv.....	87
5.2.2	Veränderung der Fußform innerhalb des Abrollvorgangs	89
5.2.3	Veränderung der Fußmaße im Verhältnis zueinander.....	101
5.3	Ergebnisse zur Fragestellung III.....	103
5.3.1	Unterschiede zwischen der statischen und der dynamischen Fußform.....	103
5.4	Ergebnisse zur Fragestellung IV.....	109

5.4.1	Einflussfaktor Geschlecht	109
5.4.2	Einflussfaktor Body Mass Index (BMI).....	111
5.4.3	Einflussfaktor Alter	113
5.4.4	Dynamische Modellgenerierung	114
5.4.5	Zusammenfassung der Ergebnisse der Einflussfaktoren.....	118
6.	Diskussion	119
6.1	Testgüte des Messverfahrens (F1).....	119
6.1.1	Statische Validität	119
6.1.2	Dynamische Validität	120
6.1.3	Objektivität des Messverfahrens	124
6.1.4	Reproduzierbarkeit des Messverfahrens	128
6.1.5	Abschließende Diskussion & Fazit zur Testgüte	130
6.2	Diskussion der klinischen Ergebnisse	132
6.2.1	Diskussion der Ergebnisse zur Fragestellung II und III.....	132
6.2.2	Diskussion der Ergebnisse zur Fragestellung IV	147
6.2.3	Abschließende Diskussion & Fazit der klinischen Ergebnisse	155
7.	Ausblick & Schlussbetrachtung	156
7.1	Ausblick.....	157
7.1.1	Weiterentwicklung der Messtechnik.....	157
7.1.2	Erweiterung der Auswerteroutine	158
7.1.3	Potentielle Anwendungen des entwickelten Messverfahrens	159
7.2	Schlussbetrachtung	161
	Eidesstattliche Erklärung.....	163
	Anhang	164
	Literaturverzeichnis.....	171
	Danksagung.....	182

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Schaubild zur Darstellung der Projektschritte	6
Abbildung 2:	Aktive Methoden zur 3D-Oberflächenerfassung; relevante Verfahren sind grau hinterlegt (modifiziert nach Gühring, 2002; Salvi, Pagés & Batlle, 2004).....	14
Abbildung 3:	Prinzipien der Punkt-, Linien und Flächenprojektion (Quelle: Vialux)	16
Abbildung 4:	Beispiel für Kodesequenzen bei der zeitlichen Multiplex-Kodierung links (Quelle: Maas 1997) und der direkten Kodierung durch Farbmuster rechts (Quelle: Kimura et al. 2008).....	18
Abbildung 5:	Vertikale Bodenreaktionskraft und Kontaktflächen während des Gehens (modifiziert nach J. Perry 2003)	27
Abbildung 6:	Verteilungscharakteristik der Stichprobe.....	43
Abbildung 7:	Schematische Darstellung der Puls-Weiten-Modulation (links) und des Phasenverschiebeprozesses (rechts).....	46
Abbildung 8:	Höhenprofilbestimmung per Streifenlichtverfahren (Quelle Höfling 2004)	47
Abbildung 9:	Schematische Darstellung des resultierenden Messvolumens aus dem Strahlengang der Kamera und des Projektors (Quelle z-Snapper Manual Version 3.0 von Vialux)	48
Abbildung 10:	Darstellung der Hardwarekomponenten der Projektor-Kamera Einheit (Quelle: ViALUX).....	49
Abbildung 11:	ALP-Steuerungshardware der DMD-Einheit (Quelle: Höfling 2004).....	50
Abbildung 12:	Testaufbau (links) und finales Messsetup (rechts) mit integrierter Messtechnik	51
Abbildung 13:	Aufnahmebereich unter Verwendung von einer zentralen Scanner-Einheit (links) und von zwei seitlichen Scanner-Einheiten (rechts) am Beispiel eines Querschnitts durch die Ferse	52
Abbildung 14:	Schematische Darstellung der Zusammenfassung von vier Bildpunkten im 2x2 Binning Modus (modifiziert nach Vialux).....	55
Abbildung 15:	Fuß ausgerichtet an der medialen Längsachse am globalen Koordinatensystem (plantare Ansicht)	58
Abbildung 16:	Standphasen des Ersten Fersenkontaktes und des Ersten Metatarsalkontaktes in medialer Ansicht.....	59
Abbildung 17:	Mittlere Standphase (links) und Standphase der Fersenablösung (rechts) in medialer Ansicht.....	60
Abbildung 18:	Terminal Standphase in medialer Ansicht.....	60
Abbildung 19:	Exemplarische Darstellung der Auswertung von Fußbreitenmaßen am Beispiel der Ferse mit einer definierten Querschnittsebene (links) in medialer Ansicht und dem resultierenden Querschnitt in der frontal Ansicht (rechts).....	61
Abbildung 20:	Exemplarische Darstellung der Auswertung von Fußlängenmaßen am Beispiel der Fußlänge durch die Erhebung der horizontalen Distanz der Ebenen in medialer Ansicht.....	61
Abbildung 21:	Darstellung der Fußlängenmaße des ausgerichteten Fußes im Koordinatensystem in der plantaren Ansicht.....	62
Abbildung 22:	Darstellung der Fußbreitenmaße des ausgerichteten Fußes im Koordinatensystem in der plantaren Ansicht.....	63

Abbildung 23:	Darstellung der Winkel- und Höhenmaße des ausgerichteten Fußes im Koordinatensystem in der plantaren und medialen Ansicht	64
Abbildung 24:	Exemplarische Darstellung eines Bland & Altman Plots zur Beurteilung der Variabilität zwischen zwei wiederholten Messungen. (LoA = Limits of Agreement; M = Messung; Bias = mittlere Abweichung aus M1 & M2)	68
Abbildung 25:	Exemplarische Darstellung des Box & Whisker Plots (KI = Konfidenzintervall)	69
Abbildung 26:	Exemplarische Darstellung des Forrest Plots.	70
Abbildung 27:	Messabweichungen (Ist-Soll Wert) statisch im Längenmaß (links) und im Breitenmaß (rechts). Mittelwert der Abweichung \pm 95% Konfidenzintervall.....	73
Abbildung 28:	Abhängigkeit der gemessenen Fußlänge (links) und Bildpunkte zur Objektgeschwindigkeit. Mittelwerte aus fünf Messwiederholungen pro Geschwindigkeitsstufe.....	74
Abbildung 29:	Diskrepanz zwischen tatsächlicher und technisch erfassbarer Fußform auf Grund zu hoher Objektgeschwindigkeit am Beispiel des Ersten Fersenkontakts.....	75
Abbildung 30:	Bland & Altman Plot der Ballenlänge medial (links) und lateral (rechts).....	83
Abbildung 31:	B&A Plot der Breitenmaße. Fersenbreite (links) und Mittelfußbreite (rechts)	83
Abbildung 32:	B&A Plot der Winkelmaße. Ballenwinkel (links) und Gewölbewinkel (rechts).....	84
Abbildung 33:	B&A Plot der Gewölbehöhe (links) und des Chipaux-Smirak-Indexes (rechts).....	84
Abbildung 34:	Verteilung der Fußmaße in der statischen Aufnahme (n=129).....	87
Abbildung 35:	Veränderung der medialen Ballenlänge über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	90
Abbildung 36:	Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der medialen Ballenlänge gegen Null (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)	90
Abbildung 37:	Veränderung der lateralen Ballenlänge über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	91
Abbildung 38:	Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der medialen Ballenlänge gegen Null (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)	91
Abbildung 39:	Veränderung des Ballenwinkels über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	92
Abbildung 40:	Verteilung der Differenzen des Ballenwinkels zwischen den einzelnen Standphasen (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)	92
Abbildung 41:	Veränderung der Fersenbreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	93
Abbildung 42:	Verteilung der Differenzen der Fersenbreite zwischen den einzelnen Standphasen (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)	93

Abbildung 43:	Veränderung der Mittelfußbreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	94
Abbildung 44:	Verteilung der Differenzen der Mittelfußbreite zwischen EMK – MSP (links) Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der Mittelfußbreite gegen Null (rechts) (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase).....	94
Abbildung 45:	Veränderung der Ballenbreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	95
Abbildung 46:	Verteilung der Differenzen der Ballenbreite zwischen den einzelnen Standphasen (Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung).....	95
Abbildung 47:	Veränderung der Gewölbebreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	96
Abbildung 48:	Verteilung der Differenzen der Gewölbebreite zwischen EMK-MSP (links) Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der Gewölbebreite gegen Null (rechts) (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase).....	96
Abbildung 49:	Veränderung der Gewölbehöhe über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	97
Abbildung 50:	Verteilung der Differenzen der Gewölbehöhe zwischen den einzelnen Standphasen (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	97
Abbildung 51:	Veränderung des Gewölbewinkels über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	98
Abbildung 52:	Verteilung der Differenzen der Gewölbewinkel zwischen den einzelnen Standphasen (Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung).....	98
Abbildung 53:	Veränderung der Indexmaße. Chipaux-Smirak-Index (links); Staheli-Index (rechts) (EFK= Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	99
Abbildung 54:	Verteilung der Differenzen: Chipaux-Smirak-Index (links); Staheli-Index (rechts) (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase).....	99
Abbildung 55:	Übersicht der absoluten Veränderungen der Breitenmaße in der Dynamik ausgerichtet am jeweiligen Mittelwert über den Abrollvorgang; Fehlerindikatoren = \pm 95%- iges Konfidenzintervall (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	102
Abbildung 56:	Übersicht der absoluten Veränderungen der Gewölbemaße in der Dynamik ausgerichtet am jeweiligen Mittelwert über den Abrollvorgang; Fehlerindikatoren = \pm 95%- iges Konfidenzintervall (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	102

Abbildung 57:	Ballenmaße im Vergleich zwischen statischer und dynamischer Belastung des Fußes. Nulllinie auf der Y-Achse entspricht der statischen Situation. Fehlerindikatoren = $\pm 95\%$ -iges Konfidenzintervall. Keine Angabe des Konfidenzintervalls der statischen Fußmaße, da dies zwischen den Messgrößen zu stark variiert. (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)	104
Abbildung 58:	Fußbreitenmaße im Vergleich zwischen statischer und dynamischer Belastung des Fußes. Nulllinie auf der Y-Achse entspricht der statischen Situation. Fehlerindikatoren = $\pm 95\%$ -iges Konfidenzintervall (KI). (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	105
Abbildung 59:	Gewölbemaße im Vergleich zwischen statischer und dynamischer Belastung des Fußes. Nulllinie auf der Y-Achse entspricht der statischen Situation. Fehlerindikatoren = $\pm 95\%$ -iges Konfidenzintervall (KI). (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase).....	106
Abbildung 60:	Übersicht der Differenzen Statik zur Dynamik für alle Messgrößen (Index Maße ausgenommen). Die definierte Relevanz-Grenze ($\pm 2\text{mm}$) wird durch die gestrichelte Linie angegeben	108
Abbildung 61:	Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Veränderung der Fußform innerhalb der Dynamik (Δ Dynamik). Darstellung relativ zur Fußlänge (FL) in %FL. Gewölbewinkel wird absolut dargestellt [$^{\circ}$] Fehlerindex = Standardabweichung. * statistisch signifikant $\alpha \leq 0.05$	110
Abbildung 62:	Unterschiede in der Veränderung der Fußform innerhalb der Dynamik zwischen normal- und übergewichtigen Probanden. Darstellung relativ zur Fußlänge (FL) in %FL. Gewölbe- und Ballenwinkel werden absolut dargestellt [$^{\circ}$]. Fehlerindex = Standardabweichung. * statistisch signifikant $\alpha \leq 0.05$	112
Abbildung 63:	Unterschiede in der Veränderung der Fußform innerhalb der Dynamik zwischen älteren und jüngeren Probanden. Darstellung relativ zur Fußlänge (FL) in %FL. Gewölbe- und Ballenwinkel werden absolut dargestellt [$^{\circ}$]. Fehlerindex = Standardabweichung. * statistisch signifikant $\alpha \leq 0.05$	113
Abbildung 64:	Verteilung der Differenzen der medialen Ballenlänge zwischen Mittlerer Standphase dynamisch - Statik	135
Abbildung 65:	links: Spannungs-Dehnungs-Diagramm des plantaren Fersenpolsters; rechts zeitlicher Verlauf der Kompression des Fersenpolster über den Abrollvorgang (Quelle Gefen et al. 2001).	139
Abbildung 66:	Dicke des plantaren Fersenpolsters in unterschiedlichen statischen Belastungssituationen. Vergleich übergewichtiger (OV) mit normalgewichtigen Probanden (N). (Quelle: Nass et al. 1999).....	151
Abbildung 67:	Erweiterung des Scannersystems zur Erfassung der gesamten Fußform.....	156
Abbildung 68:	Aufnahmen des dreidimensionalen Fußes mit dem erweiterten Multi-Sensor System in unterschiedlichen Standphasen	157
Abbildung 69:	Fuß sagittal bei statischer Referenz-Aufnahme (links) und dynamisch bei einer Geschwindigkeit von 0.25 m/s (rechts). Die dynamische Aufnahme zeigt lediglich geringe Artefakte an der Ferse.....	169

Abbildung 70:	Fuß sagittal bei 0.33 m/s (links) und bei 0.39 m/s (rechts). Von ursprünglich 7043 Datenpunkten können 5745 bei einer Objektgeschwindigkeit von 0.39 m/s dargestellt werden. Erste Randzacken sind erkennbar.....	169
Abbildung 71:	Fuß sagittal bei 0.50 m/s (links) und bei 0.61 m/s (rechts). Deutliche Artefakte im Randbereich erkennbar. Darstellbare Datenpunkte sind auf 5000 reduziert.	169
Abbildung 72:	links: Unbereinigte Punktwolke; rechts: bereinigte Punktwolke durch Differenzbild.....	170
Abbildung 73:	links: Positionierung der Ebene; rechts: Projektion der Punkte (rot) auf die Ebene	170
Abbildung 74:	links: Bilden der konvexen Hüllen; rechts: Definition der automatischen Messpunkte.....	170

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Primäre Zielvorgaben für den dynamischen Fußscanner	4
Tabelle 2:	Differenzierung der eingebrachten Arbeit zur Entwicklung des dynamischen Fußscanners	5
Tabelle 3:	Zusammenfassung der Eigenschaften verschiedener 3D-Messtechniken. Literatur bezieht sich auf Anwendungen der jeweiligen 3D-Messtechnik im Bereich der menschlichen Fußfassung	21
Tabelle 4:	Zusammenfassung der Eigenschaften verschiedener Projektionsverfahren	22
Tabelle 5:	Übersicht Fußformveränderungen unter verschiedenen Belastungssituationen (Quelle: Telfer und Woodburn, 2010)	30
Tabelle 6:	Übersichtstabelle bisheriger Studien zur dynamischen Fußform	33
Tabelle 7:	Stichprobe zur Untersuchung der Reliabilität des Messsystems	41
Tabelle 8:	Übersicht ausgeschlossener Probanden (Drop Out = DO)	42
Tabelle 9:	Stichprobe zur anthropometrischen Untersuchung der Fußformveränderung	43
Tabelle 10:	Ein- und Ausschlusskriterien der Studie.....	44
Tabelle 11:	Qualitative Betrachtung der Anzahl und Anordnung der benötigten Scannereinheiten.....	53
Tabelle 12 :	Technische Daten des Fußscanners "DynaScan4D".....	54
Tabelle 13:	Gegenüberstellung der Eigenschaften des Binning Modus und der vollen örtlichen Auflösung (modifiziert nach z-Snapper Manual 3.0 von Vialux)	55
Tabelle 14:	Beschreibung der Fuß-Längenmaße	62
Tabelle 15:	Beschreibung der Fuß-Breitenmaße	63
Tabelle 16:	Beschreibung der Winkel- und Höhen-Maße	64
Tabelle 17:	Beschreibung der Fuß-Indizes	64
Tabelle 18:	Exemplarische Darstellung der Berechnungsweise des Root Mean Square Errors	66
Tabelle 19:	Differenzen zwischen Ist-Soll Wert im Längen- und Breitenmaß.....	72
Tabelle 20:	Dynamische Grenzbereiche verschiedener Objekte	74
Tabelle 21:	Einschränkung der Messbarkeit verschiedener Messgrößen in den unbelasteten initialen und terminalen Standphasen	75
Tabelle 22:	Objektivitätsprüfung der Ballenlängen lateral und medial [mm] eingeteilt in Standphasen	76
Tabelle 23:	Objektivitätsprüfung der Fußbreitenmaße, der Fersenbreite und der Ballenbreite [mm] eingeteilt in Standphasen.....	77
Tabelle 24:	Objektivitätsprüfung des Gewölbewinkels [°] und der Gewölbehöhe [mm] eingeteilt in Standphasen	78
Tabelle 25:	Übersicht zur Objektivitätsprüfung der sechs Messgrößen	78
Tabelle 26:	Übersicht des RMSE aller Messgrößen in unterschiedlichen Standphasen.....	79
Tabelle 27:	Unterteilung des Root Mean Square Error nach statischem, dynamischem, normiertem und relativem RMSE.....	80

Tabelle 28:	Interpretation des Root Mean Square Errors zur Bestimmung der Messgenauigkeit und der Wiederholbarkeit	81
Tabelle 29:	Numerische Zusammenfassung der Bland & Altman Plots	82
Tabelle 30:	Group Root Mean Square Error zur Bestimmung des Messfehlers des Gruppenmittelwertes	85
Tabelle 31:	Test auf Normalverteilung und Abhängigkeit zur Fußlänge	88
Tabelle 32:	Übersicht der absoluten Gruppenmittelwerte \pm Standardabweichung aller Messgrößen innerhalb der fünf dynamischen Standphasen.....	89
Tabelle 33:	Übersichtstabelle der Veränderungen der Fußform über den Abrollvorgang.	100
Tabelle 34:	Übersicht der Differenzen zwischen statischer und dynamischer Fußgeometrie gegliedert in fünf Standphasen	107
Tabelle 35:	Charakteristik der geschlechterspezifisch zugeordneten Untergruppen	109
Tabelle 36:	Geschlechterspezifische Unterschiede der Fußformveränderung in der Dynamik	110
Tabelle 37:	Charakteristik der nach dem BMI zugeordneten Untergruppen	111
Tabelle 38:	Unterschied der dynamischen Fußformveränderung unter Berücksichtigung des BMIs	112
Tabelle 39:	Charakteristik der altersspezifisch zugeordneten Untergruppen	113
Tabelle 40:	Unterschied der dynamischen Fußformveränderung unter Berücksichtigung des Alters	114
Tabelle 41:	Ergebnisse der multiple-linearen Regression für die Längen- und Winkelmaße des Ballens	115
Tabelle 42:	Ergebnisse der multiplen linearen Regression für die Fußbreitenmaße (β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25).....	116
Tabelle 43:	Ergebnisse der multiple linearen Regression für die Fußgewölbemaße (β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25).....	117
Tabelle 44:	Interpretation des Root Mean Square Errors (RMSE) als Maß der Intertester-Variabilität	127
Tabelle 45:	Interpretation des Root Mean Square Error (RMSE) als Maß der Reproduzierbarkeit für Einzelpersonen	128
Tabelle 46:	Interpretation des Group Root Mean Square Errors (GRMSE) als Maß der Reproduzierbarkeit für Gruppendifferenzen.....	129
Tabelle 47:	Zugewinn der Varianzaufklärung (R^2) durch die Berücksichtigung der Einflussfaktoren Geschlecht, Körpergewicht und Alter zur Bestimmung der maximalen dynamischen Fußmaße.....	153
Tabelle 48:	Übersicht kommerziell erhältlicher 3D Scanner mit schneller Aufnahmezeit	164

Abkürzungsverzeichnis

ALP	Accessory Light Modulator Package
ANOVA	ANalysis Of VAriance
BMI	Body Mass Index [m ² /kg]
B&A Plot	Bland and Altman Plot
CCD	Charge-coupled Device
DLP	digital light processor
DMD	digital micromirror device
DO	Drop Out (Probandenausschluss)
EFK	Erster Fersenkontakt
EMK	Erster Metatarsalkontakt
FA	Fersenablösung
FE	Finite Elemente
FL	Fußlänge
FPGA	Field Programmable Gate Array
Frz.	Französisch
GRMSE	Groupe Root Mean Square Error
ICC	Intra Class Correlation
LCD	Liquid Crystal Display
LoA	Limits of Agreement
MFK	Mittelfußköpfchen / Metatarsalköpfchen
MSP	Mittlere Standphase
NG	Normalgewichtig
RGB	Rot Grün Blau
RMSE	Root Mean Square Error
SA	Standard Abweichung
SDRAM	Synchronous Dynamic Random Access Memory
TOF	Time Of Flight
TSP	Terminale Standphase
ÜG	Übergewichtig
USB	Universal Serial Bus
VGA	Video Graphic Array; Auflösung 640 x 480
XGA	Extended Graphic Array; Auflösung 1024 x 768

Glossar

Goniometer	Winkelmesser
Metatarsophalangealgelenk	Mittelfuß-Zehen Gelenk; Gelenklinie zwischen den Mittelfußknochen (Metatarsalen) und den körpernahen Zehenknochen (Phalanges proximales)
Phasenverschiebung	Zwei Signale (i.R. Sinussignale) sind phasenverschoben, wenn die Periodenlänge identisch, der Nulldurchgang aber unterschiedlich ist.
Sagittalebene (sagittal)	Eine sich vom Kopf zum Becken und vom Rücken zum Bauch erstreckende Ebene. Beim senkrechten Blickauf die Sagittalebene erhält man eine seitliche Ansicht des Körpers.
Triangulation	Methode zur optischen Abstandsmessung unter Verwendung trigonometrischer Funktionen. Zwei Perspektiven mit gegebenen Koordinaten zur Bestimmung weiterer Punkte im Raum.
Weißlicht basierte Scanner	Scanner Systeme, die als aktive Lichtquelle keinen Laser, sondern breitbandiges Licht (Weißlicht) verwenden. Dies kann beispielsweise durch LED erzeugt werden.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand in einem Kooperationsprojekt zwischen der Sportmedizin des Universitätsklinikums der Eberhard-Karls-Universität Tübingen und der ViALUX Messtechnik + Bildverarbeitungs GmbH aus Chemnitz. Das Projekt wurde im Rahmen des „Zentralen Innovationsprogramms Mittelstand (ZIM)“ vom Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie geförderten. Das Know-How der verwendeten Messtechnologie liegt vollständig bei dem Kooperationspartner ViALUX GmbH (Chemnitz).

Des Weiteren war es notwendig, eine eigene Software zur Aufnahme und Visualisierung der dynamischen Daten zu erstellen. Die Softwareentwicklung wurde intern von dem Projektmitarbeiter Dipl. Inf. Clemens Plank vorgenommen.

Die Durchführung der Arbeit fand unter der Leitung von PD Dr. Stefan Grau an dem Universitätsklinikum Tübingen in der Abteilung Sportmedizin im Bereich Biomechanik statt. Die Promotionsschrift wurde dem Institut für Sportwissenschaften, zugehörig zur Wirtschafts- und Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Eberhard-Karls-Universität Tübingen, vorgelegt.

Auf eine "weibliche Grammatik" ist mit Rücksicht auf die Lesbarkeit verzichtet worden. Das Wort „Dynamik“ wird in vorliegender Arbeit nicht im Sinne der Kinetik verwendet, sondern beschreibt die Betrachtung des Körpers in der Bewegung in Kontrast zur unbewegten „statischen“ Form.

Die Bezeichnung „4D“ beschreibt einen dynamischen dreidimensionalen Zustand. Neben den drei Raumkoordinaten (x,y,z) wird die Zeit als vierte Dimension bezeichnet.

1. Einleitung

1.1 Hintergrund und Problemstellung

Der Fuß ist das Stütz- und Fortbewegungsorgan des Menschen. Da nicht nur das gesamte Körpergewicht von ihm getragen wird, sondern er auch eine stoßdämpfende und beschleunigende Funktion ausübt, gehört der menschliche Fuß mit seiner Architektur, bestehend aus 26 Knochen, 33 Gelenken und einer Vielzahl von stützenden Bändern und haltgebenden Muskeln, zu den komplexesten und am stärksten belasteten Bereichen des menschlichen Körpers (Niethard, Pfeil & Biberthaler, 2009). Ähnlich wie die Körperform ist die Fußgeometrie dabei sehr individuell gestaltet. Physiologische Fußformen variieren in der Länge, Breite, Höhe, im Umfang und in der Flexibilität. Während die Fußlänge im europäischen Raum (Vereinigtes Königreich ausgenommen) im Schuh mit dem Längenmaß des „französischen Sticks“, der 6,6 mm beträgt, berücksichtigt wird, werden weitere individuelle Passformkriterien des Fußes im Allgemeinen ungenügend in die Gestaltung der Schuhe mit einbezogen (Andersson, 2004). Aufgrund der hohen Individualität der menschlichen Fußform wäre die Anfertigung von Maßschuhen zur Gewährleistung einer optimalen Passform die adäquateste Lösung für jeden Schuhträger. Dies ist allerdings aus ökonomischen Gründen als Standardverfahren nicht durchführbar. Heutzutage werden Schuhe fast ausschließlich auf Vorrat und für die breite Masse gefertigt (Blattner, 2003) und dennoch müssen sie eine dem Fuß möglichst entsprechende Passform besitzen.

Insbesondere der Schuhleisten wird in hohem Maße mit dem Tragekomfort und der optimierten Passform in Verbindung gebracht. Cavanagh (1980) nannte es das wichtigste Element eines Schuhs, welches eine Reproduktion der abgeschätzten menschlichen Fußform widerspiegelt. Die Form des Schuhs inklusive Obermaterial und Sohle ist dabei im Wesentlichen von der Form des Leistens abhängig (Janisse, 1992).

Es ist jedoch bekannt, dass Schuhe nicht notwendigerweise der Fußform entsprechen (Witana, Feng & Goonetilleke, 2004). Aktuelle epidemiologische Studien weisen darauf hin, dass mit den bestehenden Schuhleistenformen lediglich eine Minderheit von ca. 40% passgerechte Schuhe tragen können (Richter & Schaefer, 2009). Andere gehen sogar davon aus, dass 70% unserer Bevölkerung falsche Schuhe tragen (Henkel, 2006). Eine unzureichende Passform von Schuhen wirkt sich nicht nur auf das Komfortempfinden und damit auf die Kaufentscheidung des Kunden aus (Michel, Kälin, Metzger & Campe, 2009), sondern wird in der Literatur häufig mit der Entstehung von Fußdeformitäten wie Hammer- und Krallenzehen

sowie Hallux valgus in Zusammenhang gebracht (Frey, 2000; Henkel, 2006; Janisse, 1992; Rossi & Tennant, 1984). Bereits Anfang des letzten Jahrhunderts wurden zahlreiche Studien zur veränderten Fußmorphologie aufgrund mangelhaften Schuhwerks durchgeführt. Barnett (1962) fasste die Ergebnisse verschiedener Autoren zusammen, die unabhängig voneinander feststellten, dass unbeschuhte Völker im Mittel eine geringere Hallux-Valgisierung als beschuhte Völker aufweisen. Eine aktuelle Studie (D'Aout, Pataky, De Clercq & Aerts, 2009) bestätigt den Einfluss des Schuhtragens auf die Fußform. Die Autoren verglichen indische, unbeschuhte Naturvölker mit beschuhten westlichen Probanden bezüglich der Fußform und der plantaren Druckverteilung über den Abrollvorgang. Die unbeschuhte Population zeigte eine signifikant längere (relativ zur Körpergröße) und breitere Fußform, was in den Untersuchungen mit einer gleichmäßigeren Verteilung des plantaren Drucks und geringeren partiellen Druckspitzen einherging (D'Aout et al., 2009). Die beschriebene Literatur zeigt, dass Schuhwerk, welches die natürliche Form und Funktion des Fußes nicht oder nur unzureichend berücksichtigt, die Fußmorphologie und die biomechanischen Eigenschaften des Fußes nachhaltig negativ beeinflussen kann (D'Aout et al., 2009).

Das Tragen von Schuhen ist in unserer Gesellschaft allerdings unverzichtbar, insbesondere auf unnatürlichen Untergründen, bei Fußpathologien und im Sportbereich. Aus den hier geschilderten Gründen und Defiziten ist es notwendig, Methoden, Verfahren und Techniken zu entwickeln, die zu einer besseren Passform von Leisten und damit von Schuhen führen.

Um dem Ziel der Passformoptimierung gerecht zu werden, ist eine Objektivierung der Passformgestaltung erforderlich. Bisher sind die Konstruktionsrichtlinien der Leistenfertigung gut gehütete Firmengeheimnisse der Leistenkonstrukteure und basieren meistens auf den langjährigen handwerklichen Erfahrungen der Leistenbauer. Zur Objektivierung des Vorgangs muss die Fußform möglichst großer Stichproben messtechnisch erfasst und charakterisiert werden. Die Erfassung der Fußform kann über verschiedene berührungslose (z.B. 2D- oder 3D-Scanner) oder herkömmliche manuelle Messtechniken erfolgen. Dabei werden in der Regel ausreichende Messgenauigkeiten erzielt.

Eine Grundproblematik bei der Berücksichtigung der Fußform ist allerdings die ausschließliche Betrachtung der statischen Situation. Der Fuß ist ein hoch dynamisches und komplexes System mit einer Vielzahl dynamischer Aufgaben während des Abrollvorgangs. Im Durchschnitt absolviert ein gesunder Mensch ca. 10.000 Schritte am Tag (Gebhart, 2000; Henkel, 2006). Bei jedem Schritt übernimmt der Fuß verschiedene dynamische Funktionen und reagiert selbst bei extremen Bedingungen auf die Beschaffenheit des Untergrundes und passt sich den Gegebenheiten an (Niethard et al., 2009). Die statischen und dynamischen

Funktionen des menschlichen Fußes werden durch muskuläre Aktivierungen, durch passive Fußstrukturen, wie der Plantaraponeurose, und durch die Veränderungen seiner Form gewährleistet, z.B. Absenkung des medialen Längsgewölbes. Zahlreiche Studien zeigen, dass Unterschiede in der Fußform und im Volumen zwischen unterschiedlichen statischen Belastungssituationen auftreten (Frey, 2000; Rossi & Tennant, 1984; Tsung, Zhang, Fan & Boone, 2003; Xiong, Goonetilleke, Zhao, Wenyan & Witana, 2009). Es wird postuliert, dass insbesondere Veränderungen der Fußlänge, Ballen- und Rückfußbreite sowie Verringerungen der Gewölbe- und Spannhöhe mit zunehmender Belastung zu Abweichungen von ein bis eineinhalb Schuhgrößen führen können (Tsung et al., 2003; Umeki, 1991).

Diese in der Literatur geschilderten Fußformveränderungen basieren weiterhin lediglich auf statischen Situationen mit variierenden Belastungen des Fußes. Diese Messungen approximieren damit lediglich das dynamische Verhalten der Fußform, können allerdings die tatsächliche dynamische Form des Fußes in den Funktionsphasen der Dämpfung, der Stützung- und Stabilisierung oder der Beschleunigung mit den entsprechenden Einflüssen der aktivierten Muskulatur nicht darstellen.

Dynamische Veränderungen der Fußform werden momentan in der Einlagen- und Leistenkonstruktion lediglich subjektiv geschätzt, was zu einem uneinheitlichen Vorgehen in der Gestaltung der Passform führt. Beispielhaft hierfür ist die kontroverse Diskussion um die notwendige Längenzugabe in den Schuhen, die einerseits die Relativbewegung des Fußes zum Schuh als auch die Längenzunahme des belasteten Fußes berücksichtigen soll. Zugabenempfehlungen von 15mm (Henkel, 2006) über 5% der Fußlänge (Stracker, 1966) bis hin zu keiner nennenswerten Zugabe (Timm, 1985) werden in der Literatur angegeben. Gleiches gilt für die Veränderungen der Breiten- und Weitenmaße. Eine dynamische Erfassung der Fußmorphologie könnte einen ergänzenden Beitrag zur Objektivierung dieser zur Passformgestaltung elementaren Diskussion leisten. Aus diesen Gründen wird die Erfassung der Fußformvariabilität in der Dynamik von verschiedenen Autoren als notwendige Maßnahme angesehen und gefordert (D'Aout et al., 2009; Kimura, Mochimaru & Kanade, 2009; Krauss, Valiant, Horstmann & Grau, 2010; Morio, Lake, Gueguen, Rao & Baly, 2009; Tsung et al., 2003). Die momentan kommerziell angebotenen dreidimensionalen Messtechniken zur Fußformerfassung können diesen Forderungen aufgrund mangelnder Aufnahmegeschwindigkeit allerdings nicht nachkommen (siehe Tabelle 48 im Anhang). Hier sind neue Technologien und messtechnische Entwicklungen notwendig.

1.2 Motivation und Zielsetzung

Basierend auf den geschilderten Defiziten lässt sich die Frage, wie viel Platz der Fuß tatsächlich über den Abrollvorgang beim Gehen benötigt, nicht objektiv beantworten. Hierzu ist die Oberflächenerfassung des Fußes während des Gehens erforderlich.

Die dynamische Erfassung der Fußgeometrie zur Quantifizierung der dynamischen Fußformveränderung, dient als primäre Motivation, die Entwicklung eines Messsystems zur dynamischen Oberflächenerfassung des Fußes zu realisieren.

Dabei soll eine Messtechnik entstehen, die eine hohe Aufnahmefrequenz mit einer hohen örtlichen und lateralen Auflösung verbindet und damit eine ausreichende Messgenauigkeit gewährleisten kann. Da in diesem Vorhaben die dynamische Fußform während des Gehens bei einer standardisierten Gehgeschwindigkeit von $4.5\text{km/h} \pm 5\%$ erfasst werden soll, wurde als Zielvorgabe eine Messfrequenz von mindestens 30Hz ausgegeben. Bei einer durchschnittlichen Dauer des Abrollvorgangs von 0.6 - 0.8sec (Perry, 1992) stünden somit 18 bis 24 dreidimensionale Bilder der Fußform zur Verfügung. Eine praktisch relevante Veränderung der Fußform für den Leistenbau wird in der vorliegenden Arbeit, basierend auf den Einteilungen der Längen- und Breitenmaße nach ISO TC 137 sowie der Herstellungsvariabilität von Schuhen (ISO International Organization for Standardization, 1999) auf 2.0mm im Breitenmaß und 3.3mm im Längenmaß festgelegt. Folglich muss eine entsprechende Anzahl an Messpunkten und damit eine örtliche Auflösung gewährleistet werden, um eine Messabweichung von $< 2\text{mm}$ erreichen zu können.

Somit liegen dieser Arbeit die folgenden Hauptzielsetzungen zu Grunde:

1. Entwicklung eines zeitauflösenden dreidimensionalen Fußscanners unter Berücksichtigung der in Tabelle 1 definierten Zielvorgaben
2. Charakterisierung der Fußform während des Abrollvorgangs unter Verwendung einer dynamisch-optischen Oberflächenvermessung

Tabelle 1: Primäre Zielvorgaben für den dynamischen Fußscanner

Parameter	Zielvorgabe
Gehgeschwindigkeit	4.5 km/h
Messgenauigkeit	$\geq 2\text{mm}$
4D Messfrequenz	$\geq 30\text{Hz}$

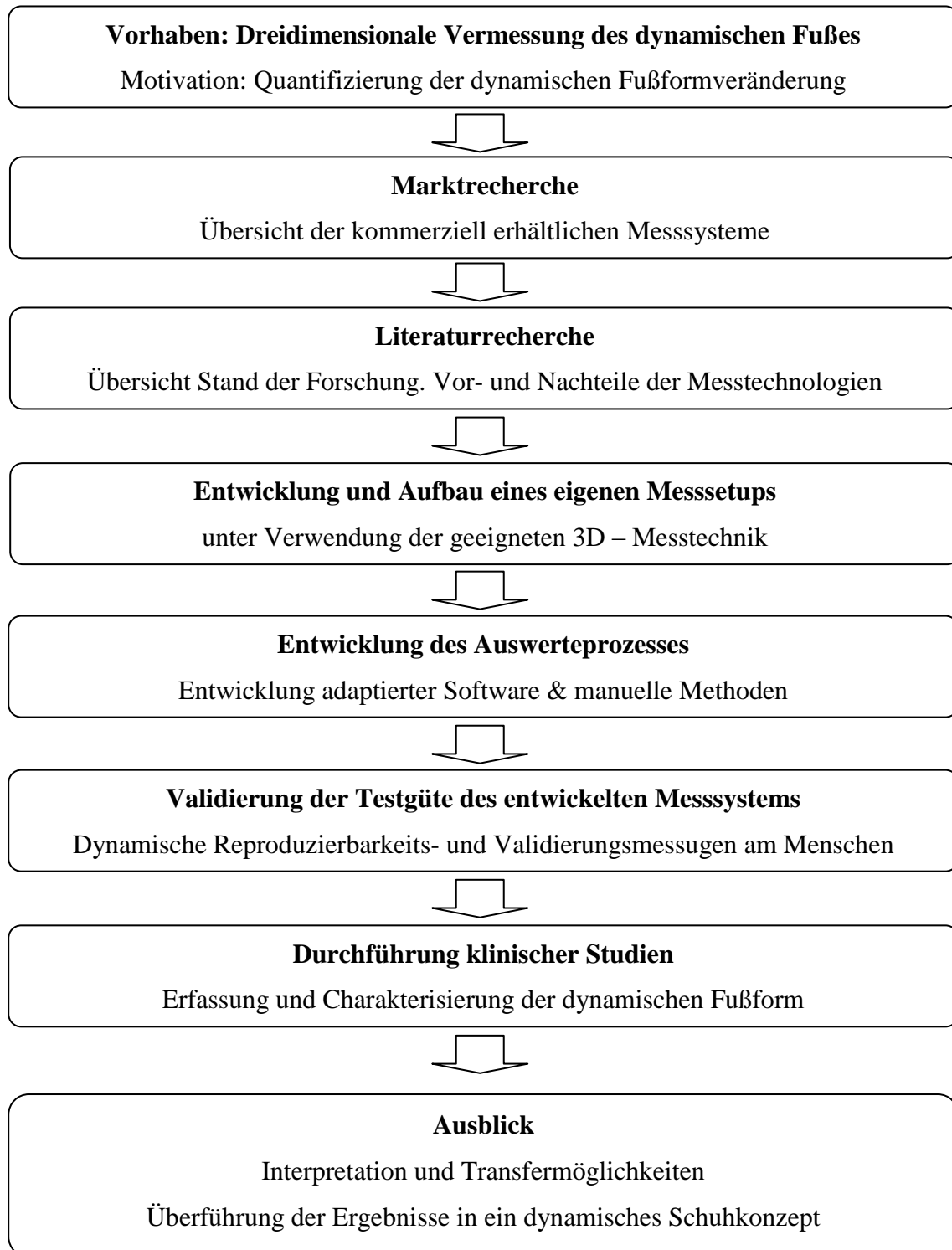
1.3 Erläuterung zur Vorgehensweise

Zur Realisierung der formulierten Hauptzielsetzung, der Entwicklung eines dynamischen 3D-Fußscanners, war es notwendig, einen Kooperationspartner aus der Messtechnik in das Vorhaben zu integrieren. Aus diesem Grund fand ergänzend zur Literaturrecherche zum Stand der Forschung, eine Analyse des aktuellen Stands der Technik statt. Auf die Ergebnisse, Vor- und Nachteile unterschiedlicher Techniken und Möglichkeiten der dynamischen Oberflächenerfassung wird im Kapitel 2 Messtechnik ausführlich eingegangen. Resultierend aus den Recherchen fand eine gemeinsame Durchführung des Vorhabens mit der Firma ViALUX GmbH (Chemnitz, Deutschland) statt. Mit ihrem Produkt „z-Snapper“ bietet die ViALUX GmbH eine schnelle und präzise Messtechnik, die bei Projektbeginn für statische Messungen in der Automatisierungstechnik verwendet wurde. Aufbauend auf diese bestehende Messtechnik ist in gemeinsamer Entwicklungsarbeit das neue Messsystem entstanden. Die für die Automatisierungsindustrie entwickelte Hard- & Software musste an die Belange der dreidimensionalen dynamischen Oberflächenerfassung des Fußes angepasst werden. Die einzelnen Entwicklungsschritte sind in Abschnitt 4.4 detailliert dargestellt. Die Validität und Reproduzierbarkeit des Messsystems wurden anhand standardisierter Messungen an ruhenden und bewegten Objekten nach den oben definierten Zielvorgaben geprüft. Unter Anwendung des entwickelten Messsystems, konnten erste Messungen am bewegten Fuß durchgeführt werden. Ergänzend fand eine Auswertung der dynamischen Veränderungen unter Berücksichtigung verschiedener Einflussfaktoren statt.

Tabelle 2: Differenzierung der eingebrachten Arbeit zur Entwicklung des dynamischen Fußscanners

Entwicklungsarbeit der Sportmedizin Tübingen	Entwicklungsarbeit der ViALUX GmbH
Anforderungen an das System entsprechend der geforderten Messgrößen definieren	Hardwarekomponenten des z-Snappers
Konstruktion des dynamischen Fußscanners in Theorie und Praxis	Geschwindigkeitsoptimierung der Oberflächenvermessung
Erforderliche Anzahl & Anordnung der Scannereinheiten definieren	
Entwicklung einer anwendungsspezifische Software zur Ansteuerung, Visualisierung und Auswertung	
Auswerteverfahren unter Berücksichtigung aller relevanten Messgrößen entwickeln	
Testgüte des Messsystems validieren	

Abbildung 1: Schaubild zur Darstellung der Projektschritte



1.4 Aufbau der Arbeit

Im ersten Teil der Arbeit wird der Stand der Forschung erörtert. Das Kapitel 2 ist in die Bereiche der Messtechnik und des Forschungsstandes der dynamischen menschlichen Fußform eingeteilt. Einleitend werden die jeweiligen Grundlagen dargestellt um anschließend, auf den aktuellen Stand der Forschung mit ihren Möglichkeiten und Grenzen eingehen zu können. Das Kapitel 2 schließt mit einer zusammenfassenden Betrachtung des aktuellen Forschungsstandes und mit dem daraus resultierenden Fazit für die eigene Arbeit ab. Im Anschluss werden aufbauend auf den Ergebnissen und den dargestellten Defiziten der aktuellen Literatur sowie der in Abschnitt 1.2 formulierten Zielsetzungen die endgültigen Fragestellungen und Hypothesen der Arbeit abgeleitet. Diese dienen im weiteren Verlauf als Grundlage der messtechnischen Entwicklung und der empirischen Untersuchung, die im Kapitel 4 detailliert erläutert werden. Der Ergebnisteil ist analog zu den vorangegangenen Kapiteln und in Anlehnung an die Fragestellungen und Hypothesen wiederum in die Bereiche Messtechnik und klinische Ergebnisse unterteilt. Zur Beurteilung der Testgüte werden die drei Hauptgütekriterien Validität, Objektivität und Reliabilität betrachtet. Die Analyse der dynamischen Fußform ist in drei Abschnitte unterteilt. Die Betrachtung der Fußmaße innerhalb der dynamischen Situation zeigt die Abweichung der Fußgeometrie zwischen den definierten Standphasen und über den gesamten Abrollvorgang. Der zweite Abschnitt der Ergebnisdarstellung zeigt den Vergleich zwischen der statischen und der dynamischen Fußform. Abschließend wird die Einflussnahme verschiedener Faktoren auf die dynamische Fußform analysiert. Die Ergebnisse werden in Anbetracht ihrer Bedeutung und Wertigkeit im Anschluss diskutiert und mit bereits bestehenden Untersuchungsergebnissen aus der Literatur verglichen und bewertet. Die Arbeit schließt mit einem Ausblick und der Schlussbetrachtung ab.

2. Stand der Forschung

2.1 Messtechnik

Elementarer Bestandteil der Arbeit ist die Auswahl einer der Zielvorgabe adäquaten Messtechnik. Aus diesem Grund wurde einleitend zum Projektbeginn eine umfangreiche Recherche zum Stand der Technik und der Forschung im Bereich der 3D Messverfahren durchgeführt. Diese wird wegen ihrer übergreifenden Bedeutung auf den Ausgang des Vorhabens im Folgenden detailliert betrachtet.

Die Anwendungsgebiete der dreidimensionalen Formerfassung sind vielfältig, wie z.B. dem Rapid Prototyping, dem Formenbau, der Werkstückprüfung und der Medizintechnik. Neben den industriellen Anwendungsgebieten der Oberflächenerfassung wurde eine Vielzahl an Verfahren zur Erfassung menschlicher Teilobjekte (z.B. Kopf, Fuß, Rücken) entwickelt, die eine dreidimensionale Aufnahme der Körper zulässt (D'Apuzzo, 2006; Telfer & Woodburn, 2010). Ein Forschungsschwerpunkt ist in der Aufnahme von Köpfen und Gesichtern zu verzeichnen (Wallraven, Schwaninger & Bulthoff, 2005) sowie der 3D-Erfassung der Rückenstruktur (Asamoah, Mellerowicz, Venus & Klöckner, 2000; Drerup & Hierholzer, 1992; Huysmans et al., 2006). Aus biomechanischer Sicht sind insbesondere markerbasierte Bewegungsanalyse Systeme zur Segmentierung und Charakterisierung des menschlichen Fußes in der Bewegung verwendet worden (Leardini et al., 2007; Müller, Wolf & Döderlein, 2006; Wolf et al., 2008). Diese Messverfahren liefern ohne Zweifel wichtige biomechanische Resultate, zur Oberflächenerfassung eignen sich diese Systeme aufgrund ihrer begrenzten Marker Anzahl pro Fläche allerdings nicht (Kimura et al., 2009). Für die in unserem Vorhaben angestrebte Lösung sind nur solche Verfahren von Interesse, die Oberflächen eines Objektes dreidimensional mit einer hohen Punktzahl abbilden können. Aus diesem Grunde werden Messtechniken, die nur einzelne Punkte erfassen, wie z.B. markerbasierte Bewegungsanalyse Systeme (Vicon Motion Systems, Oxford, England; Zebris 3D-Bewegungsanalyse, Insy, Deutschland) oder nur zweidimensionalen Ergebnisse liefern, z.B. plantare Druckverteilungsmessungen (Novel Emed Plattform, München, Deutschland), in der weiteren Ausführung nicht berücksichtigt. Auf eine ausführliche Darstellung der geschichtlichen Entwicklung der Messtechnik wird zugunsten der Erläuterung technischer Eigenschaften mit ihren Vor- und Nachteilen zur Anwendung in der dynamischen Oberflächenerfassung verzichtet. In diesem Zusammenhang wird auf die folgende Literatur verwiesen (Luhmann, 2000; Wiora, 2001).

2.1.1 Übersicht bisher verwendeter 3D-Messverfahren

Die Erfassung der Fußform dient in der Praxis als Basis zur Herstellung von Schuhen und Einlagen. Wie eingangs erläutert, werden anthropometrische Daten des Fußes in der Regel in statischen Messungen erhoben. Hierzu finden in der täglichen Praxis, z.B. in der Orthopädieschuhtechnik, überwiegend manuelle Messtechniken, wie z.B. das WMS-Fußmessgerät, Brannok-Fußmessgerät, Blaupause, Messschieber, Maßband und der Trittschaum Verwendung. Während der Trittschaum durch die Verdrängung des Materials ein dreidimensionales Negativ des Fußes hinterlässt, werden mit den anderen genannten Messtechniken Längen- und Breitenmaße des Fußes erhoben. Die Blaupause ist hingegen ein rein zweidimensionales Verfahren. Vorteile der genannten Messtechniken sind die sehr kostengünstige Anschaffung und die einfache Bedienbarkeit. Der größte Nachteil dieser manuellen Messsysteme ist das berührende Messverfahren. Je nach Anwender muss also subjektiv entschieden werden, wie eng oder weit und damit mit welcher zulässigen Weichteilverdrängung die jeweiligen Fußmaße erhoben werden (Witana, Xiong, Zhao & Goonetilleke, 2006). Zudem eignen sich die genannten manuellen dreidimensionalen Messtechniken, Blaupause ausgenommen (2D), nicht zur Erfassung der dynamischen Fußform.

Alternativ zu den manuellen Verfahren können zwei- und dreidimensionale digitale Fußscanner verwendet werden. Viele kommerziell erhältliche Scanner verwenden eine laserbasierte Einzellinienprojektion zur Erfassung der statischen Fußform und können damit eine ausreichende Messgenauigkeit von unter einem Millimeter gewährleisten (D'Apuzzo, 2006). Da es nicht möglich ist ohne erheblichen schalttechnischen Aufwand (siehe Unterabschnitt 2.1.2) mit einem einzelnen Laserstreifen zeitlich parallele Flächen zu erfassen, handelt es sich bei diesen Messverfahren um rein statische Systeme, die zwischen 1 - 10 Sekunden für eine Aufnahme des Fußes benötigen. Somit eignen sich diese auf dem Markt im Einsatz befindlichen Fußscanner zur Aufnahme der dreidimensionalen dynamischen Fußform nicht. Aus diesen Gründen wurde die Recherche der kommerziellen Systeme auf die 3D-Erfassung des menschlichen Körpers erweitert. 55 Unternehmen entwickeln nach einer aktuellen Studie 3D-Messverfahren zur Erfassung des menschlichen Körpers und bieten diese kommerziell an (D'Apuzzo, 2006; 2007). Alternativ zu den bereits beschriebenen laserbasierten Systemen zur berührungslosen dreidimensionalen Oberflächenerfassung existieren zahlreiche weißlichtbasierte Systeme. Beiden Technologien liegt die Berechnung durch aktive Triangulation zugrunde. Aufgrund der hohen Anforderungen bezüglich der

Messfrequenz wurden im Weiteren nur Systeme mit einer geringen Aufnahmezeit betrachtet. Tabelle 48 im Anhang zeigt die Vielfalt der auf dem Markt erhältlichen Systeme mit einer Aufnahmezeit von unter einer Sekunde. Sieben der neun Anbieter verwenden die Messtechnik im medizinischen Bereich zur Aufnahme des menschlichen Körpers. Zum Zeitpunkt der Recherche gab es kein Messsystem, das ein spezifisches Messsetup zur Erfassung des Fußes gewährleistet. Trotz der großen Vielfalt der angebotenen Produkte befindet sich momentan nur ein dynamisches System zur markerlosen Erkennung des menschlichen Körpers auf dem Markt. Der Rückenscanner der Firma Diers (formetric 4D, Schlangenbad, Deutschland) verwendet dabei die Technologie der Rasterstereographie, bei der eine Kamera und ein Projektor mit einem Rasterdiapositiv zum Einsatz kommen (Denis et al., 2004). Dieses System arbeitet mit einer maximalen Geschwindigkeit von 15 Bildern pro Sekunde und ist nach eigenen Angaben der Autoren auf langsame bis mittelschnelle Bewegungen limitiert (Betsch, 2008). Für die Aufzeichnung der Fußmorphologie in der Dynamik ist diese Aufnahmezeit unzureichend. Des Weiteren gilt es anzumerken, dass jedes 3D-Bild eine Datenmenge von ca. 1.3 MB erzeugt, was wiederum einen enormen Aufwand bezüglich der zu verwendenden Hardware bedeutet. Im Verlauf der Erstellung dieser Arbeit wurde ein weiteres dynamisches System von der Firma Lions Systems (Dynamic FootMorphology, Foetz, Luxemburg) entwickelt und kommerziell angeboten. Dieser Scanner basiert auf dem Messprinzip der Flugzeitmessung und wird im Unterabschnitt 2.1.2 näher erläutert (Oggier et al., 2010).

Alle anderen aufgeführten kommerziellen Systeme haben, bei teilweise sehr guter Messgenauigkeit, den Nachteil der zu langsamen Aufnahmezeit ($0.4\text{sec} > t < 1.0\text{ sec}$). Basierend auf den unzureichenden messtechnischen Gegebenheiten der kommerziellen Systeme wird im Folgenden auf die technischen Grundlagen der unterschiedlichen 3D-Messverfahren eingegangen, um anschließend entscheiden zu können, welche Messtechnik für die dynamische Aufnahme von bewegten Oberflächen geeignet ist.

2.1.2 Übersicht 3D-Messtechnologien

Die 3D-Messtechniken können gemäß ihrer Funktionalität grob in passive und aktive Systeme eingeteilt werden. Beide Techniken basieren auf dem Grundprinzip der Triangulation und wurden zur Erfassung von bewegten Oberflächen eingesetzt.

Passive Verfahren

Als relevantes passives Verfahren ist die Stereogrammetrie zu nennen. Dabei kann unter vereinfachten physikalischen Annahmen davon ausgegangen werden, dass die passiven Systeme keinen Einfluss auf das zu vermessene Objekt nehmen (Wolf, 2004).

Stereogrammetrie

Das Verfahren der Stereogrammetrie orientiert sich an dem physikalischen Grundgedanken des menschlichen Sehens, wobei das Objekt aus leicht unterschiedlichen Perspektiven durch mindestens zwei Kameras erfasst wird. Die Technik bietet die Möglichkeit, dreidimensionale Informationen eines bewegten Körpers mit der vollen Aufnahmefrequenz der Kameras zu erfassen. Damit ist die Stereogrammetrie generell zur dynamischen 3D – Erfassung geeignet. Die Anzahl der Kameras richtet sich in erster Linie nach der Bewegungsgeschwindigkeit der Messobjekte. Sollen dynamische Vorgänge dreidimensional erfasst werden, ist der Einsatz mehrerer synchronisierter und geometrisch kalibrierter Kameras erforderlich (Wiora, 2001). Problematisch ist allerdings die Gewährleistung der Korrespondenz infolge der unterschiedlichen Perspektiven (Parallaxenfehler) und der Verzerrung durch nicht parallele Objektoberflächen zur Bildebene der Kameras (Wolf, 2004). Die Berechnung der Korrespondenzen bei homogenen Oberflächen ist zudem sehr komplex (Kimura et al., 2009). Darüber hinaus arbeitet jede Videokamera mit einem gewissen Grundrauschen, welches zur Ungenauigkeit der Messung beiträgt (Kimura, Mochimaru & Kanade, 2008).

In der Literatur werden verschiedene Ansätze der Stereogrammetrie mit passiven, synchronisierten Kameras zur Erfassung der dynamischen Fußform dargestellt (Coudert, Vacher, Smits & van der Zande, 2006; Kouchi, Kimura & Mochimaru, 2009; Wang, Saito, Kimura, Mochimaru & Kanade, 2006). Die beschriebene Problematik der Korrespondenz zwischen den einzelnen 2D-Kamerabildern wurde in den Arbeiten durch unterschiedliche Methoden berücksichtigt.

Kouchi et al. (2009) verwenden ein passives System mit insgesamt 12 hochauflösenden (1026x768) Kameras, um die dynamische dreidimensionale Fußform während des Gehens zu

erfassen. Die Korrespondenzprobleme werden durch aufgezeichnete Linien auf dem Fuß aufgehoben. Kouchi et al. (2009) erfassen somit jedoch lediglich die Verformung der Linienprofile auf der Haut während der Bewegung und nicht die gesamte dreidimensionale Oberfläche des Fußes. Trotz des Vorteils dieser Messmethode, die volle Kamera Frequenz nutzen zu können, wird lediglich mit 14 Bildern pro Sekunde aufgezeichnet. Somit stehen nur 8 – 11 Bilder pro Abrollvorgang zur Verfügung (Kouchi et al., 2009).

Coudert et al. (2006) verfolgen einen vergleichbaren Ansatz, verwenden allerdings drei fest zueinander angeordnete Kamerapaare (insgesamt 6 IEEE 1394 Kameras) zur stereogrammetrischen Aufnahme des bewegten Fußes. Zur Gewährleistung der Korrespondenz verfolgen die Autoren zwei verschiedene Ansätze. Erneut werden Markierungen auf dem Fuß verwendet, während die Probanden im zweiten Ansatz strukturierte Socken tragen. In diesem Fall kann die gesamte Fußform erfasst werden, allerdings bleiben die plantare Aufnahme des Fußes sowie die Relativbewegung zwischen Socke und Fuß unberücksichtigt. Die größten Schwächen der Arbeit liegen allerdings in der leicht zeitversetzten Synchronisierung der Kamerapaare und der geringen Aufnahmegeschwindigkeit von 25 Hz (Coudert et al., 2006)

Wiederum keine plantare Aufnahme gewährleisten Wang et al. (2005; 2006) mit ihrem Ansatz der passiven Stereogrammetrie, bei der insgesamt acht CCD Kameras eingesetzt werden. Ähnlich wie im Verfahren von Coudert et al. (2009) tragen die Probanden auch hier Socken, um die Oberflächenbeschaffenheit des Fußes zu verbessern. Im Gegensatz zu den bisher geschilderten Verfahren wird ausschließlich das Kantenprofil des Objektes durch die Subtraktion eines bekannten, kalibrierten Referenzraumes erzeugt und anschließend modellbasiert die tatsächliche dynamische Fußform durch eine umfangreiche Datenbank von 397 Füßen approximiert. Die Autoren geben eine Messgenauigkeit von 2 – 4mm an, was allerdings unter Berücksichtigung der großflächigen Interpolationen der plantaren Fußfläche zweifelhaft erscheint. Bei einer örtlichen Auflösung von 640x480 Pixel werden bei diesem Verfahren lediglich 7.5 Bilder pro Sekunde erzeugt, was einer quasi-statischen Aufnahmesituation entspricht (Wang, Saito, Kimura, Mochimaru & Kanade, 2005; 2006)

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Stereogrammetrie als Verfahren zur dynamischen Erfassung der menschlichen Fußform prinzipiell geeignet ist und mit einem sehr einfachen Messsetup von mindestens zwei Kameras realisiert werden kann. Bei komplexeren Bewegungen ist es allerdings notwendig mit einer großen Anzahl von Kameras zu agieren. Die Synchronisierung zur zeitgleichen Aufnahme des Kamera Ensembles kann dabei ein Hindernis darstellen (Coudert et al., 2006), welches technisch allerdings lösbar ist

(Mundermann, Corazza & Andriacchi, 2006). Die Schwächen der dargestellten Arbeiten weisen darauf hin, dass der menschliche Fuß keine ausreichende eigene Oberflächenstruktur aufweist, um das Messverfahren der passiven Stereogrammetrie für dynamische dreidimensionale Erfassung der Fußform zuverlässig anwenden zu können.

Aktive Messverfahren

Findet eine aktive Einheit, wie z.B. ein Projektor Verwendung, wird das Messverfahren als aktives Messverfahren bezeichnet. Im Vergleich zu einer rein passiven Stereogrammetrie wird durch die Projektion charakteristischer Lichtmuster die Korrespondenz der Objektoberfläche zum Kamerabild gewährleistet. Zudem verringern die aktiven Verfahren das Kamerarauschen durch die Verwendung stabiler Lichtmuster – Projektoren (Kimura et al., 2008).

Abbildung 2 gibt eine Übersicht der gängigen Methoden zur aktiven 3D-Oberflächenerfassung, ohne dabei Anspruch auf Vollständigkeit zu erheben. Auf eine Erläuterung der Taktile und nicht optischen berührungsfreien Methoden (Radar, Ultraschall) wird wegen der geringen Relevanz für das beschriebene Vorhaben verzichtet. Die heute etablierten transmittierenden Verfahren, Computertomographie (CT) und Kernspintomographie (MRT), werden vorwiegend im medizinischen Bereich eingesetzt und unterscheiden sich in ihrer Funktionsweise grundlegend von den anderen aktiven Systemen (Wolf, 2004). Es wird dabei nicht die Objektoberfläche, sondern ein räumlicher Datensatz (Voxeldaten) erfasst. Auch wenn diese Systeme momentan noch nicht zur dynamischen Aufnahme geeignet sind, sei hier erwähnt, dass die Aufnahmegeschwindigkeit der MRT- und CT-Technik in den letzten Jahren zugenommen hat und langfristig möglicherweise eine Alternative zu den bestehenden Systemen bietet (Tashman & Anderst, 2003).

In Anlehnung an die Gliederung der aktiven Methoden zur 3D-Oberflächenerfassung in Abbildung 2, werden die Grenzen und Möglichkeiten der für dieses Vorhaben relevanten Verfahren im Anschluss dargestellt. Die aktiven Triangulationsverfahren lassen sich hinsichtlich der verwendeten Projektionsart und des gewählten Kodierungsansatzes weiter unterteilen.

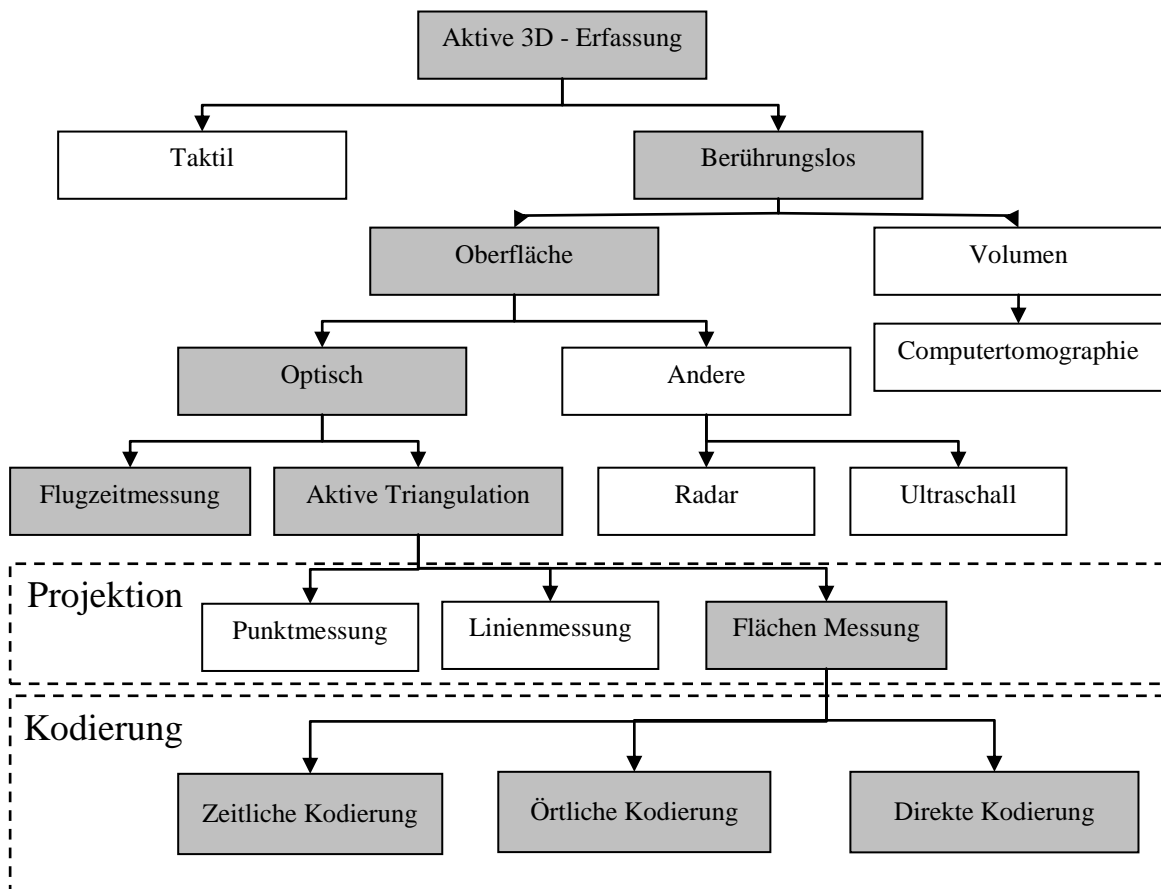


Abbildung 2: Aktive Methoden zur 3D-Oberflächenerfassung; relevante Verfahren sind grau hinterlegt (modifiziert nach Gühring, 2002; Salvi, Pagés & Batlle, 2004)

Flugzeitmessungen

Bei dem Verfahren der laufzeitbasierten Messung (Flugzeitmessung oder Time of flight) wird ein Lichtimpuls (Punkt, Linien, Flächenbeleuchtung) von einer Lichtquelle ausgesandt und nach der Reflektion am Objekt von der Kamera empfangen (Oggier et al., 2010). Dabei werden verschiedene Modulationsverfahren des ausgesendeten Signals (Pulsmodulation, Pseudozufällige Modulation, Periodische Modulation) beschrieben (Wiora, 2001). Durch die Messung der Laufzeit des Lichtes wird auf die Distanz und damit auf die Form des Objektes geschlossen.

In der Praxis ist die exakte Messung des Weges, bzw. der 3D-Oberfläche aufgrund der hohen Lichtgeschwindigkeit und der damit verbundenen geringen Unterschiede sehr schwierig. Wolf (2004) gibt die Messgenauigkeiten dieser Systeme im cm – Bereich an (Wolf, 2004) was wiederum den eigenen Ansprüchen nicht genügen würde. Wiora (2001) hingegen beschreibt erreichbare Messgenauigkeiten von „wenigen Millimetern“. Eine höhere Präzision könne allerdings nur durch die Verkleinerung des Messvolumens und auf Kosten der Messfrequenz erreicht werden (Wiora, 2001). Generell ist damit das Verfahren der Flugzeitmessungen für dynamische 3D-Vermessungen geeignet. Die Messgenauigkeit ist für eine präzise Nahbereichsmessung, wie sie bei der Bestimmung der dynamischen Fußform stattfindet, allerdings kritisch zu betrachten.

Die beschriebene Messtechnologie der Flugzeitmessung wurde im Zeitraum der Erstellung dieser Arbeit in einem kommerziell erhältlichen Scannersystem zur dynamischen Erfassung der Oberfläche des Fußes angewandt (Lions Systems S.A.; Foetz, Luxembourg). Der Scanner arbeitet mit insgesamt drei TOF – Kameras und erfasst damit den gesamten Fuß mit einer Aufnahme Frequenz von 42 Hz. Angaben zur Messgenauigkeit des Fußscanner werden momentan von Seiten des Herstellers infolge fehlender Reproduzierbarkeitsstudien nicht gemacht.

Aktive Triangulation

Die aktive Triangulation stellt für unser Vorhaben das relevanteste Verfahren dar. Dabei werden von einer Projektionseinheit Muster auf die zu erfassende Oberfläche projiziert. Das vom Objekt reflektierte Signal wird von mindestens einer Kamera aufgezeichnet und erlaubt die Ableitung der dreidimensionalen Gestalt der Oberfläche (Gühring, 2002). Abhängig von der Dimension der verwendeten Beleuchtungsquelle (Projektionsverfahren) und der Art der projizierten Muster (Kodierungsverfahren) werden zahlreiche Methoden innerhalb der aktiven

Triangulation unterschieden (siehe Abbildung 2). Zudem werden in der Literatur verschiedene Projektoren (LCD, DMD) beschrieben, die ebenfalls einen entscheidenden Einfluss auf die Qualität und Geschwindigkeit der dreidimensionalen Messung nehmen können. Im Anschluss werden die Vor- und Nachteile verschiedener Projektionsverfahren, Kodierungen und Projektoren unter Verwendung der aktiven Triangulation detailliert betrachtet.

Projektionsverfahren

Bei der einfachsten Anordnung der aktiven Triangulation wird ein Lichtpunkt auf das Objekt projiziert und mit einer Zeilenkamera oder einem flächenhaften Sensor erfasst. Zur Vermessung der gesamten sichtbaren Geometrie des Objektes muss der projizierte Punkt sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung verschoben werden. Die 3D-Koordinaten des Objektes können einerseits mit Subpixelgenauigkeit bestimmt werden, andererseits ist der Vorgang der Oberflächenerfassung mit einem einzigen Lichtpunkt sehr zeitaufwendig und dadurch für die dynamische Erfassung von Körpern ungeeignet.

Bei der Linien- oder Profilmessung wird statt eines Punktes über eine Zylinderlinse ein Lichtstreifen aufgeweitet und auf das Objekt projiziert. Damit ist die zeitparallele Erfassung eines gesamten Höhenprofils möglich. Diese Methode wird als Lichtschnittverfahren bezeichnet und findet in zahlreichen statischen 3D-Fußscannern seine Anwendung (D'Apuzzo, 2006). Weiterhin ist jedoch zur 3D-Erfassung der Fußform die translatorische Verschiebung des Lichtstrahls über das Objekt in zeitlich aufeinander folgenden Schritten notwendig. Gruss et al. (1992) minimierten diese zeitlichen Schritte durch den Einsatz einer sehr schnellen Spiegeleinheit und realisierte ein Messsystem basierend auf dem Lichtschnittverfahren mit einer Aufnahmegeschwindigkeit von 1ms. Angesichts des hohen schaltungstechnischen Aufwandes und einer relativ geringen Auflösung (28 x 32 Photodetektoren) hat sich diese Technik in der Praxis allerdings nicht durchsetzen können (Gruss, Tada & Kanade, 1992).

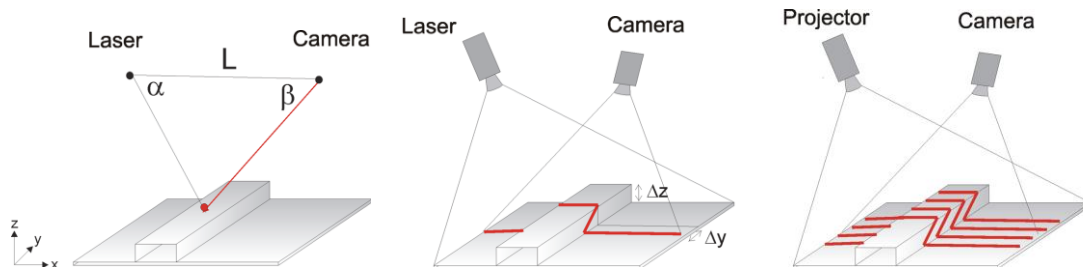


Abbildung 3: Prinzipien der Punkt-, Linien und Flächenprojektion (Quelle: Vialux)

Eine zeitlich parallele Erfassung einer gesamten Objektoberfläche wird erst mit der flächenhaften Projektion von kodiertem oder strukturiertem Licht möglich. Dabei werden durch computergesteuerte Mustergeneratoren (z.B. LCD, DMD, rotierende Glas-Elemente) oder durch ein statisches Dia im Strahlengang (z.B. Rasterstereographie) einer Projektionseinheit definierte Lichtmuster, z.B. parallele Lichtlinien oder Gitterstrukturen, auf ganze Objektbereiche projiziert. Eine zeitaufwendige mechanische Verschiebung der Lichtprojektion entfällt somit.

Durch die Zeitersparnis ist die flächenhafte Projektion definierter Lichtmuster für das beschriebene Vorhaben der dynamischen Erfassung bewegter Objekte prinzipiell sehr gut geeignet.

Kodierungsverfahren

Um eine eindeutige Korrespondenz der projizierten Lichtmuster zu dem jeweiligen Kamerabild gewährleisten zu können, ist es notwendig, strukturierte oder kodierte Lichtmuster zu verwenden. Die Struktur selbst wird bei diesem Verfahren allerdings nicht nur zur Gewährleistung der Korrespondenz zweier Kameras, sondern für die direkte Triangulation verwendet. Generell wird dabei das Ziel verfolgt, die Oberfläche des Objektes durch projizierte Lichtmuster so zu verschlüsseln (kodieren), dass die Kamera den Code eindeutig, zuverlässig und mit einer hohen örtlichen Auflösung lesen kann (Hoefling & Aswendt, 2009). Jeder kodierte Punkt oder Streifen hat ein eindeutiges „Kennwort“ (z.B. Nummer), welches durch die Verwendung von Graustufen, Farbkodierungen, Phasenkodierungen oder geometrischen Formen projiziert und definiert wird. Zahlreiche verschiedene Kodierungsverfahren werden in der Literatur beschrieben. Dabei werden nach Salvi et al. (2004) drei Techniken unterschieden, die zeitliche Multiplex-Kodierung, die räumliche Nachbarschafts-Kodierung und die direkte Kodierung anhand eines Lichtmusters (Salvi et al., 2004). Die Techniken sind zudem kombinierbar.

Die Methoden unterscheiden sich hauptsächlich in der Anzahl der benötigten Lichtmuster-Sequenzen, der Robustheit und der Unterscheidung zwischen farb- oder grauwert-kodierten Ansätzen.

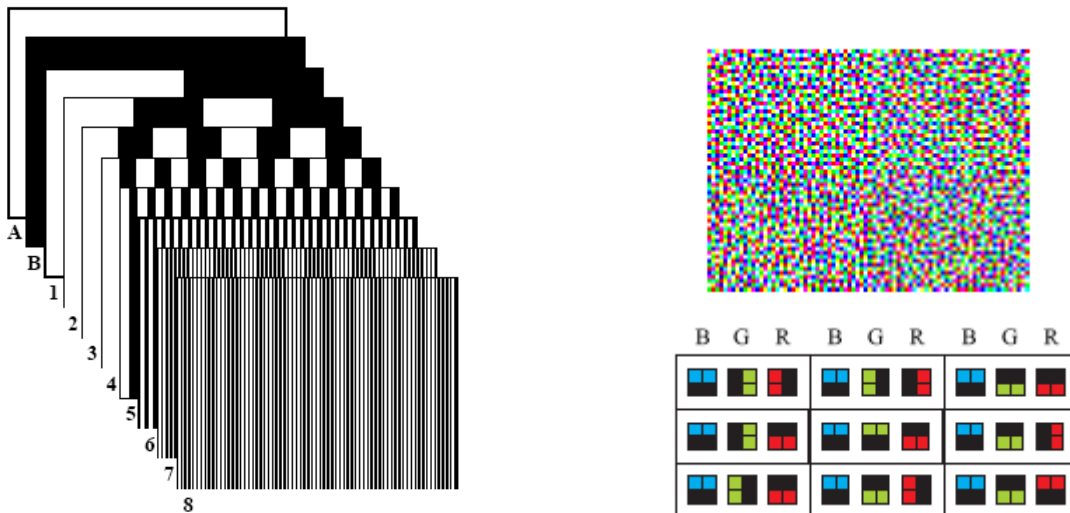


Abbildung 4: Beispiel für Kodesequenzen bei der zeitlichen Multiplex-Kodierung links (Quelle: Maas 1997) und der direkten Kodierung durch Farbmuster rechts (Quelle: Kimura et al. 2008)

Die **zeitlichen Multiplex-Kodierungen** benötigen in der Regel eine Sequenz (*Multiplex* = *lat. vielfach*) aus mehreren hintereinander projizierten Mustern (siehe Abbildung 4 links). Die aufeinander folgenden Projektionen von n verschiedenen Linienmustern erlauben die Unterscheidung von 2^n verschiedenen Linienkodierungen (Maas, 1997). Die Kodierung der Linien kann bei diesem Verfahren durch hell/dunkel Sequenzen im binären Code oder einer abgestuften Graukeilprojektion im Gray-Code gewährleistet werden (Posdamer & Altschuler, 1982).

Ein Nachteil des zeitlichen Multiplex-Kodierungsansatzes ist die benötigte Kodesequenz von n Linienmustern plus ggf. n Phasenverschiebungen. Durch die zeitlich aufeinander folgenden Projektionen der Kodierungen wird die dreidimensionale Messfrequenz limitiert. Während herkömmliche LCD-Projektoren nicht in der Lage sind entsprechend schnelle Kodierungen zu generieren, können heute sehr schnelle Projektionseinheiten auf Basis von digitalen Mikrospiegelsystemen eingesetzt werden (Hoefling, 2004).

Die Vorteile der zeitlichen Kodierungsansätze liegen in der einfachen Generierung der Lichtmuster (binär, Graukeil) und der hohen Messgenauigkeit, die bei der Kombination mit dem Phasenshiftverfahren im Subpixel Bereich liegt.

Hall-Holt und Rusinkiewicz (2001) stellen ein System vor, bei dem die zeitliche Kodierung anhand der Lichtstreifenübergänge von vier aufeinander folgenden Lichtmustern gewährleistet wird. Unter Verwendung eines DLP (Digital Light Prozessor) Projektors erreichen die Autoren eine 3D-Aufnahmegeschwindigkeit von 60 Hz. Die

Lichtstreifenübergänge werden bei diesem Verfahren von Bild zu Bild verfolgt, wodurch die Ermittlung von Tiefenbildinformationen auch bei bewegten Objekten gewährleistet wird. Die Messgenauigkeit wird mit 0.1 mm angegeben. Eine Anwendung des Verfahrens am dynamischen Fuß fand bisher nicht statt. Da bei diesem Prototyp lediglich schwarze und weiße Lichtstreifen verwendet werden, besteht die Gefahr der falsch positiven Erkennung von nicht vorhandenen Lichtstreifenübergängen aufgrund von farblichen Sprüngen auf der Objektoberfläche. Eine Kodierung durch unterschiedliche Wellenlängen der Lichtmuster wird als möglicher Lösungsansatz dieser Problematik diskutiert. Die Hauptproblematik liegt jedoch in der Verfolgung der Lichtstreifen bei schnellen Bewegungen des Objektes. Die zulässige Objektgeschwindigkeit wird mit einer viertel bis halben Streifenbreite angegeben. Dies entspricht ca. 1 cm pro Sekunde (Hall-Holt & Rusinkiewicz, 2001). Somit stellt die zulässige Objektbewegung und nicht die Aufnahmefrequenz den limitierenden Faktor dieses Ansatzes dar.

Während die erläuterten zeitlichen Multiplex-Kodierungen eine Vielzahl von Lichtmustern benötigen, können **räumliche Nachbarschafts-Kodierungen** mit geringeren Kodesequenzen bis hin zu nur einem kodierten Lichtmuster Tiefenbildinformationen bereitstellen (Kimura et al., 2008). In der Regel werden einheitliche Muster verwendet, bei denen die Information der umgebenden Pixel zur Definition des gesuchten Punktes berücksichtigt wird. Die farb-kodierten Ansätze wurden erstmals von Boyer und Kak (1987) in Form von farblichen Linienmustern vorgestellt. Die Bestimmung der Projektionsrichtung kann damit in jedem Bildpixel durch die Farberkennung im RGB-Farbraum erfolgen (Boyer & Kak, 1987). Bis heute wurden zahlreiche unterschiedliche Ansätze von farbcodierten Mustern mit variablen Musterstrukturen (Gittermuster, Linienmuster) und unterschiedlichen Farbkodierungen (z.B. pseudo-zufällige Farbkodierungen) verwendet (Salvi et al., 2004). Problematisch bei dieser Kodierungstechnik ist allerdings einerseits die geringe Genauigkeit anlässlich der beschränkten Anzahl der Kodierungspunkte, wie Farblinien oder Gitter und andererseits die eigenen Farbeigenschaften der Oberflächen, was zu systematischen Verfälschung der Farbindizierung führen kann (Kimura et al., 2009; Maas, 1997; Wolf, 2004). Diese Schwierigkeiten können durch die Kombination mit dem Phasenverschiebungsverfahren und einer zusätzlichen Referenzaufnahme zur Bestimmung der Farbeigenschaften der Oberfläche reduziert werden (Zhang, Huang & Chiang, 2002), wodurch jedoch die Aufnahmefrequenz eingeschränkt wird.

Alternativ zu den zwei geschilderten Kodierungsverfahren besteht die Möglichkeit jedes einzelne Pixel ohne Berücksichtigung der Zeit und der umgebenden Region im **direkten Kodierungsansatz** zu definieren. Um aneinander grenzende Pixel unterscheiden zu können, ist eine Vielzahl von unterschiedlichen Kodierungen notwendig, die z.B. durch die Verwendung unterschiedlicher Farben erzeugt werden können. Alternativ werden periodische Signalen verwendet (Salvi et al., 2004). Wiederum können dabei farbige als auch grauwertbasierte Kodierungen eingesetzt werden. Bereits 1993 verfolgen Hung et al. den Ansatz, jedes einzelne Pixel unabhängig durch die Verwendung unterschiedlicher Frequenzen zu definieren. Mängel der damaligen Projektortechnik führten allerdings zu Kodierungsproblemen (Hung, 1993). Zur pixelgenauen Kodierung werden hochauflösende Projektionseinheiten benötigt, da es sonst leicht zu Eindeutigkeitsproblemen benachbarter Pixel kommen kann. Durch die Verwendung von nur einem projizierten Muster pro 3D-Bild eignet sich die Kodierungstechnik sehr gut zur dynamischen Aufnahme. Die schwierige Kodierung, unterschiedliche Farb- und Reflektionseigenschaften des Objektes und die Mehrdeutigkeit periodischer Signale limitieren allerdings die Messgenauigkeit (Salvi et al., 2004). Ähnlich wie bei den räumlichen Nachbarschafts-Kodierungen besteht auch bei dem direkten Kodierungsansatz die Möglichkeit, die Messgenauigkeit durch die Kombination mit dem Phasenverschiebungsverfahren zu optimieren.

Eine Anwendung des direkten Kodierungsansatzes im Bereich der dynamischen dreidimensionalen Fußfassung wurde von (Kimura et al., 2008; 2009; 2011) vorgestellt. Unter Verwendung eines LCD Projektors werden farbkodierte flächenhafte Lichtmuster von 2x2 Pixel auf den bewegten Fuß projiziert. Insgesamt stehen 36 unterschiedliche Lichtmusterkombinationen zur Kodierung zur Verfügung (siehe Abbildung 4). Da ausschließlich mit einem Lichtmuster pro dreidimensionalem Bild gearbeitet wird, ist es möglich, die volle zeitliche Kameraauflösung zu verwenden. Die Shutter-Zeit der Kameras konnte damit auf unter 2msec reduziert werden, was zu einer maximalen Aufnahmegeschwindigkeit von 200 Hz führt (Kimura et al., 2009). Zudem wird in diesem Ansatz ein Laufsteg mit einer integrierten Glasplatte verwendet, um die plantare Fußform erfassen zu können. Ein Multisensorsystem mit insgesamt drei Kamera-Projektor Einheiten wurde 2009 vorgestellt (Kimura et al., 2009). Die hohe Messfrequenz ermöglicht es, dreidimensionale Aufnahmen während des schnellen Gehens und während des Laufens zu gewährleisten und stellt damit den entscheidenden Vorteil des Ansatzes dar. Kritisch zu betrachten sind hingegen die Einschränkungen, die an das aufzunehmende Objekt gestellt werden müssen. Die Oberfläche des Objektes muss gleichmäßig reflektierend sein und darf

keine zu unebene Struktur aufweisen (Kimura et al., 2008). Zudem führen farbliche Sprünge der Objektoberfläche zu Fehlkodierungen durch Farbvermischungen. Generell stellt das Verfahren eine gute Möglichkeit zur dynamischen Erfassung bewegter Oberflächen dar, ist allerdings sehr anfällig auf Störfaktoren. Trotz zahlreicher Publikationen der Autoren (Kimura et al., 2008; 2009; 2011) wurden bisher keine Ergebnisse zur dynamischen Fußform vorgestellt. Dies deutet, aufgrund der Oberflächenbeschaffenheit des Fußes, auf mögliche Schwierigkeiten der Anwendung dieser Messtechnik auf die Erfassung der menschlichen Fußform hin.

Tabelle 3: Zusammenfassung der Eigenschaften verschiedener 3D-Messtechniken. Literatur bezieht sich auf Anwendungen der jeweiligen 3D-Messtechnik im Bereich der menschlichen Fußfassung

3D-Messtechnik	Vorteile	Nachteile	Literatur
Passive Stereogrammetrie	Hohe Messfrequenz möglich Geringer messtechnischer Aufwand	Keine homogenen Flächen Korrespondenzprobleme Geringe Messgenauigkeit Paralaxenfehler	Coudert et al. (2006) Kouchi et al. (2005) Wang et al. (2005)
Flugzeitmessung (Time of Flight)	Hohe Messfrequenz möglich	Geringe Messgenauigkeit	Lions Systems (2010)
Zeitliche Multiplex-Kodierung	Hohe Messgenauigkeit Unabhängig von Objektoberfläche	Zusätzlicher Zeitaufwand Sequenz an Lichtmustern	Hall-Holt u. Rusinkiewicz (2001) Höfling (2004)
Räumliche Nachbarschafts-Kodierung	Hohe Messfrequenz möglich	Geringe Messgenauigkeit Verfälschung der Farbindizierung durch Objektoberfläche möglich	Salvi et al. (2004)
Direkte Kodierung	Hohe Messfrequenz möglich. Lediglich ein Lichtmuster pro 3D-Aufnahme benötigt	Aufwendige Kodierung Geringere Messgenauigkeit Abhängig von Objektoberfläche	Kimura et al. (2008; 2009; 2011)

Projektionsverfahren

Unabhängig von der Art des aktiven Triangulationsverfahrens ist der Einsatz von Projektionseinheiten erforderlich. Die Qualität und Geschwindigkeit der Projektionseinheiten sind entscheidend für die Auswahl der zu verwendenden Messtechnologie.

In früheren Anwendungen wurden Diaprojektoren mit festen Linienmustern verwendet, die in vielen Anwendungsbereichen von LCD Projektoren (liquid crystal display) abgelöst wurden. In den letzten 10 Jahren stellten verschiedene Autoren hochfrequente Projektionseinheiten vor (Frankowski, Chen & Huth, 2000; Hall-Holt & Rusinkiewicz, 2001; Hoefling, 2004; Wolf, 2004).

Während Wolf (2004) einen Projektor mit einer rotierenden Glaseinheit mit unterschiedlich aufgetragenen Mustern einführt, wird in den anderen Arbeiten ein „digital light processor“ (DLP) basierter Projektor verwendet. Wolf (2004) erzeugt durch die kontinuierliche Rotation der Glaseinheit wellenlängenkodierte Muster. Die Projektionsgeschwindigkeit sei lediglich von der Drehzahl des antreibenden Motors abhängig (Drehzahl > 4000 U/min). In der beschriebenen Arbeit wird eine Sequenz aus 15 Bildern zur Gewährleistung eines dreidimensionalen Bildes verwendet, womit eine 3D-Bildrate von ca. 30 Hz erreicht wird. Nachteilig ist jedoch, dass sich das Objekt zu einem Zeitpunkt der dynamischen Aufnahme in Ruhe befinden muss, um die eindeutige Verfolgung der Punkte über ein „Unwrapping Verfahren“ gewährleisten zu können (Wolf, 2004).

Tabelle 4: Zusammenfassung der Eigenschaften verschiedener Projektionsverfahren

Projektionsverfahren	Vorteile	Nachteile	Literatur
LCD Projektoren	Kosten günstig Bewährtes Projektionsverfahren	limitierte Geschwindigkeit geringe Lichtrückgabe	Kimura et al. (2007, 2008, 2009)
Rotierende Glaseinheit	Schnelle Mustergenerierung über 4000 U/min 30Hz Aufnahme Frequenz	Referenzaufnahme ohne Bewegung notwendig	Wolf (2004)
DLP Projektoren	schnelle Mustergenerierung bis zu 16000 Muster / sec hohe Lichtrückgabe gute Reproduzierbarkeit hoher Bildkontrast Wert pixelgenaue Ansteuerung		Frankowski (2000) Höfing (2004)

Frankowski et al. (2003) stellen ein Projektionsverfahren dar, bei dem sogenannte „Digital Micromirror Devices“ (DMDTM) als Projektionseinheit verwendet werden. Das aus der Multi-Media Technik stammende und von der Firma Texas Instruments entwickelte Mikro-Spiegel-System besteht aus einem Array von 1024x768 bistabilen Klappspiegeln (Größe eines Spiegel ca. 0.016mm), die pixelgenau, hochfrequent angesteuert werden können. Durch die Verkippung der Spiegel ($\pm 12^\circ$) können beliebige Lichtmuster (Linien, Ringe, Kreuze) auf das zu vermessende Objekt projiziert werden. Als maßgebliche Vorteile dieser Projektionstechnik nennen die Autoren die hohe Lichtrückgabe von über 80% (LCD 25% - 50%), die hohen Bildkontrastwerte von über 50:1, die exakte Reproduzierbarkeit des ON / OFF Zustands und einer optimalen Farbkonvergenz (Frankowski et al., 2000). Zudem wird jeder Punkt unabhängig von dem benachbarten Punkt projiziert, was einen Einsatz des Projektors sowohl in der zeitlichen, räumlichen als auch in der direkten Kodierung möglich macht. Verschiedene industrielle Anwendungen der Projektortechnik werden in der Literatur beschrieben (Frankowski et al., 2000; Hoefling, 2004; 2009).

2.1.3 Fazit zum Stand der Messtechnik

Die Recherchen zum Stand der Technik / Forschung zeigen, dass die beschriebenen Messsysteme entweder auf der Seite der Messgenauigkeit oder der Messfrequenz Schwächen aufzeigen. Zudem wird lediglich in wenigen Arbeiten (Kimura, Mochimaru & Kanade, 2011; Kouchi et al., 2009) ein vollständig synchronisiertes System zur Erfassung der gesamten Fußform realisiert.

Die passive Stereogrammetrie stellt in den beschriebenen Arbeiten bisher die am häufigsten verwendete messtechnische Methode zur Erfassung dynamischer Szenen dar. Die Vorteile der passiven Verfahren liegen in der Ausnutzung der vollen Kamerafrequenz und dem relativ geringen messtechnischen Aufwand. Die Umsetzung von Multisensor-Einheiten zur Erfassung des gesamten Fußes ist mit diesem Verfahren deutlich einfacher zu realisieren, als mit einem aktiven System, bei dem die projizierten Lichtmuster zusätzlich aufwendig zueinander synchronisiert werden müssen (Kouchi et al., 2009).

Die aktiven Systeme, die nur wenige oder nur ein Bild zur Kodierung verwenden, zeigen gute dynamische Eigenschaften und konnten teilweise ebenfalls die volle Kamerafrequenz nutzen (Kimura et al., 2009). Beide Verfahren haben jedoch den Nachteil von geometrischen und strukturellen Eigenschaften der Oberfläche des Objektes abhängig zu sein. Dies führt in den beschriebenen Arbeiten zu Korrespondenzproblemen (Coudert et al., 2006; Mundermann et al., 2006), zu Informationseinschränkungen (Kouchi et al., 2009; Wang et al., 2005; 2006)

und zu Messfehlern (Kimura et al., 2008; 2009; 2011).

Die aktiven Verfahren, die eine Sequenz von kodierten und strukturierten Bildern verwenden (zeitliche Multiplex-Kodierungen; Phasenverschiebverfahren) sind von den Eigenschaften des Objektes unabhängiger und erreichen Messgenauigkeiten im Subpixel Bereich. Die Verwendung mehrerer aufeinander folgender Lichtmuster führt bei herkömmlichen LCD Projektoren allerdings zu deutlich geringen Messfrequenzen.

Um die erforderliche Messgenauigkeit im Millimeter Bereich mit einer hohen Messfrequenz kombinieren zu können, ist es nach der vorliegenden Recherche erforderlich, eine Sequenz von kodierten Bildern unter Verwendung des Phasenverschiebverfahrens in möglichst schneller Abfolge zu generieren. Durch den Einsatz von hochfrequenten Projektoren und Kameras konnte bereits gezeigt werden, dass die Vorteile der kodierten und strukturierten Bildersequenzen auch für die Aufnahme von dynamischen Szenen genutzt werden können (Frankowski et al., 2000; Hall-Holt & Rusinkiewicz, 2001; Hoefling, 2004; Wolf, 2004).

Bisher fand diese Kombination aus flächenhafter Projektion, der Kodierung durch Mustersequenzen und die Verwendung von hochfrequenten digitalen Projektoren jedoch noch keinen Einsatz in der Beschreibung der dynamischen Fußform.

2.2 Anatomisch-funktionelle Gegebenheiten des dynamischen Fußes

Die Basis der vorliegenden Überlegung liefert der menschliche Fuß selbst. Um eine Charakterisierung des dynamischen Fußes vornehmen zu können, ist es notwendig zu wissen, in welchen anatomisch-funktionellen Fußbereichen hypothetisch Veränderungen der Fußgeometrie anzunehmen sind. Im Folgenden werden deshalb die anatomischen und funktionellen Gegebenheiten des menschlichen Fußes in Bezug auf die dynamischen Eigenschaften dargestellt. Diese Erläuterung dient dem Gesamtverständnis des Vorhabens und unterstützt die Hypothesengenerierung. Auf eine ausführliche Darstellung der anatomischen Grundlagen wird zu Gunsten der Beschreibung der für das Vorhaben relevanten dynamischen Aufgaben, Eigenschaften und Funktionen des Fußes verzichtet.

2.2.1 Funktionelle Belastungsphasen des dynamischen Fußes

Die allgemeine Mechanik des Gehens beim Menschen ist bereits von zahlreichen Autoren (Isman & Inman, 1969; Jacob, 2007) untersucht und beschrieben worden. Dabei umfasst ein Gangzyklus in der Regel einen Doppelschritt, d.h. den Zeitraum zwischen zwei Fersenkontakten desselben Fußes (Baumgartner & Stinus, 2001). Der menschliche Gangzyklus setzt sich aus einer Stand- und einer Schwungphase zusammen. Dabei wird die Dauer der Standphase mit ca. 60 – 62% (entspricht ca. 600 – 640ms je nach Gehgeschwindigkeit) und die der Schwungphase mit 38 – 40% (ca. 360 – 400ms) eines Doppelschrittes in der Literatur angegeben (Gebhart, 2000; Jacob, 2007; Perry, 1992). Jeweils in den ersten und den letzten 10% der Standphase, die Anteile variieren je nach Gehgeschwindigkeit, befinden sich beim physiologischen Gang beide Füße auf dem Boden. Dies ist bei der Einschätzung der dynamischen Fußformveränderung aufgrund der verteilten Belastung in der bipedalen Standphase zu berücksichtigen.

Zahlreiche Studien haben sich mit der Standphaseneinteilung während des Gehens beschäftigt (Blanc, Balmer, Landis & Vingerhoets, 1999; De Cock, De, Willems & Witvrouw, 2005; Perry, 1992; Rodgers, 1988). In der vorliegenden Arbeit nimmt die Standphaseneinteilung eine entscheidende Rolle ein, um die Fußformveränderungen in unterschiedlichen Phasen des Gangs unter Berücksichtigung der wechselnden Funktionen, Standflächen und Belastungen des dynamischen Fußes zu untersuchen.

Zur Unterteilung des Abrollvorgangs verwenden Blanc et al. (1999) insgesamt fünf verschiedene Standphasen, die jeweils unterschiedliche Belastungssituationen des Fußes repräsentieren. In 83.9% der von Blanc et al. (1999) beobachteten Abrollvorgängen wird nach

dem initialen Bodenkontakt über die Ferse zuerst der laterale Bereich der Metatarsalköpfchen (MFK) belastet, bevor das mediale MFK I und abschließend die Großzehe belastet werden (Blanc et al., 1999). Perry (1992) beschreibt kongruente Muster aber mit einer geringeren Häufigkeit von 71%. Die in der Literatur am häufigsten verwendete Einteilung des Abrollvorgangs differenziert die Standphase in vier Subphasen: der Initialen Kontaktphase durch die Ferse, der Vorfußkontaktphase, der Mittleren Standphase und der Terminalen Standphase (Baumgartner & Stinus, 2001; De Cock et al., 2005; Perry, 1992). Da in dieser Arbeit möglichst alle Belastungssituationen Berücksichtigung finden sollten, wird eine Einteilung in fünf Standphasen nach Blanc et al (1999) vorgenommen. Eine detailliert Erläuterung der Standphasen findet im Abschnitt 4.5 statt.

Unter der Annahme, dass die dreidimensionale Fußform sich unterschiedlichen Belastungssituationen anpasst (Houston et al., 2006; Tsung et al., 2003; Xiong et al., 2009), ist die Veränderung der wirkenden Kräfte während des Gehens zu berücksichtigen. Die vertikale Bodenreaktionskraft über den Abrollvorgang zeigt zwei Kraftspitzen (siehe Abbildung 5). Der erste Peak der vertikalen Kraft wird bei gesunden Probanden nach ca. 10 - 12% der Standphase (entspricht je nach Gehgeschwindigkeit ca. 80ms) während des ersten Vorfußballenkontaktes erreicht und beträgt ca. 120% des Körpergewichts (KG), von dem ca. 79% des KGs auf der Ferse lagern (Baumgartner & Stinus, 2001; Jacob, 2007). Während der zweiten Kraftspitze (ebenfalls 120% KG), nach dem Abheben der Ferse, dient lediglich der Vorfuß als Unterstützungsfläche. Diese Kraftspitze lässt sich durch die Progressionstätigkeit des Fußes auf den Körper mit einer relativ geringen Unterstützungsfläche begründen (Jacob, 2007). Zwischen den beiden beschriebenen Kraftspitzen befindet sich ein für den Gang charakteristisches Tal, in dem sich der Körperschwerpunkt hebt und die vertikale Belastung nur ca. 80% des KGs ausmacht. In dieser Phase ist zudem meist ein Kontakt der gesamten Fußsohle (plantigrad) gewährleistet (siehe Abbildung 5).

Plantare Druckverteilungsmessungen im Stehen und während des Gehens verdeutlichen, dass insbesondere die Fersenpartie (hier 312 kPa vs. 142 kPa), der Bereich der Metatarsalköpfchen (hier 380 kPa vs. 80 kPa) und die Großzehe (hier 416kPa vs. 33kPa) in der Dynamik um ein Vielfaches höher belastet werden als im Stehen (Tittel, 2003).

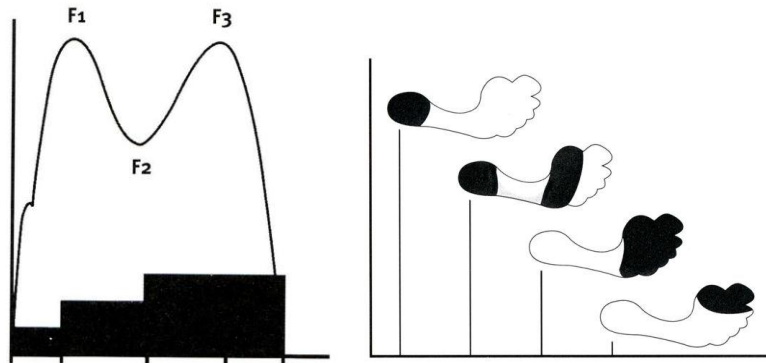


Abbildung 5: Vertikale Bodenreaktionskraft und Kontaktflächen während des Gehens (modifiziert nach J. Perry 2003)

Die Standphasen unterscheiden sich somit erheblich in ihrer vertikalen Belastung und in der zur Verfügung stehenden Standfläche. Resultierend kann hypothetisch angenommen werden, dass die Fußgeometrie sich über den Abrollvorgang angesichts der wechselnden Gegebenheiten verändert. Ein Vergleich der dreidimensionalen dynamischen Fußform in unterschiedlichen Standphasen und in der Statik erscheint demnach sinnvoll.

2.2.2 Anatomische Gegebenheiten des dynamischen Fußes

Die beschriebenen Bodenreaktionskräfte und plantaren Druckverteilungen ergeben sich aus der Interaktion zwischen dem Untergrund und dem menschlichen Fuß, mit seinem skelettalen und elastisch-funktionellen Gegebenheiten. Die Beweglichkeit der Fußgelenke und die Beschaffenheit der plantaren Fußstruktur müssen demnach in den Überlegungen zur Fußformveränderung in der Dynamik berücksichtigt werden. Bereits 1933 veröffentlicht Wisbrun seine Thesen zur Beschaffenheit des elastischen Stützsystems des menschlichen Fußes (Wisbrun, 1933). Insbesondere die Verteilung der plantaren Fettpolster und die Beschaffenheit des plantaren Gewebes sowie die Beweglichkeit der Fußgelenke werden später von verschiedenen Autoren in Übereinstimmenderweise berichtet (Carlsoo & Wetzstein, 1968). Das elastische Stützsystem setzt sich demnach aus der Sohlenhaut, dem subkutanen Fett der Fußsohle, der Plantaraponeurose, der Fußsohlenmuskulatur und den plantaren Bändern einschließlich des plantaren Kapselanteils der Zehengrundgelenke zusammen. Die Sohlenhaut ist unter der Ferse und unter dem Vorfußballen, also in den Bereichen der Hauptbelastung, deutlich dicker als im Bereich des Gewölbes. Unter der Sohlenhaut liegt das subkutane Fett, welches ebenfalls in den Hauptbelastungszonen der Ferse und den Vorfußballen die dicksten Schichten aufweist. Wisbruns Untersuchungen (1934) an 15 gesunden Probanden zeigen eine durchschnittliche Dicke des unbelasteten Fettpolsters von

18mm an der Ferse und hinter den MFKs, 7mm im Gewölbe sowie 8mm unter den MFKs (Wisbrun, 1933). Cavanagh (1999) gibt 15mm und Yarnitzky et al. (2006) 12 - 20mm plantares Fettpolster unter der unbelasteten Ferse an (Cavanagh, 1999; Yarnitzky, Yizhar & Gefen, 2006). Untersuchungen der letzten 20 Jahre zu den dynamischen Eigenschaften des subkutanen Fettgewebes ergeben ein nicht lineares hysteretisches Kompressionsverhalten des Materials (Bennett & Ker, 1990; Ker, 1996) mit Deformierungen des Fersenpolsters von 12-39% (Yarnitzky et al., 2006) und 45.7% (Cavanagh, 1999). Während ein Großteil der beschriebenen Studien auf postmortalen Untersuchungen von Kadavern (Bennett & Ker, 1990; Ker, 1996; Miller-Young, Duncan & Baroud, 2002) oder auf computersimulierten Fußmodellen basieren (Yarnitzky et al., 2006), verwendet Cavanagh (1999) einen Laufsteg mit integrierter Ultraschalltechnik, mit der das plantare Fußgewebe von insgesamt vier Probanden in einem quasi-dynamischen Zustand unter annähernd realistischen Bedingungen untersucht werden konnte. Da diese Versuchsdurchführung der hier vorliegenden Untersuchung am ähnlichsten ist, liefert die Studie von Cavanagh für die Hypothesengenerierung dieses Vorhabens die relevantesten Ergebnisse (45.7% & 7mm Kompression).

Eine Veränderung der Fußgeometrie über den Abrollvorgang durch die beschriebene Belastung des Fußes in der Dynamik ist allerdings nicht nur im Weichteilbereich des Fußes zu erwarten, sondern auch in der Beweglichkeit der insgesamt 33 Fußgelenke. Drei Gelenklinien sind an der Flexibilität des Fußes über den Abrollvorgang maßgeblich beteiligt, *Articulatio (Art.) subtalaris*, *tarsi transversa* und *metatarsophalangea* (Perry, 1992). Während im *Art. subtalaris* die Eversions- / Inversionsbewegung stattfindet und im *Art. tarsi transversa* die Beweglichkeit durch die Abflachung des Fußgewölbes sichtbar wird, die einen Teil der Stoßdämpfung des Fußes übernimmt, kommt den *Metatarsophalangealgelenken* eine wichtige Rolle in der Stabilisierung und Progression über den Abrollvorgang zu (Jacob, 2007). Die Beweglichkeit der *Metatarsalia 1 bis 5* unterscheidet sich allerdings erheblich zueinander. *Metatarsalia 2 und 3* sind durch starke Ligamente umschlossen und fest mit der Fußwurzel verbunden. Sie weisen eine geringe Beweglichkeit von ca. 1° auf. Die Beweglichkeit der 1. *Metatarsale* wird in der Literatur hingegen mit 5° angegeben, was einer Bewegung des MFK I von 6.1mm in der Sagittalebene gleichkommt (Jacob, 2007). MFK IV und V sind mit 10° besonders beweglich. Die erhöhte Mobilität der Metatarsalen erlaubt eine Anpassung an die Bodenverhältnisse sowie eine physiologische Lastverteilung unter den Mittelfußköpfchen.

Fazit der anatomisch-funktionellen Betrachtung des dynamischen Fußes

Die dargestellten dynamischen Belastungen des Fußes, welche sich aus den sich wechselnden Bodenreaktionskräften, Druckverteilungen und den anatomisch-funktionellen Gegebenheiten des menschlichen Fußes ergeben, lassen eine dreidimensionale Fußformveränderung über den Abrollvorgang insbesondere im Fersen- und im Ballenbereich erwarten. In diesen Fußarealen befinden sich sowohl die größten komprimierbaren Weichteilstrukturen als auch die höchsten dynamischen Belastungen während des Gehens. In der Phase des ersten Vorfußkontaktes, in der die erste Belastungsspitze der Bodenreaktionskraftkurve auftritt, ist die größte Verformung der Ferse zu erwarten. Der Ballenbereich wird sich hypothetisch in der Phase der zweiten Belastungsspitze, nach Abheben der Ferse, am stärksten verformen. Eine maximale Absenkung des Längsgewölbes kann entsprechend der Literatur (Müller et al., 2006) in der mittleren Standphase nach dem Vorfuß-Bodenkontakt angenommen werden. In dieser Phase ist die vertikale Bodenreaktionskraft am geringsten, der vertikale Kraftvektor befindet sich allerdings zentral über der Standfläche.

2.3 Bisherige Erkenntnisse der dreidimensionalen Fußformveränderung

2.3.1 Veränderung der Fußform bei wechselnden Belastungssituationen

Bereits 1968 beschäftigen sich Carlsöö und Wetzenstein mit der Veränderung der Fußform in verschiedenen Belastungssituationen. Die Füße (n=19) werden röntgenologisch und anthropometrisch in vitro in voller, halber und ohne Belastung vermessen. Die Ergebnisse zeigen keine messbaren Veränderungen der Fußlänge und Fußhöhe im Röntgenbild sowie in der äußeren Fußlänge und Ballenbreite in den unterschiedlichen Belastungssituationen. Der Ballenumfang hingegen weist eine signifikante Zunahme von 4.9mm im Mittel zwischen der unbelasteten und der vollbelasteten Situation auf. Die Autoren schlussfolgern, dass die anthropometrische Formveränderung des Fußes auf die Deformierung und Verschiebung der Weichteile beruht und nicht skelettal begründet werden kann (Carlsoo & Wetzenstein, 1968). In aktuelleren Studien (Houston et al., 2006; Tsung et al., 2003; Umeki, 1991; Xiong et al., 2009) werden digitale Vermessungsmethoden (z.B. 3D-Laserscanner) verwendet. Tsung et al. (2003) zeigen, dass die Fußlänge und Fußbreite im vollbelasteten Zustand um 3.4% \pm 1.3% (8.0mm) und 6.0% \pm 2.1% (5.7mm) zunehmen. Zudem stellen die Autoren einen direkten Zusammenhang zwischen der Fußlängenzunahme und der Absenkung des medialen Längsgewölbes von 20% \pm 9.2% dar und begründeten dies durch die skelettale Flexibilität

(Tsong et al., 2003). Xiong et al (2009) stellen die größten Veränderungen der Fußbreite im Mittelfußbereich mit 4.0mm (4.5%) und die geringste Breitenzunahme in der Ferse mit 1.1mm (1.6%) fest. Während zwischen der unbelasteten und der teilbelasteten Situation annähernd alle Fußmaße signifikante Änderungen zeigen (mit Ausnahme der Höhe der Malleolen), ist die Abweichungen zwischen der Teilbelastung und Vollbelastung nur für die Mittelfußbreite signifikant (Xiong et al., 2009). Tsung et al. (2003) zeigen analoge Ergebnisse und nehmen an, dass das plantare Weichteilgewebe im bipedalen Stand bereits vollständig deformiert ist und eine zusätzliche Belastung der Ferse somit zu keiner signifikanten Veränderung führt (Tsong et al., 2003). Houston et al (2006) untersucht ausschließlich Männer und stellt Veränderungen in den Maßen der Fußlänge (1.5%), Ballenbreite (4.3%), Spannhöhe (-9.3%) und Fersenbreite (4.8%) fest. Insgesamt variieren die Ergebnisse der vorgestellten Untersuchungen, besonderes in der Phase der Vollbelastung zwischen Tsung und Xiong erheblich (siehe Tabelle 5).

Diese Untersuchungen geben aufschlussreiche Informationen zur belasteten Fußstruktur, bilden allerdings weiterhin nur die statische Fußform ab. Die eingangs erläuterten vertikalen Kraftspitzen, die sich ändernden Unterstützungsflächen sowie die Funktion des aktiven und passiven Stützapparates des Fußes bleiben in der statischen Messung unberücksichtigt. Um eine zuverlässige und objektive Aussage über die Fußformvariabilität während des Abrollvorgangs machen zu können, ist es notwendig, den Fuß direkt dynamisch dreidimensional zu erfassen.

Tabelle 5: Übersicht Fußformveränderungen unter verschiedenen Belastungssituationen (Quelle: Telfer und Woodburn, 2010)

Foot shape parameter	Load	Percentage change in parameter			
		Houston et al (40 feet)	Tsung et al (16 feet)	Xiong et al (60 feet)	Mean
Length	HWB	+ 1.7%	+ 2.7%	+ 1.1% (M 1.1%, F 1.1%)	+ 1.53%
	FWB	+ 2.2%	+ 3.4%	+ 1.4% (M 1.3%, F 1.5%)	+ 1.95%
Ball width	HWB	+3.8%	+ 2.9%	+ 2.2% (M 2.6%, F 1.7%)	+ 2.85%
	FWB	+4.3%	+ 6%	+ 2.6% (M 3.1%, F 2.0%)	+ 3.66%
Heel width	HWB	+ 4.8%	+ 5.9%	+ 1.1% (M 1.4%, F 0.8%)	+ 3.04%
	FWB	+ 4.8%	+ 8.7%	+ 1.6% (M 1.8%, F 1.3%)	+ 3.68%

Percentage changes relate to baseline measurements taken of the unloaded foot, HWB: half weight bearing; FWB: full weight bearing. M = male; F = female.

2.3.2 Veränderungen der Fußform während des Abrollvorgangs

Die Veränderungen der Länge und Höhe des medialen Längsgewölbes in der Dynamik wurden in einigen Studien unter der Verwendung von zwei- und dreidimensionalen videobasierten Ganganalysesystemen oder elektrischen Goniometern untersucht (Cashmere, Smith & Hunt, 1999; Franettovich, McPoil, Russell, Skardoon & Vicenzino, 2007; Leardini et al., 2007; Müller et al., 2006; Yang, 1985). Die in der Literatur beschriebene Variabilität zeigt eine Längenzunahme des medialen Längsgewölbes über den Abrollvorgang mit einem Maximum im Bereich des ersten vertikalen Peaks der Bodenreaktionskraft (Cashmere et al., 1999; Kayano, 1986) bzw. zwischen 40-50% der Standphase (Yang, 1985) von etwa 3mm. Mit der Dorsalflexion des Metatarsophalangealgelenkes verkürzt sich das mediale Längsgewölbe über den Abrollvorgang wieder (Kouchi et al., 2009; Yang, 1985). Die Längenunterschiede waren in den geschilderten Untersuchungen zwar signifikant, lagen jedoch im Bereich des angegebenen Messfehlers (Cashmere et al., 1999; Franettovich et al., 2007; Kayano, 1986; Yang, 1985).

Die maximale Abflachung des medialen Längsgewölbes während des Gehens wird bei 30% des Abrollvorgangs beschrieben (Kouchi et al., 2009; Yang, 1985). Die meisten der genannten Untersuchungen beruhen allerdings auf markerbasierten Messungen, bei denen Marker zur Abbildung der knöchernen Struktur auf die Haut geklebt und dynamisch verfolgt wurden (Cashmere et al., 1999; Franettovich et al., 2007; Leardini et al., 2007; Müller et al., 2006). Alternativ werden Goniometer direkt auf der Haut angebracht (Kayano, 1986; Yang, 1985). Es ist allerdings bekannt, dass eine nicht unerhebliche Relativbewegung zwischen den Hautmarkern bzw. Goniometern und den knöchernen Strukturen stattfindet, wodurch insbesondere kleine Messgrößen, wie die Veränderung des Längsgewölbes, mit einem großen relativen Messfehler behaftet sind (Leardini, Chiari, Della & Cappozzo, 2005). Die Platzierung der Marker kann zu zusätzlichen Messfehlern führen (Wolf, List, Ukelo, Maiwald & Stacoff, 2009).

Während die dynamischen Eigenschaften des medialen Längsgewölbes in der Literatur unter Beachtung der geschilderten Limitationen in zahlreichen Untersuchungen und mit einer Vielzahl von verschiedenen Messgrößen (Razeghi & Batt, 2002; Williams & McClay, 2000) Berücksichtigung findet, wurde die dreidimensionale Oberfläche der Fußgeometrie während des Abrollvorgangs bisher kaum untersucht.

In den letzten fünf Jahren stellten einige Autoren (Coudert et al., 2006; Kimura et al., 2008; Kimura et al., 2009; Kimura et al., 2011; Kouchi et al., 2009; Wang et al., 2006) verschiedene

Ansätze zur Erfassung der dreidimensionalen dynamischen Fußform vor. Wegen verschiedener messtechnischer Limitationen, siehe Kapitel 2.1 Messtechnik, gelingt es allerdings nur wenigen, dreidimensionale Fußmaße während des Abrollvorgangs zu extrahieren (Coudert et al., 2006; Kouchi et al., 2009). Zahlreiche Veröffentlichungen stellen lediglich das Messsystem mit seinen Möglichkeiten und Grenzen vor (Kimura et al., 2008; 2009; 2011; Wang et al., 2006), ohne dabei größere Stichproben bezüglich der dynamischer Fußmaße zu untersuchen (siehe Tabelle 6). Auf die jeweiligen messtechnischen Ansätze der dynamischen Fußfassung mit ihren Vor- und Nachteilen wurde bereits im Kapitel 2.1 Messtechnik ausführlich eingegangen.

Coudert et al. (2006) berichten eine Vorfußverbreiterung von 5% über den Abrollvorgang und eine Zunahme der Rückfußbreite von 5mm. Hinsichtlich der fehlenden Angabe zur Anzahl der Probanden muss allerdings davon ausgegangen werden, dass es sich bei der Untersuchung um eine Fallstudie mit $n=1$ handelt. Zudem fehlen Informationen zur plantaren Fußgeometrie, da auf eine Aufnahme von unten verzichtet wurde (Coudert et al., 2006).

Kouchi et al. (2009) verwenden einen erhöhten Laufsteg mit integrierter Glasplatte, um die Fußsohle von plantar erfassen zu können. Insgesamt wird die Fußform von 55 Erwachsenen (22 ♂ und 23 ♀) während des Gehens dreidimensional erfasst und vermessen. Begründet durch die verwendete Messtechnologie (passive Stereogrammetrie) können allerdings nur vier frontale Schnittebenen untersucht werden. Die zeitliche Einteilung der Standphasen nehmen die Autoren mit Hilfe einer integrierten Kraftmessplatte vor. Ein Vergleich der Fußmaße findet zwischen der ersten vertikalen Kraftspitze (P1), der mittleren Standphase (MSP) und der bipedalen statischen Messung (S) statt. Relativ zur statischen Messung zeigen die Füße eine signifikante Verbreiterung in P1 im Fersen- (1.0mm) und Spannbereich (3.7mm). In der MSP ist das Fersenmaß schmaler (-4.1mm) als in der statischen Messung während der Vorfuß breiter wird (2.4mm). Das mediale Längenmaß zwischen den gezeichneten Fußebenen nimmt um 3.8mm zu. Für das laterale Längsgewölbe kann wiederum keine relevante Veränderung über den Abrollvorgang festgestellt werden. Die Schwächen der vorliegenden Studie sind in der verwendeten Messtechnik zu sehen, da diese lediglich mit einer Frequenz von 14 Hz aufzeichnet und nicht die gesamte dreidimensionale Fußform erfasst wird, sondern lediglich die aufgezeichneten Schnittebenen (Kouchi et al., 2009).

Fazit der bisherigen Erkenntnisse der Fußformveränderung

Insgesamt liefert die bestehende Literatur zur Veränderung der dreidimensionalen Fußform in unterschiedlichen Belastungssituationen und in der Dynamik unzureichende und teilweise kontroverse Ergebnisse. Neben den methodischen Schwächen, wie zum Beispiel der geringen Probandenzahl, sind die Mängel der bisherigen Untersuchungen in erster Linie durch die messtechnischen Limitationen zu begründen. Die Anzahl der publizierten Arbeiten im Zeitraum der letzten fünf Jahre zur dynamischen Oberflächenerfassung des Fußes deutet jedoch auf ein großes Interesse zu dieser Thematik hin, das bisher mit den bestehenden Methoden allerdings nicht vollständig befriedigt werden konnte. Die Dimensionen der bisherigen Ergebnisse der Fußformveränderungen von bis zu 8mm im Längen- und 5mm im Breitenmaß entsprechen Veränderungen von mehr als einer Schuhgröße und weisen auf eine praktische Relevanz der Berücksichtigung dynamischer Fußformvariabilität hin.

Tabelle 6: Übersichtstabelle bisheriger Studien zur dynamischen Fußform

Autoren / Jahr	Ergebnisse	Limitation der Studie	Messtechnik
Kouchi et al (2009) n = 55	Dynamik - Statik Fersenbreite Δ -4.1 mm Vorfußbreite Δ +2.4 mm	14 Hz Messfrequenz nur 4 Frontalschnitte	Passive Stereogrammetrie
Coudert et al. (2006) n = 1	Innerhalb der Dynamik Fersenbreite Δ +5mm Vorfußbreite Δ + 5%	Sehr kleine Stichprobe Synchronisierungsproblem Keine plantare Fußform Messungen mit Socken	Passive Stereogrammetrie
Housten et al (2006) Tsong et al. (2003) Xiong et al (2009)	Belastet vs. Unbelastet Ergebnisse siehe Tabelle 5	Nur statische Messungen in unterschiedlichen Belastungssituationen Kleine Stichproben	Aktive Triangulation (multiplex pattern & Lichtschnitt)
Wang et al. (2006) n = k.A.	Keine Ergebnisse zur Fußformveränderung!	7.5 Hz Messfrequenz Messungen mit Socken Geringe Messgenauigkeit Datenbankbasierte Modellgenerierung	Passive Stereogrammetrie
Kimura et al. (2008, 2009, 2011) n = k.A.	Keine Ergebnisse zur Fußformveränderung!	Sehr kleine Stichproben Zulässige Objekteigenschaften sind begrenzt	Direkte Kodierung (single pattern)

2.3.3 Einflussfaktoren auf die dynamische Fußformveränderung

Die menschliche Fußform ist sehr individuell und wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst. Es ist zu erwarten, dass die dynamischen Eigenschaften der Füße ebenfalls große individuelle Unterschiede aufweisen. Um dennoch Gruppen zueinander abgrenzen zu können, ist die Erkenntnis über den Einfluss verschiedener Faktoren notwendig. Einige wenige Studien haben sich mit den Einflussfaktoren auf die dynamische Fußformveränderung auseinandergesetzt. Im Fokus dieser Betrachtung stehen die möglichen Einflussfaktoren Geschlecht, Körpergewicht, Körpergröße (BMI) und Alter.

Einflussfaktor Geschlecht auf die dynamische Fußform

Geschlechtsspezifische Unterschiede der Fußform blieben viele Jahre weitestgehend unberücksichtigt. So basieren auch heute noch Passformen von Frauenschuhen häufig auf Männerleisten, die lediglich entsprechend auf die Größen der Frauenfüße herunter skaliert werden (Frey, 2000; Krauss, Grau, Mauch, Maiwald & Horstmann, 2008). Untersuchungen der letzten Jahre haben allerdings gezeigt, dass Frauen bei gleicher Fußlänge einen schmalere Fuß mit geringerem Umfang haben (Anil, Peker, Turgut & Ulukent, 1997; Krauss, 2007) und einen spezifischen Leisten benötigen (Krauss et al., 2010; Wunderlich & Cavanagh, 2001). Während diese Ergebnisse zu geschlechtsspezifischen Unterschieden der statischen Fußform auch in der Umsetzung vermehrt an Bedeutung gewinnen, sind Erkenntnisse im Bereich der dynamischen Fußform bisher sehr limitiert. Kenntnisse der vermehrten Laxität der weiblichen Bandstrukturen (Krauss, 2006; Rozzi, Lephart, Gear & Fu, 1999), der geringeren Fußlänge bei gleicher Körpergröße (Wunderlich & Cavanagh, 2001) sowie der dargestellten statischen Unterschiede zwischen männlicher und weiblicher Fußform deuten auf mögliche geschlechtsspezifische Unterschiede der dynamischen Fußgeometrie hin. Zifchock (2006) weisen eine geringere Steifigkeit im medialen Längsgewölbes bei Frauen nach, während Kouchi et al (2009) auf der Basis von 22 Männer- und 23 Frauenfüßen keine signifikanten Unterschiede in den dynamischen Fußmaßen feststellt. Dabei werden insgesamt neun dynamische Maße erhoben, die sowohl die Fußlängen-, die Fußbreiten- als auch Höhenmaße berücksichtigen (Kouchi et al., 2009). Bei der Bewertung der Ergebnisse sind allerdings die oben beschriebenen messtechnischen Schwächen zu berücksichtigen. Xiong et al. (2009) finden ebenfalls viele übereinstimmende Eigenschaften in der belasteten Fußform zwischen Frauen (n=15) und Männern (n=15), stellen allerdings einen signifikanten geschlechtsspezifischen Unterschied in dem Zusammenhang zwischen der Fußbreite und dem

Körpergewicht fest. Während das Körpergewicht bei Männern direkt mit der Fußbreite in den unterschiedlichen Belastungssituationen korreliert ($r > 0.7$), ist dieser Zusammenhang bei Frauen nicht erkennbar. Die Autoren schließen auf einen erforderlichen Mindestgrenzwert des Körpergewichtes, der von einigen Frauen nicht erreicht wird, um die Fußbreite entsprechend zu beeinflussen (Xiong et al., 2009). Murphy et al. (2005) untersuchen die geschlechtsspezifischen Unterschiede in den plantaren Druckverhältnissen während des Gehens und können ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen feststellen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die allgemeine Datenlage zur Charakterisierung der geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Fußgeometrie während des Gehens unbefriedigend ist. Zudem wurden die wenigen Studien, die Unterschiede zwischen Frauen- und Männerfüßen anhand von Oberflächenvermessungen in der Dynamik betrachtet haben, ausschließlich an asiatischen Probanden vorgenommen (Kouchi et al., 2009; Xiong et al., 2009). Es ist bekannt, dass verschiedene ethnische Gruppierungen unterschiedliche Fußformen aufweisen und somit nicht direkt miteinander vergleichbar sind (Hawes et al., 1994). Resultierend kann für den Faktor Geschlecht lediglich anhand der guten Datenlage der statischen Fußformen (Krauss et al., 2010; Wunderlich & Cavanagh, 2001) und der Annahme der vermehrten Laxität der weiblichen Bandstrukturen angenommen werden, dass die weibliche Fußgeometrie größere Veränderungen innerhalb der Dynamik zeigt (siehe Hypothese_{1F4}).

Einflussfaktor Körpergewicht auf die dynamische Fußform

Der Einfluss des Körpergewichtes auf die dynamische Fußform wurde bisher vorwiegend durch die Verwendung von plantaren Druckverteilungsmessungen untersucht. Hills et al. (2001) weisen einen direkten Zusammenhang zwischen dem erhöhten Körpergewicht und signifikant höheren Druckwerten unter den anatomischen Regionen der Ferse, dem Mittelfuß und den Metatarsalköpfchen nach. Während die Autoren keinen Unterschied zwischen der Fußlänge von übergewichtigen Erwachsenen im Vergleich zur normalgewichtigen Kontrollgruppe finden, ist die Fußbreite der übergewichtigen Probanden signifikant größer. Vergleichbare Studien von Gravante et al. (2003) und Birtane und Tuna (2004) weisen im Stand erhöhte Spitzendruckwerte im Vorfußbereich sowie eine größere plantare Kontaktfläche nach. Drerup et al. (2003) untersuchen in diesem Zusammenhang die Veränderung des Spitzendrucks in der Dynamik bei simulierter Gewichts- bzw. -abnahme durch zusätzliche Gewichte (+20kg). Während unter der Ferse und unter den Ballen der

Druck mit dem Zusatzgewicht signifikant zunimmt, ist dieser Effekt für den Mittelfußbereich nicht eindeutig nachzuweisen. Die Autoren schließen daraus, dass das Körpergewicht alleine keine Aussage über zu erwartende plantare Druckspitzen zulässt (Drerup, Beckmann & Wetz, 2003). Andere Autoren identifizieren das Körpergewicht als einen entscheidenden unabhängigen Prediktor zur Bestimmung von plantaren Druckspitzen und maximalen Bodenreaktionskräften (Menz & Morris, 2006).

Veränderungen in der Fußform durch erhöhtes Körpergewicht wurde bisher vorwiegend an Kinderfüßen untersucht. Mauch et al. (2008) zeigt an annähernd 3000 Kinderfüßen, dass die statische Fußform übergewichtiger Kinder vermehrt einem voluminösen Cluster entspricht und dass das mediale Längsgewölbe häufiger abgeflacht ist. Der Frage, ob diese Effekte durch das höhere Körpergewicht oder durch ein vermehrtes Fettpolster unter den Füßen resultieren, gehen Mickle et al (2006) nach. Dabei wird an Kinderfüßen das plantare Fettgewebe im Mittelfußbereich per Ultraschall vermessen. Obwohl die übergewichtigen Kinder ebenfalls ein stärker abgeflachtes mediales Längsgewölbe aufweisen, ist kein signifikanter Unterschied der Dicke des plantaren Fettgewebes nachweisbar. Xiong et al. (2009) zeigen in statischen Messungen, wie im oberen Abschnitt dargestellt, einen direkten Zusammenhang der Fußbreite zum Körpergewicht bei männlichen Probanden.

Die Studienergebnisse weisen darauf hin, dass der Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und der Veränderung der Fußform in der Dynamik nicht abschließend geklärt ist. Aufgrund erhöhter vertikaler Bodenreaktionskräfte, höherer plantarer Druckwerte sowie größerer plantarer Kontaktflächen können jedoch hypothetisch stärkere Breitenzunahmen und ein vermehrtes Abflachen des medialen Längsgewölbes über den Abrollvorgang bei Übergewichtigen angenommen werden (siehe Hypothese_{2F4}).

Einflussfaktor Alter auf die dynamische Fußform:

Der Einflussfaktor des Alters auf die dynamische Fußform wurde bisher ebenfalls vorwiegend durch die Messung der plantaren Druckverhältnisse untersucht. Dabei wird postuliert, dass die Elastizität der plantaren Weichteilstrukturen im Alter abnimmt (Hsu, Wang, Tsai, Kuo & Tang, 1998). Scott et al. (2007) untersuchen insgesamt 100 Probanden unterschiedlichen Alters und stellen einen signifikanten Einfluss des Alters auf die Fußeingenschaften und eine geminderte Fußsensibilität fest. Ältere Probanden zeigen ein flacheres Längsgewölbe, einen geringen Bewegungsumfang im Sprunggelenk sowie signifikant geringere Druckwerte unter der Ferse und im Vorfußbereich. Konträr dazu berichten andere Autoren von größeren Druckspitzen im Vorfußbereich bei Älteren, während keine signifikanten altersbedingten

Unterschiede im Fersen und Mittelfußbereich festzustellen sind. Ältere Probanden weisen allerdings eine größere Kontaktfläche auf (Kernozeck & LaMott, 1995). Keinen Unterschied stellen Zifchock et al. (2006) in der Fußstruktur bei Älteren hinsichtlich der Gewölbehöhe und der Gewölbesteifigkeit anhand einer umfangreichen Untersuchung von 145 Probanden fest. Menz und Morris (2006) argumentieren übereinstimmend und schreiben dem Körpergewicht einen deutlich größeren Einfluss auf die dynamischen Fußigenschaften zu.

Keine der hier genannten Untersuchungen zeigt die dynamische dreidimensionale Fußform anhand optischer Oberflächenvermessung. Es werden lediglich zweidimensionale plantare Druckverhältnisse interpretiert um Aussagen über Form und Funktionalität des gealterten Fußes treffen zu können. Dynamische Messungen der tatsächlichen Fußform können möglicherweise weiteren Aufschluss über den Einfluss des Alters auf die Fußstruktur geben und einen Beitrag zur Klärung der bisher kontroversen Ergebnisse leisten. Es kann für den Faktor Alter zusammengefasst werden, dass zwar tendenziell der Einfluss des Alters nachgewiesen werden konnte, sich dies allerdings nicht in allen beschriebenen Studien bestätigte. Im Rahmen dieser Arbeit wird hypothetisch ein Einfluss des Alters auf die dynamische Fußstruktur angenommen (siehe H3_{F4}).

2.4 Zusammenfassung und Fazit des aktuellen Forschungsstands

Auf Basis der beschriebenen Problematik der unbefriedigenden Literaturlage zur Veränderung der dreidimensionalen Fußform in der Dynamik wird die Grundlagenforschung in diesem Bereich vom Autor als dringend erforderlich erachtet. Zudem wird aus den eingangs betrachteten Studien der Einfluss der Schuhpassform auf die Entstehung von Fußdeformitäten und die Notwendigkeit der Passformoptimierung deutlich.

Wie der Stand der Messtechnik gezeigt hat, sind durch verschiedene Entwicklungen der vergangenen Jahre schnellere und präzisere Messungen von Oberflächen generell möglich, die in den vorliegenden Untersuchungen bisher noch nicht ausreichend genutzt wurden. Insbesondere die Entwicklung schnellerer Projektoren weist auf ein großes Potential im Bereich der dynamischen Oberflächenerfassung hin. Die Realisierung eines 4D-Messsystems zur dynamisch-optischen Oberflächenerfassung der plantaren Fußform in der Bewegung ist demnach das übergeordnete Ziel dieser Arbeit.

3. Fragestellungen und Hypothesen

Resultierend aus den Kapiteln 1 & 2 lassen sich auf der Grundlage der eingangs formulierten Zielsetzungen die endgültigen Forschungsfragen und Hypothesen der vorliegenden Arbeit formulieren.

F1: Lässt sich die plantare Fußform im Abrollvorgang während des Gehens zuverlässig mit einem dynamisch-optischen Oberflächenvermessungssystem erfassen?

Diese Fragestellung wird deskriptiv nach den Vorgaben (Tabelle 1) bearbeitet. Dabei wird die Validität, Objektivität und Reproduzierbarkeit als Maß der Zuverlässigkeit verwendet. Aus diesem Grund wird für diese Fragestellung keine Hypothese formuliert.

F2: Welche praktisch relevanten Veränderungen lassen sich am menschlichen Fuß während des Abrollvorgangs feststellen?

H1_{F2}: Die Fußlängenmaße nehmen unter der Belastung während des Abrollvorgangs signifikant und in einem praktisch relevanten Ausmaß zu.

H2_{F2}: Fersen- und Vorfußbereich zeigen über den Abrollvorgang eine signifikante Breitenzunahme mit praktischer Relevanz.

H3_{F2}: Der Fuß weist eine, durch die auftretende Belastung während des Abrollvorgangs, signifikant abgeflachte mediale Gewölbestruktur auf.

F3: Welche Unterschiede und welche Zusammenhänge lassen sich zwischen der statischen und dynamischen Fußform feststellen?

H1_{F3}: Die statische Fußform zeigt ein im Vergleich zur Hauptbelastungsphase in der Dynamik signifikant verkürztes Längenmaße.

H2_{F3}: Fersenbreite und Vorfußbreite sind in den Hauptbelastungsphasen des Abrollvorgangs breiter als in der statischen bipedalen Situation.

H3_{F3}: Das mediale Längsgewölbe flacht in den Hauptbelastungsphasen über den Abrollvorgang im Vergleich zur statischen Situation ab.

F4: Besteht ein Zusammenhang zwischen der dynamischen Fußformveränderung und den Einflussfaktoren Geschlecht, Körpergewicht und Alter?

H1_{F4}: Frauen zeigen im Vergleich zu Männern vermehrte Veränderungen der Fußgeometrie in der Dynamik im Bereich des Gewölbes, der Breiten- und Längenmaße.

H2_{F4}: Personen mit erhöhtem Körpergewicht zeigen vermehrte Veränderungen der Fußgeometrie in der Dynamik im Bereich des Gewölbes, der Breiten- und Längenmaße.

H3_{F4}: Ältere Probanden zeigen im Vergleich zu jüngeren Probanden geringere Veränderungen der Fußgeometrie in der Dynamik im Bereich des Gewölbes und der Breitenmaße.

4. Methode

Zur Beantwortung der in Kapitel 3 formulierten Fragestellungen sind sowohl Studien zur Beurteilung der Gütekriterien des zu entwickelnden Messverfahrens durchgeführt worden als auch Studien zur Quantifizierung der Fußformveränderungen über den Abrollvorgang. Beiden Untersuchungen liegt ein überschneidendes Probandenkollektiv zu Grunde, wobei die Beschreibung der Fußform auf 129 Probanden und die der Testgüte auf 106 Probanden basiert.

4.1 Untersuchungen zur Beurteilung der Testgüte

Als Kriterien der Testgüte werden die Validität, die Objektivität und die Reliabilität des Messverfahrens bestimmt.

Die **Validität** stellt das Verhältnis der bei der Messung erzeugten Daten (Ist-Wert) zu den tatsächlichen Maßen (Soll-Wert) des Objektes dar. Da momentan kein vergleichbares dynamisches Verfahren zur Bestimmung der dreidimensionalen Fußform existiert, kann der anzunehmende wahre Wert der dynamischen Fußform nicht durch eine alternative Messeinrichtung bestimmt und verglichen werden. Aus diesem Grund werden zur Bestimmung der Validität rigide Körper mit bekannten Maßen in statischer und dynamischer Situation vermessen.

Die **Objektivität** des Messverfahrens beschreibt die Unabhängigkeit der Auswertung vom Untersucher, welche als Inter-Tester-Variabilität bezeichnet wird. In der hier vorliegenden Arbeit wurde die Auswertung einzelner Fußmaße ausschließlich von einer Person vorgenommen, wodurch eine stringente Vorgehensweise der Analyse über das gesamte Probandengut gewährleistet werden kann. Dennoch sollten wissenschaftlich erhobene Daten generell zwischen verschiedenen Untersuchern und Laboren vergleichbar sein. Folglich wird die Inter-Tester-Variabilität des vorliegenden Mess- und Auswerteverfahrens erhoben und diskutiert. Zur Untersuchung der Objektivität wurden 10 randomisiert ausgewählte Probanden von einem zweiten Untersucher erneut ausgewertet. Insgesamt wurden sechs verschiedene Messgrößen pro Untersucher von je zwei Abrollvorgängen sowie von der statischen Situation pro Proband zur Evaluierung herangezogen. Somit basieren die Ergebnisse der Inter-Tester-Variabilität für jede Messgröße auf 20 Messungen pro Tester und pro Standphase. Insgesamt

wurden über den gesamten Abrollvorgang somit über 600 Messwerte von jedem Tester ausgewertet und verglichen. Der resultierende Messfehler wird durch die Auswahl der exakt gleichen Abrollvorgänge nicht von der individuellen Variabilität der Probanden beeinflusst, sondern beschreibt ausschließlich die Differenz zwischen den zwei Untersuchern.

Die **Reliabilität**, als drittes Testgütekriterium, dient als Maß der Verlässlichkeit der Messungen. Dabei wird der Anteil der Varianz beschrieben, der durch den tatsächlichen Unterschied und nicht durch den Messfehler oder durch zufällige Abweichungen begründet werden kann. Zur Beschreibung der Reliabilität fanden jeweils drei wiederholte dynamische und zwei wiederholte statische Messungen statt. Die Verteilung der Stichprobe ist in Tabelle 7 dargestellt. Die Vorgehensweise der Messung wird auf S. 44 detailliert beschrieben.

Tabelle 7: Stichprobe zur Untersuchung der Reliabilität des Messsystems

Geschlecht	n	Alter	Körpergewicht	Körpergröße	BMI	Schuhgröße
Frauen	59	38 ± 13	70.0 ± 11.9	167 ± 7.1	25 ± 4.6	39.5 ± 1.5
Männer	47	40 ± 16	80.1 ± 11.5	176 ± 9.6	26 ± 3.7	43.0 ± 1.4
Gesamt	106	39 ± 14	74.5 ± 12.7	171 ± 10.2	25 ± 4.3	41.0 ± 2.2

Legende: Mittelwert ± Standardabweichung; n = Anzahl der Probanden; BMI = Body Mass Index

4.2 Anthropometrische Untersuchung der Fußformveränderung

4.2.1 Stichprobe

Zur Erhebung der Fußmaße erfolgte die Akquirierung der Studienteilnehmer im Umfeld des Universitätsklinikums sowie der Universität Tübingen durch Rundschreiben und Flyer. Insgesamt gaben 187 Probanden (♀ 109 ♂ 78, Alter 36 ± 14 , BMI 24.4 ± 3.9) ihre mündliche Einwilligung zur Teilnahme an der Studie. Da 18 Personen nicht zur Studie erschienen sind, nahmen an den dynamischen und statischen Messungen 169 Probanden teil. Anlässlich anfänglicher messtechnischer Schwierigkeiten, die im Laufe der Messungen gelöst werden konnten, mussten die Daten von 34 Personen ausgeschlossen werden. Unter Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien ergibt sich eine Drop Out (DO) Quote von ca. 30%, die sich wie folgt zusammensetzt.

Tabelle 8: Übersicht ausgeschlossener Probanden (Drop Out = DO)

DO – Ursache	DO – Probanden	% -Anteil Gesamtkollektiv
Teilnehmer unter 18 Jahre alt	3	1.6 %
Schwindelgefühl	1	0.5 %
Fußschmerzen beim Gehen	1	0.5 %
Zur Messung nicht erschienen	18	9.6 %
Keine drei Messungen wegen Messartefakten	34	18.1 %
Gesamt Drop Outs	57	30.5 %

Resultierend aus den genannten Studienausschlüssen sind insgesamt 77 Frauen und 52 Männer in die Auswertung eingegangen (siehe Tabelle 9).

Die Balkendiagramme der Abbildung 6 zeigen die Verteilungscharakteristik der Stichprobe hinsichtlich der wichtigsten anthropometrischen Kenngrößen. Auffällig ist eine Akkumulation der Studienteilnehmer zwischen 20 und 30 Jahren, was sich durch die Teilnahme vieler Studenten erklären lässt. Entgegen einer erwarteten Gleichverteilung der Altersstufen, wird die mittlere Altersgruppe von 30- bis 40-Jährigen mit lediglich 15 Probanden gering berücksichtigt. Ebenfalls ein Ungleichgewicht stellt die Verteilung von Frauen (w) und Männern (m) dar. Die Stichprobe deckt die Schuhgrößen 37 bis 47 in einer geschlechterspezifischen Normalverteilung ab. Die Größen 39 und 42 werden laut einer aktuellen Studie als die am häufigsten getragenen weiblichen und männlichen Schuhgrößen in Deutschland angegeben (Richter & Schaefer, 2009).

Unter der Annahme natürlicher Zufallseinflüsse bei der Rekrutierung der Probanden kann hier von einer repräsentativen Stichprobe ausgegangen werden.

Tabelle 9: Stichprobe zur anthropometrischen Untersuchung der Fußformveränderung

Geschlecht	n	Alter [Jahre]	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Schuhgröße
Frauen	77	37 ± 13	68.3 ± 11.6	167 ± 0.07	24 ± 4.3	40 ± 1.5
Männer	52	39 ± 16	79.2 ± 11.3	1.76 ± 0.07	26 ± 3.8	43 ± 1.5
Gesamt	129	38 ± 14	72.7 ± 12.6	1.71 ± 0.08	25 ± 4.2	41 ± 2.3

Legende: Mittelwert ± Standardabweichung; n = Anzahl der Probanden; BMI = Body Mass Index

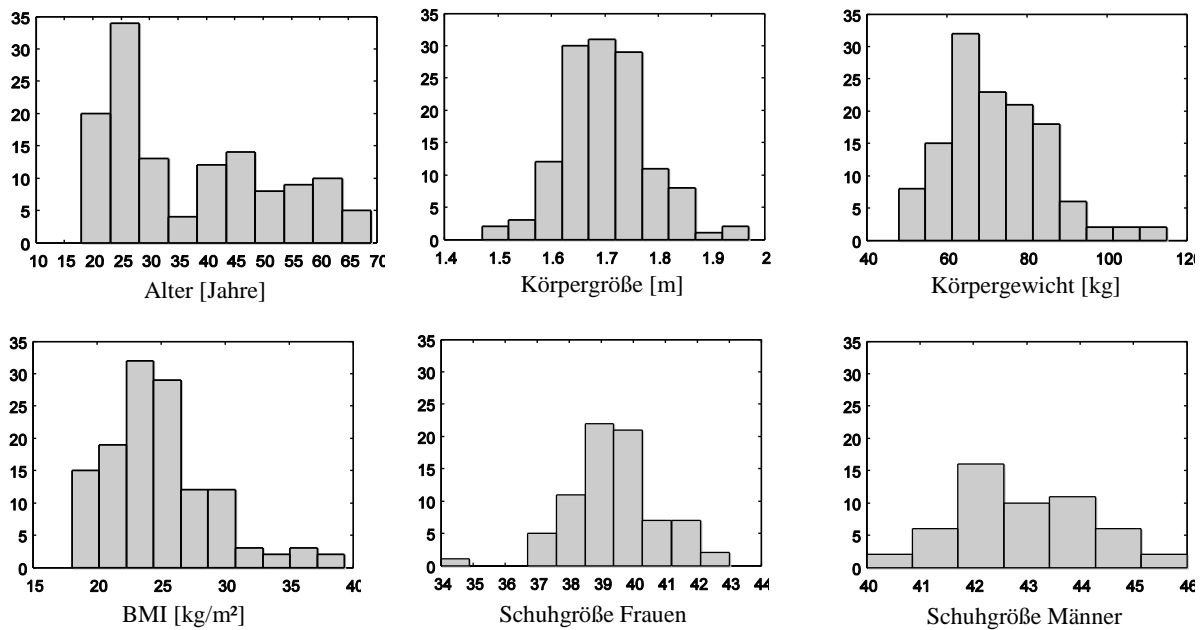


Abbildung 6: Verteilungscharakteristik der Stichprobe

4.2.2 Einverständniserklärung, Ein- und Ausschlusskriterien

Die Probanden wurden zu Beginn der Messung über die Studienziele, Inhalte und den Ablauf der Messung durch eine schriftliche Probandeninformation aufgeklärt (siehe Anhang) und konnten anschließend frei über ihre Teilnahme oder Nichtteilnahme per Einverständniserklärung entscheiden. Die Ethikkommission der Universität Tübingen erteilte für alle am Probanden durchgeführte Studien der vorliegenden Arbeit ihre Zustimmung (Kennziffern: 56/2008/BO1; 386/2009BO2). Die Ein- und Ausschlusskriterien, die den Studien zu Grunde lagen, sind in Tabelle 10 dargestellt.

4.3 Messablauf

Nachdem im Case Report Form (CRF) Angaben zum Alter, Geschlecht und der getragenen Schuhgröße der Probanden erfasst wurden, sind Körpergewicht und Körpergröße jeweils ohne Schuhe gemessen und ebenfalls im CRF protokolliert worden (siehe Anhang). Der Untersuchungsleiter überprüfte die Ein- und Ausschlusskriterien im Rahmen dieser Befragung. Somit waren alle Teilnehmer der Studie beschwerdefrei und konnten einen physiologischen Abrollvorgang gewährleisten. Die Messungen fanden einseitig statt, wobei die zu vermessende Seite jeweils randomisiert wurde. Sowohl die statische als auch die dynamische Fußform wurde in wiederholten Messungen mit dem entwickelten dynamisch-optischen Oberflächenvermessungsverfahren erfasst.

Tabelle 10: Ein- und Ausschlusskriterien der Studie

Einschlusskriterien

- Der Proband kann nach mündlicher und schriftlicher Aufklärung über die Ziele und Inhalte der Studie seine Einwilligung zu einer Teilnahme abgeben
 - Der Proband muss mindestens 18 Jahre alt sein
-

Ausschlusskriterien

- Verletzungen oder Erkrankungen im Bereich der unteren Extremität, die das Gangbild beeinträchtigen
 - Gangunsicherheit und / oder der Gebrauch von Gehhilfen
 - Schwindel
 - Mehr als 125 kg Körpergewicht
-

4.3.1 Statische Messungen der Fußform

Zu Beginn der Messung erfolgt die statische Erfassung der Fußform unter Verwendung des entwickelten Messsetups. Auf die Eigenschaften und Entwicklung der Messtechnik wird im weiteren Verlauf im Abschnitt 4.4 ausführlich eingegangen. Es erfolgten zwei wiederholte Messungen im bipedalen Stand. Der Proband platzierte dazu den zu vermessenden Fuß auf der Glasplatte des Scanners, wohingegen er den kontralateralen Fuß seitlich, neben das Messfeld, auf gleicher Höhe positionierte. Während der statischen Messung wurden die Studienteilnehmer aufgefordert, das Körpergewicht möglichst gleichmäßig auf beide Beine zu verteilen. Die Aufnahmen wurden mit einer individuell eingestellten und optimierten Belichtungszeit vorgenommen, wobei die örtliche Auflösung auf den maximalen Wert justiert wurde. Die Probanden hatten die Möglichkeit sich am Geländer festzuhalten.

4.3.2 Dynamische Messungen der Fußform

Im Anschluss an die statischen Messungen fand die dynamische Erfassung der dreidimensionalen Fußform statt. Die Probanden haben, um sich an die Situation, die Schrittfolge und die Gehgeschwindigkeit gewöhnen zu können, vor der Messserie ausreichend Zeit eingeräumt bekommen, den Bewegungsablauf zu üben, um ein möglichst physiologisches Gangbild gewährleisten zu können. Sobald es dem Probanden möglich war bei der vorgegebenen Geschwindigkeit die Glasplatte des Scanners, ohne eine unnatürliche Fokussierung dieser, zu treffen, starteten die Messungen. Insgesamt führten die Studienteilnehmer mindestens drei gültige dynamische Abrollvorgänge bei der Gehgeschwindigkeit von $4.5 \text{ km/h} \pm 5\%$ durch. Die Gehgeschwindigkeit wurde mittels zweier Lichtschranken (Alge Timing, Lustenau, Österreich) kontrolliert. Die dynamischen Messungen sind mit einer Frequenz von 41 Hertz, einer Shutter Zeit von $<2\text{ms}$ und in einer reduzierten örtlichen Auflösung im 2x2 binning Mode durchgeführt worden. Insgesamt haben die Messungen einen Zeitraum von 25 bis 30 Minuten pro Proband in Anspruch genommen.

4.4 Entwicklung des Messsystems „DynaScan4D“

Im Unterabschnitt 2.1.2 konnte gezeigt werden, dass die Verwendung von hochfrequenten Projektoren und Kameras die Vorteile von kodierten und strukturierten Bildersequenzen auch für die Aufnahme von dynamischen Szenen ermöglicht. Hervorgehend aus diesen Recherchen wurde das Verfahren der aktiven Triangulation unter Verwendung flächenhafter Projektion, einer Kodierung durch Bildersequenzen und dem Einsatz von hochfrequenten digitalen Projektoren als erstrebenswerte Lösung angesehen. Die ViALUX Messtechnik GmbH (Chemnitz, Deutschland) bietet mit dem 3D-Scanner „z-Snapper“ diese Kombination für industrielle Automatisierungsprozesse bereits an. Verschiedene Entwicklungsprozesse waren notwendig, um diese Messtechnik auf die Anforderungen der dynamischen Fußformerfassung anzupassen. Im Folgenden werden das Messprinzip, die verwendete Messtechnik und die vorgenommenen Entwicklungsschritte zur Realisierung des Fußscanners detailliert dargestellt

4.4.1 Messprinzip des z-Snappers

Das zugrundeliegende Messprinzip wird als phasenkodierte Triangulation mit einem flächenhaften Projektionsverfahren bezeichnet. Der Vorteil dieser Technologie liegt in der zeitlich parallelen Erfassung eines spezifischen Raumwinkels, wodurch die Vermessung ganzer Oberflächen innerhalb kürzester Zeit ermöglicht wird (siehe auch Unterabschnitt 2.1.2). Eine Kamera nimmt dabei die auf das Objekt projizierten Muster auf. Mit Hilfe entsprechender mathematischer Algorithmen (F1-3) wird der Sinus-Phasenwert sowie daraus die x-, y-, z- Koordinaten bestimmt. Die Phasenkodierung dient zusätzlich in Kombination mit dem Phasenverschiebungsverfahren zur eindeutigen Identifikation der Streifen im Streifenlichtmuster. Beide Verfahren kombiniert, gewährleisten somit die pixelgenaue Zuordnung der Streifenlichtmuster.

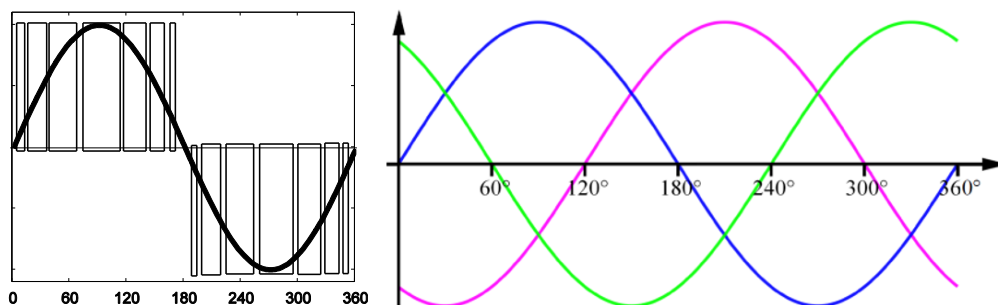


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Puls-Weiten-Modulation (links) und des Phasenverschiebungsverfahrens (rechts)

Die Kodierung der Streifen wird über eine Puls-Weiten-Modulation vorgenommen. Dabei

werden über binäre Informationen (ON / OFF) annähernd sinusförmige Lichtintensitätsmuster generiert. Die Lichtintensität wird durch die Schaltzeiten der verwendeten digitalen Mikrospiegelleinheit (DLP-Technologie) erzeugt. Ein schematisches Beispiel der Pulsweiten-Modulation ist in der Abbildung 7 (links) dargestellt, wobei die Schaltzeiten durch eingezeichnete Rechtecke symbolisiert werden.

Gemäß der folgenden Gleichungen nach Frankowski et al. (2000) lässt sich aus dem projizierten Streifenlichtmuster ($I_{0(x,y)}$), aus dem von der Kamera aufgenommenen Muster ($I_{(x,y)}$) und durch die Phasenposition der aufgenommenen Intensitätskurve $\Delta(x,y)$ das Höhenprofil der Oberfläche in den Folgeschritten berechnen (F1-3). $V(x,y)$ steht hier für die Amplitude.

$$I_{(x,y)} = I_{0(x,y)} + [1 + V(x,y)\cos\Delta(x,y)] \quad (F1)$$

Beim Phasenverschiebungsverfahren wird, wie in Abbildung 7 (rechts) dargestellt, ein äquidistantes Streifenlichtmuster um einen gegebenen konstanten Phasenwinkel verschoben. Als Beispiel wird hier eine dreifache Phasenverschiebung um jeweils 60° angegeben.

$$\begin{aligned} I_{1(x,y)} &= I_{0(x,y)} + [1 + V(x,y)\cos\Delta(x,y) + \Phi 0^\circ] \\ I_{2(x,y)} &= I_{0(x,y)} + [1 + V(x,y)\cos\Delta(x,y) + \Phi 60^\circ] \\ I_{3(x,y)} &= I_{0(x,y)} + [1 + V(x,y)\cos\Delta(x,y) + \Phi 120^\circ] \end{aligned} \quad (F2)$$

Daraus ergibt sich die Höhenprofilberechnung aus der $\Delta(x,y)$ Phase durch folgende arctan Funktion:

$$\Delta z = \Delta(x,y) = \arctan 3 \{ [I_{3(x,y)} - I_{2(x,y)}] / [I_{1(x,y)} - I_{2(x,y)} - I_{3(x,y)}] \} \bmod \pi \quad (F3)$$

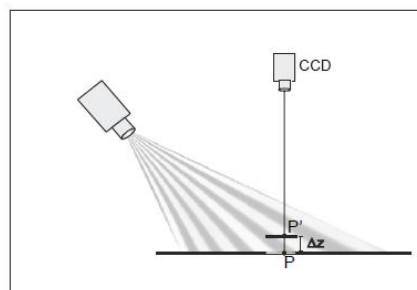


Abbildung 8: Höhenprofilbestimmung per Streifenlichtverfahren (Quelle Höfling 2004)

Bei der gewählten Methodik wird, für jedes 3D-Bild eine Sequenz von 3 bis 50 Einzelaufnahmen benötigt (zeitliche Multiplex-Kodierung). Diese sind mit entsprechend

hoher Frequenz zu erzeugen, um die gewünschte zeitliche Auflösung von 30 dreidimensionalen Bildern in der Sekunde erreichen zu können. Durch den Einsatz bestimmter Hardwaretechnik, ist es möglich, diese Messfrequenzen trotz der Sequenz von Einzelaufnahmen zu gewährleisten.

4.4.2 Hardware der Messtechnik

Die in diesem Projekt verwendete Hardware der Messtechnik basiert auf dem beim Kooperationspartner ViALUX vorliegenden Know-How. Die Messtechnik besteht aus einer aufzeichnenden Einheit, der Kamera, sowie einer projizierenden Einheit (siehe Abbildung 10).

Die verwendete CCD Sensor Chip-Kamera (Pike F-032 B/W, Allied Vision, Stadtroda, Deutschland) arbeitet mit einer VGA Auflösung (640x480) und einer maximalen Aufnahme­frequenz von 205 Bildern pro Sekunde. Bei der dazugehörigen Optik (Cinegon 1.4/8 – 0512, Schneider Kreuznach, Bad Kreuznach, Deutschland) handelt es sich um eine 8mm Linse, die ein Aufnahme­feld von 70° gewährleistet. Im gleichen Winkel werden die Streifenlichtmustersequenzen seitens des Projektors auf das Objekt projiziert. Das Messfeld resultiert aus den überschneidenden Flächen beider Einheiten. Abhängig von der Distanz zum aufnehmenden Objekt ergibt sich ein maximales Aufnahme­feld von 1350mm x 1350mm.

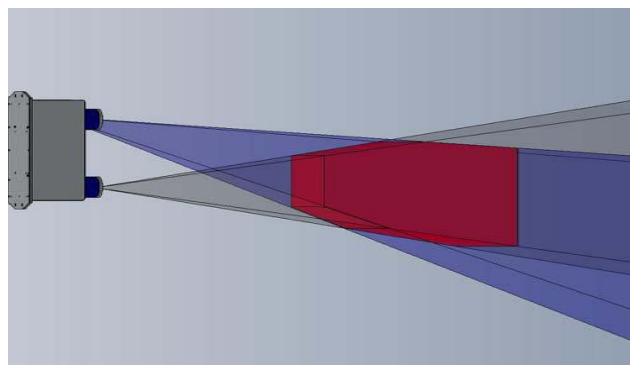


Abbildung 9: Schematische Darstellung des resultierenden Messvolumens aus dem Strahlengang der Kamera und des Projektors (Quelle z-Snapper Manual Version 3.0 von Vialux)

Als Belichtungsquelle der Projektionseinheit wird eine blaue LED mit 700 mW und einer Wellenlänge von 450nm bis 460nm verwendet. Nach Herstellerangaben befindet sich in

diesem Wellenlängenbereich, die höchste spektrale Empfindlichkeit des verwendeten CCD Sensors (Kodak KAI-0340, Kodak, Stuttgart, Deutschland) der Kamera. Die Projektion des Lichtes wird über die in Unterabschnitt 2.1.2 bereits dargestellte Mikrospiegeleinheit DMD (Digital Micromirror Device) der Firma Texas Instruments gewährleistet. Neben den genannten Vorteilen dieser Projektionstechnik gegenüber herkömmlicher Verfahren (siehe Tabelle 3) bietet das Klappspiegelsystem (XGA Auflösung) die Möglichkeit, auf sehr einfache Weise, durch die Verkipfung der einzelnen Spiegel, binäre Muster hochfrequent zu erzeugen. Die Framerate des Spiegelsystems hängt, neben dem Ansteuerungsverfahren, in erster Linie von der gewählten Bittiefe ab. Die Bittiefe gibt an, wie viele Farb- oder Grauwertinformationen für jeden Pixel verfügbar sind. Mehr Bitinformationen bedeutet mehr Grauwerte und damit eine präzisere Kodierung und Tiefeninformation. Während bei einer reinen binären (schwarz/weiß) Information (2^1 Grauwerte) bis zu 16 000 Lichtmuster pro Sekunde erzeugt werden können, stehen bei 16 Bit-Projektionen 2^{16} Grauwerte und eine Projektionsfrequenz von lediglich 2Hz zur Verfügung. Wie in Unterabschnitt 4.4.1 erläutert, basiert das Projektionsprinzip der Grauwerte mittels DMD auf der Grundlage der Pulsbreitenmodulation (PWM). Soll bei einem 8Bit Grauwertverfahren ($2^8 = 256$ Grauwerte) der Grauwert 128 projiziert werden, wird der Spiegel während der Hälfte des Videoframes auf ON und während der anderen Hälfte auf OFF geschaltet. Andere Grauwerte werden analog erzeugt. Für unser Vorhaben wird ein 8Bit Grauwertverfahren verwendet, da es sowohl die nötige Grauwertinformation als auch die erforderliche Frequenz gewährleistet.

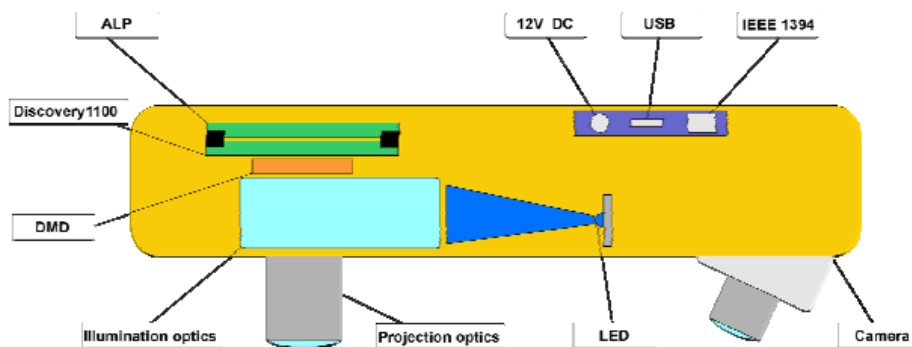


Abbildung 10: Darstellung der Hardwarekomponenten der Projektor-Kamera Einheit (Quelle: ViALUX)

Mit dem von Texas Instrument bereitgestellten Discovery™ Chipsatz ist es möglich, die Spiegel nach den individuellen Erfordernissen der jeweiligen Anwendung anzusteuern. Darauf basierend hat die ViALUX GmbH eine eigene Ansteuerung der DMD Technik entwickelt, die ebenfalls als Hardwarekomponente im z-Snapper System eingebracht wurde. Das „ALP interface board“ (siehe Abbildung 11) beinhaltet ein USB-Controller zum Datentransfer zum PC, ein SDRAM Datenspeicher und ein „Field Programmable Gate Array“ (Virtex-II FPGA). Der interne Speicher (SDRAM) erhält die Informationen der zu projizierenden Mustersequenzen und leitet diese über die extrem schnelle FPGA-Schaltung an den Mikrospiegel weiter. Zwei große Vorteile ergeben sich durch die Verwendung dieser Bauteile, die beide die Projektionsgeschwindigkeit positiv beeinflussen können. Einerseits wird durch die Verwendung des SDRAM Datenspeichers ein paralleles Aus- und Einlesen der Daten ermöglicht, wodurch die folgende Mustersequenz bereits parallel zur Projektion geladen werden kann. Zudem ist das Gate Array (FPGA) so programmiert, dass dieser pulsbreitenmodulierte Grauwert-Signale hochfrequent generieren kann. Somit ist es möglich die volle DMD-Projektionsfrequenz auszunutzen, was in einer maximalen 3D-Framerate von 46 Hz für den Einzelbetrieb eines z-Snappers resultiert (Höfling 2004).

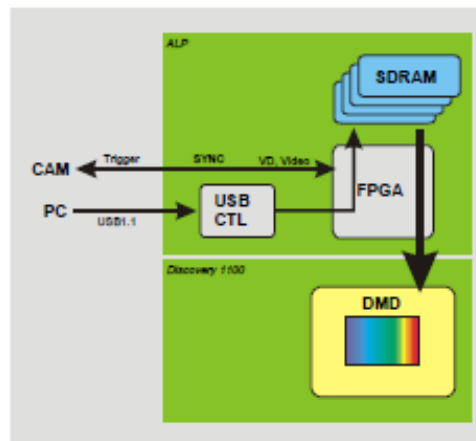


Abbildung 11: ALP-Steuerungshardware der DMD-Einheit (Quelle: Höfling 2004)

Legende Abbildung 11:

ALP = Accessory Light Modulator Package

FPGA = Field Programmable Gate Array

SDRAM = Synchronous Dynamic Random Access Memory

DMD = Digital Micromirror Device

USB = Universal Serial Bus

CAM = Camera

PC = Personal Computer

4.4.3 Konstruktion des dynamischen Fußscanners

Unter Verwendung der dargestellten Messtechnik wurde ein Messsetup entwickelt, welches eine Aufnahme des plantaren dynamischen Fußes gewährleistet. Dazu erfolgten mehrere Probemessungen anhand eines Testaufbaus (siehe Abbildung 12 links) und theoretischer Modellgenerierungen, um die benötigte Anzahl der Projektor-Kamera-Einheiten und die optimale Position sowie die benötigte Höhe und Länge der Lauffläche bestimmen zu können. Basierend auf der Voraussetzung, mit der beschriebenen Optik (Projektionswinkel 70°) ein Messfeld von mindestens $0,6\text{m} \times 0,4\text{m}$ von plantar erfassen zu wollen, wurde eine $0,8\text{m}$ erhöhte Lauffläche mit einer integrierten Glasplatte bestehend aus entspiegeltem Sicherheitsglas ($0,6\text{m} \times 0,4\text{m}$) konstruiert. Die Länge der Lauffläche orientiert sich an der benötigten An- und Auslauflänge zur Durchführung eines physiologischen Schrittes. Abbildung 12 (rechts) zeigt die finale Konstruktion des dynamischen Fußscanners, bestehend aus einem $4,6\text{m}$ langen, $0,9\text{m}$ breiten und $0,8\text{m}$ hohen Laufsteg aus Aluminiumprofilen. Zur Sicherheit der Probanden erfolgte eine Ergänzung des Messsetups durch ein $1,0\text{m}$ hohes Geländer. Die entspiegelte Sicherheitsglasplatte wurde in einem Profilrahmen gelagert, der lediglich punktuell an vier Ecken auf den Aluminiumprofilen des Laufstegs aufliegt (siehe Technische Zeichnung im Anhang).

Zur Kontrolle der Gehgeschwindigkeit sind Lichtschranken (RLS 3c Alge Timing, Lustenau, Österreich) in das Messsystem integriert worden. Dabei handelt es sich um eine dreifach Lichtschranken, die eine Fehlmessung z.B. durch einen vorschwingenden Arm, bestmöglich ausschließt.

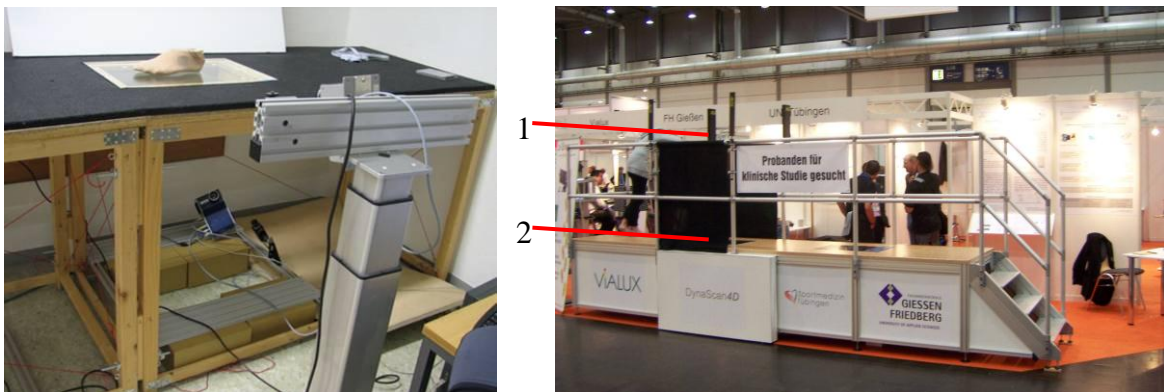


Abbildung 12: Testaufbau (links) und finales Messsetup (rechts) mit integrierter Messtechnik
Legende Abbildung 12 (rechts):

- 1 = Lichtschranken zur Kontrolle der Gehgeschwindigkeit (Alge Timing, A-Lustenau)
- 2 = Entspiegeltes Sicherheitsglas mit integriertem Trigger basierend auf Dehnungsmessstreifen (DMS)

4.4.4 Detektierung des Abrollvorgangs

Zur zeitlichen Bestimmung des Abrollvorgangs wurden Drucksensoren (IEE; Model FSR-174) unter die vier Ecken der Glasplatte positioniert. Die durch den Auftritt des Fußes entstehende Druckveränderung erzeugt in den Dehnungsmessstreifen (DMS) innerhalb von 1 bis 2 ms eine Widerstandsänderung. Unter Verwendung eines Spannungsteilers, bestehend aus zwei in Reihe geschalteten ohmschen Widerständen, wird die Widerstandsänderung gemäß der Spannungsteilerregel zur messbaren Spannungsänderung. Diese wird wiederum durch einen A/D-Wandler (LabJack, Modell U12, Lakewood, USA) als digitales Signal vom PC eingelesen und als Triggersignal verwendet. Somit kann eine eindeutige zeitliche Bestimmung des Fußaufsatzes und des Verlassens der Glasplatte gewährleistet werden, was zur Einschränkung des zu bearbeitenden Zeitfensters und damit zur Reduzierung der zu visualisierenden Datenmenge führt.

4.4.5 Anzahl und Anordnung der Scannereinheiten

Da der Fuß von plantar erfasst werden soll, befindet sich die Messtechnik unterhalb des Laufstegs. Bei der Positionierung der Scannereinheiten wurden die Ziele verfolgt, eine möglichst geringe Anzahl an Sensoren zu verwenden und dabei sowohl die maximale seitliche (medial & lateral) als auch die vordere und hintere maximale Krümmung des Fußes erfassen zu können.

Abbildung 13 verdeutlicht schemenhaft die unterschiedlichen Aufnahmebereiche in Abhängigkeit der Anzahl und Positionierung der Sensoren am Beispiel eines Querschnitts durch die Ferse. Während bei nur einer Einheit der Aufnahmebereich annähernd auf die plantare Information beschränkt ist, bilden zwei seitlich positionierte Sensoren, die geforderte seitliche maximale Krümmung des Fersenbereiches ab.

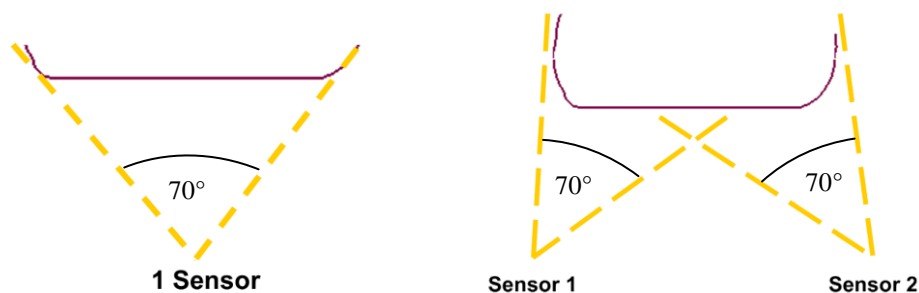


Abbildung 13: Aufnahmebereich unter Verwendung von einer zentralen Scanner-Einheit (links) und von zwei seitlichen Scanner-Einheiten (rechts) am Beispiel eines Querschnitts durch die Ferse

Der Einsatz mehrerer Scanner-Einheiten erfordert eine hochpräzise Synchronisierung mit einer exakten zeitlichen Taktung. Dies gilt insbesondere für das gewählte Verfahren der aktiven flächenhaften Triangulation, da die projizierten Lichtmuster bei einer Überlagerung ihre eindeutige Kodierung verlieren. Durch diesen Vorgang der Synchronisierung resultiert eine Reduzierung der Aufnahmegeschwindigkeit von 46 Hz bei einer Scanner-Einheit zu 21 Hz bei vier synchronisierten Scanner-Einheiten. Somit musste ein Kompromiss aus Datenqualität, Aufnahmegeschwindigkeit und Kosten gefunden werden. Das in diesem Vorhaben verwendete Synchronisationsverfahren basiert auf dem Know-How der Firma Vialux (Chemnitz, Deutschland) und kann aufgrund entsprechender Geheimhaltungsabkommen nicht im Detail erläutert werden.

Tabelle 11 zeigt die Vor- und Nachteile der verwendeten Anzahl und der Anordnung der Scanner-Einheiten am Beispiel der qualitativen Auswertung der Fersenbreite, Vorfußbreite und der Fußlänge. Während bei dem Einsatz einer einzigen, zentral positionierten Einheit die resultierende Punktwolke lediglich eine annähernd zweidimensionale Information enthält, welche auf die Ebene der Glasplatte beschränkt ist (siehe Abbildung 13), fehlen bei einem Setup bestehend aus zwei Scanner-Einheiten je nach Anordnung Informationen der vorderen / hinteren Fußpartien bzw. der medialen / lateralen Bereiche des Fußes, was eine zuverlässige Erhebung der Breitenfußmaße unmöglich macht. Die Verwendung von drei Sensoren hingegen, bietet die Möglichkeit bei annähernd maximaler Aufnahmegeschwindigkeit von 41 Hz sowohl Fußlänge als auch die genannten Fußbreitenmaße zu erheben. Je nach Anordnung, zwei hinten oder zwei vorne, sind lediglich geringe Einbußen im Ballen- bzw. im Fersenbereich zu erwarten.

Tabelle 11: Qualitative Betrachtung der Anzahl und Anordnung der benötigten Scannereinheiten

Anzahl Sensoren	Anordnung	Einfluss auf die Messgenauigkeit			Aufnahme Geschwindigkeit	Kosten
		Ferse	Ballenbreite	Fußlänge		
1	Zentral	--	--	--	++	++
2	1 medial & 1 lateral	++	++	--	+	+
2	1 vorne & 1 hinten	--	--	++	+	+
3	2 hinten & 1 vorne	++	+	++	+	-
3	2 vorne & 1 hinten	+	++	++	+	-
4	2 vorne & 2 hinten	++	++	++	--	--

Legende Tabelle 11: ++ sehr gut; + gut; - akzeptabel; -- unzureichend

Resultierend aus den Testmessungen wurde ein Messsetup mit drei Scanner-Einheiten und einer Anordnung mit zwei hinteren-seitlichen Einheiten sowie einer vorderen Scanner-Einheit gewählt. Die Scanner wurden an einer Vorrichtung aus Aluminiumprofilen angebracht und von dem restlichen Laufsteg entkoppelt. Somit konnte eine Beeinflussung durch die unvermeidbaren Schwingungen des Laufstegs auf das sensible Messsystem ausgeschlossen werden. Die Fixierung der Scanner zueinander beugt ein häufiges Kalibrieren des Systems vor. Zur Optimierung des Aufnahmewinkels wurden die seitlichen-hinteren Scanner-Einheiten in einer Höhe von 0.2m im 45° zur Auftrittfläche positioniert, während die vordere Einheit in einer maximalen Entfernung von 0,8m und einem Winkel von 30° ausgerichtet wurde.

4.4.6 Kalibrierung des Messsystems

Zur Vorgabe der räumlichen Orientierung der drei Messsysteme und der Ausrichtung der resultierenden Punktwolken ist es notwendig, das Multisensor-System zu kalibrieren. Es werden zuvor vermessene Objekte (hier Prisma und Ebenen) mit eindeutig definierten Markeranordnungen verwendet, um ein gemeinsames globales Koordinatensystem zu definieren. Die Marker verfügen über eine vordefinierte Identifikationsnummer, die in einer entsprechenden Kalibrationsdatei hinterlegt sind. Das im Rahmen der Kalibrierung aufgenommene Objekt wird mit der Referenzdatei (Gauge) abgeglichen. Es resultiert eine Angabe der Abweichung zwischen der hinterlegten Referenzdatei und der aufgenommenen Daten. Die berechnete Standardabweichung liegt in der Regel im Bereich von 0.2µm für die Kamera und 1.0µm für den Projektor. Nach einem erfolgreichen Kalibriervorgang werden die vermessenen Punkte der drei Projektor-Kamera-Einheiten zu einander ausgerichtet und direkt in einem gemeinsamen Koordinatensystem ausgegeben.

Tabelle 12 : Technische Daten des Fußscanners "DynaScan4D"

Zusammenfassung der technischen Daten des Fußscanners	
3 Kameras	Pike F-032 B/W (205 fps)
3 Projektoren	DMD Technologie
Messfrequenz	41 Hz
Messfeld	0,6 x 0,4 m
Auflösung	320 x 240 pixel (Binning Modus)
Laufsteg	4,6 x 0,9 x 0,8 m

Legende Tabelle 12: fps = frames per second; DMD = Digital Micromirror Device; Binning Modus = mehrere Bildpunkte werden zu einem Bildpunkt zusammengefasst

4.4.7 Zusammenhang der örtlichen und zeitlichen Systemauflösung

Zur Gewährleistung der maximal möglichen Aufnahmegeschwindigkeit des entwickelten Messsetups wurde, resultierenden aus den Testmessungen, eine Reduzierung der örtlichen Kamera-Projektorauflösung in einem 2x2 Binning Modus vorgenommen. Die Herabsetzung der örtlichen Auflösung durch die Verbindung von vier Bildpunkten, in Form von einem Quadrat bestehend aus 2x2 Bildpunkten, erzeugt eine vergrößerte Fläche pro Bildpunkt woraus eine höhere Lichteffizienz resultiert. Die dargestellte Messtechnologie basiert auf möglichst hohen Kontrastwerten zur eindeutigen Erkennung der projizierten Muster. Eine höhere Lichteffizienz resultiert somit in kürzeren Belichtungszeiten und bietet folglich die Möglichkeit die Messfrequenz zu steigern. Bei einem für unser Vorhaben weiterhin ausreichendem Bildpunktstand von <1mm (max. 70000 Punkte pro Einheit) wird neben der Aufnahme Frequenz der Rechenaufwand pro Bild positiv beeinflusst. Abbildung 14 stellt schematisch die Reduzierung der örtlichen Auflösung im 2x2 Binning Modus dar.

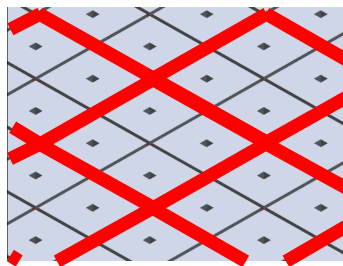
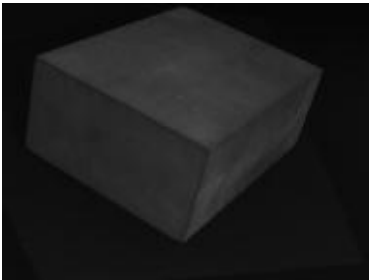
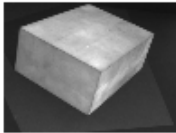


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Zusammenfassung von vier Bildpunkten im 2x2 Binning Modus (modifiziert nach Vialux)

Tabelle 13: Gegenüberstellung der Eigenschaften des Binning Modus und der vollen örtlichen Auflösung (modifiziert nach z-Snapper Manual 3.0 von Vialux)

Modus	Volle örtliche Auflösung	2x2 Binning Modus
Resultierendes Kamerabild		
Resultierende Eigenschaften	<ul style="list-style-type: none"> - VGA Auflösung - 50ms Scandauer - 20 Hz 3D-Video 	<ul style="list-style-type: none"> - ½ VGA Auflösung - 22ms Scandauer - 46 Hz 3D-Video - bessere Lichteffizienz

Legende Tabelle 13: VGA = Video Graphic Array (640x480 Bildpunkte)

4.4.8 Software des dynamischen Fußscanners

Im Rahmen des vorliegenden Projektes musste eine den Belangen der dynamischen Fußanalyse spezifische Software entwickelt werden. Die zum z-Snapper gehörende Standardsoftware bietet lediglich die Visualisierung statischer Punktwolken ohne weitere Bearbeitungsschritte zuzulassen. Die Programmierung der Software fand in Microsoft Visual Studio (Version Professional, 2010) statt. Neben der Ansteuerung der Hardware, welche über die Programmierschnittstelle der Fa. ViALUX gewährleistet wurde, greift die Software ausschließlich auf von der Arbeitsgruppe selbst programmierte Funktionen und entsprechende Bibliotheken zurück, die im Betriebssystem Windows zur Verfügung gestellt werden. Somit wird gewährleistet, dass das Programm für das entwickelte Messsystem ohne die Verwendung frei erhältlicher Hilfsmittel autark betrieben werden kann.

Neben der Ansteuerung der Projektor-Kamera-Einheiten und dem in die Auftrittfläche integrierten Trigger gewährleistet die Software die direkte Visualisierung der Datenpunkte in einem gemeinsamen Koordinatensystem, basierend auf den zuvor erhobenen Kalibrationsdaten. Weitere Schritte zur Zusammenfügung der drei einzelnen Punktwolken entfallen somit. Die für die dynamischen Messungen erforderlichen Einstellungen der Messtechnik, wie z.B. Belichtungszeit und örtliche Auflösung, können mit Hilfe der entwickelten Software über die Programmierschnittstelle direkt vorgenommen werden.

Weiterhin wurde eine spezifische, bedienerfreundliche Programmoberfläche gestaltet, die verschiedene Funktionen, wie die Vorgabe des Speicherformats, eine Elementenliste der zu visualisierenden Elemente und unterschiedliche Visualisierungsmöglichkeiten der Punktwolke zulässt.

Eine elementare Funktion der Software ist die Reduzierung der aufgenommenen Punktwolke auf die zum Fuß gehörenden 3D-Daten. Neben der zeitlichen Eingrenzung des Abrollvorgangs durch den bereits beschriebenen Trigger, wird zur Bereinigung der Punktwolke das Verfahren der „Differenzbildung von Punktwolken“ sowie die „Gruppierung von Punkten anhand ihrer Nachbarschaftsbeziehung“ verwendet. Diese lassen eine Differenzierung der bewegten Punkte des Fußes gegenüber den umliegenden Strukturen zu. Resultierend werden alle Punkte, die nicht zum Fuß zugehörig sind während des Speichervorgangs gelöscht. Somit lässt sich der zuverarbeitende Datenfluß auf die notwendige Information des Fußes reduzieren.

Des Weiteren wurde das Ziel verfolgt, den dynamischen Fuß automatisch an einem internen, lokalen Koordinatensystem auszurichten um zukünftig automatisierte Auswertungsschritte vornehmen zu können. Zur Ausrichtung des Fußes muss vorerst eine Ebene definiert werden.

Unter Verwendung der Least-Square Methode kann die Ebene der Glasplatte bestimmt und visualisiert werden. Weitere Algorithmen zur automatischen Auswertung der Fußmaße wurden bereits programmiert, konnten jedoch bis zum Zeitpunkt der Auswertung keine ausreichend validen Ergebnisse liefern. Somit beschränkt sich die Funktion der Software auf die genannten Punkte der Ansteuerung und Visualisierung, während die Auswertung der Fußmaße manuell über eine CAD-Software vorgenommen wurde.

Die folgenden Punkte wurden in der Software berücksichtigt:

- Videofunktion zur Visualisierung des dynamischen Scans
- Auswahl-Funktion für die Probandennummer, Belastungssituation und Seite
- Auswahl-Funktion statische oder dynamische Aufnahme
- Justierung der Lichtintensität mit entsprechendem Feedbacksystem
- Automatische Speicher Funktion bei erneuter Messung
- Voreinstellung des Speicherpfades
- Elementenliste mit Aktivierung- und Deaktivierung aller Visualisierungen
- Synchrone Darstellung der plantaren Druckmessung
- Speicheroption in verschiedenen Datenformaten
- Darstellung eines mittleren Fußscans
- Automatische Erstellung eines Differenzbildes

4.5 Auswerteverfahren

Die von dem oben beschriebenen Programm bearbeiteten Punktwolken wurden im Anschluss in das Programm Geomagic Qualify8[®] (Geomagic Inc., USA) zur Auswertung importiert. Jeder Datenpunkt des Fußes ist mit je einem Wert der X-, Y- und Z-Koordinate hinterlegt, sowie einer Grauwertinformation und einer Angabe der verwendeten Kamerapixel. Bei der Aufnahmegeschwindigkeit von 41 Hz umfasst die Datei eines vollständigen Abrollvorgangs, bestehend aus ca. 30 – 35 Aufnahmen, in der Regel nicht mehr als 50 MB und lässt sich somit ohne besonderen Rechenaufwand speichern und weiterverarbeiten. Zur besseren optischen Kontrolle möglicher Datenlücken wurde im weiteren Auswerteverfahren ein Polygon über die Punktwolke gelegt. Alle weiteren Auswertungen der Fußmaße wurden ausschließlich anhand der ungefilterten Rohdaten vorgenommen. Im Folgenden werden die einzelnen Auswertungsschritte detailliert dargestellt.

4.5.1 Ausrichten der Punktwolke

Zur einheitlichen Beurteilung der Fußmaße wird der Fuß an seiner Längsachse ausgerichtet, die durch eine Tangente des medialsten Punktes der Ferse und des MFK I definiert ist. Anschließend wird die Ebene der Glasplatte in der mittleren Standphase bestimmt und auf alle Frames übertragen. Im letzten Schritt der Ausrichtung wird die Ebene und die mediale Längsachse des Fußes an einem globalen kartesischen Koordinatensystem ausgerichtet, wobei die Y-Achse die Längsrichtung vorgibt, die X-Achse von medial nach lateral verläuft und die Z-Achse rechtwinklig zur Ebene der Glasplatte definiert ist.



Abbildung 15: Fuß ausgerichtet an der medialen Längsachse am globalen Koordinatensystem (plantare Ansicht)

4.5.2 Einteilung der Standphasen

Der dynamische Abrollvorgang wurde zur weiteren Auswertung der Fußmaße in fünf verschiedene Standphasen, angelehnt an Blanc et al. (1999), eingeteilt. Diese beinhalten jeweils unterschiedliche Belastungssituationen der Fußregionen während des Gehens. Wie in Abschnitt 2.2 beschrieben, übt der Fuß während des Abrollvorgangs stützende, dämpfende und beschleunigende Funktionen aus, die jeweils in den fünf Standphasen berücksichtigt werden. Der Abrollvorgang wird in die folgenden fünf Phasen unterteilt: Erster Fersenkontakt, Erster Metatarsalkontakt, Mittlere Standphase, Fersenablösung und Terminale Standphase. Nachfolgend werden die Standphasen erläutert.

Erster Fersenkontakt (EFK)

Die Standphase des ersten Fersenkontaktes ist über den initialen Kontakt der Ferse zur Ebene der Glasplatte definiert. Standardisiert wird der zweite Frame des Fersenkontaktes zur Auswertung herangezogen. Somit befindet sich diese Standphase in den ersten 10% des Abrollvorgangs, in denen in der Regel eine Doppelstandphase mit dem kontralateralen Bein vorliegt. Die belastete Standfläche des zu betrachtenden Fußes ist ausschließlich auf die Ferse beschränkt. Funktionell dämpft und bremst der Fuß die Vorwärtsbewegung in dieser Phase.

Erster Metatarsalkontakt (EMK)

Die Standphase des EMKs beschreibt die Situation des Abrollvorgangs, während die MFKs erstmalig vollständigen Kontakt (medial und lateral) zur Ebene der Glasplatte haben. Zu diesem Zeitpunkt des Abrollvorgangs wird das erste Maximum der vertikalen Kraftkomponente erreicht (Blanc et al., 1999). Die Standfläche ist weiterhin reduziert, da die Zehen in dieser Phase noch keinen Kontakt zum Boden aufweisen. Das kontralaterale Bein befindet sich bereits in der Schwungphase.



Abbildung 16: Standphasen des Ersten Fersenkontaktes und des Ersten Metatarsalkontaktes in medialer Ansicht

Mittlere Standphase (MSP)

Die MSP beginnt mit dem Kontakt der Zehen zur Ebene der Glasplatte und endet mit dem Abheben der Ferse. Je nach Abrollcharakteristik umfasst die MSP fünf bis fünfzehn Frames, von denen jeweils die mittlere Aufnahme zur Auswertung herangezogen wird. In dieser Phase des Abrollvorgangs wird die maximale Kontaktfläche des Fußes genutzt. Der Körperschwerpunkt wird leicht angehoben und die vertikale Kraftkomponente befindet sich im charakteristischen Tal bei etwa 80% des Körpergewichts (Jacob, 2007).

Fersen Ablösung (FA)

In der vierten Standphase der FA wird die Standfläche durch das Anheben der Ferse reduziert. Standardisiert wird wiederum der zweite Frame nach Fersenablösung zur Auswertung herangezogen. Das Körpergewicht verlagert sich in dieser Phase weiter auf den Vorfuß.

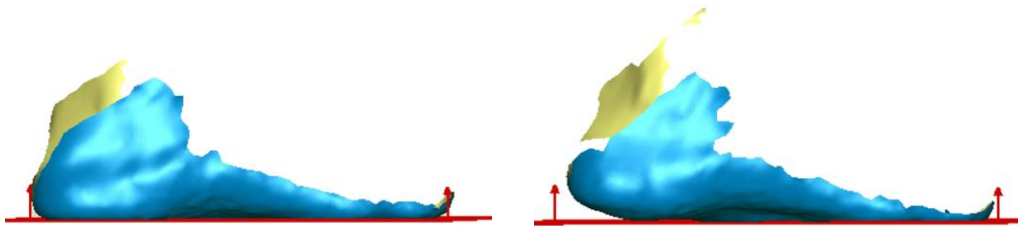


Abbildung 17: Mittlere Standphase (links) und Standphase der Fersenablösung (rechts) in medialer Ansicht

Terminale Standphase (TSP)

In der letzten Standphase, der TSP, ist die Standfläche ausschließlich auf den Vorfuß reduziert (siehe Abbildung 18). Die vertikale Kraftkomponente erreicht den zweiten Peak mit 120% des Körpergewichts während der Fuß eine den Körper beschleunigende Bewegung ausführt (Jacob, 2007).

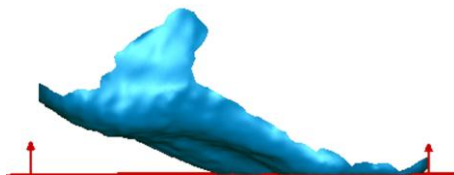


Abbildung 18: Terminal Standphase in medialer Ansicht

4.5.3 Erhebung der Fußmaße

Die eindeutige Ausrichtung des Fußes an einem globalen Koordinatensystem bietet die Möglichkeit, standardisierte Fußmaße unter Verwendung von Ebenen, die ebenfalls am Koordinatensystem ausgerichtet sind, zu bestimmen. Zur Erhebung der Fußbreitenmaße werden jeweils an den in Unterabschnitt 4.5.4 beschriebenen Positionen des Fußes Schnittebenen definiert. Anhand des Querschnittes wird anschließend der horizontale Abstand des medialsten zum lateralsten Punkt der Schnittebene über eine Messfunktion, vergleichbar zu einem Messschieber oder einem Brannock Fußmessgerät, bestimmt (siehe Abbildung 19). Analog gestaltet sich die Erhebung der Höhenmaße in vertikaler Richtung. Abbildung 19 & Abbildung 20 verdeutlichen die Auswertungsschritte exemplarisch an der Fersenbreite und der Fußlänge. Alle Längenmaße werden über den horizontalen Abstand zweier Ebenen zueinander bestimmt. Winkelmaße berechnen sich durch den von zwei Ebenen eingeschlossenen Winkel.

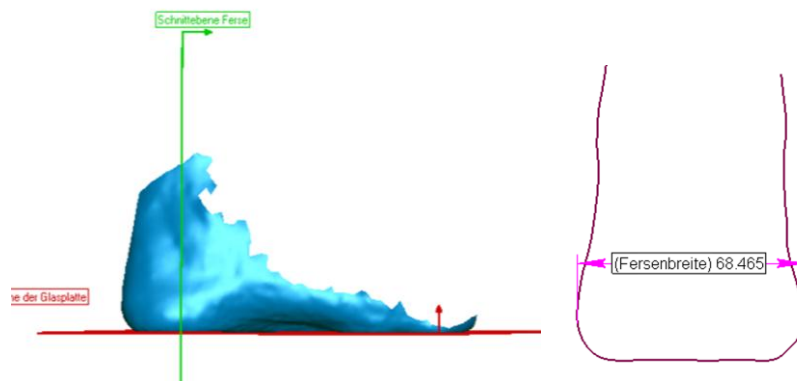


Abbildung 19: Exemplarische Darstellung der Auswertung von Fußbreitenmaßen am Beispiel der Ferse mit einer definierten Querschnittsebene (links) in medialer Ansicht und dem resultierenden Querschnitt in der frontal Ansicht (rechts)

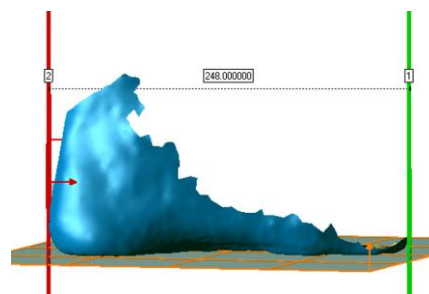


Abbildung 20: Exemplarische Darstellung der Auswertung von Fußlängenmaßen am Beispiel der Fußlänge durch die Erhebung der horizontalen Distanz der Ebenen in medialer Ansicht

4.5.4 Messgrößen

Zur Charakterisierung des statischen und dynamischen Fußes wurden insgesamt 12 Fußmaße erhoben, die Längen-, Breiten-, Winkel-, Höhen- und Index-Maße berücksichtigen. Zudem werden Maße im Bereich des Vorfußes, des Mittelfußes und des Rückfußes erfasst, da bekannt ist, dass alle drei Fußregionen in der Passformgestaltung berücksichtigt werden müssen (Xiong, Goonetilleke, Witana & Lee Au, 2008). Die Auswahl der Fußmaße orientiert sich an der in Kapitel 2.3 dargestellten Literaturrecherche sowie an den Arbeiten von Mauch (2007) und Krauß (2007). Während die Winkelmaße und die Gewölbebreite rein plantar erhoben werden, berücksichtigen neun der elf Maße die dreidimensionale Fußform. Die Veränderung der Fußlänge wird in der Dynamik nicht an der absoluten Fußlänge, sondern an der Verschiebung der Ballenlängen lateral und medial bestimmt. Ein Einfluss der Zehenbewegung auf die dynamische Fußlänge kann somit ausgeschlossen werden.

Tabelle 14: Beschreibung der Fuß-Längenmaße

Fuß-Längenmaße	Beschreibung
Fußlänge	Länge vom hintersten Punkt der Ferse bis zum vordersten Punkt der längsten Zehe parallel zur medialen Fußlängsachse (Abbildung 21 links). Dieses Maß wird nur statisch erhoben.
Ballenlänge medial	Länge vom hintersten Punkt der Ferse bis zum medialsten Punkt des MFK I parallel zur medialen Fußlängsachse (Abbildung 21 mittig).
Ballenlänge lateral	Länge vom hintersten Punkt der Ferse bis zum lateralsten Punkt des MFK V parallel zur medialen Fußlängsachse (Abbildung 21 links)

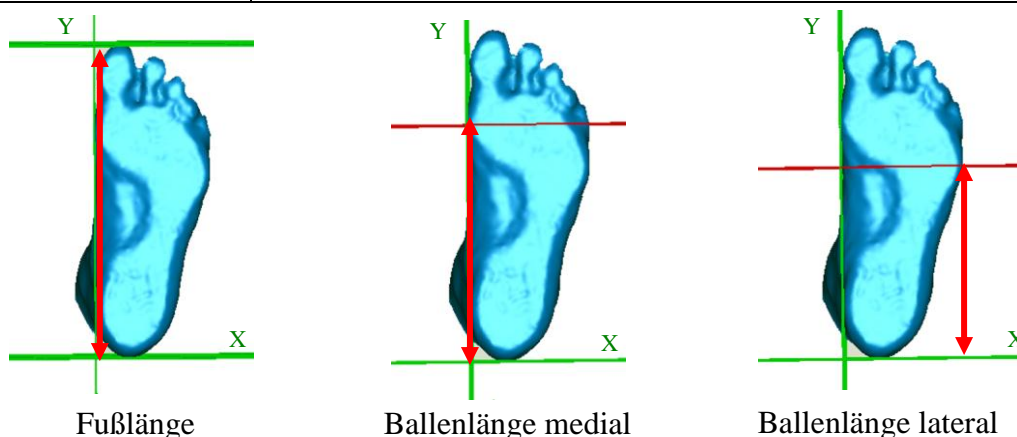


Abbildung 21: Darstellung der Fußlängenmaße des ausgerichteten Fußes im Koordinatensystem in der plantaren Ansicht

Tabelle 15: Beschreibung der Fuß-Breitenmaße

Fuß-Breitenmaße	Beschreibung
Fersenbreite	Breiteste Stelle der Ferse rechtwinklig zur Y-Achse (Abbildung 22 links)
Mittelfußbreite	Distanz zwischen dem medialsten und dem lateralsten Punkt im Mittelfußbereich rechtwinklig zur Y-Achse (Abbildung 22 mittig-links)
Gewölbbeite	Schmalste Stelle der plantaren Auftrittsfläche zwischen dem Rück- und Vorfußbereich (Abbildung 22 mittig-rechts)
Ballenbreite	Distanz zwischen dem medialsten Punkt des MFK I und dem lateralsten Punkt des MFK V (Abbildung 22 rechts)

Legende zur Tabelle 15: MFK = Mittelfußköpfen

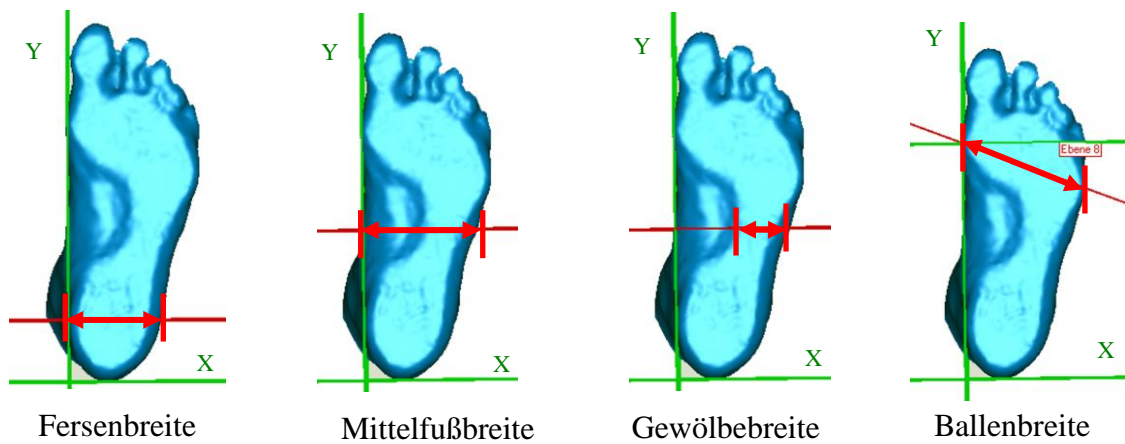


Abbildung 22: Darstellung der Fußbreitenmaße des ausgerichteten Fußes im Koordinatensystem in der plantaren Ansicht

Tabelle 16: Beschreibung der Winkel- und Höhen-Maße

Winkel- u. Höhen-Maße	Beschreibung
Ballenwinkel	Winkel zwischen der Verbindungslinie MFK I zu MFK V und der X-Achse (Abbildung 23 links)
Gewölbewinkel	Winkel zwischen der Verbindungslinie MFK I zum Scheitelpunkt des medialen Längsgewölbes und der Y-Achse (Abbildung 23 mittig)
Gewölbehöhe	Distanz zwischen der XY-Ebene (Boden) und dem höchsten, medialsten Punkt im Frontalschnitt (Z-Ebene) des medialen Längsgewölbes (Abbildung 23 rechts).

Legende zur Tabelle 16: MFK = Mittelfußköpfen

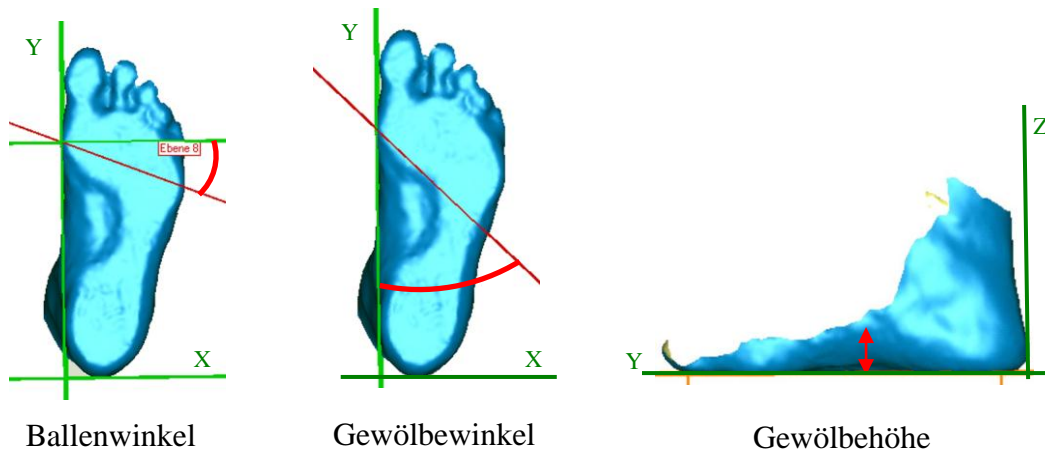


Abbildung 23: Darstellung der Winkel- und Höhenmaße des ausgerichteten Fußes im Koordinatensystem in der plantaren und medialen Ansicht

Tabelle 17: Beschreibung der Fuß-Indizes

Indexe	Beschreibung
Chipaux-Smirak-Index	Quotient aus Gewölbebreite und Ballenbreite
Staheli-Index	Quotient aus Gewölbebreite und Fersenbreite

4.6 Statistische Verfahren

Nachfolgend werden die in dieser Arbeit verwendeten statistischen Verfahren zur Beurteilung der Testgüte des neuen Messsystems sowie zur Beantwortung der Fragestellungen 2-4 bezüglich der Veränderungen der dynamischen Fußform und ihre Einflussgrößen erläutert.

4.6.1 Statistische Verfahren zur Beurteilung der Testgüte

Zur Beurteilung der Testgüte des Messverfahrens wird die Intraclass-Variabilität, der Root Mean Square Error und der Bland & Altman Plot berechnet.

Intraclass-Variabilität

Zur Beurteilung der Variabilität zwischen den Untersuchern ist der ICC (1,2) nach Shrout und Fleiss (1979) berechnet worden (siehe F4). Dabei wird die Variabilität zwischen den Probanden (BMS) und die innerhalb eines Probanden (WMS) ins Verhältnis gesetzt. Aus der Formel F4 wird deutlich, dass sich bei einem geringen Wert für WMS und einem in Relation dazu hohen Wert für BMS Zähler und Nenner angleichen und der ICC gegen 1.0 tendiert, was somit die geringste darstellbare Inter-Tester-Variabilität ergibt. Weitere Angaben zum Berechnungsverfahren sind bei Shrout und Fleiss (1979) zu finden.

Berechnung des ICCs:

$$ICC(1,2) = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k - 1)WMS} \quad (F4)$$

Legende F4:

BMS = Between-Subjects Mean Square; WMS = Within-Subjects Mean Square; k = Anzahl der Messversuche

Root Mean Square Error (RMSE)

Ergänzend zu dem dimensionslosen ICC wurde zur Quantifizierung des resultierenden Messfehlers der Root Mean Square Error (RMSE) berechnet (Bland & Altman, 1996).

Das Verfahren beschreibt die für eine Messgröße gepoolte Abweichung der tatsächlich gemessenen Werte zum angenommenen wahren Wert (Maiwald, 2008). Der RMSE, in der Literatur auch als „Technical Error of measurement“ (TEM) bezeichnet (Perini, deOliveira, dos Santos Ornellas & deOliveira, 2005), ergibt sich aus der Wurzel der mittleren Varianz der Messreihe jedes einzelnen Probanden (siehe Tabelle 18). Formel 5 (F5) sowie Tabelle 18 beschreiben die Berechnung des RMSE nach Bland & Altman (1996), wobei n der Anzahl der Probanden entspricht. Die Variable SA^2 ergibt sich aus der intrasubjektiven Varianz der wiederholten Messungen.

Tabelle 18: Exemplarische Darstellung der Berechnungsweise des Root Mean Square Errors

	M1	M2	M3	SA	SA ²
P1	P ₁ M ₁	P ₁ M ₂	P ₁ M ₃	SA _{P₁(M₁:M₃)}	SA _{P₁} ²
P2	P ₂ M ₁	P ₂ M ₂	P ₂ M ₃	SA _{P₂(M₁:M₃)}	SA _{P₂} ²
P3	P ₃ M ₁	P ₃ M ₂	P ₃ M ₃	SA _{P₃(M₁:M₃)}	SA _{P₃} ²
...					
P _x	P _x M ₁	P _x M ₂	P _x M ₃	SA _{P_x(M₁:M₃)}	SA _{P_x} ²
				MSE	∑SA ² _x / n
				RMSE	√MSE

Legende Tabelle 18: M = Messung; P = Proband; n = Anzahl der Probanden; SA = Standardabweichung; MSE = Mean Square Error; RMSE = Root Mean Square Error

Der Vorteil des RMSE ist die Darstellung des Ergebnisses in der Einheit der Messgröße, was eine direkte Einschätzung des Messfehlers ermöglicht. Ergänzend wird die Beurteilung des Messfehlers durch die Berechnung des relativen RMSE ($RMSE_{rel}$) zum Mittelwert der jeweiligen Fußmessgröße (Perini et al., 2005), wie in F6 dargestellt, vereinfacht. Eine weitere Normierung des Messfehlers zur Standardabweichung (SA) aller Messungen einer Messgröße ergibt den normierten RMSE ($RMSE_{norm}$), dargestellt in F7 (Maiwald, 2008). Durch diese Berechnungsweise wird der RMSE, als ein Maß der gemittelten intrasubjektiven Variabilität ins Verhältnis zur intersubjektiven Variabilität gebracht. Bei einer vergleichbar großen Ausprägung der inter- und intrasubjektiven Variabilität, nähert sich der $RMSE_{norm}$ dem Wert 100% an. Damit würde die Differenzierbarkeit unterschiedlicher Messwerte mehrerer Probanden und damit die Nutzbarkeit der Messgröße entsprechend eingeschränkt werden (Maiwald, 2008).

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n SA^2}{n}} \quad (F5)$$

$$RMSE_{rel} = \left(\frac{RMSE}{\text{Mittelwert Fußmaß}} \right) * 100 \quad (F6)$$

$$RMSE_{norm} = \left(\frac{RMSE}{SA} \right) * 100 \quad (F7)$$

Legende F5-7: RMSE = Root Mean Squar Error; SA = Standardabweichung; n = Anzahl der Probanden; rel = relativ; norm = normiert

Die beschriebenen Verfahren lassen einen Rückschluss auf die Variabilität der Daten für Einzelpersonen zu. Zur Beurteilung praktisch relevanter Gruppenunterschiede wurde ergänzend der Messfehler des Gruppenmittelwertes (GRMSE) berechnet (Maiwald, 2008). Zur Quantifizierung des Messfehlers der Gruppe wird analog zur Berechnung des RMSE der GRMSE über die Varianz der Gruppenmittelwerte je wiederholter Messung ermittelt. Im Gegensatz zur Berechnung des RMSE bildet der GRMSE somit die intersubjektive Variabilität der Messgrößen ab, ohne dabei die intrasubjektive Variabilität direkt zu berücksichtigen. Die Erhebung des GRMSE liefert ein Maß der Diskriminierbarkeit zweier Gruppen zueinander und lässt somit neben dem herkömmlichen p-Wert eine Einschätzung zu, ob die Differenz der Gruppenmittelwerte tatsächlich mit dem verwendeten Messverfahren darstellbar ist.

Bland & Altman Plot (B&A Plot)

Zur weiteren Quantifizierung des Messfehlers werden die wiederholten Messungen zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit ebenfalls in B&A Plots aufgetragen und die oberen und unteren Übereinstimmungsgrenzen oder Limits of Agreements (LoA), die Mittelwerte, die Standardabweichungen sowie die mittlere Differenz (bias) zwischen Messung 1 und Messung 2 tabellarisch dargestellt (Bland & Altman, 1996).

Der B&A Plot stellt den Unterschied des Ergebnisses einer wiederholten Messung numerisch als Differenz der beiden Einzelmessungen dar. Dabei wird der Mittelwert der jeweiligen Messwiederholung (X-Achse) gegenüber der Differenz der Messung 1 (M1) und Messung 2 (M2) aufgetragen (Y-Achse). Das Verfahren bietet die Möglichkeit neben der Streuung der Messdifferenzen der einzelnen Probanden, welche jeweils durch ein Kreuz (+) im Diagramm dargestellt werden, systematische Verschiebungen der Ergebnisse (Bias) zu erkennen. Ein Bias, der signifikant von Null abweicht, kann unter gleichen Bedingungen beispielsweise auf einen Lerneffekt zwischen M1 und M2 hinweisen oder durch systematische messtechnische Unterschiede zwischen den beiden Messungen begründet sein.

Weiterhin bietet das Verfahren die Prüfung der jeweiligen Messgrößen auf Heteroskedastizität. Dabei handelt es sich um die Abhängigkeit der Messwertdifferenzen von der Größe der Messung, was sich in einer ansteigenden oder abfallenden Punktwolke im B&A Plot ausdrückt.

Abbildung 24 zeigt eine exemplarische Darstellung des B&A Plots. Die mittlere Linie bildet den Bias ab, während die äußeren gestrichelten Linien die 95% - Übereinstimmungsgrenzen (LoA) darstellen. Die LoA ergeben sich als ein Maß der Streuung der Messdifferenzen zwischen M1 und M2 aus dem 1.96-fachen der SA der Differenzen. Unter Voraussetzung der Normalverteilung der Differenzen und der Unabhängigkeit der Differenzen zur Größe der Einzelmessungen (Homoskedastizität) wird angenommen, dass sich 95% aller Messdifferenzen innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen (\pm LoA) befinden.

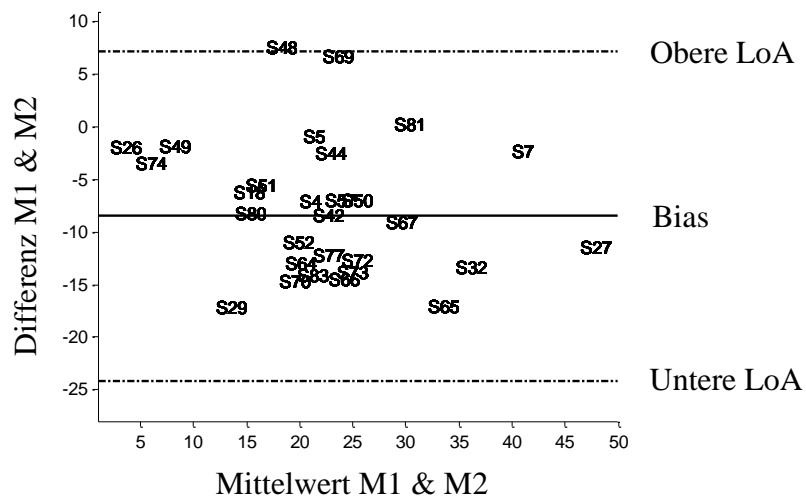


Abbildung 24: Exemplarische Darstellung eines Bland & Altman Plots zur Beurteilung der Variabilität zwischen zwei wiederholten Messungen. (LoA = Limits of Agreement; M = Messung; Bias = mittlere Abweichung aus M1 & M2)

4.6.2 Statistische Verfahren zur Beschreibung der Fußformveränderung

Zur Beantwortung der Fragen 2-3 und zur Prüfung der entsprechenden Hypothesen wurden die folgenden statistischen Verfahren verwendet.

T-Test und Varianzanalyse

Zur statistischen Prüfung der Unterschiede der Fußmaße (abhängige Variable) in den unterschiedlichen Standphasen des Abrollvorgangs (EFK, EMK, MSP, FA, TSP) sowie zur statistischen Situation (Faktoren, unabhängige Variablen) wurden einfaktorielle Varianzanalysen (ANOVA) für abhängige Stichproben durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde dabei auf $\alpha = 0.05$ definiert. Tabellarisch werden die relativen und absoluten Gruppendifferenzen, die Standardabweichung sowie das 25% und 75% Quartil der Differenzen und der resultierende p-Wert angegeben.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse findet mit Hilfe des Box & Whisker Plots statt (siehe Abbildung 25). Dabei wird die Box durch das obere und untere Quartil begrenzt und bildet somit 50% der Daten ab. Zudem wird der Median der Gruppe innerhalb der Box angegeben. Die Länge der Linien, die Whisker (siehe Abbildung 25), wird durch den äußersten Datenpunkt, der in dem Bereich vom oberen bzw. unteren Quartil bis zum ± 1.5 fachen des Interquartilabstands liegt, definiert. Somit erlaubt der Plot neben dem Vergleich der Faktoren einen Rückschluss auf die Verteilung der Daten innerhalb der Gruppe. Ergänzt wird die Darstellung durch den Gruppenmittelwert und dem jeweiligen 95% - Konfidenzintervall. Unter der Annahme der Normalverteilung der Daten und des angegebenen Signifikanzniveaus, stellt dieses Intervall den Bereich dar, in dem der wahre Mittelwert der Grundgesamtheit mit einer geschätzten Wahrscheinlichkeit von 95% liegt. Die Differenzen zwischen den Standphasen werden zudem im t-Test gegen Null getestet.

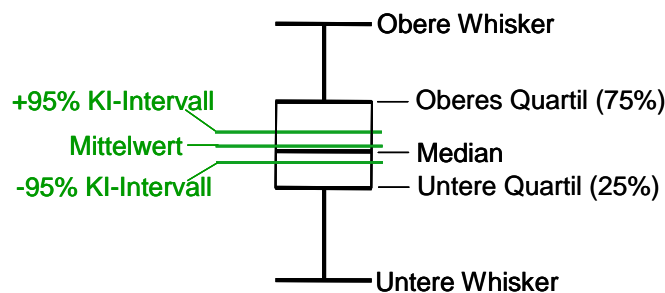


Abbildung 25: Exemplarische Darstellung des Box & Whisker Plots (KI = Konfidenzintervall)

Forrest Plot

Zur Übersicht der Ergebnisse wird ergänzend der aus der Metaanalyse bekannte Forrest Plot verwendet, indem die minimalen und maximalen dynamischen Gruppenmittelwerte der Fußmaße relativ zur statischen Situation dargestellt werden (Lewis & Clarke, 2001). Der Abstand der linken zur rechten Flanke zeigt den maximalen Bewegungsumfang innerhalb der Dynamik, während der Abstand zur statischen Linie die Differenz der minimalen bzw. maximalen dynamischen Fußmaße beschreibt. Diese Abbildung lässt ausdrücklich keinen Schluss auf Signifikanzen zu, sondern zeigt lediglich die Differenzen der Gruppenmittelwerte.

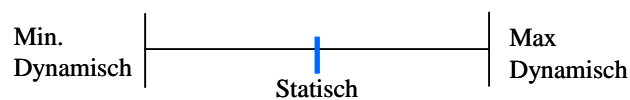


Abbildung 26: Exemplarische Darstellung des Forrest Plots.

Test auf Normalverteilung

Neben der Darstellung der Verteilung der Differenzen und Variablen im Balkendiagramm wird die Normalverteilung anhand des Shapiro-Wilk Tests geprüft (Shapiro & Wilk, 1965).

Als Nullhypothese nimmt der Test eine normalverteilte Grundgesamtheit an. Basierend auf einem definierten Signifikanzniveau wird diese Annahme geprüft. In der vorliegenden Arbeit wurde die Nullhypothese bei $p \geq 0.05$ angenommen und somit von einer Normalverteilung ausgegangen. Zur detaillierten Beschreibung der zugrunde liegenden Berechnung soll an dieser Stelle auf den Originalartikel von Shapiro und Wilk aus dem Jahr 1965 verwiesen werden.

4.6.3 Statistische Verfahren zur Beurteilung der Einflussfaktoren

Zur Beantwortung der Fragestellung 4 wurde der Einfluss der Faktoren Alter, Body Mass Index (BMI) und Geschlecht auf die dynamische Fußform mit den nachfolgenden statistischen Verfahren untersucht.

Gruppenzuordnung und Gruppenmittelwertvergleich

Zur Vermeidung von Interaktionseffekten durch andere Variablen sind möglichst homogene Probandengruppen individuell zueinander zugeordnet worden (Bland & Altman, 1994; Grau, Maiwald, Krauss, Axmann & Horstmann, 2008). Zusätzlich fand eine Normierung aller Längen-, Breiten- und Höhenmaße des Fußes zur statischen Fußlänge statt (siehe F8). Die Gruppencharakteristik wird in Tabelle 35, Tabelle 37 und Tabelle 39 im Ergebnissteil

detailliert dargestellt. Der Gruppenmittelwertvergleich erfolgte wiederum über eine einfaktorielle Varianzanalyse auf dem Signifikanzniveau von 5%. Im Gegensatz zur oben beschriebenen Vorgehensweise, handelt es sich hier um unabhängige Gruppen, die somit in einem unabhängigen T-Test statistisch geprüft werden können. Die Gruppenmittelwerte sowie die Standardabweichungen werden im Balkendiagramm graphisch dargestellt (*= statistisch signifikant).

$$\text{relativesFußmaß} = \left(\frac{\text{Fußmaß}}{\text{statischeFußlänge}} \right) \times 100\% \quad (\text{F8})$$

Regressionsanalyse

Das Verfahren der o.g. Gruppenzuordnung und Gruppenmittelwertvergleiche lässt einen Rückschluss auf einzelne isoliert Einflussfaktoren zu. Zur Beurteilung des Zusammenhangs verschiedener Einflussfaktoren zur dynamischen Fußmaßgeometrie ist eine schrittweise multiple lineare Regression durchgeführt worden. In dem verwendeten Verfahren wurden die Variablen schrittweise dem linearen Modell hinzugefügt („stepwise forward“). Der kritische p-Wert zum Einschluss der Variablen in das Modell wurde auf $p \leq 0.25$ festgelegt.

Gemäß F9 wird ein Modell $E(Y/X)$ aus mehreren (n) unabhängigen Variablen $X = \{X_1, X_2, \dots, X_n\}$ zusammengesetzt, um die Zielvariable Y (dynamisches Fußmaß) bestmöglich beschreiben zu können. Dabei bezeichnen $\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_n$ die Regressionskoeffizienten, die den Beitrag der unabhängigen Variablen für die Erklärung der Zielvariablen beschreiben. Die Regressionskoeffizienten werden über die Methode der kleinsten Quadrate, indem die Quadratsumme der Residuen minimiert wird, geschätzt. Ergänzt wird die Ergebnisdarstellung durch den jeweiligen p-Wert des Regressors. Die Güte der Regression wird mittels des Bestimmtheitsmaßes R^2 angegeben. Dies beschreibt den prozentualen Anteil der Gesamtvarianz der Daten, der durch die in das lineare Modell eingeschlossenen Variablen erklärt werden kann. Ist $R^2 = 1$ lässt sich die Varianz der Variable Y vollständig, zu 100%, durch das lineare Regressionsmodell erklären. R^2 wird nachfolgend als Varianzaufklärung bezeichnet

$$E(Y / X) = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \dots + \beta_n X_n + \varepsilon \quad (\text{F9})$$

Legende F9:

Y : Zielvariable

$X = \{X_1, X_2, \dots, X_n\}$: unabhängige Variable (Regressor)

n : Anzahl der in das Modell eingeschlossenen Variablen

β = (Cheng et al., 1997): Regressionskoeffizienten

ε : Störgröße

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse zur Fragestellung I

Der ersten Fragestellung, ob sich die plantare Fußform im Abrollvorgang während des Gehens zuverlässig mit einem dynamisch-optischen Oberflächenvermessungssystem erfassen lässt, wird im folgenden Abschnitt anhand der drei Haupttestgütekriterien nachgegangen.

5.1.1 Validität des Messverfahrens

Zur Bestimmung der Validität des Messverfahrens wurde auf die Vermessung technisch hochpräziser Lehrkörper verzichtet, da bereits aus dem bisherigen Anwendungsgebiet der Automatisierungstechnik bekannt ist, dass der verwendete Scanner eine für unser Vorhaben generell ausreichende örtliche Auflösung im Submillimeter Bereich gewährleistet (Hoefling, 2004). Von Interesse war daher die anwendungsspezifische Validität des Messverfahrens zur Erfassung der Fußform in der statischen und der dynamischen Situation.

Statische Validität des Messverfahrens

Um die anwendungsorientierte Validität des Messverfahrens zu prüfen, wurden je fünf wiederholte Messungen von sechs unterschiedliche Schuhleisten mit bekannten Längen- und Breitenmaßen in randomisierter Reihenfolge in statischer Situation vermessen. Die zu vermessenden Leisten wurden an den Stellen der Mittelfußköpfchen 1 und 5 mit Markern versehen. Somit konnte zwischen den Messungen gewährleistet werden, dass die gleiche Position am Leisten zur Erfassung der Breitenmaße verwendet wurde. Weitere Einflüsse auf die Messungenauigkeit konnten somit eingeschränkt werden.

Tabelle 19: Differenzen zwischen Ist-Soll Wert im Längen- und Breitenmaß

Leistenmaß	Ist-Soll Wert	Ist vs. Soll	RMSE
Längenmaß [mm]	-0.297	0.545	0.353
Breitenmaß [mm]	0.097	0.366	0.295

Legende Tabelle 19:

Ist -Soll Wert = mittlere Differenz zwischen dem gemessenen und dem tatsächlichen Wert

|Ist vs. Soll| = Mittelwert der Beträge der Differenzen zwischen Ist und Soll Wert

RMSE = Root mean square error der wiederholten Messungen

Tabelle 19 zeigt die mittlere absolute Abweichung, den Mittelwert der Beträge der Abweichungen und den RMSE für die wiederholte Messreihe. Die Streuung der Messabweichungen wird in Abbildung 27 für das Längen- (links) und das Breitenmaß (rechts) über 30 Messungen angegeben. Sowohl das erhobene Längen- als auch das Breitenmaß zeigen mittlere Differenzen zwischen dem Ist- und Soll-Wert von weniger als 1mm. Die individuellen Abweichungen streuen im Intervall von ± 1 mm unregelmäßig um den Nullwert. Die 95% Konfidenzintervalle (gestrichelt dargestellt) der Messabweichungen zeigen einen Vertrauensbereich von 0.321 bis -0.004 mm für das Längenmaß und von 0.009 bis -0.342 für das Breitenmaß.

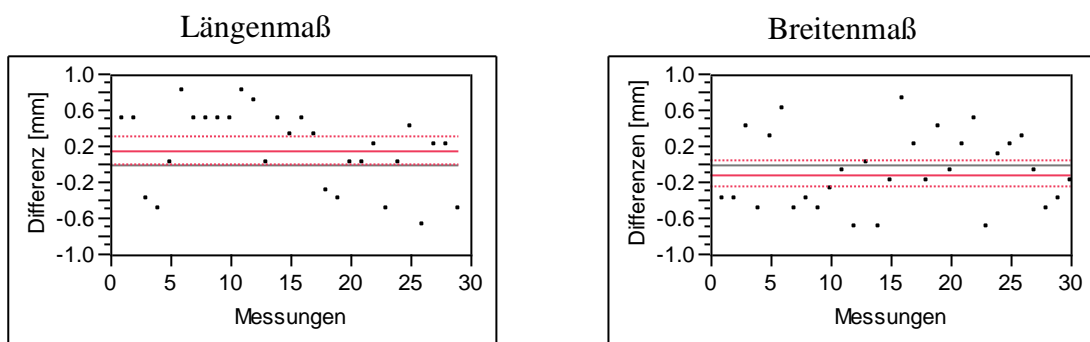
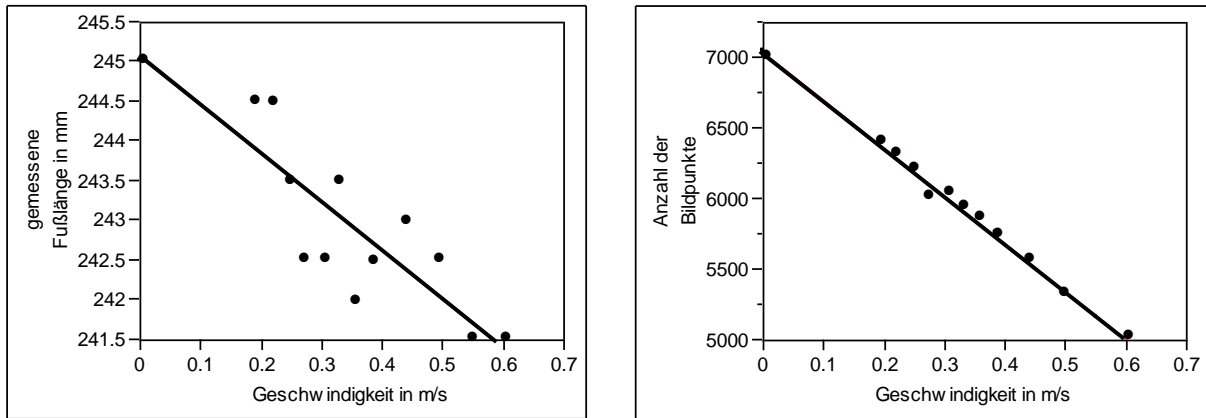


Abbildung 27: Messabweichungen (Ist-Soll Wert) statisch im Längenmaß (links) und im Breitenmaß (rechts). Mittelwert der Abweichung \pm 95% Konfidenzintervall.

Einfluss der Objektgeschwindigkeit auf die Validität

Zur Untersuchung der maximal zulässigen Geschwindigkeit des Objektes wurden Messungen mit gleichmäßiger, definierter Geschwindigkeit am Isokinet (Isomed 2000, Firma Ferstl, D-Hernau) durchgeführt. Dazu sind ausgesuchte rigide und vermessene Objekte (Schuhleisten, Kugel, Würfel) am Hebelarm des Isokineten befestigt worden, um anschließend die Messpunktdichte sowie die Objektmaße bei unterschiedlichen Geschwindigkeitsstufen als Kriterium der Aufnahmequalität zu erfassen. Mit dem beschriebenen Messaufbau können dynamische Aufnahmen mit bekannten Soll-Werten und definierter Geschwindigkeit durchgeführt werden. Der Abstand zwischen Scanner und Objekt betrug 0.8m, woraus sich ein Messfeld von 0.38x0.55m ergab. Sukzessiv fand eine Steigerung die Geschwindigkeit statt, bis die Aufnahme des jeweiligen Objektes aufgrund zu starker Artefakte und einer Abweichung der Objektmaße > 2 mm (z.B. Längenmaß des Leisten) als unzureichend eingestuft wurde. Tabelle 20 zeigt die ermittelten Grenzbereiche für die jeweiligen Objekte.

In Abbildung 28 wird der Zusammenhang der zunehmenden Objektgeschwindigkeit und der Veränderung der erhobenen Fußlänge (links) sowie der Reduzierung der Messpunkte (rechts) mit der jeweiligen Regressionsgleichung dargestellt.



Regressionsgleichungen:

Gemessene Fußlänge = $245,0 - 6,0 \cdot \text{Geschwindigkeit in m/s}$ ($R^2=0,75$)

Anzahl der Bildpunkte = $7041,6 - 3398,9 \cdot \text{Geschwindigkeit in m/s}$ ($R^2=0,99$)

Abbildung 28: Abhängigkeit der gemessenen Fußlänge (links) und Bildpunkte zur Objektgeschwindigkeit. Mittelwerte aus fünf Messwiederholungen pro Geschwindigkeitsstufe

Die oben dargestellten Regressionen verdeutlichen einen engen Zusammenhang der Objektgeschwindigkeit mit der Aufnahmequalität anhand der reduzierten Anzahl der Bildpunkte ($R^2=0,99$). Zudem findet eine deutliche Unterschätzung der Fußlänge mit zunehmender Objektgeschwindigkeit statt. Die Regressionsgleichung zur Beschreibung der Veränderung der Fußlänge zeigt bei einem Ausgangswert von 245mm (Intercept) eine Abnahme der gemessenen Fußlänge von 6,0mm pro 1m/s – Objektgeschwindigkeitszunahme. Das Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,75$ für das Längenmaß bestätigt die Abhängigkeit der Validität von der Objektgeschwindigkeit. Der dynamische Grenzbereich zur Aufnahme des Schuhleisters beträgt 0,35 – 0,40 m/s. In Abhängigkeit von der Form des Objektes, variieren die dynamischen Grenzbereiche von 0,22 bis 1,1 m/s. Es besteht somit eine Diskrepanz zwischen den erforderlichen und den technisch messbaren Aufnahmegeschwindigkeiten.

Tabelle 20: Dynamische Grenzbereiche verschiedener Objekte

Objekt:	dynamischer Grenzbereich
Fußeisten	0,35 - 0,40 m/s
Kugel	0,22 - 0,24 m/s
Würfel	0,81 - 1,10 m/s

Die erforderliche Aufnahmegeschwindigkeit zur Darstellung aller Fußmaße in allen Standphasen beträgt 2.5 – 3.5 m/s bei einer Gehgeschwindigkeit von 4.5 km/h. Dieses Intervall wurde mit Hilfe eines markerbasierten Sechs-Kamerasystems (MCam M1, Vicon, Oxford VK) und einem vereinfachten Markersetup ermittelt. Dabei wurde die maximale Geschwindigkeit des Fersenmarkers während des Abrollvorgangs in unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten untersucht.



Abbildung 29: Diskrepanz zwischen tatsächlicher und technisch erfassbarer Fußform auf Grund zu hoher Objektgeschwindigkeit am Beispiel des Ersten Fersenkontakts

Resultierend aus den Ergebnissen können in der vorliegenden Arbeit nicht alle Fußmaße in allen Standphasen erhoben werden. Dies betrifft allerdings ausschließlich unbelastete Situationen der Fußareale, z.B. die Vorfußmaße während des ersten Fersenkontaktes. In der Beurteilung der Veränderung der Fußgeometrie in unterschiedlichen Belastungsphasen des Gehens nehmen diese unbelasteten Situationen jedoch keine primäre Rolle ein. Dennoch gilt es die messtechnischen Limitationen und mögliche Alternativen im Anschluss zu diskutieren.

Tabelle 21: Einschränkung der Messbarkeit verschiedener Messgrößen in den unbelasteten initialen und terminalen Standphasen

Messgröße	EFK	EMK	MSP	FA	TSP
Fußlänge	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Ballenlänge medial [mm]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Ballenlänge lateral [mm]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Fersenbreite [mm]	messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Mittelfußbreite [mm]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar	momentan nicht valide messbar
Gewölbebreite [mm]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Ballenbreite [mm]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	messbar
Ballenwinkel [°]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Gewölbewinkel [°]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Gewölbehöhe [mm]	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar
Chipaux-Smirak-Index	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar	momentan nicht valide messbar
Staheli-Index	momentan nicht valide messbar	messbar	messbar	momentan nicht valide messbar	momentan nicht valide messbar

Legende Tabelle 21: EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

 momentan nicht valide messbar

 messbar

5.1.2 Objektivität des Messverfahrens: Intertester-Variabilität

Die Tabellen 22 bis 24 stellen die Ergebnisse der Intertester-Variabilität gegliedert nach den Messgrößen dar, um mögliche Unterschiede der Objektivität in den jeweiligen Standphasen zu untersuchen. Neben den Mittelwerten und der SA der Untersucher 1 (U1) und 2 (U2) werden der Betrag der mittleren Differenz beider Untersucher ($|U1 \text{ vs. } U2|$) sowie der ICC als Maß der Intertester-Variabilität und der RMSE als resultierender Messfehler angegeben. Die Fußlängenmaße werden in Tabelle 22 anhand der Ballenlänge medial und lateral dargestellt. Der mediale Ballen zeigt eine geringe Intertester-Variabilität mit geringfügigen Unterschieden zwischen den Standphasen. Die Phasen EMK und FA zeigen tendenziell größere Differenzen. Für alle Standphasen dieser Messgröße werden jedoch ICCs > 0.9 erreicht. Der laterale Ballen hingegen wird mit einem mittleren ICC von 0.8 und einem resultierenden Messfehler von 1.94mm abgebildet. Insbesondere die MSP sowie die statische Aufnahme weisen mit einem ICC < 0.8 auf eine höhere Variabilität der Ergebnisse zwischen den Untersuchern hin. Der Betrag der mittleren Abweichung zwischen U1 und U2 zeigt mit einem Wert von 2.35mm ebenfalls größere untersucherbedingte Differenzen als die mediale Ballenlänge.

Tabelle 22: Objektivitätsprüfung der Ballenlängen lateral und medial [mm] eingeteilt in Standphasen

Ballenlänge lateral [mm]						
Standphase	U1	U2	$ U1 \text{ vs. } U2 $	ICC (1,2)	RMSE	
EFK	----	----	----	----	----	----
EMK	150.2 (± 5.9)	148.3 (± 6.0)	2.00	0.82	1.86	
MSP	149.4 (± 5.8)	147.8 (± 4.9)	2.45	0.76	1.98	
FA	146.0 (± 6.1)	146.8 (± 6.1)	2.15	0.84	1.77	
TSP	----	----	----	----	----	----
Statisch	147.7 (± 6.8)	147.3 (± 5.1)	2.80	0.77	2.16	
Total	148.3 (± 6.1)	147.6 (± 5.5)	2.35	0.80	1.94	

Ballenlänge medial [mm]						
Standphase	U1	U2	$ U1 \text{ vs. } U2 $	ICC (1,2)	RMSE	
EFK	----	----	----	----	----	----
EMK	181.8 (± 6.8)	181.7 (± 7.1)	1.65	0.93	1.34	
MSP	182.7 (± 7.1)	182.6 (± 6.9)	0.75	0.98	0.68	
FA	182.6 (± 7.2)	182.5 (± 7.3)	1.60	0.93	1.36	
TSP	----	----	----	----	----	----
Statisch	182.2 (± 6.1)	182.9 (± 6.8)	1.35	0.95	1.26	
Total	182.3 (± 6.8)	182.4 (± 7.0)	1.34	0.95	1.16	

Legende Tabelle 22: U = Untersucher; $|U1 \text{ vs. } U2|$ = Mittelwert der Beträge der Differenzen zwischen U1 und U2; ICC = Intra Class Correlation; RMSE = Root Mean Square Error; EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standpase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

Die untersucherbedingte Variabilität der Breitenmaße des Fußes werden in Tabelle 23 anhand der Fersenbreite sowie der Ballenbreite abgebildet. Die Fersenbreite zeichnet sich über alle Standphasen hinweg durch einen hohen ICC von ≥ 0.95 und einen geringen Betrag der mittleren Abweichung ($|U1 \text{ vs. } U2| < 0.5\text{mm}$) aus. Der resultierende Mittelwert der Fersenbreite zeigt eine maximale Differenz zwischen U1 und U2 von 0.3mm in der Standphase FA.

Die Ballenbreite zeigt ebenfalls, in vier von fünf Standphasen, einen geringen Einfluss des Untersuchers auf die Testergebnisse. Lediglich die TSP bildet eine erhöhte Variabilität mit einem ICC < 0.9 und einem RMSE von 1.67mm ab. Der untersucherbedingte Messfehler (RMSE) über alle Standphasen zur Bestimmung der Ballenbreite ist höher als der Messfehler der Fersenbreite, liegt jedoch weiterhin im Bereich von 1mm.

Tabelle 23: Objektivitätsprüfung der Fußbreitenmaße, der Fersenbreite und der Ballenbreite [mm] eingeteilt in Standphasen

Fersenbreite [mm]					
Standphase	U1	U2	U1 vs. U2	ICC (1,2)	RMSE
EFK	63.2 (± 4.8)	63.0 (± 4.9)	0.43	0.99	0.39
EMK	64.9 (± 4.1)	64.9 (± 4.0)	0.42	0.99	0.34
MSP	64.3 (± 3.8)	64.4 (± 3.7)	0.47	0.98	0.41
FA	59.6 (± 4.9)	59.9 (± 4.9)	0.49	0.96	0.74
TSP	----	----	----	----	----
Statisch	64.9 (± 3.5)	65.1 (± 3.6)	0.36	0.99	0.31
Total	63.4 (± 4.2)	63.5 (± 4.2)	0.43	0.98	0.44

Ballenbreite [mm]					
Standphase	U1	U2	U1 vs. U2	ICC (1,2)	RMSE
EFK	----	----	----	----	----
EMK	95.5 (± 6.3)	94.9 (± 6.4)	1.29	0.94	1.10
MSP	99.1 (± 6.4)	97.9 (± 6.1)	1.18	0.96	0.92
FA	99.9 (± 6.7)	98.8 (± 6.5)	1.12	0.96	0.95
TSP	100.4 (± 6.9)	98.3 (± 6.5)	2.07	0.88	1.67
Statisch	100.4 (± 6.0)	99.4 (± 6.1)	1.08	0.96	0.91
Total	99.1 (± 6.5)	97.9 (± 6.4)	1.35	0.94	1.11

LegendeTabelle 23: U = Untersucher; $|U1 \text{ vs. } U2|$ = Mittelwert der Beträge der Differenzen zwischen U1 und U2; ICC = Intra Class Correlation; RMSE = Root Mean Square Error; EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standpase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

Die Intertester-Variabilität der Winkel- und Höhenmaße werden durch den Gewölbewinkel und der Gewölbehöhe in Tabelle 24 gezeigt. Auffällig ist die Differenz zwischen der statischen und den dynamischen Standphasen in der Variabilität des Gewölbewinkels. Insgesamt zeigt sich im Vergleich zu den Fußbreitenmaßen und der medialen Ballenlänge eine höhere Variabilität in allen dynamischen Standphasen.

Tabelle 24: Objektivitätsprüfung des Gewölbewinkels [°] und der Gewölbehöhe [mm] eingeteilt in Standphasen

Gewölbewinkel [°]						
Standphase	U1	U2	U1 vs. U2	ICC (1,2)	RMSE	
EFK	----	----	----	----	----	----
EMK	47.8 (±6.2)	48.5 (±6.3)	2.15	0.85	1.81	
MSP	44.9 (±8.2)	46.7 (±9.3)	2.50	0.88	2.23	
FA	47.5 (±6.4)	48.3 (±6.0)	1.95	0.82	1.97	
TSP	----	----	----	----	----	----
Statisch	46.5 (±6.2)	47.2 (±8.5)	1.60	0.94	1.51	
Total	46.7 (±6.7)	47.7 (±7.5)	2.05	0.87	1.88	

Gewölbehöhe [mm]						
Standphase	U1	U2	U1 vs. U2	ICC (1,2)	RMSE	
EFK	----	----	----	----	----	----
EMK	38.8 (±8.2)	38.1 (±7.9)	2.12	0.89	1.96	
MSP	39.5 (±8.1)	37.0 (±8.0)	2.92	0.88	2.51	
FA	41.5 (±8.7)	40.0 (±7.5)	3.02	0.78	2.86	
TSP	----	----	----	----	----	----
Statisch	36.5 (±6.5)	35.2 (±5.3)	2.57	0.80	2.00	
Total	39.1 (±7.9)	37.6 (±7.1)	2.66	0.84	2.33	

Legende Tabelle 24: U = Untersucher; |U1 vs. U2| = Mittelwert der Beträge der Differenzen zwischen U1 und U2; ICC = Intra Class Correlation; RMSE = Root Mean Square Error; EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

Zusammenfassend zeigt die nachfolgende Tabelle die Abweichungen der wiederholten Messungen zweier Untersucher über alle Standphasen für alle sechs erhobenen Messgrößen. Die dargestellten Variablen zeigen durchgehend einen mittleren ICC ≥ 0.8 . Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Intertester-Variabilität sowohl von der erhobenen Messgröße als auch von den jeweiligen Standphasen beeinflusst wird. Während die Variabilität in der vorliegenden Testreihe für die Fußbreitenmaße sowie für die Bestimmung der medialen Ballenlänge als gering bewertet werden kann, zeigen die Ergebnisse der Winkel- und Höhenmaße deutlichere Intertester Differenzen.

Tabelle 25: Übersicht zur Objektivitätsprüfung der sechs Messgrößen

Übersicht der Messgrößen						
Messgröße	U1	U2	U1 vs. U2	ICC (1,2)	RMSE	
Ballenlänge medial [mm]	182.3 (±6.8)	182.4 (±7.0)	1.34	0.95	1.16	
Ballenlänge lateral [mm]	148.3 (±6.1)	147.6 (±5.5)	2.35	0.80	1.94	
Fersenbreite [mm]	63.4 (±4.2)	63.5 (±4.2)	0.43	0.98	0.44	
Ballenbreite [mm]	99.1 (±6.5)	97.9 (±6.4)	1.35	0.94	1.11	
Gewölbewinkel [°]	46.7 (±6.7)	47.7 (±7.5)	2.05	0.87	1.88	
Gewölbehöhe [mm]	39.1 (±7.9)	37.6 (±7.1)	2.66	0.84	2.33	

Legende Tabelle 25: U = Untersucher; |U1 vs. U2| = Mittelwert der Beträge der Differenzen zwischen U1 und U2; ICC = Intra Class Correlation; RMSE = Root Mean Square Error

5.1.3 Reliabilität des Messverfahrens

Gegliedert nach den beschriebenen fünf Standphasen des Abrollvorgangs werden in Tabelle 26 die Messfehler in Form des RMSE dargestellt. In Abhängigkeit der Messgröße sowie der Standphase variieren die Messabweichungen der wiederholten Messungen von minimal 0.50mm für die Fersenbreite bis maximal 3.35mm für die Gewölbebreite jeweils in der Phase des EMKs.

Einen Einfluss der Standphase auf den resultierenden Messfehler ist lediglich tendenziell zu erkennen. Sechs der elf dargestellten Fußmessgrößen zeigen eine bessere Reproduzierbarkeit in der Mittleren Stand Phase (MSP) während in der Phase des EMKs acht von elf Maximalwerten des RMSE zu finden sind. Ein Vergleich des mittleren RMSEs über die Standphasen EMK (1.90mm) und MSP (1.75mm) bzgl. der millimeter-skalierten Messgrößen zeigt jedoch, dass lediglich ein marginaler Unterschied von 0.15mm gemittelt über acht Messgrößen auftritt. Ein Vergleich der dynamischen zu den statischen Messungen zeigt hingegen eine, über alle Messgrößen zu beobachtende, bessere Reproduzierbarkeit der statisch erhobenen Daten. Maximale Abweichungen zwischen dynamischen und statischen Messungen treten in den Längenmaßen und Gewölbemaßen (Gewölbebreite, Gewölbewinkel, Gewölbehöhe) auf, während die Breitenmaße, Gewölbebreite ausgenommen, mit einer vergleichbaren Reproduzierbarkeit erfasst wurden.

Eine Kategorisierung der Messgrößen zeigt ebenfalls, dass die Fußbreitenmaße zuverlässiger erhoben werden können als Winkel und Höhenmaße. Insbesondere die Gewölbemaße zeigen im Vergleich zu den übrigen Fußmaßen einen ausgeprägten RMSE von 3mm bzw. 3° im Mittel.

Tabelle 26: Übersicht des RMSE aller Messgrößen in unterschiedlichen Standphasen

Kategorien	Messgröße	EFK	EMK	MSP	FA	TSP	Statisch
Längenmaße	Ballenlänge medial [mm]	-----	2.09	1.70	1.64	-----	1.31
	Ballenlänge lateral [mm]	-----	2.49	2.10	2.49	-----	1.55
Breitenmaße	Fersenbreite [mm]	0.91	0.50	0.57	0.56	-----	0.42
	Mittelfußbreite [mm]	-----	1.38	1.69	-----	-----	1.28
	Gewölbebreite [mm]	-----	3.35	3.10	-----	-----	2.15
	Ballenbreite [mm]	-----	1.32	0.77	0.78	1.02	0.71
Winkelmaße	Ballenwinkel [mm]	-----	1.78	1.32	1.47	-----	0.95
	Gewölbewinkel [°]	-----	3.70	3.04	2.59	-----	2.55
Höhenmaße	Gewölbehöhe [mm]	-----	2.33	2.76	3.01	-----	1.91
Indexmaße	Chipaux-Smirak-Index	-----	0.024	0.020	-----	-----	0.021
	Staheli-Index	-----	0.037	0.033	-----	-----	0.033

Legende Tabelle 26: EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

Tabelle 27 stellt neben den Unterschieden der dynamischen und statischen Messfehler den normierten und relativen RMSE dar. Trotz der Voraussetzung, der Unabhängigkeit der Messabweichung von der Ausprägung der Messgröße, können die vorliegenden Ergebnisse einen weiteren Aufschluss zur Beurteilung des relativen Einflusses des Messfehlers auf das jeweilige Fußmaß liefern. Relative Abweichungen ($RMSE_{rel}$) im Bereich von $< 1\%$ bis 2% der Messgröße werden in der Erfassung der Längen und Breitenmaße, ausgenommen Gewölbbreite, erreicht. Winkel- und Höhenmaße zeigen eine relative Abweichung von 5% bis 7% . In der Erhebung des zur SA normierten RMSE wird eine geringere Differenzierbarkeit der Inter- und Intra-Variabilität mit $RMSE_{norm}$ -Werten von 40.0% bis 53.8% deutlich. Die Ergebnisse der Gewölbbreite weisen mit einem $RMSE_{rel} > 11\%$ und einem $RMSE_{norm}$ -Wert von $> 28\%$ erneut eine geringere Reproduzierbarkeit auf. Der aus der Gewölbbreite resultierende Staheli-Index zeigt vergleichbare Werte für den $RMSE_{rel}$ und $RMSE_{norm}$.

Um basierend auf den beschriebenen Ergebnissen den Bereich zu bestimmen, in dem der unbekannte wahre Wert der Messung mit einer angenommenen Wahrscheinlichkeit zu lokalisieren ist, wird entsprechend der Konventionen von Bland & Altman (1996) vorgegangen. Die Genauigkeit des Messverfahrens kann demnach anhand des 1,96 fachen des RMSE approximiert werden. Es wird angenommen, dass in 95% der Erhebungen erwartet werden kann, dass ein Messergebnis einer einzelnen Person um weniger als $1,96 \times RMSE$ vom wahren, aber unbekanntem Wert abweicht (Bland & Altman, 1996). Die Reproduzierbarkeit bei wiederholten Messungen einer einzelnen Person wird mit dem Faktor 2.77 des Messfehlers angenommen.

Tabelle 27: Unterteilung des Root Mean Square Error nach statischem, dynamischem, normiertem und relativem RMSE

Messgröße	$RMSE_{total}$	$RMSE_{dyn}$	$RMSE_{stat}$	$RMSE_{norm}$	$RMSE_{rel}$
Ballenlänge medial [mm]	1.69	1.81	1.31	13.8%	0.91%
Ballenlänge lateral [mm]	2.16	2.36	1.55	22.8%	1.42%
Fersenbreite [mm]	0.59	0.64	0.42	12.2%	0.95%
Mittelfußbreite [mm]	1.45	1.54	1.28	20.5%	1.80%
Gewölbbreite [mm]	2.86	3.23	2.14	28.3%	11.77%
Ballenbreite [mm]	0.90	0.97	0.70	13.8%	0.91%
Ballenwinkel [°]	1.38	1.52	0.95	53.8%	7.08%
Gewölbwinkel [°]	2.97	3.11	2.55	40.3%	5.99%
Gewölbehöhe [mm]	2.50	2.69	1.91	40.0%	7.08%
Chipaux- Smirak-Index	0.022	0.022	0.021	22.5%	5.77%
Staheli – Index	0.034	0.035	0.033	22.9%	13.65%

Legende Tabelle 27: $RMSE$ = Root Mean Square Error ; $RMSE_{total}$ = $RMSE$ aus Statik und Dynamik; $RMSE_{dyn}$ = $RMSE$ nur aus der Dynamik; $RMSE_{stat}$ = $RMSE$ nur Statik; $RMSE_{norm}$ = $RMSE_{normiert}$; $RMSE_{rel}$ = $RMSE$ relativ

Daraus ergibt sich analog, dass mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% erwartet werden kann, dass zwei Messwerte einer Person in wiederholten Messungen um weniger als 2.77 des RMSE voneinander abweichen.

In der praktischen Anwendung bedeutet dies, um z.B. den Effekt einer Intervention eindeutig und unter Ausschluss zufälliger Effekte in einer wiederholten Messung nachweisen zu können, müsste sich das Ergebnis der zweiten Messung außerhalb des um das Ergebnis der ersten Messung liegende Intervall der Reproduzierbarkeit befinden. Zur Veranschaulichung des Bereiches der Messgenauigkeit und der Reproduzierbarkeit wird in der nachfolgenden Tabelle der Mittelwert (Spalte 3) der jeweiligen Messgröße als theoretisch gemessene Größe einer Person angenommen und \pm des multiplizierten RMSEs (Spalte 1 und 2) dargestellt.

Der wahre Wert einer einzelnen Person kann demzufolge bei einer gemessenen Ballenbreite von 99.3mm mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% in dem Bereich von 97.5mm bis 101.1mm erwartet werden. Analog ist für den Bereich der Reproduzierbarkeit zu erwarten, dass zwei unter gleichen Bedingungen wiederholte Messungen der angenommenen Ballenbreite einer Person im Bereich von 96.8mm bis 101.8mm liegen. Die Angaben beziehen sich ausschließlich auf die Bewertung der Messergebnisse von Einzelpersonen. Um die entsprechenden Grenzen der Diskriminierbarkeit von Gruppenergebnissen zueinander aufzuzeigen, wird ergänzend der GRMSE berechnet. Eine ausführliche Diskussion der dargestellten Ergebnisse findet im Unterabschnitt 6.1.4 statt.

Tabelle 28: Interpretation des Root Mean Square Errors zur Bestimmung der Messgenauigkeit und der Wiederholbarkeit

Messgröße	RMSE *	RMSE *	Mittelwert	Bereich der Messgenauigkeit	Bereich der Reproduzierbarkeit
Ballenlänge medial [mm]	3.30	4.67	185.1	181.7 - 188.4	180.4 - 189.8
Ballenlänge lateral [mm]	4.23	5.98	152.1	147.9 - 156.3	146.1 - 158.1
Fersenbreite [mm]	1.16	1.64	62.0	60.8 - 63.2	60.4 - 63.6
Mittelfußbreite [mm]	2.84	4.02	80.7	77.9 - 83.5	76.7 - 84.7
Gewölbebreite [mm]	5.61	7.93	24.3	18.7 - 29.9	16.4 - 32.2
Ballenbreite [mm]	1.80	2.54	99.3	97.5 - 101.1	96.8 - 101.8
Ballenwinkel [°]	2.70	3.82	19.5	16.8 - 22.2	15.7 - 23.3
Gewölbewinkel [°]	5.82	8.23	49.6	43.8 - 55.4	41.4 - 57.8
Gewölbehöhe [mm]	4.90	6.92	35.3	30.4 - 40.2	28.4 - 42.2
Chipaux-Smirak-Index	0.04	0.06	0.381	0.339 - 0.424	0.321 - 0.441
Staheli-Index	0.07	0.09	0.249	0.182 - 0.316	0.154 - 0.344

Legende Tabelle 28: RMSE = Root mean square error;

Beurteilung der Reproduzierbarkeit anhand der Bland & Altman Plots

Nachfolgend werden die bisherigen Ergebnisse zur Messgenauigkeit und Wiederholbarkeit unter Verwendung des neuen Messverfahrens anhand des Bland & Altman Plots ergänzt. In den hier dargestellten B&A Plots werden alle Standphasen pro Messgröße in einer Grafik zusammengefasst. Somit ergeben sich pro Messgröße in Abhängigkeit der auswertbaren Standphasen (maximal vier Standphasen) bei 106 untersuchten Probanden bis zu 424 Wertepaare, aus denen die Übereinstimmungsgrenzen (\pm LoA), die Standardabweichung (SA) der Differenzen sowie die mittlere Abweichung der Messungen zueinander (Bias) berechnet und in der Grafik dargestellt werden. Diese Darstellung der Reproduzierbarkeit bietet ergänzend zum RMSE die grafische Übersicht der Mittelwerte relativ zur Abweichung der Messungen. In allen nachfolgenden B&A Plots wird deutlich, dass keines der erhobenen Fußmaße in seinen Werten einen systematischen Unterschied zwischen den Messungen aufweist. Die Differenzen der M1 und M2 streuen gleichförmig um die Nulllinie, woraus für alle Messgrößen der wiederholten Messreihen ein Bias praktisch vernachlässigbar gleich Null resultiert. Ein maximaler Bias von 0.3mm zwischen M1 und M2 tritt in dem Maß der Ballenlänge lateral auf. Da es sich um wiederholte Messungen mit dem gleichem Messsetup handelt, musste von einer nicht systematischen Streuung der Ergebnisse ausgegangen werden. Ebenfalls kann für alle untersuchten Maße eine Abhängigkeit der Variabilität der Daten von dem Ausmaß der erhobenen Einzelmessung ausgeschlossen werden. Die sogenannte Homoskedastizität, die als Voraussetzung zur Verwendung der Methode angenommen werden muss (Axman, Gomes & Groten, 2002), kann durch die gleichmäßige Verteilung der Differenzen über den gesamten Messbereich grafisch in den B&A Plots bestätigt werden.

Tabelle 29: Numerische Zusammenfassung der Bland & Altman Plots

Messgröße	Mittelwert	SA der Diff.	Bias M1 vs. M2	Obere LoA	Untere LoA
Ballenlänge medial [mm]	185.1	2.47	0.18	5.01	-4.66
Ballenlänge lateral [mm]	152.1	3.20	0.32	6.59	-5.96
Fersenbreite [mm]	62.0	0.92	-0.11	1.70	-1.92
Mittelfußbreite [mm]	80.7	2.07	-0.01	4.05	-4.07
Gewölbebreite [mm]	24.3	3.94	-0.05	7.68	-7.77
Ballenbreite [mm]	99.3	1.29	0.06	2.44	-2.60
Ballenwinkel [°]	19.5	2.01	-0.09	3.86	-4.04
Gewölbewinkel [°]	49.6	4.63	0.21	9.28	-8.86
Gewölbehöhe [mm]	35.3	3.65	-0.20	6.94	-7.35
Chipaux-Smirak-Index	0.381	0.04	0.0002	0.085	-0.085
Staheli-Index	0.249	0.07	0.0003	0.134	-0.134

Legende Tabelle 29: SA = Standardabweichung; Bias = Mittlere Abweichung; LoA = Limits of Agreements

Die Verteilung der Differenzen der Fußlängenmaße (Ballenlänge medial & lateral) werden in Abbildung 30 dargestellt. Sowohl die mediale als auch die laterale Ballenlänge werden jeweils intervallskaliert mit einer örtlichen Auflösung von 1mm abgebildet. Die B&A Plots sind durch eine gleichmäßige Streuung der Differenzen mit wenigen Ausreißern geprägt. Der Vertrauensbereich der medialen Ballenlänge liegt bei + 5.01mm bis – 4.66mm während bei der lateralen Ballenlänge aufgrund einer höheren SA der Differenzen dieser Bereich breiter (+ 6.59mm bis – 5.96mm) definiert ist.

Die in Abbildung 31 exemplarisch für alle Fußbreitenmaße dargestellte Fersenbreite und Mittelfußbreite weisen LoAs in der Größe von $\pm 2\text{mm}$ und $\pm 4\text{mm}$ auf. Die Daten der grafisch nicht dargestellten Ballenbreite verhalten sich annähernd analog zur Fersenbreite. Sowohl die Fersenbreite als auch die Ballenbreite zeigen mit einer SA der Differenzen im Bereich von 1mm geringe intraindividuelle Streuungen der Daten. Die Ergebnisse der Gewölbebreite deuten wiederum, mit einem breiten 95% - Vertrauensbereich von + 7.68mm bis – 7.77mm, auf große Differenzen der Einzelmessungen hin.

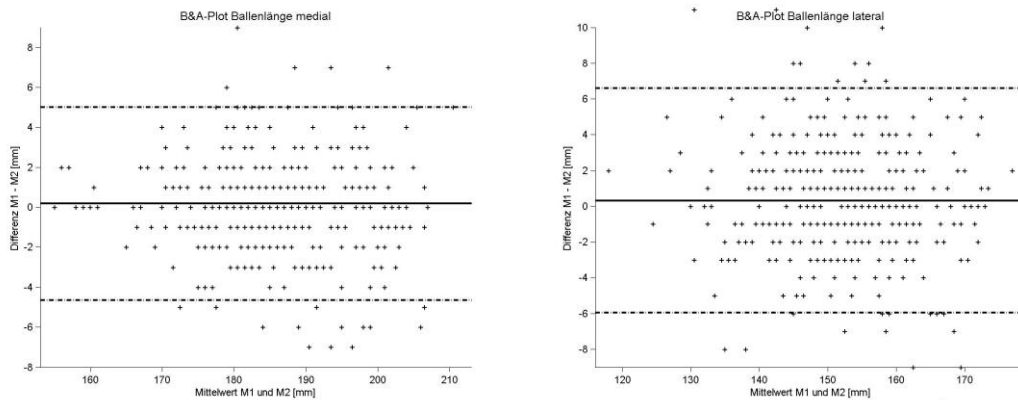


Abbildung 30: Bland & Altman Plot der Ballenlänge medial (links) und lateral (rechts)

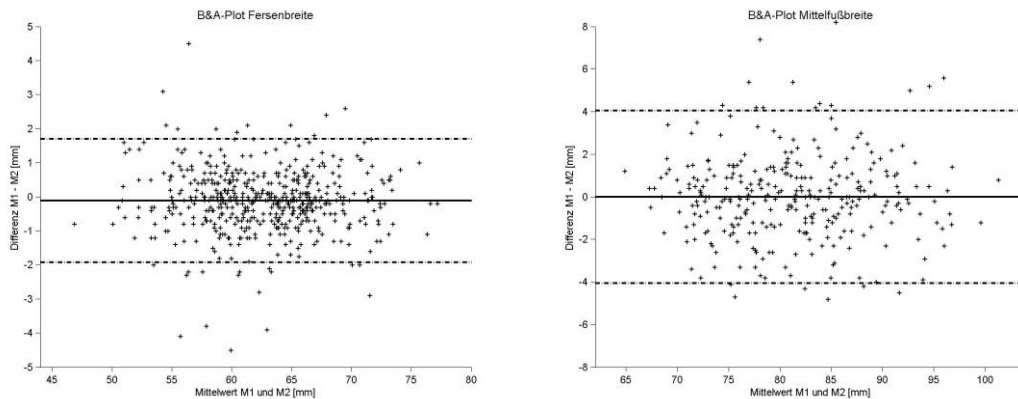


Abbildung 31: B&A Plot der Breitenmaße. Fersenbreite (links) und Mittelfußbreite (rechts)

Die in Abbildung 32 dargestellten intervallskalierten Daten der Winkelmaße sind in ihrer Ausprägung der Messabweichungen differenziert zu betrachten. Während der Ballenwinkel einen Vertrauensbereich von $\pm 4^\circ$ aufweist, variieren die Daten des Gewölbewinkels mit einer oberen Vertrauensgrenze von 9.28° und einer unteren Grenze von -8.86° stärker. Zudem ist eine größere Variabilität der Daten zwischen den Mittelwerten aus M1 und M2 mit Gewölbewinkeln zwischen 12° und 70° mit einer Häufung rund um den Wert 50° zu registrieren. Analog zu den Ergebnissen des Gewölbewinkels wird die Gewölbehöhe mit einer vergleichbaren Streuung der Differenzen (+LoA 6.94mm & - LoA -7.35mm) und einer Vielzahl an Ausreißern charakterisiert. Die Indexmaße haben bei Mittelwerten von 0.381 und 0.249 Standardabweichungen der Differenzen von 0.04 und 0.07. Als Quotient der Gewölbebreite und der Fersenbreite zeigt der Staheli-Index bei geringerem Mittelwert einen breiteren Vertrauensbereich mit LoAs ± 0.134 als die Daten des Chipaux-Smirak-Indexes mit LoAs ± 0.085 .

Abbildung 32: B&A Plot der Winkelmaße. Ballenwinkel (links) und Gewölbewinkel (rechts)

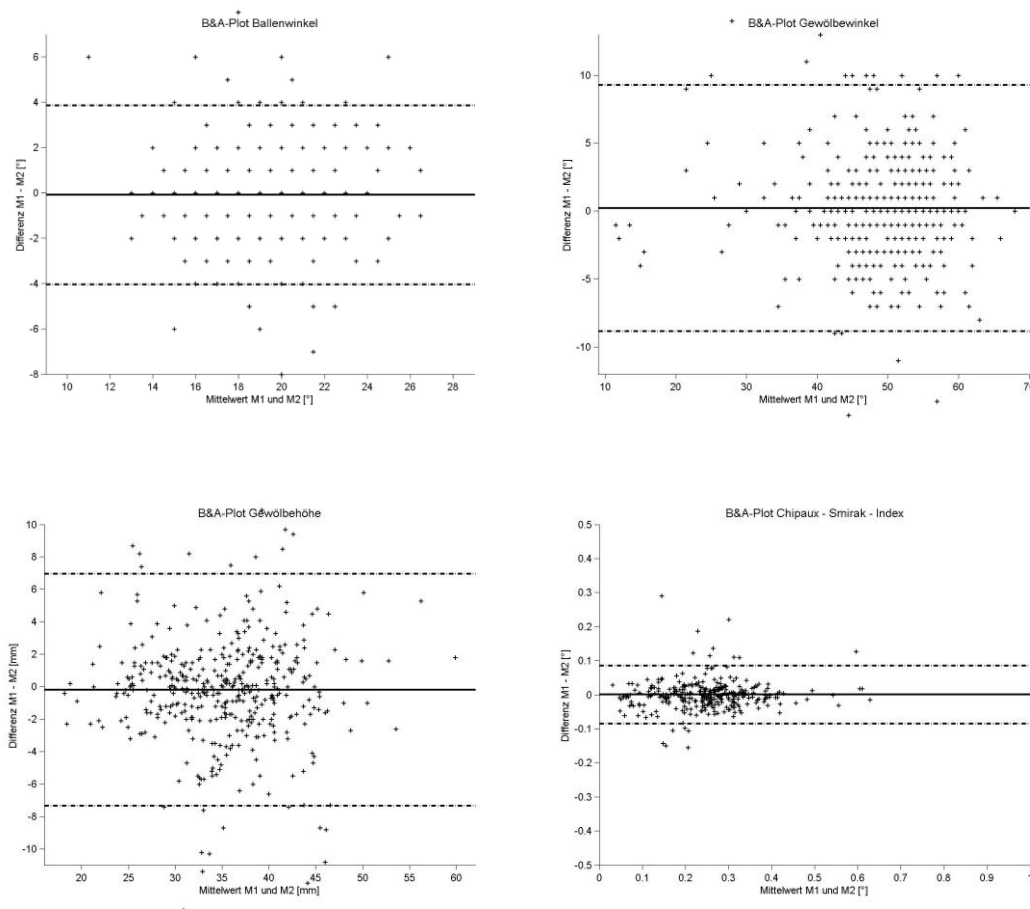


Abbildung 33: B&A Plot der Gewölbehöhe (links) und des Chipaux-Smirak-Indexes (rechts)

Reproduzierbarkeit der Gruppenmittelwerte anhand des GRMSE

Zur Beurteilung der Messfehler der Gruppenmittelwerte und der Diskriminierbarkeit der Gruppen zueinander wird analog zum RMSE der GRMSE betrachtet.

Die Ergebnisse des GRMSE sind in Tabelle 30 zusammengefasst. Ergänzend zu dem Messfehler werden die Bereiche, in denen die wahren Gruppenmittelwerte bei einmaliger und bei wiederholter Messung zu erwarten sind, angegeben. Die Berechnung der Intervalle findet analog zur Berechnung des RMSE statt ($1.96 \cdot \text{GRMSE}$; $2.77 \cdot \text{GRMSE}$). Erneut zeigen die Fußbreitenmaße mit einem GRMSE im Bereich von 0.117mm bis 0.138mm die zuverlässigsten Gruppenmittelwerte, während die Gewölbemaße, insbesondere die Gewölbebreite und der Gewölbewinkel, mit den größten Messfehlern behaftet sind. Alle erhobenen Fußmaße weisen einen Messfehler des Gruppenmittelwertes auf, der unterhalb der eingangs definierten Relevanzgrenze von 2mm liegt. Eine Gliederung der Messfehler der Gruppenmittelwerte nach den Standphasen ergab wiederum keinen relevanten Unterschied, weshalb auf eine Darstellung an dieser Stelle verzichtet wird.

Tabelle 30: Group Root Mean Square Error zur Bestimmung des Messfehlers des Gruppenmittelwertes

Messgröße	GRMSE	GRMSE * 1.96	GRMSE * 2.77	Bereich der Messgenauigkeit des Gruppenmittelwertes	Bereich des Gruppenmittelwertes bei wiederholten Messungen
Ballenlänge medial [mm]	0.258	0.505	0.714	184.4 - 185.6	184.4 - 185.8
Ballenlänge lateral [mm]	0.216	0.423	0.598	151.7 - 152.5	151.5 - 152.7
Fersenbreite [mm]	0.117	0.229	0.324	61.8 - 62.2	61.7 - 62.3
Mittelfußbreite [mm]	0.171	0.335	0.473	80.4 - 81.0	80.2 - 81.2
Ballenbreite [mm]	0.138	0.270	0.382	99.0 - 99.6	98.9 - 99.7
Gewölbebreite [mm]	0.459	0.900	1.272	23.4 - 25.2	23.0 - 25.6
Gewölbewinkel [°]	0.305	0.597	0.844	49.0 - 50.2	48.8 - 50.4
Gewölbehöhe [mm]	0.147	0.288	0.407	35.0 - 35.6	34.9 - 35.7
Ballenwinkel [°]	0.120	0.236	0.334	19.3 - 19.7	19.2 - 19.8
Chipaux-Smirak-Index	0.001	0.002	0.002	0.379 - 0.383	0.379 - 0.383
Staheli-Index	0.001	0.002	0.003	0.247 - 0.251	0.246 - 0.252

Legende Tabelle 30: GRMSE = Group Root Mean Square Error

5.1.4 Zusammenfassung der Testgütekriterien

Die zusammenfassende Betrachtung der Testgütekriterien der Validität, der Objektivität und der Reliabilität deutet darauf hin, dass bei ausreichender örtlicher Auflösung des Systems die Zuverlässigkeit der Datenerhebung vorwiegend von zwei Faktoren abhängig ist - dem zu erhebenden Fußmaß sowie der Objektgeschwindigkeit.

Der Einfluss des Fußmaßes zeigt, dass die Längen- und Breitenmaße des Fußes sowohl in der Objektivität als auch in der Reliabilität eine bessere Testgüte und damit eine höhere Zuverlässigkeit der Daten aufweisen als die Gewölbemaße. Diese zeigen schlechtere Reproduzierbarkeitswerte sowohl im RMSE, im GRMSE als auch im B&A Plot. Die Erhebung der Gewölbhöhe variiert zwischen den Untersuchern U1 und U2 mit einem RMSE von 2.33mm am deutlichsten und stellt damit das Maß mit der geringsten Objektivität dar. Der Einfluss der Objektgeschwindigkeit zeigt sich vorwiegend in den Phasen des Ersten Fersenkontaktes im Bereich des Vorfußes durch die zügige Plantarbewegung als auch in der Phase der Fersenablösung. In diesen Standphasen kommt es zu den oben beschriebenen Datenverlusten. Bezüglich des Einflusses der Objektgeschwindigkeit innerhalb der in diesem Vorhaben eingeschlossenen Standphasen (siehe Tabelle 21) wird hingegen kein relevanter Unterschied der Testgüte deutlich.

Die Darstellung der Bland & Altman Plots hat gezeigt, dass für alle Fußmaße eine Homoskedastizität der Daten vorliegt. Zudem können keine systematischen Abweichungen zwischen den Messwiederholungen (Bias) registriert werden. Diese geringe mittlere Gruppenabweichung zwischen den wiederholten dynamischen Messungen wird ebenfalls in den geringen Messfehler der Gruppenmittelwerte (GRMSE) deutlich. Die dargestellten Vertrauensbereiche (LoA) im B&A Plot hingegen deuten teilweise auf hohe intra-individuelle Streuungen zwischen den Messungen hin.

Der Einfluss der Objektgeschwindigkeit auf die Qualität der zu vermessenden Oberfläche und der damit verbundene Datenverlust, der Einfluss der intra-individuellen Streuung auf die messtechnisch erfassbaren Differenzen in der Statik und der Dynamik so wie mögliche Alternativen werden im Anschluss zu diskutieren sein.

5.2 Ergebnisse zur Fragestellung II

5.2.1 Probandenkollektiv

Im Rahmen der Fragestellung II wurde das beschriebene Verfahren zur Erfassung der dynamischen Fußform angewandt, um an einem Probandengut von 129 Personen die praktisch relevanten Veränderungen der menschlichen Fußform während des Abrollvorgangs quantifizieren zu können. Die Beschreibung des Probandenkollektives wurde bereits im Unterabschnitt 4.2.1 detailliert vorgenommen. Die Balkendiagramme der Abbildung 34 zeigen die Verteilung der Fußmaße über alle Probanden während der statischen Fußvermessung.

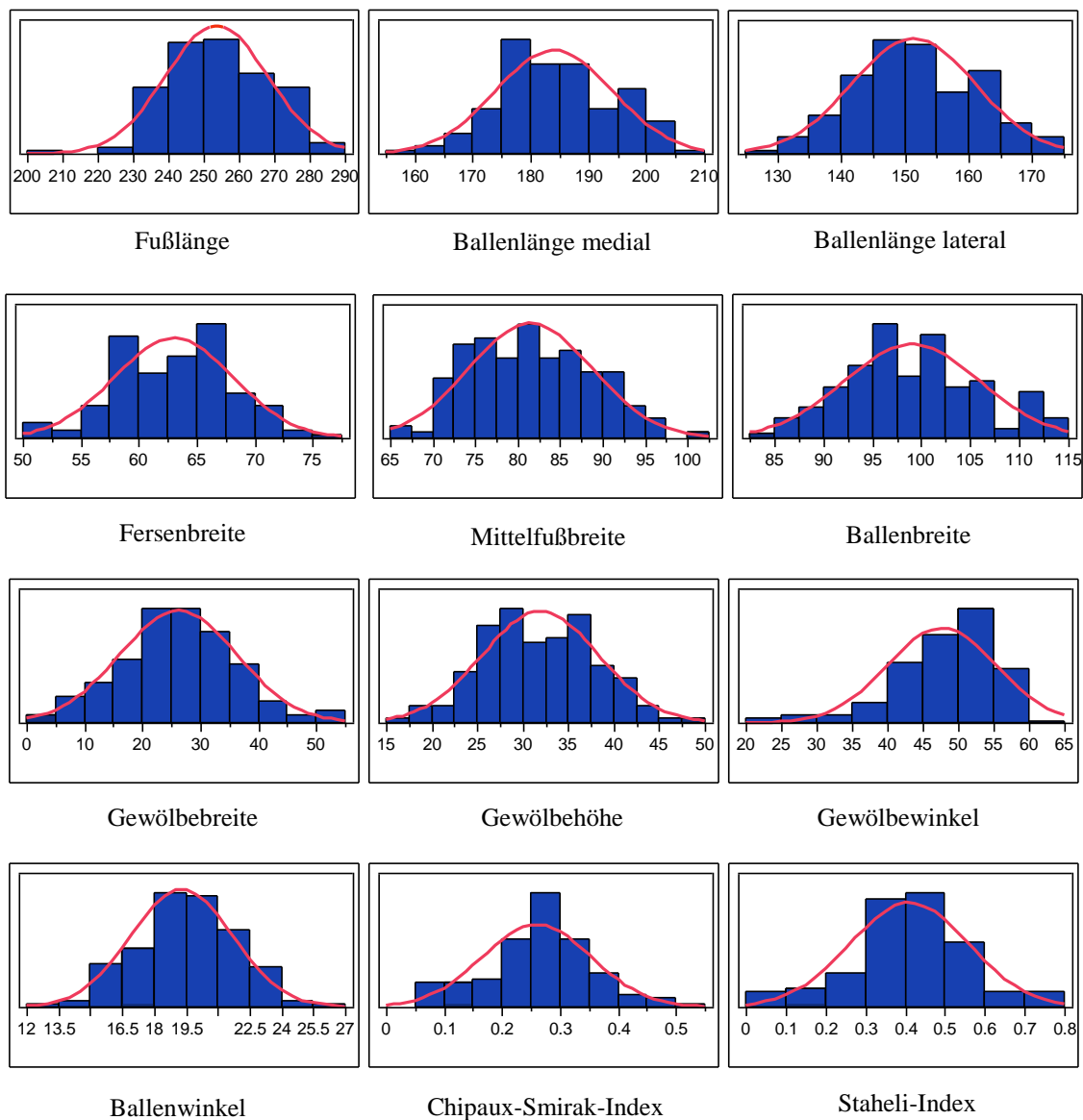


Abbildung 34: Verteilung der Fußmaße in der statischen Aufnahme (n=129)

In Tabelle 31 werden die p-Werte des Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, der jeweilige Mittelwert (\pm SA) sowie die Abhängigkeit des Fußmaßes von der Fußlänge (R^2) zusammengefasst. Ergänzend wird das relative Fußmaß normiert zur Fußlänge dargestellt. Eine Normalverteilung nach Shapiro-Wilk kann, mit Ausnahme des Gewölbewinkels, für alle erhobenen Fußmaße bestätigt werden.

Die Maße des Gewölbewinkels zeigen in Abbildung 34 eine verlängerte linksseitige Flanke. Zur Gewährleistung einer einheitlichen Berechnung der Messgrößen wird dennoch auf die Verwendung eines nichtparametrischen Tests verzichtet.

Die Ergebnisse der Korrelation zwischen den Fußmessgrößen und der Fußlänge zeigen einen direkten Zusammenhang zwischen den Ballenlängenmaßen und der Fußlänge, während das Ausmaß der Winkel-, Höhen- und Indexmaße nicht von der Länge des Fußes abhängig ist. Der Einfluss der Fußlänge auf die Fußbreite variiert zwischen $R^2 = 0.46$ für die Ballenbreite und $R^2 = 0.11$ für die Gewölbebreite. Resultierend werden alle Längen und Breitenmaße in der Ergebnisdarstellung ebenfalls in Relativmaßen zur FL angegeben. Zudem ist der Einflussfaktor der Fußlänge in der Einteilung der Gruppen (Alter, Geschlecht, BMI) berücksichtigt worden.

Tabelle 31: Test auf Normalverteilung und Abhängigkeit zur Fußlänge

Messgröße	Mittelwert	SA	Shapiro – Wilk p-Wert	Abhängigkeit zur Fußlänge R^2	Relative zur Fußlänge [%]
Fußlänge	253.9	14.5	0.11	-----	-----
Ballenlänge medial [mm]	184.1	10.1	0.36	0.89	73 \pm 1.4
Ballenlänge lateral [mm]	151.5	9.7	0.63	0.71	60 \pm 2.1
Fersenbreite [mm]	63.1	5.1	0.51	0.39	25 \pm 1.6
Mittelfußbreite [mm]	81.6	7.3	0.11	0.27	32 \pm 2.3
Gewölbebreite [mm]	26.3	10.7	0.11	0.11	10 \pm 4.1
Ballenbreite [mm]	99.1	6.9	0.21	0.46	39 \pm 2.1
Ballenwinkel [°]	19.3	2.4	0.66	0.01	-----
Gewölbewinkel [°]	47.4	8.3	< 0.001	0.01	-----
Gewölbehöhe [mm]	31.9	6.5	0.85	0.03	-----
Chipaux-Smirak-Index	0.264	0.01	0.13	0.04	-----
Staheli-Index	0.415	0.15	0.20	0.04	-----

Legende: Shapiro – Wilk > 0.05 = es kann von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden; SA = Standardabweichung; R^2 = Abhängigkeitsmaß

5.2.2 Veränderung der Fußform innerhalb des Abrollvorgangs

Nachfolgend werden die Veränderungen der Fußform während des Abrollvorgangs in den unterschiedlichen Standphasen für jedes Fußmaß in Form des Box-und-Whisker-Plots (Box-Plots) dargestellt. Ergänzend sind die jeweiligen Gruppenmittelwerte sowie das obere und untere 95% - Konfidenzintervall in den Graphiken abgebildet. Die Tabelle 32 zeigt die Gruppenmittelwerte mit der dazugehörigen Standardabweichung der jeweiligen Messgröße in den unterschiedlichen Phasen des Abrollvorgangs. Eine Übersicht aller Differenzen zwischen den aufeinander folgenden Standphasen liefert Tabelle 33 auf S.100. Neben dem absoluten Mittelwert der Differenzen werden die relativen Veränderungen der Messgrößen, die Standardabweichung der Differenzen sowie der p-Wert der schließenden statistischen Prüfung für abhängige Testsituationen dargestellt. Das 25% und 75% Quartil, in dem sich 50% der erhobenen Daten befinden, wird als zusätzliches Maß der Streuung der Differenzen angegeben.

Tabelle 32: Übersicht der absoluten Gruppenmittelwerte \pm Standardabweichung aller Messgrößen innerhalb der fünf dynamischen Standphasen

Messgröße	EFK	EMK	MSP	FA	TSP
Ballenlänge medial [mm]	-----	183.9 (± 10)	184.6 (± 10)	184.1 (± 10)	-----
Ballenlänge lateral [mm]	-----	153.1 (± 9)	152.4 (± 9)	148.8 (± 9)	-----
Fersenbreite [mm]	61.4 (± 5)	63.3 (± 5)	62.6 (± 5)	58.3 (± 5)	-----
Mittelfußbreite [mm]	-----	78.4 (± 7)	80.6 (± 7)	-----	-----
Gewölbebreite [mm]	-----	18.9 (± 9)	26.2 (± 9)	-----	-----
Ballenbreite [mm]	-----	95.4 (± 7)	99.0 (± 7)	99.6 (± 7)	99.5 (± 7)
Ballenwinkel [°]	-----	18.9 (± 2)	19.2 (± 2)	20.7 (± 2)	-----
Gewölbewinkel [°]	-----	53.1 (± 6)	46.8 (± 8)	49.9 (± 6)	-----
Gewölbehöhe [mm]	-----	36.9 (± 5)	34.1 (± 6)	37.9 (± 6)	-----
Chipaux-Smirak-Index	-----	0.19 (± 0.1)	0.26 (± 0.1)	-----	-----
Staheli-Index	-----	0.29 (± 0.1)	0.41 (± 0.1)	-----	-----

Legende Tabelle 32: Mittelwert \pm Standardabweichung; EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

Ballenlänge medial

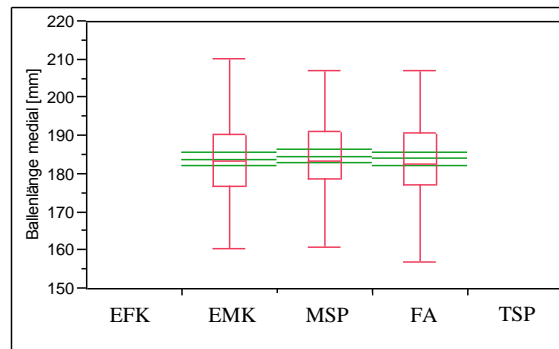


Abbildung 35: Veränderung der medialen Ballenlänge über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Die mediale Ballenlänge wird in den Standphasen des Ersten Metatarsalkontaktes, der Mittleren Standphase und der Fersenablösung erfasst. In der Phase des EMKs beträgt die mittlere mediale Ballenlänge aller Probanden 183,9mm (± 10) (72,5% der Fußlänge(FL)). In der MSP nimmt die Länge zwischen dem hinteren Punkt der Ferse und dem medialen Ballen im Mittel um 0,8mm zu, was bei der untersuchten Stichprobe zu einer statistisch signifikanten Veränderung der Ballenlänge führt ($p > 0,001$) (siehe Abbildung 36). In der anschließenden Phase der Fersen Ablösung nimmt die mediale Ballenlänge wiederum statistisch signifikant ab und erreicht eine mittlere Länge von 184,1mm (± 10) (72,6 % FL). Die Differenzen der medialen Ballenlänge zwischen den Standphasen weisen mit einem Interquartilsabstand $< 1,8$ mm geringe Streuungen auf. Die maximale Veränderung der Ballenlänge medial über den gesamten Abrollvorgang, ohne Berücksichtigung einer Standphasenzuordnung, beträgt 2,3mm ($\pm 1,3$), was einer relativen Veränderung der medialen Ballenlänge von 1,3% entspricht.

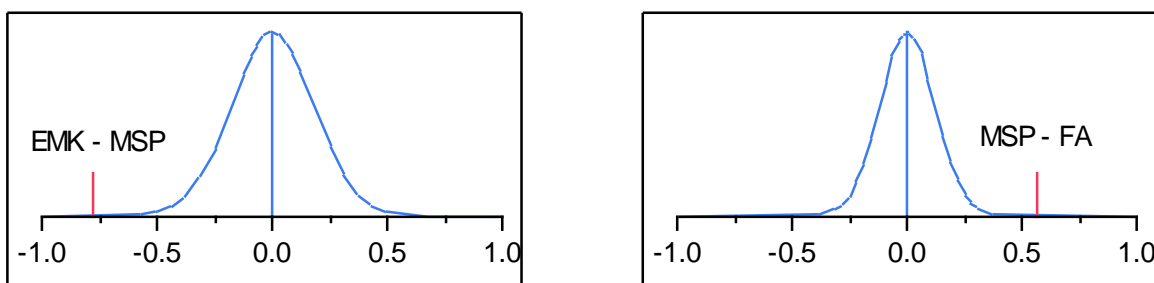


Abbildung 36: Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der medialen Ballenlänge gegen Null (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)

Ballenlänge lateral

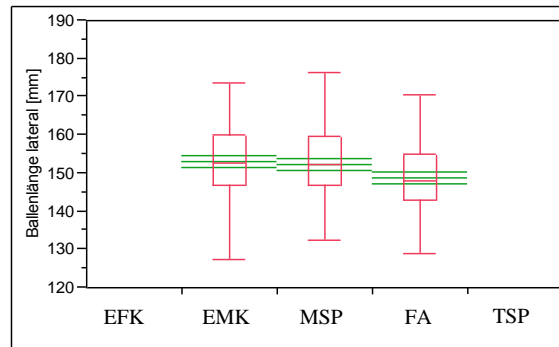


Abbildung 37: Veränderung der lateralen Ballenlänge über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Während der ersten erfassbaren Standphase (EMK) erreicht die laterale Ballenlänge mit einem Gruppenmittel von 153.1mm (± 9) (60.4% FL) bereits den größten Wert über den Abrollvorgang. Das erhobene Längenmaß verringert sich im Mittel in der folgenden Standphase (MSP) um 0.8mm auf 152.4mm (± 9) (60.0% FL) und im weiteren Verlauf des Abrollvorgangs in der Standphase der Fersen Ablösung auf 148.8mm (± 9) (58.6% FL) statistisch signifikant (siehe Abbildung 38). Dabei streuen die Differenzen zwischen MSP und FA normal verteilt (Shapiro-Wilk $p = 0.45$) um den Gruppenmittelwert der Differenzen von 3.6mm (± 2.2).

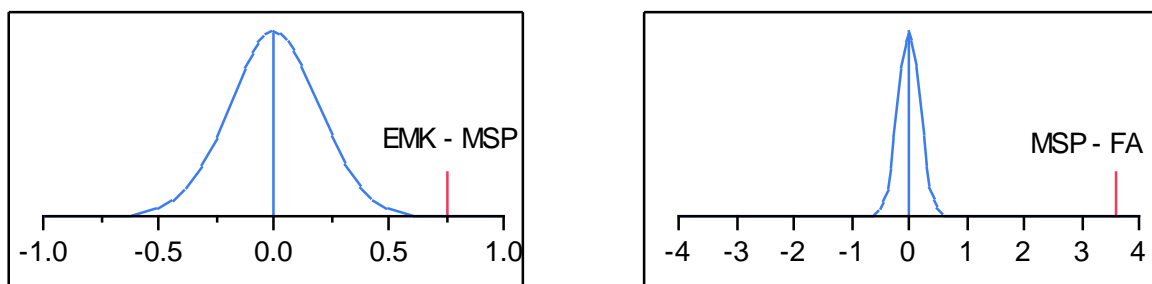


Abbildung 38: Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der medialen Ballenlänge gegen Null (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)

Ballenwinkel

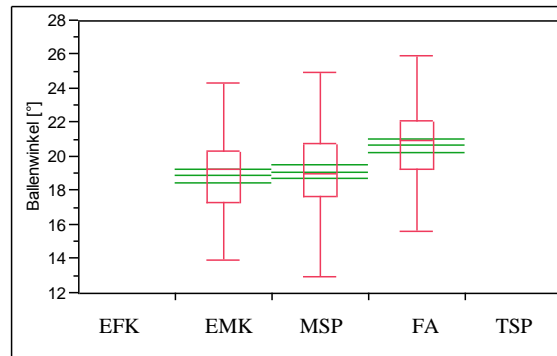


Abbildung 39: Veränderung des Ballenwinkels über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Der Winkel zwischen der Verbindungslinie von MFK I zu MFK V und der X-Achse des Koordinatensystems wird in den Standphasen EMK, MSP und FA erhoben. Während sich der Ballenwinkel in den ersten beiden genannten Standphasen lediglich um 0.23° im Gruppenmittel von $18.9^\circ (\pm 2.3)$ auf $19.2^\circ (\pm 2.3)$ verändert, nimmt der Winkel im weiteren Verlauf des Abrollvorgangs um 1.6° ($p < 0.001$) zu. Die Differenzen verteilen sich dabei normal um den jeweiligen Mittelwert. Der inter-quartile Abstand der Veränderung des Ballenwinkels von MSP zu FA von weniger als 2° deutet auf eine geringe individuelle Streuung der Differenzen über das untersuchte Probandenkollektiv hin. 90% der Zunahme des Ballenwinkels von MSP zu FA liegen im Bereich von -1° bis $+4^\circ$. Relativ zur Messgröße in MSP verändert sich der Ballenwinkel um 8% im Gruppenmittel (MSP-FA).

Im Gegensatz zu den Differenzen zwischen MSP-FA zeigt das Verteilungsdiagramm der Veränderungen zwischen EMK-MSP keine einheitliche Tendenz bezüglich einer Zu- oder Abnahme des Winkels zwischen diesen beiden Standphasen (25% Q = -1.33; 75% Q = 0.67).

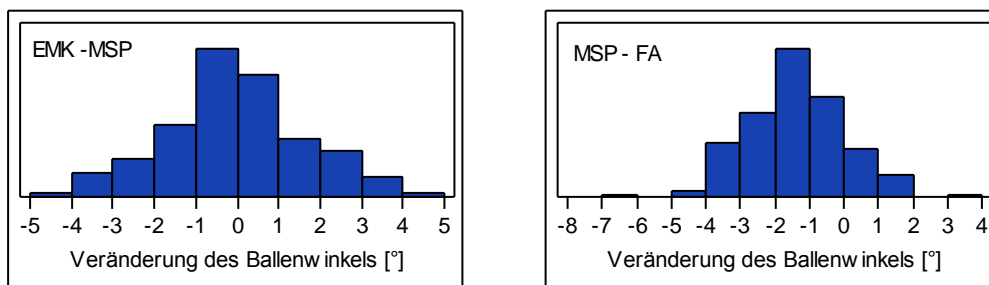


Abbildung 40: Verteilung der Differenzen des Ballenwinkels zwischen den einzelnen Standphasen (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)

Fersenbreite

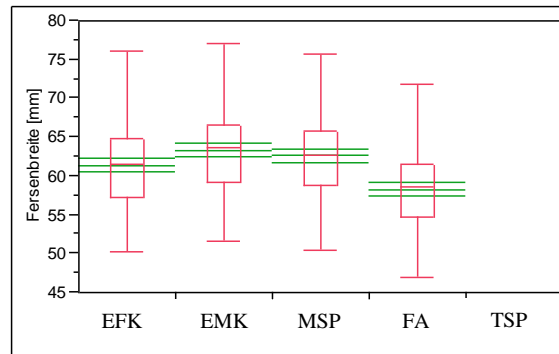


Abbildung 41: Veränderung der Fersenbreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Der Verlauf der Fersenbreite über den Abrollvorgang ist durch eine initiale Zunahme des Breitenmaßes von EFK zu EMK mit einer anschließenden sukzessiven Verringerung des erhobenen Maßes gekennzeichnet. Im Gruppenmittel erreicht die Ferse in der Phase des Ersten Fersenkontaktes eine Breite von 61.4mm (± 5) (23.8% FL). Während des Ersten Metatarsalkontaktes nimmt die Breite der Ferse statistisch signifikant um 2.0mm zu. Im Übergang zur MSP verringert sich das Fußmaß im Mittel um 0.7mm auf 62.6mm (± 5) (24.7% FL). Die Phase der Fersen Ablösung zeigt eine statistisch signifikant schmalere Ferse von 58.3mm (± 5) (22.6%FL). Somit entspricht die Veränderung des Fersenmaßes von EMK zu FA 5.1mm, was wiederum einer relativen Veränderung der Fersenbreite von 8% entspricht. Abbildung 42 zeigt die Verteilung der Differenzen der Fersenbreite zwischen den beschriebenen Standphasen. Während die individuellen Unterschiede zwischen EFK-EMK normal verteilt (Shapiro-Wilk $p = 0.1$) um den Mittelwert streuen, befinden sich 90% der Differenzen von EMK-MSP im Bereich von 0.0 mm – 1.4 mm. Unterschiede zwischen MSP-FA zeigen mit Extremwerten von 0mm und 8mm erneut eine größere individuelle Streuung in der Veränderung der Fersenbreite

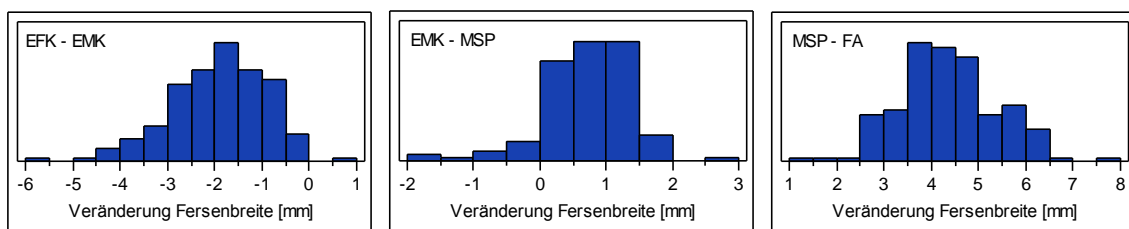


Abbildung 42: Verteilung der Differenzen der Fersenbreite zwischen den einzelnen Standphasen (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)

Mittelfußbreite

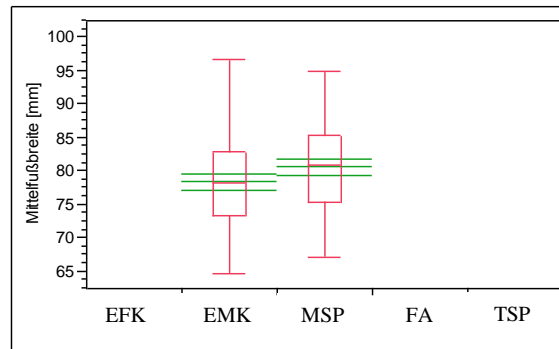


Abbildung 43: Veränderung der Mittelfußbreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Die Veränderungen des Fußmaßes der Mittelfußbreite werden in der Dynamik vom Ersten Metatarsalkontakt zur Mittleren Standphase erfasst. Dabei nimmt die Breite des Mittelfußes wiederum statistisch signifikant von 78.4mm (± 7) auf 80.6mm (± 7) zu. Mit einem Interquartilsabstand von 2.1mm streuen die Differenzen zwischen EMK und MSP normalverteilt um den Mittelwert von 2.2mm. Die mittlere Zunahme der Mittelfußbreite entspricht einer prozentualen Veränderung, ausgehend von EMK, von 3% des Fußmaßes.

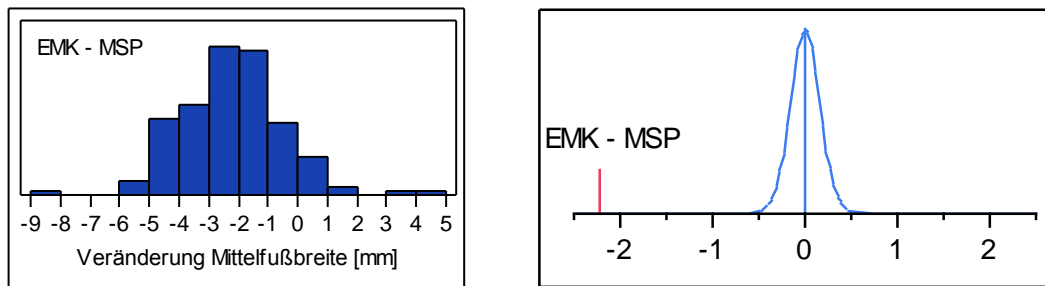


Abbildung 44: Verteilung der Differenzen der Mittelfußbreite zwischen EMK – MSP (links) Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der Mittelfußbreite gegen Null (rechts) (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase)

Ballenbreite

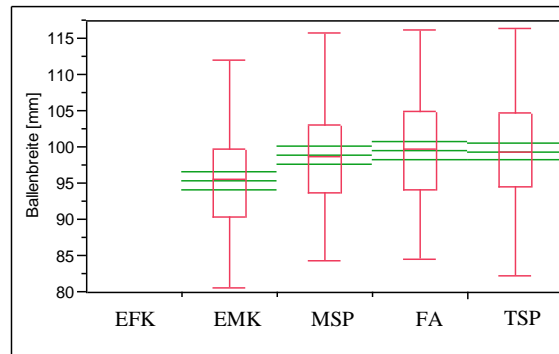


Abbildung 45: Veränderung der Ballenbreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Im Verlauf des Bodenkontaktes nimmt das erhobene Fußmaß sukzessiv im Mittel um 4.2mm zu. Die Standphase des EMKs zeigt dabei die geringste Ballenbreite von 95.4mm (± 7) (37.6% FL), während die größte Breite von 99.6mm (± 7) (39.3% FL) in der Phase der FA auftritt. Die größte Veränderung, von 4% der Ballenbreite, findet im Übergang des EMKs zur MSP statt. Im weiteren Verlauf, zwischen MSP und FA, nimmt die Ballenbreite in einem geringeren Ausmaß von 0.6 mm zu, während das Maß zwischen FA und TSP weitgehend stabil bleibt ($\Delta < 0.1$ mm). Abbildung 46 zeigt die Verteilung der Differenzen der Ballenbreite zwischen den Standphasen im Verlauf des Abrollvorgangs. Die individuelle Veränderung von EMK zu MSP variiert von einer maximalen Zunahme von 8mm bis zu einer Abnahme von 2mm, wobei lediglich 2.5% des Kollektivs eine Abnahme der Ballenbreite zeigt. 50% der Probanden weisen eine Differenz der Ballenbreite zwischen MSP und FA im Intervall von -0.05 bis -1.17 mm auf. Während die Differenzen zwischen den geschilderten Standphasen normal um den jeweiligen Mittelwert streuen, ist dies für die Veränderung der Ballenbreite von FA zu TSP nicht der Fall (Shapiro-Wilk $p = 0.007$).

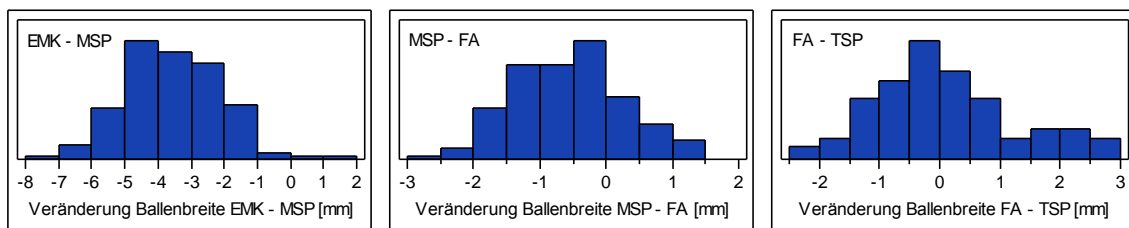


Abbildung 46: Verteilung der Differenzen der Ballenbreite zwischen den einzelnen Standphasen (Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)

Gewölbebreite

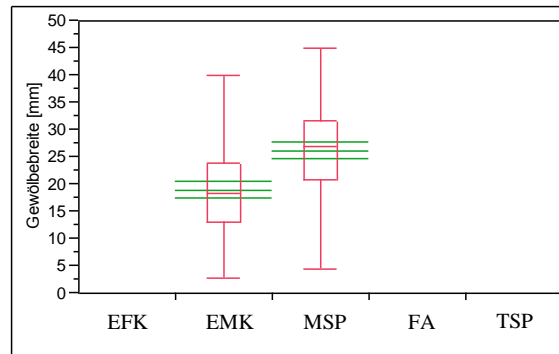


Abbildung 47: Veränderung der Gewölbebreite über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Die Breite der belasteten Fläche des Gewölbes (Gewölbebreite) nimmt zwischen dem Ersten Metatarsalkontakt und der Mittleren Standphase von durchschnittlich 18.9mm (± 8.5) auf 26.2mm (± 9.1) statistisch signifikant ($p < 0.001$) zu. Die Verbreiterung in der MSP von 7.3mm (± 5.1) entspricht somit einer relativen Veränderung von 38.6% des Fußmaßes ausgehend von der Phase des EMKs.

Abbildung 48 (links) weist mit einem Interquartilsabstand von 6.9mm auf eine hohe individuelle Streuung der Differenzen hin. 90% der Probanden zeigen jedoch eine Zunahme der Gewölbebreite zwischen den beiden beschriebenen Standphasen. Die Streuung der Veränderungen der Gewölbebreite zwischen EMK und MSP verhält sich dabei normal verteilt.

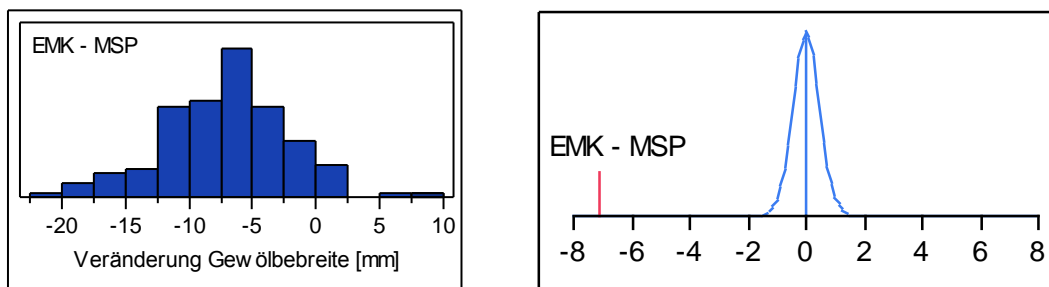


Abbildung 48: Verteilung der Differenzen der Gewölbebreite zwischen EMK-MSP (links) Signifikanztest der Differenzen zwischen den Standphasen der Gewölbebreite gegen Null (rechts) (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase)

Gewölbehöhe

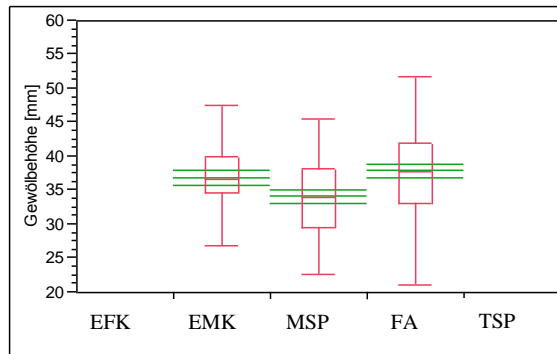


Abbildung 49: Veränderung der Gewölbehöhe über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Ausgehend von einer mittleren Gewölbehöhe von 36.9 mm (± 5.2) in der Phase des EMKs verringert sich das Höhenmaß um 2.73mm (± 3.1) in der Mittleren Standphase. Im Übergang zur Standphase der FA richtet sich das Gewölbe im Gruppenmittel um 3.78mm (± 3.4) wieder auf. Die Veränderungen entsprechen einer relativen Abflachung des Gewölbes in der MSP von 7.4% ausgehend von dem Maß des EMKs.

Die Verteilungsdiagramme der Veränderung der Gewölbehöhe über den Abrollvorgang zeigen mit Interquartilsabständen > 4mm erneut eine breite individuelle Streuung.

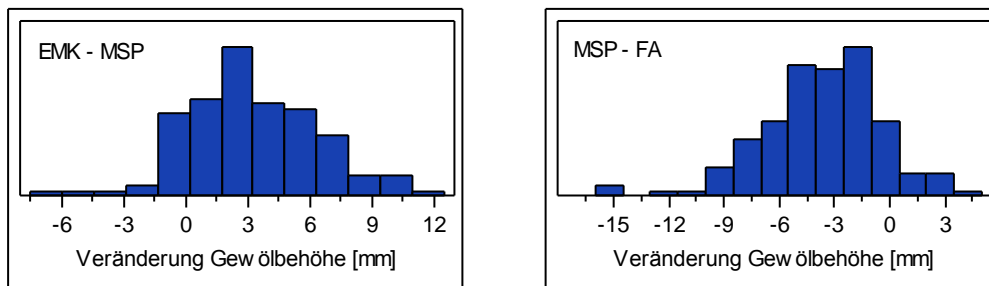


Abbildung 50: Verteilung der Differenzen der Gewölbehöhe zwischen den einzelnen Standphasen (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Gewölbewinkel

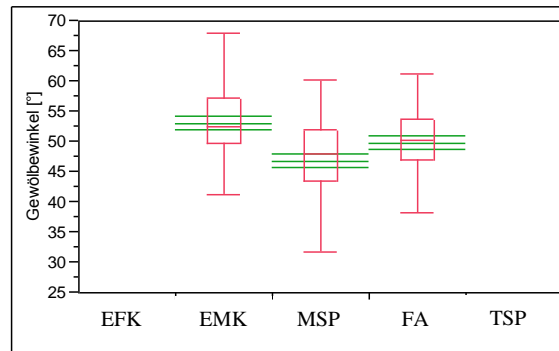


Abbildung 51: Veränderung des Gewölbewinkels über den Abrollvorgang (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Analog zur Gewölbehöhe zeigt der Gewölbewinkel in der ersten messbaren Standphase (EMK) einen höheren Gruppenmittelwert als in der darauf folgenden Mittleren Standphase. Ausgehend von einem durchschnittlichen Gewölbewinkel von 53.1° (± 5.6) in der Phase des Ersten Metatarsalkontaktes verringert sich der Winkel um 6.3° (± 7.1) in der Mittleren Standphase. Abbildung 52 (links) deutet erneut auf eine hohe individuelle Streuung der Veränderung des Gewölbewinkels mit einer Vielzahl von Ausreißern hin. Relativ zum Gewölbewinkel in der Standphase des EMKs verändert sich der Winkel über den Abrollvorgang um 11.8%.

In der Phase der Fersenablösung nimmt der Gewölbewinkel um 3.0° (± 4.1) im Mittel zu. Erneut deuten die hohe Standardabweichung und das Verteilungsdiagramm auf eine hohe Streuung der Daten hin.

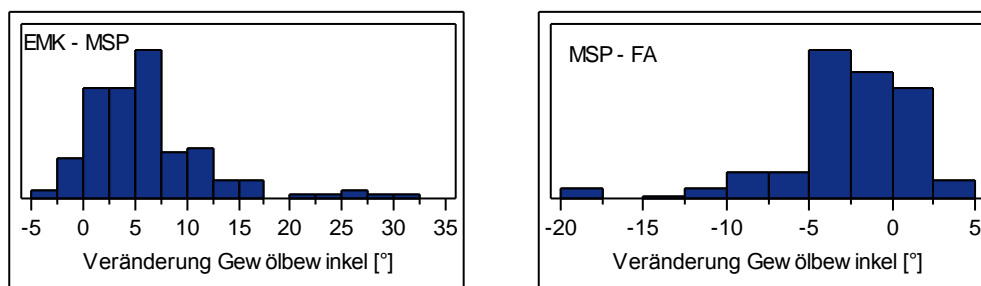


Abbildung 52: Verteilung der Differenzen der Gewölbewinkel zwischen den einzelnen Standphasen (Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung)

Indexmaße

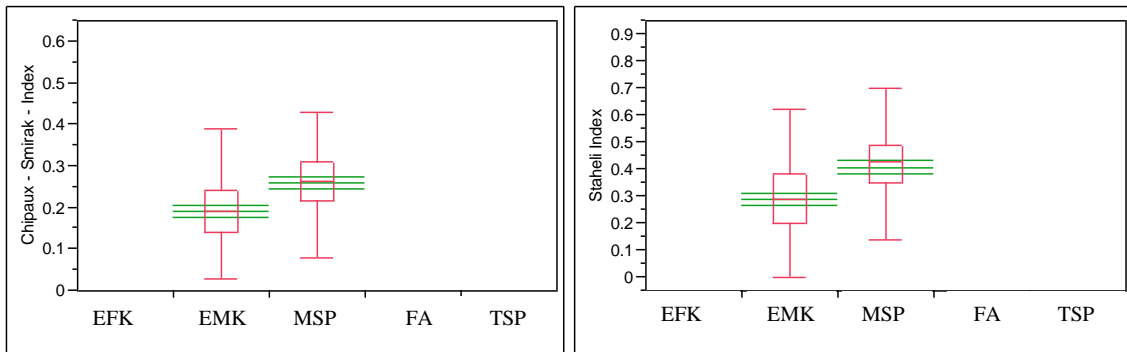


Abbildung 53: Veränderung der Indexmaße. Chipaux-Smirak-Index (links); Staheli-Index (rechts) (EFK= Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Die Quotienten aus Gewölbebreite / Ballenbreite (Chipaux-Smirak-Index (CSI)) und Gewölbebreite / Fersenbreite (Staheli-Index (SI)) zeigen im Übergang vom Ersten Metatarsalkontakt zur Mittleren Standphase eine zueinander vergleichbare Charakteristik. Beide Indexmaße weisen eine Vergrößerung ($p < 0.001$) des Relativwertes in der MSP auf. Ausgehend von einem CSI von 0.19 in der Phase des EMKs steigt dieser auf den Wert von 0.26 in der MSP um 35% an. Die Differenzen beider Quotienten zeigen dabei eine normal verteilte Streuung um den jeweiligen Mittelwert. Der SI nimmt im Mittel von 0.29 auf 0.41 um 41% zu, ausgehend von der Standphase des EMKs. Somit ist eine, im Verhältnis zur Ballen- bzw. Fersenbreite, übermäßige individuelle Zunahme der Gewölbebreite für diese Standphase zu beobachten.

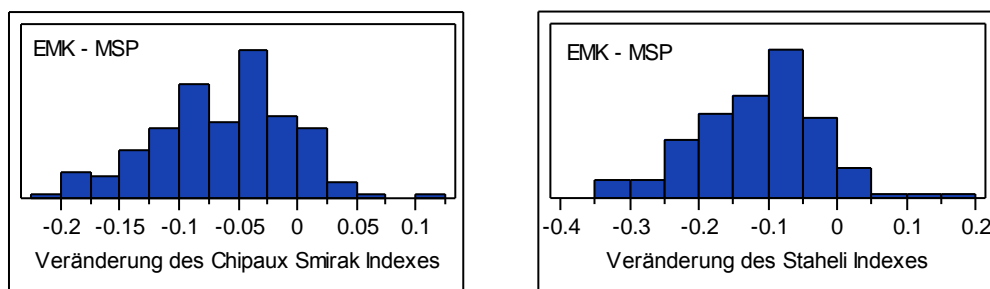


Abbildung 54: Verteilung der Differenzen: Chipaux-Smirak-Index (links); Staheli-Index (rechts) (EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase)

Tabelle 33: Übersichtstabelle der Veränderungen der Fußform über den Abrollvorgang.

	absolute Differenz	SA	relative Differenz	25% Quartil	75% Quartil	p -Wert
mediale Ballenlänge [mm]						
EMK – MSP	-0.77	(±2.05)	0.42%	-2.00	-0.33	<0.001
MSP – FA	0.57	(±1.37)	0.31%	-0.33	1.33	<0.001
Max – Min	2.30	(±1.33)	1.26%	1.33	3.00	<0.001
laterale Ballenlänge [mm]						
EMK – MSP	-0.76	(±2.19)	0.49%	-0.67	2.00	<0.001
MSP – FA	3.59	(±2.19)	2.45%	2.33	5.00	<0.001
Max – Min	4.96	(±2.10)	3.34%	3.33	6.57	<0.001
Fersenbreite [mm]						
EFK – EMK	-1.97	(±1.05)	3.10%	-2.7	-1.20	<0.001
EMK – MSP	0.71	(±0.69)	1.08%	0.32	1.20	<0.001
MSP – FA	4.34	(±1.09)	6.71%	3.63	4.98	<0.001
Max – Min	5.11	(±1.02)	8.77%	4.49	5.73	<0.001
Mittelfußbreite [mm]						
EMK – MSP	-2.22	(±1.79)	2.83%	-3.40	-1.27	<0.001
Ballenbreite [mm]						
EMK – MSP	-3.60	(±1.48)	3.77%	-4.61	-2.59	<0.001
MSP – FA	-0.58	(±0.85)	0.58%	-1.17	-0.05	<0.001
FA – TSP	0.07	(±1.18)	0.10%	-0.77	0.69	0.067
Max – Min	4.58	(±1.78)	4.92%	3.65	5.77	<0.001
Gewölbbebreite [mm]						
EMK – MSP	-7.29	(±5.13)	38.58%	-10.64	-3.72	<0.001
Gewölbehöhe [mm]						
EMK – MSP	2.90	(±3.11)	7.41%	1.07	5.04	<0.001
MSP – FA	-3.84	(±3.35)	11.09%	-5.69	-1.72	<0.001
Max – Min	5.33	(±3.09)	15.83%	3.10	6.80	<0.001
Gewölbewinkel [°]						
EMK – MSP	6.28	(±7.11)	11.83%	1.75	8.25	<0.001
MSP – FA	-3.04	(±4.76)	6.50%	-4.33	0.00	<0.001
Max – Min	7.37	(±6.46)	16.04%	3.67	9.00	<0.001
Ballenwinkel [°]						
EMK – MSP	-0.23	(±1.74)	1.21%	-1.33	0.67	0.137
MSP – FA	-1.59	(±1.44)	8.29%	-2.50	-0.67	<0.001
Max – Min	2.56	(±1.39)	13.99%	1.67	3.33	<0.001
Chipaux-Smirak-Index						
EMK – MSP	-0.07	(±0.06)	34.71%	-0.11	-0.02	<0.001
Staheli – Index						
EMK – MSP	-0.12	(±0.09)	41.72%	-0.18	-0.06	<0.001

Legende Tabelle 33: EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase; SA = Standardabweichung

Die Max-Min Werte ergeben sich aus den individuellen maximalen und minimalen Werten des jeweiligen Fußmaßes über alle fünf Standphasen. Die relative Differenz in der dritten Spalte der Tabelle 33 ist eine prozentuale Angabe der Veränderung zum Fußmaß selbst.

Dabei wird die Veränderung der Messgröße zu dem Fußmaß in der Standphase angegeben, von dem die folgende Standphase subtrahiert wird (hier immer erstgenannte Standphase pro Zeile). Mit Ausnahme der Ballenbreite (FA-TSP) und des Ballenwinkels (EMK-MSP) zeigen alle untersuchten Fußmaße statistisch hochsignifikante Veränderungen zwischen den Standphasen. Die praktische Relevanz dieser Signifikanzen wird im Abschnitt 6.2 zu diskutieren sein.

5.2.3 Veränderung der Fußmaße im Verhältnis zueinander

Nachfolgend werden die absoluten Differenzen der Fußbreiten und Gewölbemaße in je einer Übersichtsgrafik dargestellt, um die Veränderungen der Fußmaße zueinander in den unterschiedlichen Standphasen besser beurteilen zu können. Zur einheitlichen Darstellung ist als *Offset* der Mittelwert des jeweiligen Fußmaßes über den gesamten Abrollvorgang verwendet worden. Somit stellen die Abbildungen 55 und 56 auf Seite 102 die Veränderung als Abweichung von dem Mittelwert des dazugehörigen Fußmaßes dar.

Die in Abbildung 55 dargestellten Fußbreitenmaße zeigen eine sukzessive Verlagerung der jeweils breitesten Phase des Fußareals über den Abrollvorgang. Die Veränderungen der Rück- und Vorfußbreite verlaufen dabei annähernd gegenläufig. In der Standphase EMK zeigt die Rückfußbreite ihr größtes Ausmaß, während der Vorfuß in dieser Phase des Abrollvorgangs die geringste Breite aufweist. Gegensätzlich verhalten sich die Breitenmaße in der Standphase der FA. In Verhältnissen ausgedrückt bedeutet dies, dass in EMK die Rückfußbreite das 0.66fache der Vorfußbreite beträgt, während dieses Verhältnis zur FA auf das 0.58fache abnimmt (in MSP = 0.63). Sowohl in EMK zu MSP als auch in MSP zu FA zeigen die Quotienten somit eine statistisch signifikante Veränderung ($p < 0.001$) des Verhältnisses zwischen Rück- und Vorfußbreite. Die Mittelfußbreite verhält sich im Übergang von EMK zu MSP annähernd analog zur Vorfußbreite, jedoch in einem geringen Ausmaß der Veränderung. Alle erhobenen Fußbreitenmaße weisen während der Mittleren Standphase ein vergleichbares Bild, mit einer Verbreiterung des Maßes von ca. 1mm zum Mittelwert auf.

Im Gegensatz zu den Breitenmaßen präsentieren die Gewölbemaße ein einheitliches Bild. Der Gewölbewinkel und die Gewölbehöhe nehmen im Übergang von EMK-MSP analog zueinander ab, während die Gewölbebreite zunimmt. Sowohl die zunehmende Gewölbebreite als auch der abnehmende Gewölbewinkel werden in der Literatur als plantare Maße zur Bestimmung der Gewölbehöhe verwendet.

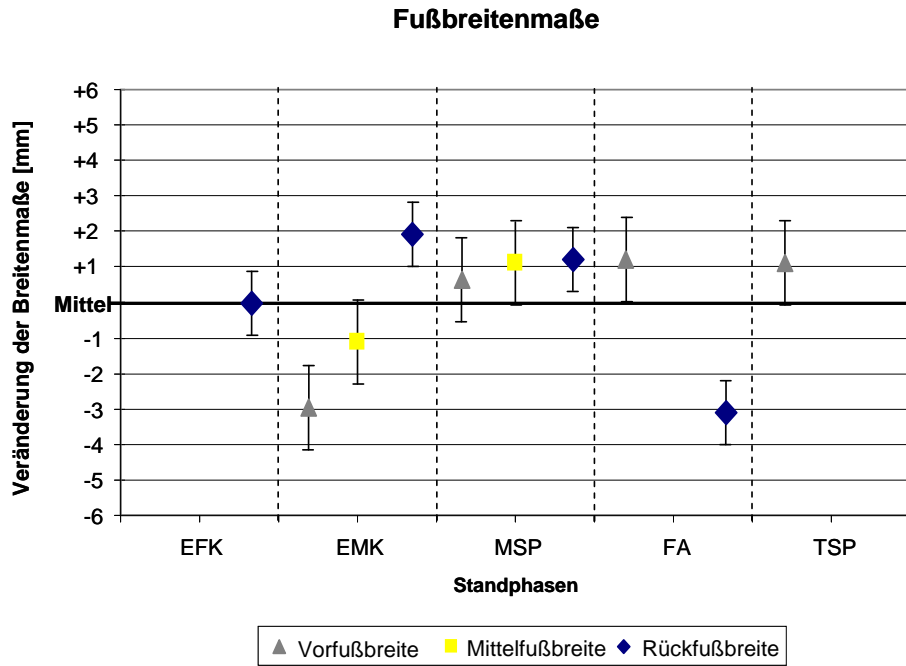


Abbildung 55: Übersicht der absoluten Veränderungen der Breitenmaße in der Dynamik ausgerichtet am jeweiligen Mittelwert über den Abrollvorgang; Fehlerindikatoren = \pm 95%-iges Konfidenzintervall (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

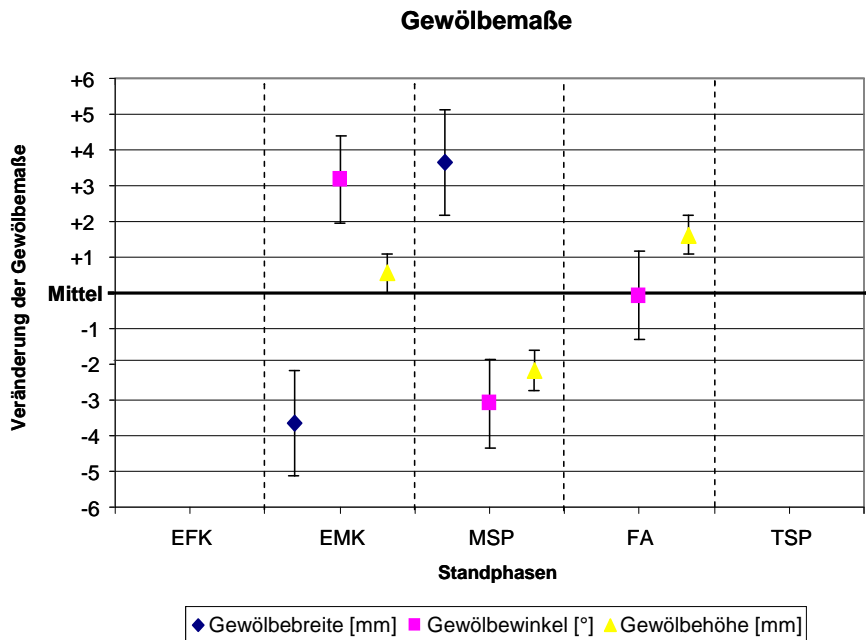


Abbildung 56: Übersicht der absoluten Veränderungen der Gewölbemaße in der Dynamik ausgerichtet am jeweiligen Mittelwert über den Abrollvorgang; Fehlerindikatoren = \pm 95%-iges Konfidenzintervall (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

5.3 Ergebnisse zur Fragestellung III

Zur Beantwortung der Fragestellung III werden die absoluten und relativen Unterschiede zwischen der Fußform in der Statik und in der Dynamik quantifiziert, beschrieben und grafisch sowie tabellarisch dargestellt.

5.3.1 Unterschiede zwischen der statischen und der dynamischen Fußform

Tabelle 34 auf Seite 107 fasst die absoluten Differenzen der statischen und der dynamischen Messungen der Fußform in den unterschiedlichen Standphasen mit dem dazugehörigen p-Wert für abhängige Situationen zusammen. Es wird einheitlich für alle Maße von dem dynamisch erhobenen Fußmaß das statische subtrahiert. Somit weisen die positiven Differenzen auf ein größeres Fußmaß in der Dynamik und die negativen Werte entsprechend auf ein größeres in der Statik hin. Während zwischen der statischen Messung und den dynamischen Standphasen EFK, EMK, FA und TSP, mit einer Ausnahme der Ballenlänge medial, über alle Messgrößen statistisch signifikante Unterschiede auftreten, sind die Unterschiede zwischen der Mittleren Standphase und der statischen Situation am geringsten (siehe Tabelle 34).

Insbesondere der Ballenwinkel, die Gewölbebreite sowie die Indexmaße zeigen keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der MSP und der statischen Situation im bipedalen Stand. Nachfolgend werden die Unterschiede der Längen-, der Breiten- sowie der Gewölbemaße in den Abbildung 57 bis Abbildung 59 grafisch dargestellt.

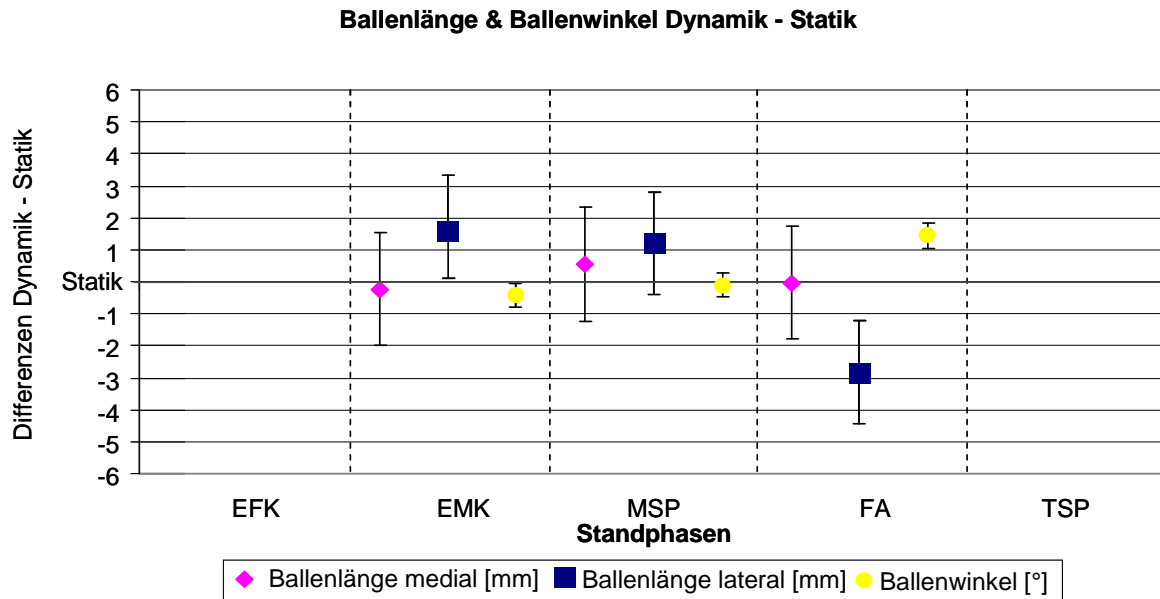


Abbildung 57: Ballenmaße im Vergleich zwischen statischer und dynamischer Belastung des Fußes. Nulllinie auf der Y-Achse entspricht der statischen Situation. Fehlerindikatoren = \pm 95%-iges Konfidenzintervall. Keine Angabe des Konfidenzintervalls der statischen Fußmaße, da dies zwischen den Messgrößen zu stark variiert. (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

In Übereinstimmung mit den in Unterabschnitt 5.2.2 beschriebenen geringen Veränderungen der medialen Ballenlänge innerhalb der Dynamik zeigt dieses Maß im Vergleich der statischen und der dynamischen Situation ebenfalls nur geringe Differenzen. Dabei treten die größten Unterschiede zwischen der statischen und der dynamischen Position des medialen Ballens in der MSP auf. Diese Abweichung beträgt 0.52mm (0.3%) im Gruppenmittel.

Die laterale Ballenlänge hingegen weist in der Standphase der Fersenablösung eine Differenz von -2.8mm (1.9%) zwischen Dynamik – Statik auf. Während der dynamischen Phasen EMK und MSP sind statistisch signifikant längere laterale Ballenlängen von 1.6mm und 0.8mm zu verzeichnen als in der ruhenden, gleichmäßig belasteten Situation.

Der Ballenwinkel wird über den Abrollvorgang sukzessiv größer und zeigt in der Phase der FA die größte Differenz zur statischen Messung von 1.42°. In den Standphasen EMK und MSP sind die Unterschiede zwischen Statik und Dynamik hingegen gering.

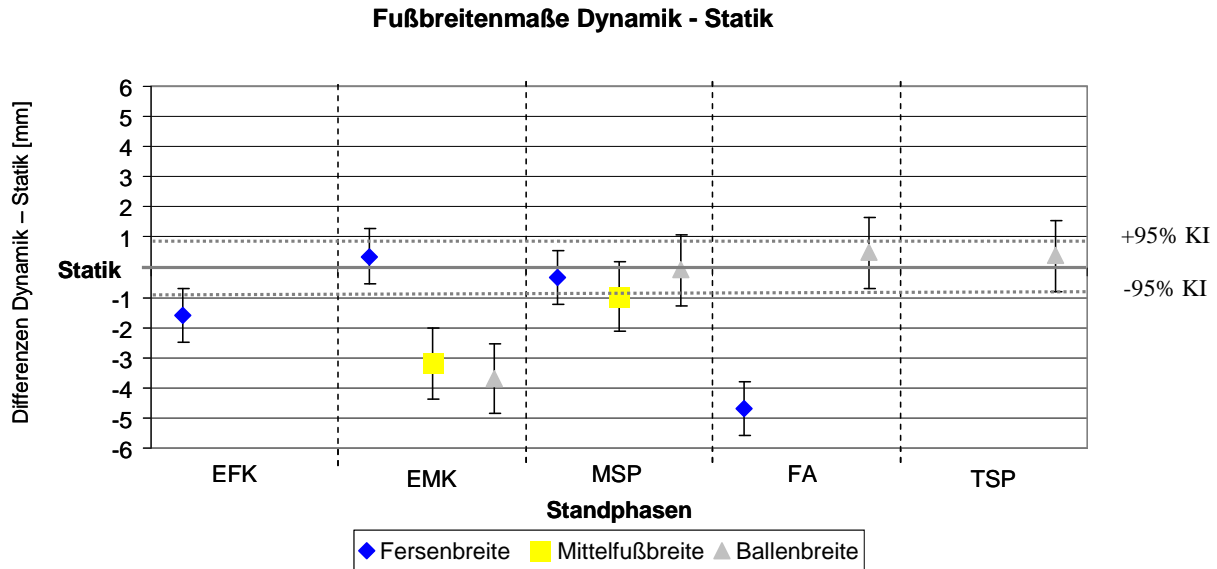


Abbildung 58: Fußbreitenmaße im Vergleich zwischen statischer und dynamischer Belastung des Fußes. Nulllinie auf der Y-Achse entspricht der statischen Situation. Fehlerindikatoren = $\pm 95\%$ -iges Konfidenzintervall (KI). (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Die Fersenbreite zeigt die größten Differenzen zwischen der statischen und dynamischen Messung in der Phase der FA, in der die Fersenbreite im Gruppenmittel um 4.7mm, bzw. 7.5%, schmäler ist als in der gleichmäßig belasteten statischen Situation. In der Phase des EMKs, in der die Ferse das größte Breitenmaß annimmt, weicht diese im Gruppenmittel um 0.4mm von der statischen Aufnahme ab. Somit zeigen sich die größten Abweichungen zwischen der statischen und der dynamischen Situation nicht in dem breiteren, sondern in dem schmaleren dynamischen Fersenmaß.

Eine vergleichbare Charakteristik zeigen die Mittelfußbreite und die Ballenbreite, die in der Standphase des Ersten Metatarsalkontaktes mit -3.2mm (3.9%) und -3.7mm (3.7%) die größten Unterschiede zur Statik aufweisen. Die Ballenbreite weicht im weiteren Verlauf des Abrollvorgangs in den Phasen MSP bis FA, in denen die breitesten Ballenmaße auftreten, weniger als 0.5mm von der statischen Situation ab. Die Breitenmaße des Mittelfußes erreichen in keiner der erhobenen dynamischen Phasen die statische Mittelfußbreite.

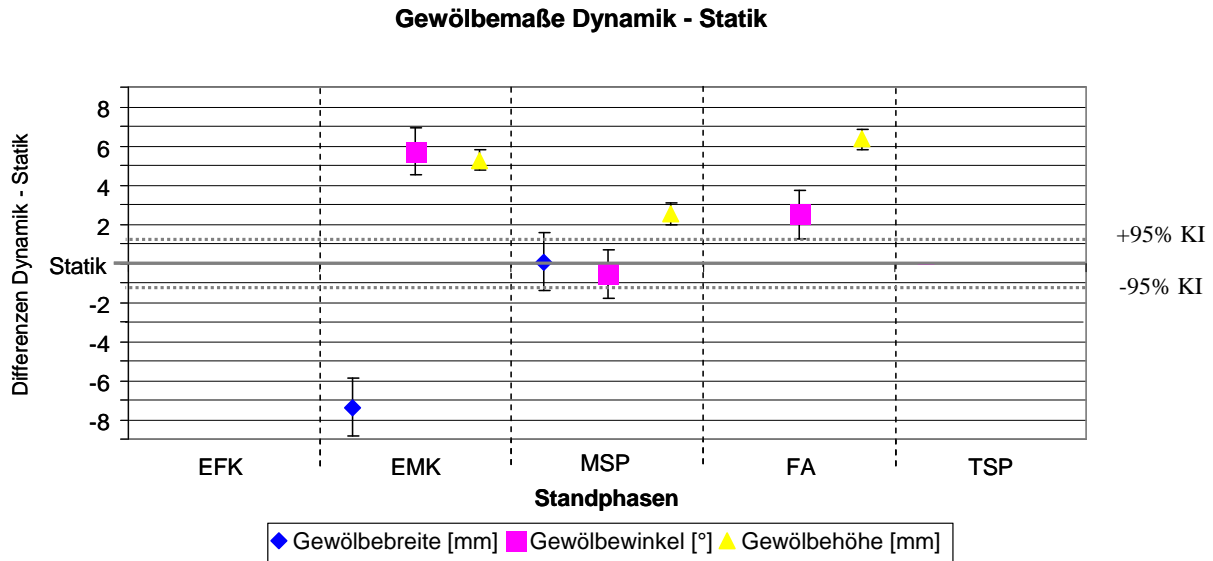


Abbildung 59: Gewölbemaße im Vergleich zwischen statischer und dynamischer Belastung des Fußes. Nulllinie auf der Y-Achse entspricht der statischen Situation. Fehlerindikatoren = \pm 95%-iges Konfidenzintervall (KI). (EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase)

Die Abbildung 59 stellt die Unterschiede der statischen und der dynamischen Ergebnisse der Gewölbbreite, des Gewölbwinkels und der Gewölbehöhe dar. Die dynamische Gewölbehöhe ist im Gruppenmittel über den gesamten Abrollvorgang statistisch signifikant höher als in der statischen Erhebung. Alle Gewölbemaße weichen in den Standphasen EMK und FA in gleicher Tendenz von der ruhenden Situation ab, indem sie auf eine schmalere Gewölbbreite, einen größeren Gewölbwinkel und eine größere Gewölbehöhe hinweisen. Während die Gewölbbreite und der Gewölbwinkel sich in der MSP der statischen Situation annähern, zeigt die Gewölbehöhe im Mittel weiterhin eine um 2.5mm erhöhte Struktur. Ausgehend von der statischen Fußform zeigen die dynamischen Gewölbemaße somit prozentuale Differenzen zu den statischen Gewölbmaßen von bis zu 28% für die Gewölbbreite, 20% in der Gewölbehöhe und 12% im Bereich des Gewölbwinkels.

Zusammenfassung der Unterschiede zwischen Statik und Dynamik

In der Abbildung 60 werden die maximalen Veränderungen der Fußform im Abrollvorgang relativ zur statischen Situation zusammengefasst. Die Nulllinie symbolisiert den statischen Mittelwert, während die gestichelten Linien einen eingangs definierten Bereich der relevanten Veränderung von $\pm 2\text{mm}$ eingrenzen. Die jeweiligen Balken der Messgrößen zeigen den minimalen (links) sowie den maximalen (rechts) Gruppenmittelwert über den gesamten Abrollvorgang, ohne Berücksichtigung der Standphasen. Somit zeigt die Länge der Balken die maximale Veränderung der Messgröße über den Abrollvorgang. Der Mittelwert über alle dynamischen Standphasen wird in den Klammern hinter der Messgröße angegeben.

Die Ballenmaße, Ballenlänge medial und Ballenwinkel weisen auf keinen relevanten Unterschied zwischen den dynamischen und den statischen Aufnahmen hin. Sowohl der Maximal- als auch der Minimalwert dieser Messgrößen liegen innerhalb des aufgespannten Intervalls. Die Ballenlänge lateral hingegen zeigt als einziges erhobenes Fußmaß eine beidseitige Abweichung von der statischen Situation, die im Gruppenmittelwert größer als 2mm ist.

Die Breitenmaße des Fußes weisen vorwiegend in den Minimal-Werten relevante Differenzen zwischen der statischen und der dynamischen Fußform auf. Alle Maximal-Werte der Breitenmaße liegen hingegen im Gruppenmittel innerhalb eines Intervalls von $\pm 1\text{mm}$ um den statisch erhobenen Wert.

Tabelle 34: Übersicht der Differenzen zwischen statischer und dynamischer Fußgeometrie gegliedert in fünf Standphasen

Messgrößen	EFK - statisch		EMK - statisch		MSP - statisch		FA - statisch		TSP - statisch	
	Diff.	p -Wert	Diff.	p -Wert	Diff.	p -Wert	Diff.	p -Wert	Diff.	p -Wert
Ballenlänge medial [mm]	-----	-----	0.26	0.203	0.52	0.001	-0.05	0.747	-----	-----
Ballenlänge lateral [mm]	-----	-----	1.60	<0.001	0.80	0.002	-2.80	<0.001	-----	-----
Fersenbreite [mm]	-1.61	<0.001	0.36	<0.001	-0.36	<0.001	-4.69	<0.001	-----	-----
Mittelfußbreite [mm]	-----	-----	-3.19	<0.001	-0.97	<0.001	-----	-----	-----	-----
Ballenbreite [mm]	-----	-----	-3.69	<0.001	-0.09	0.556	0.48	0.001	0.38	0.025
Gewölbebreite [mm]	-----	-----	-7.36	<0.001	-0.07	0.891	-----	-----	-----	-----
Gewölbewinkel [°]	-----	-----	5.72	<0.001	-0.56	0.087	2.48	<0.001	-----	-----
Gewölbehöhe [mm]	-----	-----	5.27	<0.001	2.54	<0.001	6.32	<0.001	-----	-----
Ballenwinkel [°]	-----	-----	-0.37	0.019	-0.12	0.382	1.42	<0.001	-----	-----
Chipaux-Smirak-Index	-----	-----	0.0065	<0.001	0.0023	0.636	-----	-----	-----	-----
Staheli – Index	-----	-----	0.1258	<0.001	0.0060	0.485	-----	-----	-----	-----

Legende Tabelle 34: EFK = Erster Fersenkontakt; EMK = Erster Metatarsalkontakt; MSP = Mittlere Standphase; FA = Fersenablösung; TSP = Terminale Standphase

Die Maße, welche auf eine Abflachung des medialen Längsgewölbes hinweisen, also die Minimal-Werte des Gewölbewinkels und der Gewölbehöhe sowie der Maximal-Wert der Gewölbebreite, liegen jeweils innerhalb des definierten Relevanz-Intervalls von $\pm 2\text{mm}$ bzw. $\pm 2^\circ$. Alle Gewölbemaße weisen zwar auf eine deutliche Abflachung des Gewölbes innerhalb der Dynamik hin, diese erreicht jedoch nicht das Niveau der statischen Abflachung. Wiederum zeigen die Maße des erhöhten Längsgewölbes relevante Unterschiede zur statischen Fußform.

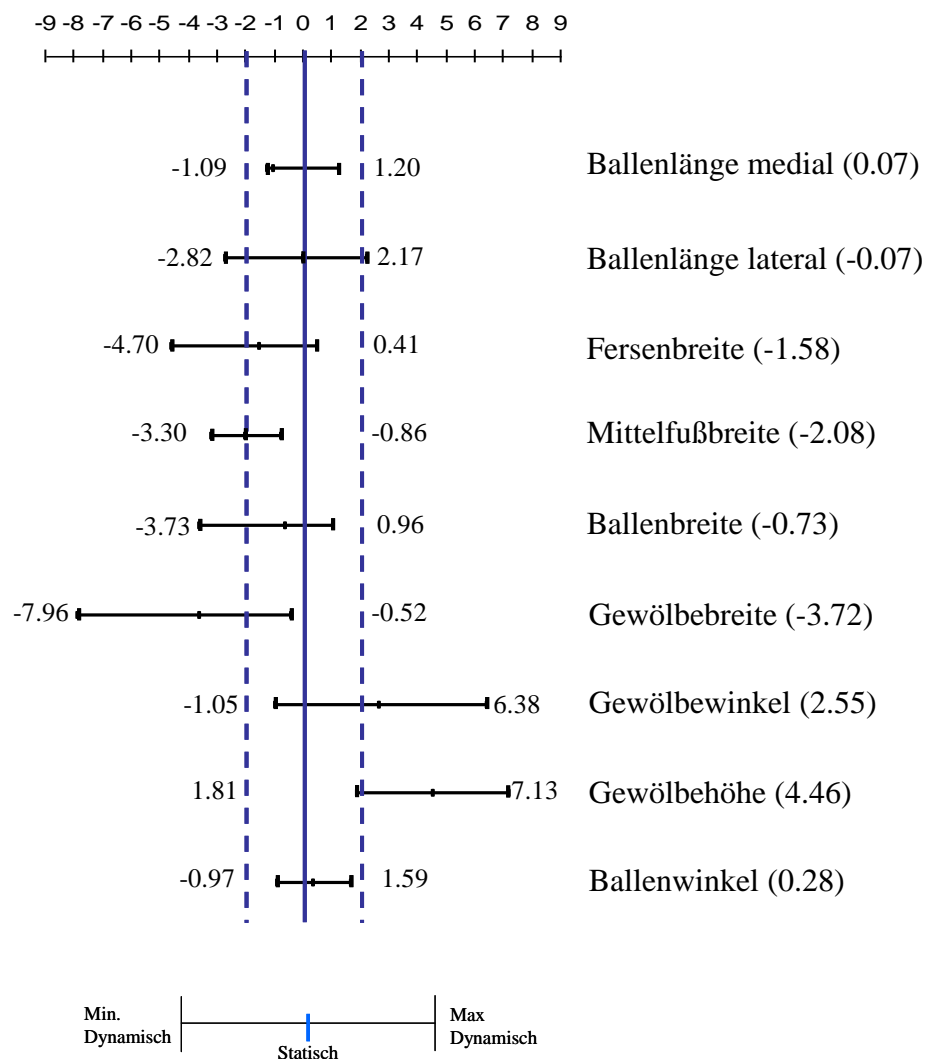


Abbildung 60: Übersicht der Differenzen Statik zur Dynamik für alle Messgrößen (Index Maße ausgenommen). Die definierte Relevanz-Grenze ($\pm 2\text{mm}$) wird durch die gestrichelte Linie angegeben

5.4 Ergebnisse zur Fragestellung IV

In den vorangegangenen Abschnitten der Ergebnisdarstellung konnte bereits gezeigt werden, dass sich die Fußform innerhalb des Abrollvorgangs in vielen Maßen statistisch signifikant verändert. Abbildung 60 verdeutlicht zudem einige Zusammenhänge und relevante Unterschiede der statischen und dynamischen Fußmaße im Gruppenmittel. Innerhalb der Gruppe variieren diese Unterschiede jedoch teilweise erheblich. Insbesondere die Gewölbemaße zeigen mit großen Interquartilsabständen und großen Streuungen in den Verteilungsdiagrammen (siehe Abbildung 48 bis Abbildung 50) ein hohes Maß an Variabilität innerhalb der Gruppe. Nachfolgend soll erörtert werden, ob die Faktoren Geschlecht, Body-Mass-Index (BMI) und Alter einen Einfluss auf die Veränderung der Fußgeometrie in der Dynamik haben. Die in Tabelle 31 dargestellten Zusammenhänge der Fußlänge werden berücksichtigt, in dem alle Längen-, Breiten- und Höhenmaße relativ zur Fußlänge (%FL) angegeben und zwischen den Untergruppen verglichen werden. Somit wurde die Einflussnahme weiterer Variablen nach den gegebenen Möglichkeiten eingegrenzt (Bland & Altman, 1994; Grau et al., 2008)

5.4.1 Einflussfaktor Geschlecht

Zur Untersuchung der Einflussnahme des Geschlechts auf die Veränderungen der Fußgeometrie innerhalb des Abrollvorgangs, ist eine Untergruppe bestehend aus 21 Männern und 21 Frauen gebildet worden. Die Hauptkriterien der individuellen Zuordnung waren das Alter und der Body-Mass-Index (BMI). Die Gruppencharakteristik ist in Tabelle 35 dargestellt. Der Vergleich der geschlechterspezifischen Gruppen bezüglich des maximalen Ausmaßes der Fußmessgrößen innerhalb der dynamischen Situation (max. Dynamik) sowie der Vergleich zur statischen Aufnahme (max. Dynamik - Statik) zeigt in keinem der erhobenen Fußmaße einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen Männern und Frauen. In dem maximalen Ausmaß der relativen Ballenlänge medial und lateral zeigen die Frauen in dem untersuchten Kollektiv eine vermehrte Zunahme der Ballenlänge um 0.5mm innerhalb der Dynamik.

Tabelle 35: Charakteristik der geschlechterspezifisch zugeordneten Untergruppen

Geschlecht	n	Alter [Jahre]	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Schuhgröße [frz. Stich]
Männer	21	35 ± 13	77.6 ± 11.7	1.74 ± 0.06	25.3 ± 3.9	43 ± 1.0
Frauen	21	35 ± 14	71.8 ± 8.7	1.68 ± 0.07	25.3 ± 3.8	40 ± 1.4

Legende Tabelle 35: n = Anzahl der Probanden; BMI = Body Mass Index

Einflussfaktor Geschlecht

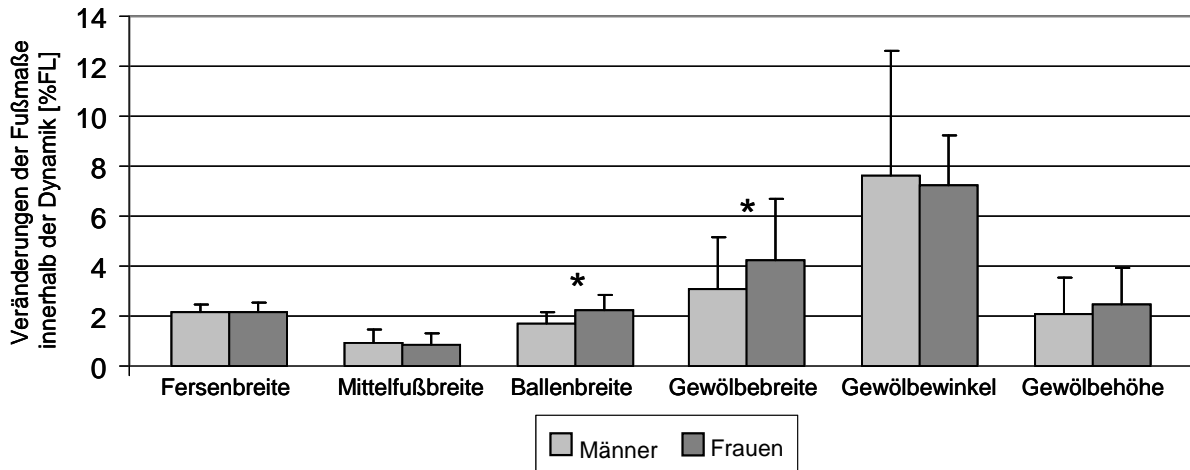


Abbildung 61: Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Veränderung der Fußform innerhalb der Dynamik (Δ Dynamik). Darstellung relativ zur Fußlänge (FL) in %FL. Gewölbewinkel wird absolut dargestellt [°] Fehlerindex = Standardabweichung. * statistisch signifikant $\alpha \leq 0.05$

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern gibt es ausschließlich in der Veränderung der Fußmaße innerhalb der Dynamik (Δ Dynamik). Frauen weisen eine größere Veränderung der Ballenbreite über den Abrollvorgang von 0.53% der Fußlänge (Δ absolut 1.4mm) auf. Die Gewölbebreite zeigt zudem eine erhöhte Veränderung des weiblichen Fußes von 1.21% der FL (Δ absolut 3.1mm). Die Gewölbehöhe weist eine vermehrte Beweglichkeit innerhalb der Dynamik von 0.41% FL bei den weiblichen Probanden auf.

Tabelle 36: Geschlechterspezifische Unterschiede der Fußformveränderung in der Dynamik

Messgrößen	Δ Dynamik			max. Dynamik			max. Dynamik - Statik		
	♀	♂	p-Wert	♀	♂	p-Wert	♀	♂	p-Wert
Ballenlänge medial [%FL]	0.75	0.92	0.220	72.97	72.47	0.152	0.36	0.47	0.508
Ballenlänge lateral [%FL]	2.12	1.95	0.536	60.72	60.24	0.372	0.89	0.80	0.753
Fersenbreite [%FL]	2.18	2.13	0.639	24.93	25.26	0.514	0.07	0.16	0.512
Mittelfußbreite [%FL]	0.84	0.92	0.603	31.41	32.23	0.190	-0.54	-0.40	0.606
Ballenbreite [%FL]	2.20	1.67	0.012	39.55	39.08	0.461	0.24	0.31	0.771
Gewölbebreite [%FL]	4.25	3.04	0.044	11.09	11.85	0.816	0.20	0.81	0.327
Gewölbewinkel [°]	7.22	7.59	0.865	45.29	45.95	0.807	-0.02	-0.55	0.948
Gewölbehöhe [%FL]	2.46	2.05	0.362	13.17	13.12	0.941	0.85	0.26	0.340
Ballenwinkel [°]	2.15	2.56	0.270	20.53	20.75	0.772	1.44	1.68	0.538
Chipaux-Smirak-Index	0.10	0.08	0.254	0.28	0.28	0.883	0.01	0.03	0.115
Staheli-Index	0.18	0.13	0.133	0.45	0.43	0.602	0.01	0.05	0.186

Legende Tabelle 36:

Δ Dynamik = Veränderung über den gesamten Abrollvorgang

max. Dynamik = maximale Ausmaß der Messgröße innerhalb der dynamischen Messung

max. Dynamik – Statik = Differenz max. Dynamik und der Fußmessung in der Statik.

5.4.2 Einflussfaktor Body Mass Index (BMI)

Der BMI beschreibt das Körpergewicht relativ zu der quadrierten Körpergröße [kg/m²] und liefert somit ein Maß des Verhältnisses zwischen Körpergröße und Gewicht. Tabelle 37 stellt die Gruppencharakteristik dieser Untergruppe dar. Die individuelle Zuordnung der Probanden zueinander wurde in der folgenden Reihenfolge der Gewichtung der Merkmale vorgenommen: Geschlecht, Schuhgröße, Alter und Körpergröße. Die Gruppen unterscheiden sich im Body-Mass-Index deutlich um 6.9 kg/m² und lassen sich entsprechend der Richtlinien der WHO in übergewichtige (n=37) und in normalgewichtige (n=37) Probanden kategorisieren.

Abbildung 62 zeigt die gruppenspezifischen Unterschiede der Veränderung der Fußmaße über den Abrollvorgang (Δ Dynamik). Tabelle 38 ergänzt, analog zur Darstellung der geschlechtsspezifischen Unterschiede in Tabelle 36, die maximalen Werte innerhalb der Dynamik (max. Dynamik) sowie die Differenz dieses Wertes zur Statik (max. Dynamik-Statik). Neun der elf erhobenen Fußmaßen deuten auf eine vermehrte Veränderung der Fußform über den Abrollvorgang in der Gruppe der übergewichtigen Probanden hin. Dabei zeigt die Gruppe der ÜG eine statistisch signifikant größere Zunahme der medialen Ballenlänge, der Ballenbreite, des Gewölbewinkels sowie des Ballenwinkels. Die Veränderung der Gewölbehöhe hingegen zeigt keine gruppenspezifischen Unterschiede.

Tabelle 37: Charakteristik der nach dem BMI zugeordneten Untergruppen

BMI [kg/m ²]	n	Geschlecht	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	Alter [Jahren]	Schuhgröße [frz. Stich]
ÜG 29.4 ± 5.6	37	♀19 ♂18	84.1 ± 10.7	169 ± 5.6	40.7 ± 14.8	41 ± 2.1
NG 22.5 ± 1.9	37	♀19 ♂18	68.0 ± 8.0	170 ± 7.1	39.6 ± 14.3	41 ± 2.1

Legende Tabelle 37: ÜG = Übergewichtig; NG = Normalgewichtig; n = Anzahl der Probanden; BMI = Body Mass Index

Alle Fußbreitenmaße (Fersen-, Mittelfuß-, Gewölbe-, Ballenbreite) zeigen einen statistisch signifikant breiteren maximalen Wert in der Dynamik für die Probanden mit erhöhtem BMI. Zudem ist in der Tendenz eine relativ zur FL verkürzte maximale Ballenlänge medial und lateral zu erkennen. In dem Vergleich der maximalen dynamischen Ausprägung der Fußmaße zur Statik sind, mit Ausnahme der Ballenlänge lateral (p=0.002), keine systematischen und gruppenspezifischen Unterschiede feststellbar.

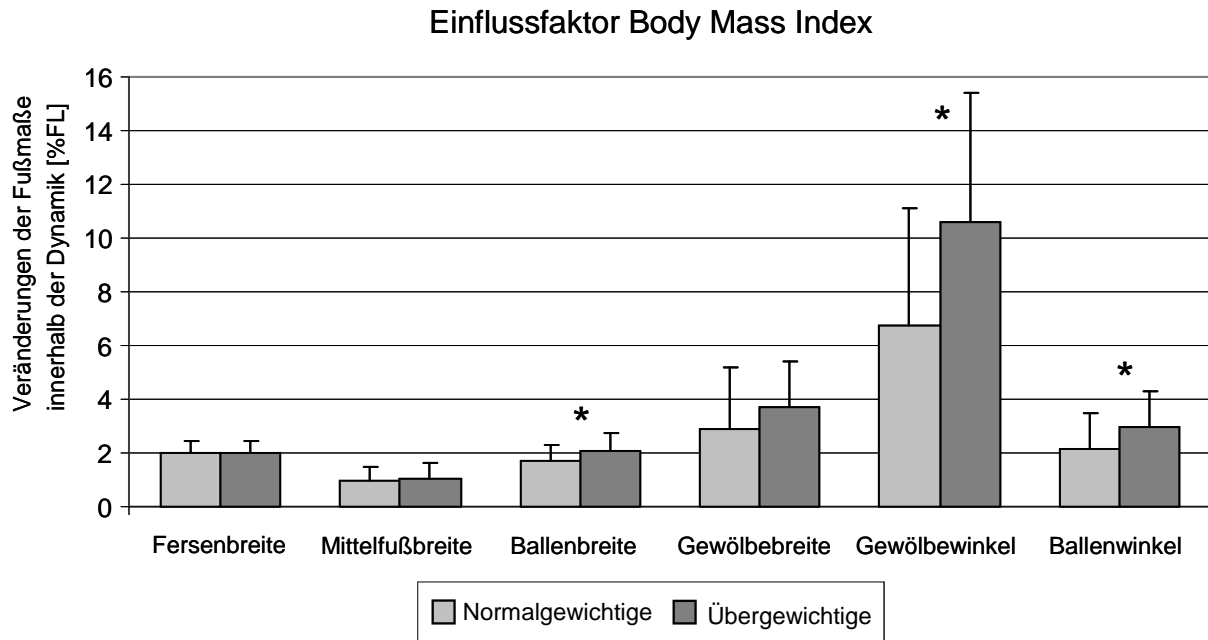


Abbildung 62: Unterschiede in der Veränderung der Fußform innerhalb der Dynamik zwischen normal- und übergewichtigen Probanden. Darstellung relativ zur Fußlänge (FL) in %FL. Gewölbe- und Ballenwinkel werden absolut dargestellt [°]. Fehlerindex = Standardabweichung. * statistisch signifikant $\alpha \leq 0.05$

Tabelle 38: Unterschied der dynamischen Fußformveränderung unter Berücksichtigung des BMIs

Messgrößen	<u>Δ Dynamik</u>			<u>max. Dynamik</u>			<u>max. Dynamik - Statik</u>		
	NG	ÜG	p - Wert	NG	ÜG	p-Wert	NG	ÜG	p-Wert
Ballenlänge medial [%FL]	0.80	1.02	0.038	73.21	72.70	0.100	0.48	0.50	0.930
Ballenlänge lateral [%FL]	1.83	2.15	0.140	60.52	59.81	0.089	0.61	1.25	0.002
Fersenbreite [%FL]	2.03	2.01	0.790	24.89	25.79	0.013	0.21	0.20	0.863
Mittelfußbreite [%FL]	0.96	1.05	0.477	31.33	32.97	<0.001	-0.31	-0.48	0.355
Ballenbreite [%FL]	1.69	2.04	0.021	38.94	40.65	<0.001	0.41	0.40	0.876
Gewölbebreite [%FL]	2.91	3.67	0.118	10.03	11.90	0.020	0.36	0.06	0.541
Gewölbewinkel [°]	6.77	10.56	0.036	47.58	43.72	0.080	-0.36	-1.15	0.358
Gewölbehöhe [%FL]	2.31	2.31	0.999	13.34	12.90	0.415	0.27	0.63	0.504
Ballenwinkel [°]	2.17	2.95	0.015	20.99	21.33	0.514	1.62	1.40	0.562
Chipaux-Smirak-Index	0.07	0.09	0.164	0.25	0.29	0.089	0.01	0.01	0.888
Staheli-Index	0.12	0.15	0.155	0.39	0.44	0.206	0.01	-0.01	0.537

Legende Tabelle 38:

Δ Dynamik = Veränderung über den gesamten Abrollvorgang

max. Dynamik = maximale Ausmaß der Messgröße innerhalb der dynamischen Messung

max. Dynamik – Statik = Differenz max. Dynamik und der Fußmessung in der Statik.

5.4.3 Einflussfaktor Alter

Die altersspezifische Untergruppe wird aus insgesamt 26 älteren und 26 jüngeren Studienteilnehmern gebildet. Zwischen den Probanden liegt im Mittel eine Altersdifferenz von 33 Jahren. Alle weiteren individuellen Kenngrößen wurden mit der Priorität des Geschlechts und des BMIs wiederum individuell zueinander zugeordnet (siehe Tabelle 39)

Tabelle 39: Charakteristik der altersspezifisch zugeordneten Untergruppen

Alter [Jahren]	n	Geschlecht	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Schuhgröße [frz. Stich]
57.6 ± 5.6	26	♀13 ♂13	74.3 ± 11.6	170 ± 5.6	25.9 ± 3.8	40.8 ± 1.8
24.6 ± 2.3	26	♀13 ♂13	74.5 ± 8.68	172 ± 7.1	25.1 ± 3.1	41.1 ± 2.2

Legende Tabelle 39: ÜG = Übergewichtig; NG = Normalgewichtig; n = Anzahl der Probanden; BMI = Body Mass Index

Die in Abbildung 63 und Tabelle 40 dargestellten Ergebnisse zu den gruppenspezifischen Unterschieden zwischen älteren und jüngeren Probanden lassen auf keine systematischen Differenzen zwischen den Altersgruppen schließen.

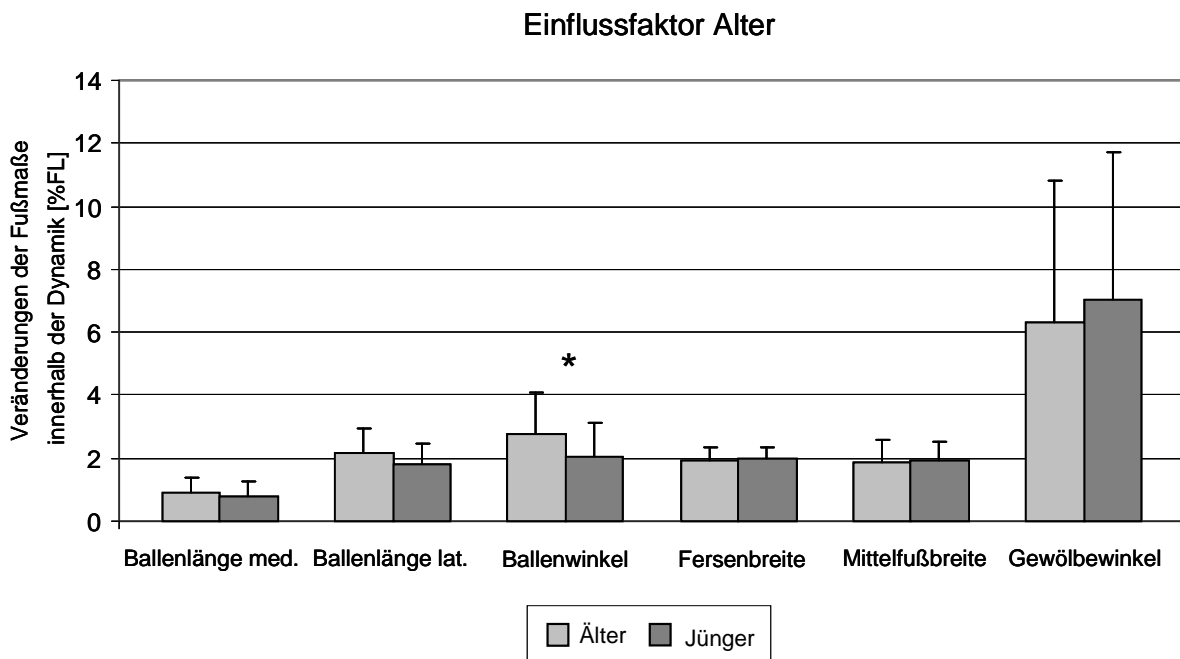


Abbildung 63: Unterschiede in der Veränderung der Fußform innerhalb der Dynamik zwischen älteren und jüngeren Probanden. Darstellung relativ zur Fußlänge (FL) in %FL. Gewölbe- und Ballenwinkel werden absolut dargestellt [°]. Fehlerindex = Standardabweichung. * statistisch signifikant $\alpha \leq 0.05$

Die Veränderung innerhalb des Abrollvorgangs (Δ Dynamik) zeigt lediglich für den Ballenwinkel eine vermehrte Mobilität ($p=0.030$) in der Gruppe der älteren Probanden, während alle weiteren Messgrößen keine klare Diskriminierung der Gruppen zueinander zulassen. In den maximalen Fußmaßen innerhalb des Abrollvorgangs (max. Dynamik) zeigen die älteren Studienteilnehmer eine größere maximale Fersenbreite. Weitere statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Altersgruppen können für max. Dynamik (Spalte 2) nicht nachgewiesen werden. Gleiches gilt für den Vergleich der statischen zur maximal dynamischen Situation (Tabelle 40; Spalte 3).

Tabelle 40: Unterschied der dynamischen Fußformveränderung unter Berücksichtigung des Alters

Messgrößen	<u>Δ Dynamik</u>			<u>max. Dynamik</u>			<u>max. Dynamik - Statik</u>		
	Alt	Jung	p - Wert	Alt	Jung	p-Wert	Alt	Jung	p-Wert
Ballenlänge medial [%FL]	0.93	0.78	0.282	72.88	72.86	0.964	0.42	0.40	0.896
Ballenlänge lateral [%FL]	2.15	1.82	0.108	60.24	60.65	0.412	0.77	0.75	0.939
Fersenbreite [%FL]	1.93	1.99	0.596	26.09	24.89	0.002	0.22	0.12	0.179
Mittelfußbreite [%FL]	1.10	1.06	0.810	32.64	31.91	0.161	-0.35	-0.10	0.322
Ballenbreite [%FL]	1.89	1.92	0.878	40.35	39.52	0.124	0.52	0.44	0.517
Gewölbebreite [%FL]	3.08	3.32	0.671	11.40	10.51	0.296	0.50	0.42	0.914
Gewölbewinkel [°]	6.30	7.01	0.601	48.57	47.85	0.623	-0.55	-0.59	0.968
Gewölbehöhe [%FL]	2.13	2.07	0.872	13.37	13.06	0.608	1.16	0.41	0.081
Ballenwinkel [°]	2.79	2.03	0.030	20.91	20.16	0.274	1.83	1.33	0.188
Chipaux-Smirak-Index	0.07	0.08	0.790	0.28	0.27	0.691	0.01	0.02	0.358
Staheli-Index	0.12	0.14	0.533	0.41	0.43	0.610	-0.01	0.03	0.112

Legende Tabelle 40:

Δ Dynamik = Veränderung über den gesamten Abrollvorgang

max. Dynamik = maximale Ausmaß der Messgröße innerhalb der dynamischen Messung

max. Dynamik – Statik = Differenz max. Dynamik und der Fußmessung in der Statik.

5.4.4 Dynamische Modellgenerierung

Ein Modell kann gegebenenfalls, unter Einsatz einfacher statischer Messmethoden und ergänzender anthropometrischer Daten, eine Abschätzung der dynamischen Fußform zulassen und somit einen Transfer der Erkenntnisse in die Praxis erleichtern. Aus diesem Grund wird im zweiten Teil der Ergebnisdarstellung, zur Beantwortung der Fragestellung IV, der Zusammenhang der dynamischen Fußformveränderungen zu den Einflussfaktoren (Alter, Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht) und der statischen Fußform untersucht. Unter Verwendung der schrittweisen Regressionsanalyse wird geprüft, welche Faktoren zur Aufklärung der Veränderung der Fußgeometrie innerhalb der Dynamik (Δ Dynamik) und der maximalen dynamischen Breiten-, Längen-, Höhen- und Winkelmaße (max. Dynamik) beitragen.

Längen- und Winkelmaße des Ballens

Die Ergebnisse der Modellgenerierung für die Ballenmaße des Fußes sind in Tabelle 41 zusammengefasst. Die maximale dynamische Ballenlänge medial wird ausschließlich mit Hilfe der statischen relativen Ballenlänge beschrieben und zeigt eine Varianzaufklärung von 0.77. Unter Berücksichtigung der statischen Ballenlänge lateral und der Körpergröße kann die Varianz der dynamischen maximalen Ballenlänge lateral (max. Dynamik) zu 80% erklärt werden, während das Modell für den maximalen dynamischen Ballenwinkel ein R² von 0.63 aufweist. Die Betrachtung der statischen Fußform und der entsprechenden in das Modell eingeschlossenen Variablen führen allerdings bei keinem der Ballenmaße zu einer ausreichenden Erklärung der Varianz der Veränderung der Fußmaße (Δ Dynamik) innerhalb des Abrollvorgangs. Entgegen der maximalen dynamischen Werte wird die statische Fußform in der Modellgenerierung zur Beschreibung von Δ Dynamik aufgrund der Einschlusskriterien ($p \leq 0.25$) nicht berücksichtigt.

Tabelle 41: Ergebnisse der multiple-linearen Regression für die Längen- und Winkelmaße des Ballens

Relative Ballenlänge medial		Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell – Variable	β	p-Wert	β	p-Wert	
Intercept	5.465	0.022	11.046	<0.001	
Statische rel. Ballenlänge medial [%FL]	-0.066	0.043	0.854	<0.001	
Alter [Jahre]	0.006	0.054			
Varianzaufklärung		R² = 0.07		R² = 0.77	
Relative Ballenlänge lateral		Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell – Variable	β	p-Wert	β	p-Wert	
Intercept	5.846	<0.001	13.580	<0.001	
Statische rel. Ballenlänge lateral [%FL]			0.847	<0.001	
Körpergröße [m]	-2.710	0.002	-2.438	0.009	
Varianzaufklärung		R² = 0.11		R² = 0.80	
Ballenwinkel (absolut)		Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell – Variable	β	p-Wert	β	p-Wert	
Intercept	0.658	0.346	2.887	0.323	
Statischer abs. Ballenwinkel [°]			0.760	<0.001	
Körpergröße [m]			1.964	0.191	
Alter [Jahre]	0.017	0.062			
Körpergewicht [kg]	0.051	0.100			
Varianzaufklärung		R² = 0.08		R² = 0.63	

Legende Tabelle 41:

β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25;

Δ Dynamik = Veränderung über den gesamten Abrollvorgang

max. Dynamik = maximale Ausmaß der Messgröße innerhalb der dynamischen Messung

Fußbreitenmaße

Die Ergebnisse der linearen multiplen Regression (Tabelle 42) zur Erklärung der maximalen dynamischen Fußbreitenmaße zeigen eine Varianzaufklärung von 0.85 für die Mittelfußbreite bis $R^2 = 0.96$ für die Fersen- und Ballenbreite. Die Modell-Variable der statischen relativen Fußform wird erneut im geringen Maß von weiteren anthropometrischen Variablen wie Körpergröße, Körpergewicht und Geschlecht ergänzt. Analog zu den Ergebnissen der Ballenmaße, kann die Veränderung der Fußbreitenmaße innerhalb der Dynamik mit den Modellen nicht ausreichend beschrieben werden. Die Variable des Alters bleibt in den vorliegenden Modellen wegen der zu geringen Einflussnahme ($p < 0.25$) auf die dynamischen Breitenmaße unberücksichtigt.

Tabelle 42: Ergebnisse der multiplen linearen Regression für die Fußbreitenmaße (β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25)

Relative Fersenbreite		Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell – Variable	β	p-Wert	β	p-Wert	
Intercept	1.297	0.023	0.559	0.242	
Statische rel. Fersenbreite [%FL]	0.051	0.031	0.995	<0.001	
Körpergewicht [kg]	-0.008	0.011	-0.004	0.144	
Varianzaufklärung		$R^2 = 0.07$		$R^2 = 0.96$	
Relative Mittelfußbreite		Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell – Variable	β	p-Wert	β	p-Wert	
Intercept	0.252	0.428	9.253	<0.001	
Statische rel. Mittelfußbreite [%FL]			0.828	<0.001	
Körpergröße [m]			-2.358	0.034	
Geschlecht			0.160	0.079	
Körpergewicht [kg]	0.029	0.025			
Varianzaufklärung		$R^2 = 0.04$		$R^2 = 0.85$	
Relative Ballenbreite		Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell – Variable	β	p-Wert	β	p-Wert	
Intercept	-5.860	0.006	0.094	0.891	
Statische rel. Ballenbreite [%FL]	0.129	<0.001	1.012	<0.001	
Geschlecht	-0.138	0.034			
Körpergröße [kg]	1.543	0.059			
Varianzaufklärung		$R^2 = 0.15$		$R^2 = 0.96$	

Legende Tabelle 42:

β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25;

Δ Dynamik = Veränderung über den gesamten Abrollvorgang

max. Dynamik = maximale Ausmaß der Messgröße innerhalb der dynamischen Messung

Gewölbemaße

Das Modell der maximalen Gewölbbreite kann unter Verwendung der statisch erhobenen Gewölbbreite, der Angabe zum Geschlecht und der Körpergröße der Probanden eine Varianzaufklärung von 90% gewährleisten. Dabei zeigen die statische Gewölbbreite und die Körpergröße innerhalb des Modells einen statistisch signifikanten Zusammenhang zur maximalen dynamischen Breite des Gewölbes. Hingegen lässt das Modell zur Beschreibung der maximalen dynamischen Gewölbehöhe unter Verwendung der Information der statischen Gewölbehöhe und der Körpergröße lediglich eine Varianzaufklärung von 48% zu. Während die Körpergröße und das Geschlecht in diesem Modell noch einen geringen Beitrag zur Aufklärung liefern, bleiben die Einflussfaktoren des Alters und des Körpergewichtes in dieser Modellgenerierung unberücksichtigt.

Tabelle 43: Ergebnisse der multiple linearen Regression für die Fußgewölbemaße (β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25)

Relative Gewölbbreite	Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell Variable	β	p-Wert	β	p-Wert
Intercept	0.663	0.554	19.185	<0.001
Statische rel. Gewölbbreite [%FL]	0.045	0.325	0.703	<0.001
Geschlecht	-0.243	0.179	1.055	0.004
Körpergröße [m]			-7.743	<0.001
Varianzaufklärung	R² = 0.05		R² = 0.90	
Absoluter Gewölbewinkel	Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell Variable	β	p-Wert	β	p-Wert
Intercept	25.427	<0.001	-6.594	0.285
Statischer abs. Gewölbewinkel [°]	-0.515	<0.001	0.869	<0.001
Körpergewicht [kg]	0.088	0.008		
Körpergröße [m]			6.894	0.061
Varianzaufklärung	R² = 0.50		R² = 0.83	
Relative Gewölbehöhe	Δ Dynamik		max. Dynamik	
Modell Variable	β	p-Wert	β	p-Wert
Intercept	-22.422	0.035	4.567	0.151
Statische rel. Gewölbehöhe [%FL]	0.028	0.094	0.608	<.0001
Körpergewicht [kg]	-0.180	0.014		
Körpergröße [m]	13.087	0.036	0.624	0.729
Geschlecht			0.796	0.020
Varianzaufklärung	R² = 0.13		R² = 0.48	

Legende Tabelle 43:

β = Regressionskoeffizient; kritischer p-Wert zum Einschluss der Variable = 0.25;

Δ Dynamik = Veränderung über den gesamten Abrollvorgang

max. Dynamik = maximale Ausmaß der Messgröße innerhalb der dynamischen Messung

Die Beschreibung der Veränderungen der Gewölbemaße innerhalb der Dynamik (Δ Dynamik) zeigt für die relative Gewölbebreite und für die relative Gewölbehöhe erneut eine geringe Aufklärung der Varianz von 0.05 und 0.13. Die dynamische Veränderung des Gewölbewinkels kann hingegen durch das Modell, welches aus dem statischen Gewölbewinkel und dem Körpergewicht gebildet wird, eine Aufklärung von 50% gewährleisten.

5.4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse der Einflussfaktoren

Die Untersuchung zu den möglichen Einflussfaktoren Geschlecht, BMI und Alter weisen voneinander abweichende Charakteristiken auf. Die Ergebnisse der zugeordneten Untergruppen zeigen keinen relevanten Einfluss des Alters auf die Veränderung der Fußform in der Dynamik. Hingegen können in der Gegenüberstellung der übergewichtigen zu den normalgewichtigen Probanden deutliche Unterschiede innerhalb der Dynamik gezeigt werden. Insbesondere die Ergebnisse der dynamischen Fußbreitenmaße weisen auf einen Einfluss des erhöhten Body-Mass-Index hin. Die Differenz zwischen der statischen und der dynamischen Fußform wird hingegen durch den Faktor BMI nicht beeinflusst.

Für den Einflussfaktor Geschlecht lässt sich teilweise eine flexiblere Fußstruktur bei den weiblichen Probanden nachweisen. Dies betrifft vorwiegend die dynamischen Veränderungen der Ballenbreite und der Gewölbebreite.

Die Ergebnisse der Modellgenerierung zeigen, dass die statische Fußform von allen gewählten Modellvariablen den größten Beitrag zur Approximierung der dynamischen Fußmaße leisten kann. Alle weiteren Modellvariablen liefern keinen oder nur einen geringen Anteil zur Varianzaufklärung bezüglich der maximalen Fußmaße in der Dynamik.

Das Maß der Veränderungen der Fußform innerhalb der Dynamik (Δ Dynamik) lässt sich im Gegensatz zu dem maximalen dynamischen Wert der Fußmaße (max. Dynamik) weder durch die statische Fußform noch durch andere Modellvariablen ausreichend erklären. Die praktische Relevanz dieser Ergebnisse wird in Unterabschnitt 6.2.2 diskutiert.

6. Diskussion

Zur Beantwortung der Fragestellungen und zur Prüfung der Hypothesen werden im folgenden Abschnitt die in Kapitel 5 dargestellten Ergebnisse diskutiert. Analog zur Ergebnisdarstellung findet eine Gliederung der Diskussion in Anlehnung an die Fragestellungen 1 bis 4 statt.

6.1 Testgüte des Messverfahrens (Fragestellung I)

6.1.1 Statische Validität

Zur Beurteilung der Testgüte sind statische Validitätsmessungen durchgeführt worden. Die Messabweichungen sind sowohl für Längen- als auch für Breitenmaße am Schuhleisten kleiner als 1mm. Die Messgenauigkeit kommerziell erhältlicher statischer Fußscanner wird in der Literatur mit vergleichbaren Werten angegeben (D'Apuzzo, 2006). Die Messabweichung des Yeti™FootScanner (Vorum Research Corporation, Kanada) wird mit 0.5mm beschrieben (Zhao & Goonetilleke, 2006). Mauch (2007) schätzt den Messfehler des Pedus® 3D-Fußscanners der Firma Human Solutions (Karlsruhe, Deutschland) aus der Streuung der Messwerte wiederholter Messungen für die Fußlänge ebenfalls auf 0.5mm und für die Ballenbreite auf 0.2mm. Andere Hersteller geben in der Spezifikation ihrer Messtechnik eine Messgenauigkeit von unter einem Millimeter¹ an. Im Vergleich zu manuellen, analogen Verfahren, wie z.B. Umrisszeichnungen oder Maßband, liefert der Einsatz von dreidimensionalen optischen Oberflächenerfassungsverfahren zur Beurteilung der Fußform einen deutlichen Vorteil hinsichtlich der Messgenauigkeit. Kristen (2004) gibt einen Messfehler von 3 bis 5mm zur Bestimmung der Fußlänge anhand einfacher Fußumrisszeichnungen an. Witana et al. (2006) beschreiben Abweichungen bei manuellen Messungen von 3mm für Längenmaße, 2mm für Breitenmaße und 3.5mm für Höhenmaße.

Häufig werden zur Bestimmung des Messfehlers eines Systems geometrisch vermessene Lehren verwendet, die eine Allgemeingültigkeit der ermittelten Messabweichung suggerieren. Goonetilleke et al. (2009) stellen in ihrer Arbeit jedoch dar, dass die geschätzte Präzision des Messsystem sowohl von der Form des zu vermessenden Objektes als auch von seiner Ausrichtung abhängig ist. Liu et al. (2004) postulieren ebenfalls einen erheblichen Einfluss der Vorgehensweise zur Bestimmung von Messgenauigkeiten von dreidimensionalen Oberflächenverfahren. Die Vermessung von eindeutig definierten geometrischen Körpern,

¹ www.gebiom.de, www.sick.de, www.abw-3d.de

z.B. ein quadratischer Würfel, liefert demnach ein fünffach genaueres Ergebnis im Vergleich zur Vermessung der Fußform, die als Freikörper in der Regel eine nicht homogene Geometrie aufweist. Eine Übertragung der Messgenauigkeit auf andere Objekte ist somit nicht ohne weiteres zulässig. Da in der vorliegenden Arbeit die statische Messgenauigkeit anhand von Schuhleisten geschätzt wurde, kann von einer realitätsnahen und vorsichtigen Bewertung der Validität ausgegangen werden.

Die in dieser Arbeit erzielte statische Messgenauigkeit weist zudem auf eine korrekte Ausrichtung der Scannereinheiten hin. Die in Abbildung 13 auf S.52 dargestellte Problematik der Erfassung der maximalen seitlichen Krümmung des Fußes unter Verwendung einer plantaren Scanneranordnung konnte somit befriedigend gelöst werden. Die geringen Abweichungen zwischen Soll- und Ist-Wert deuten auf ein ausreichend großes Messfeld und einen adäquaten Projektions- und Kamerawinkel zur Erfassung der erforderlichen dreidimensionalen Maße des Fußes hin.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der Messungen der rigiden Schuhleisten in der statischen Situation, dass die verwendete Messtechnik sowie die gewählte Anordnung der Scanner zueinander eine ausreichend hohe örtliche Auflösung und die Erfassung des Fußes gewährleisten können. Dabei ist die statische Messgenauigkeit des Systems vergleichbar zu kommerziell erhältlichen 3D-Fußscannern.

6.1.2 Dynamische Validität

Eine rein statische Bestimmung der Validität ist zur Schätzung der Messgenauigkeit innerhalb einer dynamischen Situation allerdings unzureichend. Weitere dynamische Messungen an Schuhleisten mit definierten Geschwindigkeiten sind durchgeführt worden, um den Einfluss der Dynamik berücksichtigen zu können. Die Ergebnisse zeigen eine Abnahme der Datenqualität (Anzahl der Punkte) und eine Unterschätzung der tatsächlichen Fußlänge mit steigender Objektgeschwindigkeit (Abbildung 28). Es besteht eine Diskrepanz zwischen der technisch möglichen und der erforderlichen Geschwindigkeit zur Aufnahme des Fußes, was zu einer Einschränkung der auswertbaren Standphasen führt (siehe Tabelle 21).

Begründet werden kann diese Limitierung durch die in dieser Arbeit gewählte Messtechnologie der Multiplex-Kodierung. Wie in Abschnitt 4.4 erläutert, wird mit dieser Technik eine Serie von Einzelaufnahmen benötigt, um ein 3D-Bild zu generieren (Frankowski et al., 2000; Hoefling, 2004). Bewegt sich das aufzunehmende Objekt oder Teile des Objektes während der Serie der Einzelaufnahmen zu schnell, kann es zu Datenverlusten kommen. Dies tritt in den vorliegenden Untersuchungen insbesondere in der Phase des Ersten

Fersenkontaktes im Bereich des Vorfußes durch eine schnelle Plantarbewegung als auch in der Phase der Fersenablösung im Fersenbereich auf. Abbildung 69 bis Abbildung 71 im Anhang verdeutlichen, dass insbesondere die Randbereiche von der abnehmenden Datenqualität bei erhöhter Objektgeschwindigkeit betroffen sind. Hall-Holt und Rusinkiewicz (2001) verwenden ebenfalls das Verfahren der Multiplex-Kodierung und beschreiben eine maximal zulässige Geschwindigkeit des Objektes von lediglich 0.01m/s. Bei vier projizierten Streifenlichtmustern innerhalb eines 3D-Bildes ergibt sich die maximal zulässige Geschwindigkeit des Objektes durch die Streifenbreite, welche die örtliche Auflösung definiert und deshalb möglichst gering sein sollte. Bewegt sich das Objekt schneller als ein Viertel der Streifenbreite innerhalb eines Bildes, kommt es zu Kodierungsproblemen und damit zu Datenverlusten (Hall-Holt & Rusinkiewicz, 2001).

Möglichkeiten der Systemoptimierung

Mögliche Ansätze zur Optimierung der dynamischen Eigenschaften des Systems sind die weitere Herabsetzung der örtlichen Auflösung (z.B. 4x4 Binning Modus), die Verwendung höherfrequenter Kameraeinheiten (z.B. 500 Hz Kameras) sowie die Herabsetzung der Anzahl der benötigten Einzelaufnahmen zur Erzeugung eines 3D-Bildes (z.B. 3 Frames/ Bild). Aus diesen Maßnahmen resultieren allerdings Nachteile, die abzuwägen sind.

Die Minimierung der örtlichen Auflösung des Fußscanners bewirkt im Verhältnis zum Verzicht der Punktdichte lediglich eine geringe Optimierung der dynamischen Eigenschaften. Bei einer 16-fachen Pixelvergrößerung im 4x4 Binning Modus kann die Messfrequenz etwa um das 1.25-fache gesteigert werden. Höherfrequente Kameraeinheiten sind hingegen sehr kostenintensiv, insbesondere in einem Mehrkamerasystem. Zudem werden mit der Verkürzung der Belichtungszeiten bei hochfrequenten Kameras, verkürzte Öffnung der Kamerablende, höhere Lichtintensitäten der Projektoreinheit notwendig, die mit der verwendeten LED momentan nicht erreicht werden könnten. Die Reduzierung der Bildsequenzen zur Generierung der 3D-Information ist mit einem Verlust der Tiefeninformation verbunden.

Die dargestellten Maßnahmen haben somit nur einen geringen Effekt auf die Optimierung der dynamischen Eigenschaften des Systems und können die Diskrepanz zwischen der technisch messbaren Objektgeschwindigkeit von 0.35 m/s bis 0.40 m/s und der tatsächlichen Geschwindigkeit von 2.5 m/s bis 3.5 m/s momentan nicht vollständig ausgleichen.

Folglich muss diskutiert werden ob diese messtechnischen Grenzen für die Beschreibung der dynamischen Fußform tolerierbar sind und ob es messtechnische Alternativen gibt.

Beurteilung der alternativen Messmethoden

Die in der Literatur beschriebenen und im Unterabschnitt 2.1.2 dargestellten alternativen Messtechnologien der passiven Stereogrammetrie (Coudert et al., 2006; Kouchi et al., 2009; Wang et al., 2006), der aktiven Triangulation mit direktem Kodierungsansatz (Kimura et al., 2009; 2011) und der Time of Flight Methode (Oggier et al., 2010) benötigen lediglich ein Kamerabild zur Erfassung der dreidimensionalen Information eines Objektes. Somit ist die zulässige Objektgeschwindigkeit bei diesen Verfahren in erster Linie von der Messfrequenz der Kamera abhängig. Allerdings sind die Vorteile der höheren Zeitauflösung mit strengen Bedingungen an das aufzunehmende Objekt verbunden (siehe Tabelle 3). Insbesondere die ungleichmäßig reflektierenden Oberflächen und die mangelnde Struktur des Fußes schränken die Verwendung dieser Systeme zur Erfassung der menschlichen Fußform ein und beeinflussen die Messgenauigkeit negativ (Coudert et al., 2006; Kimura et al., 2009). In den vorliegenden Untersuchungen wurden jedoch keine Angaben zur dynamischen Validität der verwendeten Messsysteme gemacht (Coudert et al., 2006; Kimura et al., 2008; 2009; Subke, Kolling, Griesemann, Kleinau & Staudt, 2009; Wang et al., 2006). Zudem sind in den Arbeiten unterschiedliche Ansätze verfolgt worden, um eine Aussage über die Validität der Messverfahren treffen zu können, was den Vergleich der Messgenauigkeit erschwert.

Kimura et al. (2009) verwendeten zur Validierung des Systems ebenfalls rigide Schuhleisten aus Kunststoff. Das Objekt wurde zur Bestimmung der Messgenauigkeit in unterschiedlichen Positionen der relevanten Standphasen statisch vermessen. Der somit ermittelte Messfehler von < 1mm wurde als die relevante Messgenauigkeit des dynamischen Systems angegeben. Wang et al. (2006) verwenden wiederholte Messungen an statisch rigiden Schuhleisten und geben einen durchschnittlichen RMSE von 2.46mm an. Keine Angaben zur Vorgehensweise der Bestimmung der Messgenauigkeit werden bei Subke et al. (2009) gemacht. Unter Verwendung des in Unterabschnitt 2.1.2 dargestellten Projektors nach Wolf (2004) mit rotierendem Glasprisma wird der Messfehler mit dem 1/7500 des Messbereiches angegeben, was jedoch annehmen lässt, dass es sich dabei um die maximale statisch erreichbare Messgenauigkeit handelt. Zudem wird in der genannten Arbeit die Dauer des aufgezeichneten Abrollvorgangs mit zweieinhalb Sekunden angegeben, was einer natürlichen Bewegung im Gang (ca. 0.6 bis 0.8 Sekunden) nicht gerecht wird (Subke et al., 2009). Coudert et al. (2006) machen keine Angaben zur Messabweichung des Systems und geben somit die relevanten messbaren Grenzwerte nicht an.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die in der Literatur angegebenen Messgenauigkeiten der dargestellten dynamisch-optischen Messverfahren ausschließlich auf statischen Messungen basieren. Es werden statische, rigide Objekte als Maßstab für die Erfassung nicht rigider Objekte in der Bewegung verwendet. Dieser Transfer und die damit verbundene Vernachlässigung der durch die Dynamik entstehenden Fehlerquellen führen zwangsläufig zur Unterschätzung des relevanten Messfehlers. Somit besteht, auf Basis der durchgeführten Recherche, momentan kein dynamisch-optisches Messverfahren zur Oberflächenerfassung, welches eine höhere dynamische Validität nachweisbar gewährleisten kann, als das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren.

Relevanz der Standphasen

Begründet durch die Limitierung der zulässigen Objektgeschwindigkeit stellt sich die Frage, ob die Schwungphase des Fußes und die unbelasteten Situationen während des Abrollvorgangs zur Beurteilung der Veränderung des Fußes in der Dynamik relevant sind. Tabelle 21 auf S.75 zeigt die messtechnisch erfassbaren Fußmaße in den einzelnen Standphasen. Es können alle gewählten Messgrößen in der Mittleren Standphase sowie in der jeweiligen spezifischen Hauptbelastungsphase erhoben werden. Keine der in der Literatur dargestellten und dem Autor bekannten Untersuchungen der dynamisch-optischen Oberflächenvermessungen verwendet Fußmaße innerhalb der Schwungphase (Coudert et al., 2006; Kimura et al., 2008; Kimura et al., 2009; Kimura et al., 2011; Kouchi et al., 2009; Subke et al., 2009; Wang et al., 2005; Wang et al., 2006). Kouchi et al. (2009) vergleichen zwischen der statischen und der dynamischen Fußform in der Mittleren Standphase sowie während der ersten und der zweiten Belastungsspitze. Die Relevanz der anderen Standphasen, bzw. der Schwungphase, wird von den Autoren damit als gering eingeschätzt, da diese ebenfalls darstellbar gewesen wären. In anderen Anwendungen, die über eine reine Beurteilung der Fußformveränderung über den Abrollvorgang hinausgehen, wird die Schwungsphase hingegen teilweise integriert (Müller et al., 2006; Wolf et al., 2008). Die Autoren verwenden allerdings markerbasierte Bewegungsanalysesystem mit spezifischen Fußmodellen (Müller et al., 2006). Zahlreiche markerbasierte Fußmodelle zur Beschreibung der Kinematik des menschlichen Fußes werden in der Literatur vorgestellt (Leardini, Benedetti, Catani, Simoncini & Giannini, 1999; Scott & Winter, 1993; Simon et al., 2006; Wolf et al., 2008).

Abhängig von der Zielsetzung der dynamischen Fußfassung können die unbelasteten Phasen für die Analyse relevant sein (Wolf et al., 2008), insbesondere in biomechanischen

Untersuchungen. Zur Beurteilung der Fußform und zur Optimierung der Passform von Einlagen und Schuhen werden die unbelasteten Phasen des Fußes während des Gehens vom Autor der vorliegenden Arbeit als weniger relevant bewertet. Unterschiedliche Belastungssituationen können bei Bedarf in hoher Datenqualität in statischen Situation ergänzt werden (Houston et al., 2006; Tsung et al., 2003; Xiong et al., 2009).

Die in der Literatur dargestellten Untersuchungen haben gezeigt, dass die zu erreichende Messfrequenz der dynamischen 3D-Fußscanner im Vergleich zur maximal erfassbaren Objektgeschwindigkeit des Systems das wichtigere Kriterium darstellt. Die bewusste Reduzierung der Gehgeschwindigkeit (Subke et al., 2009) oder die Verwendung von nur 8 - 11 Bildern über den Abrollvorgang (Kouchi et al., 2009) aufgrund zu geringer Messfrequenz verhindert die Erfassung natürlicher Verhältnisse des Abrollverhaltens des menschlichen Fußes. Die in dem hier vorgestellten Messsystem limitierte Objektgeschwindigkeit hat demnach nach eigener Auffassung keinen maßgeblichen Nachteil in der Beurteilung der dynamischen Fußformveränderung im Gehen.

6.1.3 Objektivität des Messverfahrens

Die Objektivität des eingeführten Messverfahrens ist mit Hilfe wiederholter dynamischer und statischer Messungen von zwei Untersuchern bestimmt worden. Während der mittlere Betrag der Differenzen zwischen den Untersuchern für die mediale Ballenlänge sowie für die Fersen- und Ballenbreite zwischen 0.43mm und 1.35mm liegt, zeigen die Gewölbemaße sowie die laterale Ballenlänge Unterschiede im Betrag von 2.05mm bis 2.66mm. Der Einfluss der Standphasen auf die Objektivität kann als unsystematisch bezeichnet werden. Insgesamt lassen sich alle untersuchten Messgrößen mit einem mittleren ICC von ≥ 0.8 darstellen. Verschiedene Faktoren können Einfluss auf die Objektivität der Messungen nehmen, insbesondere die Auswahl der Standphasen sowie die manuelle Erhebung der Fußmaße.

Bestimmung der Standphasen

Die Untersucher wählen jeweils unabhängig voneinander, anhand der definierten Vorgaben in Abschnitt 4.5, die fünf relevanten Standphasen aus dem gesamten Abrollvorgang aus. Dies bringt im Vergleich zu herkömmlichen statischen Messverfahren eine zusätzliche Fehlerquelle mit sich. Die geringen Differenzen der statischen und dynamischen Werte der berechneten ICCs und RMSEs für die in dieser Arbeit erhobenen Fußmaße weisen allerdings auf einen geringen Einfluss der Auswahl der Standphasen auf die Objektivität hin. Der gemittelte ICC über alle Messgrößen und Standphasen beträgt sowohl in der dynamischen als

auch in der statischen Situation 0.90 während der RMSE mit 1.44mm für die dynamische und 1.35mm für die statische Messung lediglich gering voneinander abweichen. Die schwachen Unterschiede bestätigen einerseits die Funktionalität der definierten Vorgaben zur manuellen Einteilung der Standphasen, andererseits ist eine eindeutige automatische Erkennung der Standphasen dennoch als erstrebenswert anzusehen. Kouchi et al. (2009) verwenden eine integrierte Kraftmessplatte, um anhand des charakteristischen Verlaufs der Bodenreaktionskraftkurve eine definierte Einteilung der Standphasen vorzunehmen (Kouchi et al., 2009). Eine weitere Möglichkeit zur eindeutigen Einteilung der Standphasen bietet die automatische Bestimmung der Anzahl der gemessenen Punkte in der Ebene der Glasplatte ($\pm 1\text{mm}$) in definierten Fußarealen (Ferse, Mittelfuß, Vorfuß, Zehenbereich), wie es in der Veröffentlichung von Witana et al. (2006) dargestellt wird. Somit kann beispielsweise das Abheben der Ferse (HO) automatisch und eindeutig auf Basis der reduzierten Punktzahl in der Fersenregion bei gleichzeitig hoher Punktdichte im Vorfußbereich bestimmt werden. Alternativ zur automatischen Bestimmung der Standphasen ist eine kontinuierliche Auswertung über den gesamten Abrollvorgang möglich (Wolf et al., 2008). Dies bedarf jedoch einer automatischen Bestimmung der Messpunkte, da bei einer rein manuellen Auswertung der Zeitaufwand bei einer vergleichbaren Stichprobe ($n > 100$) nicht praktikabel wäre. Alle drei genannten Verfahren (Bodenreaktionskraft, Anzahl der Punkte, kontinuierlich Auswertung) zur weiteren Standardisierung der Standphasenbestimmung werden vom Autor als relevant angesehen und in der zukünftigen Optimierung des Auswerteverfahrens weiter verfolgt.

Manuelle Bestimmung der Fußmaße

Den größeren Einfluss auf die Inter-Tester-Variabilität nimmt die manuelle Bestimmung der Fußmaße. Insbesondere die Messpunkte des lateralen Ballens, der Gewölbehöhe und des Gewölbewinkels zeichnen sich durch weiche, schwer zu lokalisierende Übergänge aus. Da in der Untersuchung auf die Applikation von Markern verzichtet wurde, bietet sich dem Untersucher kein eindeutig definierter Messpunkt, sondern ein Messbereich mit unterschiedlichen Interpretationsmöglichkeiten. Fersenbreite, Ballenbreite und die Länge des MFK I sind hingegen durch deutliche anatomische Strukturen und klaren Abgrenzungen definiert, was zu einer geringeren Inter-Tester-Variabilität führt. Zu den wenigen Studien der dynamischen Oberflächenvermessung des Fußes liegen leider keine Daten der Inter-Tester-Variabilität vor. Statische Messmethoden und Messgrößen wurden hingegen von zahlreichen Autoren auf ihre Objektivität untersucht (Chen, Zhang, Lv & Fang, 2007; Liu, Kim & Drerup,

2004; Razeghi & Batt, 2002; Williams & McClay, 2000; Witana et al., 2006). Eine vergleichbare Variabilität zwischen den Untersuchern mit einem ICC > 0.84 wird von Witana et al. (2006) beschrieben. Zwei Untersucher erheben dabei manuell insgesamt 18 Fußmaßen an 20 Probanden. Das Ergebnis des ICCs wurde von den Autoren als hoch reliabel bewertet. Eine direkte Abhängigkeit der Objektivität der Messung von der Belastung des Fußes konnten Williams und Mc Clay (2000) feststellen. Die Höhe des Naviculare wurde bei einer Belastung von 10% des Körpergewichtes (KG) mit einem ICC = 0.92 bestimmt, während bei 90% des KG lediglich ein ICC von 0.61 erreicht wurde. Diese Ergebnisse können durch die eigenen Untersuchungen nicht bestätigt werden. Sowohl die Gewölbehöhe als auch der Gewölbewinkel zeigen mit einem durchschnittlichen ICC von 0.84 und 0.87 keinen systematischen Einfluss der Standphase und somit der Belastungssituation. Insgesamt berichten die Autoren Schwankungen der Inter-Tester-Variabilität von 0.48 bis 0.92 (ICC 2,k) in Abhängigkeit des Fußmaßes und der Belastung des Fußes. ICC Werte von 0.81 und 0.85 werden von den Autoren ebenfalls als Maß für eine hohe Objektivität des Messverfahrens interpretiert (Williams & McClay, 2000). Liu et al. (2004) verwenden eine abweichende Messtechnik (elektromagnetische Digitalisierungsverfahren) zur Bestimmung von insgesamt 23 Fußmaßen. Der ICC zur Beschreibung der untersucherbedingten Variabilität schwankt dabei zwischen 0.38 für die Höhenbestimmung des MFK V und 0.99 für die Bestimmung der Fußlänge. Während die Längen- und Breitenmaße in der Untersuchung mit einem ICC > 0.90 erhoben werden, zeigt die Gewölbehöhe einen geringen Wert von 0.58. Ein ICC > 0.8 wurde von den Autoren ebenfalls als hoch reliabel bewertet.

Zusammenfassend ist die in vorliegender Arbeit erreichte dynamische Inter-Tester-Variabilität mit denen aus der Literatur berichteten Objektivitätswerten für statische Messungen unterschiedlicher Messverfahren vergleichbar (Chen et al., 2007; Liu et al., 2004; Razeghi & Batt, 2002; Williams & McClay, 2000; Witana et al., 2006).

Der dimensionslose ICC als Maß der untersucherbedingten Variabilität bietet den Vorteil der Vergleichbarkeit von Messgrößen mit unterschiedlichen Einheiten, hier z.B. Winkel [°] und Längenmaße [mm] des Fußes. Es muss allerdings angemerkt werden, dass der ICC von der Berechnungsart, der Varianz der Daten und der Stichprobengröße abhängig ist (Maiwald, 2008). Dies ist in der vergleichenden Darstellung der ICC-Werte unterschiedlicher Studien zu berücksichtigen. Eine ergänzende Betrachtung des Messfehlers in der jeweiligen Einheit ermöglicht hingegen eine absolute Quantifizierung der Objektivität einer Messgröße (Maiwald, 2008). Auf die Darstellung des RMSE wurde allerdings in den genannten Arbeiten verzichtet, weshalb hier der ICC als vergleichendes Maß verwendet werden musste.

Tabelle 44 zeigt neben dem ermittelten RMSE und der gemessenen maximalen dynamischen Differenz der jeweiligen Messgrößen die Faktoren von $1.96 \cdot \text{RMSE}$ zur Schätzung des wahren Wertes einer Person und $2.77 \cdot \text{RMSE}$ für die tatsächliche Differenz einer Person aus zwei wiederholten Messungen. Die Interpretierbarkeit des RMSE wurde bereits im Unterabschnitt 5.1.3 auf S.79 erläutert. Es kann angenommen werden, dass die gemessenen dynamischen Differenzen (Spalte rechts), die einen kleineren Wert als die angegebenen Faktoren haben in 95% der Fälle zufällig bedingt sind und somit aufgrund der Inter-Tester-Variabilität nicht zuverlässig dargestellt werden können. In vorliegender Arbeit betrifft dies die Ballenlängen für die Differenz wiederholter Messungen ($2.77 \cdot \text{RMSE}$). Weitere geringere Differenzen zwischen einzelnen Standphasen (siehe Tabelle 33) sind demnach bei wechselnden Untersuchern kritisch zu betrachten. Auf die Einschränkungen des Messverfahrens zur Bestimmung der Fußformveränderung von Einzelpersonen wird im Unterabschnitt 6.1.4 in der Betrachtung der Reproduzierbarkeit näher eingegangen.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse der Objektivitätsprüfung einen akzeptablen ICC-Wert für alle Messgrößen (≥ 0.8), der im Vergleich zu anderen statischen Untersuchungen auf eine vergleichbar gute untersucherbedingten Variabilität schließen lässt. Erst die Betrachtung und Interpretation des resultierenden Messfehlers (RMSE) deuten auf eine Einflussnahme der Untersucher auf die Zuverlässigkeit des Ergebnisses hin. Neben der bereits erläuterten automatischen Bestimmung der Standphasen ist eine automatische Erkennung von anatomischen Landmarken zur Optimierung der Objektivität erstrebenswert (Witana et al., 2006; Zhao & Goonetilleke, 2006). Auf Möglichkeiten und bereits verfolgte Ansätze der automatischen Detektierung von Messpunkten wird im Ausblick eingegangen.

Tabelle 44: Interpretation des Root Mean Square Errors (RMSE) als Maß der Intertester-Variabilität

	dynamische Differenz	RMSE	$1.96 \cdot \text{RMSE}$	$2.77 \cdot \text{RMSE}$
Ballenlänge medial [mm]	2.30	1.16	2.27	3.21
Ballenlänge lateral [mm]	4.96	1.94	3.80	5.37
Fersenbreite [mm]	5.11	0.44	0.86	1.22
Ballenbreite [mm]	4.58	1.11	2.18	3.07
Gewölbewinkel [°]	5.33	1.88	3.68	5.21
Gewölbehöhe [mm]	7.37	2.33	4.57	6.45

6.1.4 Reproduzierbarkeit des Messverfahrens

Die umfangreichste Untersuchung zur Beurteilung der Testgüte des Messverfahrens fand im Rahmen der Bestimmung der Reproduzierbarkeit anhand von 106 Probanden in je drei wiederholten Messungen statt. Analog zu den Ergebnissen der Objektivitätsprüfung kann in Tabelle 26 auf S.79 kein systematischer Einfluss der Standphase auf den Messfehler nachgewiesen werden. Erneut werden die Winkel und Höhenmaße mit einer geringeren Genauigkeit abgebildet als die Längen- und Breitenmaße. Die möglichen Ursachen hierfür wurden bereits in der Diskussion der Objektivität genannt. Der in Tabelle 27 auf S.80 dargestellte normierte RMSE bestätigt die geringere Reproduzierbarkeit der Gewölbekbreite, des Ballenwinkels, des Gewölbewinkels und der Gewölbehöhe mit Werten im Bereich von 28% - 53%. Diese Ergebnisse weisen auf eine Annäherung der Variabilität innerhalb eines Probanden und zwischen den Probanden der untersuchten Gruppe hin, was eine Differenzierung der Probanden zueinander erschwert. Ähnlich wie der ICC, lässt der normierte RMSE wegen der fehlenden Dimension weite Interpretationsmöglichkeiten zu. Maiwald (2008) gibt einen mittleren $RMSE_{norm}$ für verschiedene Druckmessgrößen von 48% an und beschreibt Ausreißer von über 100%. Ergänzend zu den genannten Bestimmungen des Messfehlers wurde die Variabilität durch wiederholte Messungen im B&A Plot betrachtet. Für alle erhobenen Messgrößen konnte somit ein systematischer Fehler zwischen den Messwiederholungen (Bias) und eine Abhängigkeit des Messfehlers von der Größe des erhobenen Fußmaßes (Heteroskedastizität) ausgeschlossen werden. Tabelle 30 auf S.85 fasst abschließend die Ergebnisse der Messfehler der Gruppenmittelwerte (GRMSE) zusammen.

Tabelle 45: Interpretation des Root Mean Square Error (RMSE) als Maß der Reproduzierbarkeit für Einzelpersonen

Messgröße	dynamische Differenzen	RMSE * 1.96	RMSE * 2.77	Upper LoA	Lower LoA
Ballenlänge medial [mm]	2.30	3.30	4.67	5.01	-4.66
Ballenlänge lateral [mm]	4.96	4.23	5.98	6.59	-5.96
Fersenbreite [mm]	5.11	1.16	1.64	1.69	-1.92
Mittelfußbreite [mm]	-2.22	2.84	4.02	4.05	-4.07
Gewölbekbreite [mm]	-7.29	5.61	7.93	7.68	-7.7772
Ballenbreite [mm]	4.58	1.80	2.54	2.44	-2.5960
Ballenwinkel [mm]	2.56	2.70	3.82	3.86	-4.0380
Gewölbewinkel [°]	7.37	5.82	8.23	9.28	-8.8557
Gewölbehöhe [mm]	5.33	4.90	6.92	6.94	-7.3486
Chipaux-Smirak-Index	-0.07	0.04	0.06	0.08	-0.0852
Staheli-Index	-0.12	0.07	0.09	0.13	-0.1342

Der GRMSE lässt analog zum RMSE ein Urteil der Reliabilität der Gruppenmittelwerte zu. Die in Tabelle 45 gegenüber gestellten Differenzen der Fußmaße innerhalb der Dynamik und der anhand der Intra-Subjektiven-Varianz berechneten Vertrauensbereiche zur reliablen Darstellung der Differenzen verdeutlichen, dass die Veränderung der Fußform für die Betrachtung von Einzelperson nicht für alle Messgröße auf eine reproduzierbare Weise quantifizierbar ist. Lediglich die Veränderungen der Fersen- und Ballenbreite lassen sich mit dem momentanen Messverfahren zuverlässig und reproduzierbar für Einzelpersonen mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von unter 5% abbilden. Die gemessenen Differenzen der weiteren Fußmaße befinden sich innerhalb der durch die *Limits of Agreements* bzw. dem 2.77fachen des RMSE aufgespannt Intervalls. Somit kann für diese Messgrößen, nach den Konventionen von Bland und Altman (1996), nicht mit der angegebenen Wahrscheinlichkeit ausgeschlossen werden, dass die Differenzen der Fußmaße durch Fehler des Messverfahrens zufällig entstehen. Die genannten Konventionen beziehen sich allerdings auf die Bestimmung des Messfehlers von Einzelpersonen. Die in vorliegender Arbeit vorgenommenen Vergleiche der Fußgeometrie in unterschiedlichen Standphasen beziehen sich ausschließlich auf Differenzen zwischen Gruppen (n = 129). Somit ist der relevante Messfehler zur Beurteilung der Validität der Diskriminierung der Gruppen zueinander durch den GRMSE zu bestimmen (Maiwald, 2008). Die Gegenüberstellung der dynamischen Gruppendifferenzen zu den berechneten Group Root Mean Square Errors in Tabelle 46 zeigt für alle erhobenen Maße ein Vertrauensbereich für wiederholte Messungen von < 1.5mm. Die Ergebnisse liefern Evidenz dafür, dass Gruppenmittelwerte der dynamischen Fußform mit dem vorgestellten Messsystem auf reproduzierbare Art und Weise während des Gehens erhoben und zwischen den Standphasen verglichen werden können.

Tabelle 46: Interpretation des Group Root Mean Square Errors (GRMSE) als Maß der Reproduzierbarkeit für Gruppendifferenzen

Messgröße	dynamische Differenzen	GRMSE * 1.96	GRMSE * 2.77
Ballenlänge medial [mm]	2.30	0.505	0.714
Ballenlänge lateral [mm]	4.96	0.423	0.598
Fersenbreite [mm]	5.11	0.229	0.324
Mittelfußbreite [mm]	-2.22	0.335	0.473
Ballenbreite [mm]	-7.29	0.271	0.382
Gewölbebreite [mm]	4.58	0.900	1.272
Gewölbewinkel [°]	2.56	0.597	0.844
Gewölbehöhe [mm]	7.37	0.288	0.407
Ballenwinkel [mm]	5.33	0.236	0.334
Chipaux-Smirak-Index	-0.07	0.002	0.002
Staheli-Index	-0.12	0.002	0.003

6.1.5 Abschließende Diskussion & Fazit zur Testgüte

Die dargestellten Ergebnisse der Validität, der Objektivität und der Reproduzierbarkeit zur Beurteilung der Testgüte weisen auf die Schwächen und Stärken des vorgestellten Messverfahrens hin. Während in der statischen Bestimmung der Validität geringe Messfehler von weniger als 1mm auftreten, wird der messbare Bereich in der Dynamik fast ausschließlich auf die Standphasen des Ersten Metatarsalkontaktes, der Mittleren Standphase und der Fersenablösung beschränkt.

Die Objektivitätsprüfung zeigt vergleichbare Ergebnisse zu anderen statischen Systemen. Dennoch weisen besonders die RMSE-Werte auf einen Einfluss des Untersuchers auf das Ergebnis hin. Eine eindeutige Abgrenzung des Effektes zum untersucherbedingten Messfehler ist teilweise nicht möglich. Aus diesen Gründen ist für zukünftige Analysen eine automatische Auswertung der Daten unumgänglich. Diese würde einerseits eine Verbesserung der Objektivität und Reproduzierbarkeit erwarten lassen (Witana et al., 2006), als auch die kontinuierliche Darstellung der Messgrößen über den Abrollvorgang ermöglichen. Des Weiteren reduziert dies den Zeitaufwand des derzeit sehr langwierigen Auswertungsprozesses.

Die Ergebnisse der Reproduzierbarkeit verdeutlichen, dass der Einsatz des Systems gegenwärtig auf die Analyse von Gruppendifferenzen beschränkt ist. Der RMSE und die Bland & Altman Plots weisen Verlässlichkeitsgrenzen auf, die teilweise zu weit sind, um die gemessenen Differenzen der dynamischen Fußform von Einzelpersonen eindeutig charakterisieren zu können. Es kann erwartet werden, dass durch die Ergänzung des dynamischen Fußscanners zu einem Fünf-Sensor-System (siehe Abschnitt 7.1) zur Aufnahme des gesamten Fußes besonders der Messfehler der Gewölbehöhe optimiert wird (Williams & McClay, 2000).

Die Methode des GRMSE berücksichtigt die Varianz der Mittelwerte der wiederholten Messungen und nicht die Varianz der wiederholten Messungen jedes Probanden. Es stellt somit kein Maß der Intra-Individuellen-Varianz dar. Die geringe Abweichung des Bias vom Nullwert in der Analyse der B&A-Plots lässt einen systematischen Fehler ausschließen und unterstützt durch die gleichmäßige Streuung der Abweichungen um den Nullwert die Annahme der validen Gruppendifferenzierung in unterschiedlichen Standphasen des Abrollvorgangs. Als derzeitige Limitationen des Messsystems sind demzufolge die Einschränkung der dynamischen Messphasen und die begrenzte Objektivität und Reliabilität für Einzelpersonen zu nennen. Die Ergebnisse der Literaturrecherche in Abschnitt 2.1 zeigen

allerdings, dass momentan valide alternative Messmethoden zur dynamischen Oberflächenerfassung fehlen. Vorteilhaft sind hingegen die Robustheit bei unterschiedlichen Objektoberflächen sowie die direkte Herstellung der Korrespondenzen der Einzelaufnahmen. Insbesondere die Verwendung von Lichtmustersequenzen durch den Einsatz der beschriebenen Ansteuerungstechnik sowie der DMD-Einheit ermöglicht eine weitestgehende Unabhängigkeit der Objektoberfläche auf die Qualität der Aufnahme. Dies ist im Vergleich zu anderen Messverfahren als ein Alleinstellungsmerkmal zu nennen. Zudem kann eine weitere Systemoptimierung in den nächsten Jahren angenommen werden. Im Verlauf dieser Arbeit konnte die Messfrequenz von 21Hz auf 41Hz gesteigert werden. Des Weiteren wurde bereits ein System realisiert, welches bis zu fünf Kamera-Projektor-Einheiten synchron bei gleichbleibender Aufnahmegeschwindigkeit betreiben kann. Die verwendeten Hardwarekomponenten, insbesondere die DMD-Einheit, die verwendeten LEDs und die Kamerakomponenten, sind Massenprodukte, die in vielen anderen Bereichen wie z.B. der Fernseher- und Beamer-Technologie oder der Automobilindustrie eingesetzt werden. Es ist somit zu erwarten, dass die Komponenten sukzessiv weiterentwickelt werden und in näherer Zukunft z.B. leistungsstärkere LEDs und günstigere hochfrequente Kameraeinheiten erhältlich sind. Weitere Ansätze zur Systemoptimierung durch die Verwendung von hochfrequenten Kameras wurden bereits publiziert (Hoeftling & Aswendt, 2009; Zhang, Van Der & Oliver, 2010).

Zusammenfassend lässt sich die Fragestellung 1, ob sich die plantare Fußform im Abrollvorgang während des Gehens zuverlässig mit einem dynamisch-optischen Oberflächenvermessungssystem erfassen lässt, für die Darstellung von Gruppendifferenzen für alle erhobenen Maße bestätigen. Die Grenzen des GRMSE für wiederholte Messungen sind durchgehend kleiner als der im Vorfeld definierte Relevanzbereich von 2mm. Mit den genannten Einschränkungen ist somit ein valider dynamischer Fußscanner unter Verwendung optischer Oberflächenvermessungsverfahren realisiert worden. Dennoch ist anzumerken, dass die vorgestellte Messtechnik für Anwendungsgebiete, in denen die Daten von Einzelpersonen analysiert werden sollen, wie beispielsweise der individuellen Erfassung von diabetischen Füßen zur Optimierung der Versorgung, aufgrund der manuellen Auswertung insbesondere bei weniger prominenten anatomischen Landmarken derzeit zu geringe Reproduzierbarkeitswerte vorliegen.

6.2 Diskussion der klinischen Ergebnisse

Im Rahmen der Untersuchung der Fußform wurden insgesamt 129 Probanden statisch und dynamisch in wiederholten Messungen analysiert. Dabei sind primär die zwei Fragestellungen verfolgt worden, wie sich der Fuß innerhalb der Dynamik über den Abrollvorgang in seiner Form verändert und wie die dynamische Fußform von der statischen Fußform abweicht. Aufgrund der Abhängigkeit dieser beiden Fragestellungen und der gemeinsamen Bedeutung zur Interpretation der praktischen Relevanz werden die Ergebnisse der Fragestellung II und III nachfolgend gemeinsam diskutiert.

6.2.1 Diskussion der Ergebnisse zur Fragestellung II und III

Die in Unterabschnitt 5.2.2 dargestellten Ergebnisse zeigen in 25 von 27 Erhebungen hochsignifikante Veränderungen der Fußform innerhalb der Dynamik zwischen den untersuchten Standphasen (vgl. Tabelle 33). Die maximalen Veränderungen dieser Fußmaße über den Abrollvorgang, Winkel- und Indexmaße ausgenommen, überschreiten alle den einleitend definierten Relevanzbereich von 2mm.

Im Vergleich der dynamischen und der statischen Fußmaße ergaben sich aus insgesamt 31 untersuchten dynamischen Werten (11 Messgrößen in unterschiedlichen dynamischen Standphasen) 23 statistisch signifikante Unterschiede zu den statischen Fußmaßen. Abbildung 60 und Tabelle 34 auf S. 107 fassen die Differenzen der statischen und dynamischen Fußmaße zusammen. Nachfolgend werden die dynamischen Fußformveränderungen sowie die Unterschiede zwischen der Statik und der Dynamik anhand der Längen-, Breiten- und Gewölbemaße detailliert diskutiert.

Fußlängenmaße und Ballenwinkel

Die mediale und laterale Ballenlänge sowie der Ballenwinkel nehmen in der Passformgestaltung von Schuhen eine zentrale Rolle ein (Krauss et al., 2010). Die genannten Fußmaße bilden die Lage der Metatarsophalangealgelenkline ab. Es wird postuliert, dass eine möglichst exakte Übereinstimmung der Gelenkline mit der Flex-Zone im Schuh für die Gewährleistung eines physiologischen Abrollverhaltens entscheidend ist (Luximon, Goonetilleke & Tsui, 2003). Eine Diskrepanz des Sohlenbiegepunktes und der Gelenkline wird mit einer vermehrten Relativbewegung des Fußes im Schuh in Zusammenhang gebracht (Mauch, 2007). Neben der Relativbewegung im Schuh, wird die Veränderung der Ballenlänge in dieser Untersuchung als Maß der Längenzunahme des Fußes durch die Belastung im

Abrollvorgang verwendet und stellt somit ein entscheidendes Maß zur Bestimmung der notwendigen Längenzugabe dar.

Das dynamische Längenmaß des medialen Ballens (MFK I) beträgt in der Phase des EMKs 72.5% (± 1.5) der Fußlänge und in der MSP 72.8% (± 1.4) der FL. Resultierend kann über den Abrollvorgang für die mediale Ballenlänge eine Veränderung von 0.3% der FL nachgewiesen werden. Im absoluten Maß ergibt sich eine mittlere Zunahme des medialen Längenmaßes von 2.3mm vom individuell kleinsten zum größten dynamischen Wert (vgl. Tabelle 33).

Analog zu den dynamischen Ergebnissen zur Veränderungen der medialen Ballenlänge innerhalb des Abrollvorgangs, ist die Differenz zwischen der statischen und der dynamischen medialen Ballenlänge mit Werten von -1.1mm bis 1.2mm ebenfalls geringer als ursprünglich hypothetisch angenommen. Die statische Erhebung im gleichmäßig belasteten Zustand bildet sowohl die mittlere mediale als auch die mittlere laterale dynamische Längenposition des Ballens ab. Resultierend wird ebenfalls der mittlere dynamische Ballenwinkel durch die statische Erfassung des ruhenden Fußes wiedergegeben. Während der dynamische Ballenwinkel und die dynamische mediale Ballenlänge keine praktisch relevanten Veränderungen zur statischen Situation zeigen, ist die dynamische laterale Ballenlänge in den Standphasen des Abrollvorgangs statistisch signifikant länger (EMK, MSK) bzw. kürzer (TSP) als in der Statik.

Die Ergebnisse innerhalb der Dynamik und die Differenzen zwischen der statischen und der dynamischen Situation weisen einerseits formal statistisch signifikante Abweichungen auf (vgl. Abbildung 36 u. Tabelle 34), andererseits muss hier die praktische Relevanz dieser Differenzen diskutiert werden. Die Streuung der interindividuellen Daten in den Standphasen ist mit 1.75% FL geringer als die in der Literatur postulierten Varianzen (Kouchi, 1995; Manna, Pradhan, Ghosh, Kar & Dhara, 2001), überschreitet jedoch mit einem absolut Wert von 4.4mm deutlich die durch die Dynamik entstandenen Differenzen zwischen den Standphasen sowie zur statischen Situation. Somit nimmt die natürliche Varianz zwischen den untersuchten Probanden einen größeren Einfluss auf die Ballenlänge als die Veränderungen durch die Dynamik.

Hypothetisch konnte auf Basis der anatomischen Gegebenheiten des Fußes eine vermehrte Längenveränderung im medialen Bereich durch das Absenken des medialen Längsgewölbes erwartet werden. In der Hypothese 1 der Fragestellung III ($H1_{F3}$) wurde deshalb angenommen, dass die statische Fußform ein im Vergleich zur Hauptbelastungsphase in der Dynamik signifikant verkürztes Längenmaße zeigen würden. Diese Hypothese kann auf

Grund des p-Wertes von 0.001 in der Mittleren Standphase zwar bestätigt werden, allerdings deutet die absolute Differenz der statischen und der dynamischen Situation von 0,52mm im Längenmaß des medialen Ballens auf keine praktische Relevanz hin.

Es ist anzumerken, dass es sich dabei um einen Gruppenmittelwert über alle 129 Probanden handelt, bei dem die Streuung der Daten zu berücksichtigen ist. Zu diesem Mittelwert tragen sowohl Verlängerungen als auch Verkürzungen des Fußes in der Dynamik bei. Eine aktuelle Studie zum Verhalten des dynamischen Kinderfußes konnte anhand von 1196 Kindern ein Verhältnis von 59% Verlängerung zu 41% Verkürzung des medialen Ballenpunktes über den Abrollvorgang zeigen (Fritz et al., 2011). Eine vergleichbare Verteilung zwischen der statischen und der dynamischen medialen Ballenlänge von 43% Verkürzung zu 57% Verlängerung weisen die Daten der vorliegenden Untersuchung auf (siehe Abbildung 64).

Die durch die Belastung im Abrollvorgang entstanden Differenzen im Längenmaß liegen für die Mehrheit der untersuchten Probanden unterhalb der üblichen Längenänderungen pro Schuhgröße, die nach internationalen Normen in der Einheit des Französischen Sticks 6.6mm beträgt (ISO International Organization for Standardization, 1999). Der Eingangs definierte Relevanzbereich für Längenmaße von 3mm wird ebenfalls lediglich von wenigen Probanden überschritten.

Wie einleitend beschrieben, basieren die Längenzugaben im Schuhleistenbau bisher ausschließlich auf Schätzungen und subjektiven Meinungen der Leistenkonstrukteure. Mauch (2007) vergleicht verschiedene Längenzugabeverfahren (vgl. Abschnitt 1.1). Dabei wird eine häufig verwendete Vorgehensweise auf der Basis von Stracker (1966) beschrieben, die eine Veränderung der Fußlänge durch die Belastung in der Dynamik von 6 bis 8mm berücksichtigt. Die hier vorliegenden Ergebnisse für die mediale und laterale Ballenlänge zeigen jedoch, dass eine Fußlängenzunahme im beschriebenen Ausmaß lediglich von einer deutlichen Minderheit von 2.5% der Probanden erreicht wurde. Das relativ geringe Ausmaß der Veränderung ist somit konträr zu bisherigen Annahmen, die zur Zugabebestimmung im Leistenbau verwendet werden (Henkel, 2006; Stracker, 1966).

Die normalverteilte Streuung der medialen Ballenlängendifferenz zwischen Statik und Dynamik, mit Verkürzungen und Verlängerungen des Fußmaßes in der Dynamik, bietet eine Grundlage für weitere Gruppendifferenzierungen in rigide und flexible Füße. Eine differenzierte Analyse sollte demnach in zukünftigen Untersuchungen erfolgen.

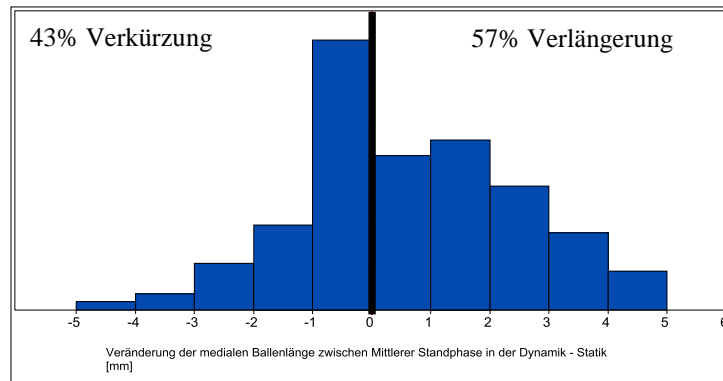


Abbildung 64: Verteilung der Differenzen der medialen Ballenlänge zwischen Mittlerer Standphase dynamisch - Statik

Untersuchungen in unterschiedlichen statischen Belastungssituationen des Fußes bestätigen die eigenen Ergebnisse. Xiong et al. (2009) geben ebenfalls eine Längenzunahme vom halb belasteten zum voll belasteten Zustand von lediglich 0.3% der Fußlänge an (vgl. Tabelle 5). Die Studienergebnisse von Houston et al. (2006) und Tsung et al. (2003) zeigen analog die geringste Veränderung aller Fußmaße in der Längenzunahme mit Veränderungen von 0.5% und 0.7% der Fußlänge. Kouchi et al. (2009) postuliert eine Zunahme der medialen Ballenlänge von 3.8mm während die laterale Ballenlänge keine systematische Veränderung zeigt. In den hier vorliegenden Ergebnissen ist eine Verkürzung der lateralen Ballenlänge über den Abrollvorgang nachgewiesen worden.

Die eigenen Resultate und der Konsens zu vorangegangenen Studienergebnissen liefern Evidenz dafür, dass 80% (1.Dezil bis 9.Dezil) der Längenveränderungen des medialen Ballenpunktes über den Abrollvorgang im Bereich von 1 bis 4mm auftreten. Dieses Maß berücksichtigt ausschließlich die Streckung des Fußes durch die Belastung im Abrollvorgang und nicht die Relativbewegung des Fußes im Schuh. Bisherige Untersuchungen zur Bewegung des Fußes im Schuh sind auf die relative Verkipfung der Ferse im Schuh fokussiert (Stacoff, Reinschmidt & Stussi, 1992). Zur Beantwortung der Fragestellung der Relativbewegung des Fußes im Schuh sind weitere Messungen erforderlich, die mit Hilfe von markerbasierten Systemen durchgeführt werden können.

Die Veränderung des Ballenwinkels über den Abrollvorgang ist direkt von der Längenänderung der medialen und lateralen Ballenpunkte abhängig. Analog zur Ballenlänge werden keine relevanten Veränderungen des Ballenwinkels zwischen den Standphasen EMK und MSP beobachtet. Im weiteren Verlauf des Abrollvorgangs verschiebt sich das Verhältnis

zwischen der Position von MFK I und MFK V, was zu einer Zunahme des Ballenwinkels von 8% führt. Während diese Veränderung des Ballenwinkels über die gesamte Gruppe sehr einheitlich zu beobachten ist, zeigen die Werte zwischen den Standphasen des Ersten Metatarsalkontaktes und der Mittlere Standphase große individuelle Unterschiede. Dabei streuen die Ergebnisse zwischen der Zunahme des Ballenwinkels von $+5^\circ$ und der Abnahme des Winkels von -5° gleichmäßig um den Nullwert.

Zur abschließenden Beurteilung des Ballenwinkels ist anzumerken, dass bereits die Streuung des statischen Ballenwinkels einen großen Anteil an der Variabilität dieser Messgröße einnimmt. Die Veränderung in der Dynamik führt dazu, dass wegen des unterschiedlichen Verhaltens des dynamischen Ballenwinkels, die interindividuelle Streuung der Ballenlinie zusätzlich verstärkt wird. Die in dieser Arbeit erhobenen statischen Ballenwinkel streuen normalverteilt um den Mittelwert 19.3° mit einem maximalen und minimalen Wert von 25.5° und 13.5° . Vergleichbare Ergebnisse werden von Krauß (2007) berichtet, mit einem Mittelwert von 21.5° und einem Streumaß von 12° . Ergebnisse zur dynamischen Veränderung des Ballenwinkels liegen in der Literatur nur unzureichend vor. Wolf et al. (2008) untersuchten die dynamische Veränderung der medialen Gewölbelänge und postulieren übereinstimmend lediglich eine geringe Zunahme über den Abrollvorgang von 1% des Längenmaßes.

In der Ergebnisbetrachtung der statischen und dynamischen Fußlängenmaße ist anzumerken, dass in der vorliegenden Studie ausschließlich Probanden ohne Fußbeschwerden untersucht wurden. Eine vermehrte Veränderung der Längenmaße sowie des Ballenwinkels kann in bestimmten pathologischen Fußformen, durch ein vermehrtes Absenken des medialen Längsgewölbes, erwartet werden. Zudem wurde als Veränderung des Fußlängenmaßes die Position des Großzehen- sowie des Kleinzehenballens verwendet, da die absolute Fußlänge, gemessen vom hinteren Punkt der Ferse bis zum vordersten Punkte der längsten Zehe, durch die Bewegung der Zehen nicht in allen Standphasen zuverlässig gemessen werden kann. Eine zusätzliche Streckung des Fußes durch die Zehenbewegung kann mit den vorliegenden Messungen nicht abschließend ausgeschlossen werden.

Fußbreitenmaße

Die Fußbreitenmaße weisen über den Abrollvorgang im Gruppenmittel Veränderungen von 2.2mm bis 5.1mm für die Vorfuß-, Mittelfuß- und Fersenbreite auf. Die von Xiong et al. (2009) beobachteten Ergebnisse, welche die stärkste Breitenzunahme aller Breitenmaße im Mittelfußbereich zeigen, kann mit den vorliegenden Ergebnissen nicht bestätigt werden. Entsprechend der hergeleiteten Annahmen (Abschnitt 2.2) weisen die eigenen Ergebnisse nach, dass die maximalen dynamischen Veränderungen der Breitenmaße des Fußes im Fersen- und Ballenbereich mit 8% (5.1mm) und 5% (4.6mm) auftreten.

Die Herleitung der Hypothesen aus der anatomisch-funktionellen Betrachtung des dynamischen Fußes, welche sowohl die größten komprimierbaren Weichteilstrukturen (Cavanagh, 1999; Yarnitzky et al., 2006) als auch die höchsten dynamischen Belastungen im Bereich der Ferse und des Vorfußes beschreibt (Jacob, 2007), wird damit durch die Ergebnisse unterstützt. Die wenigen Studien, die Resultate zu den Breiten Veränderungen des bewegten Fußes präsentieren (Coudert et al., 2006; Kouchi et al., 2009) beschreiben ebenfalls eine vergleichbare Variabilität der Breitenmaße. Coudert et al. (2006) und Kouchi et al. (2009) berichten übereinstimmend von einer Zunahme der Fersenbreite über den Abrollvorgang von 5.0mm und bestätigen damit die in vorliegender Arbeit erhobenen Resultate von 5.1mm.

Die in Abbildung 55 auf S.102 dargestellten zeitlichen Eigenschaften der Fersenbreite über den Abrollvorgang weisen eine maximale Fersenbreite in der Standphase des Ersten Metatarsal Kontaktes auf, was wiederum im Einklang mit den eingangs dargestellten anatomisch-funktionellen Eigenschaften des Fußes ist. In der Standphase des EMKs ist der Fuß mit ca. 120% des Körpergewichtes belastet, wovon annähernd 80% durch die Fersenregion übernommen werden (Baumgartner & Stinus, 2001; Jacob, 2007). Eine geringere Fersenbreite in der Standphase des Ersten Fersen Kontaktes kann durch die Doppelstandphase in den ersten 10% des Abrollvorgangs im Gehen erklärt werden (Perry, 1992). Abweichende zeitliche Verhältnisse der Fersenbreite sind in schnelleren Bewegungen, wie Rennen oder Sprinten zu erwarten, in denen beispielsweise die erwähnte Doppelstandphase entfällt.

Die statische Fersenbreite wird in der untersuchten Stichprobe mit einem Gruppenmittelwert von 63 (± 5.1)mm abgebildet. Die Hauptbelastungsphase in der Dynamik findet während des Ersten Metatarsalkontaktes statt in der die Ferse lediglich um 0.36mm breiter ist als in der ruhenden statischen Situation (vgl. Tabelle 34). Erneut ist diese geringe Differenz statistisch

signifikant, hat allerdings für die praktische Umsetzung der Ergebnisse nur eine untergeordnete Bedeutung. Die weniger belasteten dynamischen Phasen, insbesondere die Phase der Fersen Ablösung, zeigen hingegen relevante Differenzen zur statischen Situation von -4.7mm. Allgemein werden die maximalen dynamischen Breitenmaßen über die Erhebung der statischen Breitenmaße besser approximiert als die schmalere, minimalen dynamischen Breitenmaßen.

Der Vergleich der statischen und der dynamischen Fersenbreite lässt darauf schließen, dass bereits in der statischen Situation im halb belasteten Zustand die Weichteilstruktur der Ferse maximal deformiert ist. Eine weitere Belastung der Ferse, z.B. in der Phase des EMKs, führt demnach zu keiner weiteren nennenswerten Verformung. Tsung et al. (2003) zeigen vergleichbare Ergebnisse und argumentieren unisono.

Weitere, in der Literatur angegebene Ergebnisse zur Veränderung der Fersenbreite in wechselnden statischen Belastungssituationen deuten ebenso auf eine Übereinstimmung zu den eigenen Ergebnissen (Houston et al., 2006; Tsung et al., 2003; Xiong et al., 2009). Houston et al. (2006) postulieren eine Veränderung der Fersenbreite vom unbelastet zum teilbelasteten Zustand von 4.8% der unbelasteten Fersenbreite während zur vollbelasteten Situation keine weitere Zunahme stattfindet. Xiong et al. (2009) berichten ebenso geringe Veränderungen zwischen der teil- und der vollbelasteten Situation von 0.5% der unbelasteten Fersenbreite. Eine plausible Erklärung für die geringen Unterschiede in der Breite zwischen der teilbelasteten statischen und der vollbelasteten dynamischen Ferse von 0.36mm liefert die histologische Betrachtung der Weichteilstruktur der Ferse. Das subkutane Fettgewebe an der Fußsohle besteht aus zahlreichen Fettkammern unterschiedlicher Größen (Hsu et al., 2007), die durch kräftige Bindegewebszüge unterteilt sind. Diese Struktur weist visko-elastische Kompressionseigenschaften auf und dient in erster Linie als Druckpolster unterhalb des Fußes. Zahlreiche Autoren haben sich in der Vergangenheit mit den Materialeigenschaften des plantaren Fettgewebes der Ferse während der Kompression beschäftigt (Cavanagh, 1999; Challis & Murdock, 2005; De Clercq, Aerts & Kunnen, 1994; Gefen, Megido-Ravid & Itzchak, 2001; Gu, Li, Ren, Lake & Zeng, 2010; Wearing, Smeathers, Yates, Urry & Dubois, 2009). Von besonderem Interesse waren überwiegend die dämpfenden und schützenden Funktionen des plantaren Fettpolsters während des Gehens und des Laufens. Zudem werden übermäßige Belastungen der Fersenstruktur in Zusammenhang mit Fersenschmerz und anderen Überlastungsbeschwerden gebracht (Lieberman et al., 2010; Wearing et al., 2009). Zur Untersuchung der Eigenschaften des plantaren Fettgewebes an der Ferse fanden fluroskopische (Gefen et al., 2001), sonographische (Cavanagh, 1999; Challis & Murdock,

2005) und radiographische (De Clercq et al., 1994; Wearing et al., 2009) Verfahren Anwendung. Zusätzlich sind Messungen an Kadavern (Miller-Young et al., 2002) und Berechnungen anhand künstlicher Fußmodelle mit der Finiten Elemente Methode (Gu et al., 2010) durchgeführt worden.

Die zahlreichen Untersuchungen liefern aufgrund übereinstimmender Ergebnisse Evidenz dafür, dass sich die Weichteilstrukturen der Ferse in einem nicht-linearen Verhältnis zur Belastung komprimieren (De Clercq et al., 1994; Gefen et al., 2001; Gu et al., 2010; Natali, Fontanella & Carniel, 2010; Wearing et al., 2009). In entsprechenden Spannungs-Dehnungs-Diagrammen wird deutlich, dass mit steigendem Druck die Steigung des Kurvenverlaufs zunimmt und somit die Verformung des Fersenpolsters pro Druckeinheit abnimmt (siehe Abbildung 65 links). Die Veränderung der plantaren Druckbelastung zwischen der statischen und der dynamischen Situation wurde bereits einleitend beschrieben. Die Fersenpartie wird demnach in einer rein statischen Situation bereits mit 142 kPa belastet (Tittel, 2003). Die Zunahme der plantaren Druckbelastung in der Dynamik auf 312 kPa bewirkt somit keine proportionale Breitenzunahme der Ferse zum Druck.

Abbildung 65 rechts zeigt einen Kompressions-Zeit-Verlauf des Fersenpolsters über den Abrollvorgang exemplarisch an zwei Probanden (Gefen et al., 2001). Die maximale Verformung des Fersenpolsters tritt demzufolge nach 0.2 bis 0.3 sec ein. Dieser Zeitabschnitt entspricht der Standphase des Ersten Metatarsalkontaktes und ist somit im Einklang mit den eigenen Ergebnissen.

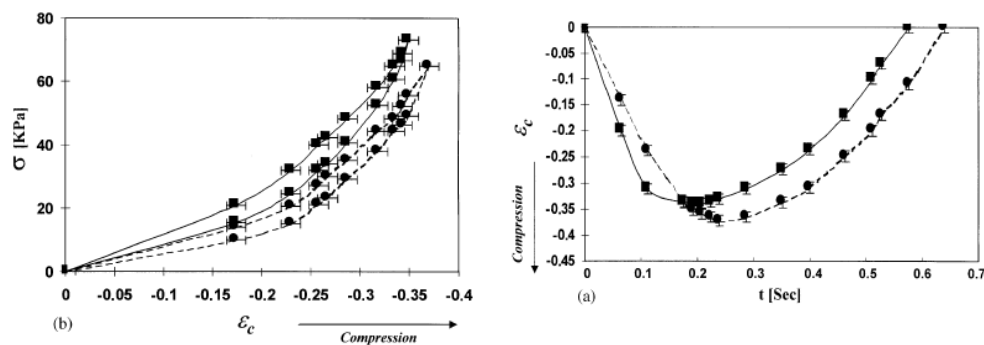


Abbildung 65: links: Spannungs-Dehnungs-Diagramm des plantaren Fersenpolsters; rechts zeitlicher Verlauf der Kompression des Fersenpolster über den Abrollvorgang (Quelle Gefen et al. 2001).

Während für die Veränderung der Fersenbreite einheitliche Ergebnisse vorliegen, zeigen Untersuchungen zur Ballenbreite kontroverse Resultate (Coudert et al., 2006; Kouchi et al., 2009). Die in der eigenen Studie erhobene Variabilität der Ballenbreite von 5% (4.6mm) wird übereinstimmend in der Untersuchung von Coudert et al. (2006) beschrieben. Deutlich geringere Veränderungen von lediglich 2.1mm zwischen der Mittleren Standphase und dem ersten Peak der Bodenreaktionskraft berichten Kouchi et al. (2009). Die Autoren stellen dabei sowohl die Veränderung der Fersen- als auch der Ballenbreite als statistisch hochsignifikant und für die Praxis relevant dar. Erneut variieren die Ergebnisse der Studien, die den Fuß in unterschiedlichen statischen Belastungssituationen untersuchen mit Werten von 6.0% (Tsung et al., 2003) bis 2.6% (Xiong et al., 2009) erheblich. Die größte Übereinstimmung zu den eigenen Ergebnissen können bei Tsung et al. (2003) und Houston et al. (2006) mit 6.0% und 4.3% beobachtet werden. Veränderungen von bis zu 11.9mm (12.8%) werden bei Morio et al (2009) dargestellt. Die Autoren vergleichen markerbasiert die Ballenbreite im statischen unbelasteten Zustand mit der maximal belasteten Position während des Gehens (Morio et al., 2009). Eine Veränderung der Ballenbreite von annähernd 12mm entspräche einer Abweichung von vier bis sechs Schuhgrößen im Breitenmaß, was realitätsfern erscheint.

Der in den eigenen Ergebnissen dargestellte zeitliche Verlauf der Veränderung der Ballenbreite über den Abrollvorgang (siehe Abbildung 55 auf S.102), mit einer maximalen Ballenbreite in der Standphase der Fersen Ablösung und der Terminalen Standphase, ist wiederum anschaulich durch die reduzierte Standfläche und der maximalen Bodenreaktionskraft in den genannten Standphasen zu erklären (siehe Abschnitt 2.2). Die zeitliche Gegenläufigkeit des Ausmaßes der Ballenbreite und der Fersenbreite ergibt sich zwangsläufig aus den Belastungssituationen der einzelnen Standphasen.

Die statische Ballenbreite weist im Gruppenmittel einen Wert von 99.1mm auf, was 39% der FL entspricht. Die statische und die dynamische Ballenbreite unterscheiden sich in der Phase des Ersten Metatarsalkontaktes mit einem geringeren Wert in der Dynamik von 3.7mm am stärksten. Die maximale dynamische Ballenbreite in der Standphase der Fersen Ablösung ist im Gruppenmittel um 0.48mm breiter als in der statischen Situation, während in der MSP kein statistisch signifikanter Unterschied auftritt. Analog zur Fersenbreite ist der geringe Unterschied zwischen der maximalen dynamischen Ballenbreite zur statischen Ballenbreite durch die nicht linearen Kompressionseigenschaften des plantaren Fettgewebes zu erklären (siehe Abbildung 65).

Die Veränderung der Mittelfußbreite wird lediglich in zwei Phasen des Abrollvorgangs erhoben. Im Gegensatz zu vorangegangenen Studien (Xiong et al., 2009) wurden in diesem Breitenmaß die geringsten Veränderungen von 2.2mm (2.83%) gemessen. Andere Autoren postulieren vergleichbare Abweichungen (2.6mm) der Mittelfußbreite in der Dynamik (Kouchi et al., 2009). Insgesamt weisen die Breitenmaße auf erhebliche und für die Passform relevante Veränderungen der Fußform innerhalb der Dynamik hin. Die Einteilung der Breitenmaße der Schuhe entspricht nach der ISO Norm TC 137 (ISO International Organization for Standardization, 1999) einer Veränderung pro Schuhgröße von 2mm, ausgehend von der Vorfußbreite. Die gemessene dynamische Variabilität der Ballenbreite von 5.1mm bedeutet somit eine Veränderung der Fußform von mehr als zwei Schuhgrößen im Breitenmaß. Analog dazu wird die Fersenbreite in Anlehnung an die Vorfußbreite entsprechend gradiert, so dass im Rückfußbereich ebenfalls eine Veränderung von 2 bis 3 Schuhgrößen resultiert. Wolf et al. (2008) konnten in einer vergleichenden Studie zwischen beschuhter und unbeschuhter Situation bei Kindern eine deutliche Einschränkung der dynamischen Ballenbreitenveränderung von 6% durch den Schuh beobachten. Es muss angenommen werden, dass es durch die Einschränkungen insbesondere beim kindlichen Fuß, welcher im Entwicklungsprozess besonders empfindlich ist, zu Beschwerden und Spätfolgen kommen kann. Untersuchungen von Kunde (2010) weisen darauf hin, dass Passformveränderungen im Ballen- und Fersenbereich vom Schuhträger nicht zwingend richtig wahrgenommen werden. Somit könnte eine zu enge, ggf. den Fuß schädigende Passform, ebenfalls vom Träger nicht registriert werden. Während im Vorfußbereich besonders häufig Fußdeformitäten (z.B. Hallux valgus) und andere Folgeerscheinungen (z.B. Schwielenbildung, Hühneraugen, Dornwarzen) zu enger Passformen auftreten, handelt es sich im Fersenbereich ausschließlich um Weichteilgewebe welches teilweise komprimierbar ist. Zur Umsetzung der geschilderten Ergebnisse der Breitenmaße in den Schuh- und Leistenbau sollte deshalb ausreichend Platz im Vorfußbereich für die Anpassung des Fußes an die dynamischen Belastungssituationen geschaffen werden. Möglichkeiten der Gestaltung der Vorfußpartie bieten flexible Materialien, die sowohl im unbelasteten als auch im belasteten Zustand eine möglichst gute Passform sicherstellen. Im Fersenbereich ist eine optimale Fassung des Fersenbeins oberhalb der Weichteildeformierungen zu gewährleisten. In der Fersenregion muss somit mit konkaven Formen die Passform als auch die Stabilität des Rückfußes berücksichtigt werden. Zur Beurteilung der maximalen dynamischen Breitenmaße können die belasteten statischen Breitenmaße, aufgrund der mechanischen Eigenschaften der plantaren Fußstruktur, eine gute Annäherung liefern.

Gewölbe- und Indexmaße

Die prozentual größten Veränderungen der dynamischen Fußgeometrie zeigen die Maße des Längsgewölbes mit einer Zunahme der Gewölbebreite von mehr als 38%, einer Abnahme des Gewölbewinkels und der Gewölbehöhe von 11% bzw. 7%. Die Indexmaße weisen zusätzlich auf eine signifikant stärkere Zunahme der Gewölbebreite im Verhältnis zur Ballen- bzw. Fersenbreite hin. Dabei erreicht sowohl der Chipaux-Smirak-Index als auch der Staheli-Index den größten Wert und somit die größte Diskrepanz der genannten Maße, in der Mittleren Standphase. Die Ergebnisse der Gewölbehöhe und des Gewölbewinkels, mit Minimalwerten in der MSP, sind im Einklang mit Untersuchungen von Kouchi et al. (2009). Zudem zeigen Chang et al. (2010) in einer aktuellen Untersuchung sowie in einer Übersicht weiterer Studien (n=10) zum Verhalten des Längsgewölbes in der Dynamik übereinstimmende Ergebnisse bezüglich der Höhe des Längsgewölbes (hier Ø31.9mm) von durchschnittlich 30.2mm bis 43.2mm im gleichmäßig belasteten Stand. Die Absenkung des Längsgewölbes während des Gehens wird in der genannten Arbeit in einem Bereich von 5.3mm bis 7.4mm angegeben (Chang, Hung, Wu, Chiu & Hsu, 2010). Die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit mit einer maximalen Absenkung des Längsgewölbes von 5.3mm befinden sich somit im Einklang mit der bestehenden Literatur.

Charakteristisch für die Veränderung des medialen Längsgewölbes in der Dynamik ist die große interindividuelle Streuung der Ergebnisse. Bei den genannten dynamischen Abweichungen treten Interquartilsabstände für die Veränderung der Gewölbehöhe von 4.0mm und für die Veränderung der Gewölbebreite von 6.9mm auf. Somit zeigen die Studienteilnehmer individuell unterschiedliche Abflachungen des Längsgewölbes in der Dynamik.

Die Differenzen zwischen der statischen und der dynamischen Gewölbestruktur zeichnen sich ebenfalls durch interindividuelle Unterschiede aus. Die Gewölbehöhe flacht in drei-viertel der Probanden in der statischen Situation stärker ab als in der Dynamik während des Gehens. Diese unerwarteten Ergebnisse lassen sich durch die vermehrte muskuläre Aktivierung während des Gehens erklären. Cavanagh und Rodgers (1987) stellen vergleichbar starke individuelle Unterschiede in der Veränderung der Gewölbehöhe über den Gewölbeindex fest und argumentieren ebenfalls mit der unterschiedlichen Muskel- und Bänderstärke bei den Probanden. Eine weitere Unterteilung der Probanden in Gruppen mit hohem, normalem und flachem Längsgewölbe in der Statik wurde in der vorliegenden Arbeit nicht vorgenommen, ist aber in Folgestudien besonderes unter dem Aspekt der pathologischen Überlastung angedacht.

Die individuellen Unterschiede der dynamischen Gewölbecharakteristik werden in zahlreichen Untersuchungen der letzten Jahre mit verschiedenen Überlastungsbeschwerden insbesondere im Laufsport in Zusammenhang gebracht (Powell, Long, Milner & Zhang, 2011; Williams, McClay & Hamill, 2001). Williams & McClay (2000) konnten nachweisen, dass ein hohes Längsgewölbe in der Dynamik eher mit skelettalen Überlastungen wie beispielsweise einer Stressfraktur des 5. Mittelfußknochens in Zusammenhang steht, während eine starke Abflachung des Gewölbes mit einer vermehrten Eversionsbewegung im Rückfuß und mit Überlastungen der Gewebestruktur (z.B. Achilles Tendinitis) zusammenhängt. Powell et al. (2011) betrachten in diesem Kontext die Frontalbewegung anhand eines markerbasierten Multi-Segment Fußmodells und postulieren Unterschiede in der Fußkinematik zwischen Probanden mit hohem und flachem Längsgewölbe nicht im Umfang der Eversionsbewegung sondern in der Position in der diese Bewegung stattfindet (Powell et al., 2011). Die dynamische Beschreibung des medialen Längsgewölbes stellt somit nicht nur für Passformkriterien im Schuh- und Leistenbau ein übergeordnetes Fußmaß dar, sondern liefert notwendige Informationen zur Charakterisierung von pathologischen Fußdeformitäten.

Obgleich die dynamischen Eigenschaften der medialen Gewölbestruktur des Fußes bereits vielfach untersucht wurden, ist die Messgenauigkeit der verwendeten Messgrößen kritisch zu hinterfragen. Zahlreiche Arbeiten der vergangenen Jahre betrachten die Gütekriterien der zur Beschreibung der Gewölbehöhe verwendeten Messvariablen (Menz & Morris, 2006; Razeghi & Batt, 2002; Williams & McClay, 2000). Menz et al. (2006) kritisiert die Reliabilität der bisher verwendeten Messgrößen aufgrund der schwer zu lokalisierenden knöchernen Merkmale, wie z.B. dem Naviculare als den höchsten Punkt des medialen Längsgewölbes. Williams & McClay (2000) vergleichen die Reliabilität und die Variabilität von insgesamt sieben Gewölbemaßen. Die validesten Ergebnisse wurden für die Bestimmung der Höhe des Naviculare sowie die Höhe des Fußrückens bei 50% der Fußlänge ermittelt (Williams & McClay, 2000).

Durch eine rein plantare Betrachtung der dynamischen Fußform, lässt sich das Höhenmaß des Fußrückens in dieser Phase noch nicht integrieren. In der vorliegenden Untersuchung wurden zur Beschreibung der Veränderung des medialen Längsgewölbe bereits fünf verschiedene Messgrößen verwendet: Gewölbebreite, Gewölbewinkel, Gewölbehöhe als auch die Indexmaße. Durch die Ergänzung weiterer Scannereinheiten und der Erfassung der gesamten Fußform in der Dynamik kann in zukünftigen Untersuchungen der Fragestellung des Zusammenhangs von Überlastungsbeschwerden und dem Abflachen des medialen Längsgewölbes detaillierter mit Oberflächen-, Umfangs-, Höhen- und Volumenmaßen

nachgegangen werden. Zudem ist es zu erwarten, dass durch den Einsatz der entwickelten Messtechnik und der Einführung neuer Messgröße eine exaktere Gruppierung physiologischer Fußformen (Cluster) vorgenommen werden kann, die wiederum zu einer optimierten Passform im Alltagsschuh führt.

Prüfung der Hypothesen zur Fragestellung II

Im Rahmen der zweiten Fragestellung der Arbeit sollten unter Anwendung des entwickelten Messsystems die praktisch relevanten Veränderungen der menschlichen Fußform innerhalb des Abrollvorgangs während des Gehens untersucht werden.

Hypothese H1_{F2}:

Basierend auf den Überlegungen der anatomischen und funktionellen Eigenschaften des Fußes sowie der Literaturrecherche wurde hypothetisch in H1_{F2} angenommen, dass die Fußlängenmaße unter Belastung während des Abrollvorgangs signifikant und in einem praktisch relevanten Ausmaß (>3mm) zunehmen. Einerseits wird die formulierte Hypothese durch die statistisch signifikanten Veränderungen der Längenmaße des Fußes innerhalb des Abrollvorgangs bestätigt, andererseits sind diese Änderungen der Fußlängenmaße mit 2.3mm gering. Damit ist mit den momentanen Zugaberegeln ein für die Fußformveränderung durch die Belastung im Abrollvorgang ausreichender Schubraum gegeben. Die formulierte Hypothese kann somit nicht im angenommenen Ausmaß bestätigt werden und wird wegen der geringen praktischen Bedeutung verworfen.

Hypothese H2_{F2}:

Hypothese H2_{F2} nimmt eine signifikante und praktisch relevante Breitenzunahme im Fersen- und Vorfußbereiche über den Abrollvorgang an. Die Ergebnisse bestätigen diese Annahmen. Sowohl die Ferse als auch der Vorfuß weisen eine statistisch signifikante und für die Praxis relevante Veränderung der Breitenmaße über den Abrollvorgang auf. Die vorliegenden Ergebnisse werden zudem von vorangegangenen Untersuchungen unterstützt und liefern Evidenz zur Annahme der Hypothese H2_{F2}.

Hypothese H3_{F2}:

Eine signifikant abgeflachte mediale Gewölbestruktur, die durch die Belastung während des Abrollvorgangs auftritt, wurde in Hypothese H3_{F2} angenommen. Statistisch hochsignifikante Veränderungen der Gewölbestruktur in den Messgrößen der Gewölbehöhe, des Gewölbewinkels und der Gewölbebreite bestätigen einheitlich die in H3_{F2} formulierten Annahmen. Zudem konnte eine hohe individuelle Variabilität der dynamischen Veränderung der Gewölbestruktur nachgewiesen werden. Die Hypothese H3_{F2} kann bestätigt werden.

Prüfung der Hypothese zur Fragestellung III

Welche Unterschiede sich zwischen der statischen und der dynamischen Fußform feststellen lassen wurde im Rahmen der Fragestellung III untersucht.

Hypothese H1_{F3}

Analog zur Annahme H1_{F2}, der Längenveränderung innerhalb der dynamischen Situation, ist, resultierend aus den biomechanischen Gegebenheiten des menschlichen Fußes, angenommen worden, dass die statische Fußform ein im Vergleich zur Hauptbelastungsphase in der Dynamik signifikant kürzeres Längenmaß aufweist. Die Ergebnisse des Vergleichs der statischen und der dynamischen Ballenlänge zeigen für die Hauptbelastungsphase des medialen Längsgewölbes in der Mittleren Standphase eine statistisch signifikant verkürzte statische Ballenlänge von 0.52mm. Die Hypothese kann somit bestätigt werden. Resultierend aus der vorangegangenen Diskussion ist diese Differenz zwischen der statischen und der dynamischen Ballenlänge allerdings für die praktische Anwendung nicht von Bedeutung.

Hypothese H2_{F3}

Auf der Grundlage der Eingangs erläuterten Überlegungen und Recherchen wurde im Rahmen der Hypothese H2_{F3} eine statistisch signifikant größere Fersenbreite und Vorfußbreite in den Hauptbelastungsphasen des Abrollvorgangs im Vergleich zur statischen bi-pedalen Situation angenommen. Während diese Fußbreitenmaße innerhalb des Abrollvorgangs signifikante Veränderungen aufweisen (siehe H2_{F2}), sind die Differenzen zwischen den statischen und den dynamischen Maßen mit unter einem Millimeter zwar formal statistisch signifikant, zeigen allerdings keine praktische Relevanz in der Schuhkonstruktion. Zusätzlicher Raum im Schuh- und Leistenbau zur Verbreiterung dieser Fußmaße innerhalb der Dynamik muss demnach nicht bereitgestellt werden. Die Hypothese H2_{F3} wird verworfen.

Hypothese H3_{F3}

In der Hypothese H3_{F3} wurde ein vermehrtes Abflachen des medialen Längsgewölbes in den Hauptbelastungsphasen über den Abrollvorgang im Vergleich zur statischen Situation angenommen. Die Ergebnisse weisen in 75% aller Probanden ein vermehrtes Abflachen des medialen Längsgewölbes innerhalb der statischen Situation nach. Die Annahme H3_{F3} muss auf Basis der Ergebnisse ebenfalls verworfen werden.

6.2.2 Diskussion der Ergebnisse zur Fragestellung IV

Im Rahmen der Fragestellung IV wurde der Einfluss der Faktoren *Geschlecht*, *Körpergewicht* und *Alter* auf die dynamische Fußform untersucht. Um die Wirkung der genannten Faktoren möglichst isoliert betrachten zu können, sind Untergruppen mit ähnlichen individuellen Merkmalen zueinander zugeordnet worden. Auf Basis der Literaturrecherche wurde angenommen, dass mit der Berücksichtigung der Einflussgrößen die Variabilität der dynamischen Fußmaße besser beschrieben werden könne. Ergänzend fand eine Berechnung der Einflussnahme der Faktoren im Rahmen einer schrittweisen Regressionsanalyse statt. Mit dieser Methode ist eine Aufklärung der dynamischen Fußparameter anhand einer Modellgenerierung verfolgt worden. Die Ergebnisse beider Herangehensweisen werden im Anschluss gemeinsam diskutiert.

Einflussfaktor Geschlecht

Die bestehende Literatur zu den geschlechterspezifischen Unterschieden der statischen Fußform beschreibt übereinstimmend, dass der Fuß der weiblichen Probanden bei gleicher Fußlänge schmaler ist als die der Männer (Krauß et al. 2010, Manna et al. 2001, Luo et al. 2009). Manna et al. (2001) geben zudem ein um 50% reduziertes Volumen der Frauenfüßen im Vergleich zu Männerfüßen an. Die Verwendung der gleichen Schuhleisten für beide Geschlechter sei daher nicht zulässig (Manna et al. 2001). Krauß et al. (2010) gehen auf die resultierende Passformproblematik anhand eines exemplarischen Vergleichs einer Schuhleistenform zur realen weiblichen Fußform ein. Die größten Diskrepanzen beschreiben die Autoren in der Überschätzung im Schuhleistenmaß im Bereich der lateralen Ballenlänge (15.6mm bis 20.8mm) und der Höhe des Fußrückens bei 50% der Fußlänge (15.7mm bis 20.6mm). Eine Unterschätzung finde hingegen im Bereich der Zehenhöhe (4.5mm bis 6.5mm) statt. Zudem entstünden zusätzliche Missverhältnisse der Breiten- und Höhenmaße durch den Unterschied der realen Fußgrößen und der Gradierung der Schuhleisten. Die Autoren fordern analog zu Manna et al. geschlechterspezifische Leistenformen (Krauß et al. 2010).

Die in der vorliegenden Studie erhobenen statischen Fußmaße bestätigen teilweise den in der Literatur wiedergegebenen geschlechterspezifischen Unterschied. Während die Ballenbreite (-0.36%FL; SD±0.48; p=0.61) und der Ballenwinkel (0.31%FL; SD±0.36; p=0.39) in den eigenen Ergebnissen keine relevanten geschlechterspezifischen Differenzen zeigen, sind die weiblichen Fußbreitenmaße im Bereich der Ferse (-0.85%FL; SD±0.48; p=0.08) und des

Mittelfußes (-1.40%FL; $SD \pm 0.68$; $p=0.04$) tendenziell schmaler. Zusätzlich ist bei der weiblichen statischen Fußform eine leicht verkürzte relative Ballenlänge medial (-1.11%FL; $SD \pm 0.91$; $p=0.23$) und lateral (-1.05%FL; $SD 0.93$; $p=0.27$) zu verzeichnen.

In der Betrachtung des dynamischen Abrollvorgangs wurde in vorliegender Arbeit eine größere Veränderung der weiblichen Fußform hypothetisch erwartet. Diese Annahme basiert auf den bereits beschriebenen Unterschieden der statischen Fußform als auch auf der in der Literatur beschriebenen vermehrten Laxität der weiblichen Bandstruktur.

Die Ergebnisse in Tabelle 36 auf S.110 zeigen für kein erhobenes Fußmaß statistisch signifikante Unterschiede der Geschlechter für das maximale dynamische Maß (max. Dynamik). Das Geschlecht hat ebenfalls keinen nachweisbaren Einfluss auf die Differenzen zwischen der statischen und der maximalen dynamischen Fußform (max. Dynamik-Statik). Ausschließlich die Veränderung innerhalb der dynamischen Situation zeigt eine vermehrte Zunahme der Ballenbreite von 0.53%FL ($p=0.01$) und der Gewölbbeite von 1.21%FL ($p=0.09$) bei Frauen über den Abrollvorgang.

In der Modellgenerierung durch die schrittweise Regressionsanalyse kann das Geschlecht eine zusätzliche Information zur Varianzaufklärung für die relativen Fußmaße der Gewölbbeite, der Mittelfußbreite und der Ballenbreite liefern. Die Gewölbbeite zeigt dabei den größten Zusammenhang zum Geschlecht. Über dieses Maß hinaus, dient die Einflussgröße *Geschlecht* allerdings für keines der betrachteten Fußmaße als aussagekräftiger Prädiktor der dynamischen Fußform.

Zusammenfassend kann dem Geschlecht lediglich eine geringe Einflussnahme auf das Ausmaß der Fußformveränderung in der dynamischen Situation zugesprochen werden. Von insgesamt 36 durchgeführten Vergleichen der geschlechterspezifischen Fußformveränderung konnte lediglich in zwei Messgrößen der Einfluss des Geschlechtes nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse sind in Einklang mit vorangegangenen Untersuchungen von Xing et al (2009) und Kouchi et al. (2009). Die in der Literatur beschriebene vermehrte Laxität der weiblichen Bänder (Krauss, 2006) sowie die geringere Steifigkeit im medialen Längsgewölbe bei Frauen (Hennig & Milani, 1993; Zifchock, Davis, Hillstrom & Song, 2006) kann mit den eigenen Ergebnissen nicht vollständig bestätigt werden. Auf Basis der statischen Datenlage besteht kein Zweifel, dass die weibliche und die männliche Fußform für die Passform von Schuhen relevante Unterschiede aufweisen. In der dynamischen Verformung des Fußes muss die Einflussnahme des Geschlechts hingegen als gering bewertet werden.

Einflussfaktor BMI

Zur Beurteilung der Abhängigkeit der Veränderung der dynamischen Fußform zum Körpergewicht wurde der Body-Mass-Index (BMI) berechnet. Es erfolgte eine Einteilung in zwei individuell zueinander gematchte Gruppen, bestehend aus 37 normalgewichtigen (NG) und 37 übergewichtigen (ÜG) Studienteilnehmern. Bei gleicher Körpergröße, Schuhgröße und gleichem Alter unterscheidet sich das Körpergewicht der NGs und der ÜGs um 16.1kg im Mittel, was eine Gruppendifferenz im BMI von 6.9kg/m^2 bedeutet.

Ergebnisse der bestehenden Literatur betrachten vornehmlich den Einfluss des Körpergewichtes auf statische Situationen. Zudem wurden in den meisten Studien nur Kinder- oder Jugendliche untersucht (Dowling, Steele & Baur, 2001; Mauch, Grau, Krauss, Maiwald & Horstmann, 2008; Mickle, Steele & Munro, 2006; Riddiford-Harland, Steele & Baur, 2011). Dynamische Differenzen zwischen NG und ÜG wurden bisher auf Basis von plantaren Druckmesswerten, Bodenreaktionskräften und kinematischen Messgrößen betrachtet, weshalb nachfolgend diese Methoden zur Diskussion der eigenen Ergebnisse herangezogen werden (Hills, Hennig, McDonald & Bar-Or, 2001; Wearing, Hennig, Byrne, Steele & Hills, 2006).

Die statischen Fußmaße der eigenen Arbeit zeigen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Dowling et al. (2001) eine vermehrte Fußbreite im Ballen-, Mittelfuß- und Fersenbereich bei Personen mit erhöhtem BMI. (Dowling et al., 2001) untersuchen in diesem Zusammenhang 10 übergewichtige und 10 normalgewichtige Kinder im Alter von 9 ± 2 Jahren und stellen in 16 von 26 Messgrößen signifikant größere Fußmaße bei den übergewichtigen Kindern fest. Der Chipaux-Smirak-Index und der Gewölbewinkel weisen bei den Jugendlichen mit einem erhöhten BMI auf eine breitere und im Längsgewölbe abgeflachte Fußform hin (Dowling et al., 2001)

Die vorliegende Arbeit (Tabelle 38 auf S.112) zeigt in den maximalen Fußbreitenmaßen innerhalb des Abrollvorgangs ebenfalls für alle erhobenen Maße eine statistisch signifikant breitere Fußform der übergewichtigen Probanden. Zusätzlich flacht der Gewölbewinkel über den Abrollvorgang signifikant stärker ab als bei den Normalgewichtigen. Die mediale Ballenlänge, die Ballenbreite und der Ballenwinkel zeigen zudem signifikant größere Veränderungen über den Abrollvorgang. In der Summe führen die gewichtsspezifischen Unterschiede der Fußform in der Dynamik und in der Statik zu einem breiteren Fuß mit einer größeren Unterstützungsfläche bei den übergewichtigen Probanden.

In Übersichtsartikeln betrachten Wearing et al. (2006) und Hills et al. (2001) den Zusammenhang von erhöhtem Körpergewicht, den resultierenden Bodenreaktionskräften, den plantaren Druckverhältnissen und der Fußstruktur. Erwartungsgemäß besteht in den betrachteten Artikeln Einigkeit zum Zusammenhang des Körpergewichtes und der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte. Dies entspricht auch der Annahme des 2. Newtonschen Axioms und kann als gegeben angenommen werden.

Keine eindeutige und abschließende Einigkeit besteht in der Frage, ob das Körpergewicht und der Druck unter dem Fuß von einander abhängig sind. Bei gleicher Belastungsfläche ist anzunehmen, dass die plantaren Druckverhältnisse ebenfalls mit den Bodenreaktionskräften und somit mit dem Körpergewicht korrelieren. Verschiedene frühe Studien zeigen lediglich einen geringen Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und dem plantaren Druck (Cavanagh, Rodgers & Iiboshi, 1987; Hennig & Milani, 1993). Hennig et al. (1993) begründen dies mit der Veränderung der Fußform und einer größeren Belastungsfläche bei Übergewichtigen. Eine um 10% vergrößerte Kontaktfläche im Vergleich zu normalgewichtigen Probanden beobachten auch Gravante et al (2003). Die Autoren geben dennoch um 40-45% erhöhte Druckspitzen bei übergewichtigen Probanden an. Die Annahme der vergrößerten Kontaktfläche bei Personen mit erhöhtem BMI ist wiederum in Einklang mit den eigenen Ergebnissen.

Nass et al. (1999) vergleichen die Dicke des plantaren Fettgewebes unter der Ferse bei 19 übergewichtigen Erwachsenen zu einer normalgewichtigen Kontrollgruppe unter Verwendung eines Ultraschallgerätes. Während Mickle et al. (2006) bei übergewichtigen Kindern keinen signifikanten Unterschied in der Dicke des plantaren Fettpolsters feststellen konnten, wird bei Nass et al. (1999) ein linearer Zusammenhang zwischen BMI und der Abmessung des unbelasteten Fettpolsters unter der Ferse hergestellt. Die dynamischen Eigenschaften des Fettpolsters werden in definierten statischen Belastungsschritten von 10, 25, 50, 75 und 100% des Körpergewichtes untersucht. Abbildung 66 zeigt die Ergebnisse von Nass et al. (1999). Zu sehen ist das bereits diskutierte nichtlineare Kompressionsverhalten des plantaren Fettgewebes sowie der Unterschied der Fersenpolsterdicke zwischen den normalgewichtigen und den übergewichtigen Probanden. Analog zu den eigenen Ergebnissen verdeutlicht Abbildung 66, dass das plantare Fersenpolster der ÜG von einem Ausgangswert von 17.1mm auf 10.4mm um 6.7mm komprimiert wird während die NG bei gleichen Kompressionseigenschaften lediglich eine Kompression von 5.3mm aufweisen. Auf Basis der eigenen Ergebnisse kann angenommen werden, dass das zusätzlich komprimierte Fettpolster in eine größere Standfläche und einer breiteren Fußform resultiert. Die Grafik verdeutlicht

zudem, dass die normalgewichtige Kontrollgruppe im Gegensatz zur übergewichtigen Gruppe beim Übergang der Belastung von 75% des Körpergewichts (KG) zu 100% KG keine weitere Deformierung des Fersenpolsters zeigt. Die Betrachtung der dynamischen Unterschiede innerhalb des Abrollvorgangs können im Vergleich zur rein statischen Betrachtungsweise ergänzende Informationen zur Fußformveränderung liefern. Hills et al. (2001) stellen ebenfalls einen engeren Zusammenhang des BMIs zur vermehrten Druckbelastung in der dynamischen Situation her, als in der Statik.

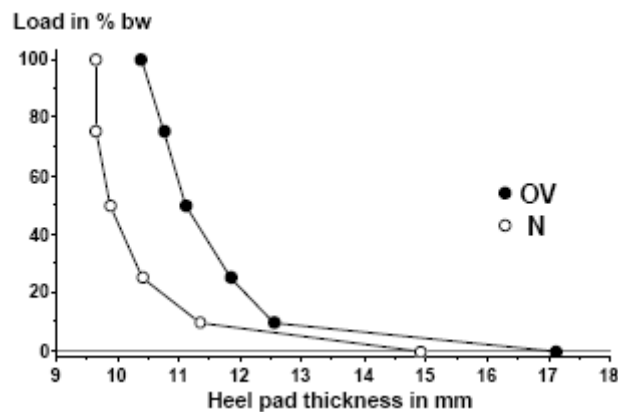


Abbildung 66: Dicke des plantaren Fersenpolsters in unterschiedlichen statischen Belastungssituationen. Vergleich übergewichtiger (OV) mit normalgewichtigen Probanden (N). (Quelle: Nass et al. 1999)

Weiteren Aufschluss über den Einfluss sollte die Berechnung der multiplen Regression geben. Da es nicht zulässig ist zwei voneinander abhängige Variablen in einem Modell aufzunehmen, wurde im Rahmen der Regressionsanalyse nicht der BMI als Prädiktor untersucht, sondern direkt das Körpergewicht. Unter Berücksichtigung der oben geführten Diskussion zum Einfluss des BMIs auf die statische und dynamische Fußform, wäre zu erwarten, dass das Körpergewicht ebenfalls als Prädiktor der Fußbreitenmaße und der Ballenmaße in dem Modell dient. Die Tabelle 41 bis Tabelle 43 zeigen lediglich für die Varianzaufklärung der maximalen relativen Fersenbreite in der Dynamik einen geringen Beitrag des Einflussfaktors Körpergewicht. In keinem der anderen Fußmaße kann das Körpergewicht als Einflussfaktor einen relevanten Beitrag zur Aufklärung der Varianz leisten. Diese Diskrepanz zwischen den Ergebnissen der gematchten Gruppen der ÜG und NG zu den Ergebnissen der Regressionsanalyse lässt sich plausibel durch die Abhängigkeit der statischen Fußform zum Körpergewicht erklären. Eine einfache Regressionsberechnung zwischen der statischen Fußform und dem Körpergewicht für das Beispiel der relativen Fersenbreite zeigt

bereits einen vergleichbar großen Zusammenhang ($R^2=0.07$) wie der des Körpergewichts zur dynamischen Fersenbreite ($R^2=0.08$). Das bedeutet, dass der Beitrag des Faktors Körpergewicht zur Aufklärung der Varianz der dynamischen maximalen Fersenbreite in der multiplen Regressionsanalyse bereits im Faktor der statischen Fersenbreite berücksichtigt ist und somit keinen weiteren Beitrag zur Varianzaufklärung liefert. Zusammenfassend liefern die eigenen Ergebnisse aus dem Gruppenvergleich der übergewichtigen zu den normalgewichtigen Probanden, zusammen mit den beschriebenen Ergebnissen aus der Literatur, Evidenz dafür, dass sowohl die statische als auch die dynamische Fußform vom Body-Mass-Index beeinflusst wird. Als Prädiktor zur Bestimmung der dynamischen Fußmaße und deren Veränderung innerhalb des Abrollvorgangs liefert der Faktor Körpergewicht neben der statischen Fußform keine relevanten zusätzlichen Informationen.

Einflussfaktor Alter

Die eingangs durchgeführte Recherche zum Stand der Forschung bringt kontroverse Ergebnisse zum Einfluss des Alters auf die Fußform hervor. Die eigenen Resultate dieser Arbeit konnten weder einen eindeutigen Effekt des Alters auf die statische Fußform noch auf die dynamischen Veränderungen der Fußform nachweisen. Ebenso liefert das Alter im Regressionsmodell keinen relevanten Zusammenhang zur dynamischen Fußform. Einen vergleichbar geringen Einfluss wurde dem Alter in der Arbeit von Menz und Morris (2006) zugesprochen. Die Autoren zeigen, analog zur vorliegenden Arbeit, einen größeren Effekt des Körpergewichtes auf die Fußform. Auf Basis der Ergebnisse von Hsu et al (1998) und Scott et al. (2007) wurde angenommen, dass der Fuß der älteren Probanden eine geringere Veränderung aufgrund der altersbedingten erhöhten Steifigkeit innerhalb der Dynamik zeigt. Diese Annahme kann mit den Ergebnissen nicht bestätigt werden. Während die älteren Probanden in dieser Untersuchung nicht gezielt rekrutiert wurden und somit ein mittleres Alter von 58 ± 5.6 Jahren hatten, wiesen die Gruppen der älteren Probanden in den genannten Arbeiten einen Altersdurchschnitt von 80 ± 6.4 Jahren bzw. 78 ± 3.0 Jahren auf. Frühe Studien beschreiben zwar den Beginn der altersbedingten Veränderung der Fußgeometrie, in Form eines vermehrten Abflachens des medialen Längsgewölbes, bereits ab einem Alter von 30 Jahren (Staheli, Chew & Corbett, 1987), es muss allerdings von einem progressiven Prozess mit steigendem Alter ausgegangen werden. Die Fragestellung, ob es einen Zusammenhang zwischen der dynamischen Fußformveränderung und dem Alter gibt, kann somit nur für das vorliegende Probandengut beantwortet werden. Weitere Studien zur altersspezifischen Fußformvariabilität sind aufgrund der kontroversen Datenlagen erforderlich.

Abschließende Diskussion der Modellgenerierung

In vielen Fußmaßen konnte im Rahmen der Fragestellung III kein relevanter Unterschied in den Mittelwerten aller Probanden zwischen der statischen und der dynamischen Belastung gezeigt werden. Auf Basis der großen Variabilität des Verhaltens der dynamischen Fußform innerhalb der Gruppe, wurde angenommen, dass unter Berücksichtigung bestimmter Einflussfaktoren die dynamische Fußform besser erklärt und kategorisiert werden könne.

Um mit einfachen statischen Fußvermessungen auf die dynamischen Veränderungen der Fußform (Δ Dynamik) und die maximalen dynamischen Fußmaße (max Dynamik) schließen zu können, wurde der Zusammenhang möglicher Einflussfaktoren mit dem Verfahren der multiplen Regressionsanalyse geprüft. Die Ergebnisse weisen für keine der drei genannten Faktoren einen entscheidenden Beitrag zur Bestimmung der dynamischen Messgrößen nach. Tabelle 47 verdeutlicht den geringen Zugewinn der Varianzaufklärung durch die Berücksichtigung der Einflussfaktoren im Modell. Lediglich die Größe des statischen Fußmaßes erlaubt eine gute Abschätzung der maximalen dynamischen Breitenmaße und eine moderate Approximierung der dynamischen Ballen- und Gewölbemaße. Der enge Zusammenhang der statischen und der maximal dynamischen Breitenmaße lassen sich wiederum durch das nichtlineare Kompressionsverhalten der plantaren Fußstruktur erklären (siehe Abbildung 66). Die Veränderung der Fußmaße über den Abrollvorgang (Δ Dynamik) kann hingegen weder durch das statische Fußmaß noch durch die Ergänzung der Einflussfaktoren hinreichend abgeschätzt werden (Tabelle 41 bis Tabelle 43). Die Berücksichtigung unterschiedlicher Belastungssituationen im statischen Fußmaß kann möglicherweise zur weiteren Varianzaufklärung beitragen.

Tabelle 47: Zugewinn der Varianzaufklärung (R^2) durch die Berücksichtigung der Einflussfaktoren Geschlecht, Körpergewicht und Alter zur Bestimmung der maximalen dynamischen Fußmaße

Messgröße	R^2 statisches Fußmaß + Einflussfaktoren	R^2 statisches Fußmaß
Ballenlänge medial [mm]	0.77	0.77
Ballenlänge lateral [mm]	0.80	0.78
Ballenwinkel [mm]	0.63	0.63
Fersenbreite [mm]	0.96	0.96
Mittelfußbreite [mm]	0.85	0.85
Ballenbreite [mm]	0.96	0.96
Gewölbebreite [mm]	0.76	0.73
Gewölbewinkel [°]	0.80	0.79
Gewölbehöhe [mm]	0.48	0.47

Prüfung der Fragestellung und Hypothesen

Basierend auf den Ergebnissen und der vorangegangenen Diskussion zum Einfluss der Größen *Geschlecht, Körpergewicht und Alter* auf die dynamische Fußform werden nachfolgend die Hypothesen der vierten Fragestellung geprüft. Ein Zusammenhang zur dynamischen Fußform wurde aufgrund der Literaturrecherche sowohl für das Geschlecht, dem Body-Mass-Index als auch für das Lebensalter hypothetisch angenommen.

Hypothese H1_{F4}:

In der ersten Hypothese der vierten Fragestellung wurde davon ausgegangen, dass die weibliche Fußgeometrie im Vergleich zur männlichen eine vermehrte Veränderung in der Dynamik im Bereich des Gewölbes sowie der Breiten- und Längenmaße aufweist. Die Ergebnisse in Tabelle 36 zeigen statistisch signifikante Unterschiede mit einer vermehrten Veränderung der Gewölbebreite und der Ballenbreite bei Frauen. Im Längenmaß ergeben sich hingegen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede. Da die Gewölbe- und Ballenbreite die einzigen Fußmaße sind, die eine klare Diskriminierung zwischen den Geschlechtern erlaubt, wurde der Einfluss des Geschlechts auf die dynamische Fußgeometrie als gering beurteilt. Die Hypothese H1_{F4} wird demzufolge nicht angenommen.

Hypothese H2_{F4}:

Die Annahme, dass Personen mit erhöhtem Körpergewicht vermehrte Veränderungen der Fußgeometrie in der Dynamik im Bereich des Gewölbes, der Breiten- und Längenmaße zeigen, kann auf Basis der vorliegenden Ergebnisse bestätigt werden. Sowohl Längen- als auch Breiten- und Gewölbemaße machen eine stärkere Veränderung innerhalb der Dynamik in der Gruppe mit erhöhtem BMI sichtbar. Zudem weisen alle Breitenmaße der übergewichtigen Probanden eine statistisch signifikant breitere dynamische Fußform nach. Resultierend wird H2_{F4} angenommen.

Hypothese H3_{F4}:

Hypothese H3_{F4} nimmt eine im Vergleich zu jüngeren Probanden geringere Veränderungen der Fußgeometrie in der Dynamik im Bereich des Gewölbes und der Breitenmaße für ältere Personen an. In keinem der Ergebnisse lässt sich diese Erwartung durch die erhobene Stichprobe bestätigen. Die Hypothese muss folglich verworfen werden.

6.2.3 Abschließende Diskussion & Fazit der klinischen Ergebnisse

Die Veränderungen der Fußform durch die variierenden Belastungssituationen über den Abrollvorgang zeigen im Allgemeinen ein geringeres Ausmaß als hypothetisch angenommen. Dennoch verdeutlichen die klinischen Ergebnisse der dynamisch-optischen Oberflächenvermessung des Fußes, dass der entwickelte dynamische Fußscanner ergänzende Informationen zur Gestaltung von Leisten, Einlagen und Schuhen liefern kann. Während die Veränderung der Fußform über den Abrollvorgang für die Breiten- und Gewölbemaße relevante und statistisch signifikante Veränderungen gezeigt haben, sind zwischen der statischen und der dynamischen Fußform geringere Differenzen als angenommen gemessen worden. Trotz der geringen Unterschiede bietet das entwickelte Messsystem die Möglichkeit den dreidimensionalen Fuß in der Bewegung objektiv darzustellen und zu vermessen. Unter Berücksichtigung der rein plantaren Betrachtungsweise und der beschriebenen Limitierungen des Messverfahrens lassen sich erste Empfehlungen für den Leisten- und Schuhbau ableiten. Die bisher angenommene Zugabe für das Längenmaß im Leistenbau von 6-8mm zur Berücksichtigung der Streckung des Fußes konnte mit Hilfe des dynamischen Fußscanners für die große Mehrheit der Probanden in Frage gestellt werden. Auf Basis der vorgestellten Ergebnisse muss angenommen werden, dass die Zugabe entsprechend reduziert werden kann. Desweiteren weisen die Messungen der dynamischen Fußbreitenmaße (Ballen und Ferse) darauf hin, dass ausreichend Platz für die Veränderungen innerhalb des Abrollvorgangs gewährleistet werden sollte, im Vergleich zu den statischen Maßen allerdings kein zusätzlicher Raum am Leisten im Breitenmaß für die Dynamik berücksichtigt werden muss. Das Leistenmaß für die Fersenbreite und die Ballenbreite sollte demzufolge dem statischen Fußmaß entsprechen oder minimal geringer sein. Durch den Einsatz flexibler Materialien im Ballenbereich kann die Passform sowohl zum Zeitpunkt der minimalen dynamischen Ballenbreite als auch zum Zeitpunkt der maximalen dynamischen Ballenbreite gewährleistet werden. Zur Berücksichtigung der inter-subjektiven Unterschiede des dynamischen Ballenwinkels im Schuh- und Leistenbau ist die Bereitstellung flexibler Abrollwinkel in einem variablen Bereich des Vorfußes denkbar, in Kontrast zu rigiden Abrollwinkeln, die ausschließlich an durchschnittlichen Ballenwinkeln orientiert sind. Dies kann beispielsweise durch die Gestaltung von unterschiedlichen Flexions-Kerben in der Vorfußregion im Bereich von $72,5\% \pm 2\%$ der Fußlänge gewährleistet werden. Diese Empfehlungen basieren ausschließlich auf den beschriebenen Messergebnissen.

Die Leistungsgestaltung ist allerdings ein multi-faktorieller Vorgang, indem die Funktion des Schuhs, die verwendeten Materialien sowie die subjektive Wahrnehmung der Passform berücksichtigt werden müssen. Zusätzliche Informationen zur sensorischen Wahrnehmung von Passformen sind dringend erforderlich (Kunde, 2010).

7. Ausblick und Schlussbetrachtung

Die vorliegende Arbeit stellt einen neuartigen Ansatz zur Beschreibung der dynamischen dreidimensionalen Fußform vor. Es konnte prinzipiell gezeigt werden, dass sich die dynamisch-optische Oberflächenvermessung, unter Berücksichtigung der beschriebenen Einschränkungen, zur Darstellung der Veränderung der Fußform eignet. Die Literaturrecherche sowie der Stand der Technik haben die Alleinstellungsmerkmale der Methode und der gewonnenen Ergebnisse verdeutlicht. Somit konnte ein neues Messverfahren in die biomechanische Analyse eingeführt werden, die nach Ansicht des Autors, großes Potential in zahlreichen Anwendungsgebieten liefert. Die Arbeit kann als Beginn der dreidimensionalen dynamisch-optischen Oberflächenvermessung des Fußes gesehen werden, der sich eine langjährige Weiterentwicklungsphase der Technik und der Software anschließen muss, um diese Messmethode in der Forschung und der täglichen klinischen Praxis etablieren zu können. Die Betrachtung der Testgütekriterien weist auf die Limitierungen der entwickelten Messtechnik hin, die vorwiegend in der Einschränkung der zu erhebenden Standphasen während des Abrollvorgangs als auch in der geringen Reproduzierbarkeit der Winkel- und Höhenmaße liegen. Eine sukzessive Optimierung der Messtechnik, des Messsetups und des Auswerteverfahrens sind in zukünftigen Entwicklungsschritten vorgesehen. Des Weiteren ergeben sich aus der Möglichkeit der dynamisch-optischen Oberflächenerfassung des Fußes weitere Anwendungsgebiete, auf die im Rahmen des Ausblicks eingegangen wird.



Abbildung 67: Erweiterung des Scannersystems zur Erfassung der gesamten Fußform

7.1 Ausblick

7.1.1 Weiterentwicklung der Messtechnik

Aufbauend auf den Erfahrungen der messtechnischen Entwicklung der vorliegenden Arbeit, konnte bereits eine Weiterentwicklung des Messsetups zur Erfassung der gesamten Fußform realisiert werden. Das erweiterte System besteht aus insgesamt fünf synchronisierten Scanner-Projektor-Einheiten. Das resultierende Messvolumen beträgt 0.6m x 0.4m x 0.3m in der Länge, Breite und Höhe. Durch die Ausnutzung der Projektorgeschwindigkeit und einer präzisen Synchronisierung der fünf Systeme zueinander konnte die Messfrequenz auf 46Hz gesteigert werden.

Die Anordnung der Scanner ist in Abbildung 67 dargestellt. Vier Einheiten vermessen den Fuß oberhalb der Auftrittfläche, während ein System die Fußsohle erfasst. Erneut werden alle Punktwolken der fünf Perspektiven in einem gemeinsamen globalen Koordinatensystem ausgerichtet und direkt in der Visualisierung automatisch zusammengefügt. Mit der Erweiterung des Messsystems kann die gesamte dreidimensionale Fußform über den Abrollvorgang erfasst und das Messprotokoll um Höhen- und Umfangsmaße ergänzt werden. Erste Validierungsmessungen zeigen eine verbesserte Testgüte der Höheninformation am bewegten Fuß. Eine zu lösende Herausforderung für die zukünftige Entwicklung des Systems ist die Verdeckung des vorbeischiebenden kontralateralen Beins, was zu einem Datenverlust in zwei bis drei Bildern innerhalb der Mittleren Standphase führt. Zudem ist es für die weitere Optimierung des Systems vorgesehen, eine gläserne Kraftmessplatte in die Messvorrichtung zu integrieren. Dies bietet die Möglichkeit, die Verformung des Fußes in Zusammenhang mit dem resultierenden Kraftvektor der tatsächlichen Belastung des Fußes zu bringen. Ähnliche Ansätze beschreiben Kimura et al. (2011). Abbildung 68 zeigt exemplarisch eine Aufnahme des dynamischen Fußes mit dem synchronisierten Fünf-Sensorsystem.

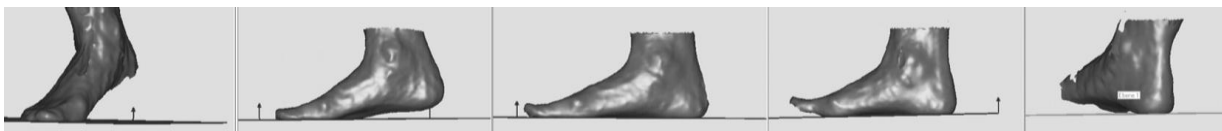


Abbildung 68: Aufnahmen des dreidimensionalen Fußes mit dem erweiterten Multi-Sensor System in unterschiedlichen Standphasen

7.1.2 Erweiterung der Auswerteroutine

Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass die Testgüte der manuellen Auswertung der Fußmaße partiell vom Untersucher beeinflusst wird. Eine automatische Erhebung der Maße ist bereits im Rahmen des Projektes intensiv verfolgt worden und stellt für die zukünftige Entwicklung der Messtechnik eine erhebliche Herausforderung dar. Die bisher verfolgten Ansätze zur automatischen markerlosen Auswertung basieren vorwiegend auf Berechnungen konvexer Hüllen der gesamten Fußform sowie spezifischer Fußareale. Vergleichbare Ansätze wurden bereits von Witana et al. (2006) vorgestellt. Dabei wird der Fuß anhand eines Objektkoordinatensystems ausgerichtet. Anschließend findet eine Projektion aller gemessenen Punkte auf die XY-Ebene der Glasplatte statt. Somit wird eine Reduzierung der dreidimensionalen Daten auf eine zweidimensionale Ebene vorgenommen. Dieses Vorgehen ermöglicht die Erhebung der dreidimensionalen Fußkontur (konvexe Hülle) und somit die Bestimmung anatomischer Messpunkte. Eine vereinfachte grafische Darstellung der Methode befindet sich im Anhang 6 auf S. 168. Der beschriebene Ansatz wird in zukünftigen Entwicklungsschritten weiter verfolgt und durch die Berechnung von konkaven Hüllen, z.B. zur Beschreibung des medialen Längsgewölbes, ergänzt.

Zudem ist es erforderlich, neue Messgrößen zur Beschreibung der Fußform zu definieren. Trotz der erheblichen Anzahl an publizierten Messgrößen, z.B. zur Charakterisierung des medialen Längsgewölbes (Williams & McClay, 2000), werden fast ausschließlich Streckenmaße verwendet. Durch die Berechnung von Volumen- und Flächenmaßen kann die Analyse der Fußform tatsächlich eine neue Dimension erhalten. Eine mögliche Methode zur Beschreibung der Fußformveränderung, die in weiterführenden Projekten verfolgt wird, ist die Berechnung statistischer Modelle. Vergleichbare Ansätze zur Beschreibung einer durchschnittlichen dreidimensionalen Form basierend auf umfangreichen Datenbanken wurden bisher vorwiegend in der Gesichtsmodellierung vorgestellt (Leopold, O'Toole, Vetter & Blanz, 2001). Der Vorteil der statistischen Modelle ist in der Erzeugung repräsentativer 3D-Formen von Gruppen und Situationen (dynamisches Abrollen) zu sehen. Dies ermöglicht eine Auswertung komplexer dreidimensionaler Formen, die über die Beschreibung einzelner metrischer Maße hinausgeht. Im Projektzusammenhang ist das Ziel zu verfolgen, eine durchschnittliche dynamische dreidimensionale Leistenform auf der Basis umfangreicher Fußvermessungen zu gewinnen.

Im Unterabschnitt 6.1.3 der Diskussion wurde bereits auf die Möglichkeiten der automatischen Bestimmung der Standphasen eingegangen. Ähnlich wie die automatische

Berechnung der Fußmessgrößen, wird mit der automatischen zeitlichen Einteilung des Abrollvorgangs die Reduzierung des Einflusses des Untersuchers beabsichtigt. Neben der kontinuierlichen Auswertung der Daten über den gesamten Abrollvorgang wird gegenwärtig die Einteilung der Standphasen anhand der Anzahl der gemessenen Punkte auf der Ebene der Glasplatte in definierten Fußarealen (Vorfuß, Mittelfuß, Rückfuß) verfolgt (Witana et al., 2006). Erneut gilt es diese Ansätze in der zukünftigen Weiterentwicklung der Messmethode zu optimieren.

7.1.3 Potentielle Anwendungen des entwickelten Messverfahrens

Auf Basis der vorgestellten Messtechnik ergeben sich im Bereich der Passformforschung und der biomechanischen Betrachtung des bewegten Fußes neue Analysemöglichkeiten. Während in der vorliegenden Stichprobe die Differenzen zwischen der statischen und dynamischen Fußform ein geringeres Ausmaß zeigen als hypothetisch angenommen, kann ein Vorteil der Methode in der Passformgestaltung von Sondergruppen, wie zum Beispiel bei Kindern und Diabetikern, erwartet werden. Zudem bietet das Verfahren auch bei geringen Differenzen zwischen statischer und dynamischer Situation die Möglichkeit der generellen Validierung bestehender Leisten- und Passformkonzepte. Wie bereits im Unterabschnitt 6.2.1 auf S.132 diskutiert, zeigen die Verteilungen der Differenzen zwischen der statischen und der dynamischen Situation sowohl Abweichungen in die eine als auch in die andere Richtung (z.B. Verlängerung und Verkürzung der dynamischen Ballenlänge medial). Dies deutet auf individuell abweichende Muster der Fußformveränderung hin, welche in zukünftigen Untersuchungen differenziert betrachtet werden sollten. Eine Gruppierung (Clusterung) von flexiblen und rigiden Fußtypen kann möglicherweise zu neuen dynamisch Typisierungsmodellen im Schuhbau führen.

Eine erste praktische Umsetzung am kindlichen Fuß bietet sich im besonderen Maße an, da sich dieser im Wachstum befindet und speziell von externen Faktoren, wie schlecht passenden Schuhen, negativ beeinflusst werden kann (Mauch, 2007). Zudem weist der kindliche Fuß altersabhängige Unterschiede in der Flexibilität der Fußstruktur auf. Im Kinderschuhbereich ist es von Bedeutung, den Innenraum des Schuhs möglichst optimal mit allen Dimensionen des kindlichen Fußes korrespondieren zu lassen (Mauch, 2007). Während verschiedene Systeme (WMS) und Typisierungsmodelle (Mauch, 2007) zur Passformoptimierung im Kinderschuhbereich existieren, wurden bisher keine Untersuchungen zum dreidimensionalen dynamischen Verhalten des kindlichen Fußes veröffentlicht. Dieser Fragestellung wird, mit dem in dieser Arbeit vorgestellten System, in einer bereits begonnenen Kinderfußstudie mit

etwa 3000 dynamischen Kinderfüßen nachgegangen (Fritz, Schmeltzpfenning, Plank & Grau, 2011).

Im Bereich der diabetischen Versorgung ist eine optimale Passform von Schuhen und Einlagen ebenfalls bedeutend. Die häufig fehlende Fußsensibilität aufgrund von Neuropathien führt zur Veränderung der Statik des Fußes und damit zu Fehlbelastungen. Eine Folge ist die Bildung von Ulcera, die häufig zur Amputation führen kann (Bischof, Meyerhoff & Türk, 1996). Ein potentielles Anwendungsgebiet ist daher, die Charakterisierung der veränderten Fußgeometrie beim Diabetischen Fußsyndrom zur Optimierung der individuellen Versorgung. Die vorgestellte Messtechnik kann ergänzend zur plantaren Druckverteilung dreidimensionale Passformkriterien bestimmen. Wie bereits diskutiert, ist die momentane Messgenauigkeit für individuelle Messungen aufgrund des manuellen Auswerteverfahrens unzureichend. Oben genannte Weiterentwicklungen sind in diesem Zusammenhang notwendig.

Weitere relevante Passformoptimierungen können im Bereich des rheumatischen Fußes, durch die Beschreibung der Bewegungseinschränkungen und Fehlstellung der Zehen sowie im Arbeitsschuhbereich aufgrund der langen täglichen Tragezeit der Arbeits- und Sicherheitsschuhe erwartet werden.

Neben den beschriebenen Anwendungsgebieten in der Passformgestaltung von Schuhen und Einlagen bietet das System die Möglichkeit, computergestützte simulierte Fußmodelle für biomechanische Fragestellungen mit realen dynamischen dreidimensionalen Daten zu validieren. Entsprechende Validierungen wurden bisher markerbasiert oder an Kadaverfüßen vorgenommen. Zudem werden in der Biomechanik verschiedene markerbasierte Ansätze verfolgt um aus standardisierten Bewegungen die Rotationsachse des Fußes möglichst exakt bestimmen zu können (Reule, Alt, Lohrer & Hochwald, 2011). Auf Basis der Vielzahl der darstellbaren 3D-Punkte, bietet das System die Möglichkeit, Rotationsachsen durch die Bewegung der Punkte zueinander exakter zu approximieren. Beide Ansätze werden in aktuellen und zukünftigen Projekten mit der Messtechnik der dynamisch-optischen Oberflächenvermessung weiter verfolgt.

7.2 Schlussbetrachtung

Die Entwicklung eines zeitauflösenden dreidimensionalen Fußscanners unter Verwendung einer dynamisch-optischen Oberflächenvermessung stellte in dieser Arbeit die primäre Zielsetzung dar. Dieses System wurde anschließend genutzt, um erste Erkenntnisse zur dynamischen Fußformveränderung über den Abrollvorgang zu gewinnen. Die im Abschnitt 2.1 aufbereitete Literaturübersicht verdeutlicht, anhand der zahlreichen Publikationen innerhalb der letzten Jahre, sowohl das große Interesse als auch die Schwierigkeiten der dynamischen Erfassung der dreidimensionalen Fußgeometrie. Die vorliegende Arbeit zeigt erstmalig umfassende Daten zur Veränderung der Fußform in der Bewegung unter Berücksichtigung der Testgüte der erhobenen Daten. Die Relevanz dieser gewonnenen Erkenntnisse wird in den ersten praktischen Umsetzungen in den Bereichen Kinderschuhe, Komfortschuhe und Arbeitsschuhe zu validieren sein. Erste Prototypen auf der Basis mehrerer tausend dynamischer Messungen werden innerhalb der nächsten zwei Jahre erwartet. Unabhängig von signifikanten Veränderungen zwischen Statik und Dynamik, können mit dem entwickelten System bestehende Leisten- und Passformkonzepte validiert werden. Basierend auf eigenen Recherchen, besteht ein dringender Bedarf an mehr Standards, Einheitlichkeit, öffentlicher Dokumentation und Forschung im Bereich der Leisten- und Passformgestaltung von Schuhen. Andere Autoren argumentieren übereinstimmend (Krauss et al., 2010; Witana et al., 2004; Xiong et al., 2008). Die Überführung der dynamischen Erkenntnisse in ein Leistenkonzept stellt aufgrund von mangelnden Richtlinien eine besondere Herausforderung dar.

Das verwendete Messverfahren bietet, unter Berücksichtigung der in der Literaturübersicht dargestellten Alternativmethoden, eine gute Perspektive zur uneingeschränkten Erhebung valider dreidimensionaler dynamischer Oberflächeninformationen des Fußes während des Gehens. Durch die messtechnische Weiterentwicklung und die Optimierung des Auswerteprozesses ist zu erwarten, dass die Reproduzierbarkeit der erhobenen Messgrößen deutlich verbessert werden kann. Gelingt dies zeitnah, ist dem System, nach eigener Einschätzung, eine relevante Bedeutung in der wissenschaftlichen Anwendung im Bereich der biomechanischen und passformorientierten Forschung zuzuschreiben. Ausschlaggebend wird die Umsetzung der automatischen Erkennung der Fußmaße sein, da ein manuelles Verfahren, besonders im wissenschaftlichen Kontext, für die Auswertung großer Stichproben nicht praktikabel ist. Die zuverlässige automatische markerlose Registrierung anatomischer

Merkmale stellt damit die höchste Priorität zukünftiger Entwicklungsschritte des Messverfahrens dar.

Eine Einführung des dynamischen Fußscanners in die klinische Praxis ist nach den momentanen Erkenntnissen eher langfristig zu sehen. Welche Messtechnologie sich in diesem Anwendungsbereich durchsetzen wird, in dem sowohl hohe Anschaffungskosten als auch aufwendige Interpretationen der Ergebnisse Ausschlusskriterien darstellen, wird sich in den kommenden Jahren zeigen. Alternativ sollte das Ziel weiterverfolgt werden, einen Zusammenhang der statischen Fußmaße zu den dynamischen Veränderungen des Fußes herzustellen, um mit einfachen statischen Messmethoden auf die dynamische Variabilität schließen zu können. Erste Ansatzpunkte liefern die hier dargestellten Beziehungen zu den Einflussfaktoren Geschlecht, Gewicht und Alter.

Die Arbeit konnte zeigen, dass die technischen Möglichkeiten zur Erfassung der dynamischen Fußform gegeben sind und in zukünftigen Untersuchungen genutzt werden können um mehr Objektivität in der Leisten- und Passformgestaltung zu realisieren.

Eidesstattliche Erklärung

„Ich erkläre hiermit, dass ich die zur Promotion eingereichte Arbeit mit dem Titel: „Dynamisch-optische Oberflächenvermessung des plantaren Fußes.“ selbstständig verfasst, nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und wörtlich oder inhaltlich übernommene Stellen als solche gekennzeichnet habe. Ich versichere an Eides statt, dass diese Angaben wahr sind und dass ich nichts verschwiegen habe. Mir ist bekannt, dass die falsche Abgabe einer Versicherung an Eides statt mit Freiheitsstrafe bis zu drei Jahren oder mit Geldstrafe bestraft wird.“

Anhang

Anhang 1: Stand der Technik kommerziell erhältlicher 3D Scanner

Tabelle 48: Übersicht kommerziell erhältlicher 3D Scanner mit schneller Aufnahmezeit

Hersteller / Produkt / Land / Quelle	Technische Daten	Technologie	Anwendungsgebiete
In Speck / 3DCapturor II / Kanada / www.inspeck.com	R für z = 0,4 mm Messpunkte = 300.000 Messfeld: 900 * 2000mm ² Aufnahmezeit = 0,4 sek.	Weißlichtstreifen- projektion mit einer Kamera und einem Projektor	Geschichtsscanner Vollkörperscanner Halbkörperscanner Video- und Film
Steinblicher / COMET V / Deutschland / www.steinbichler.de	R für z = 0,001 mm Messpunkte = 1.920.000 Messfeld: 100 * 75 bis 1200 * 1200 mm ² Aufnahmezeit < 1 sek.	Weißlichtstreifen- projektion mit einer Kamera und einem Projektoren LED Technologie	Qualitätskontrolle Industrie Werks- und Formbau Reverse Engineering Rapid Prototyping Mobiler Einsatz möglich
GOM / ATOS-III / Deutschland / www.gom.de	R für z = 0,12 mm Messpunkte = 800.000 Messfeld = 120 * 100 bis 1000 * 800 mm ² Aufnahmezeit = 0,8 sek.	Weißlichtstreifen- projektion mit zwei Kameras und einem Projektor	Medizin Korpusaufnahmen Konsumgüter Schuhe Qualitätskontrolle Individuelle Verwendung
Polygon Technology / QTScultor / Deutschland www.polygon-technology.de	R für z = 0,16 - 1,56 mm Messpunkte = 300.000 Messfeld = 100 * 100 bis 2000 * 2000 mm ² Aufnahmezeit = 0,6 sek.	Weißlichtstreifen- projektion mit einer Kamera (CCD) und einem bis zwei Projektoren	Zahnmedizin Qualitätskontrolle Formbau Filmindustrie
ABW / MiniRot - Trio MiniRot - Quattro MiniRot - Kombi / Deutschland www.abw-3d.de	R für z = 0,4 mm Messpunkte = 300.000 Messfeld: 300 * 420 mm ² Aufnahmezeit = 0,5 sek.	Weißlichtstreifen- projektion mit ein bzw. zwei Kameras und einem Projektor Halogenbeleucht-ung	Medizin Rückenscanner Gerichtsmedizin Fußscanner Individuelle Verwendung
Konica Minolta / VIVID 910 / Japan / www.minolta3d.com	R für z = 0,1 mm Messpunkte = 76.800 Messfeld: 100*80 bis 1200*900 mm ² Aufnahmezeit 1 sek. (Fast Mode)	3D Lasertechnologie mit Spiegelgalvano- meter CCD Kamera	Medizin Mund- Kiefer- u. Gesichtschirurgie Computer Grafik / Animation Kunst- und Kulturgut
Diers / Formetric 3D / 4D / Deutschland / www.diers.de	R für z = 0,2mm Messpunkte = k.A. Messfeld: 800 * 1000mm ² Aufnahmezeit = 0,04sek Frequenz: 10 Bilder/sek	Weißlichtstreifen- projektion mit einer Kamera und einem Projektor (Raster- stereografie) Dynamische Aufnahmen möglich	Medizin Stato-dynamisches Automatische Erkennung der Landmarken
BrueckmannGmbH / Stereo Scan ^{3D} / Deutschland www.brueckmann.com	R für z = 0,008 mm Messpunkte = k.A. Messfeld: 450*400 Aufnahmezeit =0,98sek.	Weißlichtstreifen- projektion mit 2 Kameras und einem Projektor	Medizin Bodyscann Industrie Kunst

Legende Tabelle 48: R = Auflösung (Resolution); k.A. = keine Angabe;

Anhang 2: Probandeninformation

Entwicklung einer hochauflösenden, dynamischen 3D-Messtechnik zur Erfassung der Fußmorphologie.

Klinische Untersuchung zur Optimierung und Validierung des Verfahrens.

Probandeninformation

a) Einleitung

Die genaue Vermessung des Fußes ist eine wichtige Voraussetzung für die Fertigung passender Schuhe und Einlagen. Verschiedene manuelle und optische Verfahren werden für eine möglichst genaue Vermessung des Fußes eingesetzt (z. B. Schieblehren, Blaupausen, Laserscanner etc.). Bis zum heutigen Tag gibt es jedoch keine auf dem Markt erhältlichen Geräte, die die Fußform während des Gehens vermessen können. Da sich die Fußform beim Gehen durch die hier auftretenden Belastungen jedoch deutlich von der Fußform im Stand unterscheidet, ist gerade die Beurteilung der Fußform unter Belastung für die Schuh- und Einlagenoptimierung von besonderem Interesse.

b) Zielsetzung der Studie

Das Ziel des vorliegenden Projektes ist die Entwicklung einer dynamischen 3D-Messtechnik zur Erfassung der Fußform im Gehen. Zur Entwicklung und Optimierung des Systems sind Messungen mit dem Prototypen erforderlich. Diese benötigen wir, um die Systemkomponenten aufeinander abzustimmen, relevante Messgrößen zu entwickeln und die Genauigkeit des Messsystems zu erfassen. Zudem sollen die Daten dazu genutzt werden, erste Vergleiche zwischen Messungen aus dem Stand und Messungen während des Gehens zu ermöglichen. Hierbei soll auch der Einfluss des Geschlechts, des Alters und des Gewichts der Probanden berücksichtigt werden.

c) Untersuchungsablauf

Zu Beginn der Untersuchung werden folgende Daten von Ihnen erhoben: Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht.

Dynamischer Fußscan: die Messungen im Gehen werden auf einem etwa 90 cm breiten, 4 Meter langen und 80 cm hohen Laufsteg durchgeführt, den Sie für die Messung entlang gehen. In diesen Laufsteg ist eine begehbare Glasplatte eingelassen, unter der sich die Projektoren und Kameras zur Erfassung der Fußform befinden. Etwa einen Meter dahinter ist zusätzlich eine Druckmessplatte in den Steg integriert. Diese ermöglicht die Beurteilung der beim Gehen auftretenden Drücke unter der Fußsohle und dient der qualitativen Beurteilung der belasteten Areale beim Bodenkontakt.

Sie werden gebeten, insgesamt 5 gültige Versuche bei standardisierter Geschwindigkeit zu absolvieren. Ihre Ganggeschwindigkeit wird von parallel zum Steg aufgebauten Lichtschranken erfasst und kontrolliert.

Die Projektoren generieren Lichtmuster auf den Fuß, deren Aufnahme mit handelsüblichen Hochfrequenzkameras erfolgt. Die plantare Druckmessung ist ein im klinischen Alltag der Ganganalyse routinemäßig eingesetztes Verfahren. Alle hier verwendeten Technologien sind gesundheitlich absolut unbedenklich.

Statischer Fußscan: nach der dynamischen Messung werden zwei statische Aufnahmen Ihrer

Fußform je Seite durchgeführt. Die Messungen erfolgen mit einem handelsüblichen 3-D-Laserfußscanner in beidbeinigem Stand. Das Messfeld wird mit einem Tuch abgedeckt, um den Augenkontakt mit dem Laser zu vermeiden. Bei Vermeidung eines direkten Kontaktes des Laserstrahls mit dem Auge, welche durch die Abdeckung des Messfeldes garantiert wird, ist die Messung ohne jegliche gesundheitliche Gefährdung.

Dauer der Untersuchung: Die Gesamtdauer der Messung beträgt etwa 15 Minuten.

d) Vor- und Nachteile für ProbandenInnen / Risiko:

Vorteile: Einblick in aktuelle Trends der Fußscantechnologien. Informationen zur Fußlänge und -breite in Statik und Dynamik.

Nachteile: Zeitlicher Aufwand: 15 Minuten.
Mit der Messung sind keine erkennbaren Risiken verbunden.

e) Art der Finanzierung des Projektes:

Das Projekt wird durch das klinikumsinterne Förderprogramm *Fortune Juniorantrag* unterstützt (*Fortuneprojekt Dyna4Scan Nr. 1705-0-0*).

f) Angaben über Art und Ausmaß einer allfälligen Entschädigung:

Die Probanden erhalten keine Probandenentschädigung.

g) Hinweis auf Rücktrittsrecht:

Es ist gewährleistet, dass Sie sich jederzeit ohne Angaben von Gründen und ohne, dass ein Nachteil für Sie entsteht, vom Test zurückziehen können.

h) Hinweis auf Datenschutz:

Alle persönlichen Informationen werden streng vertraulich behandelt. Nur an der Studie direkt beteiligte Mitarbeiter haben Einsicht in die gewonnenen Daten. Die Daten werden ausschließlich für statistische Analysen und für wissenschaftliche Zwecke in anonymisierter Form verwendet.

i) Angabe über Kontaktpersonen bei Fragen und beim Auftreten von Schwierigkeiten:

Bei Fragen oder auftretenden Schwierigkeiten können Sie jederzeit Kontakt mit den auf Seite 1 der Probandeninformation aufgeführten Personen oder mit Herrn Timo Schmeltzpfenning (Tel.: 07071-2980793; Email: timo.schmeltzpfenning@med.uni-tuebingen.de) aufnehmen.

Anhang 3: Probandenakte (CRF)

Entwicklung einer hochauflösenden dynamischen 3D-Messtechnik zur Erfassung der Fußmorphologie. Klinische Untersuchung Teil 3

Probandenakte

Probandenkennung

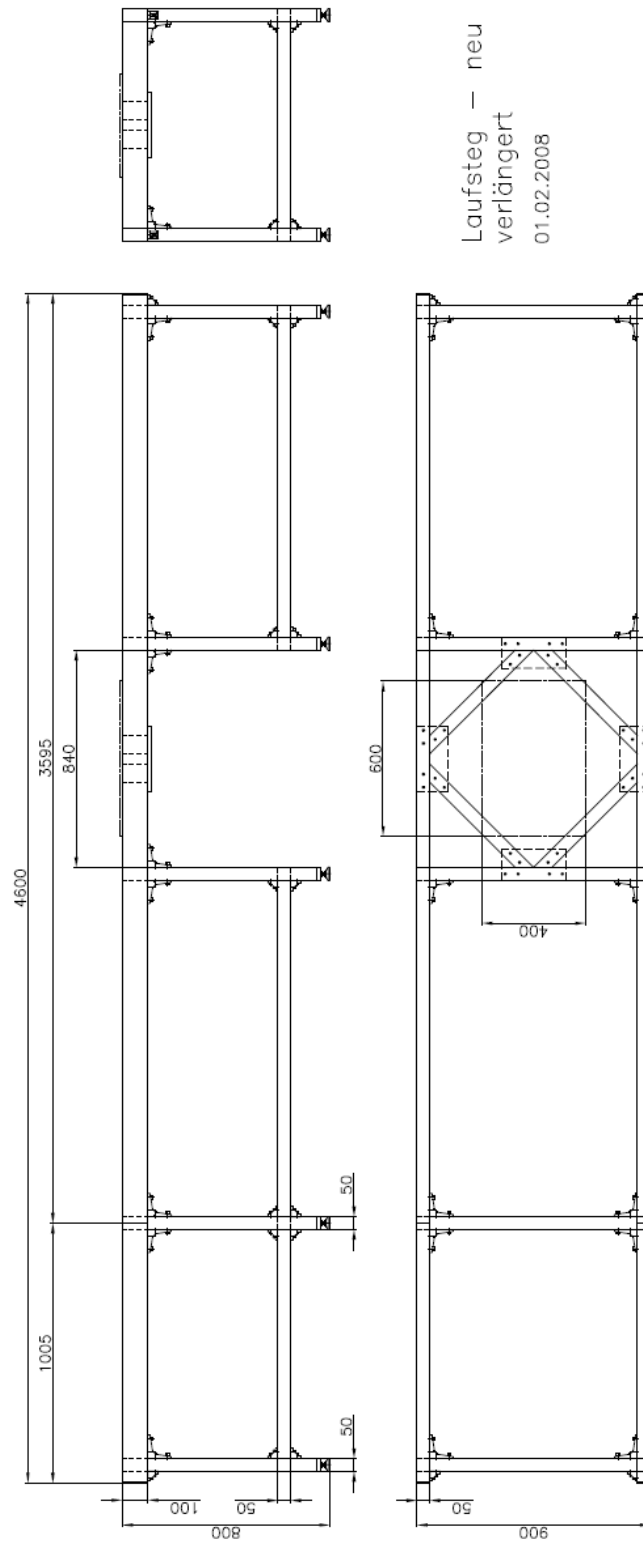
T	3	-				
---	---	---	--	--	--	--

Einwilligung zur Studie	<input type="checkbox"/>
Einwilligung zur erneuten Kontaktaufnahme	<input type="checkbox"/>
Ein- und Ausschlusskriterien überprüft	<input type="checkbox"/>
Studieneinschluss	<input type="checkbox"/>
Datum der Messung	
Alter zum Zeitpunkt der Studie [Jahre]	
Größe [m]	
Gewicht [kg]	
Geschlecht	
Schuhgröße (Auszeichnung)	

Messprotokoll			
Randomisierte Seite			
links <input type="checkbox"/>		rechts <input type="checkbox"/>	
DynaScan4D statisch_li_01	<input type="checkbox"/>	DynaScan4D statisch_re_01	<input type="checkbox"/>
DynaScan4D statisch_li_02	<input type="checkbox"/>	DynaScan4D statisch_re_02	<input type="checkbox"/>
dynamisch_li_01	<input type="checkbox"/>	dynamisch_re_01	<input type="checkbox"/>
dynamisch_li_02	<input type="checkbox"/>	dynamisch_re_02	<input type="checkbox"/>
dynamisch_li_03	<input type="checkbox"/>	dynamisch_re_03	<input type="checkbox"/>
dynamisch_li_04	<input type="checkbox"/>	dynamisch_re_04	<input type="checkbox"/>
dynamisch_li_05	<input type="checkbox"/>	dynamisch_re_05	<input type="checkbox"/>

Bemerkungen:

Anlage 4: Technische Zeichnung der Laufstegkonstruktion



Laufsteg – neu
verlängert
01.02.2008

Anhang 5: Ergebnis der dynamischen Validitätsmessungen bei definierten Geschwindigkeiten

Untersucht wurde der Einfluss der Objektgeschwindigkeit von 0 m/s bis 0.6 m/s bezüglich der technisch zu erreichenden Datenqualität. Die Messungen wurden am Isokinet „Isomet 2000“ der Firma Förstel (München, Deutschland) durchgeführt.

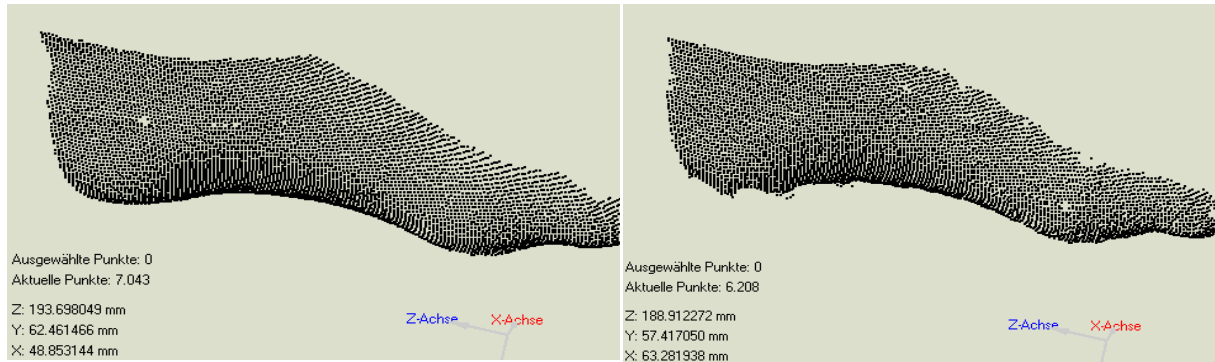


Abbildung 69: Fuß sagittal bei statischer Referenz-Aufnahme (links) und dynamisch bei einer Geschwindigkeit von 0.25 m/s (rechts). Die dynamische Aufnahme zeigt lediglich geringe Artefakte an der Ferse

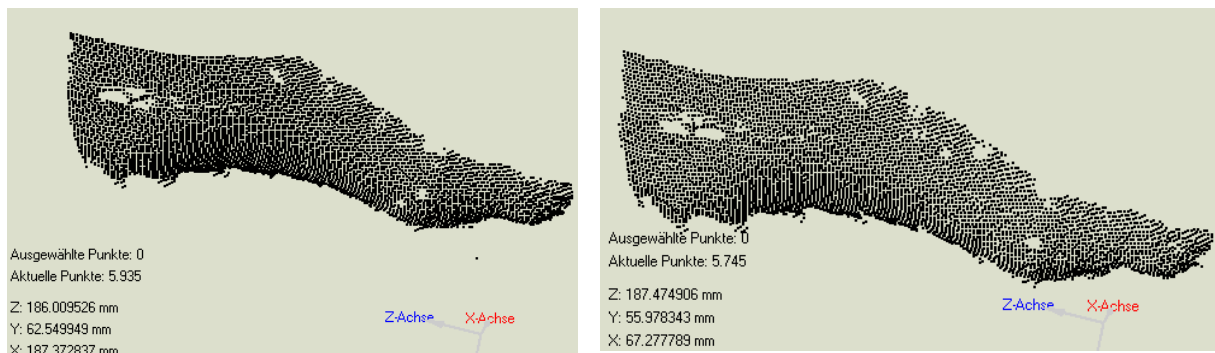


Abbildung 70: Fuß sagittal bei 0.33 m/s (links) und bei 0.39 m/s (rechts). Von ursprünglich 7043 Datenpunkten können 5745 bei einer Objektgeschwindigkeit von 0.39 m/s dargestellt werden. Erste Randzacken sind erkennbar

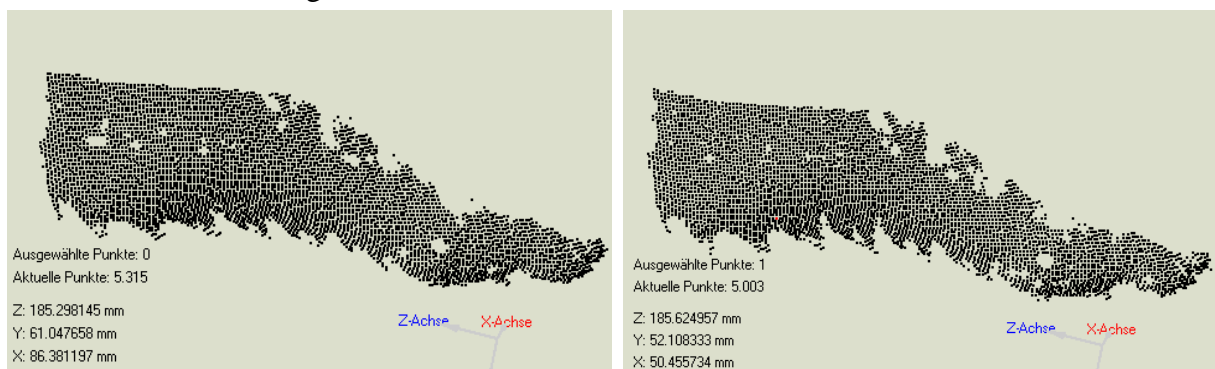


Abbildung 71: Fuß sagittal bei 0.50 m/s (links) und bei 0.61 m/s (rechts). Deutliche Artefakte im Randbereich erkennbar. Darstellbare Datenpunkte sind auf 5000 reduziert.

Anhang 6: Ansatz der automatischen Erkennung von Messpunkten

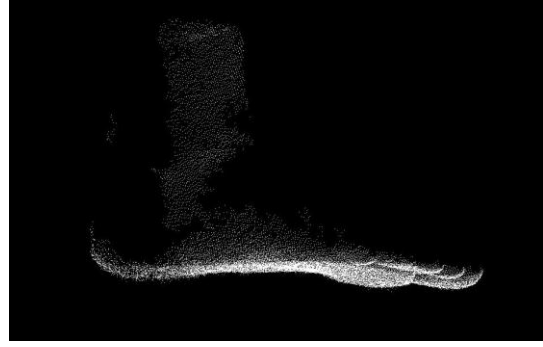
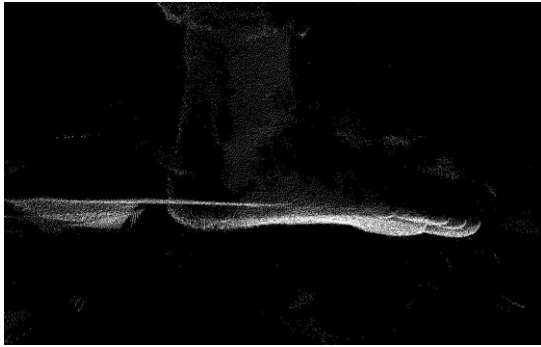


Abbildung 72: links: Unbereinigte Punktwolke; rechts: bereinigte Punktwolke durch Differenzbild

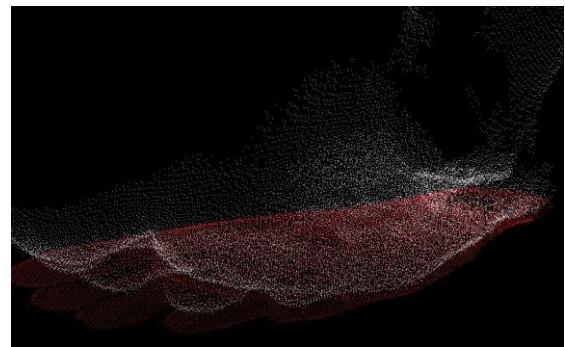
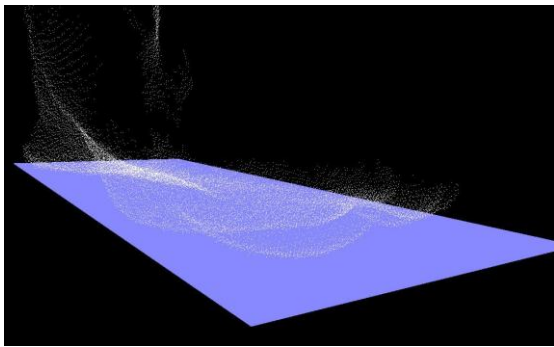


Abbildung 73: links: Positionierung der Ebene; rechts: Projektion der Punkte (rot) auf die Ebene

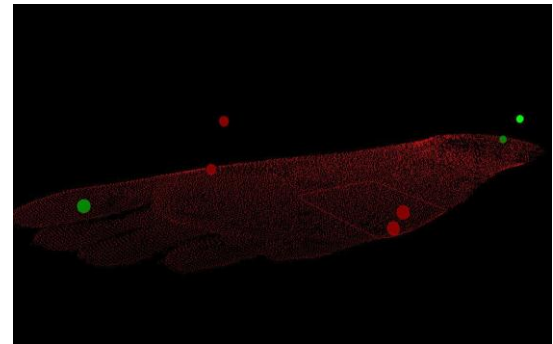
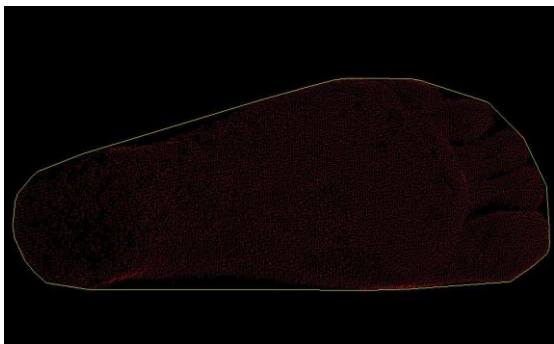


Abbildung 74: links: Bilden der konvexen Hüllen; rechts: Definition der automatischen Messpunkte

Literaturverzeichnis

- Andersson, B. (2004). Foot Last Shoe. Recommendation to suppliers and manufacturers of orthopaedic footwear concerning sizes of shoes and lasts. The Swedish Handicap Institute.
- Anil, A., Peker, T., Turgut, H. B., & Ulukent, S. C. (1997). An examination of the relationship between foot length, foot breadth, ball girth, height and weight of Turkish university students aged between 17 and 25. *Anthropol.Anz.* 55(1), 79-87.
- Asamoah, V., Mellerowicz, H., Venus, J., & Klöckner, C. (2000). Oberflächenvermessung des Rückens. Wertigkeit in der Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankung. *Der Orthopäde* 29, 480-489.
- Axman, D., Gomes, G., & Groten, M. (2002). Der Bland und Altman Plot - eine einfache graphische Methode zur Einschätzung der Verlässlichkeit von Messverfahren. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 57(10), 613-616.
- Barnett, C. H. (1962). The normal orientation of the human hallux and the effect of footwear. *J.Anat.* 96, 489-494.
- Baumgartner, R., & Stinus, H. (2001). *Die orthopädische Versorgung des Fußes*. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Bennett, M. B., & Ker, R. F. (1990). The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression. *J.Anat.* 171, 131-138.
- Betsch, M. B. (2008). *Entwicklung einer Messmethode zur berührungslosen Erfassung von Haltungsparemtern der Wirbelsäule unter dynamischen Bedingungen*. Dissertation , Eberhard Karls Universität zu Tübingen.
- Birtane, M., & Tuna, H. (2004). The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin.Biomech.* 19(10), 1055-1059.
- Bischof, F., Meyerhoff, C., & Türk, K. (1996). *Der diabetische Fuß: Diagnose, Therapie und schuhtechnische Versorgung; ein Leitfaden für Orthopädie-Schuhmacher*. Geislingen: C. Maurer-Verlag.
- Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T., & Vingerhoets, F. (1999). Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults. *Gait Posture* 10, 97-108.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1994). Matching. *BMJ* 309, 1128.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1996). Statistics Notes: Measurement error. *BMJ* 313, 744-745.
- Blattner, M. (2003). *Fachbuch - Alles über Schuhe*. Rapperswil: Schweiz: Cityprint AG.
- Boyer, K. L., & Kak, A. C. (1987). Color-encoded structured light for rapid active ranging. *IEEE Trans.Pattern Anal.Mach.Intell.*: 9 IEEE Computer Society.

- Carlsoo, S., & Wetzenstein, H. (1968). Change of form of the foot and the foot skeleton upon momentary weight-bearing. *Acta Orthop.Scand.* 39(3), 413-423.
- Cashmere, T., Smith, R., & Hunt, A. (1999). Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. *Foot Ankle Int.* 20(2), 112-118.
- Cavanagh, P. R. (1980). *The running shoe book*. Anderson World (Mountain View, CA), 25-30.
- Cavanagh, P. R. (1999). Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking. *J.Biomech.* 32(6), 623-628.
- Cavanagh, P. R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *J.Biomech.* 20(5), 547-551.
- Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M., & Iiboshi, A. (1987). Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle* 7(5), 262-276.
- Challis, J. H., & Murdock, C. (2005). Mechanical Properties of the human heel pad: A comparison between populations. ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting.
- Chang, Y. W., Hung, W., Wu, H. W., Chiu, Y. C., & Hsu, H. C. (2010). Measurements of Foot Arch in Standing, Level Walking, Vertical Jump and Sprint Start. *IJSES* 2(2), 31-38.
- Chen, H. J., Zhang, J., Lv, D. J., & Fang, J. (2007). 3-D shape measurement by composite pattern projection and hybrid processing. *Opt.Express* 15(19), 12318-12330.
- Cheng, J. C., Leung, S. S., Leung, A. K., Guo, X., Sher, A., & Mak, A. F. (1997). Change of foot size with weightbearing. A study of 2829 children 3 to 18 years of age. *Clin.Orthop.Relat Res.*(342), 123-131.
- Coudert, T., Vacher, P., Smits, C., & van der Zande, M. (2006). A method to obtain 3D foot shape deformation during the gait cycle. Ninth International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement.
- D'Aout, K., Pataky, T., De Clercq, D., & Aerts, P. (2009). The effect of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science* 1(2), 81-94.
- D'Apuzzo. (2006). Overview of 3D surface digitization technologies in Europe. SPIE-IS&T Electronic imaging: 6056. SPIE-IS&T Electronic Imaging; Three-Dimensional Image Capture and Applications VI.
- D'Apuzzo. (2007). 3D body scanning technology for fashion and apparel industry. SPIE: 6491. SPIE-IS&T Electronic Imaging, Videometrics IX. San Jose.
- De Clercq, D., Aerts, P., & Kunnen, M. (1994). The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: An in vivo cineradiographic study. *Journal of Biomechanics* 27(10), 1213-1222.

- De Cock, A., De, C. D., Willems, T., & Witvrouw, E. (2005). Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. *Gait and Posture* 21(4), 432-439.
- Denis, K., Huysmans, T., De Wilde, T., Forausberger, C., Rapp, W., Haex, B. et al. (2004). A 4D - Optical Measuring System for the Dynamic Acquisition of Anatomical Structures. *Lecture Notes in Computer Science: 3217. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer Verlag.
- Dowling, A. M., Steele, J. R., & Baur, L. A. (2001). Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children? *Int.J.Obes.Relat Metab Disord.* 25(6), 845-852.
- Drerup, B., Beckmann, C., & Wetz, H. H. (2003). Effect of body weight on plantar peak pressure in diabetic patients. *Orthopade* 32(3), 199-206.
- Drerup, B., & Hierholzer, E. (1992). Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines-- Part II. Relations between lateral deviation, lateral tilt and axial rotation of vertebrae. *J Biomech.* 25(12), 1443-1450.
- Franettovich, M. M., McPoil, T. G., Russell, T., Skardoon, G., & Vicenzino, B. (2007). The ability to predict dynamic foot posture from static measurements. *J.Am.Podiatr.Med.Assoc.* 97(2), 115-120.
- Frankowski, G., Chen, M., & Huth, T. (2000). Real-time 3D Shape Measurement with Digital Stripe Projection by Texas Instruments Micromirror Devices DMD. *Proceedings SPIE: 3958*.
- Frey, C. (2000). Foot health and footwear for women. *Clin.Orthop.Relat Res.*(372), 32-44.
- Fritz, B., Schmeltzpfenning, T., Plank, C., & Grau, S. (2011). Influencing variables on 3D measured foot length during gait in children and adolescents. *Footwear Science Proceedings of the Tenth Footwear Biomechanics Symposium* 3(1), 53-54.
- Gebhart, C. (2000). *Biomechanik des Fusses*. Seminararbeit in Sportorthopädie , ISSW Heidelberg.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., & Itzchak, Y. (2001). In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait. *J.Biomech.* 34(12), 1661-1665.
- Goonetilleke, R. S., Witana, C. P., Zhao, J., & Xiong, S. (2009). The Pluses and Minuses of Obtaining Measurements from Digital Scans. *Lecture Notes in Computer Science: 5620. Digital Human Modeling*.
- Grau, S., Maiwald, C., Krauss, I., Axmann, D., & Horstmann, T. (2008). The influence of matching populations on kinematic and kinetic variables in runners with iliotibial band syndrome. *Res.Q.Exerc.Sport* 79(4), 450-457.
- Gravante, G., Russo, G., Pomara, F., & Ridola, C. (2003). Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 18(8), 780-782.

- Gruss, A., Tada, S., & Kanade, T. (1992). A VLSI Smart Sensor for Fast Range Imaging. Proceedings of the 1992 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems Raleigh NC: IEEE Computer Society.
- Gu, Y., Li, J., Ren, X., Lake, M. J., & Zeng, Y. (2010). Heel skin stiffness effect on the hind foot biomechanics during heel strike. *Skin Res.Technol.* 16(3), 291-296.
- Gühring, J. (2002). 3D-Erfassung und Objektrekonstruktion mittels Streifenlichtprojektion. Dissertation , Fakultät für Bauingenieur und Vermessungswesen der Universität Stuttgart.
- Hall-Holt, O., & Rusinkiewicz, S. (2001). Stripe Boundary Codes for Real-Time Structured-Light Range Scanning of Moving Objects. Proceedings of the Eight IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV'01) IEEE Computer Society.
- Hawes, M. R., Sovak, D., Miyashita, M., Kang, S. J., Yoshihuku, Y., & Tanaka, S. (1994). Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. *Ergonomics* 37(1), 187-196.
- Henkel, K. G. (2006). Biographie des Fußes. Geislingen: Maurer, 1-69.
- Hennig, E. M., & Milani, T. L. (1993). The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 131(3), 279-284.
- Hills, A. P., Hennig, E. M., McDonald, M., & Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int.J.Obes.Relat Metab Disord.* 25(11), 1674-1679.
- Hoefling, R. (2004). High-speed 3D imaging by DMD technology. *Proc Spie:* 5303. Electronic Imaging.
- Hoefling, R., & Aswendt, P. (2009). Real-time 3D shape recording by DLP-based all-digital surface encoding. *Proc.SPIE 7210: 72100E* The International Society for Optical Engineering.
- Houston, V. L., Luo, G., Mason, C. P., Mussman, M., Garbarini, M., & Beattie, A. C. (2006). Changes in male foot shape and size with weightbearing. *J.Am.Podiatr.Med.Assoc.* 96(4), 330-343.
- Hsu, C. C., Tsai, W. C., Wang, C. L., Pao, S. H., Shau, Y. W., & Chuan, Y. S. (2007). Microchambers and macrochambers in heel pads: are they functionally different? *J.Appl.Physiol* 102(6), 2227-2231.
- Hsu, T. C., Wang, C. L., Tsai, W. C., Kuo, J. K., & Tang, F. T. (1998). Comparison of the mechanical properties of the heel pad between young and elderly adults. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 79(9), 1101-1104.
- Hung, D. (1993). 3D scene modelling by using sinusoid encoded illumination. *Image and Vision Computing* 11, 251-256.

- Huysmans, T., Haex, B., De, W. T., Van, A. R., Vander, S. J., & Van der, P. G. (2006). A 3D active shape model for the evaluation of the alignment of the spine during sleeping. *Gait.Posture*. 24(1), 54-61.
- Isman, R. E., & Inman, V. T. (1969). Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bull Prosthet Res* 10(11), 97-129.
- ISO International Organization for Standardization. (1999). TC 137 Footwear sizing designations and markings systems. Geneva, Switzerland.
- Jacob, H. A. C. (2007). Die Mechanik der Fussgelenke. *Medizinisch Orthopädische Technik*.
- Janisse, D. J. (1992). The art and science of fitting shoes. *Foot Ankle* 13(5), 257-262.
- Kayano, J. (1986). Dynamic function of medial foot arch. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 60(11), 1147-1156.
- Ker, R. F. (1996). The time-dependent mechanical properties of the human heel pad in the context of locomotion. *J.Exp.Biol.* 199(7), 1501-1508.
- Kernozek, T. W., & LaMott, E. E. (1995). Comparisons of plantar pressures between the elderly and young adults. *Gait and Posture* 3(3), 66-71.
- Kimura, M., Mochimaru, M., & Kanade, T. (2008). Measurement of 3D Foot Shape Deformation in Motion. *PROCAMS*. Association for Computing Machinery, Inc.
- Kimura, M., Mochimaru, M., & Kanade, T. (2009). Measurement of 3D Foot Shape Deformation in Motion. *Proceedings of the 5th ACM/IEEE International Workshop on Projector camera systems. International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. New York: ACM.
- Kimura, M., Mochimaru, M., & Kanade, T. (2011). 3D measurement of feature cross-sections of foot while walking. *Machine Vision and Applications* 22, 377-388.
- Kouchi, M. (1995). Analysis of foot shape variation based on the medial axis of foot outline. *Ergonomics* 38(9), 1911-1920.
- Kouchi, M., Kimura, M., & Mochimaru, M. (2009). Deformation of foot cross-section shapes during walking. *Gait Posture* 30(4), 482-486.
- Krauss, I. (2006). *Frauenspezifische Laufschuhkonzeption. Eine Betrachtung aus klinischer, biomechanischer und anthropometrischer Sicht*. Dissertation, Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Krauss, I. (2007). *Frauenlaufschuhe. Nicht nur eine Frage der Farbe*. Saarbrücken: VDM Verlag Dr. Müller, 1-164.
- Krauss, I., Grau, S., Mauch, M., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2008). Sex-related differences in foot shape. *Ergonomics* 51(11), 1693-1709.

- Krauss, I., Valiant, G., Horstmann, T., & Grau, S. (2010). Comparison of female foot morphology and last design in athletic footwear -are men's lasts appropriate for women? *Res.Sports Med.* 18(2), 140-156.
- Kristen, H. (2004). Zur Passform von Schuhen. *Orthopädieschuhtechnik* 9, 10-18.
- Kunde, S. (2010). Bewegungswissenschaftliche Objektivierbarkeit von funktionaler Passform am Beispiel des Laufschuhs. Dissertation , Fakultät für Human- und Sozialwissenschaften der Technischen Universität Chemnitz.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* 25(3), 453-462.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 14(8), 528-536.
- Leardini, A., Chiari, L., Della, C. U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 21(2), 212-225.
- Leopold, D. A., O'Toole, A. J., Vetter, T., & Blanz, V. (2001). Prototype-referenced shape encoding revealed by high-level aftereffects. *Nat.Neurosci.* 4(1), 89-94.
- Lewis, S., & Clarke, M. (2001). Forest plots: trying to see the wood and the trees. *BMJ* 322(7300), 1479-1480.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S. et al. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463(7280), 531-535.
- Liu, X., Kim, W., & Drerup, B. (2004). 3D Characterization and Localization of Anatomical Landmarks of the Foot by FastScAN. *Real-Time Imaging* 10(4), 133-161.
- Luhmann, T. (2000). Nahbereichsphotogrammetrie. Grundlagen, Methoden und Anwendungen. Heidelberg: Herbert Wichmann Verlag.
- Luximon, A., Goonetilleke, R. S., & Tsui, K. L. (2003). Foot landmarking for footwear customization. *Ergonomics* 46(4), 364-383.
- Maas, H. G. (1997). Mehrbildtechniken in der digitalen Photogrammetrie. Habilitation , Institut für Geodäsie und Photogrammetrie an der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zurich.
- Maiwald, C. (2008). Der Zusammenhang zwischen plantaren Druckverteilungsdaten und dreidimensionaler Kinematik der unteren Extremität beim Barfußlauf. Dissertation , Philosophische Fakultät der Technischen Universität , Chemnitz.
- Manna, I., Pradhan, D., Ghosh, S., Kar, S. K., & Dhara, P. (2001). A comparative study of foot dimension between adult male and female and evaluation of foot hazards due to using of footwear. *J.Physiol Anthropol.Appl.Human Sci.* 20(4), 241-246.

- Mauch, M. (2007). Kindliche Fußmorphologie. Ein Typisierungsmodell zur Erfassung der dreidimensionalen Fußform in Kindesalter. Saarbrücken: VDM Verlag Dr. Müller, 1-190.
- Mauch, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2008). Foot morphology of normal, underweight and overweight children. *Int.J.Obes.(Lond)* 32(7), 1068-1075.
- Menz, H. B., & Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait.Posture*. 24(2), 229-236.
- Michel, F., Kälin, X., Metzger, A., & Campe, S. (2009). V 24 Subjektive Wahrnehmung und Kundennutzen des funktionellen Sportschuhparameters Torsionsfähigkeit in Bezug auf Laufschuhe. *Sports Orthopaedics and Traumatology* 25(2), 135-136.
- Mickle, K. J., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2006). The feet of overweight and obese young children: are they flat or fat? *Obesity.(Silver.Spring)* 14(11), 1949-1953.
- Miller-Young, J. E., Duncan, N. A., & Baroud, G. (2002). Material properties of the human calcaneal fat pad in compression: experiment and theory. *J.Biomech.* 35(12), 1523-1531.
- Morio, C., Lake, M. J., Gueguen, N., Rao, G., & Baly, L. (2009). The influence of footwear on foot motion during walking and running. *J.Biomech.* 42(13), 2081-2088.
- Müller, S., Wolf, S., & Döderlein, L. (2006). Dreidimensionale Fußanalyse nach Implantation einer HINTEGRA-Sprungelenkendoprothese. *Der Orthopäde* 35(5), 506-512.
- Mundermann, L., Corazza, S., & Andriacchi, T. P. (2006). The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *J Neuroeng.Rehabil.* 3, 6.
- Murphy, D. F., Beynon, B. D., Michelson, J. D., & Vacek, P. M. (2005). Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot Ankle Int.* 26(2), 171-179.
- Natali, A. N., Fontanella, C. G., & Carniel, E. L. (2010). Constitutive formulation and analysis of heel pad tissues mechanics. *Med Eng Phys.* 32(5), 516-522.
- Niethard, F. U., Pfeil, J., & Biberthaler, P. (2009). *Duale Reihe Orthopädie u. Unfallchirurgie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 604-605.
- Oggier, T., Büttgen, B., Lustenberger, F., Becker, G., Rüegg, B., & Hodac, A. (2010). Swiss Ranger SR3000 and first experiences based on Miniaturized 3D - TOF Cameras.
- Perini, T. A., deOliveira, G. L., dos Santos Ornellas, J., & deOliveira, F. P. (2005). Technical error of measurement in anthropometry. *Rev Bras Med Esporte* 11(1), 86-90.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function.* München - Jena: Urban & Fischer, 1-100.

- Posdamer, J. L., & Altschuler, M. D. (1982). Surface Measurement by Space-encoded Projected Beam Systems. *Computer Graphics and Image Processing* 18, 1-17.
- Powell, D. W., Long, B., Milner, C. E., & Zhang, S. (2011). Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum.Mov Sci.* 30(1), 105-114.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 15(3), 282-291.
- Reule, C. A., Alt, W. W., Lohrer, H., & Hochwald, H. (2011). Spatial orientation of the subtalar joint axis is different in subjects with and without Achilles tendon disorders. *Br.J.Sports Med.*
- Richter, M., & Schaefer, K. (2009). Der deutsche Fußreport.
- Riddiford-Harland, D. L., Steele, J. R., & Baur, L. A. (2011). Medial midfoot fat pad thickness and plantar pressures: are these related in children? *Int.J.Pediatr.Obes.* 6(3-4), 261-266.
- Rodgers, M. M. (1988). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Phys.Ther.* 68(12), 1822-1830.
- Rossi, W., & Tennant, R. (1984). Professional shoe fitting. *Pedorthic Footwear Association, National Shoe Retailers Association*, 90-100.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S., & Fu, F. H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am.J.Sports Med.* 27(3), 312-319.
- Salvi, J., Pagés, J., & Batlle, J. (2004). Pattern codification strategies in structured light systems. *Pattern Recognition* 37, 827-849.
- Scott, G., Menz, H. B., & Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and function. *Gait.Posture.* 26(1), 68-75.
- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1993). Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J.Biomech.* 26(9), 1091-1104.
- Shapiro, S. S., & Wilk, M. B. (1965). An Analysis of Variance Test for Normality. *Biometrika* 52(3/4), 591-611.
- Shrout, P., & Fleiss, J. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86(2), 420-428.
- Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., & Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait and Posture* 23, 411-424.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., & Stussi, E. (1992). The movement of the heel within a running shoe. *Med Sci.Sports Exerc.* 24(6), 695-701.

- Staheli, L. T., Chew, D. E., & Corbett, M. (1987). The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *J.Bone Joint Surg.Am.* 69(3), 426-428.
- Stracker, O. (1966). Der Kinderfuß und seine Beschuhung. *Archiv für orthopädische und Unfall - Chirurgie* 59, 286-294.
- Subke, J., Kolling, S., Griesemann, J., Kleinau, P., & Staudt, M. (2009). Optimization of Sensomotoric Insoles. *IFMBE Proceedings: 25. World Congress on medical physics and biomedical engineering.*
- Tashman, S., & Anderst, W. (2003). In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency. *J.Biomech.Eng* 125(2), 238-245.
- Telfer, S., & Woodburn, J. (2010). The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *J Foot Ankle Res.* 3, 19.
- Timm, H. (1985). Das Kinderschuhproblem. Gedanken eines Orthopäden. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 123(1), 100-101.
- Tittel, K. (2003). Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Leipzig: Urban & Fischer Verlag, 203-210.
- Tsung, B. Y., Zhang, M., Fan, Y. B., & Boone, D. A. (2003). Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight-bearing conditions. *J.Rehabil.Res.Dev.* 40(6), 517-526.
- Umeki, Y. (1991). Static results of medial foot arch. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 65(10), 891-901.
- Wallraven, C., Schwaninger, A., & Bulthoff, H. H. (2005). Learning from humans: computational modeling of face recognition. *Network.* 16(4), 401-418.
- Wang, J., Saito, H., Kimura, M., Mochimaru, M., & Kanade, T. (2005). Shape Reconstruction of Human Foot from Multi-camera Images Based on PCA of Human Shape Database. *Fifth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling (3DIM'05).* IEEE.
- Wang, J., Saito, H., Kimura, M., Mochimaru, M., & Kanade, T. (2006). Human Foot Reconstruction from Multiple Camera Images with Foot Shape Database. *IEICE Trans.Inf.& Syst.* E89-D(5), 1732-1742.
- Wearing, S. C., Hennig, E. M., Byrne, N. M., Steele, J. R., & Hills, A. P. (2006). Musculoskeletal disorders associated with obesity: a biomechanical perspective. *Obes.Rev.* 7(3), 239-250.
- Wearing, S. C., Smeathers, J. E., Yates, B., Urry, S. R., & Dubois, P. (2009). Bulk compressive properties of the heel fat pad during walking: a pilot investigation in plantar heel pain. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 24(4), 397-402.

- Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys.Ther.* 80(9), 864-871.
- Williams, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 16(4), 341-347.
- Wiora, G. (2001). *Optische 3D - Messtechnik. Präzise Gestaltvermessung mit einem erweiterten Streifenlichtprojektionsverfahren.* Dissertation , Naturwissenschaftlich-Mathematische Gesamtfakultät der Ruprecht-Kalrs-Universität Heidelberg , Heidelberg.
- Wisbrun, W. (1933). Das elastische Stützsystem des menschlichen Fußes. *Archives of Orthopaedic and Traum Surgery* 34(3-6), 461-482.
- Witana, C. P., Feng, J., & Goonetilleke, R. S. (2004). Dimensional differences for evaluating the quality of footwear fit. *Ergonomics* 47(12), 1301-1317.
- Witana, C. P., Xiong, S., Zhao, J., & Goonetilleke, R. S. (2006). Foot measurements from three-dimensional scans: A comparison and evaluation of different methods. *International Journal of Industrial Ergonomics* 36, 789-807.
- Wolf, K. (2004). *Absolute dreidimensionale Vermessung dynamischer Objekte mit Phasenshiftverfahren.* Dissertation der Fakultät für Informations- und Kognitioswissenschaften der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Wolf, P., List, R., Ukelo, T., Maiwald, C., & Stacoff, A. (2009). Day-to-Day consistency of lower extremity kinematics during walking and running. *J.Appl.Biomech.* 25(4), 369-376.
- Wolf, S., Simon, J., Patikas, D., Schuster, W., Armbrust, P., & Doderlein, L. (2008). Foot motion in children shoes: a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait Posture* 27(1), 51-59.
- Wunderlich, R. E., & Cavanagh, P. R. (2001). Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Med.Sci.Sports Exerc.* 33(4), 605-611.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., Witana, C. P., & Lee Au, E. Y. (2008). Modelling foot height and foot shape-related dimensions. *Ergonomics* 51(8), 1272-1289.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., Zhao, J., Wenyan, L., & Witana, C. P. (2009). Foot deformations under different load-bearing conditions and their relationships to stature and body weight. *ANTHROPOLOGICAL SCIENCE* 117(2), 77-88.
- Yang, S.-M. (1985). Dynamic Changes of the Arches of the Foot during Walking. *Acta medica Nagasakiensia* 30(1-3), 93-112.
- Yarnitzky, G., Yizhar, Z., & Gefen, A. (2006). Real-time subject-specific monitoring of internal deformations and stresses in the soft tissues of the foot: a new approach in gait analysis. *J.Biomech.* 39(14), 2673-2689.

- Zhang, C., Huang, P. S., & Chiang, F. P. (2002). Microscopic phase-shifting profilometry based on digital micromirror device technology. *Appl.Opt.* 41(28), 5896-5904.
- Zhang, S., Van Der, W. D., & Oliver, J. (2010). Superfast phase-shifting method for 3-D shape measurement. *Opt.Express* 18(9), 9684-9689.
- Zhao, J., & Goonetilleke, R. S. (2006). Locating Anatomical Points on Foot from 3D Point Cloud Data. *Artificial Reality and Telexistence-Workshop*.
- Zifchock, R. A., Davis, I., Hillstrom, H., & Song, J. (2006). The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int.* 27(5), 367-372.

Danksagung

Besonderer Dank gilt PD Dr. Stefan Grau für die sehr intensive und konstruktive Betreuung und Begutachtung dieser Arbeit. Weiterhin bedanke ich mich für seine stets offene und vertrauensvolle Art sowie dem mir entgegen gebrachten Vertrauen in vielen Projekten der vergangenen Jahre. Mein weiterer Dank gilt Prof. Dr. Veit Wank für die Bereitschaft die vorliegende Arbeit am Institut für Sportwissenschaften durchführen zu lassen und zugleich diese Arbeit persönlich zu begutachten.

Ein besonderer Baustein zur Durchführung dieser Arbeit war das außerordentlich harmonische und wissenschaftliche Umfeld in der Arbeitsgruppe Biomechanik der Sportmedizin Tübingen unter der Leitung von PD Dr. Stefan Grau. Für die kollegiale Unterstützung und die häufige Diskussionsbereitschaft möchte ich mich ganz herzlich bei allen Kollegen bedanken. Mein Dank gilt insbesondere Clemens Plank, der das Projekt von Anfang an als Programmierer begleitet und maßgeblich mitgestaltet hat. Desweiteren bedanke ich mich bei Dr. Inga Krauss für die Organisation und Mitgestaltung der ersten Projektphase sowie bei Bettina Fritz für die intensive Mitarbeit in der Arbeitsgruppe FIT und der konsequenten Weiterführung der Idee des dynamischen Scannens im Kinderschuhprojekt.

Desweiteren möchte ich mich bei allen teilnehmenden Probanden sowie allen Hilfskräften und Praktikanten bedanken, ohne deren Unterstützung das Projekt nicht durchführbar gewesen wäre. Frau Dr. Aswendt und Herr Dr. Höfling von der Firma ViALUX gebührt besonderer Dank für die durchgehend konstruktive und freundliche Kooperation im Rahmen der messtechnischen Entwicklung. Dank gilt ebenfalls dem BMWI für die finanzielle Unterstützung der Arbeit sowie der Finanzierung des weiterführenden Projektes.

Persönlich danken möchte ich meinem Vater, der mich stets in meinem Vorhaben unterstützt hat. Klaus Perk danke ich für die Korrektur in Schrift und Form.

Abschließend danke ich im besonderen Maße meiner Frau Silke für die emotionale Unterstützung über den gesamten Zeitraum der Promotion sowie für das Verständnis auch am Wochenende und abends auf meine Anwesenheit verzichten zu müssen.