

Dominik Krumm

Methodische Aspekte bei der Entwicklung  
mechanischer Simulationen zur Messung der  
Funktionalitäten eines Handballschuhs



Dominik Krumm

**Methodische Aspekte bei der  
Entwicklung mechanischer Simulationen  
zur Messung der Funktionalitäten eines  
Handballschuhs**



TECHNISCHE UNIVERSITÄT  
CHEMNITZ

**Universitätsverlag Chemnitz  
2019**

## **Impressum**

### **Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek**

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Angaben sind im Internet über <http://www.dnb.de> abrufbar.

Titelgrafik: Jacob Müller/ Dominik Krumm

Satz/Layout: Dominik Krumm

Technische Universität Chemnitz/Universitätsbibliothek

**Universitätsverlag Chemnitz**

09107 Chemnitz

<https://www.tu-chemnitz.de/ub/univerlag>

readbox unipress

in der readbox publishing GmbH

Am Hawerkamp 31

48155 Münster

<http://unipress.readbox.net>

ISBN 978-3-96100-106-4

<http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-363163>



TECHNISCHE UNIVERSITÄT  
CHEMNITZ

# **Methodische Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten eines Handballschuhs**

Von der Fakultät für Maschinenbau der  
Technischen Universität Chemnitz

genehmigte

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur

(Dr.-Ing.)

vorgelegt

von M.A. Dominik Krumm

geboren am 09.12.1983 in Bühl

eingereicht am 12. März 2019

verteidigt am 11. Oktober 2019

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Stephan Odenwald

Prof. Dr. Christian Maiwald

Chemnitz, den 26. November 2019

# **Bibliografische Beschreibung**

M.A. Dominik Krumm

## **Thema**

Methodische Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten eines Handballschuhs

Dissertation an der Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Chemnitz, Institut für Strukturleichtbau, Chemnitz, den 12. März 2019.

179 Seiten

26 Abbildungen

9 Tabellen

207 Literaturquellen

## **Referat**

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die methodischen Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen systematisch zu untersuchen und aus den Ergebnissen allgemeingültige Aussagen zum Abstraktionsgrad abzuleiten. Die Untersuchungen der vier methodischen Aspekte Messgerät, Auswertemodell, Einfluss- und Eingangsgröße haben ergeben, dass insgesamt drei Aspekte einen Einfluss auf den Messwert hatten. Mit Ausnahme der Ergebnisse zum Aspekt Eingangsgröße besaßen die untersuchten methodischen Aspekte jeweils einen Einfluss auf den Messwert. Anhand der Ergebnisse konnte abgeleitet werden, dass der Abstraktionsgrad einen Einfluss auf die Messwerte besitzt.

## **Schlagworte**

Mechanische Simulation, Handballschuhe, Funktionale Eigenschaften, Modell, Messgerät, Kinetik, Kinematik, Zeitlich-räumliche Parameter, Künstliche neuronale Netze, Abstraktionsgrad

**Abstract**

The aim of the current work was to investigate systematically the methodological aspects used in the development of mechanical simulations, which are capable of measuring the functionalities of handball shoes, and to derive general conclusions about the proper degree of abstraction from the results. The investigations of the four methodological aspects, namely measuring instrument, evaluation model, influence quantity and input quantity, have shown that three aspects had an influence on the measurand. Except for the results on the aspect of input quantity, each of the examined methodological aspects had an influence on the measurand. Based on the results, it could be deduced that the degree of abstraction has an influence on the measurand.

## **Vorwort**

Die vorliegende Doktorarbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Professur Sportgerätetechnik der Technischen Universität Chemnitz unter der Leitung von Prof. Dr.-Ing. Stephan Odenwald. Ohne die Unterstützung zahlreicher Personen und Institutionen hätte die Arbeit in dieser Form nicht realisiert werden können. Für die vielfältig erfahrene Hilfe möchte ich mich an dieser Stelle sehr herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt zunächst meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. Stephan Odenwald, der mir die Möglichkeit gab an seiner Professur als Sportingenieur zu forschen und die Entstehung dieser Arbeit ermöglichte. Seine Impulse aus fachlichen Diskussionen und das mir entgegengebrachte Vertrauen haben maßgeblich zu dem vorliegenden Ergebnis beigetragen.

Univ.-Prof. Dr. Christian Maiwald danke ich für die Übernahme eines Gutachtens, seine Bereitschaft bereits frühzeitig in einen Gedankenaustausch zum maschinellen Lernen einzutreten sowie für seine konstruktiven Anregungen im Bereich der Statistik.

Für vielfältige Unterstützung bin ich besonders meinem Kollegen Dr.-Ing. Stefan Schwanitz verbunden, der mich in meiner gesamten Zeit an der Professur Sportgerätetechnik begleitete und dessen kritische Anmerkungen eine große Hilfe in der Erstellung dieser Arbeit waren.

Mein Dank gilt weiterhin Frau Jutta Göderle-Odenwald für die rechtsschreibliche und grammatikalische Prüfung meines Manuskripts sowie Herrn Jacob Müller für die Gestaltung des Coverbildes.

Ebenso möchte ich allen aktuellen und ehemaligen Kollegen danken, die mich in meiner Arbeit an der Professur und an der Dissertation unterstützten.

Des Weiteren danke ich allen Probanden deren Teilnahme wesentlich zum Ergebnis dieser Arbeit beigetragen haben.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern Renate und Edgar sowie meinem Bruder Tobias für ihren fortwährenden Rückhalt bedanken.

Chemnitz, im Dezember 2019

Dominik Krumm



# Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>11</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>14</b>
<b>Algorithmenverzeichnis</b>	<b>15</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>16</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>21</b>
<b>2 Theorie</b>	<b>25</b>
2.1 Mechanische Simulation .....	25
2.2 Methodik zur Entwicklung mechanischer Simulationen .....	26
2.3 Interessierende Funktionalitäten von Handballschuhen.....	29
<b>3 Stand der Technik/Forschung</b>	<b>35</b>
3.1 Mechanische Simulationen zur Messung von Sport- schuhfunktionalitäten.....	35
3.1.1 Traktion .....	37
3.1.2 Steifigkeit .....	39
3.1.3 Dämpfung .....	42
3.2 Methodische Aspekte beim Modellbildungsprozess.....	47
3.2.1 Messgerät.....	48
3.2.2 Einflussgröße .....	55
3.2.3 Auswertemodell.....	58
3.2.4 Eingangsgröße .....	65
<b>4 Problemstellung</b>	<b>67</b>
4.1 Forschungsfrage.....	68
4.2 Arbeitshypothesen .....	68

<b>5</b>	<b>Methodische Aspekte der Modellbildung</b>	<b>71</b>
5.1	Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter .....	71
5.2	Einfluss des Milieus auf kinetische Parameter .....	81
5.2.1	Einfache versus realitätsnahe Laborbedingungen .....	82
5.2.2	Realitätsnahe Laborbedingungen versus Feldbedingungen.....	86
5.3	Einfluss des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche Parameter .....	91
5.4	Einfluss des Auswertemodells auf kinematische Parameter ....	102
5.5	Einfluss der Eingangsgröße auf kinematische Parameter .....	110
5.6	Synthese der Einzelergebnisse .....	118
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>121</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>137</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>139</b>
<b>Anhang A</b>	<b>Kinematische Auswertemodelle</b>	<b>165</b>
A.1	Überblick zum Stand der Forschung kinematischer Auswertemodelle zur Bestimmung des Zeitpunktes des ersten und letzten Bodenkontaktes des Fußes .....	165
<b>Anhang B</b>	<b>Bestimmung zeitlich-räumlicher Parameter</b>	<b>169</b>
B.1	Algorithmus für das Auswertemodell Plantar Pressure Algorithm .....	169
B.2	Algorithmus für das Auswertemodell Foot Contact Algorithm .....	171
B.3	Algorithmus für das Auswertemodell Foot Velocity Algorithm .....	174
B.4	Algorithmus für das Auswertemodell Hreljac-Marshall Algorithm .....	176
B.5	Algorithmus für das Auswertemodell High Pass Algorithm ....	178

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1:	Funktionale Eigenschaften eines Handballschuhs. ....	30
Abbildung 3.1:	Stand der Technik zur Messung der funktionalen Eigenschaften eines Lauf- und/oder Handballschuhs. ..	36
Abbildung 3.2:	Methodische Aspekte beim Modellbildungsprozess. ....	48
Abbildung 5.1:	Exemplarische Kurvenverläufe der Eingangs- bzw. Zielgrößen für den Sprungwurf.....	74
Abbildung 5.2:	Layout eines offenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerks mit externem Eingang. ....	75
Abbildung 5.3:	Layout eines geschlossenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerks mit externem Eingang. ....	76
Abbildung 5.4:	Schematische Darstellung der Methodik zur Entwicklung eines validen künstlich neuronalen Netzwerks. ....	77
Abbildung 5.5:	Absolute Messabweichungen der vorhergesagten Bodenreaktionskräfte der Trainings- und Validierungssätze.....	79
Abbildung 5.6:	Absolute Messabweichung der vorhergesagten Bodenreaktionskräfte der Testsätze. ....	80
Abbildung 5.7:	Proband beim Absolvieren der Körpertäuschung und des Sprungwurfs innerhalb zwei unterschiedlicher Milieus. ....	83
Abbildung 5.8:	Boxplots der mittleren maximalen Bodenreaktionskräfte für die Körpertäuschung und den Sprungwurf für zwei unterschiedliche Milieus. ....	84
Abbildung 5.9:	Boxplots der Bodenreaktionskräfte der einzelnen Probanden für die Körpertäuschung für zwei unterschiedliche Milieus. ....	85
Abbildung 5.10:	Boxplots der Bodenreaktionskräfte der einzelnen Probanden für den Sprungwurf für zwei unterschiedliche Milieus. ....	85

---

Abbildung 5.11:	Kurvendiagramme der vorhergesagten Bodenreaktionskräfte für die Körpertäuschung und den Sprungwurf für zwei unterschiedliche Milieus. ....	89
Abbildung 5.12:	Boxplots der vorhergesagten mittleren maximalen Bodenreaktionskraft für die Körpertäuschung und den Sprungwurf für zwei unterschiedliche Milieus.....	90
Abbildung 5.13:	Absolute Messabweichung der mittels den Auswertemodellen bestimmten Events foot contact und foot off. ....	96
Abbildung 5.14:	Histogramm der mittels den Auswertemodellen bestimmten ersten Events für foot contact und foot off. ....	97
Abbildung 5.15:	Boxplot der absoluten Messabweichung der mittels den Auswertemodellen bestimmten Parameter Doppelschrittzeit und Standphasendauer. ....	98
Abbildung 5.16:	Bland-Altman Plots des zeitlich-räumlichen Parameters Doppelschrittzeit für die Auswertemodelle im Vergleich zum Goldstandard. ....	99
Abbildung 5.17:	Bland-Altman Plots des zeitlich-räumlichen Parameters Standphasendauer für die Auswertemodelle im Vergleich zum Goldstandard.....	100
Abbildung 5.18:	Beispielhafte Verlaufsdarstellung der mittels den Auswertemodellen berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten. ....	105
Abbildung 5.19:	Methodik zur Berechnung der absoluten Abweichung vom Median des Hüftgelenkwinkels in der Transversalebene.....	106
Abbildung 5.20:	Mediane Verläufe aller Probanden der mittels den Auswertemodellen berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten. ....	108
Abbildung 5.21:	Boxplot der mittleren absoluten Abweichung vom Median für alle Probanden der mittels den Auswertemodellen berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten. ....	109

---

Abbildung 5.22: Beispielhafte Darstellung der Parameter Median, Standardabweichung, mittlere absolute Abweichung sowie absolute Differenz.....	114
Abbildung 5.23: Balkendiagramm der absoluten Differenzen zwischen medianen Gelenkwinkel der Referenzmessungen und Messungen mit veränderten Eingangsgrößen. ....	116

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 5.1:	Mittlere quadratische Abweichung der trainierten geschlossenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerke mit externem Eingang. ....	78
Tabelle 5.2:	Mittelwerte und RMSEs der Messabweichungen der vorhergesagten Bodenreaktionskräfte für alle Probanden und Bewegungsformen basierend auf den Testsätzen. ....	80
Tabelle 5.3:	Auflistung der für die einzelnen Auswertemodelle erforderlichen Marker und deren Positionierung. ....	93
Tabelle 5.4:	Anzahl der mittels den angewandten Auswertemodellen unentdeckter Events. ....	96
Tabelle 5.5:	Deskriptive Statistik für die relative Messabweichung der mittels den Auswertemodellen berechneten Doppelschrittzeit. ....	101
Tabelle 5.6:	Deskriptive Statistik für die relative Messabweichung der mittels den Auswertemodellen berechneten Standphasendauer. ....	101
Tabelle 5.7:	Median, Minima und Maxima der anthropometrischen Parameter eines Probanden. ....	112
Tabelle 5.8:	Mittelwert, Minima und Maxima der mittleren absoluten Abweichung vom Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten. ....	115
Tabelle 6.1:	Darstellung der Ergebnisse zu den aufgestellten Arbeitshypothesen $AH_I - AH_V$ . ....	134

## Algorithmenverzeichnis

Listing 1: MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Plantar Pressure Algorithm (PPA). .....	170
Listing 2: MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Foot Contact Algorithm (FCA).....	173
Listing 3: MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Foot Velocity Algorithm (FVA). .....	175
Listing 4: MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Hreljac-Marshall Algorithm (HMA).....	177
Listing 5: MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells High Pass Algorithm (HPA). .....	179

# Abkürzungsverzeichnis

-	spezifischer Minimalwert; Kombination verwendet für einen anthropometrischen Wert das Minima und für die restlichen fünf Werte den Median
+	spezifischer Maximalwert; Kombination verwendet für einen anthropometrischen Wert das Maxima und für die restlichen fünf Werte den Median
<b>6DoF</b>	sechs Freiheitsgrade ( <i>six degrees of freedom</i> )
<b>AGW</b>	<i>Advanced Gait Workflow</i>
<b>AJC</b>	Sprunggelenkszentrum ( <i>ankle joint center</i> )
<b>ANN</b>	künstlich neuronales Netz (KNN; <i>artificial neural network</i> )
<b>ASTM</b>	ASTM International (früher <i>American Society for Testing and Materials</i> )
<b>BW</b>	Körpergewicht ( <i>body weight</i> )
<b>CAST</b>	<i>Calibration of Anatomical System Technique</i>
<b>CGM</b>	<i>Conventional Gait Model</i>
<b>CGM2</b>	<i>Conventional Gait Model 2</i>
<b>COF</b>	Traktionskoeffizient ( <i>coefficient of friction</i> )
<b>DIFF</b>	absolute Differenz zwischen dem Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten und dem Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf einer der verbleibenden Kombinationen
<b>DIN</b>	Deutsches Institut für Normung e. V.
<b>DS</b>	Druckmesssohle
<b>eLB</b>	einfache Laborbedingungen
<b>Events</b>	Zeitpunkte der ersten und/oder letzten Bodenkontakte des Fußes
<b>f</b>	relative Messabweichung



---

<b>F</b>	absolute Messabweichung
<b>FB</b>	Feldbedingungen
<b>FC</b>	Zeitpunkt des ersten Bodenkotaktes des Fußes ( <i>foot contact</i> )
<b>FCA</b>	<i>Foot Contact Algorithm</i>
<b>FO</b>	Zeitpunkt des letzten Bodenkotaktes des Fußes ( <i>foot off</i> )
<b>FPA</b>	kommerzielles Auswertemodell „Detect Events From Force-plate“
<b>FTC</b>	funktionaler Traktionstest ( <i>functional traction test</i> )
<b>FVA</b>	<i>Foot Velocity Algorithm</i>
<b>GaitLab</b>	Menschmodell des <i>Gait Analysis Laboratory</i>
<b>HJC</b>	Hüftgelenkszentrum ( <i>hip joint center</i> )
<b>HMA</b>	<i>Hreljac-Marshall Algorithm</i>
<b>HPA</b>	<i>High Pass Algorithm</i>
<b>IMU</b>	inertiale Messeinheit ( <i>Inertial-Measurement-Unit</i> )
<b>KJC</b>	Kniegelenkszentrum ( <i>knee joint center</i> )
<b>KMP</b>	Kraftmessplatte
<b>KNN</b>	künstliches neuronales Netz ( <i>artificial neural network</i> ; ANN)
<b>LAW</b>	linke Sprunggelenksbreite ( <i>left ankle width</i> )
<b>LKW</b>	linke Kniebreite ( <i>left knee width</i> )
<b>LHEE</b>	Marker auf linkem Fersenbein/Calcaneus ( <i>left heel</i> )
<b>LLL</b>	linke Beinlänge ( <i>left leg length</i> )
<b>LLMT</b>	Marker auf linkem fünften Metatarsalkopf ( <i>left lateral metatarsal</i> )
<b>LTIP</b>	Marker auf linker Schuhspitze ( <i>left tip</i> )
<b>LTOE</b>	Marker auf linkem zweiten Metatarsalkopf ( <i>left toe</i> )
<b>MAD</b>	mittlere absolute Abweichung vom Median

---

<b>MAD<sub>REF</sub></b>	mittlere absolute Abweichung vom Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten
<b>MAX</b>	Maximalwert; Kombination verwendet für alle sechs anthropometrische Werte die Maxima
<b>MIN</b>	Minimalwert; Kombination verwendet für alle sechs anthropometrische Werte die Minima
<b>OCST</b>	<i>Optimal Common Shape Technique</i>
<b>p</b>	p-Wert, Signifikanzwert
<b>PiG</b>	<i>Plug-in Gait model</i>
<b>PiGoMAT</b>	<i>Plug-in Gait in open MATLAB script model</i>
<b>PPA</b>	<i>Plantar Pressure Algorithm</i>
<b>PUR</b>	Polyurethan
<b>rLB</b>	realitätsnahe Laborbedingungen
<b>RAW</b>	rechte Sprunggelenksbreite ( <i>right ankle width</i> )
<b>REF</b>	Referenzwert; Kombination verwendet für alle sechs anthropometrische Werte den Median
<b>REF<sub>SD</sub></b>	Standardabweichung der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten
<b>REF<sub>̄</sub></b>	Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten
<b>RHEE</b>	Marker auf rechtem Fersenbein/Calcaneus ( <i>right heel</i> )
<b>RKW</b>	rechte Kniebreite ( <i>right knee width</i> )
<b>RLL</b>	rechte Beinlänge ( <i>right leg length</i> )
<b>RLMT</b>	Marker auf rechtem fünften Metatarsalkopf ( <i>right lateral metatarsal</i> )
<b>RMS</b>	Wurzel der mittleren Quadratesumme ( <i>root mean square</i> )
<b>RMSE</b>	Wurzel der mittleren Fehlerquadratesumme ( <i>root mean square error</i> )
<b>RTIBA</b>	Marker anterior auf rechtem/r Unterschenkel/Tibia ( <i>right tibia anterior</i> )

---

<b>RTIP</b>	Marker auf rechter Schuhspitze ( <i>right tip</i> )
<b>RTOE</b>	Marker auf rechtem zweiten Metatarsalkopf ( <i>right toe</i> )
<b>SARA</b>	<i>Symmetrical Axis of Rotation Analysis</i>
<b>SCoRE</b>	<i>Symmetrical Center of Rotation Estimation</i>
<b>SD</b>	Standardabweichung ( <i>standard deviation</i> )
<b>STA</b>	Standphasendauer ( <i>stance phase</i> )
<b>STR</b>	Doppelschrittzeit ( <i>stride time</i> )
<b>TSP</b>	zeitlich-räumliche Parameter ( <i>temporal spatial parameters</i> )
<b>vBRK</b>	vertikale Bodenreaktionskraft
<b>VCM</b>	<i>Vicon Clinical Manager model</i>
<b>VDI</b>	Verein Deutscher Ingenieure e. V.
<b>Visual3d</b>	Menschmodell der Firma C-Motion
<b>WNN</b>	neuronales Netz auf Basis eines Wavelet ( <i>Wavelet Neural Network</i> )
<b>x</b>	„geschätzter“ Messwert
<b>x<sub>r</sub></b>	richtiger Wert
<b>x<sub>w</sub></b>	wahrer Wert
<b>γ</b>	Gelenkwinkel
<b>μ</b>	Reibkoeffizient
<b>τ</b>	Traktionskonstante
<b>ξ̄</b>	Median



# 1 Einleitung

Ein Sportgerät stellt für sich allein betrachtet ein rein mechanisches System dar. Alle Bestandteile eines Sportgeräts unterliegen den Gesetzmäßigkeiten der klassischen Mechanik. Bei der Verwendung eines Gerätes als Sportgerät kommt es jedoch zwangsläufig zur Interaktion mit einem Menschen. Laut Stefanyshyn und Wannop [1] ist dies der Zeitpunkt, zu dem aus einem rein mechanischen System ein biomechanisches System wird. Beim biomechanischen System gelten weiterhin die mechanischen und physikalischen Prinzipien, allerdings werden diese durch die Interaktion eines Sportlers mit dem Sportgerät in großem Maße beeinflusst. Dies lässt sich beispielsweise anhand der Entwicklung eines Laufschuhs erklären. Mittels analytischen und/oder deterministischen Methoden lassen sich die mechanischen Eigenschaften des Laufschuhs, z. B. Energieverlust, bestimmen. Durch die Verwendung verschiedenster Materialien bei der Herstellung des Laufschuhs, z. B. Polyurethan-Schaum anstelle von Ethylen/Vinylacetat-Schaum, kann der Sportingenieur die mechanischen Eigenschaften des Sportgeräts gezielt verändern.

Bei einer Studie zum Einfluss zweier unterschiedlicher Zwischensohlenhärten von sonst gleichen Laufschuhen auf die Laufökonomie stellte sich heraus, dass Laufschuhe mit weicherer Zwischensohle die Laufökonomie im Mittel um 1 % gegenüber Laufschuhen mit härterer Zwischensohle, sowohl beim Laufen auf einem Laufband ( $p = 0,044$ ) als auch beim Laufen im Freien ( $p = 0,028$ ), verbesserten [2]. Obwohl sich dieser Befund mit den Ergebnissen aus anderen Studien zum Einfluss der Zwischensohlenhärte auf die Leistung deckt [3, 4], finden sich in der Literatur auch Studien, die diesen Effekt nicht [5] bzw. im umgekehrten Sinn nachweisen konnten [6] oder aber eine Abhängigkeit vom Probanden nachwiesen [7]. In diesem Zusammenhang stellen Stefanyshyn und Wannop [1] fest, dass ein positiver Effekt auf die Leistung eines Athleten durch die Verwendung eines neuen Sportgeräts nicht immer gegeben ist und Athleten zum Teil sogar ihre Leistungsfähigkeit reduzieren. Dies legt die Vermutung nahe, dass die Art und Weise, wie das Sportgerät vom Sportler eingesetzt wird, um eine spezifische Technik zu erfüllen, einen mindestens gleich großen Einfluss auf die Technik besitzt wie die mechanischen Eigenschaften des Sportgeräts [1].

Zusammenfassend lässt sich daher festhalten, dass der Sportler durch seine Technik in der Lage ist, auf die veränderten mechanischen Eigenschaften seines Sportgeräts zu reagieren.

Um den Einfluss eines Sportgeräts auf einen Leistungsparameter abschätzen zu können, ist es daher nicht ausreichend, das mechanische System für sich allein zu betrachten. Vielmehr benötigt der Sportingenieur zur Charakterisierung eines Sportgeräts neben den mechanischen Kenngrößen des Sportgeräts auch die biomechanischen Einflussgrößen. Um diesen Anforderungen zu genügen, wird der Sportingenieur in der Regel auf das Werkzeug der mechanischen Simulation zurückgreifen, welches zur Analyse und Bewertung des Zusammenwirkens von Sportler und Sportgerät in einem bestimmten Kontext genutzt werden kann [8].

Im Bereich der Sportschuhforschung wird das Werkzeug der mechanischen Simulation bereits angewandt [9–11]. Heidenfelder [9] entwickelte in seiner Dissertation beispielsweise ein allgemeingültiges mechanisches Prüfverfahren zur Bewertung der Stoßabsorptionseigenschaften von Laufschuhen im Rückfußbereich. Krumm und Rosengarten [12] adaptierten dieses Verfahren, um es auch zur Prüfung von Laufschuhen im Vorfußbereich einsetzbar zu machen. Obwohl der Sportschuh das wohl am besten erforschte Sportgerät ist [13 – zitiert nach 14], stellt man bei detaillierter Betrachtung der Literatur zum Einsatz der mechanischen Simulation in der Sportschuhforschung jedoch fest, dass der Fokus der Mehrzahl der Arbeiten auf dem Laufschuh liegt. Sportschuhe, welche in der Regel eine azyklische Bewegung durch ihren Träger erfahren wie z. B. Handballschuhe, werden hingegen kaum mittels mechanischer Simulation geprüft.

Vor dem Hintergrund, dass Handball gemessen nach der Mitgliederanzahl der zweitpopulärste Mannschaftsport in Deutschland ist [15], lässt sich ein prinzipieller Bedarf an einer mechanischen Simulation zur Prüfung funktioneller Eigenschaften von Handballschuhen ableiten. Bei der Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Prüfung funktioneller Eigenschaften von Handballschuhen steht der Sportingenieur jedoch während des Prozessschrittes Modellbildung, d. h. bei der Überführung eines Originals in ein experimentierbares mechanisches Modell, vor einer Herausforderung, zu der es bislang – im Gegensatz zur generellen Methodik zur Erstellung mechanischer Simulationen (vgl. [8]) – keine wissenschaftlich

fundierten Lösungsansätze gibt. Konkret besteht die Herausforderung darin, dass der Sportingenieur bei der Ermittlung der Eingangsdaten zur Modellbildung auf eine Abstraktion angewiesen ist, es jedoch bislang keine Hinweise darauf gibt, welcher minimale bzw. maximale Abstraktionsgrad zulässig ist.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, die methodischen Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen zu untersuchen und wenn möglich aus den Ergebnissen allgemeingültige Aussagen zum Abstraktionsgrad abzuleiten. Die Arbeit gliedert sich hierzu in sieben Kapitel.

**Kapitel 2** befasst sich mit den zum Verständnis der Arbeit erforderlichen theoretischen Grundlagen. Hierzu wird zunächst der Begriff mechanische Simulation ausführlich anhand wissenschaftlicher Publikationen erläutert. Anschließend wird das prinzipielle Vorgehen anhand einer wissenschaftlich abgesicherten Methodik zur Entwicklung einer mechanischen Simulation vorgestellt. Abschließend werden die interessierenden Funktionalitäten von Handballschuhen ausgearbeitet, da die Kenntnis dieser Funktionalitäten ein wesentlicher Bestandteil im Entwicklungsprozess einer mechanischen Simulation zur Messung der funktionalen Eigenschaften von Handballschuhen ist.

**Kapitel 3** befasst sich mit dem Stand der Technik mechanischer Simulationen sowie dem Stand der Forschung bei der Entwicklung mechanischer Simulationen. Konkret werden mechanische Simulationen zur Bestimmung der funktionalen Eigenschaften Traktion, Dämpfung sowie Steifigkeit dargestellt. Beim Stand der Forschung liegt der Fokus auf den methodischen Aspekten, welche einen potentiellen Einfluss auf die Entwicklung mechanischer Simulationen insbesondere während des Prozesses der Modellbildung haben. Im Detail wird der Forschungsstand zu den Aspekten Messgerät, Einflussgröße, Auswertemodell sowie Eingangsgröße dargestellt.

Ausgehend von den in Kapitel 3 aufgezeigten Defiziten im Stand der Technik/Forschung werden in **Kapitel 4** die identifizierten Probleme aufgeführt, daraus die Forschungsfrage abgeleitet und entsprechende Arbeits-hypothesen zur Beantwortung der Forschungsfrage aufgestellt. Generell soll

mit Hilfe der fünf Arbeitshypothesen herausgefunden werden, welchen Einfluss der Abstraktionsgrad auf den Messwert und das experimentierbare Modell besitzt.

**Kapitel 5** befasst sich mit den wissenschaftlichen Studien, welche zur Klärung der Arbeitshypothesen durchgeführt wurden. Konkret werden die verwendeten Methoden und die erzielten Ergebnisse der durchgeführten Untersuchungen zum (i) Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter, (ii) der Einflussgröße auf kinetische Parameter, (iii) des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche und (iv) auf kinematische Parameter sowie (v) der Eingangsgröße auf kinematische Parameter beschrieben. Daran anschließend erfolgt die Synthese der Einzelergebnisse zur Beantwortung der Forschungsfrage.

In **Kapitel 1** werden die Ergebnisse aus Kapitel 5 hinsichtlich der Problemstellung ausgewertet und interpretiert. Weiterhin wird die Bedeutung der Ergebnisse sowie die daraus zu schließenden Konsequenzen für die Wissenschaftsgemeinde diskutiert.

**Kapitel 1** fasst die Arbeit zusammen.



## 2 Theorie

### 2.1 Mechanische Simulation

Als Grundlage der mechanischen Simulation dient die allgemeine Modelltheorie, welche 1973 vom deutschen Philosophen Herbert Stachowiak (1921 – 2004) veröffentlicht wurde. Die folgende Beschreibung der in der allgemeinen Modelltheorie verwendeten Begrifflichkeiten beruht daher im Wesentlichen auf den Ausarbeitungen von Stachowiak [16].

Der allgemeine Modellbegriff wird durch die drei Hauptmerkmale Abbildungs-, Verkürzungs- und pragmatisches Merkmal charakterisiert. Das Abbildungsmerkmal besagt, dass ein Modell stets ein konkretes oder gedankliches Abbild eines vorhandenen Gebildes bzw. ein konkretes oder gedankliches Vorbild für ein zu schaffendes Gebilde ist. Das Verkürzungsmerkmal verdeutlicht die Tatsache, dass ein Modell nie alle Attribute des Originals aufweist, sondern immer nur diejenigen, welche der operationalen Zielsetzung des Modellbenutzers dienen. Das pragmatische Merkmal weist darauf hin, dass ein Modell nicht nur Modell von etwas ist, sondern immer auch der Erfüllung einer definierten Funktion dient. Laut Stachowiak [16] werden Modelle von Originalen konstruiert, wenn ein unübersichtliches und verwickeltes Geschehen vereinfacht und konkretisiert werden soll oder aber wenn es gilt, die Mannigfaltigkeit einer Beschaffenheit auf einige wesentliche Kausalzusammenhänge zurückzuführen. Laut Schneider [17 – zitiert nach 18] können Modelle als Grundlage jeder theoretischen, experimentellen oder klinischen Arbeit dienen. In der Wissenschaft werden Modelle als Demonstrations-, Experimental-, theoretisches oder operatives Modell verwendet [16]. Zur Modellierung werden Originale, unter Weglassung bzw. Umdeutung zahlreicher Originalattribute und durch Einführung neuer Modellattribute, in ihr Modell abgebildet [16]. Der Entwurf der VDI-Richtlinie 3633 [19] empfiehlt für den Modellbildungsprozess, durch Abstraktion sowie Idealisierung die Komplexität des Problems zu reduzieren. In diesem Zusammenhang meint Abstraktion den Verzicht auf die Abbildung von unwichtigen Details und Idealisierung die Vereinfachung von unverzichtbaren Details. Durch diese Operationen lassen sich modellseitig

gewonnene Einsichten und Fertigkeiten, bei Erfüllung gewisser Transferierungskriterien, auf das Original übertragen, wodurch der Modellbildner neue Kenntnisse über das modellierte Original erhält [16].

Bei der mechanischen Simulation handelt es sich laut Schwanitz [8] um die Anwendung der Modelltheorie in Form eines mechanischen oder technischen Tests. Das heißt, ein Original wird durch den Prozess der Modellbildung in ein mechanisches Modell überführt [8]. Ziel der mechanischen Simulation ist es, mittels gegenständlicher Nachbildung spezieller Teilaspekte des Sportlers Experimente zur Untersuchung des Systemverhaltens Sportler-Sportgerät-Umwelt durchzuführen [8]. Ein wesentlicher Vorteil der gegenständlichen Nachbildung bzw. des physikalischen Modells ist die zu erwartende hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse sowie deren Standardisierung [18]. Basierend auf der mechanischen Simulation der Interaktion von Sportler und Sportgerät können die Funktionalität, Konformität sowie Sicherheit eines Sportgeräts gegen Versagen geprüft und bewertet werden [8]. Als Beispiel sei an dieser Stelle das mechanische Simulationsverfahren zur Prognose funktionaler Eigenschaften aus mechanischen Variablen zur Untersuchung der Stoßabsorptionseigenschaften von Laufschuhen genannt [9]. Für das mechanische Simulationsverfahren wurde zunächst mit einem datenbasierten Modellansatz das Systemverhalten des Rückfußläufers hinsichtlich der physikalischen Messgrößen Bodenreaktionskraft und Fußaufsatzwinkel analysiert und abstrahiert. In der anschließenden Modellsynthese wurde ein dynamisches Modell des Rückfußläufers formuliert, welches mittels einer einachsigen Prüfmaschine und einer trapezförmigen Sollwertkurve abgebildet wurde. Bei der abschließenden Modellanwendung konnten hohe Korrelationen zwischen den Ergebnissen von Simulation und Probandenversuch nachgewiesen werden [8]. Generell lässt sich festhalten, dass „[d]ie Nachbildung des dynamischen Systems ‚Mensch‘ zum Zweck der Untersuchung bestimmter Eigenschaften von Sportgeräten [...] ein verbreitetes Ziel in [...] der Sportartikelindustrie als auch der [...] Disziplin des Sportingenieurwesens [ist]“ [8, S. 16].

## 2.2 Methodik zur Entwicklung mechanischer Simulationen

Eine wissenschaftlich abgesicherte Methodik zur Erstellung mechanischer Simulationen der Interaktion von Sportler und Sportgerät zur Überprüfung und Bewertung der Funktionalität von Sportgeräten wurde 2015 von

Schwanitz [8] entwickelt. Die Methodik gliedert sich in die drei Prozessschritte: (i) Klärung der Aufgabenstellung, (ii) Modellbildung sowie (iii) Modellanwendung. Der Inhalt der folgenden Prozessschritte beruht daher im Wesentlichen auf den Ausarbeitungen von Schwanitz [8].

### **(i) Klärung der Problemstellung**

Die Entwicklung eines mechanischen Simulationsverfahrens zielt darauf ab, die funktionale Eigenschaft eines Sportgeräts zu untersuchen. Hierfür ist es zunächst notwendig, die interessierende Funktionalität zu definieren. Anschließend muss die interessierende Funktionalität konkreten mechanischen Funktionen des Sportgerätes zugeordnet werden. Die konkreten Funktionen müssen durch Messung physikalischer Größen quantifizierbar sein. Abschließend muss das Original des mechanischen Modells definiert, der konkrete Modellzweck formuliert sowie hinsichtlich der Simulationswürdigkeit geprüft werden. Die Simulationswürdigkeit ergibt sich u. a. durch das Fehlen alternativer Messverfahren oder dem Wunsch nach Standardisierung.

### **(ii) Modellbildung**

In diesem Prozessschritt erfolgt die Überführung des Originals in ein experimentierbares mechanisches Modell. Hierzu wird zunächst der Modellansatz festgelegt. Dieser kann entweder auf einem theorie- oder datensatzbasierten Ansatz beruhen. Beim theoriebasierten Ansatz wird das grundsätzliche Systemverhalten Sportler-Sportgerät durch physikalische Gesetzmäßigkeiten beschrieben und folglich als bekannt vorausgesetzt. Die Aufgabe des Modellierers besteht darin, die physikalischen Größen konstruktiv-konzeptionell in Konstanten als Eingangsdaten zur Modellbildung zu überführen. Beim datensatzbasierten Ansatz wird das Systemverhalten zunächst mittels biomechanischem Experiment analysiert. Die eingesetzte Untersuchungsmethodik hat sich hierbei am Modellzweck zu orientieren. Die Aufgabe des Modellierers besteht darin, die ermittelten Daten mittels Vereinfachung als Eingangsdaten zur Modellbildung bereitzustellen. Auf den Abstraktionsgrad wird von Schwanitz [8] nicht eingegangen. Es bleibt also offen, welcher minimale bzw. maximale Abstraktionsgrad zur Modellbildung angewandt werden darf und welchen Einfluss der Abstraktionsgrad auf das experimentierbare Modell besitzt. In

der VDI Richtlinie 5703 zur systematischen Entwicklung modellbasierter Prüfungen [20] wird im Rahmen des Entwicklungsschrittes „Modellierung der relevanten Wechselwirkungen zwischen dem Medizinprodukt und dem menschlichen Körper“ auf diesen Punkt ebenfalls nicht näher eingegangen. Allerdings weist die Richtlinie darauf hin, dass eine Vereinfachung nur zulässig ist, wenn in der abschließenden Validierung bewiesen werden kann, dass vergleichbare und reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden [20]. Im Anschluss an die Bereitstellung der Eingangsdaten folgt die stichpunktartige Ausformulierung des Modellkonzepts als formales Modell. Das formale Modell sollte vorrangig die im Modell eingeschlossenen Eigenschaften verbalisieren, da somit die nicht eingeschlossenen Eigenschaften als vom Modell ausgeschlossen angesehen werden können. Im letzten Arbeitsschritt innerhalb der Modellbildung findet die Umsetzung des Modellkonzepts statt. Die Überführung des formalen Modells in ein experimentierbares mechanisches Modell kann u. a. gemäß den Richtlinien zum Konstruieren und Entwerfen technischer Systeme [19, 21–25] oder bionischer Systeme [26] erfolgen.

### **(iii) Modellanwendung**

Im finalen Prozessschritt werden Experimente zur Untersuchung des Systemverhaltens Sportler-Sportgerät-Umwelt hinsichtlich der interessierenden Funktionalität durchgeführt, das mechanische Simulationsmodell validiert sowie nach bestandener Bewertung freigegeben. Hierzu wird zunächst parallel zur Modellanwendung eine Ablauf- und Auswertestrategie entwickelt, um eine präzise Simulationsdurchführung sicherzustellen. Im nächsten Schritt wird die Validität des Modells geprüft, wobei zunächst eine Analyse der Messmittelfähigkeit empfohlen wird. Das Modell gilt als valide, wenn das Verhalten des Originals im Rahmen des formulierten Modellzwecks hinreichend genau abgebildet wird und der Nachweis erbracht wurde, dass das entwickelte mechanische Simulationsmodell ein wiederhol- und vergleichspräzises Messinstrument darstellt. Bei bestandener Gültigkeitsprüfung erfolgt die endgültige Bewertung des mechanischen Simulationsmodells sowie die Freigabe für weitere Versuchsreihen.

### 2.3 Interessierende Funktionalitäten von Handballschuhen

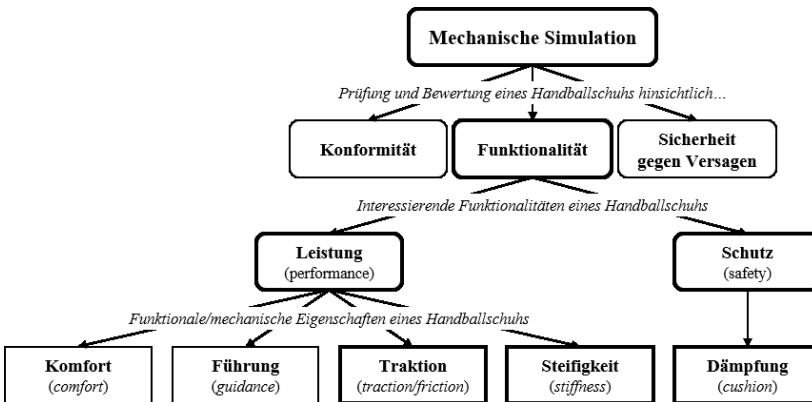
Sowohl gemessen nach der Mitgliederanzahl [15] als auch laut Umfragerwerten [27] ist Handball die zweitpopulärste Mannschaftssportart in Deutschland. Die Attraktivität begründet sich vor allem durch die im Handball anzutreffende Athletik, Schnelligkeit und Ballgewandtheit der Spieler [28]. Beispielsweise führen Spitzensportler während nahezu eines Drittels der Spielzeit intensive Bewegungen wie Sprünge, Antritte, Körper-täuschungen oder Zweikämpfe durch [29]. Daraus lässt sich ableiten, dass eine wesentliche interessierende Funktionalität von Handballschuhen der Erhalt bzw. Transfer sowie die Steigerung der vom Sportler erbrachten Leistung ist.

Die Funktionalität Leistung (*performance*) wird bei Handballschuhen hauptsächlich durch die funktionalen Eigenschaften Komfort (*comfort*), Führung (*guidance*), Steifigkeit (*stiffness*) und Traktion (*traction*) bestimmt. Die Umsetzung funktionaler Eigenschaften erfolgt durch die Schuhkonstruktion. Bei der Konstruktion müssen alle Komponenten, d. h. der Schaft und die Bodeneinheit, bestehend aus Zwischen- und Außensohle, optimal aufeinander abgestimmt sein [14] sowie die richtige Technologie angewandt werden [30].

Die zweite interessierende Funktionalität von Handballschuhen ist der Schutz des Sportlers. Die Funktionalität Schutz (*safety*) wird hauptsächlich von der funktionalen Eigenschaft Dämpfung (*cushion*) bestimmt. Der Schutz des Sportlers mittels Schuh ist erforderlich, da es im Handball durch die hohe Spieldynamik sowie den häufigen Zweikämpfen trotz der athletischen Voraussetzungen der Sportler immer wieder zu Verletzungen, insbesondere der unteren Extremitäten kommt. Unter den Ballsportarten weist Handball die höchste Inzidenzrate bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes ohne Gegnerkontakt auf [31]. Ursächlich für Verletzungen des vorderen Kreuzbandes sind meist Valgustramata, welche eine Verletzung der medialen Bandstrukturen des Kniegelenkes sowie bei höhergradiger Innenbandläsion häufig auch eine Ruptur zur Folge haben [28]. Sowohl die Körpertäuschung als auch die einbeinige Landung nach einem Sprungwurf sind als zwei typische handballspezifische Bewegungsmuster identifiziert worden, welche ein Valgustraua hervorrufen können [28]. Da bei diesen Bewegungsmustern maximale vertikale Bodenreaktionskräfte des 3,2-fachen Körper-

gewichtet auftreten können [32], kann eine funktionale Dämpfung des Handballschuhs, welche die Stöße reduziert, wesentlich zum Schutz des Sportlers beitragen [33].

Zusammenfassend sind die beim Handballschuh interessierende Funktionalitäten Leistung und Schutz also im Wesentlichen von den funktionalen Eigenschaften Komfort, Führung, Traktion, Steifigkeit und Dämpfung abhängig (Abbildung 2.1). Da auch für den Laufsport die funktionalen Eigenschaften Traktion, Steifigkeit sowie Dämpfung in den Fokus wissenschaftlicher Untersuchungen gerückt sind [1], sollen diese Eigenschaften nachfolgend im Kontext der Sportschuhforschung definiert und deren Funktionalität beschrieben werden.



**Abbildung 2.1:** Schematische Darstellung der mittels mechanischer Simulation zu prüfenden funktionalen Eigenschaften eines Handballschuhs.

## Traktion

Die funktionale Eigenschaft Traktion, häufig auch als Reibung (*friction*) bezeichnet, beschreibt die Interaktion zwischen der Außensohle eines Schuhs und dem Boden, auf welchem der Sport ausgeführt wird [1]. Die ASTM F2333-04 [34] definiert Traktion als die Widerstandskraft, welche der relativen Bewegung zwischen Außensohle und Sportboden entgegenwirkt und bei welcher nicht notwendigerweise die Gesetzmäßigkeiten der klassischen Coulombschen Reibungsgesetze zugrunde liegen. Die Traktion berechnet sich aus dem Verhältnis zwischen den Messgrößen horizontale

Kraft und vertikale Kraft [1]. Die horizontale Kraft ist definiert als diejenige Kraft, die der relativen Bewegung zwischen Außensohle und Boden entgegenwirkt. Die vertikale Kraft ist definiert als diejenige Kraft, die vom System Mensch-Schuh normal auf den Boden wirkt. Allerdings lassen sich mittels den klassischen Coulombschen Reibungsgesetzen die reibungsähnlichen Bedingungen bei der Interaktion zwischen Schuh und Boden nicht ausreichend beschreiben, da der Reibkoeffizient  $\mu$  eine Materialkonstante ist und somit unabhängig von Zeit, Geschwindigkeit und Kontaktkräften [35]. Zur Beschreibung des komplexen Zusammenspiels zwischen nachgiebigen, elastischen und nicht homogenen Oberflächen wird daher die Traktionskonstante  $\tau$  eingeführt [35]. Die Traktionskonstante beschreibt das Verhältnis zwischen den Messgrößen Reibungskraft und Normalkraft und ist abhängig von Zeit, Geschwindigkeit sowie Kontaktkräften [35]. Weiterhin werden bei der Traktion zwischen Schuh und Boden die zwei Größen translatorische Traktion und rotierende Traktion unterschieden. Die translatorische Traktion bezieht sich auf die Reib- bzw. Horizontalkräfte zwischen Schuhsohle und Boden während der translatorischen Bewegung entlang einer Achse der Interaktionsebene beider Oberflächen [36]. Die rotierende Traktion bezieht sich auf den Reibwiderstand gegenüber einer rotierenden Bewegung um eine Achse normal zur Interaktionsebene [36].

Funktional verhindert eine ausreichende Traktion das Rutschen und ermöglicht die Durchführung von schnellen Richtungswechseln [37], wodurch die Leistungsfähigkeit des Sportlers erhöht wird. Eine übermäßige Traktion wird hingegen mit Verletzungen im Sprunggelenks- und Kniebereich in Verbindung gebracht [38], da es bei Seitwärts- und Wendebewegungen zu nicht physiologischen Drehmomenten in den unteren Körperextremitäten kommt [37].

### **Steifigkeit**

Allgemein wird Steifigkeit als ein Maß für den Widerstand gegen Formänderungen verstanden und als Verhältnis von der Kraft zur Verlängerung des Bauteils in Kraftangriffsrichtung angegeben [39]. In der Sportschuhforschung wird der Begriff Steifigkeit sowohl zur Beschreibung von Absorptionseigenschaften der Bodeneinheit, z. B. initiale und funktionelle Steifigkeit (vgl. Kapitel 3.1.3), als auch zur Beschreibung der Fähigkeit eines Schuhs, gegen eine von außen verursachte Biegung

Widerstand zu leisten, verwendet. Weitere Begriffe, die im Zusammenhang mit der Widerstandsfähigkeit gegen Biegung in der Sportschuhforschung synonym Verwendung finden, lauten Vorfußflexibilität und Biegefestigkeit.

Im Rahmen dieser Arbeit wird der Begriff Steifigkeit im Sinne der Biegesteifigkeit (*bending stiffness*) verwendet und definiert als Verhältnis zwischen Drehmoment und Biegewinkel [11]. Eine ähnliche Definition findet sich in den Ausarbeitungen von Stefanyshyn und Nigg [40], welche die rotatorische Steifigkeit als Verhältnis zwischen Drehmoment und Winkelveränderung definieren. Kleindienst [14] führt in seiner Arbeit die biomechanisch orientierte Biegesteifigkeit sowie die materialorientierten Biegesteifigkeiten I und II, welche an die ASTM D790-02 [41] angelehnt wurden, ein. Definiert sind diese drei Biegesteifigkeiten als Verhältnis zwischen einer zur Durchbiegung des Prüflings definierten Kraft und der wirkenden Durchbiegung. Die Steifigkeiten unterscheiden sich dadurch, dass zum einen zwei unterschiedliche Testverfahren und zum anderen unterschiedliche Auswertebereiche zur Anwendung kommen [14]. Auch Cikajlo und Matjacic [42] definieren die Steifigkeit als Verhältnis zwischen Kraft und Deformation.

Der Steifigkeit werden im Bereich der Sportschuhforschung ebenfalls unterschiedliche Funktionalitäten zugeordnet. Hierzu gehören u. a. Verletzungsprophylaxe und Leistung [1, 11]. Auf der einen Seite kam es beispielsweise durch die Einführung eines neuen Kampfstiefels mit einer gegenüber dem Vorgängermodell flexibleren Außensohle bei Militärrekruten zu einer Erhöhung der Stressfrakturen des zweiten Mittelfußes [43]. Auf der anderen Seite konnten Studien durch Schuhe mit erhöhter Biegesteifigkeit eine erhöhte Funktionalität hinsichtlich der Ausdauerleistung auf Langstrecken [44], der Sprint- und Richtungswechselleistung [45, 46] sowie der Sprungleistung [40] nachweisen.

Die Ausprägung der Vorfußflexibilitätseigenschaften ist primär durch die Charakteristik der Zwischen- und Außensohle determiniert. Zur Charakteristik gehören neben der Härte bzw. Dichte des Materials auch deren Dicke sowie die Sohlengeometrie. Bei der Flexion eines Sportschuhs unterliegt die obere Hälfte der Zwischensohle einer Druckspannung, während die untere Hälfte der Zwischensohle einer Zugspannung unterliegt. Durch Variation des Druckmodulus der oberen Hälfte bzw. durch Änderung des Zugmodulus der



unteren Hälfte einer Zwischensohle kann daher die Biegesteifigkeit gezielt beeinflusst werden. Weiterhin kann die Biegesteifigkeit von Sportschuhen auch durch das Anbringen und die Positionierung von Flexionslinien [14] sowie durch die Machart, die Schaftkonstruktion und die Spitzensprengung beeinflusst werden [14].

### **Dämpfung**

Im physikalischen Sinn bedeutet Dämpfung die Vernichtung bzw. Reduktion von Bewegungsenergie [47 – zitiert nach 14]. Im Bereich der Sportschuhforschung wird unter der funktionalen Eigenschaft Dämpfung die Reduktion der von außen wirkenden Kräfte, welche beim Laufen während des Bodenkontakts auftreten, verstanden [14]. Dämpfung im Kontext der Sportschuhforschung bezeichnet demzufolge die Fähigkeit eines Systems, die Höhe bzw. Amplitude der durch Fortbewegung verursachten Kraftspitzen (*impacts*) zu reduzieren [48, 49]. Eine Reduktion der auftretenden Kräfte kann beispielsweise durch eine Verlängerung des Bremswegs oder aber durch Umwandlung der Energie in Wärme und/oder Deformation erfolgen [14]. Als Vor- bzw. Rückfußdämpfung wird dementsprechend das Ausmaß der Verformung der Zwischensohle aufgrund der bei der Bewegung unter dem Vor- bzw. Rückfuß auftretenden dynamischen Kräften bezeichnet [14]. Eine geringe Dämpfung entspricht einer dynamisch harten Zwischensohle und eine hohe Dämpfung einer dynamisch weichen Zwischensohle [14].

Der Dämpfung werden im Bereich der Sportschuhforschung unterschiedlichste Funktionalitäten zugeordnet. Hierzu gehören vor allem Verletzungsprophylaxe (*injury prevention*), Komfort und Leistung. Als wesentliche Funktion der Dämpfung wurde zu Beginn der modernen Sportschuhforschung die Verletzungsprophylaxe [48] angesehen. Durch eine funktionale Dämpfung des Sportschuhs sollten schädliche Belastungen des Bewegungsapparates infolge der repetitiven stoßförmigen Belastungen des Laufens minimiert werden. Erst in jüngster Zeit rückte die Wechselwirkung zwischen der Dämpfung und der Leistungsfähigkeit des Sportlers in den Fokus der Forschung [1]. In Anlehnung an den erfolgreichen Nachweis, dass eine optimierte Steifigkeit einer Laufbahn zu einer um mehr als 2 % verbesserten Leistung führt [50], wird gegenwärtig darüber spekuliert, dass auch eine optimierte Sportschuhdämpfung einen signifikanten Einfluss auf die Leistungsfähigkeit des Sportlers besitzen könnte [1]. Konkret wird

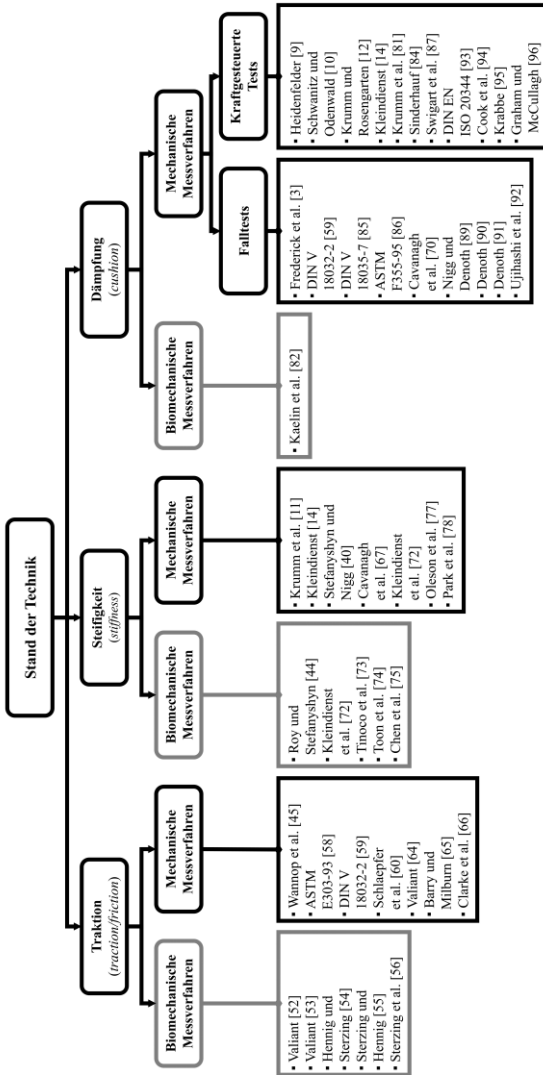
vermutet, dass durch eine optimierte Dämpfung die Laufökonomie verbessert und folglich die Laufgeschwindigkeit erhöht werden kann. Weiterhin wird die Dämpfung auch immer mit der Funktionalität Komfort in Verbindung gebracht. Dies liegt daran, dass das Komfortempfinden durch die Materialeigenschaften in der Zwischensohle und dementsprechend dem Ausmaß der Dämpfung beeinflusst wird [51].

## **3 Stand der Technik/Forschung**

Zur Klärung der Problemstellung sowie zur Spezifizierung der Methoden zur Untersuchung der methodischen Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung von Handballschuhen ist es zunächst notwendig, sich einen Überblick über den aktuellen Stand der Technik und der Forschung zu verschaffen. Im folgenden Kapitel 3.1 wird daher der aktuelle Stand der Technik zur Messung funktioneller Eigenschaften mittels mechanischen Simulationsmodellen und nachfolgend in Kapitel 3.2 der aktuelle Stand der Forschung hinsichtlich der methodischen Aspekte beim Modellbildungsprozess zur Entwicklung mechanischer Simulationen dargelegt. In seiner Gesamtheit soll Kapitel 3 dazu beitragen, den wissenschaftlichen Kontext für die im folgenden Kapitel aufgeführte Problemstellung darzustellen.

### **3.1 Mechanische Simulationen zur Messung von Sportschuhfunktionalitäten**

Ziel der mechanischen Simulation von Sportschuhen ist es, deren funktionale Eigenschaften reliabel zu messen. Wie im Kapitel 2 bereits erwähnt, sind im Bereich der Sportschuhforschung vor allem die funktionalen Eigenschaften (i) Traktion, (ii) Steifigkeit sowie (iii) Dämpfung in den Fokus wissenschaftlicher Untersuchungen gerückt [1]. In diesem Kapitel wird daher der aktuelle Stand der Technik zur Messung dieser drei funktionellen Eigenschaften mittels mechanischer Simulationsmodelle dargelegt (Abbildung 3.1).



**Abbildung 3.1:** Übersicht zum Stand der Technik zur Messung der funktionalen Eigenschaften Traktion, Dämpfung und Steifigkeit eines Lauf- und/oder Handballschuhs.

### 3.1.1 Traktion

Zur Bestimmung der funktionalen Eigenschaft Traktion wurden verschiedene Messverfahren entwickelt und zur Anwendung gebracht. In der Literatur werden zur Bestimmung der Traktion von Sportschuhen sowohl biomechanische als auch mechanische Messverfahren eingesetzt.

Mittels biomechanischer Messverfahren haben Valiant [52] sowie Valiant und Eden [53] beispielsweise die Traktion von Hallenfußballschuhen [52] sowie von Basketballschuhen [53] untersucht. Bei beiden Untersuchungen wurden von den Probanden jeweils sportartspezifische Bewegungsabläufe durchgeführt und die Bodenreaktionskräfte mittels Kraftmessplatten gemessen. Als Ergebnis stellte Valiant [52] für Hallenfußballschuhe fest, dass der Traktionskoeffizient (*coefficient of friction*; COF) für translatorische Bewegungen größer als 0,8 und für rotatorische Bewegungen größer als 0,6 sein muss, um ein Rutschen zu vermeiden. Für Basketballschuhe wurden mittlere translatorische bzw. rotatorische Traktionskoeffizienten von 0,85 bzw. 0,72 festgestellt und geschlussfolgert, dass ein Traktionskoeffizient größer 1,0 benötigt wird, um auch bei hochintensiven Bewegungen ein Rutschen zu verhindern [53].

Bei dem von Hennig und Sterzing [54] im Jahr 1998 entwickelten funktionalen Traktionstest (*functional traction test*; FTC) wird die Traktion nicht direkt als Verhältnis der Bodenreaktionskräfte, sondern indirekt über die zur Absolvierung eines Tests benötigte Zeit bestimmt. Der biomechanische Test bestand aus einem Parcours, in welchem unterschiedlichste Bewegungsmuster in einzelnen Sektionen vom Probanden durchgeführt werden mussten. Mittels dem FTC konnten in jüngeren Studien signifikante Unterschiede in der benötigten Laufzeit für unterschiedliche Stollenkonfigurationen von Fußballschuhen nachgewiesen werden [55, 56].

Die Verwendung biomechanischer Messverfahren ist in der Wissenschaft jedoch nicht unumstritten. Beispielsweise weist Lake [57] auf einen Mangel an Objektivität bei der Bestimmung der funktionalen Eigenschaft Traktion mittels Probandentest hin. Eine weitere Einschränkung ergibt sich durch die Anpassungsfähigkeit des Athleten an die Schuhbedingungen. Indem der Athlet seine Bewegungsausführung an die durch das Tragen des jeweiligen

Schuhs veränderten Bedingungen anpasst, erschwert sich die vergleichende Betrachtung unterschiedlicher Schuhe.

Neben den biomechanischen Messverfahren kommen auch verschiedenste mechanische Verfahren zur Bestimmung des Traktionskoeffizienten zum Einsatz. Das Verfahren ASTM E303-93 [58] verwendet ein pendelndes physikalisches Fuß-Modell zur Bestimmung des Traktionskoeffizienten. Im Rahmen des Verfahrens nach DIN V 18032-2 [59] findet ein rotierendes physikalisches Fuß-Modell Anwendung. Bei diesem Messgerät wird der Reibungswiderstand zwischen Prüfsohle und Belag des Prüfkörpers beim Aufsetzen und Gleiten des Prüffußes als Drehmoment gemessen und der Gleitreibungsbeiwert als Maß für das Gleitverhalten berechnet. Das mechanische Verfahren von Schlaepfer et al. [60] nutzt ein translatorisches physikalisches Fuß-Modell in Form eines Schlittens zur Bestimmung der Traktion unter kontrollierten Bedingungen.

Laut Nigg [61] sind diese mechanischen Verfahren jedoch nicht valide, um die Funktionalität Traktion zu messen, da die verwendeten Lastkollektive die Realität nur unzureichend abbilden [62]. Nigg [61] empfiehlt daher die kombinierte Verwendung von mechanischen Messverfahren und Messverfahren mit Probanden. Auch Durá et al. [63] kommen zur Schlussfolgerung, dass sich der mittels mechanischem Messverfahren nach DIN V 18032-2 [59] ermittelte Traktionskoeffizient von dem mittels biomechanischen Tests ermittelten unterscheidet, da der mechanische Test die Bewegung des Athleten nicht reproduziert.

Messverfahren, welche eine hinreichende Abbildung der Realität mittels Anwendung justierbarer Lastkollektive ermöglichen, wurden u. a. von Valiant [64], Barry und Milburn [65], Clarke et al. [66] sowie Wannop et al. [45] vorgestellt. Beim mechanischen Messverfahren von Valiant [64] wird zur Bestimmung der translatorischen und rotatorischen Traktion ein Schuh mit der Außensohle in Richtung Prüfboden auf einen Leisten aufgezogen. Der Leisten ist an einer vertikalen Welle mit Stellmotor montiert, an deren Ende sich Gewichtsstücke befestigen lassen. Hierdurch ermöglicht der Prüfstand sowohl die Justierung der mechanisch simulierten Normalkraft als auch der Winkelgeschwindigkeit beim Auftreffen des Schuhs auf dem Boden. Beim Traktionsprüfstand von Barry und Milburn [65], einer Weiterentwicklung des von Valiant [64] vorgestellten Traktionsprüfstandes,

wird zusätzlich die vertikale Auslenkung des Prüflings gemessen. Im Jahr 2010 haben Wannop et al. [45] die Traktionseigenschaften von zwei Schuhen mit verschiedenen Sohlenkonstruktionen mittels eines Roboterprüfstandes bestimmt. Zur Bestimmung der translatorischen Traktion wurde der Prüfschuh auf einem Prothesenfuß befestigt und anschließend mit einer Normalkraft von 650 N und in 20° Plantarflexionsstellung auf den Prüfboden gedrückt. Der Prüfboden befand sich auf einem mit sechs Freiheitsgraden ausgestatteten beweglichen Prüftisch. Nachdem die vorgeschriebene Prüflast erreicht wurde, bewegte sich der Prüftisch mit einer Geschwindigkeit von  $200 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  in anteriorer Richtung. Für die rotatorische Translation wurde der Prüftisch mit einer Winkelgeschwindigkeit von  $75^\circ \cdot \text{s}^{-1}$  nach innen rotiert.

### 3.1.2 Steifigkeit

Der funktionalen Eigenschaft Biegesteifigkeit wurde im Bereich der Sportschuhforschung bis weit in die achtziger Jahre kaum Beachtung geschenkt [11]. In der Literatur finden sich hierzu lediglich vereinzelte Quellen [67–69], welche sich darüber hinaus alle auf den gleichen von der Fachzeitschrift „Runner’s World“ initiierten Materialtest zur Quantifizierung der Biegesteifigkeit von Laufschuhen [70] beziehen. Bei diesem mechanischen Messverfahren wurde die Bodeneinheit von Laufschuhen nach deren Fixierung im Fersenbereich mittels Schraubzwinde im Vorfußbereich um ca. 40° gebogen. Als Zielgröße wurde das Arbeitsintegral verwendet, welches sich aus der Prüfkraft berechnet, die nötig war, um die Bodeneinheit zwanzigmal von 10° bis 40° zu biegen [69 – zitiert in 14].

Obwohl die ASTM International im Jahr 1994 mit der ASTM F911-85 [71] eine Norm zur Prüfung der Flexibilität von Laufschuhen herausgebracht hat, welche 2002 wieder zurückgezogen wurde, wird der biomechanischen Prüfung [44, 72–75] sowie mechanischen Prüfung der Biegesteifigkeit [11, 14, 40, 42, 72, 76–80] durch die Sportschuhforschung erst seit den Nullerjahren zunehmend Beachtung geschenkt.

Stefanyshyn und Nigg [40] haben im Jahr 2000 mittels mechanischen Messverfahrens die Biegesteifigkeit von drei in der Zwischensohle durch Versteifungen modifizierten kommerziellen Laufschuhen getestet. Der Prüfaufbau bestand aus einer Vorrichtung zur Fixierung des Schuhs, einem Schrittmotor als Sensor zur Bestimmung der Winkeländerung sowie einem

Kraftsensor zur definierten Einleitung einer Prüfkraft. Bei der Prüfung wurde der Schuh zunächst im Bereich der Biegelinie fixiert und anschließend im Abstand von 50 mm eine Prüflast von 20 N aufgebracht. Mittels der Auslenkung des Schrittmotors wurde auf die Winkeländerung geschlossen und in Kombination mit der vorgegebenen Prüflast anschließend die Biegesteifigkeit berechnet.

Kleindienst [14] nutzte zur Bestimmung der Vorfußflexibilität sowohl einen biomechanischen als auch einen mechanischen Test. Beim biomechanischen Vorfußflexibilitätstest wurde die Sohleneinheit eines Laufschuhs im Zehenbereich fest eingespannt. Zum Test wurde die Sohleneinheit mittels Prüfstempel um 20 mm vertikal belastet und die hierfür notwendige Kraft aufgezeichnet. Zur Bestimmung der biomechanischen Vorfußflexibilität wurde die Sohleneinheit mit einer Zyklusdauer von 100 ms jeweils be- und entlastet. Die Beurteilung der Steifigkeit erfolgte im Deformationsbereich von 1 mm bis 5 mm und berechnete sich aus dem Verhältnis der resultierenden Kraft und der wirkenden Durchbiegung. Beim mechanischen Test wurde eine 3-Punkt-Biegung ähnlich zur ASTM D790-02 [41] durchgeführt. Die Sohleneinheit wurde auf der Prüfvorrichtung so fixiert, dass sich der vertikale Prüfstempel mittig zwischen den beiden Auflageflächen befand und die Biegelinie genau parallel zum Prüfstempel ausgerichtet war. Zur Beurteilung der Biegesteifigkeit wurde die Kraft ermittelt, die notwendig war, den Prüfstempel um 5 mm vertikal nach unten zu fahren, was einem Biegewinkel von  $15^\circ$  entsprach. Die Biegesteifigkeit berechnete sich als Verhältnis zwischen der Kraft im Deformationsbereich sowie dem zugehörigen Deformationsweg. In jüngeren Messungen wurde die Prüfvorrichtung zur Bestimmung der mechanischen Biegesteifigkeit von Kleindienst et al. [72] auch für einen zu prüfenden Biegewinkel von  $40^\circ$  verwendet.

Oleson et al. [77] verglichen die mittels Photogrammetrie ermittelte menschliche Vorfußsteifigkeit mit der Biegesteifigkeit von Laufschuhen. Die Biegesteifigkeit der Laufschuhe wurde mit Hilfe eines mechanischen Testverfahrens ermittelt. Bei diesem Verfahren wurde der Laufschuh im Rückfußbereich mit einer Schraubklemme fixiert und im Vorfußbereich durch einen Prüfstempel einer MTS<sup>®</sup> (Eden Prairie, MN, USA) Prüfmaschine während eines vertikalen Verfahrwegs von 20 mm gebogen. Als Messwert



wurde das Biegemoment ermittelt, welches sich aus dem Produkt der gemessenen Stempelkraft und dem aufgetretenen Hebelarm berechnete. Mit diesem Messwert wurde anschließend die Biegesteifigkeit als Verhältnis zwischen Biegemoment und Biegewinkel berechnet. Als Ergebnis ihrer Untersuchungen stellten Oleson et al. [77] fest, dass die Vorfußsteifigkeit ihrer Probanden um ein Vielfaches größer war als die Biegesteifigkeit der getesteten Laufschuhe.

Zur Prüfung der Biegesteifigkeit von Sportschuhen mit PUR-Zwischensohlen verwendeten Park et al. [78] einen mechanischen Biegemomentprüfstand. Bei diesem Prüfstand befand sich der Schuh sowohl im Vor- als auch im Rückfußbereich auf einer mit einer Kraftmessdose verbundenen Platte. Nachdem der Schuh im Rückfußbereich auf der Platte fixiert wurde, erfolgte durch Rotation der Rückfußplatte von  $0^\circ$  bis  $50^\circ$  bei einer Winkelgeschwindigkeit von  $100 \text{ min}^{-1}$  die Biegung entlang des virtuellen Metatarsophalangealgelenks. Als Messgröße wurde anschließend mit Hilfe der zwei Kraftmessdosen und der bekannten Hebelverhältnisse das zur Biegung erforderliche Biegemoment ermittelt.

Anhand der Analyse von vor dem Jahr 2012 publizierter Veröffentlichungen zur mechanischen Prüfung der Biegesteifigkeit von Sportschuhen stellten Krumm et al. [11] fest, dass die beschriebenen Verfahren nicht uneingeschränkt zur Bestimmung der Biegesteifigkeit geeignet waren. Aus diesem Grund wurde ein neues mechanisches Prüfverfahren entwickelt, welches die zuvor identifizierten Einschränkungen überwinden sollte. Das Verfahren bestand aus einer Zug-Druckprüfmaschine, einer Biegevorrichtung sowie einem Niederhalter für die zu prüfenden Schuhe. Zum Test der Biegesteifigkeit wurden die Schuhe mittels eines Leistens, dessen Vorfußbereich an der virtuellen Metatarsallinie entfernt wurde, im Rückfußbereich mit einem Drehmoment von  $10 \text{ Nm}$  fixiert. Anschließend wurde mittels der an der Prüfmaschine angeschlossenen Biegevorrichtung der Vorfußbereich des Schuhs über 100 Prüfzyklen gebogen. Um das Laufverhalten bei einer Ganggeschwindigkeit von  $1,8 \text{ ms}^{-1}$  zu simulieren, wurde der Schuh während eines Prüfzyklus zunächst innerhalb von ca.  $180 \text{ ms}$  um  $30^\circ$  gebogen, danach innerhalb von ca.  $180 \text{ ms}$  in die Ausgangstellung von  $0^\circ$  zurückgefahren und abschließend eine Erholungszeit von ca.  $600 \text{ ms}$  eingehalten. Zur Auswertung wurden die aufgezeichneten

Messwerte der Prüfkraft und des Verfahrwegs herangezogen und in die Messgrößen Biegewinkel und Drehmoment umgerechnet. Die zu ermittelnde Biegesteifigkeit wurde als Verhältnis zwischen maximalem Drehmoment und Biegewinkel des maximalen Drehmoments berechnet.

Hinsichtlich der Biegesteifigkeit von Handballschuhen findet man in der Fachliteratur keine Angaben. Lediglich die Studie von Krumm et al. [81] zur mechanischen Charakterisierung von Handballschuhen mittels biomechanischer Lastkollektive verweist darauf, dass der Prüfaufbau von Krumm et al. [11] ebenfalls zur Prüfung von Handballschuhen geeignet ist. Weiterhin können aus dieser Arbeit die zur Prüfung handballtypischer Bewegungen erforderlichen Biegewinkel auf der Basis von 15 männlichen Probanden entnommen werden.

### **3.1.3 Dämpfung**

Zur Bestimmung der funktionalen Eigenschaft Dämpfung wurden analog zur funktionalen Eigenschaft Traktion sowohl biomechanische Messverfahren mit Probanden [82] als auch mechanische Messverfahren zur Anwendung gebracht [14]. Die überwiegende Anzahl der angewandten Messverfahren beruht jedoch auf mechanischen Messverfahren, welche auf physikalischen Modellen basieren. Die Hauptursachen hierfür liegen vermutlich in der Zeitersparnis, der geringeren Variabilität sowie der höheren Reliabilität gegenüber biomechanischen Messverfahren [83]. Mechanische Messverfahren können in zwei Kategorien unterteilt werden [84], und zwar zum einen in Falltests und zum anderen in kraftgesteuerte Tests. Bei Falltests kommen Gewichte zum Einsatz, welche im freien Fall auf die zu untersuchende Bodeneinheit fallengelassen werden. Bei den kraftgesteuerten Tests wird die auf die Bodeneinheit einwirkende Kraft mittels umfangreicher Messtechnik zeitabhängig gesteuert.

In den Normen DIN V 18032-2 [59], DIN V 18035-7 [85] sowie ASTM F355-95 [86] werden mechanische Messverfahren zur Bestimmung der Nachgiebigkeit von Sportböden mittels Falltests beschrieben. Diese Falltests wurden in abgewandelter Form auch innerhalb der Sportschuhforschung zur Bestimmung der Dämpfungseigenschaften angewandt.

Cavanagh et al. [70 – zitiert nach 87] nutzten beispielsweise bereits im Jahr 1980 eine für die Zeitschrift „Runner’s World“ entwickelte Falltestapparatur

zur Prüfung der Nachgiebigkeit verschiedener Laufschuhe. Bei dieser Messapparatur wurde eine definierte Masse aus einer Höhe von 50 mm fallen gelassen und dabei die Verzögerung des Fallgewichts aufgezeichnet [70 – zitiert nach 88]. Im gleichen Jahr stellten Nigg und Denoth [89] ein mobiles dynamisches Messverfahren zur Erfassung der Nachgiebigkeitseigenschaften von Sportböden und Sportschuhen vor. Bei diesem Verfahren wird eine starre Kugel mit definiertem Radius, auf welcher ein Beschleunigungssensor befestigt ist, aus einer variablen Höhe im freien Fall auf den Untersuchungsgegenstand fallen gelassen. Mittels der Messsignale des Beschleunigungssensors können im Anschluss neben dem Kraft-Zeit-Verlauf auch die Aufprallgeschwindigkeit sowie die Materialdeformation berechnet werden.

Weitere Untersuchungen, in denen Falltests zur Anwendung kamen, finden sich in den aus den Achtzigerjahren stammenden Arbeiten von Denoth [90 – zitiert nach 14], Denoth [91] und Frederick et al. [3] sowie in der Arbeit von Ujihashi et al. [92] aus dem Jahr 1998. Jüngere Studien verwenden hingegen kaum noch mechanische Messverfahren mit Falltests, sondern vielmehr kraftgesteuerte Tests zur Bestimmung des Dämpfungsverhaltens von Lauf-/Handballschuhen.

Anwendungsbeispiele für mechanische Messverfahren mit zeitabhängiger Steuerung der einwirkenden Kraft findet man ebenfalls in den Normen des Deutschen Instituts für Normung. In der DIN ISO 20344 [93] wird beispielsweise ein Verfahren zur Bestimmung des Energieaufnahmevermögens im Fersenbereich beschrieben. Bei diesem Verfahren wird ein Prüfstempel mittels Materialprüfmaschine gegen den zu prüfenden Schuh gepresst. Der Stempel wird dabei mit einer Prüfgeschwindigkeit von  $10 \pm 3 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  von innen im Bereich der Absatzmitte gegen den Schuhunterbau gedrückt, bis eine Kraft von 5000 N erreicht ist. Während der Prüfung wird ein Kraft-Weg-Diagramm erstellt, mit dessen Hilfe man zunächst die benötigte Druckkraft sowie den benötigten Weg bestimmen und anschließend die erbrachte Energieaufnahme als Maß der Dämpfungseigenschaft berechnen kann.

Im Bereich der Sportschuhforschung wurde im Jahr 1985 von Cook et al. [94] ein kraftgesteuerter Test zur Bestimmung der Dämpfungseigenschaften von Laufschuhen in Abhängigkeit der gelaufenen Strecke eingesetzt. Die

verwendete Testapparatur bestand aus einer hydraulischen Druckprüfmaschine, an deren Kolbenende ein Prothesenfuß montiert wurde. Zur Prüfung der Laufschuhe wurden diese über den Prothesenfuß gestülpt und so ausgerichtet, dass der Schuh die Bodenplatte im Fersenbereich unter einem Winkel von  $15^\circ$  berührte. Anschließend wurden die Prüflinge mit einer Prüflast von bis zu 150 kg und einer Prüffrequenz von 2,5 Hz belastet sowie zur Berechnung der Energieaufnahme das Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet.

Anhand des von Swigart et al. [87] eingeführten mechanischen Messverfahrens konnten erstmalig auch die Dämpfungseigenschaften des Vorfußes bestimmt werden. Zur Prüfung wurden die Testschuhe zunächst mit einer Anfangskraft von 2,25 N auf einer Stahlplatte fixiert. Anschließend wurde der zylindrische Prüfstempel mit einem Durchmesser von 45 mm entweder im Bereich des Vor- oder des Rückfußes platziert. Mittels der Prüfmaschine konnten vier verschiedene Lastfälle eingestellt werden. Die eingestellten Lastfälle simulierten je vier unterschiedliche Laufgeschwindigkeiten und richteten sich nach den von Swigart et al. [87] ermittelten vertikalen Bodenreaktionskräften unterschiedlicher Läufer.

Zur Bestimmung der Dämpfungseigenschaften der Sohlenkonstruktionen von fünf verschiedenen Laufschuhen wurde von Krabbe [95] ein kraftgesteuertes Testverfahren mit dynamischen Lastfällen verwendet. Die Schuhe wurden stufenlos mittels eines pneumatisch betriebenen Zylinders mit Kräften von bis zu 4000 N vertikal belastet. Zur Beurteilung der Dämpfungseigenschaften führte Krabbe [95] eine eigene Analyseverfahren ein, um aus den aufgezeichneten Kraft-Deformations-Verläufen die dynamische Härte und den Energieverlust des Materials berechnen zu können. Die dynamische Härte wurde zusätzlich in die initiale Steifigkeit, d. h. Steifigkeit bei niedriger Belastung, und die funktionelle Steifigkeit, d. h. Steifigkeit während der Stützphase des Laufens, unterteilt. Der Energieverlust wurde aus der Differenz zwischen der vom Prüfstempel zugeführten und der während eines Prüfzyklus vom Material zurückgegebenen Energie berechnet.

In jüngeren Forschungsarbeiten finden sich überwiegend Verfahren mit dynamischen Lastfällen unter Verwendung kommerzieller Druckprüfmaschinen [9, 10, 14, 81, 84, 96]. Besonders hervorzuheben ist dabei die sehr

umfangreiche Arbeit von Kleindienst [14] zur Gradierung funktioneller Sportschuhparameter am Laufschuh.

In der Arbeit von Kleindienst [14] wurden die Dämpfungseigenschaften von vier unterschiedlichen Laufschuhmodellen mittels einer Druckprüfmaschine der Firma Instron® (Norwood, MA, USA) getestet. Die von der Prüfmaschine zu realisierenden Lastfälle entsprachen, wie bei Swigart et al. [87] beschrieben, den ermittelten Kraft-Zeit-Profilen verschiedener Läufer. Für die mechanische Simulation der Rückfußdämpfung bedeutete dies eine Maximalkraft von 2000 N, eine Kompressionszeit von 35 ms und eine Dekompressionszeit von 60 ms. Für die mechanische Simulation der Vorfußdämpfung betrug die Maximalkraft ebenfalls 2000 N, die Kompressionszeit 100 ms und die Dekompressionszeit 100 ms. Als Aufsatzpunkt für den Rück- bzw. Vorfußstempel wurde die Fläche unter dem Calcaneus bzw. unter den Metatarsophalangealgelenken gewählt, da dies laut Kleindienst [14] die Stellen sind, an denen die größten Kräfte auf die Zwischensohle einwirken. Zur Auswertung der Dämpfungseigenschaften wurden die von Krabbe [95] eingeführten Analysemethoden verwendet.

Ziel der Arbeit von Heidenfelder [9] war es, ein allgemeingültiges mechanisches Prüfverfahren zur Bewertung der Stoßabsorptionseigenschaften von Laufschuhen im Rückfußbereich zu entwickeln. Hierzu wurden zunächst drei biomechanische Studien zur Analyse der Bodenreaktionskräfte durchgeführt. Als Ergebnis konnte ein Datensatz der kinetischen Variablen des Rückfußlaufens auf Basis von 20 unterschiedlichen Laufschuhen und 31 verschiedenen Läufern generiert werden [8], so dass die erforderlichen Lastkollektive zur Prüfung der Rückfußdämpfung auf einer breiten Datenbasis fundieren. Die mechanische Simulation wurde mittels einer einachsigen servohydraulischen Prüfmaschine der Firma Zwick GmbH & Co. KG (Ulm, DEU) implementiert. Eine Besonderheit des mechanischen Prüfverfahrens von Heidenfelder [9] ist die Möglichkeit, die Schuhe mittels starrer Adapter in vier charakteristischen Winkelstellungen während der Standphase zu prüfen. Zur Prüfung wurde zunächst eine Maximalkraft von 1255 N in 34 ms auf den Schuh aufgebracht, ehe nach einer Haltezeit von einer Millisekunde die aufgebrachte Last innerhalb von 34 ms wieder auf eine Vorlast von 10 N reduziert wurde. Durch eine weitere Haltezeit von 0,656 ms wurde der Prüfzyklus

komplettiert. Zur Bewertung der Stoßabsorptionseigenschaften wurde ein Kraft-Deformations-Diagramm aufgezeichnet und die Parameter maximale Deformation, Materialsteifigkeit unter Belastung, Energieaufnahmevermögen sowie Hystereseenergie ausgewertet.

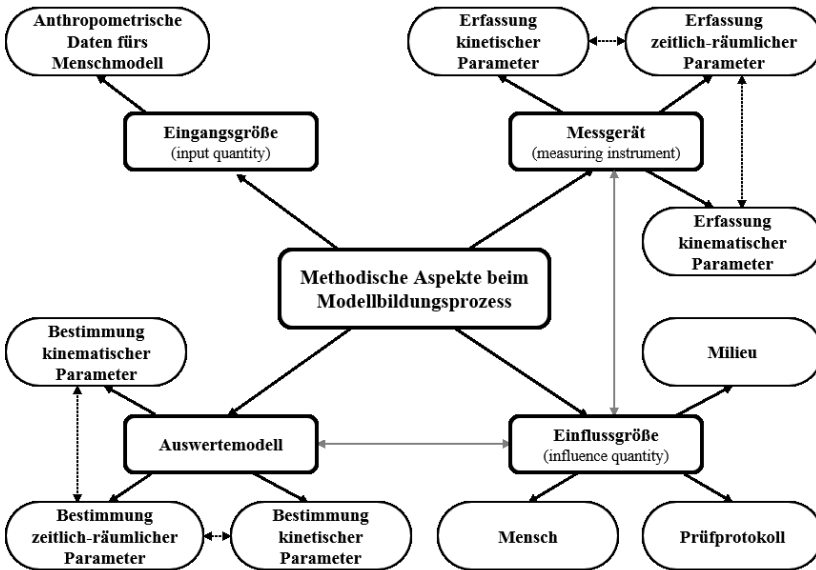
Krumm und Rosengarten [12] entwickelten im Rahmen ihrer Studienarbeit ein Verfahren zur Prüfung der Vorfußdämpfung von Laufschuhen. Die mechanische Simulation wird mittels einer einachsigen servohydraulischen Prüfmaschine der Firma Zwick GmbH & Co. KG implementiert. Die zur Konstruktion des Prüfstempels erforderlichen Randbedingungen wurden mittels anthropometrischer Daten aus der Literatur, einer Schuhvermessung an sieben Laufschuhen der Größe UK 8.5 sowie eines Datensatzes mit der plantaren Druckverteilung von zehn männlichen Probanden bei einer Laufgeschwindigkeit von  $3,5 \pm 0,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ermittelt. Basierend auf den erhobenen Randbedingungen wurde ein physikalisches Modell mit den wesentlichen Eigenschaften des zu simulierenden Vorfußes gefertigt. Zur Bestimmung der durch die Prüfmaschine abzubildenden Lastkollektive wurde ein Datensatz mit Bodenreaktionskräften von 20 männlichen Probanden mit elf verschiedenen Laufschuhen bei einer Laufgeschwindigkeit von  $3,5 \pm 0,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ausgewertet. Anhand der in einer Pilotstudie zur Validierung des Messverfahrens erzielten Ergebnisse lässt sich laut Krumm und Rosengarten [12] das neu entwickelte Verfahren zur Prüfung der Vorfußdämpfung von Laufschuhen als ein geeignetes Verfahren zur Bestimmung von Materialkennwerten bezeichnen.

Die mechanischen Simulationen von Schwanitz und Odenwald [10] sowie Krumm und Rosengarten [12] wurden in abgewandelter Form von Krumm et al. [81] auch für die mechanische Charakterisierung von Handballschuhen eingesetzt. Da es mit Ausnahme der Arbeit von Rousanoglou et al. [97] keine zur Ableitung von Lastkollektiven geeigneten Messdaten handballtypischer Bewegungen gab, ermittelten Krumm et al. [81] zunächst in einer biomechanischen Studie mit 15 Handballspielern die Bodenreaktionskräfte bei drei handballtypischen Bewegungen. Anschließend wurden für alle drei Bewegungen individuelle Lastkollektive erstellt. Zur Bewertung der Dämpfungseigenschaften des Rück- sowie Vorfußbereichs von Handballschuhen beim Sprungwurf wurden für die mechanischen Simulationen die entsprechenden Lastkollektive implementiert sowie der bei Schwanitz und

Odenwald [10] beschriebene Rückfußstempel bzw. der bei Krumm und Rosengarten [12] beschriebene Vorfußstempel eingesetzt.

### **3.2 Methodische Aspekte beim Modellbildungsprozess**

Nachdem im vorausgegangenen Kapitel 3.1 der aktuelle Stand der Technik dargelegt wurde, wird nun der aktuelle Forschungsstand beim Modellbildungsprozess zur Entwicklung mechanischer Simulationen dargelegt. Der Fokus richtet sich hierbei insbesondere auf die methodischen Aspekte zur Gewinnung von Messwerten als Eingangsdaten für die Modellbildung. Aus dem Stand der Technik sowie anhand eigener Vorarbeiten [11, 12] geht hervor, dass zur Messung der funktionalen Eigenschaften Traktion, Dämpfung sowie Steifigkeit von Sport-/Handballschuhen insbesondere Messwerte zur Erstellung von Last-Zeitprofilen bei sportarttypischen Bewegungsabläufen als Eingangsdaten für den Modellbildungsprozess bereitgestellt werden müssen. Nachfolgend wird daher der Stand der Forschung zu vier ausgewählten methodischen Aspekten, welche einen potentiellen Einfluss auf die zu ermittelnden Messwerte besitzen, dargelegt. Konkret werden die methodischen Aspekte zum Einfluss (i) des Messgeräts, (ii) der Einflussgröße, (iii) des Auswertemodells sowie (iv) der Eingangsgröße auf relevante kinetische, kinematische und zeitlich-räumliche Parameter (*temporal spatial parameters*, TSP) betrachtet (Abbildung 3.2).



**Abbildung 3.2:** Schematische Darstellung der für eine mechanische Simulation zur Prüfung der funktionalen Eigenschaften eines Handballschuhs zu berücksichtigenden methodischen Aspekte zur Gewinnung von Messwerten als Eingangsdaten für die Modellbildung.

### 3.2.1 Messgerät

Laut DIN 1319-1 bezeichnet ein Messgerät (*measuring instrument*) „[ein] Gerät, das allein oder in Verbindung mit anderen Einrichtungen für die Messung [...] einer Meßgröße [...] vorgesehen ist“ [98, S. 18]. Weiterhin bezeichnet ein Messwert „[einen] Wert, der zur Meßgröße [...] gehört und der Ausgabe [...] eines Meßgerätes [...] oder einer Meßeinrichtung [...] eindeutig zugeordnet ist“ [98, S. 9].

#### Messtechnische Erfassung kinetischer Parameter

Die Erstellung von sportarttypischen Last-Zeitprofilen basiert in der Regel auf der Messung von Bodenreaktionskräften und deren zeitlichem Verlauf. Als Goldstandard zur Erfassung von Bodenreaktionskräften gelten Kraftmessplatten, insbesondere der Firmen Kistler Instrumente AG (Winterthur,



Schweiz), Advanced Mechanical Technology, Inc. (Watertown, MA, USA) sowie Bertec Corporation (Columbus, OH, USA) [99].

Kraftmessplatten bestehen aus drei bis vier miteinander verschalteten Kraftsensoren auf Basis von piezoelektrischen Materialien oder Dehnungsmessstreifen. Anhand des speziellen Aufbaus sind Kraftmessplatten in der Lage, sowohl die Bodenreaktionskräfte als auch die Bodenreaktionsmomente in allen drei Raumrichtungen sowie den Kraftangriffspunkt präzise und zeitaufgelöst zu erfassen. Zur Erfassung der kinetischen Parameter ist es jedoch erforderlich, dass die Kraftmessplatte vom Probanden „korrekt“, d. h. vollständig und idealerweise mittig, getroffen werden, da es ansonsten zu Messfehlern kommt. Dieser Umstand führt bei manchen Probanden zum ungewünschten Effekt des „targeting“ (dt.: Zielen), bei welchem sich der Bewegungsablauf unbewusst verändert und folglich die zu erfassenden kinetischen Parameter „verfälscht“ werden [100]. Da Kraftmessplatten in der Regel über einen Montagerahmen fest mit dem Fundament des Labors verbunden sein müssen, wird der Ort der Messung stark eingeschränkt. Weiterhin ist es erforderlich, dass die Probanden für jede Messung separat Anlaufen und Stoppen müssen, so dass keine kontinuierliche Messung der Laufbewegung möglich ist.

Zur messtechnischen Erfassung der Bodenreaktionskräfte beim kontinuierlichen Laufen stehen daher Laufbänder mit integrierten Kraftmessplatten (z. B. gaitway 3D) zur Verfügung. Mit Hilfe dieser Messgeräte ist es möglich, den Kraftverlauf nicht nur punktuell, sondern über einen längeren Verlauf zu messen [101]. Allerdings ist es in der Literatur umstritten, ob das Laufen auf einem Laufband mit dem natürlichen Laufen vergleichbar ist [102]. Wank et al. [103] stellen hierzu fest, dass sich beim Laufband der Untergrund bewegt und der Mensch daher während der Bewegungsausführung andere neuronale Verknüpfungen im Vergleich zum natürlichen Laufen, wo der Mensch sich aktiv nach vorne bewegt, herstellen muss. Aus diesen Feststellungen lässt sich ableiten, dass die Erfassung der Bodenreaktionskräfte idealerweise unter Feldbedingungen stattfindet.

Zur Messung im Feld können sowohl mobile Kraftmessplatten [104] als auch in der typischen Feldumgebung fest installierte Kraftmessplatten (vgl. [105, 106]) zum Einsatz kommen. Da mobile Kraftmessplatten nicht auf einem Rahmen installiert werden müssen, können diese sehr einfach und flexibel

auf ebenen Flächen eingesetzt werden. In der Praxis ist jedoch oft festzustellen, dass die Kraftmessplatten in exponierter und somit für den Probanden in einer bewusst wahrnehmbaren Stellung aufgestellt wurden. Hierdurch kann es zu einer unbewussten und das Messergebnis beeinflussenden Veränderung in der Bewegungsausführung des Probanden kommen. Für den Sportler nicht wahrnehmbar in die Feldbedingungen integrierte Kraftmessplatten wurden in den Arbeiten von Huber [105] und Wank et al. [106] verwendet. In diesen Arbeiten wurde mit hohem technischen Aufwand je ein Messplatz für den Weitsprung und den Sprint aufgebaut, um valide Feldmessungen von Bodenreaktionskräften bei sportarttypischen Bewegungsabläufen zu ermöglichen.

Da sich eine Feldmessung zur Erfassung sportarttypischer Bewegungsabläufe gegenüber dem standardisierten Verfahren im Labor als deutlich komplexer erweist [107], wurde aus der Wissenschaft heraus nach alternativen Ansätzen gesucht. Im Rahmen dieser Literaturrecherche konnten hierfür zwei Lösungsansätze identifiziert werden. Beide Lösungsansätze basieren auf der Grundidee, das Messgerät zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte vom Boden unabhängig zu gestalten. Daher wird beim ersten Lösungsansatz das Messgerät direkt in die Schuhe integriert [108–112], wohingegen beim zweiten Lösungsansatz direkt am Fuß mittels piezoresistiver, piezoelektrischer, kapazitiver oder resistiver Drucksensoren zunächst der Druck gemessen wird, ehe dieser in die gesuchte Messgröße Bodenreaktionskraft umgerechnet wird [113–121].

Kong und Tomizuka [110] integrierten zur Erfassung der vertikalen Bodenreaktionskräfte vier Sensoreinheiten bestehend aus je einer Luftblase und einem Luftdrucksensor im Schuh. Nachteilig bei diesen Messgeräten ist jedoch die Tatsache, dass der Proband auf genau dieses Paar Schuhe angewiesen ist und sich diese darüber hinaus in ihrem Aufbau deutlich von sportarttypischen Schuhen unterscheiden. Bei der indirekten Messung mittels Druck werden meist kommerzielle im Schuh angebrachte Einlegesohlen aus einer Drucksensor-Matrix (u. a. footscan® pressure insoles, pedar® insoles, F-Scan™ pressure measurement insoles, medilogic® insoles) verwendet. Ein Vorteil dieser Messsysteme besteht darin, dass zusätzlich Aussagen über den Ort und die Höhe des plantaren Drucks sowie den Verlauf der Ganglinie gemacht werden können [100]. Demgegenüber kann durch das verwendete

Messprinzip die Kraft jedoch nicht direkt, sondern lediglich indirekt als Produkt aus dem gemessenen Druck und der bekannten Fläche des Drucksensors berechnet werden. Anhand dieses Zusammenhangs wird klar, dass mit diesem Messsystem die Bodenreaktionskraft nicht dreidimensional, sondern lediglich eindimensional, d. h. in Richtung der Normalen des Drucksensors, erfasst werden kann. Ein weiterer Nachteil der Messgeräte auf Basis von Drucksensoren im Vergleich zu Kraftmessplatten sind deren höhere Messunsicherheit [99, 120] und geringere Haltbarkeit [121]. Aus der Übersichtsarbeit von Hurkmans et al. [99] geht beispielsweise hervor, dass der Messfehler der Bodenreaktionskraft für das kapazitive System pedar® bei 0,8 % bis 17 % und für das resistive System F-Scan™ bei 4 % bis 24 % liegt.

In jüngeren Studien wurde das Messgerät Druckmesssohle mit technisch ausgereifteren Auswertemodellen kombiniert, so dass die Bodenreaktionskräfte während der Bewegung präziser und ganzheitlicher, d. h. inklusive der horizontalen Kraftkomponenten, ermittelt bzw. vorhergesagt werden können (vgl. u. a. [122, 123]). Weitere Details hierzu finden sich im Kapitel 3.2.3.

### **Messtechnische Erfassung kinematischer Parameter**

Neben den kinetischen Daten sind auch kinematische Daten wie beispielsweise die Abrollbewegung des Fußes typische Eingangsgrößen. Die kinematische Analyse der menschlichen Bewegung kann sowohl mittels optischer als auch mittels sensorbasierter Messverfahren realisiert werden. Das am häufigsten benutzte und als Goldstandard angesehene Verfahren ist die Stereophotogrammetrie (*Motion Capture*) [124–127]. Diese basiert entweder auf konventioneller Fotografie oder auf optoelektronischen Sensoren.

Ein Motion Capture System besteht aus mehreren Sensoren und Kameras, welche gegebenenfalls über eingebaute Leuchtdioden verfügen [128]. Aus den Daten mehrerer Kameras können mittels einer Bildverarbeitungseinheit zunächst die Sensoren, d. h. passiv angestrahlte retroreflektierende oder aktiv Licht ausstrahlende Marker, im Bild identifiziert und anschließend die räumlichen Lagen der Sensoren ermittelt werden [129]. Zur Lage- und Orientierungsbestimmung der menschlichen Extremitäten ist neben der Anbringung von Markern auf dem menschlichen Körper zusätzlich als Eingangsgröße für das zugrundeliegende Menschmodell die Eingabe von

anthropometrischen Daten der zu untersuchenden Person notwendig (vgl. Kapitel 3.2.3). Vorteile des Motion Capture Systems gegenüber sensorbasierter Verfahren sind die damit erreichbaren hohen Messgenauigkeiten der Positionsbestimmung einzelner Marker [128].

Schmid [130] hat aufgezeigt, dass die Messgenauigkeit des untersuchten Motion Capture Systems zur Längenbestimmung bei 0,09 % bis 1,77 % lag und der root mean square error (RMSE; dt.: Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme) rund 0,19 mm betrug. Weitere Ergebnisse zur Messgenauigkeit können in den Übersichtstabellen von Chiari et al. [128] sowie in der Arbeit von Windolf et al. [126] nachgeschlagen werden. Im Zusammenspiel mit den Menschmodellen können auch Gelenkwinkel bestimmt werden. Allerdings haben Lucchetti et al. [131] gezeigt, dass die kleinsten RMSE zur Bestimmung der Kniewinkel für die Ab-/Adduktion  $2,4^\circ$ , für die Innen-/ Außenrotation  $1,1^\circ$  und für die Flexion/Extension  $5,0^\circ$  betragen und somit im Vergleich zur reinen Längenbestimmung zwischen einzelnen Markern eine deutlich geringere Messgenauigkeit aufweisen.

Als weiterer Vorteil von Motion Capture kann die Tatsache angesehen werden, dass durch das nicht invasive Messverfahren [128] ein sehr großes Messvolumen abgedeckt werden kann und folglich die Probanden eine sehr große Bewegungsfreiheit genießen [132]. Hierdurch können die zu untersuchenden Bewegungen uneingeschränkt und natürlich ausgeführt werden. Weiterhin können mittels der für Motion Capture Systeme zur Verfügung stehenden Softwarelösungen die aufgezeichneten Bewegungen sowohl online als auch offline dreidimensional dargestellt werden.

Als Nachteil von Motion Capture können die hohen Anschaffungskosten im Vergleich zu sensorbasierten Messverfahren gesehen werden. Weiterhin sind die optischen Messverfahren nur eingeschränkt zum Einsatz im Feld geeignet [127]. Bei passiven Markern kann es durch das in der Umgebung der Feldmessung auftretende natürliche infrarote Licht beispielsweise zu störenden Reflektionen kommen, welche von den Kamerasystemen als Pseudomarker detektiert und aufwändig in der Nachverarbeitung (*post-processing*) entfernt werden müssen. Auch im Labor kann es durch reflektierende Gegenstände in der Nähe der Marker zu Pseudomarkern

kommen. Weiterhin führen bei optischen Messverfahren Verdeckungen von Markern zu Messfehlern [129, 132].

Dem Motion Capture gegenüber stehen sensorbasierte Messverfahren wie beispielsweise die inertielle Messeinheit (*Inertial-Measurement-Unit*; IMU) [133]. Inertielle Messeinheiten bestehen aus mehreren Inertialsensoren und dienen zur Bestimmung der Position und Orientierung von Objekten. Inertialsensoren wie beispielsweise Beschleunigungssensoren (*accelerometer*) und Drehratensensoren (Gyroskope) können anhand der Trägheit der Masse eine Messung der Beschleunigung bzw. der Winkelgeschwindigkeit ausführen [134]. Während Beschleunigungssensoren die durch eine Beschleunigung ausgeübte Kraft auf eine Masse messen, sind Drehratensensoren in der Lage, die Rotationsgeschwindigkeit um eine definierte Achse unter Berücksichtigung der physikalischen Zusammenhänge der Messgrößen Drehimpuls, Masse, Translationsgeschwindigkeit, Winkelgeschwindigkeit, Trägheitstensor und Position zu messen [134]. Durch Verwendung mehrerer inertialer Messeinheiten ist es möglich, die räumliche Lage der Sensoren untereinander und durch entsprechende Anbringung an den Extremitäten des Probanden auch dessen Gelenkwinkelverläufe zu bestimmen.

Im Gegensatz zum Motion Capture ermöglicht der Einsatz von tragbaren inertialen Messeinheiten eine deutlich höhere Mobilität, wodurch diese gut zum Einsatz im Feld geeignet sind [127, 129]. Weiterhin eignen sich sensorbasierte Messverfahren gut für Langzeitmessungen [135], da die beim Motion Capture oft anzutreffenden räumlichen Einschränkungen oftmals für IMUs nicht zutreffen [136]. Neben dem Einsatz als Aktivitätssensor wurden inertielle Messeinheiten bereits in der Ganganalyse zur Messung der Körper- und Rumpfbewegung sowie der oberen Extremitäten, insbesondere zur Beschreibung der Schulterkinematik [136], zum Einsatz gebracht [137].

Als Nachteil der inertialen Messeinheiten muss die hohe Abhängigkeit der Reliabilität und Validität vom Messprotokoll angesehen werden. Baets et al. [136] weisen beispielsweise darauf hin, dass zur Bestimmung der Lage der inertialen Messeinheit die Integration der mittels Drehratensensor aufgezeichneten Winkelgeschwindigkeit auf Grund der Driftproblematik nicht ausreichend ist. Vielmehr muss die Lage sowohl aus der Orientierung des Drehratensensors, aus der Neigung des Beschleunigungssensors sowie

der Ausrichtung des Magnetometers bestimmt werden. Bei Verwendung eines Magnetometers ist jedoch ergänzend darauf zu achten, dass sich keine metallischen Gegenstände in der Nähe des Sensors befinden sollten, da diese zu einer zusätzlichen Drift führen. Weiterhin ist vom Messprotokoll eine exakte Sensor-Segment-Kalibrierung einzuhalten, um die Beziehungen zwischen dem technischen Koordinatensystem der inertialen Messeinheit und dem segmentbasierenden Koordinatensystem des Menschen fehlerfrei bestimmen zu können.

Obwohl Baets et al. [136] in ihrer Übersichtsarbeit sowohl methodologische als auch begriffliche Ungenauigkeiten in einer Vielzahl der eingeschlossenen Arbeiten bemängeln, kommen die Autoren dennoch zum Schluss, dass mittels inertialer Messeinheiten die Schulterkinematik sowohl wiederholbar als auch reliabel erfasst werden kann. Auch Cuesta-Vargas et al. [129] gelangten in ihrer Übersichtsarbeit zum Einsatz inertialer Messeinheiten zur Schlussfolgerung, dass dieses Messverfahren zwar eine präzise und reliable Methode zur Erfassung der menschlichen Bewegung darstellen kann, dieses jedoch von der Lage/Positionierung sowie der zu untersuchenden Bewegungsaufgabe abhängig ist. Im Detail besaßen die untersuchten inertialen Messeinheiten der eingeschlossenen Studien eine mittlere Messgenauigkeit von  $3,1^\circ$  für den Rollwinkel (*roll*),  $4,3^\circ$  für den Nickwinkel (*pitch*) sowie  $3,3^\circ$  für den Gierwinkel (*yaw*). Die maximalen Messunsicherheiten betragen zwischen  $8,3^\circ$  und  $14^\circ$ .

Taylor et al. [127] weisen jedoch darauf hin, dass die Mehrzahl der Studien zur Validierung von inertialen Messeinheiten Motion Capture Systeme als Vergleichsgröße nutzten. Obwohl diese Messverfahren bei der Erfassung kinematischer Parameter als Goldstandard angesehen werden, sind diese wie zuvor bereits aufgeführt nicht frei von Messungenauigkeiten. Taylor et al. [127] empfehlen daher, zur Validierung inertialer Messeinheiten einen mechanischen Prüfaufbau zu verwenden. In ihrer Studie mit eigens angefertigten mechanischen Prüfaufbauten wurde eine Messgenauigkeit der untersuchten inertialen Messeinheiten von  $0,6 \pm 0,1^\circ$  für statische und  $4,4 \pm 0,2^\circ \cdot s^{-1}$  für dynamische Messungen bestimmt.

### Messtechnische Erfassung zeitlich-räumlicher Parameter

Zeitlich-räumliche Parameter dienen dazu, die Bewegung des Körpers oder einzelner Körpersegmente ohne Berücksichtigung der Kräfte zu beschreiben. In der Ganganalyse wurde erstmals von Perry [138] eine Terminologie für die einzelnen Parameter eingeführt. Zu den zeitlich-räumlichen Parametern gehören u. a. die Doppelschrittlänge (*stride length*), die Doppelschrittzeit (*stride time*), die Schrittlänge (*step length*), die Schrittzeit (*step time*), die Schrittfrequenz (*step frequency*), die Ganggeschwindigkeit (*gait velocity*), die Kadenz (*cadence*), die Standphasendauer (*stance phase*) und die Schwungphasendauer (*swing phase*). Da diese Parameter sowohl aus kinetischen als auch kinematischen Parametern abgeleitet werden, erfolgt deren messtechnische Erfassung ebenfalls mit den hierfür geeigneten und in den vorausgegangenen Abschnitten bereits näher erörterten Messverfahren zur Erfassung kinetischer und kinematischer Parameter.

#### 3.2.2 Einflussgröße

Laut DIN 1319-3 treten „[w]egen der bei der Messung wirkenden Einflüsse [...] unvermeidlich Meßabweichungen [...] auf“ [139, S. 4]. Einflüsse, welche „die Ursache für systematische Meßabweichungen sind“, bezeichnet man als Einflussgrößen (*influence quantities*) [139, S. 4].

#### Einflussgröße Messgerät

Die durch die Verwendung eines Messgerätes zur Erfassung von Messgrößen verursachten systematischen Messabweichungen sind u. a. von den Gerätemerkmalen Messbereich (*specified measuring range*), Ansprechschwelle (*discrimination*), Empfindlichkeit (*sensitivity*), Auflösung (*resolution*), Hysterese (*hysteresis*) und/oder Messgerätedrift (*drift*) abhängig (vgl. [98]). Wie in Kapitel 3.2.1 bereits erörtert, weist beispielsweise das Messgerät Kraftmessplatte im Vergleich zum Messgerät Druckmesssohle bei der Erfassung der Messgröße Bodenreaktionskraft geringere systematische Messabweichungen auf.

### **Einflussgröße Milieu**

Unter der Einflussgröße Milieu versteht man die während der Messung vorherrschenden Umgebungsbedingungen. Hierzu gehören u. a. Umwelteinflüsse wie Temperatur und Luftfeuchte, aber auch technische Einflüsse wie der für die zu untersuchende Bewegung zur Verfügung stehende Raum. Weiterhin spielt es eine Rolle, ob die Messung in einer künstlichen Umgebung, d. h. unter Laborbedingungen, oder in einer natürlichen Umgebung, d. h. unter Feldbedingungen, stattfindet [107, 140]. Bei biomechanischen Studien im Labor kann es durch räumliche Restriktionen dazu kommen, dass die zu untersuchende Bewegung durch den Probanden nicht mehr natürlich ausgeführt werden kann. Weiterhin ist es bei der messtechnischen Erfassung eines Laufes unter Laborbedingungen und ohne Verwendung eines Laufbandes erforderlich, dass die Probanden für jede Messung separat Anlaufen und Stoppen, so dass hierdurch gegenüber der Versuchsdurchführung im Feld keine tatsächliche Ausführung der Laufbewegung im Feld gegeben ist. Folglich können auf diese Art und Weise im Labor erhobene Messgrößen als nicht valide angesehen werden [102, 121]. Inwieweit der Vergleich zwischen Laufen in der freien Natur und auf einem Laufband zulässig ist, wurde laut Oriwol [141] bislang nicht untersucht.

### **Einflussgröße Prüfprotokoll**

Zur Einflussgröße Prüfprotokoll gehören die vom Test- bzw. Versuchsleiter festgelegten konkreten Handlungsanweisungen zur Durchführung der Messung. Bei biomechanischen Untersuchungen von sportarttypischen Bewegungen werden die Probanden daher oftmals angewiesen, während der Bewegungsausführung eine standardisierte Geschwindigkeit bzw. ein vorgegebenes Geschwindigkeitsintervall einzuhalten [141]. Studien haben gezeigt, dass die Geschwindigkeit einen potentiellen Einfluss auf den Messwert hat [142, 143]. Cavanagh und Lafortune [142] konnten beispielsweise nachweisen, dass sich mit höheren Geschwindigkeiten die zweiten Kraftspitzen sowie die Kraftanstiegsraten erhöhten. Hamill et al. [143] zeigten ebenfalls in ihrer Studie auf, dass die vertikale Bodenreaktionskraft signifikant von der Laufgeschwindigkeit abhängig ist. Während bei einer Laufgeschwindigkeit von  $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  die mittlere vertikale Bodenreaktionskraft  $16,28 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  betrug, wuchs diese bei einer Laufgeschwindigkeit von  $7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  bereits um mehr als  $2 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$ , also um rund zwölfteinhalb Prozent an.



### **Einflussgröße Auswertemodell**

Das Auswertemodell als potentielle Einflussgröße wird in Kapitel 3.2.3 detailliert beschrieben. An dieser Stelle lässt sich aber bereits sagen, dass der Grad der Vereinfachung des verwendeten Modells einen direkten Einfluss auf die systematische Messabweichung besitzt und daher bei Prüfungen lediglich validierte Modelle zum Einsatz kommen sollten [20]. Durch die Verwendung eines stark abstrahierten Modells steigt die systematische Messabweichung. Nichtsdestotrotz kann die Verwendung von stark abstrahierten Modellen zur Auswertung von Messgrößen sinnvoll sein, da für eine Vielzahl von Messaufgaben erst hierdurch die Möglichkeit geschaffen wird, die interessierenden Messgrößen erfassen zu können.

### **Einflussgröße Mensch**

Als letzte im Rahmen dieser Arbeit zu betrachtende Größe, die einen Einfluss auf das Messergebnis besitzt, kann der Mensch genannt werden. Als Prüfer ist er dafür verantwortlich, dass die Messung reibungslos stattfindet. Die Art und Weise, wie er die Prüfung durchführt, kann bereits einen Einfluss auf das Messergebnis haben. Um den Einfluss des Menschen zu erfassen, wurden die Kenngrößen Wiederholpräzision und Vergleichspräzision eingeführt [144]. Die Wiederholpräzision beschreibt den Einfluss des Prüfers auf das Messergebnis. Hierbei wird geprüft, ob derselbe Prüfer unter identischen Bedingungen bei wiederholten Messungen präzise Messergebnisse, d. h. Messwerte mit möglichst geringen Differenzen, erzielt. Die Vergleichspräzision untersucht hingegen, ob die Messwerte unter verschiedenen Bedingungen, u. a. bei wechselnden Prüfern, reproduzierbar sind.

Ist der Mensch zusätzlich Gegenstand der Untersuchung, so hat man bei der Datenerfassung die Intravariabilität sowie den Ermüdungszustand des Menschen zu berücksichtigen [140, 145]. Studien haben beispielsweise gezeigt, dass gesunden Probanden die sportliche Aktivität morgens schwerer fällt und die Leistungsfähigkeit geringer ist [146]. Sterzing und Hennig [140] konnten nachweisen, dass es während eines 10 km Laufes zu geringen Variationen in den zeitlich-räumlichen Parametern und zu teils hohen Variationen in den biomechanischen Messgrößen wie Pronationsbewegung, Tibia-Beschleunigung und plantarer Spitzendruck kommt. Eine weitere Komponente, die es bei der Messung mit Menschen zu berücksichtigen gilt,

ist der Lerneffekt. Dieser beschreibt die Tatsache, dass Probanden auf Grund der in einer ersten Messung (*pre-measurement*) gesammelten Erfahrungen in nachfolgenden Messungen (*post-measurement*) ein anderes, in der Regel optimiertes Verhalten an den Tag legen und somit die Wiederholbarkeit der Messergebnisse negativ beeinflussen. Hamill und McNiven [147] schlagen daher vor, den Lerneffekt mit einigen Probeversuchen innerhalb eines Tages auszuschließen. Oriwol [141] konnte in ihrer Untersuchung jedoch zeigen, dass dieses Vorgehen nicht ausreicht, um den Lerneffekt zu eliminieren, und schlägt daher weitergehende Untersuchungen zu dieser Thematik vor.

### 3.2.3 Auswertemodell

Laut DIN 1319-3 bezeichnet ein „*Modell (der Auswertung)*“ eine „*[m]athematische Beziehung [...] zwischen allen bei der Auswertung von Messungen beteiligten Messgrößen und anderen Größen*“ [139, S. 3].

#### Auswertemodelle zur Bestimmung kinetischer Parameter

Wie bereits in Kapitel 3.2.1 beschrieben werden zur Messung des kinetischen Parameters Bodenreaktionskraft auch Druckmesssohlen eingesetzt. Da die Bodenreaktionskraft bedingt durch das Messprinzip jedoch nicht direkt ermittelt, sondern mittels mathematischer Beziehungen berechnet wird, besitzt das angewandte Auswertemodell einen entscheidenden Einfluss auf die Zielgröße. In älteren Studien wurden meist „einfache“ Auswertemodelle wie lineare Funktion und Koordinatentransformation angewandt [67, 116, 118, 148–150], wohingegen in jüngeren Studien vermehrt „komplexe“ Auswertemodelle basierend auf multivariater Statistik, Zeit-Frequenz-Analyse, künstliche neuronale Netze (KNN; *artificial neural network*; ANN) [122, 123] sowie Skelettmuskelmodelle [107, 151] zur Anwendung kamen. Der Vorteil der „komplexen“ Auswertemodelle besteht darin, dass gegenüber den „einfachen“ Auswertemodellen die Messunsicherheit reduziert und zusätzlich auf die horizontalen Bodenreaktionskräfte sowie die räumlichen Bodenreaktionsmomente geschlossen werden kann.

Der lineare Ansatz kann als einfachstes Auswertemodell zur Bestimmung der vertikalen Bodenreaktionskraft aus den gemessenen Druckwerten angesehen werden. Bei diesem Auswertemodell wird der physikalisch bekannte Zusammenhang zwischen dem gemessenen Sensordruck, der hierbei

belastenden Sensorfläche und der vertikal auf den Sensor wirkenden Kraft zur Berechnung der Zielgröße Bodenreaktionskraft angewandt [67, 116, 148]. Auf Grund der Tatsache, dass die Druckmesssohle jedoch nur die vertikal auf den Sensor wirkende Kraft sowie die über die einzelnen Drucksensoren einwirkenden Interaktionskräfte zwischen Fuß und Messsohle messen kann, besitzt das Messsystem bereits eine systembedingte Messunsicherheit, welche durch dieses Modell nicht kompensiert wird. Allerdings kann durch die Verwendung einer höheren Auflösung, d. h. mehr Sensoren pro zur Verfügung stehender Messsohlenfläche, die systembedingte Messunsicherheit in gewissen Grenzen verringert werden. Ein weiterer Nachteil des linearen Ansatzes besteht darin, dass während den Messbedingungen mit unvollständigem plantaren Kontakt zwischen Druckmesssohle und Boden, z. B. zu Beginn und gegen Ende der Standphase, die Anteile der mittels Sensor gemessenen Kraft und der tatsächlich auf den Boden ausgeübten Kraft nicht kongruent sind. Beim linearen Ansatz wird folglich nicht zwischen der gesamten auf den Drucksensor wirkenden Kraft und dem zur Charakterisierung der Bodenreaktionskraft relevanten, d. h. entsprechend dem Kräfteparallelogramm orthogonal auf den Boden wirkenden Kraft, unterschieden.

Das Auswertemodell Koordinatentransformation berücksichtigt hingegen bei der Auswertung zusätzlich die Stellung des Drucksensors zum Boden. Hierdurch ist es möglich, den exakten Anteil der Druckkraft, welcher vertikal auf den Boden wirkt, zu bestimmen. Zur Anwendung dieses Modells ist es notwendig, neben dem Druck und der belasteten Fläche auch die Lage des Fußes während der Standphase zu ermitteln. Hierzu können sowohl ein Motion Capture System als auch inertielle Messeinheiten zum Einsatz kommen. In den Arbeiten von Forner-Cordero et al. [118], Forner-Cordero et al. [149] sowie Chumanov et al. [150] wird die Koordinatentransformation der Druckdaten zur Bestimmung der Bodenreaktionskräfte angewandt. Als Messgeräte dienen pedar<sup>®</sup>-Sohlen zur Erfassung des Druckes sowie das Motion Capture System Vicon<sup>™</sup> zur Bestimmung der Lage des Fußes. Zur Bestimmung der Referenzgrößen wurden Kraftmessplatten eingesetzt. Im Ergebnis konnten Chumanov et al. [150] eine Abweichung von weniger als 15 % der vertikalen Kraftspitze erzielen. Auch Forner-Cordero et al. [118] und Forner-Cordero et al. [149] haben Messabweichungen von weniger als

10 % für die vertikale Bodenreaktionskraft bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,962 ermittelt.

Ein Auswertemodell auf Basis multivariater Statistik in Form einer Hauptkomponentenanalyse wurde in der Studie von Rouhani et al. [152] angewandt. In dieser Studie wurden die parametrischen Zusammenhänge zwischen den gemessenen Bodenreaktionskräften und der plantaren Spitzendruckverteilung ermittelt. Basierend auf den identifizierten Zusammenhängen konnte nachgewiesen werden, dass sowohl die vertikalen als auch die horizontalen Komponenten der Bodenreaktionskraft lediglich durch die Erfassung der plantaren Spitzendruckverteilung mit einer Messungenauigkeit von kleiner 11,3 % abgeschätzt werden konnten.

Die Zeit-Frequenz-Analysen wurden in Form von Wavelet Neural Networks (WNN) sowohl von Joo et al. [153] als auch Sim et al. [154] angewandt. Joo et al. [153] bestimmten die räumlichen Bodenreaktionskräfte und -momente von Golfern beim Golfschlag. Als Eingangsgrößen dienten die mittels pedar<sup>®</sup>-Sohle bestimmten Größen aufsummierter plantarer Druck, Verlauf des Druckschwerpunktes sowie das Druckzeitintegral. Zur Erfassung der Referenzgrößen wurden Kraftmessplatten eingesetzt. Als Ergebnis konnten Korrelationskoeffizienten zwischen 0,73 und 0,97 ermittelt werden.

Die Mehrzahl der Studien zur Bestimmung der räumlichen Bodenreaktionskräfte mittels Druckmesssohlen verwendeten jedoch KNNs als Auswertemodelle [155–157]. Künstliche neuronale Netze verkörpern die technische Realisierung biologisch motivierter Modelle der Informationsverarbeitung in Gehirn und Nervensystem [158]. Kennzeichnend für KNNs sind deren lernfähige, dezentrale, parallele Strukturen aus einfachen Elementen [158]. Billing et al. [155] verwendeten KNNs zur Bestimmung der räumlichen Bodenreaktionskräfte von vier Mittelstreckenläufern. Als Eingangsgröße dienten die mittels paromed<sup>®</sup>-Sensoren gemessenen Kraftwerte und als Zielgröße die mittels Kraftmessplatten gemessenen Bodenreaktionskräfte. Als Ergebnis konnten Korrelationskoeffizienten zwischen 0,858 und 0,997 ermittelt werden. Die mittlere prozentuale Abweichung zwischen abgeschätzter Größe und tatsächlicher Zielgröße betrug für die vertikale Bodenreaktionskraft 1,44 %, für die anterior-posteriore Bodenreaktionskraft 6,55 % sowie für die medio-laterale Bodenreaktionskraft 39,74 % [155]. Jacobs und Ferris [157] instrumentierten eine Sohle mit Drucksensoren und nutzten

anschließend ebenfalls KNNs zur Bestimmung der räumlichen Bodenreaktionskräfte sowie der Sprunggelenkmomente. Die ermittelten normalisierten RMSE waren für die räumlichen Bodenreaktionskräfte sowohl bei einer Ganggeschwindigkeit von  $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  als auch von  $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  kleiner 10 %. Savelberg und Lange [156] konnten zeigen, dass dieses Auswertemodell gut geeignet ist, um intrasubjektive Bodenreaktionskräfte mittels Druckmesssohlen vorherzusagen, wenn die zum Training der KNN vorgegebenen Randbedingungen, insbesondere die ausgeübten Geschwindigkeiten, eingehalten wurden. Die ermittelten Abweichungen lagen im Bereich von weniger als 10 %. Bei der Vorhersage von intersubjektiven Bodenreaktionskräften war dies jedoch nicht ohne weiteres möglich.

Bei der Anwendung von KNNs zur Bestimmung der Bodenreaktionskraft ist es nicht zwingend erforderlich, plantare Druckdaten als Eingangsgrößen zu verwenden. Oh et al. [159] nutzten beispielsweise kinematische Daten der Körpersegmente zur Bestimmung der räumlichen Bodenreaktionskräfte und -momente. Als Ergebnis erhielten Oh et al. [159] relative RMSE kleiner 11 % und somit vergleichbare Werte zu KNNs mit Druckdaten als Eingangsgrößen. Nachteilig bei dieser Variante ist jedoch die Abhängigkeit von einem Motion Capture System, so dass Feldmessungen nur eingeschränkt möglich sind. Inwieweit sich anstelle der optischen Messverfahren auch die sensorbasierten Messverfahren, insbesondere inertiale Messeinheiten, als Eingangsgrößen zur Bestimmung der Bodenreaktionskraft mittels KNN eignen, wurde bislang nicht betrachtet.

Skelettmuskelmodelle, als letztes im Rahmen dieser Arbeit zu betrachtendes Auswertemodell, simulieren die menschliche Physiologie und ermöglichen die Bestimmung der internen Kräfte aller Körpersegmente basierend auf der Grundgleichung der Mechanik [160]. Diese Grundgleichung besagt, dass die Summe aller extern auf den Körper wirkenden Kräfte der Summe aller inneren Kräfte entspricht. Folglich kann durch die Kenntnis aller inneren Kräfte auf die äußeren Kräfte, d. h. die Bodenreaktionskräfte und -momente, geschlossen werden. Auf dieser Grundlage präsentierten Fluit et al. [151] eine Studie, in der die Bodenreaktionskräfte und -momente unter Verwendung eines auf AnyBody<sup>®</sup> basierten Skelettmuskelmodells und den Messgrößen einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse abgeschätzt wurden. Die Methode wurde erfolgreich an neun Probanden, welche Aktivitäten des

täglichen Lebens ausführten, getestet. Mit Ausnahme der Bodenreaktionsmomente in horizontaler Richtung wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den vorhergesagten und tatsächlich mittels Kraftmessplatten aufgezeichneten Bodenreaktionskräfte und -momente festgestellt. Skals et al. [107] konnten nachweisen, dass Skelettmuskelmodelle auch zur Abschätzung der vertikalen Bodenreaktionskräfte bei sportlichen Bewegungen geeignet sind.

### **Auswertemodelle zur Bestimmung kinematischer Parameter**

Neben der Bestimmung der Bodenreaktionskraft ist zur Auslegung mechanischer Simulationen auch die Kenntnis von kinematischen Größen bei typischen Handballbewegungen sinnvoll. Zur Gewinnung kinematischer Messwerte werden als Auswertemodelle sogenannte Menschmodelle eingesetzt. Menschmodelle sind biomechanische Modelle, welche einzelne Körperteile als starre Körper beschreiben, die über mechanische Gelenke miteinander verbunden sind [161]. Man unterscheidet zwischen den *model calibration* Menschmodellen, welche das Modell mit Hilfe anatomischer Landmarken kalibrieren, und den *anatomical calibration* Menschmodellen, welche das Modell mit Hilfe von initialen Bewegungen kalibrieren [162].

Die Ursprünge der Menschmodelle zur Beschreibung der menschlichen Kinematik insbesondere während des Ganges reichen bis in die 1980er Jahre zurück. Zu dieser Zeit arbeitete sowohl die Arbeitsgruppe im Newington Children's Hospital in Connecticut [163] als auch die Arbeitsgruppe im Helen Hayes Hospital in New York [164–166] an *model calibration* Menschmodellen. Das heutzutage bekannteste und wissenschaftlich validierte Menschmodell ist das Conventional Gait Model (CGM), welches auf dem Newington-Helen Hayes Gait Model basiert [162]. Dieses Menschmodell wurde durch die Firma Oxford Metrics (Oxford, Vereinigtes Königreich) zunächst als Vicon Clinical Manager model (VCM) in die Software Clinical Manager und später als Plug-in Gait model (PiG) in die Software Vicon Nexus implementiert. Ein weiteres im klinischen Alltag häufig verwendetes Menschmodell ist das sogenannte Cleveland Clinic Markerset. Dieses Menschmodell ist eine Entwicklung der Firma Motion Analysis Corporation (Santa Rosa, CA, USA). Im Gegensatz zum CGM sind zu diesem kommerziellen Menschmodell jedoch keine wissenschaftlichen Publikationen verfügbar. Ein weiteres zu Forschungszwecken entwickeltes

Menschmodell ist GaitLab. GaitLab ist eine Entwicklung von Vaughan et al. [167] und wurde im Gait Analysis Laboratory in Südafrika angewandt. Aus Italien stammt das *anatomical calibration* Menschmodell Calibration of Anatomical System Technique (CAST) von Cappozzo et al. [168]. Dieses mit sechs Freiheitsgraden (*six degrees of freedom*; 6DoF) versehene Menschmodell wurde wiederum von der Firma BTS Bioengineering Corp. (Brooklyn, NY, USA) für ihre Motion Capture Software implementiert. Die Firma Oxford Metrics (Oxford, Vereinigtes Königreich) hat mit der Einführung des Add-on Advanced Gait Workflow (AGW) für die Software Vicon Nexus 2 erstmals auch ein Menschmodell der Kategorie *anatomical calibration* bereitgestellt. Das im AGW enthaltene Menschmodell mit der Bezeichnung Plug-in Gait in open MATLAB script model (PiGoMAT) ist jedoch bislang nicht für klinische Anwendungen, sondern lediglich für Forschungszwecke vorgesehen. Ein ebenfalls kommerziell genutztes 6DoF Menschmodell ist Visual3d der Firma C-Motion, Inc. (Germantown, MD, USA). Visual3d ist eine Weiterentwicklung von CAST und u. a. in der Motion Capture Software der Firma Qualisys AB (Göteborg, Schweden) implementiert. Neben dem CGM ist Visual3d das am besten wissenschaftlich validierte Menschmodell [169, 170]. Aktuell gibt es jedoch Bestrebungen, das in die Jahre gekommene CGM zu überarbeiten und in ein neues valides Menschmodell mit dem Namen CGM2 zu überführen, wozu eigens eine Projektgruppe<sup>1</sup> ins Leben gerufen wurde.

Die Qualität der mittels Bewegungsanalyse ermittelten und auf den Menschmodellen basierenden kinematischen und kinetischen Daten hängt hauptsächlich von den intrinsischen und exzentrischen Faktoren ab [171]. Schwartz et al. [172] konnten beispielsweise nachweisen, dass die intrinsische Variation bei frei gewählter Geschwindigkeit bei Flexion des Knies bis zu  $3,5^\circ$  betrug, wohingegen die exzentrische Variation ungefähr  $5^\circ$  und für die Hüftrotation sogar bis zu  $7,5^\circ$  betrug. Intrinsische Faktoren beziehen sich auf die individuelle Variabilität. Die hierdurch hervorgerufenen Variationen entstehen von sich aus und können daher nicht reduziert werden. Exzentrische Faktoren sind hingegen von der Versuchsanordnung abhängig und können durch gezielte Maßnahmen zur Qualitätssteigerung reduziert werden [172]. Mögliche Ursachen für

---

<sup>1</sup> The CGM 2.i Project (<https://pycgm2.github.io>)

exzentrische Variationen sind die Geschwindigkeit der Bewegungsausübung, die Positionierung der Oberflächenmarker, die Güte der Messtechnik, die Datenaufbereitung, die anthropometrischen Eingangsdaten sowie die Güte der verwendeten Menschmodelle [173]. Beim CGM handelt es sich beispielsweise um ein hierarchisches Menschmodell. Dies bedeutet, dass sich Fehler nach „unten“ bzw. von proximal nach distal fortpflanzen [172]. Fehler bei der Ermittlung der Beckenwinkel, beispielsweise durch einen fehlerhaft angebrachten Beckenmarker, schlagen sich über die Hüfte, das Knie bis hin zum Sprunggelenk bzw. Fuß durch.

### **Auswertemodelle zur Bestimmung zeitlich-räumlicher Parameter**

Als weitere wichtige Größe zur Entwicklung mechanischer Simulationen dienen die zeitlich-räumlichen Parameter, wie beispielsweise die Kontaktzeiten während einzelner Bewegungsphasen. Zur Gewinnung zeitlich-räumlicher Parameter werden in den meisten Fällen die Fußkontakte (Events) während des Gang-/Bewegungszyklus mittels Kraftmessplatten erhoben [174]. Hierzu wird ein Grenzwert festgelegt, um sowohl den Zeitpunkt des ersten (*foot contact*; FC) als auch des letzten Bodenkontaktes des Fußes (*foot off*; FO) auf der Kraftmessplatte automatisch detektieren zu können [175]. Ein Grenzwert von 10 N hat sich laut Leitch et al. [176] als am besten geeignet herauskristallisiert.

Da das kinetische Verfahren mittels Kraftmessplatte jedoch in manchen Fällen nicht praktikabel ist, wenn z. B. keine Kraftmessplatte zur Verfügung steht oder aber die Größe der Kraftmessplatte nicht ausreichend ist, um den kompletten Gang-/Bewegungszyklus zu detektieren, und überdies das „targeting“ der Platte durch die Probanden ein Problem darstellt [177, 178], kann es von Vorteil sein, die Kontaktzeiten anhand kinematischer Messwerte vorherzusagen [174]. In der Literatur finden sich hierzu folglich zahlreiche Modelle, welche auf unterschiedlichsten Ansätzen basieren (Anhang ).

Diese wurden in der Regel durch die Autoren selbst auf ihre Messunsicherheit im Vergleich zum kinetischen Verfahren mittels Kraftmessplatte geprüft. In der Literatur finden sich aber auch Untersuchungen, welche mehrere aus der Literatur bekannte Verfahren an einem gemeinsamen Probandenkollektiv getestet haben [174, 175, 179–184]. Anhand der Ausarbeitungen von Eckardt



und Kibele [175] lässt sich zum Beispiel festhalten, dass die unterschiedlichen Algorithmen eine mittlere Genauigkeit von -8 ms bis 55 ms für FC und von -28 ms bis 112,8 ms für FO aufwiesen.

### 3.2.4 Eingangsgröße

Laut DIN 1319-3 bezeichnet eine „Eingangsgröße (der Auswertung)“ (*input quantity*) eine „Meßgröße oder andere Größe, von der Daten in die Auswertung von Messungen eingehen“ [139, S. 3].

#### Anthropometrische Daten als Eingangsgrößen von Menschmodellen

Sowohl zur kinematischen als auch zur kinetischen Analyse der mittels optischer Messverfahren aufgezeichneten menschlichen Bewegung sind Menschmodelle nötig (vgl. Kapitel 3.2.3). Als Eingangsgröße der Menschmodelle zur kinematischen Analyse fungieren die optisch erfassten Sensordaten der oberflächlich auf der Haut angebrachten Marker. Im Falle der *model calibration* Menschmodelle werden zusätzlich die anthropometrischen Daten des Probanden als Eingangsgröße ermittelt. Mit Hilfe dieser Eingangsgrößen kann unter Verwendung eines Menschmodells die Haltung und Lage der einzelnen Körpersegmente, der inneren Gelenkzentren sowie die Gelenkwinkelverläufe berechnet werden. Da die anthropometrischen Daten manuell durch den Versuchsleiter erhoben werden müssen, werden diese den extrinsischen Störgrößen, welche einen Einfluss auf die Messgenauigkeit besitzen, zugeordnet [172]. Laut Baker [162] ist die Bestimmung der zur Anbringung von Markern sowie zur Messung anthropometrischer Daten benötigten anthropometrischen Landmarker eines der bedeutendsten Probleme im Rahmen einer Ganganalyse. Auch McGinley et al. [171] führen Variationen in den kinematischen Daten u. a. auf ungeschlossene Messungen von anthropometrischen Daten zurück. Zur kinetischen Analyse mittels inverser Dynamik sind als Eingangsgröße für Menschmodelle zusätzlich Bodenreaktionskräfte und -momente erforderlich.

Das Conventional Gait Model bzw. das Plug-in Gait model als bekanntester Vertreter der *model calibration* Menschmodelle benötigt beispielsweise zur Bestimmung der Hüftgelenkzentren neben Sensordaten der Hüfte (d. h. *left/right anterior/posterior superior iliac spine*) auch anthropometrische Daten der Beinlänge (*left/right leg length*). Mit Hilfe dieser Eingangsgrößen

und unter Verwendung einer auf Kadaverstudien basierenden Regressionsanalyse [163] ist es möglich, die Lage der Hüftgelenkszentren (*hip joint center*; HJC) abzuschätzen [162, 185]. Ausgehend von den ermittelten Hüftgelenkszentren können mit diesem hierarchisch aufgebauten Menschmodell, unter Verwendung weiterer Sensordaten der unteren Extremitäten sowie den anthropometrischen Daten der Kniebreite (*knee width*) und Sprunggelenksbreite (*ankle width*), zusätzlich die Kniegelenks- (*knee joint center*; KJC) und Sprunggelenkszentren (*ankle joint center*; AJC) abgeschätzt werden.

Bei Verwendung der CGM/PiG Menschmodelle ist jedoch kritisch anzumerken, dass die zur Abschätzung des Hüftgelenkszentrums benötigten Regressionen auf Daten basieren, welche mittels invasiver Methoden an Leichen erhoben wurden [186]. Da die gemessenen Werte jedoch auf Grund von Veränderungen des toten Gewebes gegenüber dem lebenden Organismus signifikant von den wahren Werten abweichen, kann die Validität der Regression in Frage gestellt werden. Anhand der Untersuchung von Leardini et al. [187] zur Validierung der Methoden zur Bestimmung des Hüftgelenkszentrums wurde hierzu festgestellt, dass im Vergleich zu einer röntgenstereographischen Bestimmung die mittlere root mean square Distanz (RMS; dt.: Wurzel der mittleren Quadratesumme) basierend auf dem *model calibration* Menschmodell von Davis et al. [163] 30,0 mm bzw. von Bell et al. [188] 25,3 mm betrug. Demgegenüber betrug die mittlere RMS Distanz basierend auf dem *anatomical calibration* Menschmodell von Leardini et al. [187] lediglich 12,5 mm.

## 4 Problemstellung

Anhand der Kapitel 2 und 3 zur Theorie sowie dem aktuellen Stand der Technik und der Forschung können folgende Erkenntnisse zusammenfassend festgehalten werden:

- Es gibt bereits eine wissenschaftlich abgesicherte Methodik zur Erstellung mechanischer Simulationen zur Überprüfung und Bewertung der Funktionalität von Sportgeräten.
- Entsprechend dieser Methodik ist es bei der Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Messung des Sportgerätes Handballschuh zunächst erforderlich, die interessierenden Funktionalitäten zu definieren und konkreten mechanischen Funktionen des Sportgerätes zuzuordnen.
- Als interessierende Funktionalitäten von Handballschuhen wurden die Funktionalitäten Leistung sowie Schutz identifiziert. Diese Funktionalitäten werden beim Handballschuh hauptsächlich durch die funktionalen/mechanischen Eigenschaften Komfort, Führung, Traktion, Steifigkeit sowie Dämpfung bestimmt.
- Zur Messung der Funktionalitäten Traktion, Steifigkeit sowie Dämpfung von Handballschuhen gibt es im Gegensatz zur Messung von Laufschuhen bislang keine speziell hierzu entwickelten mechanischen Simulationen.
- Zur Modellbildung ist es erforderlich, das Systemverhalten Handballer-Handballschuh mittels biomechanischem Experiment zu analysieren und mittels Abstraktion die physikalischen Größen, d. h. insbesondere Messwerte zur Beschreibung des Last-Zeitprofils bei sportarttypischen Bewegungsabläufen, in Konstanten als Eingangsdaten zu überführen.
- Die methodischen Aspekte Messgerät, Einflussgröße, Auswertemodell sowie Eingangsgröße wurden als potentielle Hauptstörgrößen im Rahmen des Modellbildungsprozesses identifiziert.
- Zum Grad der Abstraktion und dessen Einfluss auf den Messwert sowie das zu bildende Modell findet sich in der Literatur bislang keine wissenschaftlich fundierte Aussage.

Es lässt sich also festhalten, dass es zwar prinzipiell eine Methode zur Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung von Sportgeräten gibt, diese jedoch bislang nicht auf Handballschuhe angewandt wurde. Weiterhin wurde aus der aufgeführten Literatur nicht ersichtlich, welcher minimale bzw. maximale Abstraktionsgrad zur Modellbildung angewandt werden darf und welchen Einfluss dieser auf den Messwert und das experimentierbare Modell besitzt.

## 4.1 Forschungsfrage

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, die methodischen Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen systematisch zu untersuchen. Konkret soll die Forschungsfrage „**Welchen Einfluss besitzt der Abstraktionsgrad der im Rahmen dieser Arbeit betrachteten methodischen Aspekte auf den Messwert und das experimentierbare Modell?**“ mit Hilfe der fünf nachfolgend aufgeführten Arbeitshypothesen beantwortet werden.

## 4.2 Arbeitshypothesen

### Arbeitshypothese I

Im Stand der Forschung wurde unter anderem aufgezeigt, dass die Erfassung der zur Modellbildung notwendigen Bodenreaktionskraft sowohl mittels Kraftmessplatten als auch mittels Messverfahren auf Basis von Drucksensoren erfolgen kann. Da Kraftmessplatten als Goldstandard zur Erfassung von Bodenreaktionskräften gelten, es jedoch zur Erfassung der Eingangsgrößen von Handballschuhen gegebenenfalls erforderlich ist, diese im Feld zu messen (vgl. Arbeitshypothese II), stellt sich die Frage, ob die mobil einsetzbaren Druckmesssohlen ebenfalls zur Messung der vertikalen Bodenreaktionskraft bei handballtypischen Bewegungen geeignet sind. **Arbeitshypothese I (AH<sub>I</sub>) zum Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter** lautet daher:

AH<sub>I</sub>: Der Messwert der vertikalen Bodenreaktionskraft unterscheidet sich bei der direkten bzw. indirekten Messung mittels den Messgeräten Kraftmessplatte und Druckmesssohle.

## Arbeitshypothese II

Zum Aspekt der Einflussgröße konnte gezeigt werden, dass das Milieu einen Einfluss auf den Messwert besitzt und dass im Labor erhobene Messgrößen zur Beschreibung der natürlichen Laufbewegung als nicht valide angesehen werden. Daher lässt sich für den Modellbildungsprozess im Rahmen der Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Messung der Funktionalitäten eines Handballschuhs die Frage ableiten, ob es ausreichend ist, kinetische Parameter im Labor zu messen, oder ob die Messung unter Feldbedingungen in der Sporthalle durchgeführt werden muss. **Arbeitshypothese II (AH<sub>II</sub>) zum Einfluss des Milieus auf kinetische Parameter** lautet daher:

AH<sub>II</sub>: Der Messwert der vertikalen Bodenreaktionskraft unterscheidet sich innerhalb der Einflussgrößen (i) einfache und realitätsnahe Laborbedingungen sowie (ii) zwischen realitätsnahen Laborbedingungen und Feldbedingungen.

## Arbeitshypothese III

Zum Aspekt Auswertemodell wurde zum einen gezeigt, dass das kinetische Verfahren mittels Kraftmessplatte nicht in allen Fällen praktikabel ist und daher alternative Auswertemodelle auf Basis kinematischer Messwerte zum Einsatz kamen. Da zur Modellbildung auch Informationen zu den zeitlich-räumlichen Parametern erforderlich sind, stellt sich für den Modellbildungsprozess die Frage, ob Auswertemodelle auf Basis kinematischer Messwerte ausreichend sind, um die erforderlichen Eingangsgrößen zu ermitteln, oder ob auf das etablierte Verfahren mittels Kraftmessplatte zurückgegriffen werden muss. **Arbeitshypothese III (AH<sub>III</sub>) zum Einfluss des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche Parameter** lautet daher:

AH<sub>III</sub>: Die Messwerte der zeitlich-räumlichen Parameter Doppelschrittzeit und Standphasendauer unterscheiden sich innerhalb der Auswertemodelle „Detect Events From Forceplate“, Plantar Pressure Algorithm, Foot Contact Algorithm, Foot Velocity Algorithm, Hreljac-Marshall Algorithm sowie High Pass Algorithm um mehr als 2 %.

### Arbeitshypothese IV

Zum Aspekt Auswertemodell wurde darüber hinaus gezeigt, dass zur Gewinnung kinematischer Messwerte verschiedene Menschmodelle zum Einsatz kommen. Die Qualität der Messwerte ist bei der Anwendung von Menschmodellen jedoch sowohl von exzentrischen als auch intrinsischen Faktoren abhängig. Da kinematische Größen ebenfalls als potentielle Eingangsgrößen im Rahmen des Modellbildungsprozesses zur Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen dienen können, lässt sich die Frage ableiten, ob die Anwendung unterschiedlicher Auswertemodelle einen Einfluss auf die Eingangsgröße besitzt. **Arbeitshypothese IV (AH<sub>IV</sub>) zum Einfluss des Auswertemodells auf kinematische Parameter** lautet daher:

AH<sub>IV</sub>: Die Messwerte der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten unterscheiden sich innerhalb der Auswertemodelle Plug-in Gait und Plug-in Gait in open MATLAB script um mehr als der klinisch akzeptable Grenzwert von 2°.

### Arbeitshypothese V

Zum Aspekt Eingangsgröße wurde abschließend gezeigt, dass sowohl zur kinematischen als auch zur kinetischen Analyse der mittels Motion Capture aufgezeichneten Messwerte zusätzlich Menschmodelle nötig sind. Im Falle von *model calibration* Menschmodellen greifen diese wiederum auf anthropometrische Daten als Eingangsgrößen zurück. Für den Modellbildungsprozess stellt sich daher die Frage, ob Abweichungen in der Erfassung der anthropometrischen Daten einen Einfluss auf die Eingangsgrößen des zur Simulation erforderlichen experimentierbaren Modells besitzen. **Arbeitshypothese V (AH<sub>V</sub>) zum Einfluss der Eingangsgröße auf kinematische Parameter** lautet daher:

AH<sub>V</sub>: Die Messwerte der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten unterscheiden sich bei Verwendung unterschiedlicher anthropometrischer Eingangsgrößen innerhalb des Auswertemodells Plug-in Gait um mehr als der klinisch akzeptable Grenzwert von 2°.

## **5 Methodische Aspekte der Modellbildung**

Zur Prüfung der in der Problemstellung aufgestellten Arbeitshypothesen wurde für jede einzelne Arbeitshypothese mindestens eine Studie durchgeführt. Im Rahmen dieses Kapitels werden daher die zur Prüfung der jeweiligen Arbeitshypothese durchgeführten Studien, untergliedert in Einleitung, Methodik und Ergebnisse, beschrieben. Auf Grund der Tatsache, dass zur Prüfung unterschiedlicher Arbeitshypothesen zum Teil auf kongruente Messungen zurückgegriffen werden konnte, kommt es im Methodenteil der unterschiedlichen Studien teilweise zu redundanten Informationen. Um die Einheit der einzelnen Studien als Ganzes dennoch zu gewährleisten, wurde dieser Umstand bewusst in Kauf genommen. Im finalen Unterkapitel (Kapitel 5.6) erfolgt mittels Synthese die konsistente Zusammenfassung der Ergebnisse der fünf einzelnen Arbeitshypothesen zur Beantwortung der Forschungsfrage. Die Diskussion der Ergebnisse erfolgt im Kapitel 1.

### **5.1 Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter**

#### **Einleitung**

Zur Überprüfung der Arbeitshypothese I ( $AH_1$ ) zum Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter wurde eine Probandenstudie im sportwissenschaftlichen Labor der Technischen Universität Chemnitz durchgeführt. Als interessierende Messgröße wurde der kinetische Parameter vertikale Bodenreaktionskraft bei der Ausführung von handballtypischen Bewegungen ausgewählt. Die messtechnische Erfassung der vertikalen Bodenreaktionskraft ist im Hinblick auf den Entwicklungsprozess einer mechanischen Simulation zur Messung der Funktionalität Schutz eines Handballschuhs ein wesentlicher Bestandteil, da diese Messgröße als wichtige Eingangsgröße zur Modellbildung dient. Im Rahmen der Modellbildung können die Eingangsdaten mittels Abstraktion in Konstanten zur Beschreibung des Last-Zeitprofils des Systemverhaltens Handballer-Handballschuh umgesetzt werden (vgl. [81]). Eine fehlerhafte Erfassung der für die Modellbildung herangezogenen vertikalen Bodenreaktionskraft würde folglich zu einer fehlerhaften Einschätzung der zu messenden Funktionalität des Handballschuhs führen.

Im Rahmen dieser Probandenstudie wurde die vertikale Bodenreaktionskraft (vBRK) zum einen direkt mittels Kraftmessplatte (KMP) und zum anderen indirekt mittels Druckmesssohle (DS) und einem auf KNNs basierenden Algorithmus zur Vorhersage von Zeitschritten nichtlinearer Zusammenhänge bestimmt. Ziel dieser Studie war es herauszufinden, inwieweit sich der Messwert der vertikalen Bodenreaktionskraft bei der Messung mittels den Messgeräten Kraftmessplatte und Druckmesssohle unterscheidet.

## **Methodik**

### *Beschreibung der Stichprobe*

Die Stichprobe umfasste fünf männliche, gesunde aktive Amateurhandballspieler mit mindestens fünfjähriger Wettkampferfahrung (Alter:  $32,4 \pm 7,0$  Jahre; Größe:  $1,81 \pm 0,03$  m; Gewicht:  $88,2 \pm 14,2$  kg, Schuhgröße: EUR  $43 \pm 1$ ). Alle Probanden hatten sich schriftlich dazu bereit erklärt, an der Studie teilzunehmen. Die Untersuchung erfolgte in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [189].

### *Messtechnik und Datenerhebung*

Zur Erfassung des kinetischen Parameters vertikale Bodenreaktionskraft bei handballtypischen Bewegungen wurde als Messgerät sowohl eine Kraftmessplatte (9287BA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, CHE) als auch eine Druckmesssohle der Firma IEE (Echternach, LUX) eingesetzt. Die Druckmesssohle bestand aus acht einzelnen Drucksensoren des Typs HD 002 und wurde mittels eines an der Professur Sportgerätetechnik entwickelten Messsystems (Dialogg Measurement System, Envisible Steinbeis-Forschungszentrum Human Centered Engineering, Chemnitz, DEU) betrieben. Die Steuerung der Kraftmessplatte, welche über einen Messverstärker an ein optoelektronisches Bewegungsanalysesystem (Vicon Lock+, Oxford Metrics, Oxford, GBR) angeschlossen war, erfolgte über die Software Nexus 2 (Oxford Metrics, Oxford, GBR). Die Abtastrate betrug 1000 Hz. Die Steuerung der mit einer Abtastrate von 100 Hz betriebenen Druckmesssohle erfolgte über die Software ENVISIBLE (Envisible Steinbeis-Forschungszentrum Human Centered Engineering, Chemnitz, DEU). Mittels einem zweiten Dialogg Measurement System, welches an den Messverstärker des Bewegungsanalysesystems angeschlossen war, wurde beim Starten und Stoppen der Datenerfassung der Druckmesssohle ein



Trigger gesendet, welcher dazu genutzt wurde, die verwendeten Messgeräte auf eine Zehntelsekunde genau zu synchronisieren.

Als handballtypische Bewegungen wurden der Sprungwurf und die Körpertäuschung ausgewählt. Beim Sprungwurf wurde die vertikale Bodenreaktionskraft des dominanten Beines während der Landung und bei der Körpertäuschung während der initialen Bewegung, d. h. Bodenkontaktphase der ersten Seitwärtsbewegung, gemessen. Entsprechend dem Stand der Forschung sind diese zwei handballtypischen Bewegungen häufig Ursache für ein Valgustrauuma [28] und können demzufolge als relevante Eingangsgrößen zur Ableitung des Last-Zeitprofils angesehen werden. Die Messungen wurden unter realitätsnahen Laborbedingungen (rLB, vgl. Kapitel 5.2.1) durchgeführt. Zur Messung absolvierte jeder Proband jeweils 20-mal den Sprungwurf sowie 20-mal die Körpertäuschung. Eine Messung war gültig, wenn die Bewegungsausführung entsprechend der subjektiven Einschätzung durch den Probanden und den Testleiter technisch korrekt ausgeübt sowie die Kraftmessplatte vollständig mit einem Fuß getroffen wurde.

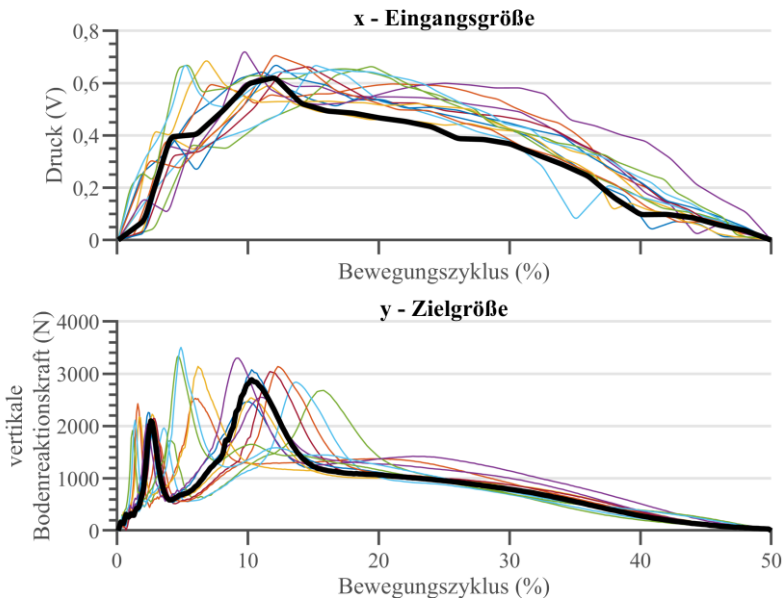
#### *Datenaufbereitung*

Zur Datenaufbereitung wurden die vertikalen Bodenreaktionskräfte der Kraftmessplatte mittels Nexus 2 nach MATLAB (R2017a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) exportiert. Die Daten der Druckmesssohle in Form von Spannungsänderungen wurden mittels ENVISIBLE als Textdatei gespeichert und ebenfalls nach MATLAB exportiert. Anhand des Signalverlaufs der vertikalen Kraftkomponente der Kraftmessplatte wurden die Druck- und Kraftdaten auf die zu untersuchende Bewegungsphase, d. h. Kontaktphase des Fußes mit der Kraftmessplatte, zugeschnitten. Um die Messungengenauigkeit der Druckmesssohle bei Drücken kleiner 100 mbar zu berücksichtigen, wurden Spannungen kleiner 0,015 V genullt. Die vertikale Bodenreaktionskraft wurde mit einem Tiefpassfilter 2. Ordnung ohne Phasenverschiebung und einer Grenzfrequenz von 200 Hz gefiltert. Die zugeschnittenen Messdaten wurden normalisiert und auf 500 Datenpunkte linear interpoliert.

#### *Entwicklung und Training künstlicher neuronaler Netze*

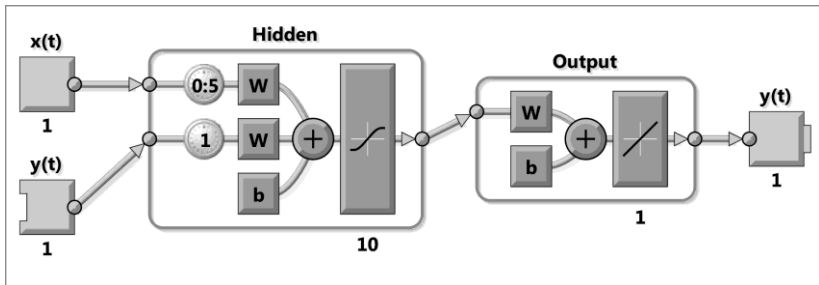
Die KNNs zur Vorhersage der vertikalen Bodenreaktionskraft anhand der Druckmesssohlendaten wurden in MATLAB entwickelt und trainiert. Für

jeden Probanden und Bewegungsform wurde ein nichtlineares autoregressives neuronales Netzwerk mit externem Eingang (NARX; *nonlinear autoregressive network with external input*) erzeugt. Zunächst wurde ein offenes Netz (*open loop*) ausgelegt und trainiert. Ein offenes NARX ist ein vorwärtslaufendes Netz, das mindestens zwei externe Eingangsgrößen (*input*) benötigt, um die Zielgröße (*target*) vorherzusagen. Das Netz besteht aus einer Eingabeschicht (*input layer*), aus einer oder mehreren verdeckten Schichten (*hidden layers*) und einer Ausgabeschicht (*output layer*). Für das offene NARX wurden als Eingangsgrößen die acht normalisierten und mittels gleitenden Mittelwerts bei einer Fenstergröße von fünf Werten gefilterten Druckdaten der Messsohle sowie als Ziel- bzw. externe Eingangsgröße (*external input*) die normalisierten und gefilterten vertikalen Bodenreaktionskräfte der Kraftmessplatte verwendet (Abbildung 5.1).



**Abbildung 5.1:** Exemplarische Kurvenverläufe der mittels Druckmesssohle bzw. Kraftmessplatte erfassten und für das offene NARX vorverarbeiteten Eingangs- bzw. Zielgrößen für die handballtypische Bewegung Sprungwurf.

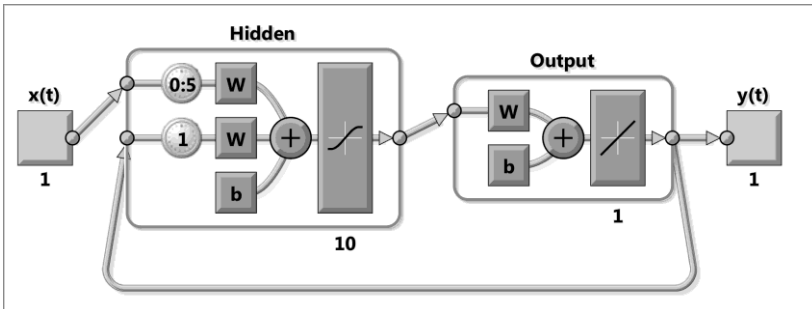
Als verdeckte Schicht wurde eine einlagige Schicht mit zehn Neuronen (*units*) verwendet. Als Eingabeversatz (*input delay*) sowie als Rückkopplungsversatz (*feedback delay*) für die verdeckte Schicht wurden die Werte 0:5 und 1 gewählt. Dies bedeutet, dass die vorherzusagende Ausgangsgröße  $y$  zum Zeitpunkt  $t$  mit Hilfe der sechs Eingangsgrößen zu den Zeitpunkten  $t$ ,  $t-1$ ,  $t-2$ ,  $t-3$ ,  $t-4$ ,  $t-5$  sowie der Ausgangsgröße zum Zeitpunkt  $t-1$  bestimmt wird. Als Trainingsfunktion wurde das Verfahren der skalierten konjugierten Gradienten mit Backpropagation (*scaled conjugate gradient backpropagation*) angewandt. Als Transferfunktion (*transfer function*) wurde in der verdeckten Schicht eine Tangens-Hyperbolicus-Funktion (*hyperbolic tangent sigmoid transfer function*) und in der Ausgabeschicht eine lineare Funktion (*linear transfer function*) gewählt (Abbildung 5.2).



**Abbildung 5.2:** Layout eines offenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerks mit externem Eingang (NARX) zur Vorhersage der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Probanden bei der Ausführung einer handballtypischen Bewegung mittels der Messdaten einer Druckmesssohle.

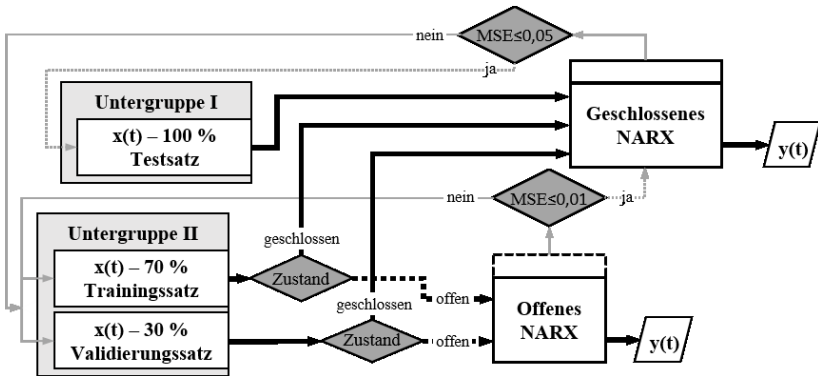
Zum Trainieren der zehn Netzwerke (ein Netzwerk je Proband und Bewegungsform) wurden die entsprechenden vorhandenen Datensätze in zwei Untergruppen unterteilt. Die erste Untergruppe bestand aus einer Messung und diente als Testsatz. Die zweite Untergruppe bestand aus den restlichen Messungen und diente sowohl als Trainings- als auch Validierungssatz. Für den Trainingssatz wurden jeweils zufällig 70 % und für den Validierungssatz die restlichen 30 % der Daten der zweiten Untergruppe verwendet. Um ein valides Netzwerk zur Vorhersage der Bodenreaktionskräfte aufzubauen, wurde zunächst das offene Netzwerk mit dem Trainingssatz trainiert und mit Hilfe des Validierungssatzes die Güte des Netzwerks in Form der mittleren quadratischen Abweichung (*mean squared*

*error*, MSE) bestimmt. Als Abbruchkriterium zur Beendigung des Trainings wurde ein MSE-Wert von kleiner gleich 0,01 festgelegt. Sollte der Grenzwert von  $MSE \leq 0,01$  nicht erreicht worden sein, wurde das Training mit einem neu initialisierten NARX, d. h. die initiale Gewichtung (*weights*) wurde mittels Zufallsgenerator neu erstellt, gestartet. Falls erforderlich wurde diese Prozedur insgesamt 20-mal wiederholt. Sollte im Anschluss daran noch immer kein valides NARX gefunden worden sein, so wurde mit dem NARX mit dem niedrigsten MSE-Wert weitergearbeitet. Im Anschluss an das Training des offenen NARX wurde dieses geschlossen (Abbildung 5.3) und erneut mit dem Trainingsatz trainiert.



**Abbildung 5.3:** Layout eines geschlossenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerks mit externem Eingang (NARX) zur Vorhersage der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Probanden bei der Ausführung einer handballtypischen Bewegung mittels der Messdaten einer Druckmesssohle.

Als Abbruchkriterium für das geschlossene NARX wurde ein MSE-Wert von kleiner gleich 0,05 festgelegt. Die Vorgehensweise zur Identifikation eines validen geschlossenen NARX erfolgte analog zur Vorgehensweise für das offene NARX. Im finalen Schritt wurde das trainierte geschlossene NARX auf den Testsatz angewandt (Abbildung 5.4).



**Abbildung 5.4:** Schematische Darstellung der Methodik zur Entwicklung eines validen künstlich neuronalen Netzwerks (KNN) in Form eines geschlossenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerks (NARX) zur Vorhersage der vertikalen Bodenreaktionskraft anhand der Messdaten einer Druckmesssohle.

### Statistische Auswertung

Zur Bestimmung der Güte der mittels den Trainingsätzen trainierten Netzwerke wurden die trainierten NARX auf die entsprechenden Validierungssätze angewandt und die MSEs berechnet. Der Vergleich zwischen den direkt mittels Kraftmessplatte und indirekt mittels Druckmesssohle und trainierten NARX bestimmten vertikalen Bodenreaktionskräfte wurde auf Basis der Testsätze durchgeführt. Neben der absoluten Größe für die vertikale Bodenreaktionskraft wurde zur Beurteilung der Messabweichung zwischen beiden Messsystemen auch die zugehörige absolute Messabweichung ( $F$ ) bzw. relative Messabweichung ( $f$ ) bestimmt. Die Messabweichung beschreibt die Abweichung des mittels KNN auf Basis von Druckdaten „geschätzten“ Messwertes  $x$  vom wahren Wert  $x_w$  bzw. vom richtigen Wert  $x_r$ .

$$F = x - x_w \quad (1)$$

$$f = \frac{F}{x_w} = \frac{x - x_w}{x_w} = \frac{x}{x_w} - 1 \quad (2)$$

Der richtige Wert wurde im Rahmen dieser Studie mittels des Messgeräts Kraftmessplatte (Goldstandard) bestimmt. Für richtige Werte in der Nähe von Null, d. h. im Bereich von  $\pm 25$  N, wurde die relative Messabweichung nicht bestimmt. Weiterhin wurden die Messabweichungen grafisch in Form von Kurvendiagrammen und Boxplots aufbereitet sowie die mittleren Messabweichungen und RMSEs berechnet. Anhand der mittleren relativen Messabweichungen wurde abschließend die aufgestellte Arbeitshypothese I verifiziert.

## Ergebnisse

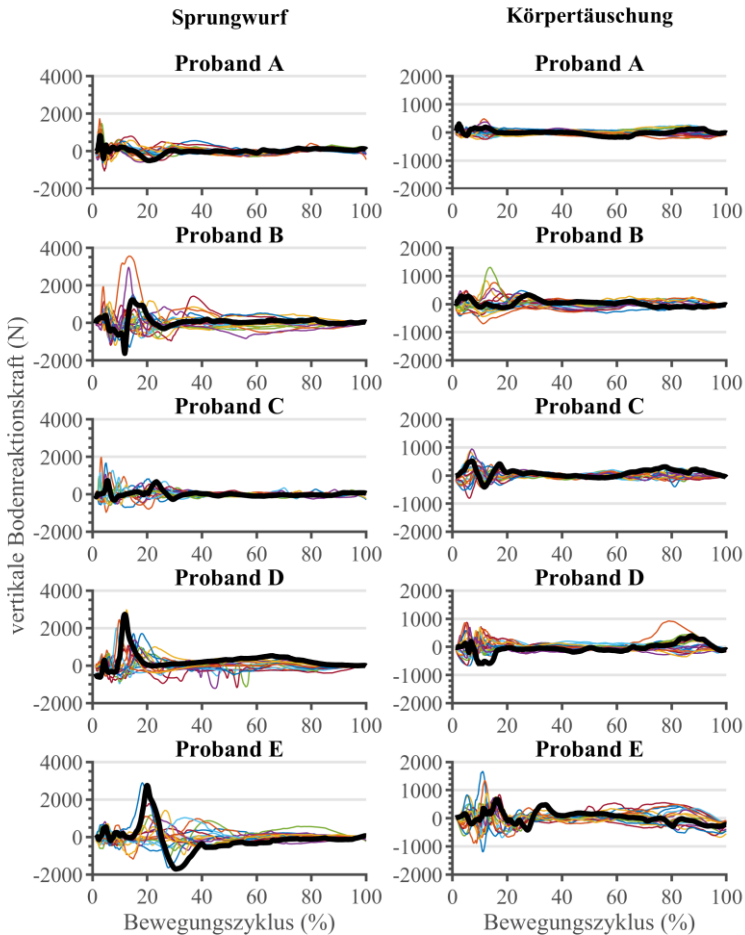
Von den 20 trainierten KNNs zur Vorhersage der vertikalen Bodenreaktionskraft erreichten lediglich vier Netze die angestrebte Güte mit einem MSE kleiner gleich 0,05 (Tabelle 5.1). Die Spannweite der vertikalen Bodenreaktionskraft gemessen mit der Kraftmessplatte betrug für die Körpertäuschung 4428 N und für die Landung beim Sprungwurf 5671 N. Die maximalen absoluten Messabweichungen zwischen den „wahren“ und „geschätzten“ Werten lag zwischen 1664 N für die Körpertäuschung und 3562 N für den Sprungwurf (Abbildung 5.5). Das Netz mit der höchsten Güte (MSE = 0,032) wurde von Proband A bei der Ausführung der Körpertäuschung erreicht. Die niedrigste Güte (MSE = 0,185) wurde bei der Ausführung des Sprungwurfs für Proband E erreicht.

Bei alleiniger Betrachtung der Testsätze, welche weder zum Training noch zur Validierung der Netzwerke herangezogen wurden, betrug die größte mittlere absolute Messabweichung 253,5 N und der größte RMSE 716,2 N (Tabelle 5.2). Für Netze mit ausreichender Güte betrug die größte mittlere absolute Messabweichung 87,7 N und der größte RMSE 170,9 N. Der kleinste absolute RMSE betrug 90,0 N und wurde für Proband A bei der Ausführung der Körpertäuschung ermittelt.

**Tabelle 5.1:** Mittlere quadratische Abweichung (MSE) der trainierten geschlossenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerke mit externem Eingang (NARX).

	Proband				
	A	B	C	D	E
<b>Sprungwurf</b>	0,044*	0,139	0,097	0,141	0,185
<b>Körpertäuschung</b>	0,032*	0,049*	0,049*	0,125	0,151

Die mit einem Stern gekennzeichneten Netzwerke erfüllen die geforderte Güte (MSE  $\leq$  0,05).



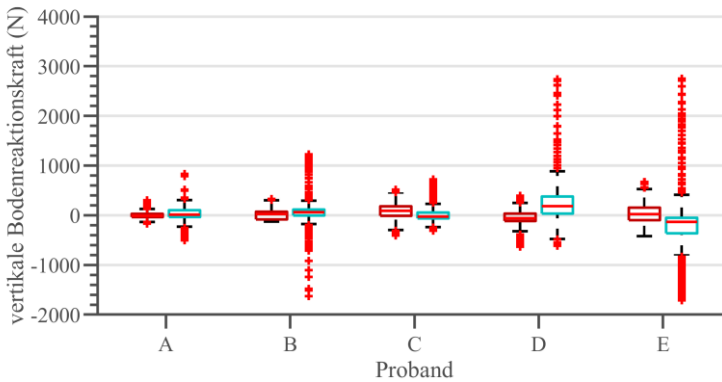
**Abbildung 5.5:** Absolute Messabweichungen (F) der mittels Kraftmessplatte gemessenen und mittels künstlich neuronaler Netze (KNNs) vorhergesagten vertikalen Bodenreaktionskräfte für alle Probanden und Bewegungsformen. Dünne Linien repräsentieren die absoluten Messabweichungen der Untergruppe II, welche zum Trainieren und Validieren der geschlossenen nichtlinearen autoregressiven neuronalen Netzwerke mit externem Eingang (NARX) verwendet wurden. Dicke Linien repräsentieren die absoluten Messabweichungen der Untergruppe I, welche zum Testen der NARX verwendet wurden.

**Tabelle 5.2:** Mittelwerte (MW) und RMSEs der absoluten (F) und relativen (f) Messabweichungen der mittels Kraftmessplatte gemessenen und mittels künstlich neuronaler Netze (KNNs) vorhergesagten vertikalen Bodenreaktionskräfte für alle Probanden und Bewegungsformen basierend auf den Testsätzen.

		Proband									
		Sprungwurf					Körpertäuschung				
		A*	B	C	D	E	A*	B*	C*	D	E
F (N)	MW	4,5	64,0	10,8	253,5	-156,4	-3,8	19,6	87,7	-50,1	28,1
	RMSE	163,0	335,4	153,8	507,5	716,2	90,0	115,4	170,9	194,5	206,7
f (%)	MW	19,3	5,6	7,3	17,5	-30,2	1,1	-3,3	10,3	-7,7	-11,7
	RMSE	57,5	23,3	42,6	45,3	54,0	15,7	18,5	22,7	49,7	69,4

Die mit einem Stern gekennzeichneten Kombinationen verwendeten KNNs mit der geforderten Güte ( $MSE \leq 0,05$ ).

Anhand der Boxplots erkennt man, dass die absoluten Messabweichungen der validen Netzwerke im Vergleich mit den restlichen Netzwerken geringere Interquartilsabstände sowie weniger Ausreißer aufwiesen (Abbildung 5.6).



**Abbildung 5.6:** Absolute Messabweichung (F) der mittels Kraftmessplatte gemessenen und mittels künstlich neuronaler Netze (KNNs) vorhergesagten vertikalen Bodenreaktionskräfte der Testsätze für alle Probanden und Bewegungsarten. Linke Boxplots der einzelnen Probanden repräsentieren Körpertäuschungen, rechte Boxplots Sprungwürfe.

Die kleinste bzw. größte mittlere relative Messabweichung für Netze mit ausreichender Güte betrug 1,1 % bzw. 19,3 %. Der geringste relative RMSE während der Körpertäuschung betrug 15,7 % für Proband A und während des Sprungwurfes 23,3 % für Proband B. Der höchste relative RMSE betrug 69,4 %.



Zusammenfassend lässt sich auf Basis der absoluten und relativen Messabweichungen festhalten, dass sich die Messwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft (vBRK) bei der direkten bzw. indirekten Messung mittels den Messgeräten Kraftmessplatte (KMP) und Druckmesssohle (DS) voneinander unterscheiden. **Die Arbeitshypothese I (AH<sub>I</sub>) wird angenommen.** Die im Rahmen dieser Studie miteinander verglichenen Messgeräte haben einen Einfluss auf den kinetischen Parameter vertikale Bodenreaktionskraft.

## 5.2 Einfluss des Milieus auf kinetische Parameter

### Einleitung

Zur Überprüfung der Arbeitshypothese II (AH<sub>II</sub>) zum Einfluss des Milieus auf kinetische Parameter wurden zwei voneinander unabhängige Probandenstudien durchgeführt, welche jeweils einen Teilaspekt der Arbeitshypothese II betrachteten. Als interessierende Messgröße diente jeweils die vom Probanden bei der Ausführung von handballtypischen Bewegungen resultierende vertikale Bodenreaktionskraft (vBRK). Die Kenntnis der vertikalen Bodenreaktionskraft ist ein wesentlicher Bestandteil der Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen. Im Rahmen der Modellbildung können anhand der messtechnisch erfassten Bodenreaktionskraft mittels Abstraktion Konstanten zur Beschreibung des Last-Zeitprofils des Systemverhaltens Handballer-Handballschuh abgeleitet werden (vgl. [81]). Eine fehlerhafte Erfassung der für die Modellbildung herangezogenen Eingangsgröße infolge eines nicht validen Milieus würde folglich zu einer fehlerhaften Einschätzung der zu messenden Funktionalität des Handballschuhs führen. Ein nicht valides Milieu entspräche beispielsweise einer Umgebungsbedingung, welche während der Messung das natürliche Systemverhalten nicht ausreichend abbildet.

In der ersten Studie (vgl. Kapitel 5.2.1), welche mit 19 Teilnehmern im Bewegungslabor des Klinikum Chemnitz stattfand, wurde die Messgröße mittels des Messgeräts Kraftmessplatte direkt gemessen. Ziel dieser Studie war es herauszufinden, inwiefern das Milieu, in Form von einfachen Laborbedingungen (eLB) und realitätsnahen Laborbedingungen (rLB), einen

Einfluss auf die vertikale Bodenreaktionskraft bei den handballtypischen Bewegungsabläufen Sprungwurf und Körpertäuschung besitzt. In der zweiten Studie (vgl. Kapitel 5.2.2), welche mit fünf Teilnehmern im sportwissenschaftlichen Labor sowie in der Sporthalle der Technischen Universität Chemnitz stattfand, wurde die Messgröße indirekt mittels dem Messgerät Druckmesssohle und einem auf KNNs basierenden Algorithmus berechnet (vgl. Kapitel 5.1). Ziel dieser Studie war es herauszufinden, inwiefern das Milieu, in Form von realitätsnahen Laborbedingungen (rLB) und Feldbedingungen (FB), einen Einfluss auf die berechnete vertikale Bodenreaktionskraft beim Sprungwurf und bei der Körpertäuschung besitzt.

### **5.2.1 Einfache versus realitätsnahe Laborbedingungen**

#### **Methodik**

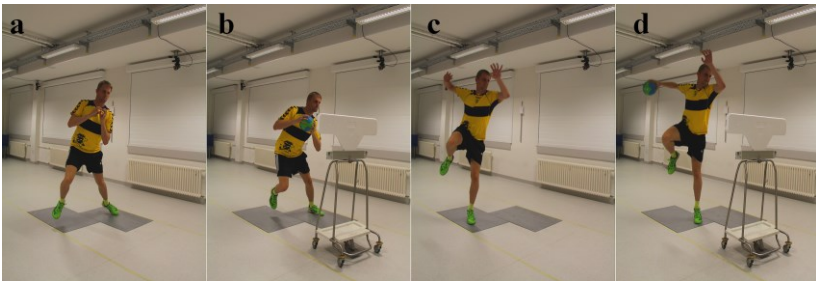
##### *Beschreibung der Stichprobe*

Die Stichprobe umfasste 19 männliche, gesunde, aktive Amateurhandballspieler mit mindestens fünfjähriger Wettkampferfahrung (Alter:  $28,8 \pm 6,3$  Jahre; Größe:  $1,83 \pm 0,06$  m; Gewicht:  $85,5 \pm 12,5$  kg, Schuhgröße: UK  $9,5 \pm 1$ ). Alle Probanden hatten sich schriftlich dazu bereit erklärt, an der Studie teilzunehmen. Die Untersuchung erfolgte in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [189].

##### *Messtechnik und Datenerhebung*

Zur Erfassung des kinetischen Parameters vertikale Bodenreaktionskraft bei handballtypischen Bewegungsabläufen wurde eine Kraftmessplatte (9287BA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, CHE) mit einer Abtastrate von 1000 Hz verwendet. Als handballtypische Bewegungsabläufe wurden der Sprungwurf und die Körpertäuschung ausgewählt. Konkret wurde beim Sprungwurf die vertikale Bodenreaktionskraft des dominanten Beines beim Absprung und bei der Körpertäuschung die initiale Bewegung des dominanten Beines, d. h. die Bodenkontaktphase während der ersten Seitwärtsbewegung, gemessen. Zur Überprüfung des ersten Teilaspektes der  $AH_{II}$  wurden die Probanden in zwei Gruppen mit unterschiedlichen Milieus eingeteilt, wobei ein Proband in beide Gruppen eingeteilt wurde. Gruppe I (Alter:  $27,9 \pm 5,6$  Jahre; Größe:  $1,84 \pm 0,05$  m; Gewicht:  $89,2 \pm 13,1$  kg) absolvierte die zwei handballtypischen Bewegungsabläufe unter einfachen

(eLB) und Gruppe II (Alter:  $30,4 \pm 7,7$  Jahre; Größe:  $1,80 \pm 0,06$  m; Gewicht:  $78,8 \pm 8,3$  kg) unter realitätsnahen Laborbedingungen (rLB). Im Rahmen der Datenerhebung führte jeder Proband jeweils vier gültige Sprungwürfe und Körpertäuschungen aus. Versuche waren gültig, wenn die Kraftmessplatte vollständig mit dem dominanten Fuß getroffen wurde. Während in Gruppe I die Bewegungen ohne zusätzliches Hilfsmittel absolviert wurden, erhielt Gruppe II für die Bewegungsausführung einen Handball der Größe III (Molten H3X4000, Molten Corporation, Hiroshima, JPN) sowie einen künstlichen passiven Abwehrspieler (Abbildung 5.7).



**Abbildung 5.7:** Proband beim Absolvieren der handballtypischen Bewegungsformen Körpertäuschung (a, b) und Sprungwurf (c, d) innerhalb zwei unterschiedlicher Milieus. Das jeweils linke Bild innerhalb einer Bewegungsform repräsentiert das Milieu einfache Laborbedingungen ohne zusätzliche Hilfsmittel (a, c) und das jeweils rechte Bild das Milieu realitätsnahe Laborbedingungen mit einem Handball und künstlichem Abwehrspieler als Hilfsmittel (b, d).

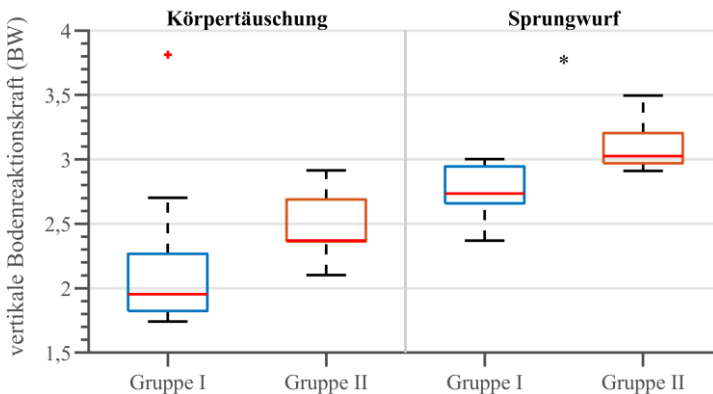
#### *Datenaufbereitung und statistische Auswertung*

Die kinetischen Daten der vertikalen Bodenreaktionskraft wurden mittels MATLAB (R2013b, MathWorks, Natick, MA, USA) jeweils auf 101 Datenpunkte normalisiert und anschließend auf das Körpergewicht (*body weight*, BW) normiert. Um auf signifikante Unterschiede in der vertikalen Bodenreaktionskraft beim Sprungwurf bzw. bei der Körpertäuschung infolge unterschiedlicher Milieus zu prüfen, wurden statistische Tests durchgeführt. Zunächst wurden mittels Levene-Tests die zwei unabhängigen Stichproben, d. h. die gemittelten maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte der einzelnen Probanden gruppiert nach Bewegung und Milieu, auf Homogenität der Varianzen getestet. Anschließend wurden sowohl für die Körpertäuschung als auch den Sprungwurf ein Zweistichproben-t-Test (*two-sample t-test*) für

unabhängige Stichproben durchgeführt. Für jeden Test wurde ein p-Wert von weniger als 0,05 als signifikant angesehen.

## Ergebnisse

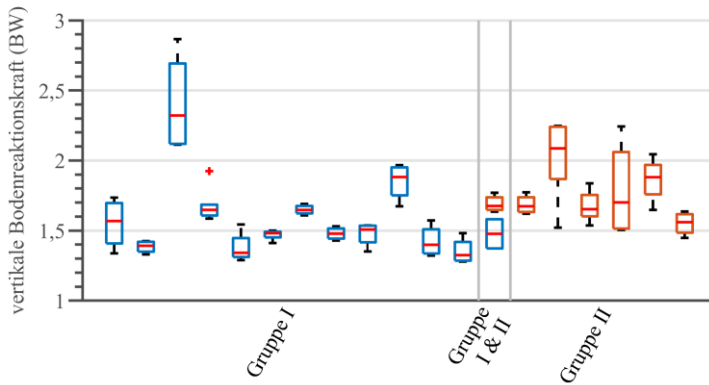
Der Mittelwert der maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte zwischen den beiden Gruppen war für Körpertäuschungen zwischen Gruppe I ( $2,2 \pm 0,6$  BW,  $n = 13$ ) und Gruppe II ( $2,5 \pm 0,3$  BW,  $n = 7$ ) nicht signifikant ( $t(18) = -1,4382$ ,  $p = 0,168$ ). Für Sprungwürfe war der Mittelwert hingegen zwischen Gruppe I ( $2,7 \pm 0,2$  BW,  $n = 13$ ) und Gruppe II ( $3,1 \pm 0,2$  BW,  $n = 7$ ) signifikant unterschiedlich ( $t(18) = -3,9482$ ,  $p = 0,001$ ). Die Probanden der Gruppe II, welche die handballtypischen Bewegungen unter realitätsnahen Laborbedingungen absolvierten, hatten im Mittel signifikant höhere Messwerte. Der Median der maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte für Körpertäuschungen der Gruppe II (2,4 BW) war um 0,4 BW größer als für Gruppe I (2,0 BW). Für Sprungwürfe betrug der Unterschied zwischen den Gruppen 0,3 BW (Abbildung 5.8).



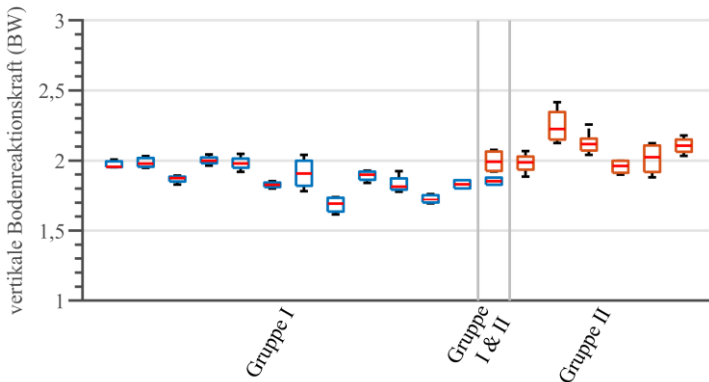
**Abbildung 5.8:** Boxplots der mittleren maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte für die handballtypischen Bewegungen Körpertäuschung und Sprungwurf für zwei unterschiedliche Milieus. Gruppe I ( $n = 13$ ) repräsentiert das Milieu einfache Laborbedingungen und Gruppe II ( $n = 7$ ) das Milieu realitätsnahe Laborbedingungen. Das Sternchen kennzeichnet Gruppen mit signifikant unterschiedlichen Werten.

Diese Unterschiede hinsichtlich der vertikalen Bodenreaktionskräfte konnten auch unter Berücksichtigung der Boxplots einzelner Probanden sowohl für die Körpertäuschung (Abbildung 5.9) als auch den Sprungwurf

(Abbildung 5.10) bestätigt werden. Dies gilt insbesondere für den Probanden, welcher in beiden Milieus die Messungen absolvierte.



**Abbildung 5.9:** Boxplots der vertikalen Bodenreaktionskräfte der einzelnen Probanden ( $n = 19$ ) für die handballtypische Bewegung Körpertäuschung für zwei unterschiedliche Milieus. Gruppe I ( $n = 13$ ) repräsentiert das Milieu einfache Laborbedingungen und Gruppe II ( $n = 7$ ) das Milieu realitätsnahe Laborbedingungen. Ein Proband hat in beiden Gruppen teilgenommen; in Anlehnung an [190].



**Abbildung 5.10:** Boxplots der vertikalen Bodenreaktionskräfte der einzelnen Probanden ( $n = 19$ ) für die handballtypische Bewegung Sprungwurf für zwei unterschiedliche Milieus. Gruppe I ( $n = 13$ ) repräsentiert das Milieu einfache Laborbedingungen und Gruppe II ( $n = 7$ ) das Milieu realitätsnahe Laborbedingungen. Ein Proband hat in beiden Gruppen teilgenommen; in Anlehnung an [190].

Zusammenfassend lässt sich auf Basis der statistischen Tests festhalten, dass sich die Messwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft (vBRK) innerhalb der Einflussgrößen einfache Laborbedingungen (eLB) und realitätsnahe Laborbedingungen (rLB) teils signifikant unterscheiden. **Der erste Teil der Arbeitshypothese II (AH<sub>II-i</sub>) wird angenommen.** Die im Rahmen dieser Studie miteinander verglichenen Milieus haben einen Einfluss auf den kinetischen Parameter vertikale Bodenreaktionskraft.

### 5.2.2 Realitätsnahe Laborbedingungen versus Feldbedingungen

#### Methodik

##### *Beschreibung der Stichprobe*

Die Stichprobe umfasste fünf männliche, gesunde aktive Amateurhandballspieler mit mindestens fünfjähriger Wettkampferfahrung (Alter:  $32,4 \pm 7,0$  Jahre; Größe:  $1,81 \pm 0,03$  m; Gewicht:  $88,2 \pm 14,2$  kg, Schuhgröße: UK  $8,5 \pm 0,5$ ). Alle Probanden hatten sich schriftlich dazu bereit erklärt, an der Studie teilzunehmen. Die Untersuchung erfolgte in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [189].

##### *Messtechnik und Datenerhebung*

Zur indirekten Erfassung des kinetischen Parameters vertikale Bodenreaktionskraft bei den handballtypischen Bewegungen Sprungwurf und Körpertäuschung wurden Druckmesssohlen der Firma IEE (Echternach, LUX) und auf KNNs basierende Algorithmen zur Vorhersage von Zeitschritten nichtlinearer Zusammenhänge eingesetzt, deren Entwicklung ebenfalls Bestandteil dieser Studie war. Die Druckmesssohle bestand aus acht einzelnen Drucksensoren des Typs HD 002 zur Erfassung des plantaren Drucks. Die Messsohle wurde mit dem Dialogg Measurement System (Envisible Steinbeis-Forschungszentrum Human Centered Engineering, Chemnitz, DEU) sowie der Software ENVISIBLE (Envisible Steinbeis-Forschungszentrum Human Centered Engineering, Chemnitz, DEU) betrieben. Die Abtastrate betrug 100 Hz. Zur Entwicklung der KNNs wurden im Bewegungslabor der Technischen Universität Chemnitz unter realitätsnahen Bedingungen (rLB, vgl. Kapitel 5.2.1) von jedem Probanden jeweils 20-mal der Sprungwurf sowie 20-mal die Körpertäuschung mittels

Druckmesssohle und Kraftmessplatte (9287BA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, CHE) aufgezeichnet. Zur Untersuchung des Einflusses des Milieus wurden zusätzlich aus diesen Daten für jeden Probanden jeweils zufällig zehn Datensätze für den Sprungwurf und für die Körpertäuschung ausgewählt. Im Anschluss daran folgten die Messungen unter Feldbedingungen (FB). Die Feldmessungen wurden mit Ball und passivem Gegenspieler in der Sporthalle der Technischen Universität Chemnitz durchgeführt. Zur Messung absolvierte jeder Proband nach kurzem Anlauf jeweils 10-mal den Sprungwurf sowie 10-mal die Körpertäuschung. Eine Messung war gültig, wenn die Bewegungsausführung entsprechend der subjektiven Einschätzung durch den Probanden und den Testleiter technisch korrekt ausgeübt wurde.

#### *Datenaufbereitung und statistische Auswertung*

Zur Datenaufbereitung wurden die Daten der Druckmesssohle in Form von Spannungsänderungen mittels ENVISIBLE als Textdatei gespeichert und nach MATLAB (R2017a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) exportiert. Um die Messungenauigkeit der Druckmesssohle bei Drücken kleiner 100 mbar zu berücksichtigen, wurden Spannungen kleiner 0,015 V genullt. Im Anschluss wurden die Druckdaten auf die zu untersuchende Bewegungsphase zugeschnitten. Die zugeschnittenen Messdaten wurden normalisiert und auf 500 Datenpunkte linear interpoliert. Die Entwicklung und Bereitstellung der KNNs zur weiteren Verwendung in der Software MATLAB erfolgte im Anschluss an die Datenerhebung (eine detaillierte Beschreibung hierzu findet sich in Kapitel 5.1). Im nächsten Schritt, unmittelbar nach der erfolgreichen Entwicklung der KNNs mit einer mittleren quadratischen Abweichung (*mean squared error*, MSE) kleiner gleich 0,05, wurden für die jeweiligen Probanden und Bewegungsformen die entsprechenden KNNs geladen und auf die Druckdaten angewandt. Um auf signifikante Unterschiede in der mittels KNN indirekt ermittelten vertikalen Bodenreaktionskraft beim Sprungwurf bzw. bei der Körpertäuschung infolge unterschiedlicher Milieus zu prüfen, wurden statistische Tests durchgeführt. Zunächst wurden mittels Levene-Tests die zwei unabhängigen Stichproben, d. h. die gemittelten maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte der einzelnen Probanden gruppiert nach Bewegung und Milieu, auf Homogenität

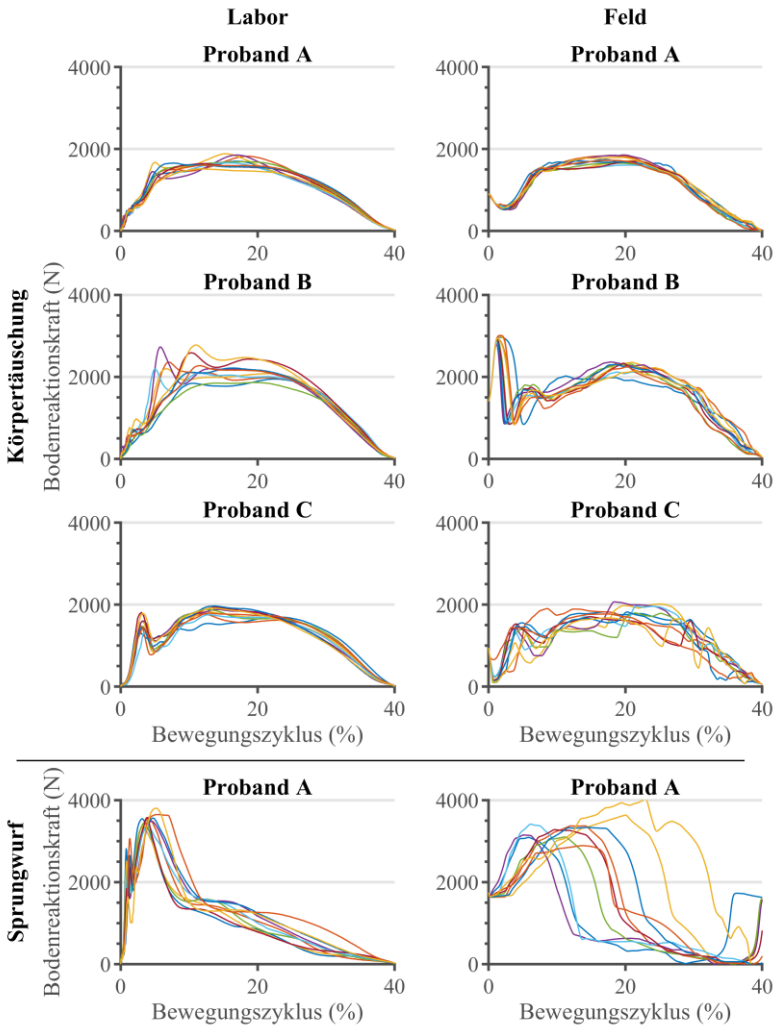
der Varianzen getestet. Anschließend wurden sowohl für die Körpertäuschung als auch den Sprungwurf ein Zweistichproben-t-Test (*two-sample t-test*) für unabhängige Stichproben durchgeführt. Für jeden Test wurde ein p-Wert von weniger als 0,05 als signifikant angesehen.

### **Ergebnisse**

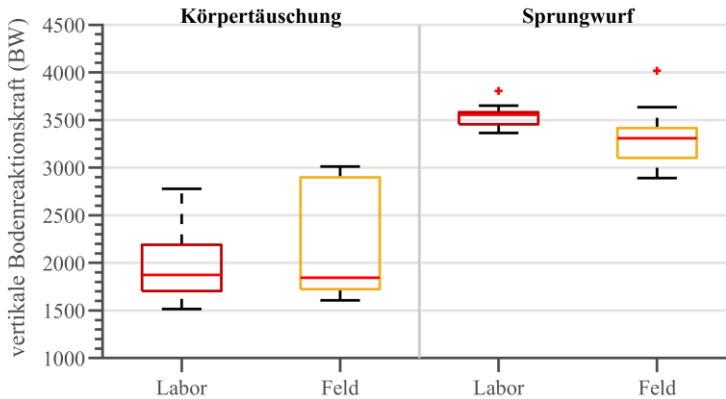
Es konnten nicht für alle Probanden und Bewegungsformen KNNs mit ausreichender Güte, d. h.  $MSE \leq 0,05$ , zur Verfügung gestellt werden (vgl. Tabelle 5.1). Aus diesem Grund basieren die weiteren Ergebnisse lediglich auf den Probanden und Bewegungsformen mit validen KNNs (Abbildung 5.11). Konkret waren dies für die Körpertäuschung Proband A ( $MSE = 0,032$ ), Proband B ( $MSE = 0,049$ ) und Proband C ( $MSE = 0,049$ ) sowie für den Sprungwurf Proband A ( $MSE = 0,044$ ).

Anhand der mittleren maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte konnten für die handballtypische Bewegungsform Körpertäuschung zwischen den beiden Milieus Labor ( $1954 \pm 319$  N,  $n = 3$ ) und Feld ( $2170 \pm 655$  N,  $n = 3$ ) keine signifikanten Unterschiede ( $t(4) = -0,5126$ ,  $p = 0,635$ ) festgestellt werden. Da für die Bewegungsform Sprungwurf nur noch der Datensatz für Proband A zur Verfügung stand, konnten die Unterschiede nicht mittels statistischen Tests auf Signifikanz getestet werden. Die deskriptive Betrachtung der Daten legt jedoch die Vermutung nahe, dass sich die Milieus Labor ( $3540 \pm 130$  N,  $n = 1$ ) und Feld ( $3329 \pm 318$  N,  $n = 3$ ) signifikant unterscheiden (Abbildung 5.12).





**Abbildung 5.11:** Kurvendiagramme der mittels valider künstlicher neuronaler Netze (KNNs) vorhergesagten vertikalen Bodenreaktionskräfte für die handballtypischen Bewegungen Körpertäuschung (Probant A, B und C) und Sprungwurf (Probant A) für zwei unterschiedliche Milieus (Labor und Feld).



**Abbildung 5.12:** Boxplots der mittleren maximalen, mittels valider künstlicher neuronaler Netze (KNNs) vorhergesagten, vertikalen Bodenreaktionskraft für die handballtypischen Bewegungen Körpertäuschung ( $n = 3$ ) und Sprungwurf ( $n = 1$ ) für zwei unterschiedliche Milieus (Labor und Feld).

Zusammenfassend lässt sich auf Basis der statistischen Tests festhalten, dass es zu inkongruenten Ergebnissen kam. Während sich die Messwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft (vBRK) innerhalb der Einflussgrößen realitätsnahe Laborbedingungen (rLB) und Feldbedingungen (FB) für Proband A beim Sprungwurf vermutlich signifikant unterschieden, konnten für Proband A, B und C bei der Körpertäuschung keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Da innerhalb der untersuchten Bedingungen mindestens ein Ergebnis sichtbare Unterschiede aufwies, **wird der zweite Teil der Arbeitshypothese II (AH<sub>II-ii</sub>) angenommen**. Die im Rahmen dieser Studie miteinander verglichenen Milieus haben einen Einfluss auf den kinetischen Parameter vertikale Bodenreaktionskraft.

### 5.3 Einfluss des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche Parameter

#### Einleitung

Zur Überprüfung der Arbeitshypothese III (AH<sub>III</sub>) zum Einfluss des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche Parameter wurde im sportwissenschaftlichen Labor der Technischen Universität Chemnitz eine Studie mit 14 Probanden durchgeführt. Ziel der Probandenstudie war es, anhand eines gemeinsamen Datensatzes den Einfluss der verwendeten Auswertemodelle auf die Genauigkeit der Events und den daraus abgeleiteten zeitlich-räumlichen Parametern Doppelschrittzeit (*stride time*; STR) und Standphasendauer (*stance phase*; STA) zu untersuchen. Die messtechnische Erfassung von zeitlich-räumlichen Parametern ist ein unerlässlicher Bestandteil des Prozesses zur Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Messung der Funktionalitäten eines Handballschuhs. Sowohl die Doppelschrittzeit als auch die Standphasendauer dienen als Eingangsdaten zur Modellbildung, in dessen Rahmen mittels Abstraktion Konstanten zur Beschreibung des Last-Zeitprofils des Systemverhaltens Handballer-Handballschuh ermittelt werden (vgl. [81]). Anhand der Kenntnis der Standphasendauer kann die Belastungsdauer und in Kombination mit der Kenntnis der Doppelschrittzeit die zur Verfügung stehende Relaxationszeit bei der mechanischen Simulation eines Handballschuhs bestimmt werden. Eine fehlerhafte Erfassung der für die Modellbildung herangezogenen zeitlich-räumlichen Parameter würde dazu führen, dass mittels der mechanischen Simulation das dynamische Verformungsverhalten der in den Handballschuhen verarbeiteten polymeren Schaumstoffe nicht korrekt bestimmt werden kann. Diese hätte wiederum eine fehlerhafte Einschätzung der Funktionalität des Handballschuhs zur Folge.

Als Auswertemodelle wurden neben dem kommerziellen Auswertemodell „Detect Events From Forceplate“ (FPA) vier aus der wissenschaftlichen Literatur bekannte Algorithmen sowie ein selbstentwickelter Algorithmus ausgewählt. Der FPA ist in der Software Nexus 2 (Oxford Metrics, Oxford, GBR) implementiert und greift auf kinetische Daten einer oder mehrerer Kraftmessplatten zurück. Aus der Literatur stammen die auf kinematische Eingangsgrößen basierenden Auswertemodelle Foot Contact Algorithm (FCA) [174], Foot Velocity Algorithm (FVA) [184], Hreljac-Marshall

Algorithm (HMA) [191] sowie High Pass Algorithm (HPA) [183]. Das eigens für diese Untersuchung entwickelte Auswertemodell wird als Plantar Pressure Algorithm (PPA) bezeichnet und basiert im Gegensatz zu den Algorithmen der Literatur nicht auf kinematische Daten der am Körper angebrachten Markern, sondern auf kinetische Daten einer Druckmesssohle.

## **Methodik**

### *Beschreibung der Stichprobe*

Die Stichprobe umfasste 14 Probanden (Geschlecht: 5 ♀, 9 ♂; Alter:  $25,1 \pm 2,4$  Jahre; Größe:  $1,78 \pm 0,11$  m; Gewicht:  $73,4 \pm 12,7$  kg; Schuhgröße: UK  $7,5 \pm 1,5$ ), welche zum Zeitpunkt der Datenerhebung keine Einschränkungen im Haltungs- und Bewegungsapparat aufwiesen. Alle Probanden hatten sich schriftlich dazu bereit erklärt, an der Studie teilzunehmen. Die Untersuchung erfolgte in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [189].

### *Messtechnik*

Zur Erfassung der wahren Werte wurde eine Kraftmessplatte (9287BA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, CHE) mit einer Abtastrate von 1000 Hz und zur Kontrolle der Laufgeschwindigkeit zwei Lichtschranken (ALGE photocell RLS1c, ALGE-TIMING GmbH, Lustenau, AUT) mit einem Abstand von 3,18 m eingesetzt. Zur Erhebung der Eingangsgrößen für die auf kinematischen Daten basierenden Algorithmen wurde ein optoelektronisches Bewegungsanalysesystem, welches die zeitliche und räumliche Lage von im Messvolumen befindlichen retroreflektierenden Markern aufzeichnet, mit einer Abtastrate von 250 Hz eingesetzt. Im Detail bestand das System aus acht Kameras (Bonita 10, Oxford Metrics, Oxford, GBR), einem Messverstärker (Vicon Lock+, Oxford Metrics, Oxford, GBR) und der Software Nexus 2. Zur Erhebung der Eingangsgrößen für den auf kinetische Daten basierenden Algorithmus PPA wurden Druckmesssohlen der Firma IEE (Echternach, LUX), welche sich jeweils aus acht einzelnen Drucksensoren des Typs HD 002 zusammensetzten, und ein an der Professur Sportgerätetechnik entwickeltes Messsystem (Dialogg Measurement System, Envisible Steinbeis-Forschungszentrum Human Centered Engineering, Chemnitz, DEU) mit einer Abtastrate von 100 Hz verwendet. Alle Eingangsgrößen wurden zeitlich synchronisiert, wobei der Messverstärker

des Motion Capture Systems als Master fungierte. Da das mittels WLAN an den Master gesendete Trigger-Signal des Dialogg Measurement Systems zum Zeitpunkt der Messung einer variablen zeitlichen Verzögerung unterlag, war die Synchronisierung der Druckdaten nicht möglich.

### *Datenerhebung*

Zur Bestimmung der Events, d. h. den Zeitpunkten des ersten (*foot contact*; FC) und des letzten Bodenkontaktes des Fußes (*foot off*; FO), und den daraus abgeleiteten zeitlich-räumlichen Parametern Doppelschrittzeit (STR) sowie Standphasendauer (STA) wurden durch den Versuchsleiter zunächst die Druckmesssohlen mittels Klebeband in den mitgebrachten Schuhen der Probanden befestigt. Die Dialogg Measurement Systeme wurden mittels der Socken am linken sowie rechten Unterschenkel befestigt. Anschließend wurden insgesamt elf Marker, welche einen Durchmesser von 14 mm hatten, mittels doppelseitigen Klebebands an den Probanden angebracht. Die Positionierung der Marker wurde analog den Vorgaben der einzelnen kinematischen Algorithmen durchgeführt (Tabelle 5.3).

**Tabelle 5.3:** Auflistung der für die einzelnen Auswertemodelle zur Bestimmung der Events erforderlichen Marker und deren Positionierung.

<b>Auswertemodell</b>	<b>Position der Marker</b>
<b>FPA</b>	keine Marker erforderlich
<b>PPA</b>	keine Marker erforderlich
<b>FCA</b>	posteriore Zwischensohle am Fersenbein (HEE) laterale Zwischensohle am fünften Metatarsophalangealgelenk (LMT) Schuhspitze (TIP)
<b>FVA</b>	posteriore Zwischensohle am Fersenbein (HEE) Schuhspitze (TIP), ursprünglich wird der Marker als Zehenmarker über dem zweiten Metatarsalkopf angebracht
<b>HMA</b>	posteriore Zwischensohle am Fersenbein (HEE) laterale Zwischensohle am fünften Metatarsophalangealgelenk (LMT)
<b>HPA</b>	posteriore Zwischensohle am Fersenbein (HEE) auf dem Schaft über dem zweiten Metatarsalkopf (TOE)

Im Detail befanden sich Marker jeweils am linken und rechten Fersenbein (LHEE und RHEE), am linken und rechten zweiten Metatarsalkopf (LTOE und RTOE), am linken und rechten fünften Metatarsalkopf (LLMT und RLMT), am linken und rechten seitlichen Malleolus (LANK und RANK), an der linken und rechten Schuhspitze (LTIP und RTIP) sowie am rechten Unterschenkel (RTIBA). Nachdem die Messvorbereitungen abgeschlossen waren, wurde mit der Datenerhebung begonnen. Hierzu absolvierten die Probanden mehrmals eine Strecke von 10 m, in deren Mitte eine Kraftmessplatte eingelassen war. Für jeden Probanden wurden zwölf gültige Messungen aufgezeichnet. Eine Messung war gültig, wenn das vorgegebene Geschwindigkeitsintervall von  $1,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  bis  $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  eingehalten, die Kraftmessplatte vollständig mit dem linken bzw. rechten Fuß getroffen wurde und kein „targeting“ stattgefunden hatte.

#### *Datenaufbereitung und statistische Auswertung*

Zur Datenauswertung wurden zunächst die Motion Capture Daten innerhalb von Nexus 2 aufbereitet. Anschließend wurde mittels der Pipeline-Funktion das Auswertemodell „Detect Events From Forceplate“ (FPA) bei einem festgelegten Grenzwert von 5 N angewandt, um den wahren Zeitpunkt von FC und FO zu bestimmen. Da zur Bestimmung von STR und STA auch die Events des zweiten Schrittes bekannt sein müssen, jedoch keine zweite Kraftmessplatte zur Verfügung stand, wurden die Events mittels der in Nexus 2 implementierten Pipeline-Funktion „Autocorrelate Events“ bis zum Ende der Messdatenaufzeichnung autokorreliert.

Im nächsten Schritt wurden die nicht kommerziellen Auswertemodelle PPA, FCA, FVA, HMA sowie HPA mittels der Software MATLAB (R2017a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) implementiert (vgl. Anhang B). Zur Bestimmung der Events wurden die Eingangsgrößen für die einzelnen Auswertemodelle, d. h. die mit 250 Hz aufgezeichneten Trajektorien der einzelnen Marker sowie die mit 100 Hz aufgezeichneten Druckdaten der Druckmesssohlen, digital mittels Sampling an die Abtastrate der Kraftmessplatte, d. h. 1000 Hz, angeglichen. Anhand der ermittelten Events wurden die zeitlich-räumlichen Parameter STR und STA wie folgt berechnet.

$$STR_i = FC_{i+1} - FC_i \quad (3)$$

$$STA_i = \frac{(FO_i - FC_i)}{STR_i} \cdot 100 \% \quad (4)$$

Neben den absoluten Größen für FC, FO, STR und STA wurden zur Beurteilung der Vorhersagegenauigkeit auch die zugehörigen absoluten Messabweichungen ( $F$ ) bzw. relativen Messabweichungen ( $f$ ) bestimmt. Die Messabweichung beschreibt die Abweichung des mittels dem Auswertemodell „geschätzten“ Messwertes  $x$  vom wahren Wert  $x_w$  bzw. vom richtigen Wert  $x_r$  der interessierenden Messgröße.

$$F = x - x_w \quad (5)$$

$$f = \frac{F}{x_w} = \frac{x - x_w}{x_w} = \frac{x}{x_w} - 1 \quad (6)$$

Der richtige Wert wurde im Rahmen dieser Studie mittels des Auswertemodells FPA basierend auf den Werten einer Kraftmessplatte bestimmt.

Mittels der Software MATLAB wurden weiterhin deskriptive Statistiken für die Messabweichungen, Boxplots, Histogramme mit zusätzlich eingezeichneter Normalverteilungskurve sowie Bland-Altman Plots [192, 193] erstellt. Anhand der mittleren relativen Messabweichungen und den Bland-Altman Plots für die zeitlich-räumlichen Parameter STR und STA wird abschließend die aufgestellte Arbeitshypothese III verifiziert.

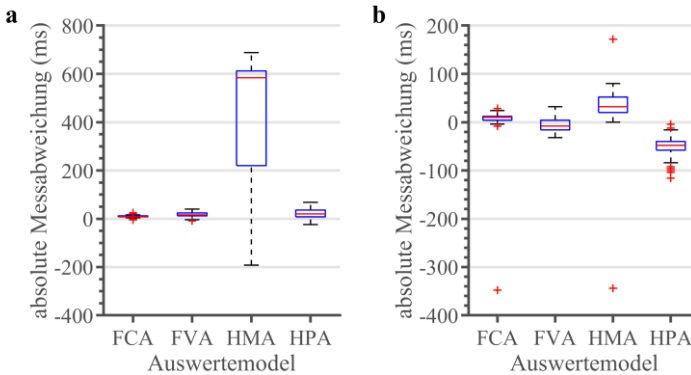
## Ergebnisse

Wie bereits erwähnt, war im Rahmen dieser Studie keine genaue Synchronisierung der Druckdaten möglich. Folglich beschränkt sich die Darstellung der Ergebnisse für die Events FC und FO auf die kinematischen Auswertemodelle. Insgesamt wurden 168 gültige Versuchsdurchführungen aufgezeichnet. Während die Auswertemodelle FVA und HMA für jeden Versuch die geforderten Events ausgaben, konnten durch die restlichen Auswertemodelle zum Teil einzelne Events nicht bestimmt werden (Tabelle 5.4).

**Tabelle 5.4:** Anzahl der mittels den angewandten Auswertemodellen Plantar Pressure Algorithm (PPA), Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und High Pass Algorithm (HPA) unentdeckter Events.

	Auswertemodell				
	PPA	FCA	FVA	HMA	HPA
<b>Erste Events (Kongruent mit Kraftmessplatte)</b>	20	0	0	0	0
<b>Zweite Events (Inkongruent mit Kraftmessplatte)</b>	43	8	0	0	12

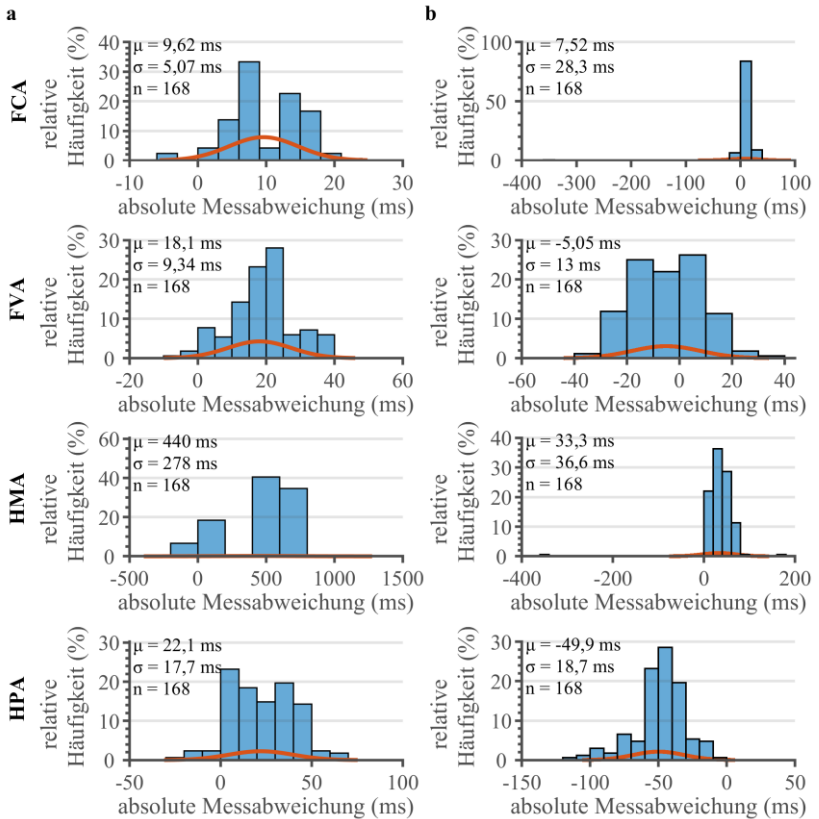
Bei Betrachtung aller gültiger Events stellt man fest, dass die absoluten bzw. relativen Messabweichungen sehr deutlich zwischen den einzelnen Auswertemodellen variierten (Abbildung 5.13).



**Abbildung 5.13:** Absolute Messabweichung ( $F$ ) der mittels den Auswertemodellen Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und High Pass Algorithm (HPA) bestimmten Events (a) foot contact (FC) und (b) foot off (FO).

Die größte absolute Messabweichung für FC wurde für das Auswertemodell HMA entdeckt und betrug 688 ms bei einer Standardabweichung von 278 ms. Die weiteren Auswertemodelle wiesen folgende maximale absolute Messabweichungen (Standardabweichung) für FC auf: +24(5) ms für FCA, +40(9) ms für FVA sowie +68(18) ms für HPA. Bei der Anwendung des Auswertemodells HMA auf die erhobenen Messdaten wurde ersichtlich, dass der HMA öfters die falschen Maxima zur Bestimmung der Events herangezogen hatte. Diese Tatsache spiegelt sich auch im Histogramm und den eingezeichneten deskriptiven Statistiken wieder (Abbildung 5.14a).



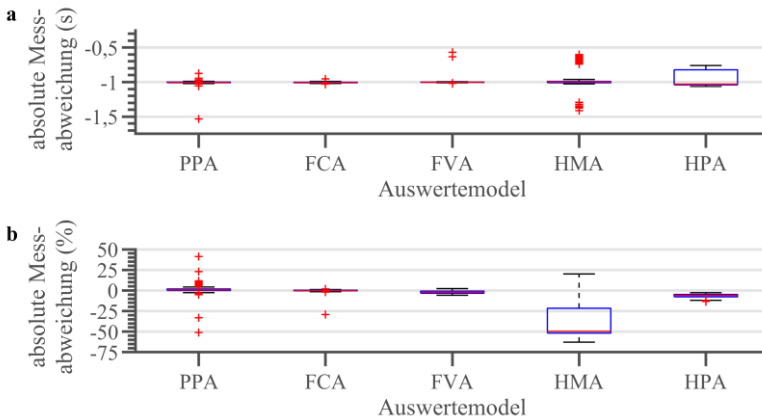


**Abbildung 5.14:** Histogramm der mittels den Auswertemodellen Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und High Pass Algorithm (HPA) bestimmten ersten, d. h. mit der Kraftmessplatte kongruenten, Events für (a) foot contact (FC) und (b) foot off (FO). Zusätzlich sind die zugehörigen Normalverteilungskurven (durchgezogene Linien) eingezeichnet und die deskriptiven Statistiken für Mittelwert ( $\mu$ ), Standardabweichung ( $\sigma$ ) und Anzahl der detektierten Events ( $n$ ) angegeben.

Im Histogramm für das Auswertemodell HMA ist im Gegensatz zu den anderen Auswertemodellen eine deutliche Lücke zwischen den niedrigsten und den größten Messabweichungen zu erkennen. Weiterhin ist die Standardabweichung im Vergleich zu den anderen Modellen mit 278 ms um

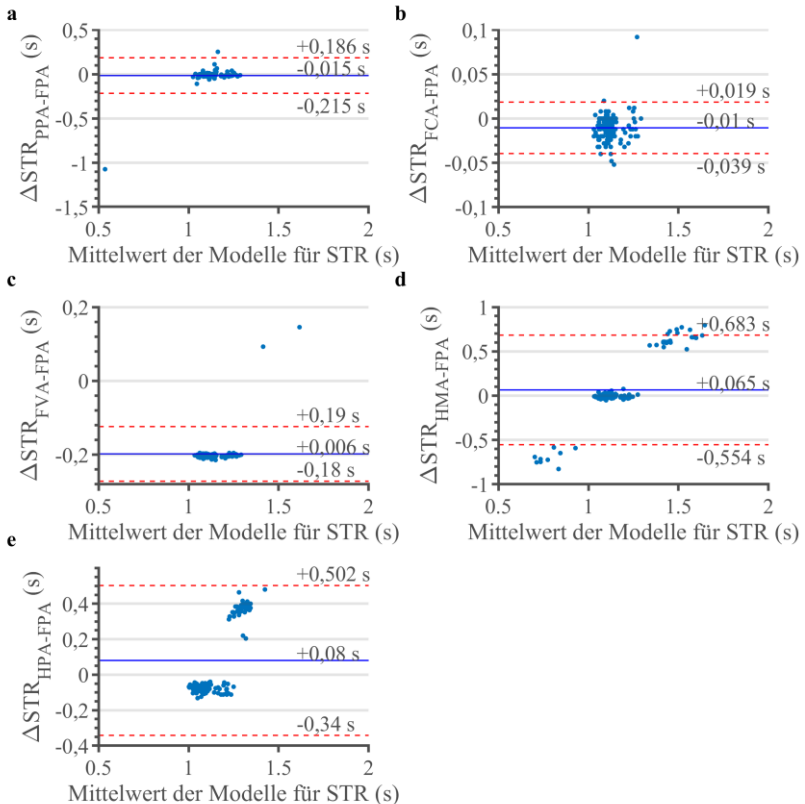
ein Vielfaches größer. Die größte absolute Messabweichung für FO wurde ebenfalls für das Auswertemodell HMA entdeckt und betrug +172(37) ms. Die weiteren Auswertemodelle wiesen folgende maximale absolute Messabweichungen für FO auf: +28(28) ms für FCA, +32(13) ms für FVA, sowie -4(19) ms für HPA. Bei Betrachtung der zugehörigen Histogramme und deskriptiven Statistiken kommt es im Vergleich zu FC für FO jedoch zu keinen auffälligen Diskrepanzen innerhalb der einzelnen Auswertemodelle (Abbildung 5.14b).

Für den aus den Events abgeleiteten zeitlich-räumlichen Parameter STR wurde die größte absolute Messabweichung mit 0,864 s für den Algorithmus FVA entdeckt (Abbildung 5.15a). Im Mittel besaß das Auswertemodell FVA jedoch mit 0,006(0,094) s die geringste absolute Messabweichung. Die größte mittlere absolute Messabweichung wurde mit 0,080(0,215) s für das Auswertemodell HPA gemessen. Die geringste maximale Messabweichung und somit am präzisesten hat FCA gemessen (0,092 s). Für STA besaß das Auswertemodell HMA mit -36,2(24,9) % die größte und FCA mit -0,2(2,4) % die geringste mittlere absolute Messabweichung (Abbildung 5.15b).

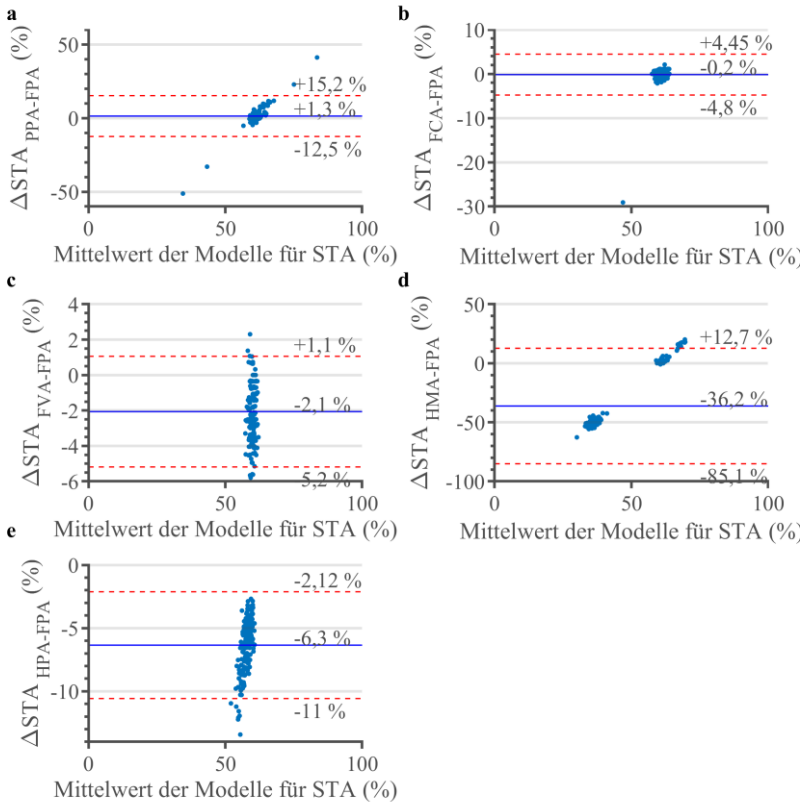


**Abbildung 5.15:** Boxplot der absoluten Messabweichung ( $F$ ) der mittels den Auswertemodellen Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und High Pass Algorithm (HPA) bestimmten (a) Doppelschritzeit (STR) und (b) Standphasendauer (STA).

Anhand der Bland-Altman Plots lässt sich die Schwankungsbreite der Abweichungen der einzelnen Auswertemodelle für STR (Abbildung 5.16) und STA (Abbildung 5.17) im Vergleich zum Goldstandard FPA erkennen.



**Abbildung 5.16:** Bland-Altman Plots des zeitlich-räumlichen Parameters Doppelschritzeit (STR) für die Auswertemodelle (a) Plantar Pressure Algorithm (PPA), (b) Foot Contact Algorithm (FCA), (c) Foot Velocity Algorithm (FVA), (d) Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und (e) High Pass Algorithm (HPA) im Vergleich zum Goldstandard „Detect Events From Forceplate“ (FPA). Die durchgezogene Linie entspricht dem Mittelwert der Differenzen. Die gestrichelten Linien geben die Grenzen der Übereinstimmung (Limits of Agreement) an, in welchem sich 95 % aller Messpunkte befinden. Die obere bzw. untere Grenze befindet sich auf Höhe des Mittelwerts der Differenz plus bzw. minus dem 1,96-fachen der Standardabweichung der Differenz.



**Abbildung 5.17:** Bland-Altman Plots des zeitlich-räumlichen Parameters Standphasendauer (STA) für die Auswertemodelle (a) Plantar Pressure Algorithm (PPA), (b) Foot Contact Algorithm (FCA), (c) Foot Velocity Algorithm (FVA), (d) Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und (e) High Pass Algorithm (HPA) im Vergleich zum Goldstandard „Detect Events From Forceplate“ (FPA). Die durchgezogene Linie entspricht dem Mittelwert der Differenzen. Die gestrichelten Linien geben die Grenzen der Übereinstimmung (Limits of Agreement) an, in welchem sich 95 % aller Messpunkte befinden. Die obere bzw. untere Grenze befindet sich auf Höhe des Mittelwerts der Differenz plus bzw. minus dem 1,96-fachen der Standardabweichung der Differenz.

Die größte relative Messabweichung für STR wies FVA mit 73,0 % auf (Tabelle 5.5). Im Mittel war die relative Messabweichung jedoch für HPA (7,3 %) am größten und für FVA (0,5 %) am geringsten.

**Tabelle 5.5:** Deskriptive Statistik für die relative Messabweichung ( $f$ ) der mittels den Auswertemodellen Plantar Pressure Algorithm (PPA), Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und High Pass Algorithm (HPA) berechneten Doppelschrittzeit (STR).

	Auswertemodell				
	PPA	FCA	FVA	HMA	HPA
<b>Max</b>	24,4 %	7,5 %	73,0 %	68,2 %	44,3 %
<b>Mittelwert (SD)</b>	-1,3(9,5) %	-0,9(1,3) %	0,5(8,4) %	5,5(27,4) %	7,3(19,4) %

Die größte mittlere relative Messabweichung für STA besaß das Auswertemodell HMA mit -59,2 % (Tabelle 5.6). Die geringste mittlere relative Abweichung besaß das Auswertemodell FCA (-0,3 %).

**Tabelle 5.6:** Deskriptive Statistik für die relative Messabweichung ( $f$ ) der mittels den Auswertemodellen Plantar Pressure Algorithm (PPA), Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) und High Pass Algorithm (HPA) berechneten Standphasendauer (STA).

	Auswertemodell				
	PPA	FCA	FVA	HMA	HPA
<b>Max</b>	65,3 %	3,4 %	4,0 %	33,7 %	-4,4 %
<b>Mittelwert (SD)</b>	2,2(11,6) %	-0,3(3,8) %	-3,4(2,6) %	-59,2(40,9) %	-10,4(3,6) %

Hinsichtlich der Arbeitshypothese III ( $AH_{III}$ ) lässt sich feststellen, dass für den zeitlich-räumlichen Parameter STR die Aussage für zwei der fünf untersuchten Auswertemodelle zutreffend ist. Konkret wiesen die Auswertemodelle HMA und HPA mittlere relative Messfehler von mehr als 2 % auf. Für den zeitlich-räumlichen Parameter STA ist die Aussage hingegen für vier der fünf untersuchten Auswertemodelle zutreffend. Lediglich das Auswertemodell FCA wies mit einer mittleren relativen Messabweichung von -0,3 % einen Messfehler von weniger als 2 % auf.

Zusammenfassend lässt sich auf Basis der Messabweichungen der fünf getesteten Auswertemodelle im Vergleich zum etablierten Verfahren mittels Kraftmessplatte (FPA) festhalten, dass sich die Messwerte für die zeitlich-räumlichen Parameter Doppelschrittzeit (STR) und Standphasendauer (STA) nur für einzelne Auswertemodelle um mehr als 2 % unterschieden. Das Auswertemodell Foot Contact Algorithm (FCA) wies hingegen sowohl für STR als auch STA Messabweichungen von weniger als 2 % auf. Da innerhalb der untersuchten Auswertemodelle mindestens eine Messung Messabweichungen von mehr als 2 % aufwies, **wird die Arbeitshypothese III (AH<sub>III</sub>) angenommen**. Die im Rahmen dieser Studie miteinander verglichenen Auswertemodelle haben einen Einfluss auf die zeitlich-räumlichen Parameter STR und STA.

## 5.4 Einfluss des Auswertemodells auf kinematische Parameter

### Einleitung

Zur Überprüfung der Arbeitshypothese IV (AH<sub>IV</sub>) zum Einfluss des Auswertemodells auf kinematische Parameter wurde eine Vergleichsstudie mit 30 Probanden durchgeführt [194]. Die Messungen im Rahmen der Vergleichsstudie fanden im Bewegungslabor des Klinikum Chemnitz, welches gemeinsam durch die Professuren Sportgerätetechnik und Bewegungswissenschaft der Technischen Universität Chemnitz und der Klinikum Chemnitz gGmbH betrieben wird, statt. Ziel der Vergleichsstudie war es, den Einfluss des verwendeten Auswertemodells auf die berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten ( $\gamma$ ) zu untersuchen. Die messtechnische Erfassung des Winkelverlaufs der unteren Extremitäten, wie beispielsweise die Stellung des Sprunggelenks während einer handball-typischen Bewegung, kann Bestandteil des Prozesses zur Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Messung der Funktionalität Leistung eines Handballschuhs sein. Im Rahmen der Modellbildung kann anhand der messtechnisch erfassten Gelenkwinkelverläufe mittels Abstraktion ein mechanisches Modell zur Abbildung der Fußstellung erstellt werden (vgl. [9]). Eine fehlerhafte Erfassung infolge eines unzureichenden Auswertemodells würde zu einer ungenauen Abbildung des Systemverhaltens Handballer-Handballschuh der mechanischen Simulation führen.

Da das Traktionsverhalten eines Schuhs unter anderem von der Kontaktfläche zwischen Schuh und Untergrund und das Ausmaß der Kontaktfläche wiederum wesentlich von der Fußstellung abhängig ist, würde die Anwendung der mechanischen Simulation zu einer fehlerhaften Einschätzung der Funktionalität des Handballschuhs führen.

Als Auswertemodelle für die Vergleichsstudie wurde je ein Menschmodell der Kategorie *model calibration* und der Kategorie *anatomical calibration* ausgewählt. Als Vertreter der Kategorie *model calibration* wurde das wissenschaftlich validierte Menschmodell Plug-in Gait model (PiG) ausgewählt. Als Vertreter der Kategorie *anatomical calibration* wurde das für Forschungszwecke vorgesehene Menschmodell Plug-in Gait in open MATLAB script model<sup>2</sup> (PiGoMAT) ausgewählt, welches jedoch im Vorfeld zur Vergleichsstudie zusätzlich im Hinblick auf Performance überarbeitet wurde. Obwohl das Menschmodell PiGoMAT auf dem Menschmodell PiG fundiert, verwendet es zur Bestimmung der Gelenkszentren nicht Regressionsanalysen basierend auf Daten von Kadaverstudien, sondern die sogenannte *functional joint calibration*. Im Detail verwendet PiGoMAT vier zusätzliche Marker, welche jeweils beidseitig anterior auf den Ober- und Unterschenkeln des Probanden angebracht werden, um mittels der Operationen Optimal Common Shape Technique (OCST), Symmetrical Center of Rotation Estimation (SCoRE) und Symmetrical Axis of Rotation Analysis (SARA) sowohl die Gelenkszentren der Hüfte als auch die Knieachsen bestimmen zu können [195, 196].

## Methodik

### *Beschreibung der Stichprobe*

An der Vergleichsstudie nahmen insgesamt 30 Probanden (Geschlecht: 11 ♀, 19 ♂; Alter:  $36,4 \pm 13,4$  Jahre; Größe:  $1,73 \pm 0,09$  m; Gewicht:  $76,1 \pm 14,7$  kg) teil. Alle Probanden hatten sich schriftlich dazu bereit erklärt, an der

---

<sup>2</sup> Das Modell Plug-in Gait in open MATLAB script ist Bestandteil des Advanced Gait Workflow (AGW) add-ons für Vicon Nexus 2 und kann unter folgendem Link bezogen werden: <https://www.vicon.com/downloads/models-and-scripts/nexus-advanced-gait-workflow>

Studie teilzunehmen. Die Untersuchung erfolgte in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [189].

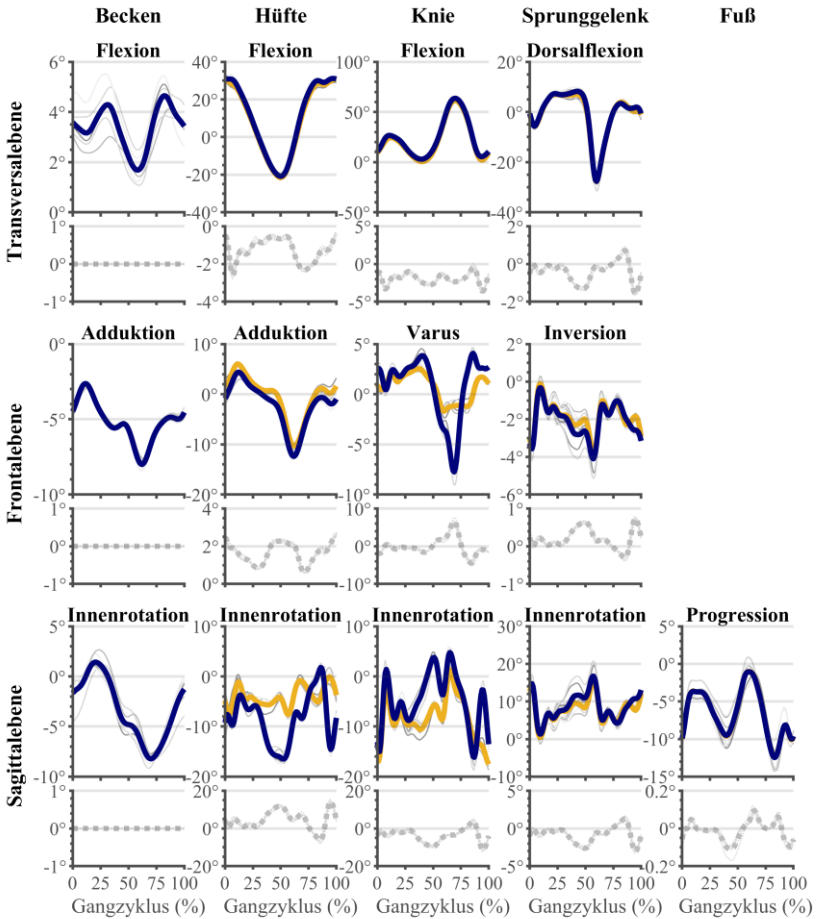
#### *Datenerhebung und Messtechnik*

Im Rahmen der Vergleichsstudie wurde mit jedem Probanden eine instrumentelle Ganganalyse zur Bestimmung der Winkelverläufe der unteren Extremitäten im Becken-, Hüft-, Knie- und Sprunggelenk durchgeführt. Bei diesen Messungen wurden die Trajektorien von 20 reflektierenden kugelförmigen Markern mit einem Durchmesser von 14 mm, welche entsprechend der Vorgaben des PiGoMAT an den unteren Extremitäten der Probanden angebracht wurden, aufgezeichnet. Als Messsystem kamen acht optoelektronische Kameras (Bonita 10, Oxford Metrics, Oxford, GBR) mit einer Abtastrate von 200 Hz, ein Messverstärker (MX-Giganet, Oxford Metrics, Oxford, GBR) sowie die Aufnahme- und Analysesoftware Nexus 2 (Version 2.6.1, Oxford Metrics, Oxford, GBR) zum Einsatz. Für jeden Probanden wurde eine Messreihe mit sechs Messungen aufgezeichnet. Für jede der insgesamt 180 Messungen wurden die Gangereignisse mittels zweier Kraftmessplatten (9287BA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, CHE) mit einer Abtastrate von 1000 Hz und der Nexus 2 Pipeline-Funktion „Detect Events From Forceplate“ (vgl. Kapitel 5.3) bestimmt.

#### *Datenaufbereitung und statistische Auswertung*

Der Grenzwert zur Bestimmung der Gangereignisse war auf 10 N eingestellt. Die weiteren Gangereignisse, welche nicht durch direkten Kontakt auf der Kraftmessplatte bestimmt werden konnten, wurden mittels der Pipeline-Funktion „Autocorrelate Events“ autokorreliert. Zur Bestimmung des kinematischen Parameters Gelenkwinkel wurden lediglich vollständige Gangzyklen herangezogen. Die Doppelschritte der einzelnen Gangzyklen einer Messung wurden jeweils auf 101 Datenpunkte mittels MATLAB (R2017a, MathWorks, Natick, MA, USA) normalisiert. Anschließend wurden mittels der Auswertemodelle PiG und PiGoMAT zunächst die medianen Gelenkwinkelverläufe der normalisierten Gangzyklen der einzelnen Messungen bestimmt (Abbildung 5.18).

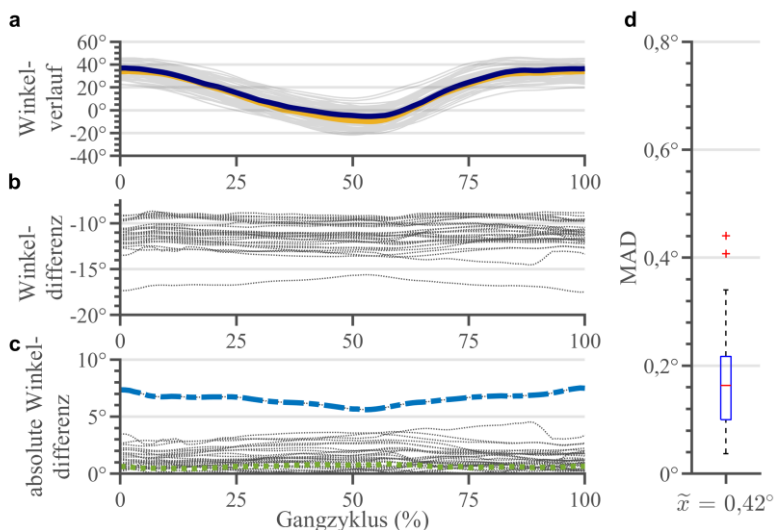




**Abbildung 5.18:** Beispielhafte Verlaufsdarstellung der mittels den Auswertemodellen Plug-in Gait model (PiG) und Plug-in Gait in open MATLAB script model (PiGoMAT) aus sechs Messungen eines Probanden über einen normalisierten Gangzyklus berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten (obere Teilachsen) sowie die aus den unterschiedlichen Auswertemodellen resultierenden Differenzen (untere Teilachsen). Helle Linien repräsentieren die mittels PiG berechneten Gelenkwinkel. Dunkle Linien repräsentieren die mittels PiGoMAT berechneten Gelenkwinkel. Dicke Linien repräsentieren den medianen Verlauf der Einzelmessungen (n = 6).

Für die statistische Auswertung wurden zusätzlich die Mediane der einzelnen Probanden aus den sechs medianen Gelenkwinkelverläufen der entsprechenden Einzelmessungen gebildet. Zur Auswertung der Differenzen in den Gelenkwinkeln zwischen den zwei Auswertemodellen wurde die mittlere absolute Abweichung vom Median (MAD) gebildet und für die einzelnen Gelenke und Schnittebenen in Form von Boxplots dargestellt (Abbildung 5.19).

$$MAD = \frac{1}{n} \cdot \sum |x_i - \tilde{x}| \quad (7)$$



**Abbildung 5.19:** Beispielhafte Darstellung der Methodik zur Berechnung der absoluten Abweichung vom Median (MAD) des Hüftgelenkwinkels in der Transversalebene für alle Probanden ( $n = 30$ ). (a) Mittels den Auswertemodellen Plug-in Gait model (PiG, helle Linie) und Plug-in Gait in open MATLAB script model (PiGoMAT, dunkle Linie) aus jeweils sechs Messungen eines Probanden über einen normalisierten Gangzyklus berechnete mediane Winkelverläufe der Hüftflexion aller Probanden (dicke Linien repräsentieren den Median für alle Probanden). (b) Resultierende Winkeldifferenz der aus den zwei unterschiedlichen Auswertemodellen berechneten medianen Winkelverläufe aller Probanden. (c) Verlauf der absoluten Winkeldifferenzen (dünne Linien), der maximalen Winkeldifferenz (dicke Strichpunktlinie) sowie der absoluten Abweichung vom Median (dicke gepunktete Linie). (d) Boxplot der absoluten Abweichung vom Median für die Hüftflexion ( $n = 30$ ).

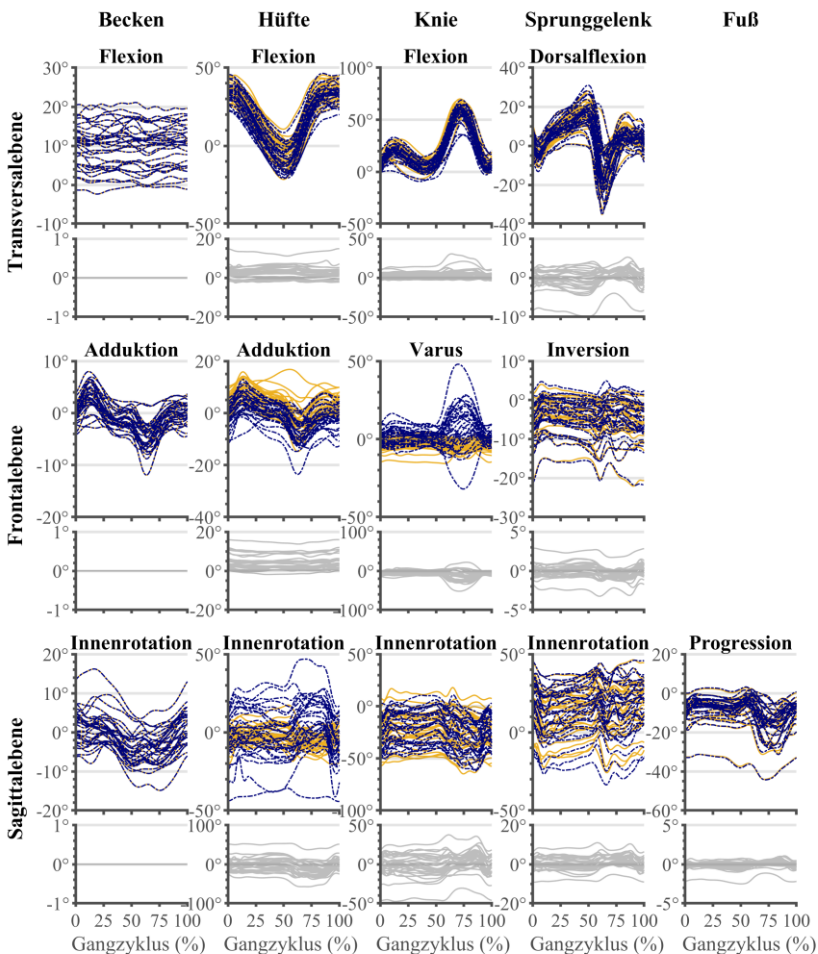
Zur Verifizierung bzw. Falsifizierung der Arbeitshypothese IV wurde abschließend geprüft, ob die mittlere absolute Abweichung vom Median der Gelenkwinkel infolge der Anwendung unterschiedlicher Auswertemodelle unter den kritischen Wert von  $2^\circ$ , welcher als ein akzeptabler Wert bezüglich der Reliabilität zum Treffen von klinischen Entscheidungen angesehen wird [171], fällt.

### **Ergebnisse**

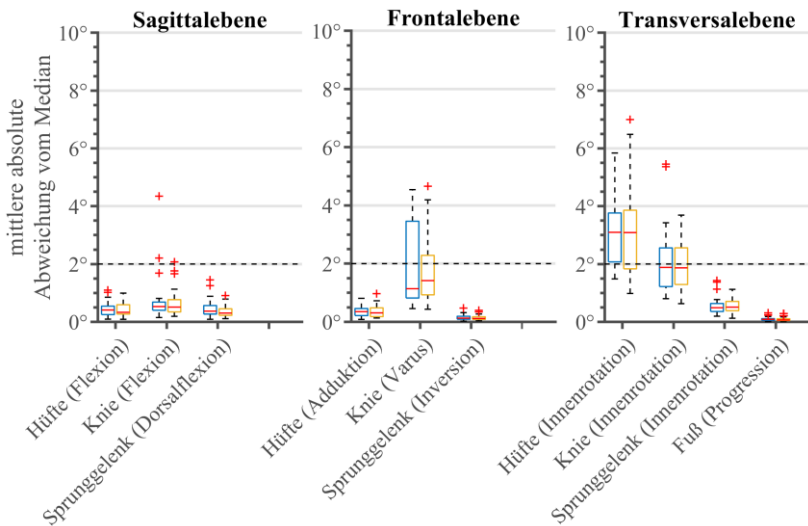
Die Kinematik der Beckengelenke war unabhängig vom angewandten Auswertemodell (Abbildung 5.20). Vom Becken abwärts entlang der kinematischen Kette, d. h. über die Hüfte, das Knie und den Knöchel bis hin zum Fuß, war die Kinematik jedoch abhängig vom angewandten Auswertemodell (Abbildung 5.21).

Die kleinste mittlere absolute Abweichung vom Median (MAD) zwischen beiden Auswertemodellen betrug  $0,01^\circ$  und trat in der Transversalebene für die Fußprogression des rechten Fußes auf. Die höchste MAD betrug  $7,0^\circ$  und trat in der Transversalebene für die Innenrotation der rechten Hüfte auf. Die höchste MAD der Gelenkwinkel in der Sagittalebene war um einen Faktor von 1,6 kleiner als die der Transversalebene und um einen Faktor von 1,1 gegenüber der Frontalebene.

Hinsichtlich der Arbeitshypothese IV kann festgehalten werden, dass die mittlere absolute Abweichung vom Median für die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten mit Ausnahme des Hüft- und Kniegelenks in der Transversalebene kleiner als der kritische Grenzwert von  $2^\circ$  ist. Die Arbeitshypothese muss für diese Fälle daher abgelehnt werden. Jedoch ist anzumerken, dass bei Betrachtung der Differenzen der absoluten Werte über den gesamten Verlauf des normalisierten Gangzyklus der einzelnen Gelenke deutlich größere Abweichung existieren (vgl. Abbildung 5.20).



**Abbildung 5.20:** Mediane Verläufe aller Probanden ( $n = 30$ ) der mittels den Auswertemodellen Plug-in Gait model (PiG) und Plug-in Gait in open MATLAB script model (PiGoMAT) aus sechs Messungen eines Probanden über einen normalisierten Gangzyklus berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten (obere Teilachsen) sowie die aus den unterschiedlichen Auswertemodellen resultierenden Differenzen (untere Teilachsen). Helle Linien repräsentieren die mittels PiG berechneten Gelenkwinkel. Dunkle Linien repräsentieren die mittels PiGoMAT berechneten Gelenkwinkel.



**Abbildung 5.21:** Boxplot der mittleren absoluten Abweichung vom Median (MAD) für alle Probanden ( $n = 30$ ) der mittels den Auswertemodellen Plug-in Gait model (PiG) und Plug-in Gait in open MATLAB script model (PiGoMAT) aus sechs Messungen eines Probanden über einen normalisierten Gangzyklus berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten. Linke Boxplots der einzelnen Gelenkwinkel repräsentieren die linken Extremitäten; rechte Boxplots die rechten Extremitäten; in Anlehnung an [194].

Zusammenfassend lässt sich auf Basis der mittleren absoluten Abweichung vom Median (MAD) festhalten, dass sich die Messwerte der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten ( $\gamma$ ) innerhalb der Auswertemodelle Plug-in Gait (PiG) und Plug-in Gait in open MATLAB script (PiGoMAT) mit Ausnahme des Hüft- und Kniegelenks in der Transversalebene nicht um mehr als den klinisch akzeptablen Grenzwert von  $2^\circ$  unterschieden. Da innerhalb der untersuchten Auswertemodelle mindestens eine Messung einen MAD von mehr als  $2^\circ$  für mindestens einen untersuchten Gelenkwinkel aufwies, **wird die Arbeitshypothese IV (AH<sub>IV</sub>) angenommen**. Die im Rahmen dieser Studie miteinander verglichenen Auswertemodelle haben einen Einfluss auf den kinematischen Parameter Gelenkwinkel.

## 5.5 Einfluss der Eingangsgröße auf kinematische Parameter

### Einleitung

Zur Überprüfung der Arbeitshypothese V ( $AH_V$ ) zum Einfluss der Eingangsgröße auf kinematische Parameter wurde eine Sensitivitätsstudie durchgeführt [173]. Als interessierende Messgröße dienten die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten ( $\gamma$ ). Die Kenntnis des Winkelverlaufs der unteren Extremitäten, insbesondere während der Standphase des Handballspielers, kann Bestandteil der Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen sein. Im Rahmen der Modellbildung kann anhand der messtechnisch erfassten Gelenkwinkelverläufe mittels Abstraktion ein mechanisches Modell zur Abbildung der Fußstellung erstellt werden (vgl. [9]). Eine fehlerhafte Erfassung infolge falsch bzw. ungenau erfasster anthropometrischer Eingangsgrößen würde zu einer ungenauen Abbildung des Systemverhaltens Handballer-Handballschuh der mechanischen Simulation und folglich zu fehlerhaften Einschätzungen der zu messenden Funktionalität des Handballschuhs führen.

Die Sensitivitätsstudie wurde in Kooperation mit der Professur Bewegungswissenschaft der Technischen Universität Chemnitz und der Division of Physiotherapy der Stellenbosch University während eines einwöchigen Gastaufenthaltes des Forscherteams aus Chemnitz in Südafrika durchgeführt. Ziel der Sensitivitätsstudie war es, den Einfluss der anthropometrischen Eingangsgrößen Beinlänge, Kniebreite sowie Sprunggelenksbreite auf die mittels Plug-in Gait model (PiG) berechneten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten zu untersuchen.

### Methodik

#### *Beschreibung der Stichprobe*

An der im Bewegungslabor der Stellenbosch University durchgeführten instrumentellen Ganganalyse im Rahmen der Sensitivitätsstudie nahmen insgesamt sechs gesunde Probanden (Geschlecht: 1 ♀, 5 ♂; Alter:  $38 \pm 10$  Jahre; Größe:  $1,75 \pm 0,09$  m; Gewicht:  $79,5 \pm 21,1$  kg) teil. Alle Probanden hatten sich schriftlich dazu bereit erklärt, an der Studie teilzunehmen. Die Untersuchung erfolgte in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [189].

*Datenerhebung und Messtechnik*

Als Basisdatensatz der Sensitivitätsstudie diente eine zufällig ausgewählte Messreihe mit fünf Messungen. Bei diesen Messungen wurden die Trajektorien von 16 reflektierenden kugelförmigen Markern mit einem Durchmesser von 14 mm, welche entsprechend der Vorgaben des PiG durch einen erfahrenen Untersuchungsleiter (Physiotherapeut mit vierjähriger Berufserfahrung im Bereich der instrumentellen Ganganalyse) auf einem gesunden männlichen Probanden (Alter: 41 Jahre; Größe: 1,80 m; Gewicht: 81,9 kg) angebracht wurden, aufgezeichnet. Als Messsystem kamen acht optoelektronische Kameras (MX T-series, Oxford Metrics, Oxford, GBR) mit einer Abtastrate von 200 Hz sowie die Aufnahme- und Analysesoftware Nexus (Version 1.8.5, Oxford Metrics, Oxford, GBR) zum Einsatz.

Die im Rahmen der Sensitivitätsstudie mittels Nachbearbeitung in Nexus zu verändernden anthropometrischen Größen, d. h. linke Beinlänge (*left leg length*; LLL), rechte Beinlänge (*right leg length*; RLL), linke Kniebreite (*left knee width*; LKW), rechte Kniebreite (*right knee width*; RKW), linke Sprunggelenksbreite (*left ankle width*; LAW) sowie rechte Sprunggelenksbreite (*right ankle width*; RAW), wurden von zwei erfahrenen Untersuchungsleitern (vier- bzw. siebenjährige Berufserfahrung) mittels Maßband und Anthropometer in insgesamt 14 Messreihen erhoben [197].

*Datenaufbereitung und statistische Auswertung*

Für jede der fünf Messungen wurden die Gangereignisse manuell bestimmt und ein vollständiger Gangzyklus, d. h. ein Doppelschritt (*stride*), zur weiteren Bearbeitung zufällig ausgewählt. Die Doppelschritte der fünf Messungen wurden mittels MATLAB (R2013b, MathWorks, Natick, MA, USA) jeweils auf 101 Datenpunkte normalisiert. Anschließend wurden mittels PiG die Gelenkwinkel des Probanden bestimmt, wobei im Vorfeld die Eingangsdaten entsprechend dem Ansatz von Baker et al. [198] korrigiert wurden. Die berechneten Mediane, Maxima und Minima der einzelnen anthropometrischen Größen (Tabelle 5.7) wurden zu insgesamt 15 verschiedenen Kombinationen zusammengesetzt, um als variable Eingangsgrößen für die Sensitivitätsanalyse zu dienen. Die erste Kombination, welche für alle sechs anthropometrischen Werte den Median

verwendete (REF), wurde als Referenzwert benutzt. Für die nächsten zwei Kombinationen wurden jeweils lediglich die Maxima (MAX) oder aber die Minima (MIN) genutzt. Bei den restlichen zwölf Kombinationen wurde immer nur für eine anthropometrische Größe das entsprechende Maxima (+) bzw. Minima (-) verwendet, wohingegen die übrigen Größen den Median ( $\bar{x}$ ) verwendeten. Als Kurzbezeichnung werden für diese zwölf Kombinationen künftig der zu ändernde anthropometrische Parameter plus/minus dem Zahlenwert der absoluten Messabweichung vom Median in Millimeter angegeben (vgl. Abbildung 5.23).

**Tabelle 5.7:** Median ( $\bar{x}$ ), Minima (Min) und Maxima (Max) der anthropometrischen Parameter eines Probanden; in Anlehnung an [173].

	$\bar{x}$ (mm)	Max (mm) Min (mm)	Abweichung (mm)
<b>LLL</b>	960,0	970,0	+10,0
		950,0	-10,0
<b>RLL</b>	955,0	965,0	+10,0
		940,0	-15,0
<b>LKW</b>	103,0	111,0	+8,0
		98,0	-5,0
<b>RKW</b>	103,0	110,0	+7,0
		99,0	-4,0
<b>LAW</b>	78,0	80,0	+2,0
		75,0	-3,0
<b>RAW</b>	77,0	79,5	+2,5
		73,0	-4,0

Die anthropometrischen Parameter linke/rechte Beinlänge (LLL/RLL), linke/rechte Kniebreite (LKW/RKW) sowie linke/rechte Sprunggelenksbreite (LAK/RAW) wurden von zwei erfahrenen Untersuchungsleitern im Rahmen von  $n = 14$  anthropometrischen Messreihen erhoben.

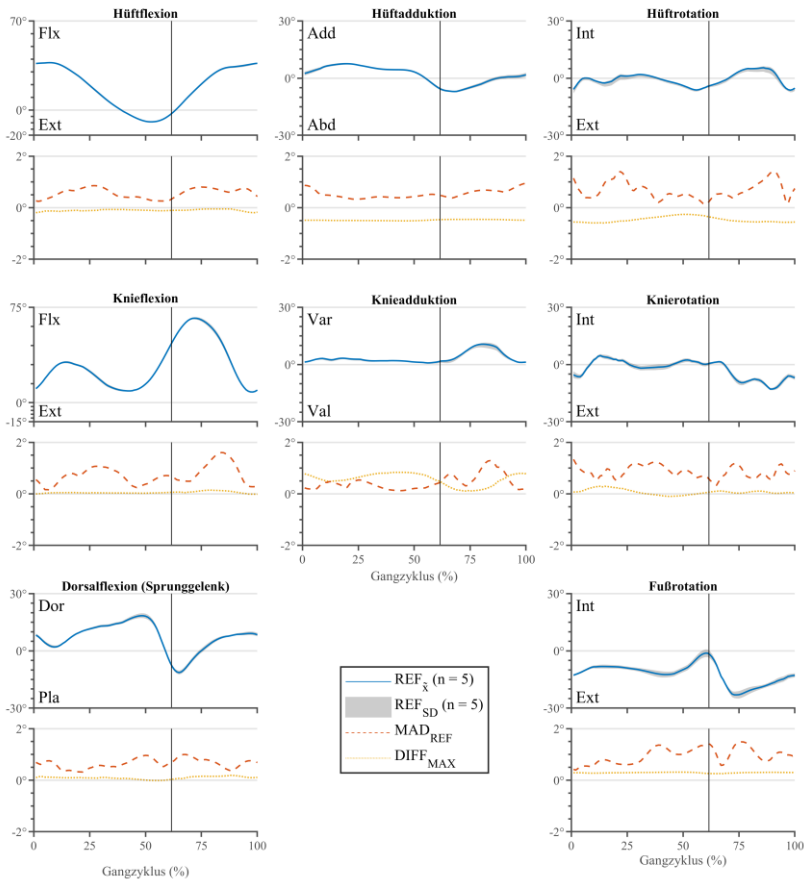
Zur Bestimmung des Einflusses der anthropometrischen Eingangsgrößen auf die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten wurden die 15 extrahierten anthropometrischen Datensätze sukzessive auf den Basisdatensatz angewandt und mittels PiG die normalisierten Gelenkwinkel des Probanden während eines Gangzyklus berechnet. Zur Auswertung wurden die Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten (REF) jeweils mit den



Gelenkwinkeln basierend auf einer der restlichen 14 Kombinationen verglichen. Im Detail wurden folgende Parameter erhoben (vgl. Abbildung 5.22):

- Median ( $REF_{\bar{x}}$ ) und Standardabweichung ( $REF_{SD}$ ) der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten
- Mittlere absolute Abweichung vom Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten ( $MAD_{REF}$ )
- Absolute Differenz zwischen dem Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten und dem Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf einer der restlichen 14 Kombinationen (DIFF)

Eine mittlere absolute Abweichung vom Median der Gelenkwinkel in Höhe von bis zu  $2^\circ$  wird als ein akzeptabler Wert bezüglich der Reliabilität zum Treffen von klinischen Entscheidungen angesehen [171]. Anhand der mittleren absoluten Abweichung vom Median der Gelenkwinkel wird abschließend die aufgestellte Arbeitshypothese V verifiziert.



**Abbildung 5.22:** Beispielhafte Darstellung der Parameter Median ( $REF_{\bar{x}}$ ), Standardabweichung ( $REF_{SD}$ ), mittlere absolute Abweichung ( $MAD_{REF}$ ) sowie absolute Differenz ( $DIFF$ ), welche zur Beurteilung des Einflusses der anthropometrischen Eingangsgrößen auf die acht zu betrachtenden Gelenkwinkel der unteren Extremitäten im Rahmen der Sensitivitätsstudie herangezogen werden.

## Ergebnisse

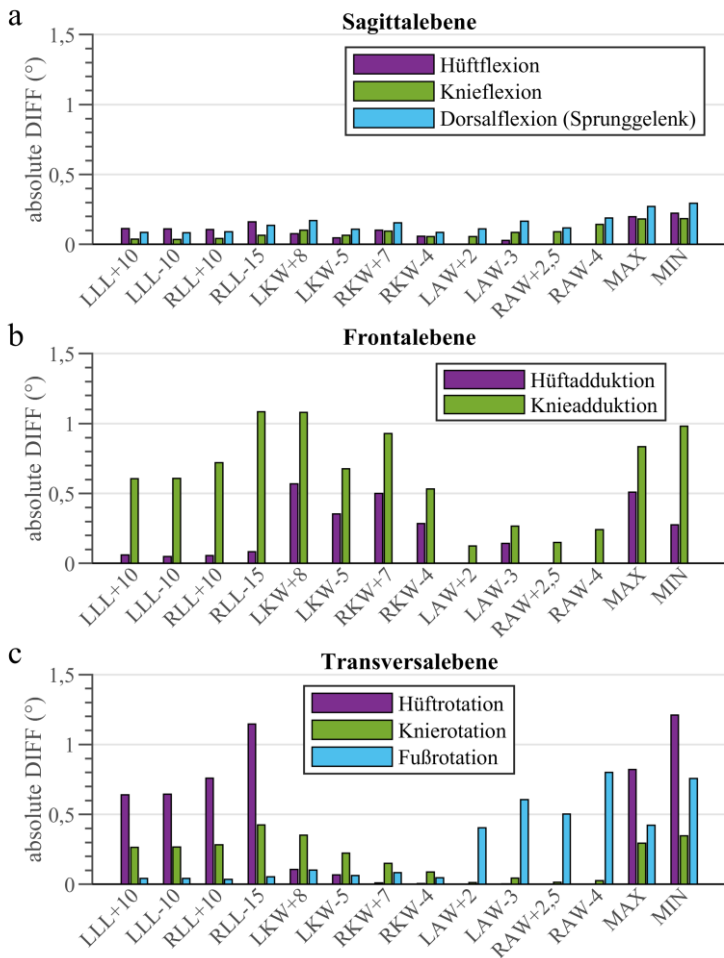
Die kleinste mittlere absolute Abweichung vom Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten ( $MAD_{REF}$ ) betrug  $0,1^\circ$  und trat für die Hüftrotation auf (Tabelle 5.8). Der größte  $MAD_{REF}$  betrug  $1,6^\circ$  und trat für die Knieflexion auf.

**Tabelle 5.8:** Mittelwert ( $\bar{x}$ ), Minima (Min) und Maxima (Max) der mittleren absoluten Abweichung vom Median der neu berechneten Gelenkwinkel basierend auf den Referenzwerten ( $MAD_{REF}$ ); in Anlehnung an [173].

	$\bar{x}$ (mm)	Max (mm) Min (mm)
<b>Hüftflexion</b>	0,6	0,9 0,2
<b>Hüftadduktion</b>	0,5	1,0 1,3
<b>Hüftrotation</b>	0,7	1,4 0,1
<b>Knieflexion</b>	0,7	1,6 0,2
<b>Knieadduktion</b>	0,4	1,3 0,1
<b>Knierotation</b>	0,9	1,3 0,3
<b>Dorsalflexion (Sprunggelenk)</b>	0,6	1,0 0,3
<b>Fußrotation</b>	1,0	1,5 0,4

Die absolute Differenz zwischen den Gelenkwinkeln basierend auf den revidierten anthropometrischen Eingangsgrößen (DIFF) war um einen Größenfaktor von vier für Gelenke in der Frontal- und der Transversalebene im Vergleich zur Sagittalebene größer (Abbildung 5.23). Gelenkwinkel in der Frontal- und Transversalebene hatten eine auffallend größere Variabilität im Vergleich zu den Gelenkwinkeln in der Sagittalebene. Die größte absolute Differenz betrug  $1,2^\circ$  und trat in der Transversalebene für die Hüftrotation auf. In diesem Fall waren alle sechs revidierten anthropometrischen Daten auf Minima (MIN) geändert. Die größte absolute Differenz trat hingegen in

der Frontalebene für die Hüftadduktion auf und betrug  $1,1^\circ$ . Die anthropometrischen Daten waren hierbei zur Kombination RLL-15 bzw. LKW+8 revidiert.



**Abbildung 5.23:** Balkendiagramm der absoluten Differenzen zwischen medianen Gelenkwinkel der Referenzmessungen und medianen Gelenkwinkel überarbeitet mit anthropometrischen Daten für (a) Sagittalebene, (b) Frontalebene, und (c) Transversalebene; in Anlehnung an [190].

Anhand der mittleren absoluten Abweichung vom Median (MAD) für die untersuchten Gelenkwinkel der unteren Extremitäten ( $\gamma$ ) lässt sich zusammenfassend feststellen, dass die Verwendung unterschiedlicher anthropometrischer Eingangsgrößen innerhalb des Auswertemodells Plug-in Gait (PiG) keinen klinisch relevanten Einfluss besaß, da die Abweichungen geringer als  $2^\circ$  waren. **Die Arbeitshypothese V (AH<sub>V</sub>) wird abgelehnt.** Die im Rahmen dieser Studie miteinander verglichenen Eingangsgrößen haben keinen Einfluss auf den kinematischen Parameter Gelenkwinkel.

## 5.6 Synthese der Einzelergebnisse

Die systematische Untersuchung der methodischen Aspekte zur Gewinnung von Messwerten als Eingangsdaten für die Modellbildung hat ergeben, dass von den vier ausgewählten methodischen Aspekten insgesamt drei einen Einfluss auf den Messwert hatten. Mit Ausnahme der Arbeitshypothese V zum methodischen Aspekt Eingangsgröße wurden die Arbeitshypothesen I - IV zu den methodischen Aspekten Messgerät, Einflussgröße sowie Auswertemodell angenommen. Die Arbeitshypothesen sind jeweils davon ausgegangen, dass der untersuchte methodische Aspekt einen Einfluss auf den Messwert besaß.

**Hinsichtlich der Forschungsfrage** „*Welchen Einfluss besitzt der Abstraktionsgrad der im Rahmen dieser Arbeit betrachteten methodischen Aspekte auf den Messwert und das experimentierbare Modell?*“ **können** anhand der Einzelergebnisse der durchgeführten systematischen Untersuchungen **die folgenden spezifischen Aussagen zum Einfluss des Abstraktionsgrads** bei der Bestimmung von Lastkollektiven zur Verwendung in mechanischen Simulationen zur Messung von interessierenden Funktionalitäten eines Handballschuhes **getroffen werden:**

- AH<sub>I</sub>: Die Abstraktion des methodischen Aspektes Messgerät, konkret die Verwendung einer Messsohle mit acht einachsigen drucksensitiven Sensoren (DS) anstelle einer Kraftmessplatte mit vier dreiachsigen Kraftsensoren (KMP), ist nicht geeignet zur Erfassung der vertikalen Bodenreaktionskraft (vBRK).
- AH<sub>II-i</sub>: Die Abstraktion des Milieus bei der Datenaufnahme, konkret das Weglassen eines Handballes und Gegenspielers (eLB) unter ansonsten identischen Laborbedingungen (rLB), ist nicht geeignet zur Erfassung der vertikalen Bodenreaktionskraft (vBRK).
- AH<sub>II-ii</sub>: Die Abstraktion des Milieus, konkret die Messung der vertikalen Bodenreaktionskraft (vBRK) in künstlicher Umgebung (rLB) anstelle einer natürlichen Umgebung (FB), ist geeignet, wenn der Vorteil des hierdurch implizierten geringeren Aufwandes den Nachteil der etwas geringeren Messgenauigkeit überwiegt.

- AH<sub>III</sub>: Die Abstraktion des Auswertemodells, konkret die indirekte anstelle der direkten Bestimmung der Events, ist nicht geeignet zur Berechnung der zeitlich-räumlichen Parameter Doppelschrittzeit (STR) und Standphasendauer (STA). Sollte das etablierte Verfahren mittels Kraftmessplatte (FPA) jedoch nicht zur Verfügung stehen und/oder mehrere Events innerhalb einer Messung identifiziert werden müssen, empfiehlt sich der Einsatz des Auswertemodells Foot Contact Algorithm (FCA), da dieses sowohl eine geringe Messabweichung als auch eine hohe Reliabilität aufweist. Für Messungen unter Feldbedingungen kann auf den Einsatz des Auswertemodells Plantar Pressure Algorithm (PPA) zurückgegriffen werden.
- AH<sub>IV</sub>: Die Abstraktion des methodischen Aspektes Auswertemodell, konkret die Berechnung der Gelenkszentren auf Basis von Regressionsanalysen (PiG) anstelle von funktionalen Bestimmungen (PiGoMAT), scheint eher nicht geeignet zu sein zur Bestimmung der Gelenkwinkelverläufe der unteren Extremitäten ( $\gamma$ ). Auf Grund der Tatsache, dass sich die beiden untersuchten Auswertemodelle signifikant voneinander unterscheiden, die Validität des PiGoMAT bislang jedoch nicht nachgewiesen wurde, lässt sich derzeit nicht mit Sicherheit sagen, welches der beiden Auswertemodelle geeignet ist. Anhand der ermittelten Winkelverläufe und deren Prüfung auf Plausibilität empfiehlt sich jedoch eher die Anwendung des Auswertemodells PiGoMAT.
- AH<sub>V</sub>: Die Abstraktion des methodischen Aspektes Eingangsgröße, konkret die Erfassung der sechs für die Anwendung des PiG erforderlichen anthropometrischen Größen (LLL, RLL, LKW, RKW, LAW, RAW) durch ungeschultes Personal anstelle eines Testleiters mit mehrjähriger Berufserfahrung, ist hinsichtlich der Erfassung von Gelenkwinkeln der unteren Extremitäten ( $\gamma$ ) zulässig.

Zusammenfassend lässt sich basierend auf der Synthese der Einzelergebnisse ableiten, dass **der Abstraktionsgrad einen Einfluss auf die Messwerte**, welche als Grundlage für das experimentierbare Modell herangezogen werden, **besitzt und** daher im Rahmen der Entwicklung einer mechanischen Simulation **berücksichtigt werden muss**.





## 6 Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit war, es die methodischen Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen zu untersuchen und wenn möglich aus den Ergebnissen allgemeingültige Aussagen zum Abstraktionsgrad abzuleiten. Basierend auf den Erkenntnissen aus den Kapiteln 2 und 3 zur Theorie sowie zum Stand der Technik und der Forschung wurden als potentielle Hauptstörgrößen im Rahmen des Modellbildungsprozesses die methodischen Aspekte Messgerät, Einflussgröße, Auswertemodell und Eingangsgröße identifiziert.

Mittels der aufgestellten Arbeitshypothesen und den hierzu durchgeführten Studien wurde der Einfluss der methodischen Aspekte auf den Messwert systematisch untersucht. Eine detaillierte Betrachtung der Ergebnisse der einzelnen Studien zur Beantwortung der fünf Arbeitshypothesen, deren Einordnung in bereits bestehende Literatur sowie eine kritische Betrachtung der verwendeten Methodik erfolgt im Kapitel 6.1. Daran anschließend wird in Kapitel 6.2 anhand der Reflexion der einzelnen Ergebnisse der Bezug zur übergeordneten Forschungsfrage „Welchen Einfluss besitzt der Abstraktionsgrad der im Rahmen dieser Arbeit betrachteten methodischen Aspekte auf den Messwert und das experimentierbare Modell?“ hergestellt.

### **AH<sub>I</sub> Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter**

In der Studie zur Prüfung der AH<sub>I</sub> (Kapitel 5.1) wurde gezeigt, dass die indirekte Messung der vertikalen Bodenreaktionskraft mittels Druckmesssohle und einer NARX Abweichungen gegenüber dem Goldstandard Kraftmessplatte aufwies. Konkret wurde festgestellt, dass die Abweichungen geringer ausfielen, je valider das eingesetzte NARX war, und dass auf Basis valider NARX lediglich in 40 % der untersuchten Fälle die vertikalen Bodenreaktionskräfte bestimmt werden konnten. Die größte mittlere relative Messabweichung für ein valides NARX im Vergleich zur Kraftmessplatte betrug 19,3 % und die geringste 1,1 %. Eine ähnlich geringe mittlere relative Messabweichung zur Bestimmung der vertikalen Bodenreaktionskraft ist mit 1,4 % für das Laufen auch aus der Literatur bekannt [155]. Während eine Messabweichung von 1,1 % als ein akzeptabler Wert für ein Messgerät zur Bestimmung der vertikalen Bodenreaktionskraft angesehen werden kann,

muss das in dieser Studie untersuchte Messgerät mit einer Messabweichung von ca. 20 % als fehlerhaft eingestuft werden. Auf diesen Rückschluss kommt man auch, wenn man als Vergleichsgröße die RMSEs der relativen Messabweichung heranzieht und mit Angaben aus der Literatur [157] vergleicht. Während in der Studie zur Prüfung der  $AH_I$  für valide NARXs der geringste RMSE 15,7 % und der größte RMSE 57,5 % betrug, betrug der RMSE in der Studie von Jacobs und Ferris [157] weniger als 10 %. Die Abstraktion des methodischen Aspektes Messgerät, konkret die Verwendung einer Messsohle mit acht einachsigen drucksensitiven Sensoren und einem NARX anstelle einer Kraftmessplatte mit vier dreiachsigen Kraftsensoren, ist folglich nicht zur genauen Messung der interessierenden Messgröße geeignet. Die unreflektierte Weiterverwendung der mittels Druckmesssohle erfassten Messwerte als Eingangsdaten für die Modellbildung zur Beschreibung des Last-Zeitprofils des Systemverhaltens Handballer-Handballschuh würde folglich zu einer fehlerhaften Einschätzung der zu messenden Funktionalität des Handballschuhs führen. Da die Messwerte gegenüber den wahren Werten zu hoch ausfielen, würde im konkreten Fall die Funktionalität Schutz des Handballschuhs unterschätzt werden.

Als Ursache für die in der Studie zur Prüfung der  $AH_I$  erzielten hohen Messabweichungen können verschiedene methodische Limitierungen bzw. deren Kombination verantwortlich sein, welche nachfolgend im Einzelnen betrachtet werden. Bei der Konzeptionierung der Methodik im Vorfeld der Messungen wurde beispielweise die Komplexität der zu untersuchenden Bewegung nicht berücksichtigt. In der Literatur aufgeführte Studien zur Bestimmung der Bodenreaktionskräfte mittels KNNs betrachteten bislang lediglich einfache zyklische Bewegungen wie Gehen oder Laufen [155–157]. In der Studie zur Prüfung der  $AH_I$  wurde hingegen die komplexe azyklische Bewegung eines Handballspielers während der Landephase des Sprungwurfes betrachtet, welches die Modellierung der abzubildenden Zusammenhänge mittels NARX erschwert.

Weitere methodische Limitierungen könnten durch den Einsatz der verwendeten Druckmesssohlen und den damit einhergehenden Limitierungen in der räumlichen Auflösung, der Abstrakte sowie dem Messbereich hervorgerufen worden sein. Mit jeweils nur acht sensitiven Flächen pro Fuß (entspricht einer sensitiven Fläche von ca. 36 cm<sup>2</sup>) wies die

Druckmesssohle eine geringe räumliche Auflösung auf. Hierdurch konnte die Messsohle nur einen Bruchteil der Interaktionskräfte zwischen Fuß und Schuhzwischensohle erfassen. Ein weiterer limitierender Faktor könnte die eingestellte Abtastrate der Druckmesssohle von 100 Hz gewesen sein, welche im Vergleich zur Kraftmessplatte um ein zehnfaches geringer eingestellt war. Da die Kontaktzeiten der interessierenden Bewegungszyklen zwischen 14 ms und 60 ms lagen, konnten mit der Messsohle im besten Fall 60 und im schlechtesten Fall lediglich 14 repräsentative Messwerte gemessen werden. Bei der anschließenden linearen Interpolation auf 500 Datenpunkte mussten folglich im ungünstigsten Fall zwischen zwei tatsächlich gemessenen Datenpunkte ungefähr 35 Datenpunkte rechnerisch ermittelt werden, wodurch es zu Messfehlern kommen konnte. Eine weitere Limitierung stellte der vorgegebene Messbereich der Druckmesssohle dar. Dieser lag zwischen 100 mbar und 7 bar. Während die Rohdaten der Druckmesssohle für alle untersuchten Probanden während der Ausübung der handballtypischen Bewegung Körpertäuschung plausibel waren, stellte man für Proband D und E während des Sprungwurfes unter Feldbedingungen teilweise eine Sättigung des Messsignals fest. Dies bedeutet, dass die Druckmesssohle in diesen Fällen über den messbaren Bereich hinaus beansprucht wurde. Beim Trainieren der NARXs könnte dieser Umstand dafür gesorgt haben, dass kein repräsentativer Zusammenhang zwischen den mittels Druckmesssohle erfassten Eingangsgrößen und der mittels Kraftmessplatte erfassten Zielgrößen gefunden werden konnte. Im Detail hätte ein gesättigtes Messsignal der Druckmesssohle dazu geführt, dass die Eingangsgröße oberhalb eines bestimmten Schwellwertes trotz simultanem Anstieg der Zielgröße nicht weiter anstieg.

Obwohl die messtechnischen Limitierungen der Druckmesssohle zu Beginn der Messung bekannt waren, wurden diese in Kauf genommen, da im Vorfeld eine Abwägung hinsichtlich dem Aufwand und dem Nutzen unterschiedlichster Messtechnik getroffen wurde. Durch den Einsatz von *pedar*<sup>®</sup> *insoles* (novel gmbh, München, DEU) bzw. *F-Scan*<sup>TM</sup> *pressure measurement insoles* (Tekscan, Inc., South Boston, MA, USA) und zugehörigen Messverstärkern, wie sie häufig in der Literatur anzutreffen sind, hätte zwar eine höhere räumliche Auflösung erzielt werden können, allerdings wäre die Handhabbarkeit und Mobilität im Vergleich zum verwendeten Dialogg Measurement System schlechter gewesen. Gegen den Einsatz der *pedar*<sup>®</sup>

insoles sprachen außerdem persönliche anwendungsbezogene Erfahrungen, da die Robustheit der Sohlen für den geplanten Einsatzzweck als nicht ausreichend angesehen wurde. Abschließend ist noch die Kategorisierung in valide und nicht valide NARXs kritisch zu betrachten. Bei dem Grenzwert von  $MSE \leq 0,05$  für valide NARXs handelte es sich um einen hypothetischen Wert, dessen Gültigkeit im Rahmen dieser Studie nicht geprüft wurde.

### **AH<sub>II</sub> Einfluss des Milieus auf kinetische Parameter**

In den zwei Studien zur Prüfung der AH<sub>II</sub> (Kapitel 5.2) wurde gezeigt, dass die Einflussgröße Milieu die Messwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft signifikant beeinflussen kann. In der Studie zur AH<sub>II-i</sub> führte die Abstraktion der Umgebungsbedingung bei der Datenaufnahme, konkret das Weglassen eines Handballes und Gegenspielers (eLB) unter ansonsten identischen Laborbedingungen (rLB), zu signifikanten Unterschieden in der vertikalen Bodenreaktionskraft. Der Mittelwert der maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte für Körpertäuschungen unter realitätsnahen Laborbedingungen (rLB) war um 0,3 BW größer als für einfache Laborbedingungen (eLB). Für Sprungwürfe betrug der Unterschied zwischen den Gruppen sogar 0,4 BW. Zu inkongruenten Ergebnissen kam es hingegen in der Studie zur AH<sub>II-ii</sub>. Während die Abstraktion des Milieus bei der Körpertäuschung zu keinen signifikanten Unterschieden in der ermittelten vertikalen Bodenreaktionskraft führte, ließ die deskriptive Betrachtung der Daten für den Sprungwurf dies sehr wohl vermuten. Konkret war die mittlere maximale vertikale Bodenreaktionskraft für den Sprungwurf in künstlicher Umgebung, d. h. ein Labor mit realitätsnahen Bedingungen (rLB), im Vergleich zur natürlichen Umgebung, d. h. dem Spielfeld in der Sporthalle (FB), um 211 N höher.

Beim Blick auf den aktuellen Stand der Forschung stellt man fest, dass die im Milieu Laborbedingungen erhobenen Werte mit denen aus der Literatur vergleichbar sind [97, 199]. In der Studie von Rousanoglou et al. [97] wurden die Bodenreaktionskräfte von je 15 Profi- und Amateurhandballern unter realitätsnahen Laborbedingungen, d. h. mit Handball, aber ohne Verteidiger, für den Sprungwurf erhoben. Für den Sprungwurf wurden mittlere maximale vertikale Bodenreaktionskräfte von 2,5 BW für Amateure und 2,9 BW für Profis gemessen. In der Studie zur Prüfung der AH<sub>II</sub> wurde für den Sprungwurf unter realitätsnahen Laborbedingungen eine mittlere maximale

vertikale Bodenreaktionskraft von 3,1 BW gemessen. Diese war lediglich um 0,2 BW größer und somit in einer ähnlichen Größenordnung. Weitere Studien zur Bodenreaktionskraft bei handballtypischen Bewegungen liegen derzeit nicht vor. Zur Einordnung der gemessenen vertikalen Bodenreaktionskraft der Körpertäuschung mit Werten aus der Literatur kann jedoch auch die basketballtypische Bewegung „v-cut“, welche eine ähnliche Bewegungsform wie die Körpertäuschung beim Handball darstellt, herangezogen werden. Der „v-cut“ wurde von Dayakidis und Boudolos [199] unter realitätsnahen Laborbedingungen untersucht. Im Ergebnis wies die Kontrollgruppe bestehend aus 17 männlichen Basketballspielern eine mittlere maximale Bodenreaktionskraft von 3,0 BW auf. Im Vergleich hierzu war in der Studie zur Prüfung der AH<sub>II</sub> die mittlere maximale vertikale Bodenreaktionskraft der Körpertäuschung mit 2,5 BW um 0,5 BW geringer.

Die Ergebnisse zum Milieu Feldbedingungen lassen sich an dieser Stelle nicht mit publizierten Ergebnissen vergleichen, da es zum derzeitigen Kenntnisstand keine publizierten Studien zur Erfassung der vertikalen Bodenreaktionskräfte im Milieu Feldbedingungen für die Sportart Handball bzw. ähnliche Hallensportarten wie Volleyball oder Basketball gibt. Ursächlich hierfür dürfte es sein, dass es derzeit kaum geeignete, praktisch anwendbare und kostengünstige tragbare Technologien zur Messung der Bodenreaktionskräfte unter Feldbedingungen gibt [200].

Aus den Erkenntnissen der Studien zur Prüfung der AH<sub>II</sub> lässt sich schlussfolgern, dass der Abstraktionsgrad des zur Verfügung gestellten Milieus zur biomechanischen Ermittlung von Lastkollektiven einen signifikanten Einfluss auf den Messwert hat. Folglich sollte zur Messung ein Milieu bereitgestellt werden, welches die Realität bestmöglich abbildet. Da der Unterschied zwischen realitätsnahen Laborbedingungen und Feldbedingungen weniger stark ausgeprägt war und die Erfassung der Bodenreaktionskräfte im Feld mit einem höheren messtechnischen Aufwand verbunden ist, sollte eine Abwägung zwischen Aufwand und erforderlicher Messgenauigkeit getroffen werden. Anhand der vorliegenden Ergebnisse und dem derzeitigen Stand der Technik empfiehlt sich aktuell die Erfassung der vertikalen Bodenreaktionskräfte unter realitätsnahen Laborbedingungen.

Hinsichtlich der angewandten Methodik und den damit einhergehenden Limitierungen können für die Studie zu den Milieus realitätsnahe

Laborbedingungen versus Feldbedingungen analog zur Studie zur Prüfung der AH<sub>I</sub> die Einschränkungen der verwendeten Druckmesssohlen hinsichtlich der räumlichen Auflösung, der gewählten Abtaststrategie sowie der zur Verfügung gestandene Messbereich, angeführt werden. Darüber hinaus fundieren die Messdaten nicht wie angestrebt auf den Untersuchungen von fünf Probanden und zwei handballtypischen Bewegungsformen, sondern infolge der vorhandenen validen NARXs lediglich auf den Untersuchungen von drei Probanden für die Körpertäuschung und einem Probanden für den Sprungwurf. Um die auf Basis deskriptiver Beobachtungen getroffene Annahme des signifikanten Unterschieds zwischen den beiden Milieus für den Sprungwurf zu verifizieren, bedarf es folglich zusätzlicher Messungen mit validen NARXs.

Eine weitere Limitierung stellt in beiden Studien zur Prüfung der AH<sub>II</sub> die Stichprobengröße sowie die Anzahl an Messwiederholungen dar. In der ersten durchgeführten biomechanischen Studie wurden 19 Probanden ( $n = 13$  in Gruppe I,  $n = 7$  in Gruppe II) untersucht und je vier Messwiederholungen durchgeführt. In der zweiten biomechanischen Studie wurden fünf Probanden untersucht und je zehn Messwiederholungen durchgeführt, wobei zu berücksichtigen ist, dass zur weiteren Auswertung lediglich für drei Probanden für die Körpertäuschung und einem Probanden für den Sprungwurf ein valides NARX zur Verfügung stand. Hinsichtlich der Stichprobengröße ist für beide Studien kritisch anzumerken, dass im Vorfeld der Untersuchungen keine Planung zur Auswahl der erforderlichen Stichprobengröße mittels Festlegung des  $\alpha$ -Fehlers und der Power erfolgte. Weiterhin wurde für keine der beiden Studien zur Prüfung der AH<sub>II</sub> im Nachgang die Effektstärke berechnet, welche dazu genutzt werden kann, die gewählte Stichprobengröße zu bewerten. Hinsichtlich der Messwiederholungen schreibt Oriwol [141], dass in biomechanischen Studien die korrekte Wahl der Anzahl an Messwiederholungen entscheidend ist, um einen repräsentativen Mittelwert erfassen zu können, welcher den Erwartungswert des Probanden widerspiegelt. Inwieweit die in den Studien zur Prüfung der AH<sub>II</sub> angewandte Anzahl an Messwiederholungen der mindestens erforderlichen Anzahl an Messwiederholungen zur Abbildung eines repräsentativen Wertes darstellt, kann an dieser Stelle nicht beantwortet werden. In der Fachliteratur wird darüber rege diskutiert, jedoch findet sich hierzu keine allgemeingültige Aussage. Die Anzahl der mindestens

erforderlichen Messwiederholungen bzw. Versuche zur Bestimmung von repräsentativen Kenngrößen des Laufens reicht beispielsweise von drei bis zehn Versuchen, über 40 bis 60 Versuchen bis hin zu 400 Versuchen [201].

Beim Vergleich der Ergebnisse zwischen den einzelnen im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Studien sollte weiterhin berücksichtigt werden, dass in den Studien zur Prüfung der AH<sub>I</sub> und AH<sub>II-ii</sub> jeweils die Landephase beim Sprungwurf und bei der Studie zur Prüfung der AH<sub>II-i</sub> die Absprungphase beim Sprungwurf betrachtet wurde. Folglich ist ein unmittelbarer Vergleich zwischen den einzelnen Studien nicht möglich.

### **AH<sub>III</sub> Einfluss des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche Parameter**

In der Studie zur Prüfung der AH<sub>III</sub> (Kapitel 5.3) wurde gezeigt, dass der Grad der Abstraktion des methodischen Aspekts Auswertemodell einen Einfluss auf die Messwerte und den daraus berechneten zeitlich-räumlichen Parameter STR und STA besaß. Zur Abstraktion des Auswertemodells wurde sowohl die indirekte anstelle der direkten Bestimmung der Events als auch der Einsatz von drucksensitiven Sensoren anstelle von Kraftsensoren angewandt. Bei der direkten Bestimmung wurden die Events FC und FO direkt aus den Messwerten der Kraftmessplatte bestimmt (FPA), d. h. sobald die vertikale Bodenreaktionskraft den festgelegten Grenzwert von 5 N überschritt, wurde das Event FC und nach dem Unterschreiten das Event FO gesetzt. Bei der indirekten Messung wurden hingegen zunächst mittels am Probanden angebrachter Marker die Trajektorien bestimmt und diese anschließend entsprechend der Vorgaben des Auswertemodells prozessiert, um charakteristische Kurvenverläufe zur Identifikation der Events zu erhalten. Die zur Bestimmung der TSPs erforderlichen Events konnten lediglich durch das etablierte Verfahren mittels Kraftmessplatte (FPA) sowie den Auswertemodellen FVA und HMA für alle gültigen Probandenversuche zu einhundert Prozent detektiert werden. Die restlichen Auswertemodelle wiesen hingegen eine Quote zur Detektion der Events von 95,2 % (FCA), 92,9 % (HPA) und 62,5 % (PPA) auf. Im Vergleich zum Auswertemodell FPA betrug die mittlere relative Messabweichung der vereinfachten Auswertemodelle für STR zwischen -1,3 % und 7,3 % sowie für STA zwischen -59,2 % und 2,2 %. Lediglich das Auswertemodell FCA wies sowohl für STR als auch STA Messabweichungen von weniger als 2 % auf.

Anhand dieser Ergebnisse empfiehlt es sich, zur Bestimmung der zeitlich-räumlichen Parameter STR und STA weiterhin mit dem etablierten Verfahren FPA zu arbeiten. Sollte jedoch keine Kraftmessplatte zur Verfügung stehen und/oder mehrere Events innerhalb einer Messung identifiziert werden müssen, empfiehlt sich der Einsatz des Auswertemodells FCA, da dieses sowohl eine geringe Messabweichung als auch eine hohe Reliabilität aufweist. Der im Rahmen dieser Studie entwickelte Plantar Pressure Algorithm (PPA) ist hingegen nur eingeschränkt und dann vorwiegend zum Einsatz unter Feldbedingungen zu empfehlen. Zwar waren die mittleren relativen Messabweichungen von -1,3 % für STR bzw. 2,2 % für STA sehr gering, jedoch wurden die erforderlichen Events nur in ca. zwei von drei Fällen detektiert. Bei der Bewertung des neuen Verfahrens sollte man jedoch auch berücksichtigen, dass dieses Verfahren unabhängig von einer Kraftmessplatte bzw. einem Motion Capture System ist und ohne zusätzlichen Aufwand auch außerhalb eines Labors unter Feldbedingungen angewendet werden kann. Da in Feldmessungen die Anzahl der potentiell auswertbaren Schritte signifikant höher als im Labor ist, fällt die geringe Quote zur Detektion der Events nicht mehr so sehr ins Gewicht, so dass die Vorteile der mobilen Messung und geringen Messabweichung überwiegen. Weiterhin ist es denkbar, dass die Trefferquote durch den Einbau weiterer Randbedingungen in den Algorithmus deutlich erhöht werden kann.

Zur Einordnung der eigenen Ergebnisse mit Ergebnissen aus der Literatur wurden die zur Bestimmung der zeitlich-räumlichen Parameter STR und STA erforderlichen Events FC und FO herangezogen, da diese bereits mehrfach Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen waren (vgl. Anhang A). Die zur Prüfung der AH<sub>III</sub> auf Basis kinematischer Daten untersuchten Auswertemodelle wiesen eine mittlere Genauigkeit von 9,6 ms (FCA) bis 440 ms (HMA) für FC auf. Die Autoren des Foot Contact Algorithm haben in ihrer eigenen Studie hingegen eine maximale Messabweichung von -1 ms gemessen [174]. Ursächlich für den Unterschied dürfte sein, dass die Gang-/Laufgeschwindigkeiten der Probanden stark voneinander abwichen. Während in der eigenen Studie ein Geschwindigkeitskorridor von  $1,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  bis  $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  vorgegeben war, hatten die Probanden in der Studie von Maiwald et al. [174] eine Laufgeschwindigkeit von ungefähr  $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Dies hatte wiederum zur Folge, dass das Zeitfenster mit unterschiedlichen Randbedingungen berechnet wurde (vgl. Anhang B.2).



Auch die Autoren des Hreljac-Marshall Algorithm hatten eine deutlich geringere mittlere Messabweichung von 1,2 ms für FC gemessen [191]. Kritisch anzumerken ist jedoch, dass die Daten lediglich auf zwei Probanden und insgesamt zwölf Versuchen basierten. Die hohe Abweichung zwischen beiden Studien ist vermutlich auf die von Hreljac und Marshall [191] empfohlene Filtertechnik zurückzuführen, welche für die eigenen Untersuchungen nicht optimal war. Dieser Umstand wurde auch von Maiwald et al. [174] beobachtet, welche ebenfalls den HMA in ihre Untersuchungen einbauten. Hinsichtlich des Events FO wurden in der eigenen Studie mittlere Genauigkeiten von -49,9 ms (HPA) bis 33,3 ms (HMA) ermittelt. Hreljac und Marshall [191] hatten in ihrer Studie erneut eine deutlich geringere mittlere Messabweichung von 1,2 ms gemessen, was wiederum auf die Filtertechnik zurückgeführt werden könnte. Auch Desailly et al. [183], die Autoren des HMA, haben in ihrer Studie deutlich geringere mittlere Messabweichung von 2 ms gemessen.

Hinsichtlich der angewandten Methodik und den damit einhergehenden Limitierungen muss für die Studie zum Einfluss des Auswertemodells auf die zeitlich-räumlichen Parameter kritisch angemerkt werden, dass lediglich eine Kraftmessplatte zum Einsatz gekommen ist. Dies hatte zur Folge, dass die Events des zweiten Schrittes nicht messtechnisch, sondern rechnerisch mittels der Pipeline-Funktion „Autocorrelate Events“ erhoben wurde. Trotz der Tatsache, dass dies ein standardisiertes Verfahren in Bewegungslaboren mit nur einer Kraftmessplatte ist, kann dieses Verfahren zu Messfehlern führen. Weiterhin wurden in dieser Studie lediglich Geschwindigkeiten zwischen  $1,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  und  $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  betrachtet. Dies ist insofern kritisch, da für einzelne Algorithmen, wie beispielsweise für den FCA, die Parameter zur Festlegung der interessierenden Zeitfenster zur Detektion der Events selbst festgelegt und nicht unmittelbar aus den Angaben in der entsprechenden Publikation entnommen werden konnten. Hinsichtlich des eigens für diese Studie entwickelten Algorithmus PPA können analog zur Methodik in AH<sub>I</sub> und AH<sub>II</sub> die Einschränkungen der verwendeten Druckmesssohlen hinsichtlich der räumlichen Auflösung, der gewählten Abstrategie, der vorgegebene Messbereich sowie zusätzlich die nicht funktionierende Synchronisation angeführt werden.

### **AH<sub>IV</sub> Einfluss des Auswertemodells auf kinematische Parameter**

Die Vergleichsstudie zur Prüfung der AH<sub>IV</sub> (Kapitel 5.4) befasste sich ebenfalls mit dem Einfluss des Auswertemodells auf die zu erfassenden Messwerte. Konkret wurde der Abstraktionsgrad des Auswertemodells durch die Verwendung von zwei unterschiedlichen Menschmodellen bei der Bestimmung der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten mittels Motion Capture untersucht. Auf Grund der Tatsache, dass das kommerzielle Menschmodell PiG zur Berechnung der erforderlichen Gelenkszentren auf Regressionsanalysen zurückgreift und das für Forschungszwecke entwickelte Menschmodell PiGoMAT diese funktional bestimmt, wird der höhere Abstraktionsgrad dem PiG zugeordnet. Im Ergebnis der Studie konnte gezeigt werden, dass die Verwendung des Auswertemodells PiGoMAT im Vergleich zum Auswertemodell PiG einen Einfluss auf die berechneten Gelenkwinkel besaß. Die größte mittlere absolute Abweichung vom Median (MAD) zwischen PiG und PiGoMAT betrug 7° für die Hüftinnenrotation. Für die Gelenkwinkel des Sprunggelenks waren die MADs stets unter dem klinisch akzeptablen Grenzwert von 2°. Es konnte weiterhin festgestellt werden, dass der Einfluss des Auswertemodells je nach betrachteter Ebene unterschiedlich stark ausgeprägt war. Während beispielsweise die Mediane der mittleren absoluten Abweichung vom Median für die Gelenkwinkel in der Sagittal- und Frontalebene stets geringer als 2° waren, so waren diese für die Transversalebene teils auch über 2°.

Eine Einordnung der Ergebnisse in bereits bestehende Literatur ist an dieser Stelle nicht möglich, da keine entsprechende Literatur vorhanden ist. Die Wissenschaftsgemeinde ist sich jedoch einig, dass das in die Jahre gekommene Conventional Gait Model (CGM) bzw. PiG nicht von methodischen Einschränkungen verschont geblieben ist und es daher Optimierungsbedarf gibt [202]. Dies wird insbesondere mit Blick auf das Projekt CGM 2.i deutlich, welches daran arbeitet, das bestehende CGM zu überarbeiten und in ein neu entwickeltes und wissenschaftlich validiertes Menschmodell mit der Bezeichnung Conventional Gait Model 2 (CGM2) zu überführen. Die teils hohen Abweichungen in den Gelenkwinkeln zwischen PiG und PiGoMAT, welches eine optimierte Bestimmung der Gelenkszentren weg von der Regressionsanalyse hin zur funktionellen Bestimmung anwendet, erscheinen plausibel, da die korrekte Bestimmung

der Frontalebene des Femurs und der Tibia eine der bekannten Schwächen des CGM ist [202]. Auf Basis dieser Erkenntnisse und der Tatsache, dass sich die beiden untersuchten Auswertemodelle signifikant voneinander unterscheiden, wird derzeit zur Bestimmung der Gelenkwinkelverläufe der unteren Extremitäten die Anwendung des Auswertemodells PiGoMAT empfohlen. Eine wissenschaftlich fundierte Empfehlung kann jedoch erst getroffen werden, nachdem die Validität des PiGoMAT, welches nicht Gegenstand der Untersuchung war, geklärt wurde.

Die fehlende Adressierung der Validität des PiGoMAT kann daher auch als Limitierung der Studie angesehen werden. Im Rahmen der Studie wurden zwar deutliche Unterschiede zwischen den beiden Auswertemodellen aufgezeigt, jedoch bleibt offen, inwieweit die mittels PiGoMAT ermittelten Gelenkwinkel den tatsächlich physiologisch im Probanden aufgetretenen Gelenkwinkeln entspricht und folglich inwieweit der gemessene Unterschied zwischen den Auswertemodellen eine Relevanz besitzt. Eine weitere methodische Einschränkung ist die Tatsache, dass in der Studie zur Prüfung der  $AH_{IV}$  nur zwei seitlich versetzte KMPs verwendet wurden. Dies hatte zur Folge, dass Gangereignisse, welche nicht auf den KMPs stattfanden, mittels der Pipeline-Funktion „Autocorrelate Events“ bestimmt werden mussten, was wiederum zu Fehlern in der weiteren Berechnung geführt haben könnte. Abschließend ist analog zur Studie zur Prüfung der  $AH_{II}$  zu sagen, dass im Vorfeld der Untersuchungen keine Planung zur Auswahl der erforderlichen Stichprobengröße mittels Festlegung des  $\alpha$ -Fehlers und der Power erfolgte sowie im Nachgang die Effektstärke nicht berechnet wurde.

### **$AH_V$ Einfluss der Eingangsgröße auf kinematische Parameter**

Zur Prüfung der  $AH_V$  (Kapitel 5.5) wurde in einer Sensitivitätsstudie der Einfluss der Eingangsgröße auf den kinematischen Parameter Gelenkwinkel untersucht. Hierzu wurden sechs anthropometrische Größen der unteren Extremitäten, welche als Eingangsgrößen für das Auswertemodell PiG benötigt werden, systematisch verändert und auf einen mittels Motion Capture erhobenen Basisdatensatz angewandt. Mittels der systematischen Variation der Eingangsdaten sollte geklärt werden, inwieweit eine fehlerhafte Erfassung der anthropometrischen Daten, beispielsweise durch den Einsatz ungeschulten Personals anstelle von Testleitern mit mehrjähriger Berufserfahrung, im Hinblick auf die zu erfassende interessierende Messgröße,

konkret die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten, tolerierbar ist. Durch die Anpassung der anthropometrischen Größen wurde eine lineare Skalierung des PiG in Abhängigkeit der auf dem Probanden angebrachten Hautmarker durchgeführt. Dies führte dazu, dass die Bestimmung der Gelenkszentren und die davon abgeleitete Bestimmung der Gelenkinematik gezielt gestört wurde. Die Untersuchungsergebnisse zeigten, dass durch die gezielt aufgebrauchte extrinsische Variation die mittleren absoluten Abweichungen vom Median für die untersuchten Gelenkwinkel geringer als  $2^\circ$  waren. Ähnliche Schwankungen wurden auch in den Untersuchungen von Schwartz et al. [172] beobachtet. Im Rahmen ihrer Studie mit zwei gesunden Probanden und vier Testleitern wurde für die Knieflexion infolge extrinsischer Variationen Winkelabweichungen von bis zu  $5^\circ$  bzw. für die Hüftrotation von bis zu  $7,5^\circ$  gemessen. Im Gegensatz zur Sensitivitätsstudie, welche ausschließlich die geänderten anthropometrischen Größen als extrinsische Variation untersuchte, gehörten zur extrinsischen Variation bei Schwartz et al. [172] neben den anthropometrischen Größen auch die Palpation bzw. Marker-Positionierung durch verschiedene Testleiter. Die zusätzliche extrinsische Eingangsgröße ist vermutlich für die im Vergleich zur Sensitivitätsstudie höhere Schwankung verantwortlich.

Im Gegensatz zu den bisherigen Studienergebnissen, in welchen die Arbeits-hypothesen bestätigt wurden, konnte für die AHv kein Einfluss der untersuchten Eingangsgröße auf die Messwerte festgestellt werden. Kritisch anzumerken ist jedoch, dass die Ergebnisse nicht verallgemeinert werden können, da für die Auswertung nur die Messungen eines Probanden herangezogen sowie eine spezifische Veränderung der anthropometrischen Größen durchgeführt wurden. Weiterhin können infolge der Sensitivitätsstudie lediglich Rückschlüsse auf die Kinematik und nicht auf die Kinetik geführt werden, da diese nicht Bestandteil der Untersuchung war. Die Ergebnisse der Studie zeigten jedoch auch, dass der Einfluss der durch Testleiter potentiell fehlerhaft aufgenommenen anthropometrischen Größen die kinematischen Ergebnisse nicht wesentlich beeinflussen und folglich die Eingangsdaten für die Modellbildung nicht beeinträchtigt werden.

Zur Untersuchung des Systemverhaltens Sportler-Sportgerät-Umwelt greift der Sportingenieur auf das Werkzeug der mechanischen Simulation zurück [8]. Bei der Entwicklung einer mechanischen Simulation steht der

Sportingenieur jedoch während des Prozessschrittes Modellbildung, konkret während der Ermittlung von Eingangsdaten für das Modell [8] bzw. beim Schließen relevanter Wissenslücken [20], vor der Frage, welcher minimale bzw. maximale Abstraktionsgrad zulässig ist. Um diese Frage am Beispiel der Entwicklung einer mechanischen Simulation zur Prüfung funktioneller Eigenschaften von Handballschuhen zu beantworten, wurde in der vorliegenden Arbeit die Forschungsfrage „Welchen Einfluss besitzt der Abstraktionsgrad der im Rahmen dieser Arbeit betrachteten methodischen Aspekte auf den Messwert und das experimentierbare Modell?“ aufgestellt.

Aus den Erkenntnissen von Nigg [61] zum Einfluss der Normalkraft auf den Traktionskoeffizienten von fünf unterschiedlichen künstlichen Sportböden wird ersichtlich, dass fehlerhafte, die Realität nur unzureichend abbildende Eingangsgrößen einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis der Prüfung haben können und folglich die Beantwortung der aufgestellten Forschungsfrage eine sehr hohe Relevanz besitzt. Konkret führten zwei unterschiedlich hohe Normalkräfte (280 N und 770 N) dazu, dass die Traktionskoeffizienten mit zunehmender Normalkraft anstiegen, die Rangfolge der getesteten Böden B, C, D und E jedoch erhalten blieb. Beim Sportboden A, welcher bei 280 N den geringsten Traktionskoeffizienten (1,13) aller Böden aufwies führte die Erhöhung der Prüfkraft auf 770 N jedoch dazu, dass der Sportboden A nun den höchsten Traktionskoeffizienten (3,15) aller getesteten Böden aufwies.

Zur Beantwortung der Forschungsfrage wurden fünf Arbeitshypothesen aufgestellt. Die Arbeitshypothesen hatten alle gemeinsam, dass diese auf relevanten für die Entwicklung einer mechanischen Simulation für Handballschuhe notwendigen Szenarien basierten. Konkret wurde die Ermittlung der vertikalen Bodenreaktionskräfte, der zeitlich-räumlichen Parameter Doppelschrittzeit und Standphasendauer sowie die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten betrachtet, deren Messwerte als Eingangsdaten für den Modellbildungsprozess dienen können. Anhand der Reflexion der einzelnen Ergebnisse (Tabelle 6.1) ließ sich der Bezug zur übergeordneten Forschungsfrage herstellen. Weiterhin konnten auf Basis der Arbeitshypothesen spezifische Aussagen zum zulässigen Abstraktionsgrad getroffen werden (vgl. Kapitel 5.6).

**Tabelle 6.1:** Darstellung der Ergebnisse zu den aufgestellten Arbeitshypothesen AH<sub>I</sub> – AH<sub>V</sub>.

	<b>Hypothese</b>	<b>Methodische Aspekte</b>	<b>Messwerte</b>	
<b>AH<sub>I</sub></b>	Der Messwert der vertikalen Bodenreaktionskraft unterscheidet sich bei der Messung mittels den Messgeräten Kraftmessplatte (KMP) und Druckmesssohle (DS).	Messgerät (KMP, DS)	vBRK	✓
<b>AH<sub>II-i</sub></b>	Der Messwert der vertikalen Bodenreaktionskraft unterscheidet sich innerhalb der Einflussgrößen einfache (eLB) und realitätsnahe Laborbedingungen (rLB).	Einflussgröße – Milieu (eLB, rLB)	vBRK	✓
<b>AH<sub>II-ii</sub></b>	Der Messwert der vertikalen Bodenreaktionskraft unterscheidet sich innerhalb der Einflussgrößen realitätsnahe Laborbedingungen (rLB) und Feldbedingungen (FB).	Einflussgröße – Milieu (rLB, FB)	vBRK	✓
<b>AH<sub>III</sub></b>	Die Messwerte der zeitlich-räumlichen Parameter Doppelschritzeit und Standphasendauer unterscheiden sich innerhalb der Auswertemodelle „Detect Events From Forceplate“ (FPA), Plantar Pressure Algorithm (PPA), Foot Contact Algorithm (FCA), Foot Velocity Algorithm (FVA), Hreljac-Marshall Algorithm (HMA) sowie High Pass Algorithm (HPA) um mehr als 2 %.	Auswertemodell (FPA, PPA, FCA, FVA, HMA, HPA)	STR, STA	✓
<b>AH<sub>IV</sub></b>	Die Messwerte der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten unterscheiden sich innerhalb der Auswertemodelle Plug-in Gait (PiG) und Plug-in Gait in open MATLAB script (PiGoMAT) um mehr als der klinisch akzeptable Grenzwert von 2°.	Auswertemodell (PiG, PiGoMAT)	γ	✓
<b>AH<sub>V</sub></b>	Die Messwerte der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten unterscheiden sich bei Verwendung unterschiedlicher anthropometrischer Eingangsgrößen innerhalb des Auswertemodells Plug-in Gait (PiG) um mehr als der klinisch akzeptable Grenzwert von 2°.	Eingangsgröße (LLL, RLL, LKW, RKW, LAW, RAW)	γ	✗

Die Haken (✓) kennzeichnen AHs für die der Nachweis erbracht wurde. Das Kreuz (✗) kennzeichnet die AH für die der Nachweis nicht erbracht wurde. Eine Erläuterung der verwendeten Abkürzungen kann dem Abkürzungsverzeichnis entnommen werden.

Eine allgemeingültige Aussage zum Abstraktionsgrad ließ sich nicht ableiten, jedoch sind die spezifischen Aussagen am Beispiel des Handballschuhs auch auf viele weitere Anwendungsszenarien übertragbar. So unterscheidet sich die Datenerhebung für den Handballschuh beispielsweise nur unwesentlich von der Vorgehensweise für andere Hallensportarten bzw. lässt sich das Vorgehen auch auf Sportschuhe im Allgemeinen übertragen. Ähnlich verhält es sich mit den spezifischen Aussagen zum Auswertemodell zur Erfassung der Gelenkwinkel. Da die prinzipielle Vorgehensweise mit der Anwendung von Menschmodellen nicht von der Sportart Handball abhängig ist, kann diese auch auf weitere Sportarten und Bewegung aus der Arbeitswelt übertragen werden.

Da in der Mehrzahl der untersuchten Fälle die Gewinnung der Messwerte von der Abstraktion des untersuchten methodischen Aspektes abhängig war und die Messwerte wiederum als Eingangsdaten für den Modellbildungsprozess zur Entwicklung einer mechanischen Simulation dienen, kann geschlussfolgert werden, dass auch das experimentierbare Modell von den methodischen Aspekten abhängig ist. Wie stark der Einfluss des Abstraktionsgrades auf das experimentierbare Modell ist, bleibt an dieser Stelle jedoch noch unbeantwortet. Allerdings kann auf Basis der in dieser Arbeit ermittelten Messwerte nun der Modellbildungsprozess zur Entwicklung einer mechanischen Simulation abgeschlossen werden. Mittels der dann existierenden mechanischen Simulationen zur Messung der Funktionalitäten eines Handballschuhs können Parameterstudien durchgeführt werden, mit denen der Einfluss quantitativ bestimmt werden kann.

Abschließend kann auf Basis der in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse dem Sportingenieur, welcher mit der Entwicklung einer mechanischen Simulation beauftragt ist, mitgegeben werden, dass dieser bereits im zweiten Prozessschritt, d. h. während der Modellbildung, den Grad der angewandten Abstraktion kritisch betrachten und hinsichtlich der Validität prüfen sollte. Die finale Validierung der mechanischen Simulation, wie sie sowohl von Schwanitz [8] als auch in der VDI Richtlinie 5703 [20] vorgesehen sind, bleibt hiervon jedoch unberührt. Die kritische Betrachtung der zulässigen Abstraktion im Modellbildungsprozess erhöht allerdings die Wahrscheinlichkeit, ein valides Ergebnis in der finalen Prüfung zu erzielen und folglich zeit- und kostenaufwändige Korrekturen zu vermeiden.





## 7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die methodischen Aspekte bei der Entwicklung mechanischer Simulationen zur Messung der Funktionalitäten von Handballschuhen systematisch zu untersuchen. Konkret sollte die Forschungsfrage „Welchen Einfluss besitzt der Abstraktionsgrad der im Rahmen dieser Arbeit betrachteten methodischen Aspekte auf den Messwert und das experimentierbare Modell?“ mit Hilfe von fünf Arbeitshypothesen beantwortet und aus der Reflexion der Ergebnisse allgemeingültige Aussagen zum Abstraktionsgrad abgeleitet werden.

Hierzu befasste sich die Arbeit zunächst mit den zum Verständnis der Arbeit erforderlichen theoretischen Grundlagen. Darauf aufbauend wurde der Begriff mechanische Simulation anhand wissenschaftlicher Publikationen erläutert sowie das prinzipielle Vorgehen anhand einer wissenschaftlich abgesicherten Methodik zur Entwicklung einer mechanischen Simulation vorgestellt und die interessierenden Funktionalitäten von Handballschuhen ausgearbeitet. Im Anschluss daran wurde der aktuelle Stand der Technik mechanischer Simulationen sowie der Forschung zur Entwicklung mechanischer Simulationen ausgearbeitet. Konkret wurden mechanische Simulationen zur Bestimmung der funktionalen Eigenschaften Traktion, Dämpfung sowie Steifigkeit dargestellt. Beim Stand der Forschung lag der Fokus auf den methodischen Aspekten Messgerät, Einflussgröße, Auswertemodell und Eingangsgröße, da diese einen potentiellen Einfluss auf die Entwicklung mechanischer Simulationen, insbesondere während des Prozesses der Modellbildung, besitzen können. Ausgehend von den aufgezeigten Defiziten im Stand der Technik/Forschung wurden die identifizierten Probleme aufgeführt, daraus die Forschungsfrage abgeleitet und die fünf entsprechenden Arbeitshypothesen zur Beantwortung der Forschungsfrage aufgestellt. Anhand wissenschaftlicher Studien zur Klärung der Arbeitshypothesen zum (i) Einfluss des Messgeräts auf kinetische Parameter, (ii) der Einflussgröße auf kinetische Parameter, (iii) des Auswertemodells auf zeitlich-räumliche und (iv) auf kinematische Parameter sowie (v) der Eingangsgröße auf kinematische Parameter sollte herausgefunden werden, welchen Einfluss der Abstraktionsgrad auf das experimentierbare Modell besitzt.

Anhand der Reflexion der einzelnen Ergebnisse zu den fünf Arbeitshypothesen ließ sich der Bezug zur übergeordneten Forschungsfrage herstellen. Da in der Mehrzahl der untersuchten Fälle die Gewinnung der Messwerte von der Abstraktion des untersuchten methodischen Aspektes abhängig war, konnte geschlussfolgert werden, dass auch das experimentierbare Modell von den methodischen Aspekten abhängig ist. Weiterhin konnten auf Basis der Arbeitshypothesen spezifische Aussagen zum zulässigen Abstraktionsgrad, welche sich auch auf weitere Anwendungsszenarien übertragen lassen, getroffen werden. Dem mit der Entwicklung einer mechanischen Simulation beauftragten Sportingenieur wird empfohlen, bereits während der Modellbildung den Grad der angewandten Abstraktion kritisch zu betrachten und hinsichtlich der Validität zu prüfen, da dies die Wahrscheinlichkeit erhöht, in der finalen Prüfung ein valides Ergebnis zu erzielen und folglich zeit- und kostenaufwändige Korrekturen zu vermeiden.

## Literaturverzeichnis

1. STEFANYSHYN, D.J. und J.W. WANNOP. Biomechanics research and sport equipment development. *Sports Engineering*, 2015, **18**(4), 191-202. ISSN 1369-7072. Verfügbar unter: doi:10.1007/s12283-015-0183-5
2. WOROBETS, J., J.W. WANNOP, E. TOMARAS und D. STEFANYSHYN. Softer and more resilient running shoe cushioning properties enhance running economy. *Footwear Science*, 2014, **6**(3), 147-153. ISSN 1942-4280. Verfügbar unter: doi:10.1080/19424280.2014.918184
3. FREDERICK, E.C., T.E. CLARKE und C.L. HAMILL. The Effect of Running Shoe Design on Shock Attenuation. In: E.C. FREDERICK, Hg. *Sport Shoes and Playing Surfaces. Their biomechanical properties*. Champaign: Human Kinetics, 1984, S. 190-198.
4. FREDERICK, E.C. Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. *Journal of sports sciences*, 1986, **4**(3), 169-184. ISSN 0264-0414. Verfügbar unter: doi:10.1080/02640418608732116
5. NIGG, B.M., H.A. BAHLESEN, S.M. LUETHI und S. STOKES. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 1987, **20**(10), 951-959. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(87)90324-1
6. BOSCO, C. und H. RUSKO. The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta physiologica Scandinavica*, 1983, **119**(3), 219-224. ISSN 0001-6772. Verfügbar unter: doi:10.1111/j.1748-1716.1983.tb07331.x
7. NIGG, B.M., D.J. STEFANYSHYN, G.K. COLE, P. STERGIOU und J. MILLER. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *Journal of Biomechanics*, 2003, **36**(4), 569-575. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0021-9290(02)00428-1
8. SCHWANITZ, S. *Mechanische Simulation der Interaktion Sportler-Sportgerät-Umwelt*. Dissertation. Chemnitz, 2015.
9. HEIDENFELDER, J. *Entwicklung eines dynamischen Tests zur Prüfung der Rückfußdämpfung von Laufschuhen mittels biomechanischer Messmethoden*. Dissertation. Chemnitz, 2011.

10. SCHWANITZ, S. und S. ODENWALD. Long-term Cushioning Properties of Running Shoes (P152). In: M. ESTIVALET und P. BRISSON, Hg. *The Engineering of Sport 7*. Paris: Springer, 2008, S. 95-100. ISBN 978-2-287-99055-7.
11. KRUMM, D., S. SCHWANITZ und S. ODENWALD. Development and reliability quantification of a novel test set-up for measuring footwear bending stiffness. *Sports Engineering*, 2013, **16**(1), 13-19. ISSN 1369-7072. Verfügbar unter: doi:10.1007/s12283-012-0106-7
12. KRUMM, D. und J. ROSENGARTEN. *Entwicklung eines Verfahrens zur Prüfung der Vorfußdämpfung von Laufschuhen*. Studienarbeit. Chemnitz, 2009.
13. SEGESSER, B. Sportschuhe - Wunsch und Wirklichkeit. *Orthopädieschuhtechnik - Sonderheft Sport*, 1998, 6-12.
14. KLEINDIENST, F.I. *Gradierung funktioneller Sportschuhparameter am Laufschuh. In Bezug auf eine anthropometrische Differenzierung, geschlechtsspezifische Differenzierung und geographische Differenzierung*. Aachen: Shaker, 2003. Berichte aus der Biomechanik. ISBN 9783832222000.
15. DSSV. *Sportarten in Deutschland nach Anzahl der Mitglieder im Jahr 2015 (in Millionen)*, 2016 [Zugriff am: 26. August 2016]. Verfügbar unter: <http://de.statista.com/statistik/daten/studie/184918/umfrage/sportarten-in-deutschland-nach-anzahl-der-mitglieder/>
16. STACHOWIAK, H. *Allgemeine Modelltheorie*. Wien, New York: Springer, 1973. ISBN 3-211-81106-0.
17. SCHNEIDER, E. *Biomechanics of Men: Models and Laws*. Vortrag bei der 2. BIOMECHANICA. Hamburg-Harburg, 1993.
18. SENNER, V. *Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung*. Dissertation. München, 2001.
19. VDI-Gesellschaft Produktion und Logistik (GPL) - Fachbereich Fabrikplanung und -betrieb, 2013. VDI 3633-Entwurf, *Simulation von Logistik-, Materialfluss- und Produktionssystemen - Begriffe*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Dezember 2013.

20. VDI-Gesellschaft Technologies of Life Sciences (TLS) - Fachbereich Medizintechnik, 2015. VDI 5703, *Systematische Entwicklung modellbasierter Prüfungen für Medizinprodukte*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, September 2015.
21. VDI-Gesellschaft Entwicklung Konstruktion Vertrieb - Ausschuß Methodisches Konstruieren, 1993. VDI 2221, *Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Mai 1993.
22. VDI-Gesellschaft Entwicklung Konstruktion Vertrieb - Ausschuß Konstruktionsmethodik - Unterausschuß Methodisches Entwickeln von Lösungsprinzipien, 1997. VDI 2222-1, *Konstruktionsmethodik - Methodisches Entwickeln von Lösungsprinzipien*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Juni 1997.
23. VDI-Gesellschaft Konstruktion und Entwicklung - Fachbereich Konstruktion - Ausschuß Konstruktionsmethodik - Unterausschuß Konstruktionskataloge, 1982. VDI 2222-2, *Konstruktionsmethodik - Erstellung und Anwendung von Konstruktionskatalogen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Februar 1982.
24. VDI-Gesellschaft Entwicklung Konstruktion Vertrieb - Ausschuß Methodisches Gestalten, 2004. VDI 2223, *Methodisches Entwerfen technischer Produkte*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Januar 2004.
25. VDI-Gesellschaft Produktion und Logistik (GPL) - Fachbereich Fabrikplanung und -betrieb, 2014. VDI 363-1, *Simulation von Logistik-, Materialfluss- und Produktionssystemen - Grundlagen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Dezember 2014.
26. VDI-Gesellschaft Technologies of Life Sciences (TLS) - Fachbereich Bionik, 2013. VDI 6222-1, *Bionik - Bionische Roboter*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, November 2013.
27. IFD ALLENSBACH. *Beliebteste Sportarten in Deutschland nach Interesse der Bevölkerung an dem Sport in den Jahren 2015 und 2016*, 2016 [Zugriff am: 26. August 2016]. Verfügbar unter: <http://de.statista.com/statistik/daten/studie/171072/umfrage/sportarten-fuer-die-besonderes-interesse-besteht/>

28. SEIL, R., C. NÜHRENBÖRGER, A. LION, T. GERICH, A. HOFFMANN und D. PAPE. Knieverletzungen im Handball. *Sport Orthopädie - Sport Traumatologie*, 2016, **32**(2), 154-164. ISSN 0949-328X. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.orthtr.2016.03.001
29. KARCHER, C. und M. BUCHHEIT. On-court demands of elite handball, with special reference to playing positions. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 2014, **44**(6), 797-814. ISSN 0112-1642. Verfügbar unter: doi:10.1007/s40279-014-0164-z
30. SHISHOO, R. *Textiles in sport*. Cambridge, England: Woodhead Pub. in association with the Textile Institute; CRC, 2005. Woodhead publishing in textiles. ISBN 1845690885.
31. BENCKE, J., D. CURTIS, C. KROGSHEDE, L.K. JENSEN, T. BANDHOLM und M.K. ZEBIS. Biomechanical evaluation of the side-cutting manoeuvre associated with ACL injury in young female handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2013, **21**(8), 1876-1881. ISSN 0942-2056. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00167-012-2199-8
32. KOGA, H., A. NAKAMAE, Y. SHIMA, J. IWASA, G. MYKLEBUST, L. ENGBRETSSEN, R. BAHR und T. KROSSHAUG. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine*, 2010, **38**(11), 2218-2225. ISSN 0363-5465. Verfügbar unter: doi:10.1177/0363546510373570
33. PARKKARI, J., U.M. KUJALA und P. KANNUS. Is it Possible to Prevent Sports Injuries?. *Sports Medicine*, 2001, **31**(14), 985-995. ISSN 0112-1642. Verfügbar unter: doi:10.2165/00007256-200131140-00003
34. ASTM International, 2011. ASTM F2333-04, *Standard Test Method for Traction Characteristics of the Athletic Shoe-Sports Surface Interface*. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2011.
35. SHORTEN, M., B. HUDSON und J. HIMMELSBACH. Shoe-surface traction of conventional and in-filled synthetic turf football surfaces. In: P.D. MILBURN, B. WILSON und T. YANAI, Hg. *Proceedings of the XIXth International Congress of Biomechanics. The Human Body in Motion*, 2003.

36. VALIANT, G.A. Friction - Slipping - Traction. *Sportverletzung - Sportschaden*, 1993, **7**(04), 171-178. ISSN 0932-0555. Verfügbar unter: doi:10.1055/s-2007-993502
37. LAMBSON, R.B., B.S. BARNHILL und R.W. HIGGINS. Football Cleat Design and Its Effect on Anterior Cruciate Ligament Injuries: A Three-Year Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 1996, **24**(2), 155-159. ISSN 0363-5465. Verfügbar unter: doi:10.1177/036354659602400206
38. VILLWOCK, M.R., E.G. MEYER, J.W. POWELL, A.J. FOUTY und R.C. HAUT. Football Playing Surface and Shoe Design Affect Rotational Traction. *The American Journal of Sports Medicine*, 2009, **37**(3), 518-525. ISSN 0363-5465. Verfügbar unter: doi:10.1177/0363546508328108
39. GROTE, K.-H., Hg. *Taschenbuch für den Maschinenbau. Mit Tabellen. 24., aktualisierte und erw. Aufl.* Berlin [u.a.]: Springer Vieweg, 2014. ISBN 978-3-642-38890-3.
40. STEFANYSHYN, D.J. und B.M. NIGG. Influence of midsole bending stiffness on joint energy and jump height performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 2000, **32**(2), 471-476.
41. ASTM International, 2002. ASTM D790-02, *Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials*. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2002.
42. CIKAJLO, I. und Z. MATJACIC. The influence of boot stiffness on gait kinematics and kinetics during stance phase. *Ergonomics*, 2007, **50**(12), 2171-2182. ISSN 0014-0139. Verfügbar unter: doi:10.1080/00140130701582104
43. ARNDT, A., P. WESTBLAD, I. EKENMAN und A. LUNDBERG. A comparison of external plantar loading and in vivo local metatarsal deformation wearing two different military boots. *Gait & Posture*, 2003, **18**(2), 20-26. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0966-6362(02)00191-1
44. ROY, J.-P.R. und D.J. STEFANYSHYN. Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Medicine and science in sports and exercise*, 2006, **38**(3), 562-569. ISSN 0195-9131. Verfügbar unter: doi:10.1249/01.mss.0000193562.22001.e8

45. WANNOP, J.W., J.T. WOROBETS und D.J. STEFANYSHYN. Footwear traction and lower extremity joint loading. *The American Journal of Sports Medicine*, 2010, **38**(6), 1221-1228. ISSN 0363-5465. Verfügbar unter: doi:10.1177/0363546509359065
46. STEFANYSHYN, D. und C. FUSCO. Increased shoe bending stiffness increases sprint performance. *Sports biomechanics*, 2004, **3**(1), 55-66. ISSN 1476-3141. Verfügbar unter: doi:10.1080/14763140408522830
47. STACOFF, A. Wie stark muß ein Laufschuh dämpfen? *Spiridon*, 1995, **10**, 16-18.
48. REINSCHMIDT, C. und B.M. NIGG. Current Issues in the Design of Running and Court Shoes. *Sportverletzung - Sportschaden*, 2000, **14**(3), 72-81. ISSN 0932-0555. Verfügbar unter: doi:10.1055/s-2000-7866
49. NIGG, B.M., G.K. COLE und G.-P. BRÜGGEMANN. Impact Forces during Heel-Toe Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 1995, **11**(4), 407-432. ISSN 1065-8483. Verfügbar unter: doi:10.1123/jab.11.4.407
50. MCMAHON, T.A. und P.R. GREENE. The influence of track compliance on running. *Journal of Biomechanics*, 1979, **12**(12), 893-904. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(79)90057-5
51. GOONETILLEKE, R.S. und M.T. CANN. Perceived Differences in Running and Walking Shoes. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 1995, **39**(5), 336-340. ISSN 1071-1813. Verfügbar unter: doi:10.1177/154193129503900509
52. VALIANT, G.A. Traction Characteristics of Outsoles for Use on Artificial Playing Surfaces. In: R.C. SCHMIDT, E.F. HOERNER, E.M. MILNER und C.A. MOREHOUSE, Hg. *Natural and Artificial Playing Fields: Characteristics and Safety Features*. 100 Barr Harbor Drive: ASTM International, 1990, S. 61-61-8. ISBN 978-0-8031-1296-4.
53. VALIANT, G.A. und K.B. EDEN. Evaluating basketball shoe design with ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*, 1993, **26**(3), 321. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(93)90476-U
54. HENNIG, E.M. und T. STERZING. The influence of soccer shoe design on playing performance: a series of biomechanical studies. *Footwear Science*, 2010, **2**(1), 3-11. ISSN 1942-4280. Verfügbar unter: doi:10.1080/19424281003691999



55. STERZING, T. und E.M. HENNIG. The Influence of Soccer Shoes on Kicking Velocity in Full-Instep Kicks. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 2008, **36**(2), 91-97. ISSN 0091-6331. Verfügbar unter: doi:10.1097/JES.0b013e318168ece7
56. STERZING, T., C. MÜLLER, E.M. HENNIG und T.L. MILANI. Actual and perceived running performance in soccer shoes: A series of eight studies. *Footwear Science*, 2009, **1**(1), 5-17. ISSN 1942-4280. Verfügbar unter: doi:10.1080/19424280902915350
57. LAKE, M.J. Determining the protective function of sports footwear. *Ergonomics*, 2000, **43**(10), 1610-1621. ISSN 0014-0139. Verfügbar unter: doi:10.1080/001401300750004032
58. ASTM International, 1998. ASTM E303-93, *Standard Test Method for Measuring Surface Frictional Properties Using the British Pendulum Tester*. West Conshohocken, PA: ASTM International, 1998.
59. Normenausschuss Bauwesen (NABau) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2001. DIN V 18032-2, *Sporthallen - Hallen für Turnen, Spiele und Mehrzwecknutzung - Teil2: Sportböden, Anforderungen, Prüfungen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, April 2001.
60. SCHLAEPFER, F., E. UNOLD und B.M. NIGG. The frictional characteristics of tennis shoes. In: B.M. NIGG und B.A. KERR, Hg. *Biochemical aspects of sport shoes and playing surfaces. Proceedings of the International Symposium on Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces*. Calgary [Alta.]: University of Calgary, 1983, S. 153-160. ISBN 0889530505.
61. NIGG, B.M. The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1990, **22**(1), 131-139. ISSN 0195-9131. Verfügbar unter: doi:10.1249/00005768-199002000-00021
62. NIGG, B.M. und M.R. YEADON. Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Sciences*, 1987, **5**(2), 117-145. ISSN 0264-0414. Verfügbar unter: doi:10.1080/02640418708729771

63. DURÁ, J.V., HOYOS J. V., A. MARTINEZ und L. LOZANO. The influence of friction on sports surfaces in turning movements. *Sports Engineering*, 1999, **2**(2), 97-102. ISSN 1369-7072. Verfügbar unter: doi:10.1046/j.1460-2687.1999.00024.x
64. VALIANT, G.A. Evaluating outsole traction of footwear. In: W. HERZOG, B.M. NIGG und T.d. VAN BOGERT, Hg. *Proceedings of the Eighth Biennial Conference of the Canadian Society of Biomechanics*. Calgary: Canadian Society for Biomechanics, 1994, S. 14-15. ISBN 0889531986.
65. BARRY, E.B. und P.D. MILBURN. A footwear traction measuring device. In: E.M. HENNIG und D.J. STEFANYSHYN, Hg. *Fourth Symposium on Footwear Biomechanics*, 1999, S. 20-21.
66. CLARKE, J., M.J. CARRÉ, L. DAMM und S.J. DIXON. The development of an apparatus to understand the traction developed at the shoe-surface interface in tennis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers - Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 2013, **227**(3), 149-160. ISSN 1754-3371. Verfügbar unter: doi:10.1177/1754337112469500
67. CAVANAGH, P.R. *The running shoe book*. Mountain View, CA: Anderson World, 1980. ISBN 0890371822.
68. CHESKIN, M.P., K.J. SHERKIN und B.T. BATES. *The complete handbook of athletic footwear*. New York: Fairchild Publications, 1987. ISBN 0870055488.
69. FARKAS, R. *Der Test des Tests. Komplexe Analysen biomechanischer Laufschuhtests*. Als Ms. gedr. Aachen: Shaker, 1994. Berichte aus der Biomechanik. ISBN 3826501411.
70. CAVANAGH, P.R., R.N. HINRICHS und K.R. WILLIAMS. Testing procedure for the 1981 Runner's World Shoe Survey. *Runners World*, 1980, **15**(10), 38-U5.
71. ASTM International, 1994. ASTM F911-85, *Standard Test Method for Flexibility of Running Shoes*. West Conshohocken, PA: ASTM International, 1994.

72. KLEINDIENST, F.I., K.J. MICHEL und B. KRABBE. Influence of midsole bending stiffness on the metatarsophalangeal joint based on kinematic and kinetic data during running. In: J. HAMIL, E. HARDIN und K. WILLIAMS, Hg. *Proceedings of the 7th Symposium on Footwear Biomechanics. ISB Technical Group on Footwear Biomechanics*. Cleveland: Case Western Reserve University Printing Services Cleveland, 2005, S. 122-123.
73. TINOCO, N., D. BOURGIT und J.-B. MORIN. Influence of midsole metatarsophalangeal stiffness on jumping and cutting movement abilities. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 2010, **224**(3), 209-217. ISSN 1754-3371. Verfügbar unter: doi:10.1243/17543371JSET69
74. TOON, D., A. VINET, M.T.G. PAIN und M.P. CAINE. A methodology to investigate the relationship between lower-limb dynamics and shoe stiffness using custom-built footwear. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 2011, **225**(1), 32-37. ISSN 1754-3371. Verfügbar unter: doi:10.1177/1754337110396792
75. CHEN, C.-H., K.-H. TU, C. LIU und T.-Y. SHIANG. Effects of forefoot bending elasticity of running shoes on gait and running performance. *Human movement science*, 2014, **38**, 163-172. ISSN 0167-9457. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.humov.2014.10.002
76. HILLSTROM, H., J. SONG, B. HEILMAN und C. RICHARDS. A method for testing shoe torsional and toe break flexibilities. In: J. HAMIL, E. HARDIN und K. WILLIAMS, Hg. *Proceedings of the 7th Symposium on Footwear Biomechanics. ISB Technical Group on Footwear Biomechanics*. Cleveland: Case Western Reserve University Printing Services Cleveland, 2005.
77. OLESON, M., D. ADLER und P. GOLDSMITH. A comparison of forefoot stiffness in running and running shoe bending stiffness. *Journal of Biomechanics*, 2005, **38**(9), 1886-1894.
78. PARK, C.-C., W.-S. CHOI und J.-N. LEE. Effects of hardness and thickness of polyurethane foam midsoles on bending properties of the footwear. *Fibers and Polymers*, 2007, **8**(2), 192-197. ISSN 1229-9197. Verfügbar unter: doi:10.1007/BF02875791

79. FRASER, S., A. HARLAND, P. SMITH und T. LUCAS. A Study of Football Footwear Bending Stiffness. *Procedia Engineering*, 2014, **72**, 315-320. ISSN 1877-7058. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.proeng.2014.06.047
80. HLADNIK, J., F. RESMAN und B. JERMAN. Flexion stiffness of a racing cross-country ski boot. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers - Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 2014, **228**(4), 223-232. ISSN 1754-3371. Verfügbar unter: doi:10.1177/1754337114544348
81. KRUMM, D., A. GLÄSER, G. SCHLEGEL und S. ODENWALD. Mechanical Characterization of Handball Shoes Using Biomechanical Load Spectrums. *Procedia Engineering*, 2015, **112**, 279-283. ISSN 1877-7058. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.proeng.2015.07.250
82. KAELIN, X., J. DENOTH, A. STACOFF und E. STÜSSI. Cushioning During Running — Material Tests Contra Subject Tests. In: S.M. PERREN und E. SCHNEIDER, Hg. *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*. Dordrecht: Springer Netherlands, 1985, S. 651-656. ISBN 978-94-011-7434-3.
83. NIGG, B.M. Experimental techniques used in running shoe research. In: B.M. NIGG, Hg. *Biomechanics of running shoes*. Champaign: Human Kinetics, 1986, S. 27-61. ISBN 0873220021.
84. SINDERHAUF, A.C. *Entwicklungsabhängige Anforderungen an einen Kindersportschuh unter besonderer Berücksichtigung der Sohlenparameter*. Inaugural-Dissertation. Würzburg, 2005.
85. Normenausschuss Bauwesen (NABau) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2002. DIN V 18035-7, *Sportplätze - Teil 7: Kunststoffrasenflächen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Juni 2002.
86. ASTM International, 1995. ASTM F355-95, *Standard Test Method for Impact Attenuation of Playing Surface Systems, Other Protective Sport Systems, and Materials Used for Athletics, Recreation and Play*. West Conshohocken, PA: ASTM International, 1995.
87. SWIGART, J.F., A.G. ERDMAN und P.J. CAIN. An Energy-Based Method for Testing Cushioning Durability of Running Shoes. *Journal of Applied Biomechanics*, 1993, **9**(1), 27-46.

88. WOLF, P. *Entwicklung einer Messmethode zur Erfassung des Dämpfungsverhaltens von Laufschuhen zu Beginn des Bodenkontakts*. Magisterarbeit. Chemnitz, 2001.
89. NIGG, B.M. und J. DENOTH. *Sportplatzbeläge*. (PlayingSurfaces). Zürich: Juris, 1980.
90. DENOTH, J. A method to measure mechanical properties of soles and playing surfaces. In: B.M. NIGG und B.A. KERR, Hg. *Biochemical aspects of sport shoes and playing surfaces. Proceedings of the International Symposium on Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces*. Calgary [Alta.]: University of Calgary, 1983, S. 43-50. ISBN 0889530505.
91. DENOTH, J. Load on the locomotor system and modeling. In: B.M. NIGG, Hg. *Biomechanics of running shoes*. Champaign: Human Kinetics, 1986, S. 63-116. ISBN 0873220021.
92. UJIHASHI, S., S.H. WOO und N. INOU. Method of measurement and evaluation for the mechanical characteristics of running shoes. In: S. HAAKE, Hg. *The engineering of sport. Design and development*. Oxford: Blackwell Science, 1998, S. 171-179. ISBN 0632050489.
93. Normenausschuss Persönliche Schutzausrüstung (NPS) im DIN Normenausschuss Bergbau (FABERG) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2013. DIN ISO 20344, *Persönliche Schutzausrüstung – Prüfverfahren für Schuhe; Deutsche Fassung*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Februar 2013.
94. COOK, S.D., M.A. KESTER und M.E. BRUNET. Shock absorption characteristics of running shoes. *The American Journal of Sports Medicine*, 1985, **13**(4), 248-253. ISSN 0363-5465. Verfügbar unter: doi:10.1177/036354658501300406
95. KRABBE, B. *Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen. Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik*. Als Ms. gedr. Aachen: Shaker, 1994. Berichte aus der Biomechanik. ISBN 9783861119555.

96. GRAHAM, I.D. und P.J.J. MCCULLAGH. Study of the Shock Absorbency and Microstructure of New and Worn Running Shoe Midsoles. In: J. WATKINS, T. REILLY und L. BURWITZ, Hg. *Sports science. Proceedings of the VIII Commonwealth and International Conference on Sport, Physical Education, Dance, Recreation, and Health*: Spon, 1986, S. 155. ISBN 0419139303.
97. ROUSANOGLU, E., K. NOUTSOS, I. BAYIOS und K. BOUDOLOS. Ground reaction forces and throwing performance in elite and novice players in two types of handball shot. *Journal of human kinetics*, 2014, **40**, 49-55. ISSN 1640-5544. Verfügbar unter: doi:10.2478/hukin-2014-0006
98. Normenausschuß Einheiten und Formelgrößen (AEF) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 1995. DIN 1319-1, *Grundlagen Der Messtechnik - Teil 1: Grundbegriffe*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Januar 1995.
99. HURKMANS, H., J. BUSSMANN, E. BENDA, J. VERHAAR und H. STAM. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 2003, **18**(7), 576-589. ISSN 02680033. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0268-0033(03)00116-5
100. MANN, R., L. MALISOUX, A. URHAUSEN, K. MEIJER und D. THEISEN. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. *Gait & Posture*, 2016, **47**, 1-9. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.03.016
101. RACIC, V., A. PAVIC und J. BROWNJOHN. Experimental identification and analytical modelling of human walking forces. Literature review. *Journal of Sound and Vibration*, 2009, **326**(1-2), 1-49. ISSN 0022460X. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jsv.2009.04.020
102. ROZUMALSKI, A., T.F. NOVACHECK, C.J. GRIFFITH, K. WALT und M.H. SCHWARTZ. Treadmill vs. overground running gait during childhood: a qualitative and quantitative analysis. *Gait & Posture*, 2015, **41**(2), 613-618. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.006
103. WANK, V., U. FRICK und D. SCHMIDTBLEICHER. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International journal of sports medicine*, 1998, **19**(7), 455-461. ISSN 0172-4622. Verfügbar unter: doi:10.1055/s-2007-971944

104. PETERSON SILVEIRA, R., P. STERGIOU, F.P. CARPES, CASTRO, FLAVIO A DE S, L. KATZ und D.J. STEFANYSHYN. Validity of a portable force platform for assessing biomechanical parameters in three different tasks. *Sports biomechanics*, 2016, 1-10. ISSN 1476-3141. Verfügbar unter: doi:10.1080/14763141.2016.1213875
105. HUBER, A.C. *Eine biomechanische Analyse des Absprungs beim Weitsprung*. Dissertation. Tübingen, 2012.
106. WANK, V., H. HEGER und M. SCHWARZ. *Dynamografischer Messplatz zur Tiefstart-Leistungsdiagnose*. Verfügbar unter: [http://www.bisp.de/SharedDocs/Downloads/Publikationen/Jahrbuch/Jb\\_200910\\_Artikel/Wank\\_235\\_239.html](http://www.bisp.de/SharedDocs/Downloads/Publikationen/Jahrbuch/Jb_200910_Artikel/Wank_235_239.html)
107. SKALS, S., M.K. JUNG, M. DAMSGAARD und M.S. ANDERSEN. Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements. *Multibody System Dynamics*, 2017, **39**(3), 175-195. ISSN 1384-5640. Verfügbar unter: doi:10.1007/s11044-016-9537-4
108. BAMBERG, S.J.M., A.Y. BENBASAT, D.M. SCARBOROUGH, D.E. KREBS und J.A. PARADISO. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, **12**(4), 413-423. ISSN 1558-0032. Verfügbar unter: doi:10.1109/TITB.2007.899493
109. CONG, Y. und M. ZHANG. Measurement of in-shoe plantar triaxial stresses in high-heeled shoes. In: *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, S. 1760-1763.
110. KONG, K. und M. TOMIZUKA. A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2009, **14**(3), 358-370. ISSN 1083-4435. Verfügbar unter: doi:10.1109/TMECH.2008.2008803
111. JUNG, Y., M. JUNG, K. LEE und S. KOO. Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking. *Journal of Biomechanics*, 2014, **47**(11), 2693-2699. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.05.007

112. LIU, T., Y. INOUE, K. SHIBATA und K. SHIOJIMA. A Mobile Force Plate and Three-Dimensional Motion Analysis System for Three-Dimensional Gait Assessment. *IEEE Sensors Journal*, 2012, **12**(5), 1461-1467. ISSN 1530-437X. Verfügbar unter: doi:10.1109/JSEN.2011.2173763
113. CAVANAGH, P.R., F.G. HEWITT und J.E. PERRY. In-shoe plantar pressure measurement. A review. *The Foot*, 1992, **2**(4), 185-194. ISSN 09582592. Verfügbar unter: doi:10.1016/0958-2592(92)90047-S
114. ROSENBAUM, D. und H.-P. BECKER. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 1997, **3**(1), 1-14. ISSN 12687731. Verfügbar unter: doi:10.1046/j.1460-9584.1997.00043.x
115. RAZAK, A.H.A., A. ZAYEGH, R.K. BEGG und Y. WAHAB. Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2012, **12**(7), 9884-9912. ISSN 1424-8220. Verfügbar unter: doi:10.3390/s120709884
116. HENNIG, E.M. und T.L. MILANI. In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 1995, **11**(3), 299-310. ISSN 1065-8483. Verfügbar unter: doi:10.1123/jab.11.3.299
117. FONG, D.T.-P., Y.-Y. CHAN, Y. HONG, P.S.-H. YUNG, K.-Y. FUNG und K.-M. CHAN. Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking. *Journal of Biomechanics*, 2008, **41**(11), 2597-2601. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.007
118. FORNER-CORDERO, A., KOOPMAN, H. J. F. M. und F.C.T. VAN DER HELM. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*, 2004, **37**(9), 1427-1432. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2003.12.016
119. KOCH, M., L.-K. LUNDE, M. ERNST, S. KNARDAHL und K.B. VEIERSTED. Validity and reliability of pressure-measurement insoles for vertical ground reaction force assessment in field situations. *Applied Ergonomics*, 2016, **53**, 44-51. ISSN 0003-6870. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.apergo.2015.08.011



120. LOW, D.C. und S.J. DIXON. Footscan pressure insoles: Accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait & Posture*, 2010, **32**(4), 664-666. ISSN 0966-6362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.08.002
121. EL KATI, R., S. FORRESTER und P. FLEMING. Evaluation of pressure insoles during running. *Procedia Engineering*, 2010, **2**(2), 3053-3058. ISSN 1877-7058. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.proeng.2010.04.110
122. CHAU, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1. Fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait & Posture*, 2001, **13**(1), 49-66. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0966-6362(00)00094-1
123. CHAU, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 2. Neural network and wavelet methods. *Gait & Posture*, 2001, **13**(2), 102-120. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0966-6362(00)00095-3
124. CAPPOZZO, A., U. DELLA CROCE, A. LEARDINI und L. CHIARI. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait & Posture*, 2005, **21**(2), 186-196. ISSN 0966-6362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2004.01.010
125. LEARDINI, A., L. CHIARI, U. DELLA CROCE und A. CAPPOZZO. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 2005, **21**(2), 212-225. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002
126. WINDOLF, M., N. GÖTZEN und M. MORLOCK. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 2008, **41**(12), 2776-2780. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.024
127. TAYLOR, L., E. MILLER und K.R. KAUFMAN. Static and dynamic validation of inertial measurement units. *Gait & Posture*, 2017, **57**, 80-84. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.05.026
128. CHIARI, L., U. DELLA CROCE, A. LEARDINI und A. CAPPOZZO. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait & Posture*, 2005, **21**(2), 197-211. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.004

129. CUESTA-VARGAS, A.I., A. GALÁN-MERCANT und J.M. WILLIAMS. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical therapy reviews : PTR*, 2010, **15**(6), 462-473. ISSN 1083-3196. Verfügbar unter: doi:10.1179/1743288X11Y.0000000006
130. SCHMID, O.A. A New Calibration Method for 3-D Position Measurement in Biomedical Applications - Ein neues Kalibrierverfahren zur dreidimensionalen Positionsbestimmung für biomedizinische Anwendungen. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 2001, **46**(3), 50-54. ISSN 0013-5585. Verfügbar unter: doi:10.1515/bmte.2001.46.3.50
131. LUCCHETTI, L., A. CAPPOZZO, A. CAPPELLO und U. CROCE. Assessment of non-optimal, least squares, and artefact-compensated joint kinematics estimators. *Journal of Biomechanics*, 1998, **31**, 31. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0021-9290(98)80064-X
132. STEGER, D. *Motion Capture mit optisch-magnetischem Trackingsystem in VR-Applikationen*. Diplomarbeit. Chemnitz, 2004.
133. MAYAGOITIA, R.E., A.V. NENE und P.H. VELTINK. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics. An inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 2002, **35**(4), 537-542. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0021-9290(01)00231-7
134. TRÄNKLER, H.-R. und L.M. REINDL. *Sensortechnik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-29941-4.
135. GODFREY, A., R. CONWAY, D. MEAGHER und G. OLAIGHIN. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics*, 2008, **30**(10), 1364-1386. ISSN 1350-4533. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.medengphy.2008.09.005
136. BAETS, L. de, R. VAN DER STRAATEN, T. MATHEVE und A. TIMMERMANS. Shoulder assessment according to the international classification of functioning by means of inertial sensor technologies: A systematic review. *Gait & Posture*, 2017, **57**, 278-294. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.06.025

137. WONG, W.Y., M.S. WONG und K.H. LO. Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and orthotics international*, 2007, **31**(1), 62-75. ISSN 0309-3646. Verfügbar unter: doi:10.1080/03093640600983949
138. PERRY, J. Clinical gait analyzer. *Bulletin of prosthetics research*, 1974, 188-192.
139. Normenausschuß Einheiten und Formelgrößen (AEF) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 1996. DIN 1319-3, *Grundlagen Der Meßtechnik - Teil 3: Auswertung von Messungen einer einzelnen Meßgröße - Meßunsicherheit*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, Mai 1996.
140. STERZING, T. und E.M. HENNIG. Die Veränderung biomechanischer Kenngrößen während eines 10 km-Laufs - eine Feldstudie. In: H. RIEHLE, Hg. *Biomechanik als Anwendungsforschung. Transfer zwischen Theorie und Praxis : 6. Symposium der dvs-Sektion Biomechanik vom 22.-24. März 2001 in Konstanz*. Hamburg: Czwalina Verlag, 2004, S. 104-110. ISBN 3880204160.
141. ORIWOL, D. *Methodologische Aspekte biomechanischer Messungen unter Laborbedingungen. Eine kritische Betrachtung des gängigen Messprotokolls des Ausdauerlaufens*. Dissertation. Chemnitz, 2012.
142. CAVANAGH, P.R. und M.A. LAFORTUNE. Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 1980, **13**(5), 397-406. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(80)90033-0
143. HAMILL, C.L., B.T. BATES, K.M. KNUTZEN und J.A. SAWHILL. Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science*, 1983, **2**(1-2), 47-56. ISSN 0167-9457. Verfügbar unter: doi:10.1016/0167-9457(83)90005-2
144. DIETRICH, E. und A. SCHULZE. *flui. Prüfmittelfähigkeit und Messunsicherheit im aktuellen Normenumfeld*. München: Hanser, 2007. ISBN 3-446-40732-4.
145. MAIWALD, C., D. AXMANN und S. GRAU. Measurement error in footwear research biomechanics. *Footwear Science*, 2011, **3**(2), 117-124. ISSN 1942-4280. Verfügbar unter: doi:10.1080/19424280.2011.614280

146. ATKINSON, G., B. DRUST, K. GEORGE, T. REILLY und J. WATERHOUSE. Chronobiological considerations for exercise and heart disease. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 2006, **36**(6), 487-500.
147. HAMILL, J. und S.L. MCNIVEN. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Human movement science*, 1990, **9**(2), 117-131. ISSN 0167-9457. Verfügbar unter: doi:10.1016/0167-9457(90)90023-7
148. GROSS, T.S. und R.P. BUNCH. Discrete normal plantar stress variations with running speed. *Journal of Biomechanics*, 1989, **22**(6-7), 699-703. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(89)90020-1
149. FORNER-CORDERO, A., KOOPMAN, H J F M und VAN DER HELM, F C T. Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles. *Gait & Posture*, 2006, **23**(2), 189-199. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.02.002
150. CHUMANOV, E.S., C.D. REMY und D.G. THELEN. Computational techniques for using insole pressure sensors to analyse three-dimensional joint kinetics. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2010, **13**(5), 505-514. ISSN 1025-5842. Verfügbar unter: doi:10.1080/10255840903350148
151. FLUIT, R., M.S. ANDERSEN, S. KOLK, N. VERDONSCHOT und KOOPMAN, H F J M. Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 2014, **47**(10), 2321-2329. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.04.030
152. ROUHANI, H., J. FAVRE, X. CREVOISIER und K. AMINIAN. Ambulatory assessment of 3D ground reaction force using plantar pressure distribution. *Gait & Posture*, 2010, **32**(3), 311-316. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.05.014
153. JOO, S.-B., S.E. OH und J.H. MUN. Improving the ground reaction force prediction accuracy using one-axis plantar pressure: Expansion of input variable for neural network. *Journal of Biomechanics*, 2016, **49**(14), 3153-3161. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2016.07.029

154. SIM, T., H. KWON, S.E. OH, S.-B. JOO, A. CHOI, H.M. HEO, K. KIM und J.H. MUN. Predicting Complete Ground Reaction Forces and Moments During Gait With Insole Plantar Pressure Information Using a Wavelet Neural Network. *Journal of biomechanical engineering*, 2015, **137**(9). ISSN 0148-0731. Verfügbar unter: doi:10.1115/1.4030892
155. BILLING, D.C., C.R. NAGARAJAH, J.P. HAYES und J. BAKER. Predicting ground reaction forces in running using micro-sensors and neural networks. *Sports Engineering*, 2006, **9**(1), 15-27. ISSN 1369-7072. Verfügbar unter: doi:10.1007/BF02844259
156. SAVELBERG, H. und A. LANGE. Assessment of the horizontal, fore-aft component of the ground reaction force from insole pressure patterns by using artificial neural networks. *Clinical Biomechanics*, 1999, **14**(8), 585-592. ISSN 02680033. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0268-0033(99)00036-4
157. JACOBS, D.A. und D.P. FERRIS. Estimation of ground reaction forces and ankle moment with multiple, low-cost sensors. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2015, **12**, 90. ISSN 1743-0003. Verfügbar unter: doi:10.1186/s12984-015-0081-x
158. VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik (GMA), 2001. VDI/VDE 3550-1, *Computational Intelligence - Artificial neuronal network in automation - Terms and definitions*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, September 2001.
159. OH, S.E., A. CHOI und J.H. MUN. Prediction of ground reaction forces during gait based on kinematics and a neural network model. *Journal of Biomechanics*, 2013, **46**(14), 2372-2380. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.036
160. GREENWOOD, D.T., Hg. *Advanced Dynamics*. Cambridge: Cambridge University Press, 2003. ISBN 9780511800207.
161. HATZE, H. A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, 1977, **10**(11-12), 799-805. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(77)90094-X
162. BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2006, **3**, 4.

163. DAVIS, R.B., S. ÖUNPUU, D. TYBURSKI und J.R. GAGE. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human movement science*, 1991, **10**(5), 575-587. ISSN 0167-9457. Verfügbar unter: doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z
164. KADABA, M.P., H.K. RAMAKRISHNAN und M.E. WOOTTEN. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 1990, **8**(3), 383-392. ISSN 0736-0266. Verfügbar unter: doi:10.1002/jor.1100080310
165. KADABA, M.P., H.K. RAMAKRISHNAN, M.E. WOOTTEN, J. GAINEY, G. GORTON und G.V. COCHRAN. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 1989, **7**(6), 849-860. ISSN 0736-0266. Verfügbar unter: doi:10.1002/jor.1100070611
166. RAMAKRISHNAN, H.K. und M.P. KADABA. On the estimation of joint kinematics during gait. *Journal of Biomechanics*, 1991, **24**(10), 969-977.
167. VAUGHAN, C.L., B.L. DAVIS und J.C. O'CONNOR. *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics, 1992. ISBN 0873223683.
168. CAPPOZZO, A., F. CATANI, U. DELLA CROCE und A. LEARDINI. Position and orientation in space of bones during movement. Anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 1995, **10**(4), 171-178. ISSN 02680033. Verfügbar unter: doi:10.1016/0268-0033(95)91394-T
169. LEARDINI, A., Z. SAWACHA, G. PAOLINI, S. INGROSSO, R. NATIVO und M.G. BENEDETTI. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 2007, **26**(4), 560-571. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.018
170. MANCA, M., A. LEARDINI, S. CAVAZZA, G. FERRARESI, P. MARCHI, E. ZANAGA und M.G. BENEDETTI. Repeatability of a new protocol for gait analysis in adult subjects. *Gait & Posture*, 2010, **32**(2), 282-284. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.05.011

171. MCGINLEY, J.L., R. BAKER, R. WOLFE und M.E. MORRIS. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 2009, **29**(3), 360-369. ISSN 0966-6362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2008.09.003
172. SCHWARTZ, M.H., J.P. TROST und R.A. WERVEY. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait & Posture*, 2004, **20**(2), 196-203. ISSN 0966-6362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2003.09.011
173. KRUMM, D., J. COCKCROFT, F. ZAUMSEIL, S. ODENWALD, T.L. MILANI und Q.A. LOUW. Analytical evaluation of the effects of inconsistent anthropometric measurements on joint kinematics in motion capturing. *Gait & Posture*, 2016, **46**, 1-4. ISSN 0966-6362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.01.024
174. MAIWALD, C., T. STERZING, T.A. MAYER und T.L. MILANI. Detecting foot-to-ground contact from kinematic data in running. *Footwear Science*, 2009, **1**(2), 111-118. ISSN 1942-4280. Verfügbar unter: doi:10.1080/19424280903133938
175. ECKARDT, N. und A. KIBELE. Automatic identification of gait events during walking on uneven surfaces. *Gait & Posture*, 2017, **52**, 83-86. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.029
176. LEITCH, J., J. STEBBINS, G. PAOLINI und A.B. ZAVATSKY. Identifying gait events without a force plate during running: a comparison of methods. *Gait & Posture*, 2011, **33**(1), 130-132. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.06.009
177. BEGG, R.K. Neural network-based prediction of missing key features in vertical GRF-time recordings. *Journal of medical engineering & technology*, 2006, **30**(5), 315-322. ISSN 0309-1902. Verfügbar unter: doi:10.1080/03091900500224675
178. BARTLETT, R. *Introduction to sports biomechanics. Analysing human movement patterns*. Second edition. London, New York: Routledge, 2007. ISBN 0-203-46202-5.

179. BANKS, J.J., W.-R. CHANG, X. XU und C.-C. CHANG. Using horizontal heel displacement to identify heel strike instants in normal gait. *Gait & Posture*, 2015, **42**(1), 101-103. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.03.015
180. SMITH, L., S. PREECE, D. MASON und C. BRAMAH. A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running. *Gait & Posture*, 2015, **41**(1), 39-43. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.08.009
181. ASHA, A.R. de, M.A. ROBINSON und G.J. BARTON. A marker based kinematic method of identifying initial contact during gait suitable for use in real-time visual feedback applications. *Gait & Posture*, 2012, **36**(3), 650-652. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.04.016
182. FELLIN, R.E., W.C. ROSE, T.D. ROYER und I.S. DAVIS. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of science and medicine in sport*, 2010, **13**(6), 646-650. ISSN 1878-1861. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jsams.2010.03.006
183. DESAILLY, E., Y. DANIEL, P. SARDAIN und P. LACOUTURE. Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait. *Gait & Posture*, 2009, **29**(1), 76-80. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2008.06.009
184. O'CONNOR, C.M., S.K. THORPE, M.J. O'MALLEY und C.L. VAUGHAN. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & Posture*, 2007, **25**(3), 469-474. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.016
185. TABAKIN, D. *A Comparison of 3D Gait Models Based on the Helen Hayes Hospital Marker Set*. Master thesis. Cape Town, 2000.
186. DEMPSTER, W.T. *Space requirements of the seated operator. Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio: Wright Air Development Center, 1955.



187. LEARDINI, A., A. CAPPOZZO, F. CATANI, S. TOKSVIG-LARSEN, A. PETITTO, V. SFORZA, G. CASSANELLI und S. GIANNINI. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 1999, **32**(1), 99-103.
188. BELL, A.L., D.R. PEDERSEN und R.A. BRAND. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 1990, **23**(6), 617-621. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/0021-9290(90)90054-7
189. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*, 2013, **310**(20), 2191-2194. ISSN 1538-3598. Verfügbar unter: doi:10.1001/jama.2013.281053
190. KRUMM, D., A. GLÄSER, G. SCHLEGEL und S. ODENWALD. Comparison of 'plain conditions' and 'close-to-reality conditions' for evaluation of biomechanical load spectra of handball shoes. *Procedia Engineering*, 2016, **147**, 618-621. ISSN 18777058. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.proeng.2016.06.257
191. HRELJAC, A. und R.N. MARSHALL. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 2000, **33**(6), 783-786. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0021-9290(00)00014-2
192. ALTMAN, D.G. und J.M. BLAND. Measurement in Medicine. The Analysis of Method Comparison Studies. *The Statistician*, 1983, **32**(3), 307. ISSN 00390526. Verfügbar unter: doi:10.2307/2987937
193. GIAVARINA, D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia medica*, 2015, **25**(2), 141-151. ISSN 1330-0962. Verfügbar unter: doi:10.11613/BM.2015.015
194. KRUMM, D. und ODENWALD STEPHAN. Evaluation of the effects of computer models on joint kinematics in motion capturing. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS (ISB) TECHNICAL GROUP ON THE 3-D ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT, Hg. *XV International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement. Book of Abstracts*, 2018, S. 182-183.

195. TAYLOR, W.R., E.I. KORNAROPOULOS, G.N. DUDA, S. KRATZENSTEIN, R.M. EHRIG, A. ARAMPATZIS und M.O. HELLER. Repeatability and reproducibility of OSSCA, a functional approach for assessing the kinematics of the lower limb. *Gait & Posture*, 2010, **32**(2), 231-236. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.05.005
196. EHRIG, R.M., W.R. TAYLOR, G.N. DUDA und M.O. HELLER. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*, 2007, **40**(10), 2150-2157. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.026
197. KRUMM, D., J. COCKCROFT, F. ZAUMSEIL, S. ODENWALD, T.L. MILANI und Q.A. LOUW. Extrinsic reliability of anthropometric measurements in clinical gait analysis. P 176. In: Z. HORÁK, M. DANIEL und K. JEŽEK, Hg. *ESB 2015 - Book of Extended Abstracts*, 2015, S. 543. ISBN 978-80-01-05777-3.
198. BAKER, R., L. FINNEY und J. ORR. A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. *Human movement science*, 1999, **18**(5), 655-667. ISSN 0167-9457. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0167-9457(99)00027-5
199. DAYAKIDIS, M.K. und K. BOUDOLOS. Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 2006, **21**(4), 405-411. ISSN 0268-0033. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.11.010
200. SHAHABPOOR, E. und A. PAVIC. Estimation of vertical walking ground reaction force in real-life environments using single IMU sensor. *Journal of Biomechanics*, 2018, **79**, 181-190. ISSN 00219290. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2018.08.015
201. ZAUMSEIL, F. *Einfluss des Experimentalraums auf biomechanische Messungen beim Laufen in unterschiedlichen Laufschuhen*. Dissertation. Chemnitz, 2017.
202. LEBOEUF, F., M. SANGEUX und R. BAKER. An open source implementation of the Conventional Gait Model in Python. *Gait & Posture*, 2017, **57**, 236. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.06.391

203. ALTON, F., L. BALDEY, S. CAPLAN und M.C. MORRISSEY. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 1998, **13**(6), 434-440. ISSN 02680033. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0268-0033(98)00012-6
204. ZENI, J.A., J.G. RICHARDS und J.S. HIGGINSON. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*, 2008, **27**(4), 710-714. ISSN 09666362. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.07.007
205. DINGWELL, J.B., J.P. CUSUMANO, P.R. CAVANAGH und D. STERNAD. Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, **123**(1), 27. ISSN 01480731. Verfügbar unter: doi:10.1115/1.1336798
206. SCHACHE, A.G., P.D. BLANCH, D.A. RATH, T.V. WRIGLEY, R. STARR und K.L. BENNELL. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics*, 2001, **16**(8), 667-680. ISSN 02680033. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0268-0033(01)00061-4
207. HRELJAC, A. und N. STERGIOU. Phase determination during normal running using kinematic data. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2000, **38**(5), 503-506. ISSN 0140-0118. Verfügbar unter: doi:10.1007/BF02345744



## Anhang A Kinematische Auswertemodelle

### A.1 Überblick zum Stand der Forschung kinematischer Auswertemodelle zur Bestimmung des Zeitpunktes des ersten (FC) und letzten Bodenkontaktes des Fußes (FO)

Autor(en) / Bezeichnung des Auswertemodells	Beschreibung des Auswertemodells	Mittlere absolute Messabweichung
Banks et al. [179] / "Heel-Heel" - horizontal heel displacement algorithm (HH-HHD)	FC liegt vor, wenn die Differenz der horizontalen Verschiebung in Bewegungs- richtung der auf dem Schwung- sowie auf dem Standbein befindlichen Fersen-Marker ein Maximum hat	FC: 8,6 ms
	FO wird nicht bestimmt	FO: -
Banks et al. [179] / "Ankle-Heel" - horizontal heel displacement algorithm (AH-HHD)	FC liegt vor, wenn die Differenz der horizontalen Verschiebung in Bewegungs- richtung des auf dem Schwungbein befindlichen Sprunggelenksmarker und auf dem Standbein befindlichen Fersen-Marker ein Maximum hat	FC: 3,2 ms
	FO wird nicht bestimmt	FO: -
Smith et al. [180] / "Heel/Second metatarsal head (Toe)-PSIS" vertical displacement algorithm (HTPVD)	FC liegt vor, wenn die Differenz der vertikalen Verschiebung des Fersen-Markers und des hinteren oberen Darmbeinstachels (PSIS)-Markers ein Maximum hat	FC: 1,2 ms
	FO liegt vor, wenn die Differenz der vertikalen Verschiebung des 2. Metatarsal- kopf-Markers und des PSIS-Markers ein lokales Maximum hat und sich dieses am nächsten zum zweiten Minimum der Knieextension befindet	FO: 4,7 ms
Asha et al. [181] / peak hip extension algorithm (PHE)	FC der konralateralen Seite liegt vor, wenn die Hüfte maximal gestreckt ist	FC: 0,6 ms
	FO wird nicht bestimmt	FO: -

<b>Autor(en) / Bezeichnung des Auswertemodells</b>	<b>Beschreibung des Auswertemodells</b>	<b>Mittlere absolute Messabweichung</b>
Leitch et al. [176] / Leitch algorithm (LA)	FC liegt vor, wenn die vertikale Verschiebung des großen Zehe (Hallux)-Markers ein Maximum hat und gleichzeitig die Verschiebung des Fersen-Markers geringer als 30 mm ist  FO liegt vor, wenn der Gradient der vertikalen Verschiebung des Hallux-Markers zu steigen beginnt	FC: -55,0 ms  FO: -27,5 ms
Fellin et al. [182 nach 203] / foot vertical position algorithm (FVP)	FC liegt vor, wenn die vertikale Verschiebung des Fersen-Markers ein Minimum hat  FO liegt vor, wenn die vertikale Verschiebung des 2. Metatarsalkopf-Markers ein Minimum hat	FC: 24,3 ms  FO: -72,2 ms
Desailly et al. [183] / high pass algorithm (HPA)	FC liegt vor, wenn der Ruck (jerk, 1. Ableitung der Beschleunigung) des Fersen-Markers in vertikaler Richtung Null ist und die vertikale Verschiebung des Fersen-Markers bereits ein Maximum hatte  FO liegt vor, wenn der Ruck des 2. Metatarsalkopf-Markers Null ist und die horizontale Verschiebung dieses Markers bereits ein Maximum hatte	FC: 1,0 ms  FO: 2,0 ms
Maiwald et al. [174] / foot contact algorithm (FCA)	FC liegt vor, wenn die Beschleunigung des Fersen-/Zehen-Marker, je nachdem für welchen Marker das Minimum der vertikalen Verschiebung zeitlich zuerst eintritt, in vertikaler Richtung im vorgegebenen Untersuchungsintervall ein Minimum hat  FO liegt vor, wenn die Beschleunigung des Schuhspitzen (TIP)-Markers in vertikaler Richtung ein Maximum bzw. die Position des TIP-Markers in vertikaler Richtung ein Minimum hat, je nachdem welcher Fall zeitlich zuerst eintritt	FC: -1,0 ms  FO: 1,0 ms

Autor(en) / Bezeichnung des Auswertemodells	Beschreibung des Auswertemodells	Mittlere absolute Messabweichung
Zeni et al. [204] / coordinate-based treadmill algorithm (CTA)	FC liegt vor, wenn die Differenz der horizontalen Verschiebung in Bewegungs- richtung des Fersen- und des Sakrum-Markers ein Maximum hat	FC: -16,2 ms
	FO liegt vor, wenn die Differenz der horizontalen Verschiebung in Bewegungs- richtung des Zehen- und des Sakrum-Markers ein Minimum hat	FO: 5,7 ms
Zeni et al. [204] / velocity-based treadmill algorithm (VTA)	FC liegt vor, wenn die horizontale Verschiebung/Geschwindigkeit in Bewegungsrichtung des Fersen-Markers einen Übergang vom Positiven ins Negative aufweist	FC: -5,2 ms
	FO liegt vor, wenn die horizontale Verschiebung/Geschwindigkeit in Bewegungsrichtung des Fersen-Markers einen Übergang vom Negativen ins Positive aufweist	FO: 3,0 ms
O'Connor et al. [184] / foot velocity algorithm (FVA)	FC liegt vor, wenn die vertikale Geschwindigkeit des Fußes (Mittelpunkt des Fersen- und Zehen-Marker) im vorgegebenen Untersuchungsintervall ein Minimum hat	FC: 16,0 ms
	FO liegt vor, wenn die vertikale Geschwindigkeit des Fußes im vorgegebenen Untersuchungsintervall ein Maximum hat	FO: 9,0 ms
Dingwell et al. [205] / peak knee extension algorithm (PKE)	FC liegt vor, wenn die Knieextension das erste Maximum hat	FC: -27,4 ms*
	FO liegt vor, wenn die Knieextension das zweite Maximum hat	FO: 27,9 ms*

Autor(en) / Bezeichnung des Auswertemodells	Beschreibung des Auswertemodells	Mittlere absolute Messabweichung
Schache et al. [206] / foot vertical velocity algorithm (FVV)	FC liegt vor, wenn die vertikale Geschwindigkeit des Zehen-Markers ein Minimum hat und gleichzeitig die vertikale Verschiebung des Sprunggelenk-Markers ein Plateau erreicht	FC: 22,4 ms*
	FO liegt vor, wenn die vertikale Verschiebung des Zehen-Markers ansteigt und gleichzeitig die vertikale Geschwindigkeit des Zehen- Markers ein lokales Maximum hat	FO: 24,6 ms*
Hreljac und Stergiou [207] / Hreljac-Stergiou algorithm (HSA)	FC liegt vor, wenn der Ruck (1. Ableitung der Winkel-beschleunigung) des Fußes (Segment bestehend aus Fersen- und Zehen-Marker) Null ist	FC: 2,4 ms
	FO liegt vor, wenn der Ruck des Unter- schenkels (Segment bestehend aus Knie- und Sprunggelenks-Marker) Null ist	FO: 2,8 ms
Hreljac und Marshall [191] / Hreljac-Marshall algorithm (HMA)	FC liegt vor, wenn der Ruck (1. Ableitung der Beschleunigung) des Fersen-Markers in vertikaler Richtung Null ist	FC: 1,2 ms
	FO liegt vor, wenn der Ruck des Zehen- Markers in Bewegungsrichtung Null ist	FO: 1,2ms

\* Ergebnisse sind aus Smith et al. [180] entnommen.



# Anhang B Bestimmung zeitlich-räumlicher Parameter

## B.1 Algorithmus für das Auswertemodell Plantar Pressure Algorithm (PPA)

```
function [trFC,trFO,tlFC,tlFO] =  
PPA(Data,t,limes,flag,True_FC,True_FO)  
% (input)  
%     Data..pressure data of left or right insole  
%     t..windowed times from Vicon  
%     limes..limiting value  
%     flag..flag for left or right side  
%     True_FC..true value of foot contact  
%     True_FO..true value of foot off  
% [output]  
%     trFC..estimated value of right foot contact  
%     trFO..estimated value of right foot off  
%     tlFC..estimated value of left foot contact  
%     tlFO..estimated value of left foot off  
  
% Initalization  
tlFC = nan;  
tlFO = nan;  
trFC = nan;  
trFO = nan;  
  
% Preprocessing of pressure Data  
  
% 1. Remove noise  
Data(Data<=limes) = 0;  
  
% 2. Determine mean of all pressure cells  
Datamean = mean(Data,2);  
  
% 3. Determine peaks of trFC, trFO or tlFC, tlFO  
[i,~] = find(Datamean==0);  
[ii,~] = find(diff(i)~=1);  
  
...
```

```
...  
[ii,~] = find(diff(i)~=1);  
iFC = i(ii(1));  
iFO = i(ii(1)+1);  
switch flag  
    case 'left'  
        t1FC = t(iFC);  
        t1FO = t(iFO);  
    case 'right'  
        trFC = t(iFC);  
        trFO = t(iFO);  
end  
return
```

**Listing 1:** MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Plantar Pressure Algorithm (PPA).

## B.2 Algorithmus für das Auswertemodell Foot Contact Algorithm (FCA)

```

function [tFC,tFO] = FCA(s1,s2,s3,t,fsVicon,fsFP,True_FC,True_FO)
% (input)
%   s1...first input signal (zHEE)
%   s2...second input signal (zLMT)
%   s3...third input signal (zTIP)
%   t...windowed times from Vicon
%   fsVicon...sample rate of Vicon
%   fsFP...sample rate of force plate
%   True_FC...true value of foot contact
%   True_FO...true value of foot off
% [output]
%   tFC...estimated value of foot contact
%   tFO...estimated value of foot off

tv = t(1:end-1); ta = tv(1:end-1);
s1v = diff(s1)./diff(t); s1a = diff(s1v)./diff(tv);
s2v = diff(s2)./diff(t); s2a = diff(s2v)./diff(tv);
s3v = diff(s3)./diff(t); s3a = diff(s3v)./diff(tv);

% Filter (low pass filtered at 7 Hz with zero-lag Butterworth
fourth-order filter)
fc = 50; fn = fsVicon/2; order = 2;
[lp1, lp2] = butter(order,(fc/fn),'low');

% Apply filter to input data s1, s2 and s3 (low pass)
s1d = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s1)))); %
vDisplacement of s1 (HEEL)
s1a = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s1a)))); %
vAcceleration of s1 (HEEL)
s2d = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s2)))); %
vDisplacement of s2 (LMT)
s2a = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s2a)))); %
vAcceleration of s2 (LMT)
s3d = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s3)))); %
vDisplacement of s3 (TIP)
s3a = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s3a)))); %
vAcceleration of s2 (LMT)

...

```

```

...

% Upsample input data s1, s2 and s3 to fsFP
tss1newd = resample(timeseries(s1d,t),t:1/fsFP:t(end));
s1newd = squeeze(tss1newd.Data);
tss1newa = resample(timeseries(s1a,ta),ta:1/fsFP:ta(end));
s1newa = squeeze(tss1newa.Data);
tss2newd = resample(timeseries(s2d,t),t:1/fsFP:t(end));
s2newd = squeeze(tss2newd.Data);
tss2newa = resample(timeseries(s2a,ta),ta:1/fsFP:ta(end));
s2newa = squeeze(tss2newa.Data);
tss3newd = resample(timeseries(s3d,t),t:1/fsFP:t(end));
s3newd = squeeze(tss3newd.Data);
tss3newa = resample(timeseries(s3a,ta),ta:1/fsFP:ta(end));
s3newa = squeeze(tss3newa.Data);

% Time windows - Time intervall and target marker for FC
[~,s1ix] = min(s1);
[~,s2ix] = min(s2);
if s1ix<s2ix
    sta = s1newa;
    tta = tss1newa.time;
    tdapprox = t(s1ix);
else
    sta = s2newa;
    tta = tss2newa.time;
end
i0FC = find(ismembertol(tta,tdapprox - 0.05,0.001)==1);
if isempty(i0FC)
    i0FC = 1;
end
i0FC = i0FC(1);
inFC = find(ismembertol(tta,tdapprox + 0.05,0.001)==1);
inFC = inFC(end);

% Determine peaks of tFC (Use target marker)
[pkFC,tFC] = findpeaks(sta(i0FC:inFC),tta(i0FC:inFC), ...
    'SortStr','descend','NPeaks',1);

% Determine peaks of tFO (Use acceleration or displacement)
i0FO = find(ismembertol(tss3newa.time,tdapprox + 0.2,0.001)==1); %
revised from original
if isempty(i0FO)
    i0FO = 1;
end

...

```

```
...  
  
i0F0 = i0F0(1);  
inF0 = find(ismembertol(tss3newa.time,tdapprox + 0.8,0.001)==1); %  
revised from original  
inF0 = inF0(end);  
  
[pka,tF0a] = findpeaks(s3newa(i0F0:inF0), ...  
    tss3newa.time(i0F0:inF0), 'SortStr', 'descend', 'NPeaks',1);  
  
[pkb,tF0b] = findpeaks(-s3newd(i0F0:inF0), ...  
    tss3newd.Time(i0F0:inF0), 'SortStr', 'descend', 'NPeaks',1);  
if tF0a<=tF0b  
    tF0 = tF0a;  
else  
    tF0 = tF0b;  
end  
  
return
```

**Listing 2:** MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Foot Contact Algorithm (FCA).

### B.3 Algorithmus für das Auswertemodell Foot Velocity Algorithm (FVA)

```

function [tFC,tFO] = FVA(s1,s2,t,fsVicon,fsFP,True_FC,True_FO)
% (input)
%     s1...first input signal (zHEE)
%     s2...second input signal (zTOE)
%     t...windowed times from Vicon
%     fsVicon...sample rate of Vicon
%     fsFP...sample rate of force plate
%     True_FC...true value of foot contact
%     True_FO...true value of foot off
% [output]
%     tFC...estimated value of foot contact
%     tFO...estimated value of foot off

% Upsample input data s1
tss1new = resample(timeseries(s1,t),t:1/fsFP:t(end));

% Filter (low pass filtered at 7 Hz with zero-lag Butterworth
fourth-order filter)
fc = 7;
fn = fsVicon/2;
order = 2;
[p1, p2] = butter(order,(fc/fn),'low');

% Apply filter to input data s1 and s2
s1filt = fliplr(filter(p1,p2,fliplr(filter(p1,p2,s1))));
s2filt = fliplr(filter(p1,p2,fliplr(filter(p1,p2,s2))));

% Calculate foot centre and velocity
MP = (s1filt+s2filt)/2;
vMP = diff(MP)/ (1/fsVicon);

% Upsample data to fit to fsFP
tsnew = resample(timeseries(vMP,t(2:end)),t(2):1/fsFP:t(end));
vMP = squeeze(tsnew.Data);
t = tsnew.Time;

...

```

```
...  
  
% Determine peaks of tFO  
[pks,tFO] = findpeaks(vMP,t,'MinPeakDistance',.8);  
[pks,idx] = max(pks);  
tFO = tFO(idx);  
  
% Determine peaks of tFC  
[lows,locs] = findpeaks(-vMP,t,'MinPeakDistance',.08);  
[~,imin] = min(squeeze(tss1new.Data));  
[~,idx] = min(abs(locs-t(imin)));  
tFC = locs(idx);  
  
return
```

**Listing 3:** MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Foot Velocity Algorithm (FVA).

## B.4 Algorithmus für das Auswertemodell Hreljac-Marshall Algorithm (HMA)

```

function [tFC,tFO] = HMA(s1,s2,t,fsFP,True_FC,True_FO)
% (input)
%   s1...first input signal (zHEE)
%   s2...second input signal (yLMT)
%   t...windowed times from Vicon
%   fsVicon...sample rate of Vicon
%   fsFP...sample rate of force plate
%   True_FC...true value of foot contact
%   True_FO...true value of foot off
% [output]
%   tFC...estimated value of foot contact
%   tFO...estimated value of foot off

% Flip of signal for inverse walking direction
if s2(1) >= s2(end)
    s2 = fliplr(s2);
end

s1v = diff(s1)./diff(t);
tv = t(1:end-1);
s1a = diff(s1v)./diff(tv);
ta = tv(1:end-1);
s2v = diff(s2)./diff(t);
tv = t(1:end-1);
s2a = diff(s2v)./diff(tv);
ta = tv(1:end-1);

% Upsample input data s1 and s2 to fsFP
tss1newa = resample(timeseries(s1a,ta),ta:1/fsFP:ta(end));
s1newa = squeeze(tss1newa.Data);
tss2newa = resample(timeseries(s2a,ta),ta:1/fsFP:ta(end));
s2newa = squeeze(tss2newa.Data);

% Determine peaks of tFC
[pk1,tFC1] =
findpeaks(s1newa,tss1newa.time,'SortStr','descend','NPeaks',2);
tFC = tFC1(2);

...

```



```
...  
  
% Determine peaks of tF0  
[pk2,tF02] =  
findpeaks(s2newa,tss2newa.time,'SortStr','descend','NPeaks',1);  
tF0 = tF02;  
  
return
```

**Listing 4:** MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells Hreljac-Marshall Algorithm (HMA).

## B.5 Algorithmus für das Auswertemodell High Pass Algorithm (HPA)

```

function [tFC,tFO] = HPA(gf, s1,s2,t,fsFP,True_FC,True_FO)
% (input)
%   gf...gait frequency frrom s0 (zHEE)
%   s1...first input signal (yHEE)
%   s2...second input signal (yLMT)
%   t...windowed times from Vicon
%   fsVicon...sample rate of Vicon
%   fsFP...sample rate of force plate
%   True_FC...true value of foot contact
%   True_FO...true value of foot off
% [output]
%   tFC...estimated value of foot contact
%   tFO...estimated value of foot off

% Flip of signal for inverse walking direction
if s1(1) >= s1(end)
    s1 = fliplr(s1);
    s2 = fliplr(s2);
end

% Filter (low pass filtered at 7 Hz with zero-lag Butterworth
fourth-order filter)
fc = 7;
fn = fsVicon/2;
order = 2;
[lp1, lp2] = butter(order,(fc/fn),'low');
% Apply filter to input data s1 and s2 (low pass)
s1 = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s1))));
s2 = fliplr(filter(lp1,lp2,fliplr(filter(lp1,lp2,s2))));

% Filter (high pass at 0.5*gaitfrequency with zero-lag Butterworth
fourth-order filter)
fc = gf/2;
[hp1, hp2] = butter(order,(fc/fn),'high');
% a) Apply filter to input data s1a and s2a (high pass for FC)
s1a = fliplr(filter(hp1,hp2,fliplr(filter(hp1,hp2,s1))));
s2a = fliplr(filter(hp1,hp2,fliplr(filter(hp1,hp2,s2))));

...

```

```
...

% Filter (high pass at 0.5*gaitfrequency with zero-lag Butterworth
fourth-order filter)
fc = gf/2;
[hp1, hp2] = butter(order,(fc/fn),'high');
% a) Apply filter to input data s1a and s2a (high pass for FC)
s1a = fliplr(filter(hp1,hp2,fliplr(filter(hp1,hp2,s1))));
s2a = fliplr(filter(hp1,hp2,fliplr(filter(hp1,hp2,s2))));

% Filter (high pass at 1.1*gaitfrequency with zero-lag Butterworth
fourth-order filter)
fc = gf*1.1;      % cutoff frequency [Hz]
[hp1, hp2] = butter(order,(fc/fn),'high');
% b) Apply filter to input data s1b and s2b (high pass for F0)
s1b = fliplr(filter(hp1,hp2,fliplr(filter(hp1,hp2,s1))));
s2filt = filter(hp1,hp2,s2);
s2b = fliplr(filter(hp1,hp2,fliplr(filter(hp1,hp2,s2))));

% Upsample input data s1 and s2 to fsFP
tss1newa = resample(timeseries(s1a,t),t:1/fsFP:t(end));
s1newa = squeeze(tss1newa.Data);
tss2newa = resample(timeseries(s2a,t),t:1/fsFP:t(end));
s2newa = squeeze(tss2newa.Data);
tss1newb = resample(timeseries(s1b,t),t:1/fsFP:t(end));
s1newb = squeeze(tss1newb.Data);
tss2newb = resample(timeseries(s2b,t),t:1/fsFP:t(end));
s2newb = squeeze(tss2newb.Data);
tsnew = tss1newa.time;

% Determine peaks of tFC and tFO
[pks1a,tFC1a] = findpeaks(s1newa,tsnew);
[pks2a,tFC2a] = findpeaks(s2newa,tsnew);
tFC = min([tFC1a(1) tFC2a(1)]);
[low1b,tF01b] = findpeaks(-s1newb,tsnew);
[low2b,tF02b] = findpeaks(-s2newb,tsnew);
tFO = max([tF01b(end) tF02b(end)]);

return
```

**Listing 5:** MATLAB-Skript zur Umsetzung des Auswertemodells High Pass Algorithm (HPA).