

**Entwicklung, Validierung und Anwendung
eines neuartigen Messsystems auf der
Basis von Inertialsensoren zur Ableitung
biomechanischer Merkmale im
leichtathletischen Sprint**

Dissertationsschrift
zur Erlangung des akademischen Grades
eines Dr. phil.

vorgelegt von Marcus Schmidt

am Institut für Sport und Sportwissenschaft – Fakultät 16 Kunst- und
Sportwissenschaften der Technischen Universität Dortmund

Dortmund, Januar 2018

Erstgutachter: Prof. Dr. Thomas Jaitner
Zweitgutachterin: Prof. Dr. Kerstin Witte

Inhalt

Abbildungsverzeichnis	3
Tabellenverzeichnis	5
1 Einleitung	6
2 Der leichtathletische Sprint	9
2.1 <i>Systematik und Abgrenzung</i>	9
2.1.1 Charakteristik des Kurz- und Langsprints	9
2.1.2 Charakteristik des Hürdensprints	15
2.2 <i>Biomechanische Einflussgrößen des Sprints und Hürdensprints</i>	17
2.2.1 Sprint	19
2.2.1.1 Startphase	19
2.2.1.2 Beschleunigungsphase	24
2.2.1.3 Phase maximaler Geschwindigkeit	28
2.2.1.4 Phase absinkender Geschwindigkeit	34
2.2.2 Langsprint	34
2.2.2.1 Start- und Beschleunigungsphase	35
2.2.2.2 Phasen maximaler und absinkender Geschwindigkeit	35
2.2.3 Hürdensprint	36
2.2.3.1 Abdruck	37
2.2.3.2 Flugphase	38
2.2.3.3 Landung	40
2.2.3.4 Zwischenhürdenlauf	42
2.3 <i>Zusammenfassung</i>	43
3 Trainingswissenschaftliche Leistungsdiagnostik im Sprint	46
3.1 <i>Aufgaben trainingswissenschaftlicher Leistungsdiagnostik</i>	46
3.2 <i>Leistungsstruktur und Anforderungsprofil des leichtathletischen Sprints</i>	51
3.3 <i>Messsysteme und -methoden</i>	56
3.4 <i>Zusammenfassung</i>	63
4 Mikroelektromechanische und inertielle Messsysteme	66
4.1 <i>Definition, Aufbau und Funktionsweise</i>	66
4.1.1 Sensorik	68
4.1.2 Mikrocontroller	72
4.1.3 Energieversorgung	74
4.1.4 Datenübertragung	75
4.1.5 Speicher	76
4.2 <i>Messmethodische Möglichkeiten und Grenzen</i>	77
4.2.1 Sensorik	77
4.2.2 Mikrocontroller	79
4.2.3 Energieversorgung	81
4.2.4 Datenübertragung	82
4.2.5 Speicher	83
4.3 <i>IMS zur Erfassung biomechanischer Merkmale sportlicher Bewegungen</i>	84
4.4 <i>Zusammenfassung</i>	94
5 Forschungsdefizite	98
6 Forschungsziele	101
6.1 <i>Technischer Aufbau des Messsystems</i>	102

6.2	<i>Entwicklung von Auswertalgorithmen zur Eventdetektion</i>	103
6.3	<i>Validierung</i>	103
6.4	<i>Anwendung</i>	104
7	Technischer Aufbau des Messsystems	105
7.1	<i>Hardware</i>	105
7.2	<i>Sensorspezifikationen und -lokalisierung</i>	107
7.3	<i>Software</i>	110
7.4	<i>Diskussion</i>	113
8	Entwicklung von Auswertalgorithmen zur Eventdetektion	118
8.1	<i>Eventdetektion zur Bestimmung biomechanischer Merkmale bei Dropjumps</i>	121
8.2	<i>Eventdetektion zur Bestimmung biomechanischer Merkmale bei Sprints</i>	123
8.3	<i>Diskussion</i>	125
9	Validierung	128
9.1	<i>Validierung anhand Dropjumps</i>	128
9.1.1	<i>Methodik</i>	128
9.1.2	<i>Ergebnisse</i>	132
9.1.3	<i>Diskussion</i>	137
9.2	<i>Validierung anhand Sprints mit maximaler Geschwindigkeit</i>	140
9.2.1	<i>Methodik</i>	140
9.2.2	<i>Ergebnisse</i>	142
9.2.3	<i>Diskussion</i>	145
10	Anwendung	148
10.1	<i>Analyse biomechanischer Merkmale im Langsprint</i>	148
10.1.1	<i>Methodik</i>	148
10.1.2	<i>Ergebnisse</i>	151
10.1.3	<i>Diskussion</i>	155
10.2	<i>Analyse biomechanischer Merkmale im Hürdensprint</i>	160
10.2.1	<i>Methodik</i>	161
10.2.2	<i>Ergebnisse</i>	163
10.2.3	<i>Diskussion</i>	167
11	Gesamtdiskussion	170
12	Zusammenfassung und Ausblick	173
13	Literatur	177
Anhang		194

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bildreihe Tiefstart aus dem Block. Modifiziert nach Herrmann et al. (2015).	11
Abbildung 2: Phasen und Übergänge des Sprintschritts. Modifiziert nach Kremer & Kunst (2015).	12
Abbildung 3: Laufgeschwindigkeiten für jedes 10 m- Intervall der Weltrekordläufe von Carl Lewis, Maurice Greene, Asafa Powell und Usain Bolt (Majumdar & Robergs, 2011).	14
Abbildung 4: Geschwindigkeitsverlauf der drei schnellsten 400 m Läufe bei den Weltmeisterschaften 2009 (Graubner & Nixdorf, 2011).	15
Abbildung 5: Phasenstruktur des Hürdenschritts. Modifiziert nach Harksen & Kühne (2017).	16
Abbildung 6: Geschwindigkeitsverlauf über 110 m Hürden (Müller & Hommel, 1997).	17
Abbildung 7: Ziele und Einflussgrößen des Sprints. Modifiziert nach Hay (1993) & Hunter (2004a).	19
Abbildung 8: Winkel- und Lagemerkmale der „Fertig“-Position. Modifiziert nach Helmick (2003).	21
Abbildung 9: Cluster von Blockabdruckkräften während der Blockphase (Willwacher et al., 2013).	24
Abbildung 10: Horizontale Bodenreaktionskräfte eines Weltklasesprinters (schwarz) und eines Sprinters des Niveaus NN (grau) (Morin et al., 2015).	27
Abbildung 11: Kinematische Merkmale im Verlauf der Beschleunigungsphase (Coh et al., 2006).	28
Abbildung 12: Deterministisches Modell der Weitsprungweite. Modifiziert nach Hohmann et al. (2010).	48
Abbildung 13: Einflussfaktoren der Sprintgeschwindigkeit (Hunter et al., 2004a)	51
Abbildung 14: Pfadanalytische Strukturierung der Sprintleistung bei Nachwuchsathleten (Hohmann et al., 2001)	51
Abbildung 15: Kombinierte Modelle zur Strukturierung der Sprintleistung (Letzelter & Letzelter, 1982).	52
Abbildung 16: Prediktorkategorien (rot), empfohlene Trainingsmittel (gelb) und der Einfluss auf biomechanische Merkmale des Sprints (grün). Modifiziert nach Meyers et al. (2017).	55
Abbildung 17: Aufbau eines Mikrorechners (Bähring, 2010)	66
Abbildung 18: Vereinfachtes mechanisches Ersatzschaltbild eines Beschleunigungssensors (Mescheder, 2013).	69
Abbildung 19: Schematische Darstellung eines kapazitiven Silizium-Beschleunigungssensors (links) sowie eines Sensors der Firma VTI Technologies, Vataa Finnland (rechts) (Elbel, 1996; Maluf & Williams, 2004).	70
Abbildung 20: Veranschaulichung der Coriolis-Kraft (Maluf & Williams, 2004).	71
Abbildung 21: Schematischer Aufbau eines Typ 2 Gyroskops (Liu et al., 2009; Shkel, 2006).	72
Abbildung 22: Schematischer Aufbau eines Mikrocontrollers (Bähring, 2010).	73
Abbildung 23: Messvorgang mittels MEMS (Brinkschulte & Ungerer, 2010).	74
Abbildung 24: Spezifische Energien und Energiedichten verschiedener Akkutechnologien (Kurzweil & Dietlmeier, 2015)	81
Abbildung 25: Mittels IMS (durchgezogene Linie) und ein Kamerasystem (gestrichelt) gemessener Rückenwinkel verschiedener Positionen der Startphase (Bergamini et al., 2013).	94
Abbildung 26: Hardware-Struktur des IMS (Schmidt et al., 2018).	105
Abbildung 27: Vorder- und Rückseite der Platine.	107
Abbildung 28: Gehäuse des Sensorknötens inklusive Platine und Akku.	107
Abbildung 29: Zeitliche Verschiebung des Rohdatensignals der vertikalen Sensorbeschleunigungen am Rücken (rot) im Vergleich zum Knöchel (blau).	108
Abbildung 30: Sensorknötens am Knöchel des Sportlers bei Sprints (links) und Dropjumps (rechts).	109
Abbildung 31: Achsausrichtung des Sensors bei Befestigung am Knöchel.	109
Abbildung 32: Software-Struktur des IMS.	110
Abbildung 33: LEDs zur Überprüfung des Status´ eines Sensorknötens.	112
Abbildung 34: Durchführung einer Messung mit der entwickelten Android-Applikation.	113
Abbildung 35: Beschleunigung [g] der vertikalen Sensorachse Ax mit zeitweiser Saturierung.	116
Abbildung 36: Ablaufdiagramm des eingebetteten Algorithmus (Schmidt et al., 2018).	120
Abbildung 37: Vertikale Sensorbeschleunigung eines Dropjumps aus 31,5 cm Höhe.	121
Abbildung 38: Vertikale Sensorbeschleunigung mehrerer Schritte beim Sprint.	123
Abbildung 39: Vertikale Sensorbeschleunigung eines Schrittes beim Sprint.	124
Abbildung 40: Vertikale Sensorbeschleunigung und Winkelgeschwindigkeit um die Gz-Achse beim Sprinten mit maximaler Geschwindigkeit.	124
Abbildung 41: Mögliche Zeitpunkte für den Take-off.	125
Abbildung 42: Bland & Altman Plot der Bodenkontaktzeiten (LA).	133
Abbildung 43: Bland & Altman Plot der Bodenkontaktzeiten (HB).	133

Abbildung 44: Bland & Altman Plot der Sprunghöhe (LA).....	133
Abbildung 45: Bland & Altman Plot der Sprunghöhe (HB).....	134
Abbildung 46: Bland & Altman Plot des RSI (LA).....	134
Abbildung 47: Bland & Altman Plot des RSI (HB).....	134
Abbildung 48: Bland & Altman Plot der Bodenkontaktzeiten von 364 erkannten Bodenkontakten. ...	143
Abbildung 49: Bland & Altman Plot der 50 mittleren Schrittfrequenzen.....	144
Abbildung 50: Schrittfrequenzen der Laufabschnitte sortiert nach Gruppe.....	152
Abbildung 51: Bodenkontaktzeiten der Laufabschnitte sortiert nach Gruppe.....	153
Abbildung 52: Schrittfrequenzen der Laufabschnitte beider Läufe von G4.....	154
Abbildung 53: Bodenkontaktzeiten der Laufabschnitte beider Läufe von G4.....	155
Abbildung 54: Verlauf der Schrittfrequenzen beider Läufe eines Athleten.....	156
Abbildung 55: Verlauf der Bodenkontaktzeiten beider Läufe eines Athleten.....	156
Abbildung 56: Bodenkontaktzeiten vor den Hürden sortiert nach Sprinterin.....	164
Abbildung 57: Bodenkontaktzeiten nach den Hürden sortiert nach Sprinterin.....	164
Abbildung 58: Dauer der Hürdenüberquerungen sortiert nach Sprinterin.....	165
Abbildung 59: Bodenkontaktzeiten vor den Hürden sortiert nach Sprinter.....	166
Abbildung 60: Bodenkontaktzeiten nach den Hürden sortiert nach Sprinter.....	166
Abbildung 61: Dauer der Hürdenüberquerung der jeweiligen Hürde sortiert nach Sprinter.....	167

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Hürdenhöhen, –abstände und –anzahl.....	15
Tabelle 2: Abgrenzung der Niveaustufen für die Sprintdisziplinen.....	18
Tabelle 3: Winkel- und Lagemerkmale (Mittelwerte) der Startstellung männlicher Sprinter während der „Fertig“- Position.....	20
Tabelle 4: Mittlere Reaktions- und Blockzeiten in Abhängigkeit des Leistungsniveaus (Baumann et al., 1986).....	22
Tabelle 5: Bodenkontaktzeiten [ms], Flugzeiten [ms] und Schrittfrequenzen [Hz] männlicher Sportler.....	29
Tabelle 6: Bodenkontaktzeiten [ms], Flugzeiten [ms] und Schrittfrequenzen [Hz] weiblicher Sportler.....	29
Tabelle 7: Maximale Schrittlängen [m] und Sprintgeschwindigkeiten [m/s] weiblicher Sportler.....	30
Tabelle 8: Maximale Schrittlängen [m] und Sprintgeschwindigkeiten [m/s] männlicher Sportler.....	31
Tabelle 9: Biomechanische Merkmale eines Bodenkontakts während der Beschleunigungsphase und der Phase maximaler Geschwindigkeit (Mero, 1988; Mero & Komi, 1987, 1990).....	32
Tabelle 10: Flugzeit und Schrittlänge des Hürdenschritts männlicher und weiblicher Sportler.....	40
Tabelle 11: Abschnittszeiten [s] und mittlere Geschwindigkeiten [m/s] des Zwischenhürdenlaufs männlicher und weiblicher Sportler (IN).....	42
Tabelle 12: Messsysteme und messbare biomechanische Merkmale bei Sprüngen und Sprints (Haugen & Buchheit, 2016; Higginson, 2009; Jaitner et al., 2016).....	56
Tabelle 13: Mittels instrumentiertem Startblock messbare biomechanische Merkmale (Sanderson et al., 1991).....	63
Tabelle 14: Anthropometrische Merkmale (Mittelwert \pm Standardabweichung) der Teilnehmer der Dropjumpstudie.....	128
Tabelle 15: Übersicht der biomechanischen Merkmale der Dropjumpvalidierung.....	129
Tabelle 16: Bland & Altman Statistik und ICCs von t_s , JH und RSI der Dropjumpstichprobe.....	132
Tabelle 17: Anzahl der Fehldetektionen sowie systematischer und unsystematischer Fehler der Bodenkontaktzeiten aufgeschlüsselt nach Proband.....	135
Tabelle 18: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der biomechanischen Merkmale der Dropjumpvalidierung.....	136
Tabelle 19: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der durch das IMS bestimmten Bodenkontaktzeiten der Leichtathleten und deren Differenz zur Referenzmessung aufgeschlüsselt nach Fallhöhe.....	137
Tabelle 20: Übersicht der biomechanischen Merkmale der Sprintvalidierung.....	141
Tabelle 21: Differenzen der biomechanischen Merkmale zwischen IMS und OJ bei Sprints sowie entsprechende ICCs.....	143
Tabelle 22: Differenzen der Bodenkontaktzeit zwischen IMS und OJ und entsprechende Bland & Altman Statistik sortiert nach Proband.....	144
Tabelle 23: Anthropometrische Merkmale (Mittelwert \pm Standardabweichung) der Sprinter der Langsprintstudie.....	148
Tabelle 24: Variablenübersicht der Langsprintstudie.....	150
Tabelle 25: Laufcharakteristiken des 400 m Laufes der Gruppen 1, 2 und 3.....	151
Tabelle 26: Laufcharakteristiken von Gruppe 4 sortiert nach Lauf.....	153
Tabelle 27: Anthropometrische Merkmale (Mittelwert \pm Standardabweichung) der Hürdenstichprobe.....	161
Tabelle 28: Variablenübersicht der Anwendungsstudie im Hürdensprint.....	162
Tabelle 29: Deskriptive Daten der weiblichen Hürdenstichprobe.....	163
Tabelle 30: Deskriptive Daten der männlichen Hürdenstichprobe.....	165

1 Einleitung

„Citius, altius, fortius“ – schneller, höher, stärker: In keiner anderen Sportart spiegelt sich das Motto der modernen olympischen Spiele mehr als in der Leichtathletik. Insbesondere die Entwicklung der Weltrekorde der Sprintdisziplinen in den letzten einhundert Jahren verdeutlicht dies. Bereits in der Antike fanden die ersten Kurzstreckenläufe als „Stadionlauf“ (ca. 192 m) oder „Doppellauf“ (ca. 385 m) statt. Seit Beginn der modernen olympischen Spiele übten vor allem Veränderungen äußerer Faktoren, wie beispielsweise der Wechsel von Asche- zu Tartanbahnen in den 1960er Jahren oder die Produktion immer funktionalerer Schuhe/Spikes weitreichende Einflüsse auf die Leistungen in den Sprintdisziplinen aus (Doherty, 2007; Schiffer, 2009). Mit 100 m Zeiten im Bereich von 10,2 s wurden bereits in den 30er Jahren Leistungen erzielt, die nur durch hohe Ausprägungen der technischen Merkmale sowie konditioneller Leistungsvoraussetzungen realisiert werden können. Die Verbesserung des Weltrekords von 10,3 s (Percie Williams 1930, handgestoppt) auf 9,58 s (Usain Bolt, 2009, elektronisch gestoppt) kann dabei jedoch nicht allein auf die Änderungen an den bereits erwähnten Geräten und Ausrüstungen (zum Beispiel Spikes, Startblöcke, Stäbe oder Laufbahnen) zurückgeführt werden. Immer neue Höchstleistungen werden zunehmend auch durch technologische Weiterentwicklungen und Verbesserungen des Trainings der technischen und konditionellen Einflussgrößen begünstigt. Dabei spielen vor allem Messsysteme und -methoden zur Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung sowie der Einsatz neuer Technologien in den letzten Jahrzehnten eine entscheidende Rolle. Das Ziel der Leistungssteigerung bis hin zu sportlichen Höchstleistungen wird dabei vor allem durch die zunehmende Integration leistungsdiagnostischer Maßnahmen in den Trainingsalltag verfolgt. Die häufig mittels biomechanischer Verfahren gewonnenen reliablen Informationen zur jeweiligen Bewegung sollen Trainer¹ und Athleten in ihrem Handeln unterstützen. Durch die Erfassung kinetischer und kinematischer Bewegungsmerkmale und deren Analyse (beispielsweise durch eine integrierte Schnellinformation der jeweiligen Ergebnisse/Daten), kann sowohl Sportwissenschaftlern als auch Trainern und Athleten ein tieferer Einblick in die Leistungsstruktur der jeweiligen Bewegung ermöglicht werden. Unterschiedliche Effekte auf die sportliche Leistung, zum Beispiel in Folge von Technikänderungen, konditionellem Training, Ermüdung oder spezieller Ansteuerungsstrategien, können analysiert werden, um basierend darauf das Training optimal zu gestalten (Baca, 2003; Bartlett, 2007; Baumann & Preiß, 1996; Hay, 1993; Sanderson et al., 1991).

Leistungsdiagnostik im leichtathletischen Sprint wird im Wesentlichen in zwei divergierenden Kontexten durchgeführt. Zum einen werden durch

¹ Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird im Folgenden stets die männliche Form gewählt, nichtsdestoweniger beziehen sich die Angaben auf Angehörige beider Geschlechter, wenn nicht explizit danach unterschieden wird.

laborbasierte biomechanische Analysen, vor allem mit Hilfe von dynamometrischen (Kraftmessplatten), stereofotogrammetrischen (Hochfrequenzvideos) oder optometrischen (Lichtschrankensysteme) Verfahren, Daten unter hochstandardisierten Bedingungen gewonnen. Diese liefern Ergebnisse und wichtige Erkenntnisse zu kausalen Zusammenhängen sowie mögliche „Ursache-Wirkung-Beziehungen“. Beispielsweise liefern wissenschaftliche Erkenntnisse zur Körperschwerpunktverlagerung, muskulärer Vorspannung oder resultierenden Kräften/Impulsen nützliche Informationen für die Entwicklung und Anpassung einer optimalen Sprinttechnik. In Verbindung mit einer zeitnahen Rückmeldung, wie beispielsweise bei einem Messplatztraining, können direkt im Trainingsablauf Informationen an den Sportler transportiert und die nachfolgenden Abläufe angepasst werden (Daug & Igel, 2000). Messsysteme in laborbasierten Anwendungen sind jedoch häufig kostenintensiv, benötigen ein aufwendiges und zeitumfassendes experimentelles Setup und können zu Beeinflussungen des Sportlers (zum Beispiel durch geklebte Marker) führen. Darüber hinaus ermöglichen sie oftmals eine Erfassung nur in eingeschränkten Bewegungsbereichen. Eine Durchführung von zeitsynchronen Abläufen mehrerer Sportler wird dabei meist nicht oder nur sehr begrenzt unterstützt und die Erfassung zum Beispiel eines kompletten 400 m Laufes ist nicht möglich. Dementsprechend wird zum anderen dem Anwendungsgebiet der trainings- oder wettkampfbasierten Diagnostik ein ebenso hoher Stellenwert in der Leistungsdiagnostik im Sprint beigemessen. Dabei werden Messsysteme und -methoden verwendet, die Datenaufnahmen in möglichst realen Settings (Training oder Wettkampf) ermöglichen. Ziel ist ebenfalls die Bereitstellung einer reliablen, validen, möglichst einfach zu verstehenden und zeitnahen Rückmeldung der vollzogenen Bewegung. Dies ist notwendig, um das jeweilige Ergebnis mit der abgelaufenen Bewegungsausführung in Verbindung setzen zu können und dadurch zum Beispiel mit Technikänderungen effektiv zu reagieren (Magill, 1998). Die Systeme und Methoden einer umfassenden biomechanischen Laboruntersuchung können allerdings nicht immer oder nur eingeschränkt in trainings- oder in wettkampfählichen Situationen eingesetzt werden.

Die technologischen Entwicklungen der letzten drei Jahrzehnte haben diesbezüglich dazu beigetragen, dass weitreichende Fortschritte hinsichtlich der Anwendungsfelder und Möglichkeiten biomechanischer Messsysteme und -methoden erreicht wurden (Liebermann et al., 2002). Bedingt durch Verbesserungen im Bereich der Mikroelektronik, Prozessortechnologie oder Methoden der kabellosen Datenübertragung werden Restriktionen für eine feldbasierte, biomechanische Diagnostik zunehmend minimiert. Systeme auf Basis von Miniatursensoren halten mehr und mehr Einzug in den Hochleistungs- und Leistungssport (Gasser, 2014). Aufgrund ihrer sehr kompakten Bauweise, des geringen Gewichts und des niedrigen Energiebedarfs sowie der vergleichsweise hohen mechanischen Belastbarkeit

haben sich dabei vor allem Inertialsensoren für den Einsatz im Sport als geeignet herausgestellt und wurden bereits in vielfältigen Anwendungsfeldern eingesetzt (Chambers et al., 2015; Espinosa et al., 2015; Fong & Chan, 2010; James, 2006). Die besondere Aktualität dieses Forschungsgebiets und das Forschungspotenzial zeigen sich darin, dass erste Lösungsansätze insbesondere für die Nutzung unter Feldbedingungen erst in den letzten Jahren veröffentlicht wurden. Dabei variieren jedoch vor allem die technischen Spezifikationen, wie die Samplingrate oder der Messbereich der Sensoren, stark und müssen unter Berücksichtigung des jeweiligen Anwendungsgebiets angepasst werden (Chambers et al., 2015). Des Weiteren beinhalten die Verfahren spezifische Limitationen in Berechnungs- und Auswerteroutinen, wenn hochdynamische Bewegungen wie der leichtathletische Sprint ausgeführt werden. Die beim Sprinten auftretenden Beschleunigungen und Kräfte sind um ein Vielfaches höher als beim Gehen, Laufen oder anderen weniger dynamischen Bewegungen, was die Entwicklung von Algorithmen und Auswerteroutinen zur Ableitung biomechanischer Einflussgrößen anspruchsvoller macht (Diaz et al., 2013; Taherian et al., 2010). Dies wird auch dadurch verdeutlicht, dass zum Einsatz von Messsysteme auf der Basis von Inertialsensoren zur biomechanischen Leistungsdiagnostik im leichtathletischen Sprint bisher nur sehr reduzierte Erkenntnisse vorliegen (Bergamini et al., 2010; Bergamini et al., 2012).

In diesem Gesamtzusammenhang leistet die vorliegende Forschungsarbeit einen Beitrag zur Weiterentwicklung biomechanischer Messsysteme zum Einsatz in trainings- oder wettkampfählichen Anwendungsfeldern des leichtathletischen Sprints. Dabei sollen Limitationen existierender Messsysteme reduziert werden, um umfassende Daten unter Feldbedingungen erheben zu können und somit einen tieferen Einblick in die Leistungsstruktur des leichtathletischen Sprints zu ermöglichen. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, zu prüfen, wie Inertialsensoren in ein neu zu entwickelndes Messsystem integriert werden können und müssen (Entwicklung), welche Genauigkeiten bei der Ableitung biomechanischer Merkmale erzielt werden (Validierung) und welche Daten und Einflussgrößen des leichtathletischen Sprints durch den Einsatz des Messsystems in trainings- und wettkampfählichen Situationen (Anwendung) erhoben werden können.

2 Der leichtathletische Sprint

2.1 Systematik und Abgrenzung

Das Ziel jeder leichtathletischen Laufdisziplin ist es, eine vorgegebene Strecke (mit oder ohne Hindernisse/Hürden) in der geringstmöglichen Zeit zurück zu legen. Unabhängig von der Strecke wird die gelaufene Zeit dabei durch die Geschwindigkeit des Athleten bestimmt. Aus einer ruhenden Startposition heraus soll die maximale Geschwindigkeit so schnell wie möglich erreicht und möglichst lang (im Idealfall bis zum Ziel) aufrecht erhalten werden (Baumann et al., 1986a; Novacheck, 1998).

Der leichtathletische Kurzstreckenlauf/Sprint umfasst bei den „Flachläufen“² (Läufe ohne Hürden oder Hindernisse) (Baumann et al., 1986a) sowohl bei den Männern als auch den Frauen die Disziplinen 100 m, 200 m (Kurz sprint) & 400 m (Langsprint) sowie diverse Staffeln (4 x 100 m, 4 x 400 m). Darüber hinaus werden in unterschiedlichen Altersklassen auch andere Strecken wie 50 m, 75 m oder 300 m sowie bei Hallenwettkämpfen 60 m oder 4 x 200 m absolviert. Als olympische Hürdendisziplinen werden bei den Frauen der 100 m Hürdenlauf, bei den Männern der 110 m Hürdenlauf sowie der 400 m Hürdenlauf absolviert. Auch bei den Hürdendisziplinen treten in Abhängigkeit der Altersklasse oder bei Hallenwettkämpfen Variationen bezüglich der Strecke (60 m Hürden, 300 m Hürden) oder der Hürdenabstände und -höhen auf (Baumann et al., 1986a; Hamm et al., 2016). Im Folgenden fokussieren sich die Ausführungen auf die jeweiligen olympischen Strecken (flache Sprints: 100 m, 200 m und 400 m, Hürdenläufe: 100/110 m und 400 m). Die erreichte Zeit jeder einzelnen Disziplin ist stets das Resultat eines komplexen Gefüges aus physiologischen und physikalischen/biomechanischen Einflussgrößen jedes absolvierten Schritts (Baumann et al., 1986a; Majumdar & Robergs, 2011). Da eine vollständige Betrachtung aller einzelnen Schritte in einem vertretbaren Rahmen nicht zu leisten ist, beinhalten die nachfolgenden Disziplinbeschreibungen zunächst eine zeitliche und/oder räumliche Strukturierung. Im Anschluss erfolgt die abschnittsspezifische Analyse anhand der Verlaufscharakteristik biomechanischer (kinematischer und dynamischer) Merkmale und Einflussgrößen.

2.1.1 Charakteristik des Kurz- und Langsprints

Aufgrund der vergleichbaren Struktur sowie der generell ähnlichen Bedeutung von speziellen Techniken und Merkmalen bei Sprints wird der 100 m Sprint häufig exemplarisch für die Beschreibung und Analyse der unterschiedlichen Phasen und relevanter biomechanischer Einflussgrößen herangezogen (Baumann et al., 1986a). Die wesentlichen Strukturierungen basieren auch in

² Aufgrund der Nutzung divergierender Begrifflichkeiten in verschiedenen Publikationen wird zur Abgrenzung und besseren Verständlichkeit im Folgenden der Begriff „Sprint“ für alle Disziplinen genutzt, die ohne Hürden absolviert werden. Der Ausdruck Hürdensprint bezieht sich entsprechend auf alle Disziplinen, die mit Hürden absolviert werden.

dieser Arbeit auf Erkenntnissen des 100 m Sprints, werden aber, wenn nötig, an entsprechender Stelle durch Ausführungen zu den anderen Sprintdisziplinen (200 m und 400 m) ergänzt.

Bereits sehr früh wurden durch Hill (1927) erste Studien zum Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf oder dessen mathematischer Erklärung (Henry, 1954; Morton, 1985) durchgeführt. Basierend auf den Ergebnissen von Studien aus den 1960er Jahren (Ballreich, 1969; Gundlach, 1963; Ikai, 1967) kann der Sprint unabhängig von Streckenlänge, Geschlecht und Expertiseniveau zunächst in drei Phasen eingeteilt werden: Beschleunigungsphase (oder Pick-up Phase), Phase mit maximaler Geschwindigkeit und Phase mit absinkender Geschwindigkeit (Mero et al., 1992). Darüber hinaus kann innerhalb der Beschleunigungsphase der Start als separate Phase angesehen werden (Baumann, 1976, 1979; Hay, 1993; Mero et al., 1992), wenngleich die Berücksichtigung des Starts als separate Phase sowohl bei Sportwissenschaftlern als auch bei Trainern zum Teil kontrovers diskutiert wird (Jones et al., 2009). Faktoren wie Technik, Motivation, Ermüdung, Windstärke und -richtung, Temperatur oder Untergrund beeinflussen die Ausprägung jeder einzelnen Phase und führen dazu, dass sogar bei der Betrachtung von mehreren Läufen eines Athleten unterschiedliche Phasenlängen auftreten können. Dies verdeutlicht, dass eine Einteilung nicht anhand fester Zeit- oder Streckenintervalle erfolgen sollte, sondern eine exakte Abgrenzung der Phasen jeweils eine Individualanalyse erfordert. In der vorliegenden Arbeit wird, basierend auf Mero et al. (1992), das Vier-Phasen-Modell für den Sprint zugrunde gelegt. Die vier Phasen werden dabei wie folgt voneinander abgegrenzt.

Startphase

Die Startphase umfasst die Zeit, in der sich der Sprinter in Kontakt mit dem Startblock befindet. Diese beginnt mit dem Kommando „Auf die Plätze“ und endet mit dem Verlassen des Blocks durch den vorderen Fuß. Nach dem ersten Kommando „Auf die Plätze“ nimmt der Athlet seine Position im Block ein, indem er die Hände etwa schulterbreit nebeneinander hinter der Startlinie platziert, die Füße an beide Startblöcke drückt und das Knie des hinteren Beins auf dem Boden absetzt. Nach dem „Fertig“-Kommando hebt der Sportler seine Hüfte, löst das hintere Knie vom Boden und es erfolgt eine Verlagerung des Körperschwerpunkts (KSP) nach vorn/oben über die Unterstützungsfläche der Hände hinaus. Der Sportler erreicht so eine individuell optimale, stabile Position im Block. Nach erfolgtem Schuss beziehungsweise Startkommando und einer möglichst minimalen Reaktionszeit des Sportlers beginnt dieser seine Hände zu lösen und drückt sich mit beiden Füßen von den Startblöcken in Laufrichtung nach vorn. Dabei bildet die Linie von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk sowie dem Mittelpunkt von Rumpf und Kopf einen Winkel von ca. 40° mit der Laufbahn (Abbildung 1). Ziel ist ein optimaler Auftakt in Laufrichtung durch das Verlassen des Blocks mit einer möglichst hohen

horizontalen Geschwindigkeit. Ein Start wird dabei als Fehlstart definiert, wenn die Reaktionszeit des Athleten weniger als 0,100 s beträgt (Hamm et al., 2016).



Abbildung 1: Bildreihe Tiefstart aus dem Block. Modifiziert nach Herrmann et al. (2015).

Beschleunigungsphase

Nach Verlassen des Blocks ist das Hauptziel des Sprinters, möglichst maximal zu beschleunigen und innerhalb kurzer Zeit seine höchstmögliche Endgeschwindigkeit zu erzielen. Dies geschieht während der Beschleunigungsphase, die mit Erreichen einer aufrechten Körperposition endet. Die Beschleunigung wird durch eine kontinuierliche Erhöhung von Schrittlänge und Schrittfrequenz erreicht und vollzieht sich je nach individueller Leistungsfähigkeit auf einer Länge von circa 30 bis 50 m bei Sprintern auf höchstem Leistungsniveau im 100 m Sprint (Ballreich, 1969; Majumdar & Robergs, 2011; Moravec et al., 1988; Volkov & Lapin, 1979). Unter Berücksichtigung der permanenten Änderung der Körperposition und Sprinttechnik im Verlauf der Beschleunigungsphase sollte durch den Sportler ein möglichst symmetrisches Verhalten beider Beine und damit die Herstellung eines dynamischen Gleichgewichts realisiert werden (Collier, 2002; Jones et al., 2009). Durch die Erhöhung von Schrittfrequenz und Schrittlänge und der damit einhergehenden möglichst hohen Beschleunigung kann die Dauer bis zum Erreichen der höchsten Geschwindigkeit verkürzt werden.

Phase maximaler Geschwindigkeit

Während der Phase der maximalen Geschwindigkeit hat der Sprinter seine höchstmögliche Geschwindigkeit erreicht und versucht diese so lange wie möglich konstant zu halten. Daher wird die Phase auch als Phase konstanter Geschwindigkeit bezeichnet (Mero et al., 1992). Diese Phase variiert in ihrer Länge und Dauer in Abhängigkeit von individuellen Leistungsvoraussetzungen der Sportler. Sie hängt außerdem eng mit der vorhergehenden Beschleunigungsphase und der dabei erzielten Geschwindigkeit zusammen. Während der Hochgeschwindigkeitsphase werden die nachfolgenden vier charakteristischen Phasen des Sprintschritts (immer in Bezug auf ein Bein) zyklisch durchlaufen (Abbildung 2). Es ist erwähnenswert, dass keine Priorisierung der einzelnen Phasen vorgenommen werden kann/sollte, da die einzelnen Phasen sich gegenseitig beeinflussen. So kann beispielsweise ein maximaler Vortrieb während der Stützphase nur realisiert werden, wenn dies in der Schwungphase optimal vorbereitet wurde (Hay, 1993; Strüder, 2013).

vordere Stützphase		hintere Stützphase		hintere Schwungphase		vordere Schwungphase	
Fußaufsatz	vertikale Projektion des KSP überquert Aufsattpunkt		Lösen des Fußes vom Boden		Massenmittelpunkt des Beines überquert die vertikale Projektion des KSP		Fußaufsatz

Abbildung 2: Phasen und Übergänge des Sprintschritts. Modifiziert nach Kremer & Kunst (2015).

Aufgabe der vorderen Stützphase ist das Abbremsen der Abwärtsbewegung in Folge der Schwerkraft während der Flugphase. Dabei soll die nachfolgende Auf- und Vorwärtsbewegung des Körpers mit möglichst minimalem Impulsverlust gewährleistet werden. (Bosch & Klomp, 2005; Hay, 1993; Novacheck, 1998; Strüder, 2013).

Während der hinteren Stützphase erzeugt der Athlet den Großteil des Vortriebs. Dieser bestimmt die Geschwindigkeit des Körperschwerpunkts während der anschließenden Flugphase und damit die Schrittlänge. Dabei kommt es zu einer Überschneidung der Schwungphasen beider Extremitäten und der charakteristischen doppelten Flugphase, die mit dem erneuten Kontakt endet (Hay, 1993; Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998; Strüder, 2013).

Im Verlauf der beiden Schwungphasen wird der Fuß aus seiner Position hinter dem Körper nach vorne gebracht, wo der nächste Bodenkontakt stattfindet. Dabei erfolgt zunächst eine kurze Phase der Rückwärtsrotation des Oberschenkels. Im Anschluss rotiert der Oberschenkel (bei gleichzeitig spitzem Kniewinkel) um die Hüftachse nach vorne, bis das Stützbein passiert wird (hintere Schwungphase). Durch Vorschwingen des Unterschenkels (vordere Schwungphase) und einem Absinken des Beins Richtung Boden wird der Bodenkontakt vorbereitet (Bosch & Klomp, 2005; Hay, 1993; Novacheck, 1998; Strüder, 2013). Es ist festzuhalten, dass der speziellen Technik des Sprintschrittes aufgrund der vergleichbaren Struktur sowie vielfältiger Gemeinsamkeiten in allen Sprint- und Hürdensprintdisziplinen eine ähnliche Bedeutung zukommt.

Folgende Merkmale der Technik des Sprintschrittes sollten, angelehnt an Tidow & Wiemann (1994), während der Phase maximaler Geschwindigkeit realisiert werden:

- Nahezu aufrechte Körperhaltung mit leichter Vorlage des Oberkörpers
- Eine relativ hohe Kniebewegung, die von einem aktiven Greifen des Fußes in Rückwärtsrichtung unter den Körper gefolgt wird
- Ein dorsalflexierter Fuß vor Beginn des Bodenkontakts
- Fußaufsatz nahe der vertikalen Projektion des KSP am Boden

- Hohes Anheben der Ferse während des Lösens des Stützbeins
- Eine lediglich kleine Knieextension, Sprunggelenk und Hüfte werden vollständig gestreckt
- Der Knöchel des vorschwingenden Beins sollte das Stützbein oberhalb des Knies überholen
- Gebeugte Arme, die innerhalb der Ebene der Laufrichtung ohne seitliches Abweichen schwingen, sodass die Handflächen vorne bis auf Kinnhöhe und beim Rückschwingen bis seitlich neben den Rumpf geführt werden
- Entspannte Hand-, Schulter-, Nacken- und Gesichtsmuskulatur in Verbindung mit einer aufrechten Kopfhaltung und Blick zum Ziel
- Ein Lauf auf gerader Linie mit minimalen lateralen Ausweichbewegungen

Phase absinkender Geschwindigkeit

Kann ein Sprinter seine maximale Geschwindigkeit nicht mehr halten, befindet er sich in der Phase der absinkenden Geschwindigkeit, welche mit dem Zieleinlauf endet. Während dieser Phase des Sprints ist das Hauptziel der Athleten die Höchstgeschwindigkeit so lange wie möglich aufrecht zu erhalten beziehungsweise den Geschwindigkeitsverlust zu minimieren (Slawinski et al., 2015). Der Geschwindigkeitsverlust während eines 100 m Sprints im Rahmen internationaler Meisterschaften liegt dabei zwischen 0,0 und ca. 10,0 % und schwankt in Abhängigkeit individueller Leistungsvoraussetzungen (Graubner & Nixdorf, 2011; Moravec et al., 1988). Abbildung 3 stellt die Geschwindigkeitsverläufe von vier 100 m Weltrekordläufen dar. Es ist zu erkennen, dass Maurice Greene und Usain Bolt in der Lage waren, nach einem zwischenzeitlichen Absinken der Geschwindigkeit (Greene 60 m bis 80 m; Bolt 70 m bis 90 m) diese gegen Ende des Rennens erneut zu steigern. Diese unterschiedliche Ausprägung der einzelnen Phasen, die vor allem auf höchstem Leistungsniveau vorkommt, verdeutlicht erneut die Notwendigkeit individueller Lauf- und Leistungsanalysen und den Einsatz adäquater Messverfahren.

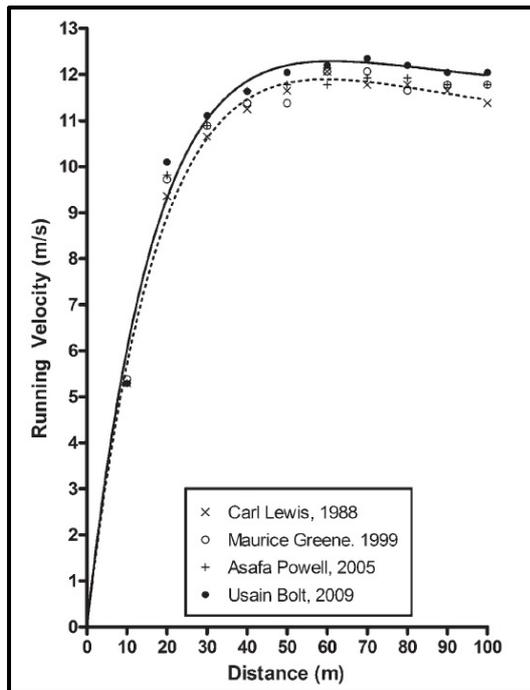


Abbildung 3: Laufgeschwindigkeiten für jedes 10 m- Intervall der Weltrekordläufe von Carl Lewis, Maurice Greene, Asafa Powell und Usain Bolt (Majumdar & Robergs, 2011).

Während sich die kurzen (100 m & 200 m) Sprintstrecken sowohl bei den Männern als auch Frauen bezüglich der mittleren Laufgeschwindigkeiten, deren Verlauf und der Ausprägung der biomechanischen Einflussgrößen stark ähneln, treten bei der Langsprintdistanz durchschnittlich circa 10 % geringere Geschwindigkeiten auf (Abbildung 4). Die Phasenstruktur der Langsprintstrecke (400 m) beinhaltet zwar die gleichen Abschnitte wie beim Kurz sprint. Es kommt jedoch in Bezug auf die Gesamtstrecke zu einer prozentual längeren Phase mit absinkender Geschwindigkeit. Im Gegensatz zu den Kurz sprintdisziplinen beschränkt sich die Phase des Geschwindigkeitsverlustes nicht auf die letzten maximal 10 bis 20 % der Strecke, sondern nimmt einen höheren Anteil ein. Nach der Beschleunigungsphase wird während eines 400 m Rennens die höchste Geschwindigkeit im Abschnitt zwischen 50 und 100 m erzielt und nimmt in der Folge ab (Gajer et al., 2007; Graubner & Nixdorf, 2011; Hanon & Gajer, 2009). Darüber hinaus werden die Ausprägung und Änderungen der biomechanischen Einflussgrößen während der Phase der absinkenden Geschwindigkeit durch zusätzliche Faktoren (zum Beispiel Taktik, Wind, anaerobe Energiereserven) im Vergleich zum Kurz sprint beeinflusst (Mero et al., 1992). Es ergibt sich die Notwendigkeit, eine Untersuchung biomechanischer Einflussgrößen des Langsprints separiert von den Erkenntnissen zum Kurz sprint durchzuführen. Dies geschieht dementsprechend in der vorliegenden Arbeit sowohl in der Aufarbeitung des Forschungsstandes als auch in der Anwendung des entwickelten Messsystems in einem separaten Kapitel.

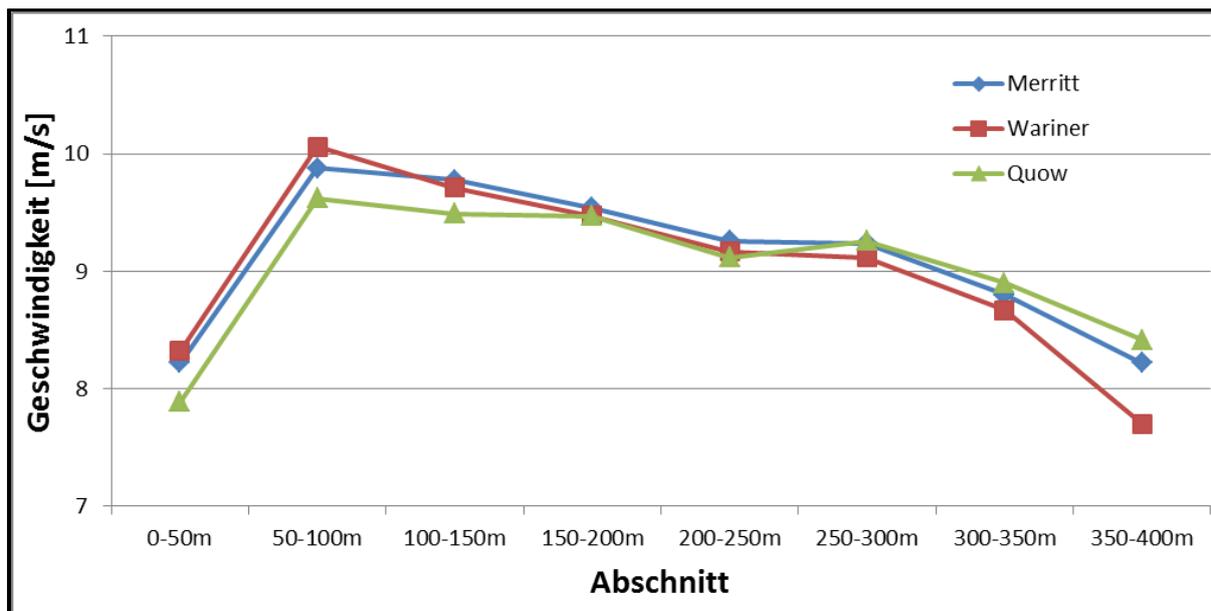


Abbildung 4: Geschwindigkeitsverlauf der drei schnellsten 400 m Läufe bei den Weltmeisterschaften 2009 (Graubner & Nixdorf, 2011).

2.1.2 Charakteristik des Hürdensprints

Im Gegensatz zum Sprint stellt sich der Hürdensprint als sogenannter Zwangslauf dar. Aufgrund spezifischer Wettkampfbestimmungen (Hamm et al., 2016) müssen sich Sprinter auf festgelegte Hindernisse einstellen und infolge ihre Schritte (Anzahl, Länge, Rhythmus/Frequenz) an die jeweiligen Hürdenabstände und -höhen anpassen (Tabelle 1).

Tabelle 1: Hürdenhöhen, -abstände und -anzahl.

Laufstrecke [m]	Höhe [m]	Abstand [m]	Anzahl
Männer			
60 m	1,067	9,14	5
100 m	1,067	9,14	10
400m	0,914	35,00	10
Frauen			
60m	0,838	8,50	5
100m	0,838	8,50	10
400m	0,762	35,00	10

Der Technik des Hürdensprints kommt in Abhängigkeit von der Laufstrecke (zum Beispiel 100/110 m vs. 400 m) dabei eine unterschiedliche Bedeutung zu (Baumann et al., 1986b). Da die vorliegende Forschungsarbeit die Disziplinen 100 m Hürden (Frauen) und 110 m Hürden (Männer) fokussiert, werden die nachfolgenden Ausführungen auf diese Hürdendisziplinen reduziert. Die zusätzliche Anforderung des Überlaufens der aufgestellten Hürden im Vergleich zum Sprint haben bei der Einteilung anhand zeitlicher Merkmale divergierende Phasen zur Folge (Baumann et al., 1986b).

Start- und Beschleunigungsphase

Die erste Phase bildet der Zeitraum vom Start bis zum Stützbeginn vor der ersten Hürde. Der Start und die Startphase sind nahezu identisch mit dem Sprint. Durch die Restriktion der ersten Hürde müssen die Schritte gegebenenfalls verändert werden und es kommt zu einem früheren Aufrichten des Sportlers. Dementsprechend ist die Beschleunigungsphase im Vergleich zum Sprint kürzer. Da die wesentlichen Charakteristika des Startabschnitts und der Beschleunigungsphase bereits im vorherigen Abschnitt beschrieben wurden, werden sie an dieser Stelle nicht erneut aufgegriffen.

Zwischenhürdenlauf

Diese Phase beinhaltet alle Hürdenüberquerungen von der ersten bis zur letzten Hürde. Des Weiteren wird für jede Hürde zwischen der eigentlichen Überquerung der Hürde (Hürdenschritt) und dem jeweiligen Zwischenhürdenlauf unterschieden. Der Hürdenschritt (Abbildung 5) wiederum differenziert sich weiter in die Phasen Abdruck, Flugphase und Landung (Baumann et al., 1986b; Hay, 1993; Strüder, 2013).



Abbildung 5: Phasenstruktur des Hürdenschritts. Modifiziert nach Harksen & Kühne (2017).

Primäres Ziel des Hürdenschrittes ist es, den Geschwindigkeitsverlust in Folge der Bremskräfte während der vorderen Stützphasen (vor und nach der Hürde) möglichst gering zu halten. Dazu sollte der Sportler die Hürde so flach wie möglich überlaufen und damit eine geringe Auslenkbewegung des KSP erzielen. Um dies zu gewährleisten, ist es erforderlich, bereits vor der Hürde eine hohe Position des KSP zu erreichen und während der Überquerung alle Körperteile in vertikaler Richtung so nah wie möglich an den KSP anzunähern (Baumann et al., 1986b). Darüber hinaus sollten Oberkörperrotationen minimiert werden, um lediglich Kräfteinsätze nutzen zu können, die eine Steigerung der Geschwindigkeit in Laufrichtung zur Folge haben. Die notwendigen Bewegungsabläufe während des Hürdenschritts stellen im Vergleich zum Sprint höhere technische Anforderungen an den Sprinter. Diese beinhalten vor allem die Bewegungen des Schwungbeins (das Bein, welches zuerst über die Hürde geführt und nach der Hürde zuerst aufgesetzt wird), des Nachziehbeins (entspricht dem Abstoßbein vor der Hürde und wird im Anschluss seitlich abgespreizt und über der Hürde in einen seitlichen Kniehub

geführt) und des Gegenarms (der Arm auf der Seite des Nachziehbeins). Während des Zwischenhürdenlaufs ist es aufgrund der festen Hürdenabstände notwendig, sowohl Schrittfrequenz als auch Schrittlänge an die entsprechenden Bedingungen anzupassen. In Folge dessen sind die Schrittlängen in der Regel kürzer als bei flachen Sprints, und es kommt zu einem frequenzbetonten Lauf zwischen den Hürden. Ziel dieser Phase ist die Erhöhung der Laufgeschwindigkeit nach Überquerung der Hürde und gleichzeitig das Erreichen eines festen Rhythmus` (in der Regel ein 3er-Rhythmus), um die Überquerung stets mit dem gleichen Schwung- und Nachziehbein zu gewährleisten (Baumann et al., 1986b; Hay, 1993; Strüder, 2013). Nach der Beschleunigungsphase, in der die Geschwindigkeit ansteigt, nimmt diese im Verlauf des Zwischenhürdenlaufs ab. Eine Phase absinkender Geschwindigkeit am Ende der Strecke, wie sie für den Sprint charakteristisch ist, existiert beim Hürdensprint nicht. Nach der letzten Hürde erfolgt ein erneuter Anstieg der Laufgeschwindigkeit beginnend vom ersten Stütz hinter der Hürde bis zum absoluten Laufmaximum auf Höhe der Ziellinie (Hay, 1993). Abbildung 6 verdeutlicht die soeben beschriebene Phaseneinteilung anhand der Laufgeschwindigkeiten von Allen Johnson (rot) und dem Mittelwert der 6 weiteren Finalisten (blau) über 110 m Hürden der Olympischen Spiele 1996.

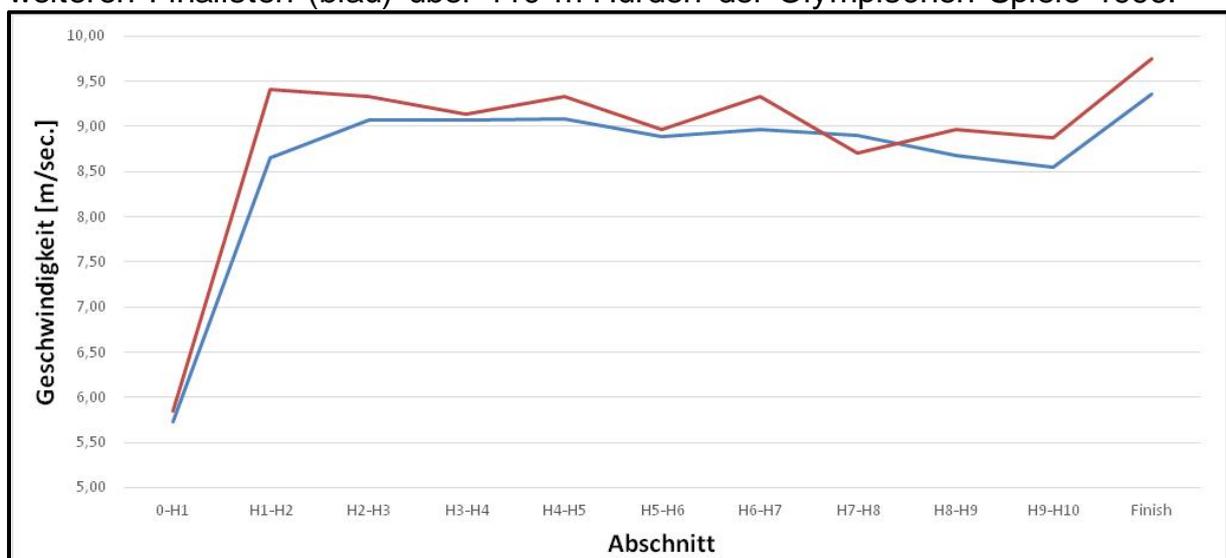


Abbildung 6: Geschwindigkeitsverlauf über 110 m Hürden (Müller & Hommel, 1997).

2.2 Biomechanische Einflussgrößen des Sprints und Hürdensprints

In diesem Kapitel erfolgt eine ausführliche Aufarbeitung des Forschungsstandes zu den biomechanischen Einflussgrößen, deren Ausprägungen und Zusammenhänge innerhalb der einzelnen Sprintdisziplinen. Die Erkenntnisse für die Kurz sprintdisziplinen (100 m und 200 m) werden dabei zusammengefasst und lediglich getrennt nach den oben aufgezeigten Phasen dargestellt. Aufgrund der Zielstellung und Schwerpunktsetzung dieser Arbeit wird auf die Bereiche der präventiven Biomechanik sowie auf Studien/Ergebnisse zur Elektromyografie verzichtet, da

diese nicht relevant für die anschließende Entwicklung eines inertialsensorbasierten Messsystems sind.

Um empirische Befunde besser einordnen und vergleichen zu können wird, wenn möglich, das Leistungsniveau der jeweiligen Stichprobe angegeben. Da jedoch divergierende Klassifizierungen existieren, werden an dieser Stelle für ein besseres Verständnis und vor allem der besseren Lesbarkeit halber, einheitliche Definitionen und Abgrenzungen eingeführt. Diese beziehen sich, wenn nicht anders angegeben, auf den Mittelwert der jeweiligen Stichprobe. Besonders häufig wird eine Abgrenzung von internationalen Spitzensportlern mit höchsten Leistungsniveaus gegenüber Sportlern mit niedrigerem Niveau vorgenommen. Daher werden diese Athleten für die vorliegende Arbeit als Sportler mit „Internationalem Niveau“ (IN) bezeichnet. Athleten werden dieser Kategorie zugeordnet, wenn ihre persönliche Bestzeit einer Sprintdisziplin ausreichend wäre, um sich für ein Halbfinale bei den Olympischen Spielen (IAAF, 2016) zu qualifizieren. In Abgrenzung dazu wird eine weitere Niveaustufe („Nationales Niveau“, NN) definiert, in die Sportler eingeordnet werden, die über langjährige Erfahrung im Sprint verfügen und deren Bestzeit ausreichend wäre, um unter den 50 besten Sprintern Deutschlands platziert zu sein.³ Die letzte Kategorie wird in den meisten internationalen Publikationen als „unexperienced“ bezeichnet („unerfahrene Sportler“, UN) und umfasst Sportler, die langsamere Zeiten als in der Kategorie NN ihrer jeweiligen Disziplin aufweisen und in der Regel über wenig Trainingserfahrung verfügen. Anhand der beschriebenen Kriterien für die Abgrenzung ergeben sich folgende Zuordnungen zu den einzelnen Kategorien (Tabelle 2).

Tabelle 2: Abgrenzung der Niveaustufen für die Sprintdisziplinen.

Disziplin	IN		NN		UN	
	m	w	m	w	m	w
100 m [s]	<10,20	<11,39	<10,66	<11,90	>10,66	>11,90
200 m [s]	<20,58	<22,94	<21,62	<24,48	>21,62	>24,48
400 m [s]	<45,91	<52,00	<48,40	<56,24	>48,40	>56,24
Kurzhürde [s]	<13,70	<13,04	<15,20	<14,34	>15,20	>14,34
Langhürde [s]	<49,77	<56,61	<55,60	<63,57	>55,60	>63,57

Eine Vielzahl biomechanischer Einflussgrößen (zum Beispiel Kontaktzeiten, Flugzeiten oder Schrittlängen) verändern sich in Abhängigkeit der Geschwindigkeit und wie bereits erwähnt, führt ein komplexes Bedingungsgefüge mit gegenseitigen Abhängigkeiten (Abbildung 7) zu einer spezifischen Geschwindigkeit. Dabei werden die Merkmale Schrittfrequenz und Schrittlänge als Einflussgrößen erster Ordnung klassifiziert. Darüber hinaus beeinflussen dynamische Merkmale und Aspekte der Lauftechnik die Sprintgeschwindigkeit und stehen im Fokus der nachfolgenden Ausführungen (Ballreich & Baumann, 1996; Hay, 1993; Hunter et al., 2004a).

³ Basierend auf der Bestenliste des DLV des Jahres 2016 (DLV, 2016a, 2016b).

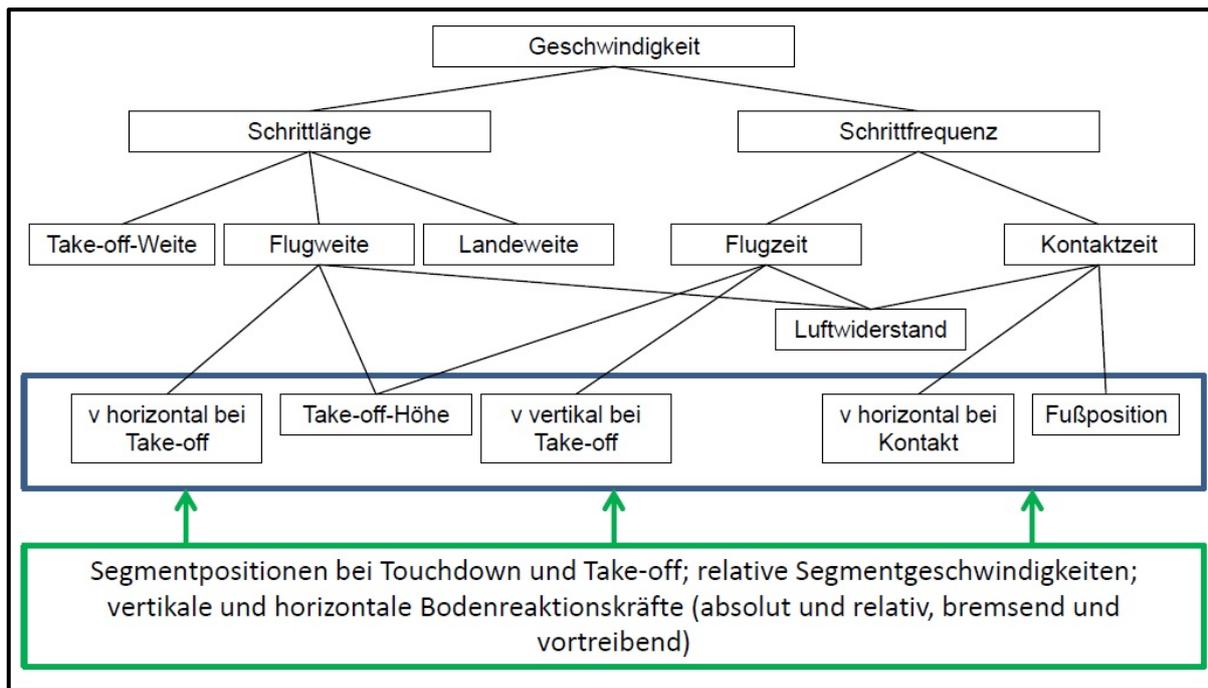


Abbildung 7: Ziele und Einflussgrößen des Sprints. Modifiziert nach Hay (1993) & Hunter (2004a).

2.2.1 Sprint

2.2.1.1 Startphase

Position des Blocks und des Sportlers während der „Fertig“-Position

Eine Startblockposition, in der die beiden Startblöcke einen mittleren Abstand (Baumann, 1976 & 1979: 25 bis 28 cm, Schot & Knutzen 1992: 45 % der individuellen Beinlänge) voneinander aufweisen, führt in Kombination mit einer hohen Hüftposition zu einer Reflexaktivität der sprintrelevanten Extensoren und damit zu größeren horizontalen Geschwindigkeiten (4,18 m/s) im Vergleich zu anderen Blockabständen (Coh et al., 2006; Schot & Knutzen, 1992). Eine weitere Einflussgröße der Startleistung stellt die Neigung der Startblöcke dar. Eine verringerte Neigung des vorderen Blocks im Vergleich zum hinteren Block hat, aufgrund einer erhöhten Aktivierung des Gastrocnemius Muskels, eine höhere Kraftproduktion bei unerfahrenen Sprintern zur Folge, als eine gleichmäßige Neigung beider Blöcke (Mero & Komi, 1990). Diese Ergebnisse werden auch durch Hoster (1981) bestätigt, der bei 13 männlichen und 8 weiblichen Sprintern auf nationalem Niveau zu dem Schluss kommt, dass flache Startblockwinkel (25 bis 40°) zu höheren horizontalen Abfluggeschwindigkeiten führen als steile (> 40°) Winkel.

Für die Einnahme einer optimalen Ausgangsposition zum Verlassen des Startblocks können verschiedene geometrische Merkmale herangezogen werden. Jackson & Cooper (1970) zeigen, dass ein Abstand von 20 cm zwischen den Aufsatzpunkten der Hände an der Startlinie zu besseren Startleistungen führt als ein Abstand von 50 cm. Darüber hinaus hat in dieser Studie ein Kniewinkel des hinteren Beins (α_{kh}) von 135° bessere Startleistungen zur Folge als ein Winkel von 90° oder 180°. In mehreren

Studien (Tabelle 3) wird festgestellt, dass für Sprinter mit hohem Leistungsniveau (NN oder IN) unabhängig des Körperbaus eine individuell optimale Startposition existiert und sich diese von Sportlern auf geringerem Niveau unterscheidet (Tabelle 3, signifikante Unterschiede zwischen den Niveaustufen innerhalb einer Studie sind mit „*“ gekennzeichnet; die anterior-posterior (X_{KSP}) und vertikale (Y_{KSP}) Komponente des KSP ist dabei jeweils in Relation zur Startlinie zu verstehen). Der Winkel zwischen Unter- und Oberschenkel bildet den Kniewinkel für das vordere (α_{kv}) und hintere (α_{kh}) Bein und der Winkel zwischen Rumpf und Oberschenkel bildet den Hüftwinkel des vorderen (α_{Hv}) beziehungsweise hinteren (α_{Hh}) Beins. Je höher das Kraftniveau der unteren Extremitäten eines Sprinters ist, desto spitzer können die Winkel in den beteiligten Gelenken (Knie und Hüfte) werden. In Folge des längeren Extensionsweges werden höhere Geschwindigkeiten erzielt (Mero et al., 1983; Slawinski et al., 2010a). Der KSP sollte während der „Fertig“-Position optimal weit in Laufrichtung verlagert werden, um die Strecke bis zur Startlinie und damit auch zum Ziel zu verkürzen. Dabei führt ein zu weites Vorlehnen zu einer Überlastung der Hände, erhöht das Risiko für einen Fehlstart und sollte vermieden werden (Tellez & Doolittle, 1984).

Tabelle 3: Winkel- und Lagemerkmale (Mittelwerte) der Startstellung männlicher Sprinter während der „Fertig“- Position.

Merkmal	IN & NN	UN
X_{KSP} [cm]	16 (Baumann, 1976 & 1979) 23 (Slawinski et al., 2010) 20 (Ciacci et al., 2016)	27* (Baumann, 1976 & 1979) 28* (Slawinski et al., 2010) 17 (Mero et al., 1983)
Y_{KSP} [cm]	66 (Baumann, 1976 & 1979) 66 (Slawinski et al., 2010) 65 (Ciacci et al., 2016)	63 (Baumann, 1976 & 1979) 63 (Slawinski et al., 2010) 61 (Mero et al., 1983)
α_{kv} [°]	111 (Slawinski et al., 2010) 96 (Ciacci et al., 2016)	106 (Slawinski et al., 2010) 106 (Mero et al., 1983)
α_{kh} [°]	136 (Slawinski et al., 2010) 118 (Ciacci et al., 2016)	117* (Slawinski et al., 2010) 140 (Mero et al., 1983)
α_{Hv} [°]	41 (Mero et al., 1983) 42 (Ciacci et al., 2016)	52 (Mero et al., 1983) 52 (Mero et al., 1983)
α_{Hh} [°]	80 (Mero et al., 1983) 66 (Ciacci et al., 2016)	89* (Mero et al., 1983) 89 (Mero et al., 1983)

Lediglich für Y_{KSP} zeigen Ciacci et al. (2016) signifikante Unterschiede zwischen Männern ($0,650 \pm 0,033$ m) und Frauen ($0,565 \pm 0,044$ m). Abbildung 8 veranschaulicht die Einflussgrößen (Winkel- und Lagemerkmale) der „Fertig“-Position. Sowohl Atwater (1982) als auch Helmick (2003) weisen darauf hin, dass lediglich Orientierungswerte für eine „optimale“ Startposition existieren und diese entsprechend der individuellen Stärken eines Athleten angepasst werden müssen.

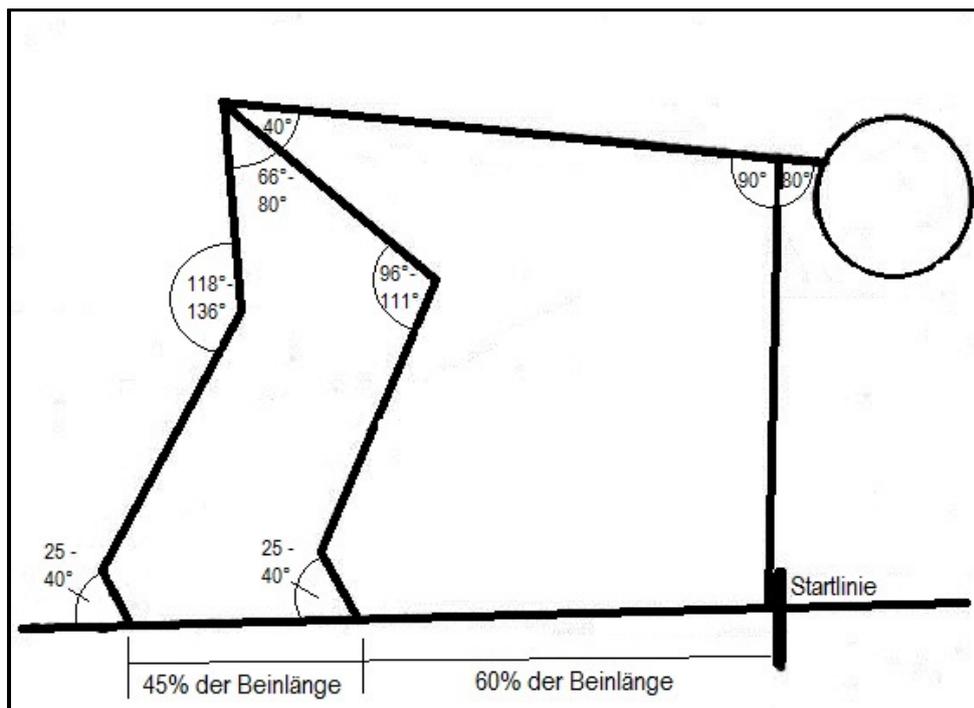


Abbildung 8: Winkel- und Lagemerkmale der „Fertig“-Position. Modifiziert nach Helmick (2003).

Reaktionszeit

Die Reaktionszeit wird definiert als das Zeitintervall zwischen dem Ertönen des Startschusses und dem Zeitpunkt, an dem der Sportler eine Kraft auf den Startblock ausübt, die größer ist als die Kraft während der „Fertig“-Position.

Zur Bestimmung der Reaktionszeit nutzen Mero & Komi (1990) einen Schwellwert von 10 % der maximalen horizontalen Kraft während der Startphase und berechnen mittlere Reaktionszeiten von 120 ms bei unerfahrenen Sportlern. Zu vergleichbaren Ergebnissen kommt Baumann (1976 & 1979) bei Männern (110 ms) und Frauen (110 bis 120 ms) unabhängig vom jeweiligen Niveau (NN & UN, Tabelle 4). Eikenberry et al. (2008) zeigen mittels eines instrumentierten Startblocks Unterschiede der Reaktionszeit zwischen dem linken (143 ms) und rechten (169 ms) Bein als hinteres Startblockbein, aber keine Unterschiede der Reaktionszeit in Abhängigkeit des Leistungsniveaus (ohne Angabe der 100 m Bestzeit) der Sportler.

Ein Großteil der Erkenntnisse zur Reaktionszeit basiert auf Untersuchungen der Wettkampfergebnisse internationaler Meisterschaften mit Hilfe der durch die offiziellen Startanlagen⁴ bestimmten Zeiten (Collet, 1999; Moravec et al., 1988; Paradisis, 2013; Pilianidis et al., 2012). Dabei weisen bei vergleichbarem Leistungsniveau (Finalisten bei Olympischen 100 m Wettbewerben) Frauen (183 bis 207 ms) im Mittel höhere Reaktionszeiten auf als Männer (146 bis 180 ms) (Pilianidis et al., 2012). Die Reaktionszeit

⁴ Die von der IAAF zertifizierten Geräte nutzen unterschiedliche Sensorarten (Kraftaufnehmer, Beschleunigungssensoren, kraftabhängige Kontaktschalter) zur Bestimmung der Reaktionszeit. Für eine ausführliche Diskussion zur Genauigkeit der Geräte und mögliche Fehlerquellen siehe Pain & Hibbs (2007) und Willwacher et al. (2013).

korreliert auf einem hohen Leistungsniveau (NN, IN) nur sehr gering mit dem Ergebnis. Bei der Analyse verschiedener Meisterschaftsergebnisse werden keine signifikanten Unterschiede zwischen den mittleren Reaktionszeiten bei Vor- und Endläufen und nur geringe Korrelationskoeffizienten ($r=0,212$ bis $0,711$) zwischen der Reaktionszeit und der Zielzeit (60 m oder 100 m) identifiziert (Paradisis, 2013). Bei längeren Sprintstrecken treten im Mittel auch längere Reaktionszeiten auf als bei kürzeren Strecken. Bei 60 m Sprints in der Halle werden mittlere Reaktionszeiten von 144 ms (Collet, 1999), bei 100 m Sprints 177 ms (Moravec et al., 1988), bei 200 m Sprints 194 ms (Moravec et al., 1988) und bei 400 m Sprints 244 ms (Moravec et al., 1988) gemessen.

Blockzeit

Als Blockzeit wird die Zeitdauer von Beginn der Kraftausübung eines Fußes am Block bis zu dessen Verlassen definiert (Mero et al., 1983). Dabei zeigt sich, dass der vordere Fuß höhere Blockzeiten (430 bis 570 ms) aufweist als der hintere Fuß (289 bis 370 ms) (Atwater, 1982; Baumann, 1976, 1979; Coh et al., 2006; Harland & Steele, 1997). Darüber hinaus kommen Baumann (1976, 1979) sowie Harland & Steele (1997) übereinstimmend zu dem Ergebnis, dass Sprinter mit einem höheren Leistungsniveau (NN) unabhängig des Geschlechts geringere Blockzeiten realisieren können als Sprinter mit niedrigerem (UN) Leistungsniveau (Tabelle 4). Eikenberry et al. (2008) stellen zudem fest, dass die „Movement-Time“ (Summe aus Reaktions- und Blockzeit) unabhängig vom Leistungsniveau und der bevorzugten Seite bei Nutzung des rechten Beins als hinteres Bein geringer (508 ms) ausfällt als bei Nutzung des linken Beins als hinteres Bein (612 ms).

Tabelle 4: Mittlere Reaktions- und Blockzeiten in Abhängigkeit des Leistungsniveaus (Baumann et al., 1986).

Niveau	Geschlecht	Reaktionszeit [ms]	Blockzeit vorne [ms]	Blockzeit hinten [ms]
NN	m	110	470	300
UN	m	110	500	320
NN/UN	w	110	500	310
UN	w	120	570	370

Nur während des Kontakts mit dem Block (also während der Blockzeit) hat der Sportler die Möglichkeit, durch Kräfteinwirkung auf den Block seinen Körper zu beschleunigen und eine möglichst hohe Geschwindigkeit am Ende dieser Phase zu erzielen. Dass die Fähigkeit, eine hohe Geschwindigkeit bei Verlassen des Blocks zu erreichen, mit einer Steigerung der am Block aufgebrauchten Kräfte ansteigt (Baumann, 1976; Mero & Komi, 1990, Slawinski et al. 2010; Coh et al. 2006), wird im Folgenden detailliert erläutert.

Kraftanstieg und -richtung sowie Geschwindigkeit beim Verlassen des Blocks

Bezüglich der Kraftentwicklung am Startblock werden bei Sprintern unterschiedlicher Leistungsniveaus Unterschiede zwischen dem vorderen und hinteren Block festgestellt. Am hinteren Block treten geringere Kraftspitzen auf als am vorderen Block, und diese werden am hinteren Block zeitlich früher erreicht (Baumann, 1976, 1979; Willwacher et al., 2013). Für unterschiedliche Leistungsniveaus wird gezeigt, dass Sprinter eines höheren Leistungsniveaus (Mero, 1983: UN; Slawinski et al., 2010: IN/NN vs. UN; Baumann, 1976 & 1979: NN vs. UN) vor allem höhere horizontale und resultierende sowie niedrigere vertikale Kräfte und Impulse aufweisen. Mero (1983) berichtet dabei von maximalen horizontalen Kräften am Block von 1186 ± 260 N bei Sprintern mit Bestzeiten von 10,8 s im Vergleich zu 898 ± 203 N bei Sprintern mit Bestzeiten von 11,5 s. Um möglichst hohe horizontale Geschwindigkeiten zu erreichen, verläuft der Kraftvektor bei Sportlern höheren Leistungsniveaus (IN/NN) im Mittel in einem Winkel von 41° (gemessen zwischen der Horizontalen und der Verbindung des KSP und des vorderen Fußes bei Verlassen des Blocks) (Mero et al., 1983). Bei gemeinsamer Betrachtung der Blockzeit und der Kraftentwicklung am Block stellt der Kraftimpuls eine weitere relevante Einflussgröße beim Tiefstart dar. Slawinski et al. 2010 bestimmen horizontale Impulse während der Abdruckphase von $276,2 \pm 36,0$ Ns (IN/NN) und $215,4 \pm 28,5$ Ns (UN). Dies bekräftigt die Feststellung von Baumann (1976), der zeigt, dass ein guter Start durch die Ausübung von hohen Kräften in horizontaler Richtung und damit einer hohen resultierenden Geschwindigkeit beim Verlassen des Blocks charakterisiert ist. Slawinski et al. (2010a) finden signifikante Expertiseunterschiede bezüglich der Blockgeschwindigkeit zwischen Sportlern der Niveaustufen IN/NN (3,48 m/s) und UN (3,24 m/s). Diese Resultate sind vergleichbar mit Ergebnissen früherer Studien (Baumann, 1976 & 1979; Mero et al., 1983; Mero & Komi, 1990). Bereits Baumann (1976) zeigt, dass Sprinter höherer Leistungsniveaus bei gleichen Blockzeiten im Vergleich zu Sportlern niedrigerer Leistungsniveaus einen größeren Impuls (NN: 263 Ns vs. UN: 214 Ns) in horizontaler Richtung und damit eine größere mittlere Kraft während der Blockphase aufweisen. Zu vergleichbaren Ergebnissen kommen auch Mero et al. (1983), bei Sportlern mit mittleren 100 m Zeiten von $10,8 \pm 0,3$ s (234 ± 15 Ns) und $11,5 \pm 0,3$ s (195 ± 23 Ns) sowie Slawinski et al. (2010a) (IN/NN: 276 Ns vs. UN: 215 Ns). Mendoza & Schöllhorn (1993) zeigen im Rahmen einer Trainingsintervention mit Rückmeldungen biomechanischer Einflussgrößen, dass Verbesserungen der Startleistung signifikant mit der am Block ausgeübten Leistung zusammenhängen, nicht aber mit der horizontalen Abfluggeschwindigkeit. Sie schlussfolgern dementsprechend, dass die ausgeübten Kräfte am Block als wesentliches Merkmal individuell optimiert werden müssen. Dies stimmt mit Ergebnissen von Willwacher et al. (2013) überein, die bei über 100 Sportlern aller Leistungsniveaus Unterschiede im Verlauf der Blockabdruckkräfte identifizieren. Mittels Clusteranalyse werden dabei Zusammenhänge zum

jeweiligen Leistungsniveau festgestellt (Abbildung 9). Cluster (Pattern) 1 repräsentiert Sportler mit mittleren Bestzeiten von 12,50 +/- 0,64 s, während Sportler des Clusters 4 mittlere Zeiten von 10,03 +/- 0,33 s aufweisen. Graue Linien stellen die Originalverläufe der Athleten dar, während gestrichelte schwarze Linien die mittlere Kraftkurve des jeweiligen Clusters zeigen. Die durchgezogene schwarze Linie repräsentiert den, durch einen Kraftroboter simulierten Kraftverlauf, der für die vorliegende Arbeit jedoch keine Relevanz besitzt (Willwacher et al., 2013).

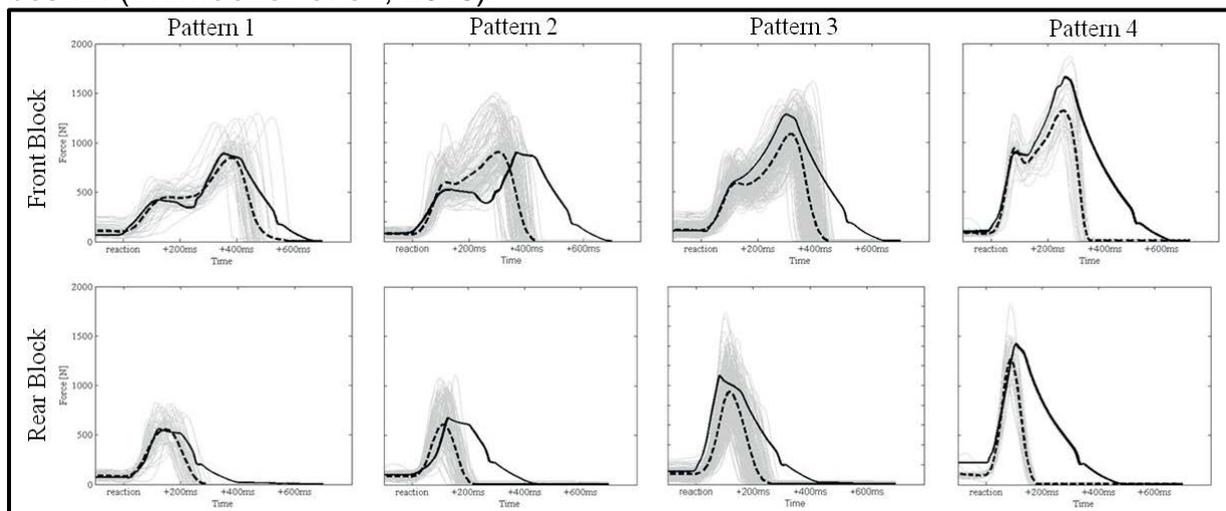


Abbildung 9: Cluster von Blockabdruckkräften während der Blockphase (Willwacher et al., 2013).

2.2.1.2 Beschleunigungsphase

Kontaktzeiten, Flugzeiten und Schrittfrequenzen

Während der Beschleunigungsphase unterliegen sowohl Kontaktzeiten, Flugzeiten als auch Schrittfrequenzen einer kontinuierlichen Änderung. Coh et al. (2006) weisen nach, dass mit zunehmender Distanz nach Verlassen des Startblocks die Kontaktzeiten bei gleichzeitiger Zunahme der Flugzeit abnehmen. Individuelle Bodenkontaktzeiten variieren bei erfahrenen Sprintern (IN/NN) zwischen 160 und 220 ms für den ersten Schritt (Atwater, 1982; Ciacci et al., 2016; Coh et al., 2006; Mero & Komi, 1990) sowie 142 bis 210 ms beim zweiten Schritt (Atwater, 1982; Ciacci et al., 2016; Coh et al., 2006).⁵ Ciacci et al. (2016) zeigen, dass die zeitlichen Merkmale der ersten beiden Schritte zwischen den Geschlechtern keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Dies wird unterstützt durch Ergebnisse von Coh & Tomazin (2005) zum Verlauf von Kontaktzeiten, Flugzeiten und Schrittfrequenzen von Frauen während der ersten 5 Schritte nach einem Start. Darüber hinaus können Coh et al. (2006) bei einem slowenischen Sprinter (IN) eine Abnahme der Kontaktzeiten auf bis zu 98 ms beim neunten Schritt feststellen. Diese Werte sind vergleichbar mit

⁵ Das exakte Leistungsniveau der Stichproben kann auf Basis der Originalpublikationen nur bei Coh et al. (2006) mit IN und Ciacci et al. (2016) mit IN & UN angegeben werden. Sowohl Atwater (1982) als auch Mero & Komi (1990) geben keine Bestzeiten der beteiligten Sportler an und sprechen lediglich von „experienced sprinters“.

Ergebnissen von Manzer et al. (2016), die bei jugendlichen Kadersprintern minimale Kontaktzeiten von 100 ms im Abschnitt von 15 bis 20 m nach dem Start (was in etwa 10 bis 14 Schritten entspricht) feststellen. Die Flugzeiten weisen geringere Werte auf und schwanken von 30 bis 90 ms für die erste und zweite Flugphase nach dem Start (Atwater, 1982; Coh et al., 2006; Mero & Komi, 1990). Anschließend steigen die Flugzeiten während der Beschleunigungsphase auf bis zu über 120 ms an (Coh et al., 2006; Manzer et al., 2016). Bezüglich der Schrittfrequenzen innerhalb der Beschleunigungsphase liegen aufgrund unterschiedlicher Stichproben bislang kaum vergleichbare Ergebnisse vor. Während Coh et al. (2006) innerhalb der ersten 11 Schritte zwischen 3,9 und 4,8 Hz schwankende Ausprägungen der Schrittfrequenz feststellen, zeigen Maćkała et al. (2015) für leistungsschwächere Sprinter (UN) einen Anstieg der Schrittfrequenz von 3,77 Hz nach den ersten 10 Metern auf 4,16 Hz beim Erreichen der 30 m Marke. Manzer und Kollegen (2016) stellen im Bereich von 15 bis 20 m mittlere Werte von 4,34 Hz fest.

Schrittlänge

Die Vorlage während der „Fertig“-Position stellt laut Schot & Knutzen (1992) ein, die Schrittlänge des ersten Schritts beeinflussendes Kriterium dar. Ziel sollte dabei eine optimale Vorlage sein, die es ermöglicht, die Schrittlänge zu erhöhen und dabei die Bremskräfte durch eine zu weite Verlagerung des KSP vor den Aufsatzpunkt des Fußes, zu minimieren. Individuelle Schrittlängen des ersten Schritts nach Verlassen des Blocks variieren bei Sprintern unterschiedlicher Leistungsniveaus (IN, NN, UN) zwischen 0,82 und 1,14 m (Atwater, 1982; Ciacci et al., 2016; Coh et al., 2006; Schot & Knutzen, 1992). Dabei zeigen Männer ($1,14 \pm 0,03$ m) und Frauen ($1,07 \pm 0,03$ m) des Niveaus IN & NN vergleichbare Werte (Ciacci et al., 2016; Coh & Tomazin, 2005). Coh et al. (2006) zeigen eine anschließende Zunahme der Schrittlänge auf bis zu 1,99 m beim zehnten Schritt. Vergleichbare Werte von 1,79 m, 2,04 m beziehungsweise 2,24 m erzielen Sprinter auf den ersten 10 m nach dem Start, im Abschnitt von 15 bis 20 m nach dem Start beziehungsweise 30 m nach dem Start (Maćkała et al., 2015; Manzer et al., 2016).

Bodenreaktionskräfte, Verlauf von KSP und Geschwindigkeit

Sobald der Sportler den Startblock verlassen hat, muss er durch eine angemessene Körperposition die nachfolgenden Bodenkontakte so gestalten, dass eine möglichst maximale Beschleunigung erfolgt. Dies bedeutet, dass der Oberkörper weiterhin so weit nach vorne verlagert bleibt, dass die ersten Fußaufsätze während der Beschleunigungsphase, bezüglich der anterior-posterior Richtung, hinter der vertikalen Projektion des Körperschwerpunkts erfolgen. Nur so ist es möglich, die Kraftproduktion von Beginn an in horizontaler Laufrichtung zu maximieren (Coh et al., 2006; Morin et al., 2015; Slawinski et al., 2010a). Die Position des Körperschwerpunkts ändert sich

allerdings bereits nach den ersten beiden Schritten. Mit Beginn der dritten Kontaktphase liegt die vertikale Projektion des KSP bereits hinter dem Fußaufsatzpunkt (Mero et al., 1983; Slawinski et al., 2010a). Nichtsdestotrotz identifizieren Coh et al. (2006), Hunter et al. (2005) und Morin et al. (2015), dass die Position des Fußes einen wesentlichen Beitrag zur optimalen Gestaltung der Beschleunigungsphase besteuert. Diese kann eine Reduzierung von horizontalen Bremskräften bewirken. Auch bei optimaler Fußaufsatzposition treten beim ersten Kontakt stets negative horizontale Kräfte auf. Schot & Knutzen (1992) vermuten, dass diese aufgrund der vorwärts gerichteten Beinbewegung zustande kommen. Verschiedene Autoren (Hunter et al., 2005; Mero, 1988; Morin et al., 2015) differenzieren zwischen einer Brems- und Antriebskomponente der horizontalen Bodenreaktionskraft und deren unterschiedlicher Gewichtung in Abhängigkeit der Sprintphase. In der Beschleunigungsphase wird eine hohe mittlere Antriebskraft während einer längeren Zeit (höhere Bodenkontaktzeiten) produziert. Im Gegensatz dazu ist die Kontaktphase bei maximaler Geschwindigkeit eher kurz und weist dafür höhere maximale Kraftspitzen auf (Mero et al., 1992). Auch das Verhältnis von Brems- und Vortriebskräften unterscheidet sich in unterschiedlichen Phasen des Sprints. Während des ersten Schritts werden horizontale Vortriebskräfte von 526 N und horizontale Bremskräfte von 153 N (Mero, 1988), sowie Zeiträume von 22 bis 23 ms für die Bremsphase und 166 bis 177 ms für die Vortriebsphase (Mero & Komi, 1990) erreicht. Während der Phase maximaler Geschwindigkeit werden das Verhältnis der horizontalen Brems- und Vortriebskräfte sowie deren zeitliche Dauer ausgeglichener (Baumann et al., 1986a; Mero & Komi, 1987; Mero et al., 1992). Die große Bedeutung der horizontalen Vortriebskräfte während der Beschleunigungsphase zeigen zum einen Mero (1988), durch eine hohe Korrelation ($r=0,74$) zwischen der Vortriebskraft und der Sprintgeschwindigkeit während des ersten Bodenkontakts. Zum anderen konnten Morin et al. (2015) eine Korrelation ($r=0,802$; $p<0,01$) zwischen der Geschwindigkeit bei 40 m und der Vortriebskomponente der horizontalen Bodenreaktionskräfte während der Stützphasen des 1., 3., 5., 7., 9. & 11. Schritts bei einem 40 m Sprint (Abbildung 10) von Sprintern auf hohem Niveau (IN: 9,95 s & NN: 10,60 s) feststellen. Die vertikale und horizontale Bremskomponente der Bodenreaktionskräfte weisen keine signifikante Korrelation mit der 40 m Geschwindigkeit auf. Dies ist vergleichbar mit Ergebnissen von Rabita et al. (2015), die die anterior-posterior wirkende Kraft, das Kraftverhältnis und den anterior-posterior Power- Output als „Schlüsselkomponenten“ der Beschleunigungsphase des Sprints identifizieren.

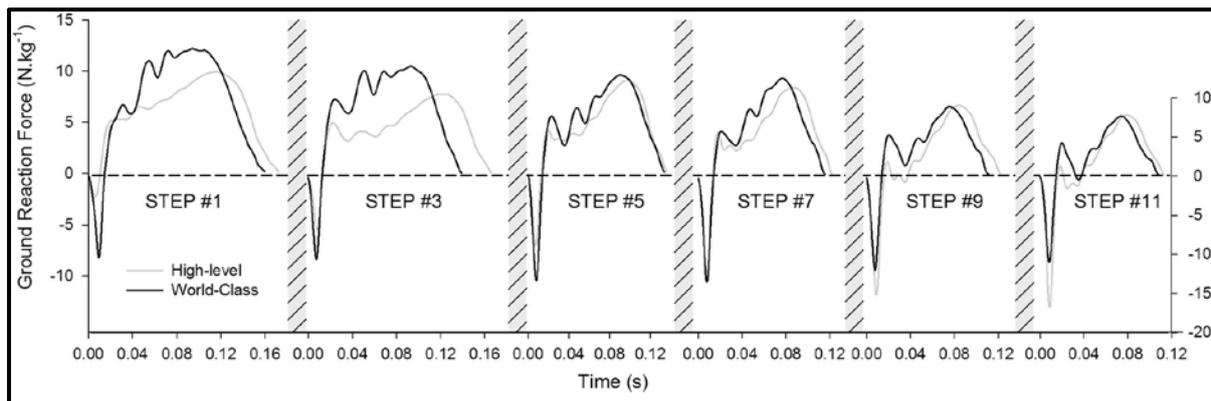


Abbildung 10: Horizontale Bodenreaktionskräfte eines Weltklassesprinters (schwarz) und eines Sprinters des Niveaus NN (grau) (Morin et al., 2015).

Nicht nur die horizontale Position des KSP spielt für die Gestaltung der Beschleunigungsphase eine entscheidende Rolle. Es kann ebenfalls gezeigt werden, dass während der ersten Kontaktphase nach dem Start der Körperschwerpunkt in vertikaler Richtung absinkt. In Folge dessen kommt es zu einem Anstieg der Bodenkontaktzeit, einer Reduzierung der Schrittfrequenz und einem Geschwindigkeitsverlust. Mero et al. (1983) zeigen, dass Sprinter auf einem höheren Niveau (NN) das Absinken des KSP ($0,017 \pm 0,016$ m) geringer halten und damit auch geringere Geschwindigkeitsverluste während der exzentrischen Phase verzeichnen als Sportler auf einem niedrigerem Niveau (UN: $0,027 \pm 0,014$ m). Die mittlere horizontale Geschwindigkeit des KSP liegt am Ende des zweiten Schritts bei Sprintern auf nationalem Niveau bei 5,7 m/s, was mit Ergebnissen von Slawinski et al. (2010a), Coh et al. (2006) oder Delecluse et al. (1992) vergleichbar ist. Bei Sprintern niedrigerer Leistungsniveaus werden Geschwindigkeiten zwischen 4,87 und 5,21 m/s (Schot & Knutzen, 1992) oder 4,6 bis 4,7 m/s (Mero & Komi, 1990) am Ende des ersten Schritts gemessen. Innerhalb der Beschleunigungsphase kommt es zu einer kontinuierlichen Erhöhung der Geschwindigkeit (Abbildung 11). Das Maximum wird dabei in Abhängigkeit des Leistungsniveaus nach unterschiedlichen Entfernungen erreicht, weshalb Geschwindigkeitsmessungen bei gleichen Entfernungen deutlich variieren (Coh et al., 2006; Delecluse et al., 1992; Manzer et al., 2016; Mero et al., 1992; Morin et al., 2015; Slawinski et al., 2015).

Abbildung 11 zeigt einen individuellen Verlauf ausgewählter kinematischer Merkmale bis zum 12. Schritt und veranschaulicht einige der dargestellten biomechanischen Einflussgrößen während der Beschleunigungsphase. Die auf der Erhebung von Coh et al. (2006) basierenden Daten zeigen auf der Primärachse in blau die Bodenkontaktzeit [ms], in rot die Flugzeit [ms] sowie in lila die Schrittlänge [cm]. Auf der Sekundärachse werden in grün die Schrittfrequenz [Hz] und in hellblau die Geschwindigkeit [m/s] abgebildet.

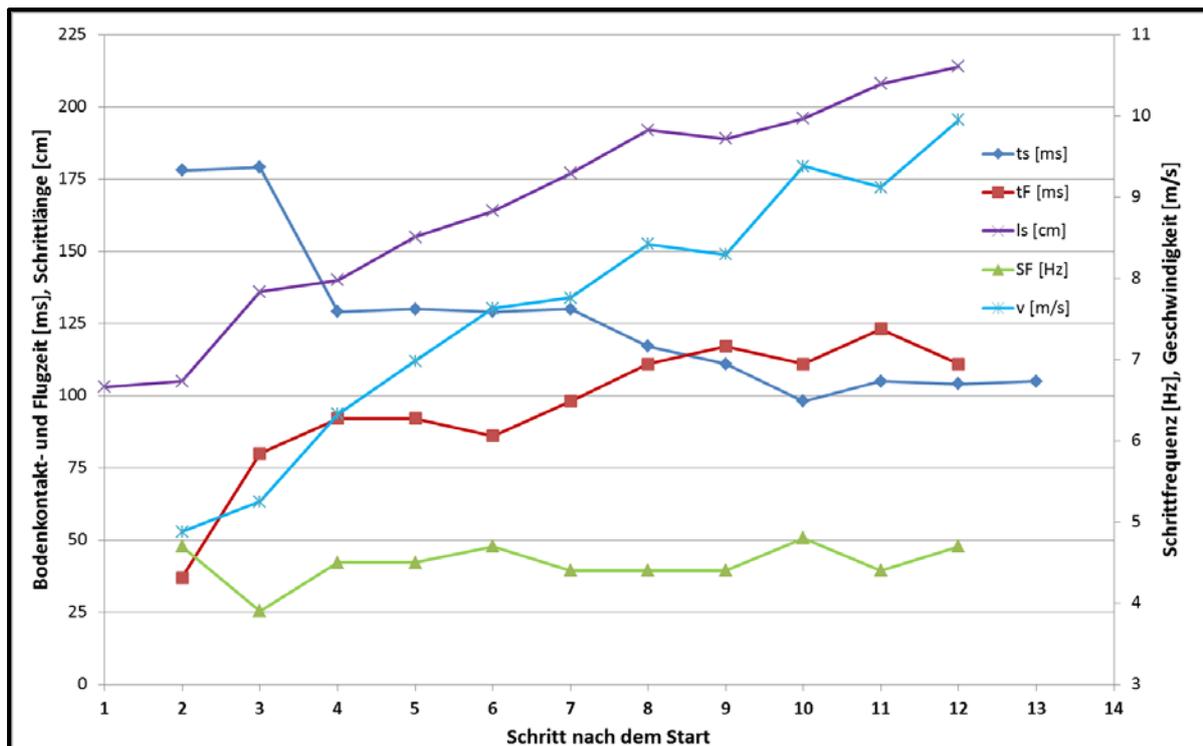


Abbildung 11: Kinematische Merkmale im Verlauf der Beschleunigungsphase (Coh et al., 2006).

Kinematische Merkmale bezüglich des Oberkörpers

Neben der Aktivität der unteren Extremitäten sind die oberen Extremitäten sowie der Rumpf für eine optimale Gestaltung der Beschleunigungsphase unabdingbar. Für die Rumpfposition werden Winkel von ca. 45° zwischen Rumpf und Horizontale bei Verlassen des Blocks festgestellt (Atwater, 1982; Bergamini et al., 2013; Slawinski et al., 2010a; Slawinski et al., 2010b). Bezüglich der Armarbeit stellen Thompson et al. (2009) vor allem die balancierende Funktion der Arme in Relation zu den Beinen heraus. Generell kann festgestellt werden, dass weder für die Rumpfposition noch für die Armarbeit während der Beschleunigungsphase ein genereller Konsens bezüglich deren Bedeutungen existiert und die wissenschaftliche Untersuchung dieser Aspekte bisher vernachlässigt ist.

2.2.1.3 Phase maximaler Geschwindigkeit

Kontaktzeiten, Flugzeiten und Schrittfrequenzen

In einer Reihe an Studien, wird gezeigt, dass die Bodenkontaktzeiten mit zunehmender Laufgeschwindigkeit abnehmen, während Schrittfrequenzen und Flugzeiten einen gegenteiligen Verlauf aufzeigen (Coh et al., 2006; Graubner & Nixdorf, 2011; Ito et al., 2006; Luhtanen & Komi, 1978; Moravec et al., 1988). Während der Phase der maximalen Geschwindigkeit liegen Bodenkontaktzeiten in einem Bereich von 80 bis 130 ms, Flugzeiten bei 94 bis 138 ms und Schrittfrequenzen zwischen 4,3 und 4,9 Hz (Tabelle 5 & 6; ein angegebener Wert repräsentiert den Mittelwert der jeweiligen Stichprobe. Sollte dieser nicht aus den Primärquellen hervorgehen, wird die Bandbreite

der gemessenen Werte angegeben. Fehlende Angaben zum Leistungsniveau der Stichprobe in der Originalpublikation sind durch „-“ gekennzeichnet).

Tabelle 5: Bodenkontaktzeiten [ms], Flugzeiten [ms] und Schrittfrequenzen [Hz] männlicher Sportler.

Quelle	Kontaktzeit [ms]	Flugzeit [ms]	Schrittfrequenz [Hz]	Niveau
Ciacci et al. (2010)	95 – 115			UN
Mero et al. (1982)	104 111 118	117 121 121	4,65 4,53 4,32	UN UN UN
Atwater (1982)	94 – 131	94 - 125		-
Baumann et al. (1986a)	90 – 110	100 - 120	4,4 – 4,9	IN/NN
Moravec et al. (1988)	80 – 88	122 – 138	4,53 – 4,82	IN
Mattes et al. (2014)	102 – 106	118 – 121	4,43 – 4,54	NN – UN
Manzer et al. (2016)	107	123	4,37	-
Maćkała (2007)			4,75 4,3	- „elite“ - „average“
Maćkała et al. (2015)			4,28 4,03	UN < UN
Bushnell & Hunter (2007)	109			-

Tabelle 6: Bodenkontaktzeiten [ms], Flugzeiten [ms] und Schrittfrequenzen [Hz] weiblicher Sportler.

Quelle	Kontaktzeit [ms]	Flugzeit [ms]	Schrittfrequenz [Hz]	Niveau
Baumann et al. (1986a)	90 – 110	100 – 120	4,4 – 4,9	IN/NN
Mattes et al. (2014)	111 – 116	128 – 131	4,07 – 4,17	NN & UN
Manzer et al. (2016)	108	129	4,21	-
Graubner & Nixdorf (2011)			4,70 – 4,86	IN
Coh & Tomazin (2005)	110 113	121 116	4,35 4,36	NN & UN UN

Es kann festgestellt werden, dass kaum geschlechtsspezifische Unterschiede für die hier genannten Einflussgrößen existieren. Vielmehr zeigen die Ergebnisse, dass Sprinter auf einem höheren Leistungsniveau nicht nur bessere Werte aufweisen (Bushnell & Hunter, 2007; Maćkała, 2007; Maćkała et al., 2015; Mero et al., 1982), sondern ihre Maximalwerte in der Regel auch früher erreichen und länger aufrechterhalten (Graubner & Nixdorf, 2011; Ito et al., 2006; Moravec et al., 1988). Mattes et al. (2014) zeigen darüber hinaus, dass die Merkmale während einer Doppelperiodisierung in einem Zeitraum

von Oktober bis August lediglich minimal und nicht signifikant schwanken (Schrittfrequenz: $0,1 \pm 0,05$ Hz; Bodenkontaktzeit: 3 ± 1 ms; Flugzeit: 2 ± 3 ms).

Schrittlänge und Laufgeschwindigkeit

Die Schrittlänge nimmt mit zunehmender Geschwindigkeit zu und zeigt damit den gleichen Trend wie die Schrittfrequenz (Coh et al., 2006; Graubner & Nixdorf, 2011; Ito et al., 2006; Luhtanen & Komi, 1978; Moravec et al., 1988). Aufgrund des engen Zusammenhangs dieser beiden Parameter, werden die Erkenntnisse zur Schrittlänge an dieser Stelle wenn nötig durch weiterführende Erkenntnisse zur Schrittfrequenz im Vergleich zum vorherigen Abschnitt ergänzt.

Maximale Schrittlängen divergieren in Abhängigkeit des Geschlechts und des Leistungsniveaus (Tabellen 7 & 8). Männer (IN) erreichen Schrittlängen bis zu 2,74 m (Moravec et al., 1988), wohingegen die Werte von Frauen des gleichen Leistungsniveaus etwa 40 cm darunter liegen (Graubner & Nixdorf, 2011). Während Frauen maximale Geschwindigkeiten von bis zu 10,75 m/s erreichen, wird die höchste gemessene Geschwindigkeit bei Männern mit 12,29 m/s von Usain Bolt im Abschnitt von 60 bis 70 m erzielt (Graubner & Nixdorf, 2011). Die unterschiedlichen Merkmalsausprägungen in Abhängigkeit des Leistungsniveaus sind vergleichbar mit den im vorherigen Abschnitt genannten Merkmalen (Bushnell & Hunter, 2007; Graubner & Nixdorf, 2011; Ito et al., 2006; Maćkała, 2007; Maćkała et al., 2015; Mero et al., 1982; Moravec et al., 1988). Während die Schrittlänge im Verlauf einer Doppelperiodisierung nur minimal und nicht signifikant schwankt ($4,4 \pm 3,7$ cm), wird gezeigt, dass die maximale Geschwindigkeit im Saisonverlauf signifikant zunimmt ($+0,42 \pm 0,08$ m/s). Dies verdeutlicht ebenfalls das komplexe Wechselverhältnis der Einflussfaktoren auf die Sprintleistung (Mattes et al., 2014).

Tabelle 7: Maximale Schrittlängen [m] und Sprintgeschwindigkeiten [m/s] weiblicher Sportler.

Quelle	Schrittlänge [m]	Geschwindigkeit [m/s]	Niveau
Baumann et al. (1986a)	1,9 – 2,2	9,68	IN & NN
Mattes et al. (2014)	2,07 – 2,11	8,41 – 8,72	NN & UN
Manzer et al. (2016)	1,95	8,0	-
Graubner & Nixdorf (2011)	2,19 – 2,33	10,58 – 10,75	IN
Coh & Tomazin (2005)	2,06 1,92	8,84 8,28	NN & UN UN

Tabelle 8: Maximale Schrittlängen [m] und Sprintgeschwindigkeiten [m/s] männlicher Sportler.

Quelle	Schrittlänge [m]	Geschwindigkeit [m/s]	Niveau
Mero et al. (1982)	2,12 2,12 2,14	9,86 9,60 9,24	NN & UN UN (11,1 s) UN (11,5 s)
Baumann et al. (1986a)	2,0 – 2,3	11,0	IN & NN
Moravec et al. (1988)	2,44 – 2,74	11,49 – 11,76	IN
Ae et al. (1992)	2,45 – 2,71	11,49 – 12,05	IN
Bushnell & Hunter (2007)	4,45 (Doppelschritt)	9,35	-
Mattes et al. (2014)	2,18 – 2,24	9,63 – 10,14	NN & UN
Manzer et al. (2016)	2,16	9,2	-
Maćkała (2007)	2,56 2,27	11,7 9,7	- „elite“ - „average“
Maćkała et al. (2015)	2,40		UN

Hunter et al. (2004a, 2004b) identifizieren die Beinlänge, die Höhe des KSP bei Take-off und die vertikale Geschwindigkeit des KSP bei Take-off als Haupteinflussgrößen für den negativen Zusammenhang von Schrittlänge und Schrittfrequenz. Die sehr hohen Ausprägungen beider Merkmale bei Topsprintern können den Autoren zufolge nur durch eine Lauftechnik erreicht werden, die eine hohe horizontale Geschwindigkeit bei gleichzeitig niedriger vertikaler Take-off- Geschwindigkeit ermöglicht (Hunter et al., 2004a, 2004b). Toyoshima & Sakurai (2016) zeigen, dass bei Sportlern mit vergleichbaren Schrittlängen höhere Schrittfrequenzen mit kürzeren Bodenkontaktzeiten ($r = -0,899$) und dem Winkel zwischen Oberschenkel des Stützbeins und Rumpf bei Take-off ($r = 0,623$) korrelieren. Für Sprinter mit ähnlichen Schrittfrequenzen zeigen die Autoren signifikante Korrelationen zwischen der Schrittlänge und einer längeren Flugbahn der Hüfte ($r = 0,847$), sowie der vertikalen Beschleunigung des Schwungbein in Relation zur Hüfte ($r = 0,438$). Sie schlussfolgern daraus, dass die Position des Oberschenkels zu Beginn des Bodenkontakts und bei Take-off ein entscheidender Faktor für hohe Schrittfrequenzen ist. Demgegenüber scheint die Bewegung des Schwungbeins die Größe der Schrittlänge zu determinieren (Toyoshima & Sakurai, 2016). Es ist festzustellen, dass ein Konsens über die Wechselwirkung von Schrittlänge und -frequenz bisher nicht existiert. Während einige Studien die Bedeutung der Schrittfrequenz zum Erreichen höherer Geschwindigkeiten hervorheben (Ae et al., 1992; Mero et al., 1992; Morin et al., 2012), zeigen andere, dass die Schrittlänge einen größeren Einfluss auf die Sprintzeit hat (Gajer et al., 1999; Hunter et al., 2004a). Salo et al. (2011) formulieren dementsprechend, dass die maximale

Sprintgeschwindigkeit nur durch ein individuell optimales Verhältnis von Schrittlänge und –frequenz erreicht werden kann. Es existieren keine allgemeingültigen Richtwerte für das Verhältnis von Schrittlänge und Schrittfrequenz zum Erreichen einer bestimmten Sprintzeit oder -geschwindigkeit (Hunter et al., 2004a; Mero et al., 1992; Schiffer, 2009; Tidow & Wiemann, 1994)

Bodenreaktionskräfte

Wie in den bereits zuvor beschriebenen Phasen, nehmen die Bodenreaktionskräfte ebenfalls eine Schlüsselrolle beim Erreichen der maximalen Geschwindigkeit ein. Ergebnisse zeigen, dass höhere Sprintgeschwindigkeiten eher durch größere Bodenreaktionskräfte erreicht werden, als durch schnellere Beinbewegungen (Weyand et al., 2000). Mit zunehmender Geschwindigkeit nehmen die horizontale und vertikale Kraftproduktion zu (Mero & Komi, 1986). Entscheidend dabei ist das Verhältnis von Brems- zu Vortriebskräften der horizontalen Komponente der Bodenreaktionskraft. Hunter et al. (2005) ermitteln einen positiven Zusammenhang zwischen der relativen Dauer des vortreibenden Impulses, der Laufgeschwindigkeit und der Schrittlänge. Es wird darüber hinaus gezeigt, dass die Fähigkeit, die auftretenden horizontalen Bremskräfte zu Beginn des Bodenkontakts und das Zeitintervall in dem diese auftreten zu minimieren, die Sprintleistung positiv beeinflussen (Hunter et al., 2005; Mero & Komi, 1987; Mero et al., 1992). In der Phase maximaler Geschwindigkeit treten im Vergleich zur Beschleunigungsphase höhere vertikale Kräfte auf, wohingegen die horizontalen Kräfte vergleichsweise niedriger sind. Tabelle 9 verdeutlicht dies und stellt biomechanische Merkmale der Vortriebs- und Bremsphase eines Bodenkontakts (Zeitdauer (t), horizontale (F_h) und vertikale (F_v) Bodenreaktionskräfte) während der Beschleunigungsphase (1. Schritt) und der Phase maximaler Geschwindigkeit gegenüber.

Tabelle 9: Biomechanische Merkmale eines Bodenkontakts während der Beschleunigungsphase und der Phase maximaler Geschwindigkeit (Mero, 1988; Mero & Komi, 1987, 1990).

Merkmal	Beschleunigungsphase		maximale Geschwindigkeit	
	Bremsphase	Vortriebsphase	Bremsphase	Vortriebsphase
t [ms]	22 - 23	166 - 177	39	55
F_h [N]	153	526	445	312
F_v [N]	-	-	1707	797

Slawinski et al. (2015) zeigen anhand von 100 Datensätzen internationaler Sprinter, dass Männer für alle mechanischen Merkmale (mit Ausnahme der normalisierten horizontalen Kraft, N/kg) höhere Werte erzielen als Frauen. Sie schlussfolgern daraus, dass die Fähigkeit horizontale Kräfte auch bei höheren Geschwindigkeiten auf den Boden auszuüben wichtiger ist, als die Fähigkeit,

dies bei niedrigen Geschwindigkeiten (auf den ersten Metern nach dem Start) zu tun.

Verlauf des KSP

Für die Position des KSP kann gesagt werden, dass dieser während der Bodenkontaktphase durch eine Stauchung des Stützbeins abgesenkt wird. Diese vertikale Bewegung verringert sich jedoch mit zunehmender Geschwindigkeit (Luhtanen & Komi, 1978). Mero et al. (1982) beobachteten Absenkungen von 0,047 m, 0,050 m und 0,062 m für Sprinter mit mittleren 100 m Bestzeiten von 10,7 s, 11,1 s und 11,5 s. Vergleichbare Resultate werden von Hobara (2009 & 2010) für den Langsprint ermittelt. Es wird ebenso gezeigt, dass die horizontale Geschwindigkeit durch das Aufsetzen des Fußes vor der vertikalen Projektion des KSP (Mero et al., 1982) und das Absinken des KSP verringert wird. Die Geschwindigkeitsverluste bewegen sich für männliche Sprinter in einem Bereich von 0,39 m/s bis 0,53 m/s in Abhängigkeit des Leistungsniveaus (Mero et al., 1982). Sprinterinnen auf höchstem Leistungsniveau erzielen mit 0,43 m/s Werte, die mit denen von Sprintern mit 100 m Bestzeiten von 11,1 s vergleichbar sind (Mero et al., 1982). In der hinteren Stützphase erfolgt eine Beschleunigung des KSP über die Geschwindigkeit zu Beginn des Bodenkontakts hinaus (Hunter et al., 2004b, 2005; Luhtanen & Komi, 1978; Mero et al., 1982). Dementsprechend stellt der Übergang von der Brems- zur Vortriebsphase während des Bodenkontakts und eine damit verbundene, möglichst minimale Reduzierung der KSP-Geschwindigkeit eine wesentliche Einflussgröße im maximalen Sprint dar. Ciacci et al. (2010) merken diesbezüglich an, dass für die Bestimmung des Zeitpunkts des Übergangs von Brems- zu Antriebsphase noch kein standardisiertes kinematisches Kriterium vorliegt. Dies ist sowohl aus einer wissenschaftlichen als auch einer trainingspraktischen Perspektive notwendig, wenn man ein relatives Verhältnis von Brems- und Vortriebsphase von 40 % zu 60 % als optimal annimmt und dies zuverlässig bestimmen will. In ihrer Studie zeigen Ciacci et al. (2010) bei drei unterschiedlichen Kriterien Prozentwerte von 31,73 %, 45,07 % und 56,86 % für die Dauer der Bremsphase und damit auch divergierende Werte für den Geschwindigkeitsverlust während der Bremsphase. Lange lag der Fokus biomechanischer Untersuchungen auf der hinteren Stützphase und die Geschwindigkeit sollte durch eine optimale Extension der Hüfte-, Knie- und Gelenkwinkel erhöht werden. Basierend auf den oben dargestellten biomechanischen Erkenntnissen und funktional-anatomischen Analysen, erlangte die Bremsphase der vorderen Stützphase und das Ziel den Geschwindigkeitsverlust in dieser Phase zu minimieren, mehr an Bedeutung (Schiffer, 2009), ist jedoch wissenschaftlich noch nicht ausreichend untersucht.

2.2.1.4 Phase absinkender Geschwindigkeit

Schrittfrequenzen nehmen mit zunehmender Strecke ab, während Schrittlängen in einigen Fällen minimal zunehmen (Graubner & Nixdorf, 2011; Mero & Peltola, 1989; Moravec et al., 1988). Moravec et al. (1988) zeigen bei zwei 100 m Finalisten der Weltmeisterschaften 1987 Abnahmen der Schrittfrequenz von maximal 5,05 und 4,82 Hz auf 4,65 und 4,24 Hz. Dabei erreicht der erstplatzierte Sportler nahezu konstante Schrittlängen (70 bis 80 m: 2,47 m; 90 bis 100 m: 2,44 m), während der Zweitplatzierte in der letzten Phase des Rennens (90 bis 100 m: 2,74 m) seine Schrittlänge steigert (50 bis 80 m: 2,56 m). Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit Daten der Weltmeisterschaft 2009 (Graubner & Nixdorf, 2011), bei der die drei Medaillengewinnerinnen des 100 m Laufes ihre mittleren Schrittlängen im Abschnitt von 80 bis 100 m im Vergleich zu den vorherigen Maximalwerten minimal steigerten (2,19 m auf 2,20 m; 2,33 m auf 2,42 m; 2,22 m auf 2,27 m). Die Schrittfrequenzen nahmen jedoch während der letzten 20 m des Rennens ab (4,91 auf 4,65 Hz; 4,70 auf 4,29 Hz; 4,83 auf 4,54 Hz).

Sowohl Flug- als auch Bodenkontaktzeiten nehmen mit zunehmender Länge der Phase absinkender Geschwindigkeit zu. Diesbezüglich weisen zwei Sportler auf internationalem Niveau Anstiege der Kontaktzeiten von jeweils 80 ms und 82 ms auf 88 ms auf. Die Flugzeiten verlängern sich von 127 ms und 124 ms während der Phase maximaler Geschwindigkeit, auf 138 ms und 162 ms am Ende des Rennens (Moravec et al., 1988).

Frauen weisen im Vergleich zu Männern eine im Mittel 1,77 s längere Phase abnehmender Geschwindigkeit auf, was zu höheren Leistungsverlusten am Ende eines Rennens führt. Dies manifestiert sich insbesondere in geringeren, auf den KSP wirkenden horizontalen Kräften (Frauen: $23,4 \pm 5,3$ N; Männer: $34,7 \pm 5,0$ N) und in Folge dessen größeren, negativen, mittleren Beschleunigungen (Frauen: $-0,06 \pm 0,03$ m/s²; Männer: $-0,03 \pm 0,02$ m/s²) sowie größeren mittleren Geschwindigkeitsverlusten (Frauen: $-4,0 \pm 3,1$ %; Männer: $-1,2 \pm 1,0$ %) bei Frauen (Slawinski et al., 2015).

Erkenntnisse zu dieser Phase beruhen lediglich auf der Untersuchung des Geschwindigkeits-Zeit-Verlaufs oder auf indirekt bestimmten Daten (Inverse Dynamik), bei denen die Genauigkeit der Analysen stark von der Genauigkeit der Rohdaten abhängen (Slawinski et al., 2015). Es liegen derzeit keine wissenschaftlichen Studien vor, die Ausprägungen und Veränderungen der Bodenreaktionskräfte beziehungsweise relevante Aspekte der Kraftentwicklung mittels Dynamometrie während der Phase absinkender Geschwindigkeit bestimmen.

2.2.2 Langsprint

Wie bereits erwähnt, besteht ein Langsprint (400 m) grundsätzlich aus den gleichen Phasen wie der Kurz sprint. Dementsprechend weisen auch die biomechanischen Einflussgrößen, vor allem in den Phasen des Starts, der Beschleunigung sowie der maximalen Geschwindigkeit ähnliche

Ausprägungen auf. Aufgrund der deutlich längeren Laufstrecke zeigen jedoch insbesondere während des Starts und der Phase absinkender Geschwindigkeit einige Merkmale auch unterschiedliche Ausprägungen und Änderungen auf. An dieser Stelle werden somit die, für den Langsprint charakteristischen Einflussgrößen ergänzend zu Kapitel 2.2.1 dargestellt.

2.2.2.1 *Start- und Beschleunigungsphase*

Bei den Kurzsprindisziplinen entscheiden meist wenige hundertstel Sekunden über einzelne Platzierungen. Aufgrund der höheren Streckenlänge fallen diese Unterschiede für die Langsprindisziplinen in der Regel größer aus (Graubner & Nixdorf, 2011). Dementsprechend kommt der Reaktionszeit mit zunehmender Streckenlänge eine geringere Bedeutung zu, beziehungsweise lassen sich ansteigende Reaktionszeiten bei ansteigender Streckenlänge feststellen (vgl. 2.2.1). Im Finallauf der WM 2009 der Männer erreichten die 400 m Sprinter Reaktionszeiten zwischen 148 ms und 195 ms. Die Zeiten der weiblichen Finalisten waren mit Werten zwischen 164 ms und 275 ms im Mittel höher als die der Männer. Dies ist mit Ergebnissen über kürzere Sprintstrecken vergleichbar (Graubner & Nixdorf, 2011). Collet (1999) kommen bei der Untersuchung der offiziellen Reaktionszeiten diverser internationaler Meisterschaften im Zeitraum von 1987 bis 1997 auf mittlere Werte von 210 ± 66 ms bei männlichen 400 m Sprintern. Dabei werden jedoch alle Läufe der jeweiligen Meisterschaften herangezogen, und es wird festgestellt, dass in Vorläufen signifikant höhere Reaktionszeiten als in Halbfinals oder Finals erreicht werden (Collet, 1999). Graubner & Nixdorf (2011) merken bezüglich der Reaktionszeiten bei Langsprints an, dass Athleten bei einem 400 m Start die Kraftspitzen am Block meist später entwickeln als Kurzsprinter. Dies kann dazu führen, dass der jeweilige Kraftschwellwert der Startanlage (meist 300 N) später erreicht wird und die Startanlage somit eine höhere Reaktionszeit ermittelt, obwohl die eigentliche Reaktionszeit kürzer ausfällt (Graubner & Nixdorf, 2011). Spezifische empirische Befunde zur Untersuchung und Beschreibung der Beschleunigungsphase des Langsprints liegen derzeit nicht vor.

2.2.2.2 *Phasen maximaler und absinkender Geschwindigkeit*

Während der Phase maximaler Geschwindigkeit im Langsprint erreichen Frauen auf internationalem Niveau maximale Geschwindigkeiten von 9 m/s, während Männer bis zu 10 m/s erzielen (Graubner & Nixdorf, 2011). Bei der Untersuchung von Sportlern der Leistungsstufen IN, NN und UN zeigen Gajer et al. (2007) und Hanon & Gajer (2009), dass Sportler des Leistungsniveaus IN während der ersten 200 m signifikant höhere Laufgeschwindigkeiten erzielen als Sportler der Kategorien NN und UN. Anschließend kommt es während der Phase des Geschwindigkeitsverlustes bei den leistungsstärkeren Sportlern zu einem größeren Abfall der Geschwindigkeit, und es treten während der letzten 200 m keine signifikanten Unterschiede zwischen den

Niveaustufen mehr auf (Gajer et al., 2007; Hanon & Gajer, 2009). Die vorhandenen Geschwindigkeitsunterschiede werden durch signifikant größere Schrittlängen der Sportler des Niveaus IN erklärt. Dabei sind die maximalen Schrittlängen der weiblichen Sportler der Kategorie IN bei vergleichbaren Körpergrößen um durchschnittlich 8 cm und die der männlichen um 13 cm größer als bei den Niveaustufen NN & UN. Der Unterschied bezüglich der Schrittlängen zeigt sich hauptsächlich im Bereich von 100 m bis 250 m nach dem Start. Die auftretenden Schrittfrequenzen weisen unabhängig vom jeweiligen Leistungsniveau bei den männlichen Sprintern mit 3,96 Hz (IN) und 3,95 Hz (NN) ähnliche Werte auf (Gajer et al., 2007; Hanon & Gajer, 2009). Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit Werten von Nummela et al. (1996), die ein Absinken der Geschwindigkeit (-22,3 %), der Schrittlänge (-14,9 %) und der Schrittfrequenz (-11,8 %) bei männlichen und weiblichen Sportlern (UN) feststellen. Die schnellsten männlichen Sprinter realisieren dabei signifikant höhere mittlere Geschwindigkeiten und größere Schrittlängen (Nummela et al., 1996). Hobara et al. (2010) interpretieren dagegen einen größeren Verlust der Schrittfrequenz (-17 %) im Vergleich zu dem Verlust der Schrittlänge (-10 %) am Ende des Rennens dahingehend, dass die Schrittfrequenz einen höheren Einfluss auf die Geschwindigkeit hat. Diese Unterschiede können möglicherweise auf die Probandengruppe zurückzuführen sein, da in dieser Studie lediglich drei 400 m Spezialisten, sowie zwei 100 m Sprinter, ein Hürdenläufer und ein Mittelstreckenläufer untersucht wurden.

Zur Ausprägung weiterer biomechanischer Einflussgrößen liegen für den 400 m Sprint aktuell keine oder nur sehr eingeschränkte empirische Erkenntnisse vor. Nummela et al. (1996) untersuchen den Verlauf der Bodenkontaktzeiten mittels in den Spikes der Sportler platzierten Einlegesohlen. Bei insgesamt 17 Probanden (7 männlich NN: 6 männlich UN, 4 weiblich IN & NN) stellen sie durchschnittliche Anstiege der Bodenkontaktzeiten um $20,0 \pm 2,8$ % (männlich NN), $24,7 \pm 3,2$ % (männlich UN) und $13,3 \pm 1,8$ % (weiblich IN & NN) im Verlauf des Rennens fest, die jedoch keine signifikanten Gruppenunterschiede darstellen. Gruppenübergreifend findet ein durch die Autoren als „Ground-Contacttime threshold (GCTT)“ definierter markanter Anstieg an zwei Zeitpunkten des Rennens statt. Diese liegen bei 140 ± 17 m (GCTT1) und 341 ± 8 m (GCTT2) nach dem Start. Darüber hinaus ermitteln die Autoren einen signifikanten Zusammenhang zwischen GCTT1 und dem Beginn des Geschwindigkeitsverlustes (Nummela et al., 1996).

2.2.3 Hürdensprint

In Folge der spezifischen Phasenstruktur (2.1.2) der Hürdenläufe und der bereits angesprochenen erhöhten Komplexität steigt auch die Anzahl der deterministischen biomechanischen Einflussgrößen. In der Literatur finden sich phasenübergreifend mehr als 50 biomechanische Merkmale, die zur Beschreibung des Hürdensprints und der Ableitung weiterer Merkmale herangezogen werden. Auf eine ausführliche Darstellung und Definition jedes

einzelnen Merkmals wird aus Gründen der Übersichtlichkeit und der Relevanz einzelner Merkmale verzichtet. Die Definitionen der Merkmale können in den Originalquellen nachgelesen werden und divergieren in Abhängigkeit des Autors. Ein Gesamtüberblick der in der einschlägigen Literatur verwendeten Merkmale jeder Phase des Hürdensprints befindet sich im Anhang dieser Arbeit. Für die Ausführungen der folgenden Abschnitte werden die Merkmale einbezogen, die von mindestens fünf (verschiedenen) Autoren(gruppen) verwendet werden.

2.2.3.1 *Abdruck*

Aufgrund der Hürdenhöhen (Männer: 1,067 m; Frauen: 0,84 m) müssen die Sportler in der Lage sein, im Verlauf der Hürdenüberquerung ihren Körperschwerpunkt soweit anzuheben, dass ein störungsfreies Überlaufen der Hürde ermöglicht wird. Der Körperschwerpunkt bewegt sich dementsprechend parabelförmig über die Hürde. Dazu wird bereits im Moment des Abdrucks vor der Hürde der KSP angehoben, um in Verbindung mit einem Abdruck nach vorn/oben die Hürdenüberquerung einzuleiten. McDonald & Dapena (1991) zeigen bei 23 männlichen Sprintern (IN) unabhängig von der Körpergröße eine mittlere KSP-Höhe von $1,19 \pm 0,03$ m beim Überqueren der 4. und 5. Hürde eines 110 m Hürdensprints. Diese Werte sind vergleichbar mit denen von Kampmiller et al. (1999) (2 Männer IN & NN: 1,16 m & 1,19 m) und Salo & Grimshaw (1998) (3 Männer NN: $1,16 \pm 0,03$ m) bei der Überquerung der 8. beziehungsweise der 3. Hürde. Geringere KSP-Höhen von 1,08 m beim Take-off bestimmt Coh (2003) bei einem amerikanischen Sprinter (IN) während der Überquerung der 4. und 5. Hürde. Zu identischen Ergebnissen kommt Sidhu (2015), bei einem Sportler auf nationalem Niveau an der 4. Hürde. Bei der Untersuchung der 4. und 5. Hürdenüberquerung von 9 Frauen (IN) ermitteln McDonald & Dapena (1991) mittlere KSP-Höhen von $1,08 \pm 0,04$ m, während Coh & Dolenc (1996) bei einer Sprinterin des gleichen Niveaus und bei den gleichen Hürdenüberquerungen Werte von 0,98 m und 1,05 m feststellen. Salo & Grimshaw (1998) bestimmen bei 4 Frauen (NN) sogar Werte von $1,13 \pm 0,02$ m, und in Folge dessen eine steilere Flugparabel. Daraus resultiert eine geringere horizontale Geschwindigkeit des KSP im Verlauf der Hürdenüberquerung der Frauen dieser Stichprobe ($6,9 \pm 0,63$ m/s). Im Vergleich dazu weisen Sprinterinnen auf internationalem Niveau bei Coh & Dolenc (1996) (7,33 m/s und 7,91 m/s) und McDonald & Dapena (1991) ($8,43 \pm 0,19$ m/s) sowie 7 Sprinterinnen mit nationalem Niveau (Mittelwert: 8,5 m/s) und 7 Sprinterinnen des Niveaus UN (Mittelwert: 7,4 m/s) bei Salo et al. (1997) höhere Überquerungsgeschwindigkeiten auf. Bei Männern weisen schnellere Sprinter (IN) ebenfalls höhere horizontale Geschwindigkeiten (Li et al. (2011): 8,96 – 9,16 m/s; McDonald & Dapena (1991): $8,82 \pm 0,26$ m/s) während der Überquerung auf als Sportler mit niedrigerem Leistungsniveau (Salo et al. (1997): 7,75 – 8,0 m/s; Salo & Grimshaw (1998): $7,3 \pm 0,2$ m/s).

Zur Realisierung einer möglichst flachen Überquerung ist des Weiteren der Abstand von Fuß und Hürde vor der Überquerung entscheidend. Dabei variieren die Werte bei gleichem Leistungsniveau jedoch zum Teil stark. Sowohl Coh (2003) als auch Li et al. (2011) untersuchen die Überquerung der 4. und 5. beziehungsweise 5. Hürde eines Sportlers (IN) und stellen dabei Abstände von 2,04 bis 2,09 m (Coh, 2003) und 2,34 bis 2,36 m (Li et al., 2011) von Fuß und Hürde fest. McDonald & Dapena (1991) zeigen mit Werten von $2,12 \pm 0,14$ m bei internationalen Topläufern ebenfalls größere Schwankungen. Zu noch größeren mittleren Abständen (2,44 m) und Variationen ($\pm 0,25$ m) kommt McLean (1994) bei der Untersuchung von 7 männlichen Sportlern (ohne Angabe des Leistungsniveaus). Für Sportler auf nationalem Niveau bestimmt Coh (2002) bei 4 Sprintern Werte von $2,31 \pm 0,04$ m, Salo et al. (1997) bei 14 Läufern von $2,15 \pm 0,14$ m, Salo & Grimshaw (1998) bei drei Athleten von $1,99 \pm 0,04$ m und Sidhu (2015) bei einem Sportler einen Wert von 2,09 m. Für 6 Frauen auf internationalem Niveau berechnen Rash et al. (1990) mittlere Fuß-Hürden-Abstände von $2,16 \pm 0,10$ m bei der Überquerung der 4. Hürde. Für ähnliche Stichproben werden von Coh & Dolenc (1996) mit 2,16 m (4. Hürde) und 2,09 m (5. Hürde), Mann & Herman (1985) mit 2,07 m bis 2,23 m (9. Hürde aller Finalistinnen der OS 1984) und McDonald & Dapena (1991) mit $2,09 \pm 0,14$ m (4. und 5. Hürde) vergleichbare Werte angegeben. Dies trifft mit Werten von $2,12 \pm 0,22$ m auch auf 14 Sprinterinnen nationalen Niveaus zu (Salo et al., 1997). Lediglich Salo & Grimshaw (1998) kommen bei der Untersuchung von 4 Sprinterinnen (NN) auf deutlich kürzere Abstände ($1,88 \pm 0,11$ m).

Bei der Untersuchung der Bodenkontaktzeiten vor der 4. und 5. Hürdenüberquerung stellen McDonald & Dapena (1991) auf internationalem Niveau keine Unterschiede zwischen Männern (117 ± 9 ms) und Frauen (118 ± 10 ms) fest. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit mittleren Kontaktzeiten von 100 ms eines Sprinters an der 4. und 5. Hürde (IN; Coh, 2003), 120 bis 130 ms an der 5. Hürde (IN; Li et al., 2011), 100 ± 10 ms sechs weiblicher Sprinter (IN; Rash et al., 1990), 125 ± 8 ms sieben Sprinter ohne Angabe des Leistungsniveaus (McLean, 1994) sowie 100 ms eines Sprinters auf nationalem Niveau bei Überquerung der 4. Hürde (Sidhu, 2015). Geringere Werte von 120 bis 140 ms erzielen hingegen drei weibliche Athletinnen (IN) an der 9. Hürde (Mann & Hermann, 1985) sowie vier Sportler auf nationalem Niveau (139 ± 10 ms; Coh, 2002).

2.2.3.2 *Flugphase*

Die an dieser Stelle ausführlich dargestellten biomechanischen Merkmale der Hürdenüberquerung sind die KSP-Höhe über der Hürde, die horizontale Geschwindigkeit des KSP während der Überquerung, die Überquerungsdauer/Flugzeit sowie die Länge des Hürdenschritts. Wie bereits angedeutet führt ein größerer vertikaler Abstand des KSP zur Hürde in der Regel zu einer höheren Flugparabel, was eine längere Überquerungsdauer

oder größere Bremskräfte beim Aufsatz nach der Hürde zur Folge hat. Ziel sollte also eine möglichst geringe Überhöhung der Hürde, in Verbindung mit einer möglichst hohen horizontalen Geschwindigkeit sein. Im Geschlechtervergleich konnte festgestellt werden, dass Frauen meist größere vertikale Abstände des KSP zur Hürde aufweisen als Männer (McDonald & Dapena (1991): M: $0,28 \pm 0,02$ m; W: $0,35 \pm 0,03$ m; Salo et al. (1997): M: 0,3 m; W: 0,36 m; Salo & Grimshaw (1998): M: $0,27 \pm 0,03$ m; W: $0,41 \pm 0,03$ m). Dies führt in diesem Fall jedoch nicht zwangsläufig zu steileren Flugparabeln, sondern kann auf die niedrigere Hürdenhöhe der Frauen zurückgeführt werden. Frauen (IN) erreichen mittlere Überquerungsgeschwindigkeiten von 7,21 m/s (Rash et al., 1990), 7,40 m/s (Coh & Dolenc, 1996), 8,33 m/s (Mann & Herman, 1985) oder $8,33 \pm 0,11$ m/s (McDonald & Dapena, 1991). Diese nehmen tendenziell mit fallendem Leistungsniveau (NN bis UN) (Salo & Grimshaw (1998): $6,9 \pm 0,2$ m/s; Salo et al. (1997): 7,0 m/s) und zunehmender Streckenlänge (Salo & Scarborough (2006): 3. Hürde 7,69 m/s; 9. Hürde 6,53 m/s) ab. Eine identische Tendenz (Salo & Scarborough (2006): 3. Hürde 7,44 m/s; 9. Hürde 6,47 m/s) ist bei Männern zu erkennen, bei denen leistungsstarke Sprinter (IN) Überquerungsgeschwindigkeiten von $8,57 \pm 0,23$ m/s (McDonald & Dapena, 1991) bei Höchstwerten von 9,05 m/s an der 4. & 5. Hürde (Coh, 2003; Sidhu, 2015) aufweisen. Die Höchstwerte werden bei einem Abstand des KSP zur Hürde von bis zu 45 cm (Coh, 2003; Sidhu, 2015) erreicht. Sprinter mit geringerem Leistungsniveau (NN & UN) haben mit 7,8 bis 7,3 m/s deutlich niedrigere Überquerungsgeschwindigkeiten an der 3. Hürde (Salo & Grimshaw, 1998; Salo et al., 1997).

Aufgrund der spezifischen Hürdenhöhen und der körperlichen Voraussetzungen ergeben sich ebenfalls bezüglich der Flugzeit und Schrittlänge Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Sowohl McDonald & Dapena (1991) (23 Männer: $3,62 \pm 0,13$ m, 9 Frauen: $3,19 \pm 0,15$ m, IN) als auch Salo et al. (1997) (14 Männer: $3,64 \pm 0,17$ m, 14 Frauen: $3,30 \pm 0,19$ m, NN & UN) sowie Salo & Grimshaw (1998) (3 Männer: $3,40 \pm 0,05$ m, 4 Frauen: $2,89 \pm 0,09$ m, NN) stellen kürzere Hürdenschritte bei Frauen fest. Diese kürzeren Hürdenschritte gehen dabei mit geringeren Flugzeiten einher. Bei internationalen Meisterschaften werden für Männer Flugzeiten von 300 bis 400 ms (Müller & Hommel, 1997), 330 ± 20 ms (Poon & Kuitunen, 2010) und 310 bis 420 ms (Graubner & Nixdorf, 2011) festgestellt. Frauen erreichen in vergleichbaren Wettbewerben mit 280 bis 360 ms (Müller & Hommel, 1997), 290 ± 10 ms (Poon & Kuitunen, 2010) und 280 bis 350 ms (Graubner & Nixdorf, 2011) geringere Werte. Ein Überblick über Ausprägungen der Flugzeiten und Schrittlängen des Hürdenschritts in Abhängigkeit des Leistungsniveaus und Geschlechts kann Tabelle 10 entnommen werden.

Tabelle 10: Flugzeit und Schrittlänge des Hürdenschritts männlicher und weiblicher Sportler.

Geschlecht	Quelle	Flugzeit [ms]	Schrittlänge [m]	Niveau
Männer	McLean (1994)	389		-
	Coh (2002)	395		NN
	Kampmiller (1999)		3,70	NN
	Sidhu (2015)	380		NN
	Coh (2003)	360	3,66	IN
	Kampmiller (1999)		3,76	IN
	Li et al. (2011)	330 – 340	3,66 – 3,70	IN
Frauen	Hay & Schoebel (1990)	550	3,2	-
	Salo & Scarborough (2006)		2,65 – 2,85	NN
	Coh & Dolenc (1996)	300	3,09 – 3,29	IN
	Mann & Hermann (1985)	270 – 320	3,08 – 3,32	IN
	Rash (1990)	340	3,12	IN
	Baumann et al. (1986)	277 – 314	3,00 – 3,33	IN

2.2.3.3 Landung

Bei der biomechanischen Beschreibung der Landephase zählen die KSP-Höhe und -Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Fußaufsatzes sowie der Fuß-Hürden-Abstand und die Bodenkontaktzeit zu den empirisch am meisten untersuchten Merkmalen. Bezüglich der KSP-Höhe weisen die dabei bestimmten Werte innerhalb beider Geschlechter, unabhängig vom Leistungsniveau vergleichbare Werte auf. Sowohl Coh (2002) als auch Kampmiller et al. (1999) und McDonald & Dapena (1991) stellen bei der Untersuchung männlicher Hürdensprinter (IN & NN) mittlere KSP-Höhen von 1,23 m fest. Darüber hinaus kommt Coh (2003) bei der Untersuchung eines Sprinters (IN) auf Werte von 1,15 m an der 4. und 5. Hürde, was wiederum vergleichbar mit Ergebnissen von Salo & Grimshaw (1998) und Sidhu (2015) ist, die bei Sportlern nationalen Niveaus Ausprägungen von $1,20 \pm 0,03$ m beziehungsweise 1,15 m identifizieren. Sprinterinnen weisen auf internationalem Niveau im Vergleich zu den Männern mit 0,98 bis 1,04 m (Coh & Dolenc, 1996) und $1,09 \pm 0,03$ m (McDonald & Dapena, 1991) geringere KSP-Höhen auf. Lediglich bei der Untersuchung von vier Frauen auf nationalem Niveau wurden mit $1,14 \pm 0,03$ m Werte festgestellt, die in etwa denen von Männern entsprechen (Salo & Grimshaw, 1998).

Da während der Überquerung der Hürde und der anschließenden Landung eine möglichst geringe Reduzierung der horizontalen KSP-Geschwindigkeit als profitabel für die Gesamtlaufzeit angesehen werden kann, werden an dieser Stelle nur die Ergebnisse rezipiert, die einen Vergleich dieser beiden Merkmale ermöglichen. Bei Frauen (IN) werden Geschwindigkeitsverluste von 7,40 m/s auf 7,18 m/s (Coh & Dolenc, 1996) und von $8,33 \pm 0,11$ m/s auf

8,28 ± 0,11 m/s (McDonald & Dapena, 1991) identifiziert. Bei niedrigerem Leistungsniveau (NN) fallen die Geschwindigkeitsverluste mit 0,3 m/s im Mittel (von 6,9 ± 0,2 m/s auf 6,6 ± 0,3 m/s) größer aus (Salo & Grimshaw, 1998). Männer mit internationalem Leistungsniveau weisen Verluste der Geschwindigkeit im Bereich von 0,13 m/s (McDonald & Dapena, 1991) bis 0,28 m/s (Coh, 2003) auf. Sprinter mit geringerem Leistungsniveau (NN) zeigen mit mittleren Werten von 0,5 m/s (7,3 ± 0,2 m/s auf 6,8 ± 0,2 m/s) höhere Verluste (Salo & Grimshaw, 1998), wengleich Sidhu (2015) zeigt, dass auch ein Sprinter nationalen Niveaus geringere Verluste (0,28 m/s) realisieren kann.

Ebenso wie der Fuß-Hürden-Abstand vor der Hürde ist auch der Abstand von Fuß und Hürde nach der Überquerung eine wesentliche Einflussgröße der Überquerungshöhe. Dieser Abstand ist kürzer als der vor der Hürde, jedoch variieren die Werte bei gleichem Leistungsniveau zum Teil stark. Bei den Untersuchungen von Coh (2003) und Li et al. (2011) eines Sportlers (IN) werden Werte von 1,58 bis 1,61 m (Coh, 2003) und 1,32 bis 1,34 m (Li et al., 2011) festgestellt. Werte von 1,50 ± 0,15 m bei internationalen Topläufern (McDonald & Dapena, 1991) sowie 1,26 ± 0,15 m sieben männlicher Sportler ohne Angabe des Leistungsniveaus (McLean, 1994) verdeutlichen die angesprochenen Schwankungen. Für Sportler auf nationalem Niveau treten mit mittleren Abständen von 1,32 ± 0,11 m (Coh, 2002), 1,49 ± 0,14 m (Salo et al., 1997), 1,41 ± 0,09 m (Salo & Grimshaw, 1998) oder 1,58 m (Sidhu, 2015) ebenfalls Variationen auf. Bei der Untersuchung von Frauen (IN) zeigen Rash et al. (1990) mittlere Fuß-Hürden-Abstände von 0,98 ± 0,19 m. Ähnliche Ausprägungen stellen Coh & Dolenc (1996) mit Abständen zwischen 1,00 m (5. Hürde) und 1,13 m (4. Hürde), Mann & Herman (1985) mit Werten von 0,94 m bis 1,23 m und McDonald & Dapena (1991) mit 1,10 ± 0,17 m (4. Und 5. Hürde) fest. Sprinterinnen nationalen Niveaus weisen mit 1,19 ± 0,23 m im Vergleich dazu tendenziell größere Abstände auf (Salo et al., 1997).

Beim Vergleich der Bodenkontaktzeiten vor und nach der Hürdenüberquerung wird festgestellt, dass bei allen Stichproben nach der Hürde geringere Werte erzielt werden als beim Kontakt vor der Hürde. Darüber hinaus werden auf internationalem Niveau keine signifikanten Unterschiede zwischen Männern (91 ± 9 ms) und Frauen (87 ± 8 ms) identifiziert (McDonald & Dapena, 1991). Auch Coh (2003), McLean (1994) und Sidhu (2015) bestimmen mit 80 ms, 92 ms und 80 ms für männliche Sportler im Mittel Werte unterhalb von 100 ms. Höhere Werte werden sowohl für Männer - 110 ms (IN, Li et al., 2011) & 114 ± 10 ms (NN, Coh, 2002) - als auch für Frauen - 100 bis 120 ms (IN, Mann & Heman, 1985) & 120 ± 20 ms (IN, Rash et al., 1990) - ermittelt.

2.2.3.4 Zwischenhürdenlauf

Wie bereits erwähnt ist der Hürdensprint aufgrund der festen Abstände und Höhen der Hürden ein Zwangslauf, und die Schrittgestaltung (Schrittlänge und -frequenz) ist dementsprechend determiniert. Beispielsweise sind auf hohem Leistungsniveau (NN & IN) die Schrittlängen beim Hürdensprint kürzer als bei flachen Sprints (Strüder, 2013). Der erste Schritt nach Überquerung der Hürde ist stark geprägt vom Hürdenschritt und der Kürzeste der drei Zwischenhürdenschritte (Baumann et al., 1986a). Dies hängt damit zusammen, dass die oben beschriebenen Charakteristiken der Überquerung dazu führen, dass die Landung auf zwei Schritte „verteilt“ wird, um den Geschwindigkeitsverlust so gering wie möglich zu halten. Umfassende Daten zum Zwischenhürdenlauf, die vornehmlich aus Wettkampfuntersuchungen internationaler Meisterschaften stammen (Baumann et al., 1986b; Graubner & Nixdorf, 2011; Müller & Hommel, 1997; Poon & Kuitunen, 2010) liegen lediglich für Abschnittszeiten zwischen (einzelnen) Hürden und daraus abgeleitet für die entsprechenden mittleren Geschwindigkeiten vor. Tabelle 11 gibt einen Überblick über die Ausprägungen der Abschnittszeiten und mittleren Geschwindigkeiten in Abhängigkeit des Geschlechts. Die angegebenen Werte repräsentieren die Bandbreite der gemessenen Werte ohne Differenzierung nach den einzelnen Hürden eines Laufes.

Tabelle 11: Abschnittszeiten [s] und mittlere Geschwindigkeiten [m/s] des Zwischenhürdenlaufs männlicher und weiblicher Sportler (IN).

Geschlecht	Quelle	Abschnittszeit [s]	Geschwindigkeit [m/s]
Männer	Coh (2003)	-	8,83
	Graubner & Nixdorf (2011)	0,99 – 1,14	8,5 – 9,3
	Müller & Hommel (1997)	0,98 – 1,14	8,0 – 9,3
	Poon (2010)	1,01 – 1,04	maximal 9,12
	Baumann et al. (1986)	0,98 – 1,02	-
Frauen	Coh & Dolenc (1996)	0,98 – 1,04	7,87
	Graubner & Nixdorf (2011)	0,95 – 1,08	8,3 – 9,0
	Müller & Hommel (1997)	0,94 – 1,08	7,9 – 9,0
	Poon (2010)	0,98 – 1,02	maximal 8,72
	Baumann et al. (1986)	0,96 – 1,02	7,9 – 8,9

2.3 Zusammenfassung

Ziel aller leichtathletischen Sprintdisziplinen ist eine möglichst hohe Laufgeschwindigkeit in jedem Abschnitt der Strecke (Hay, 1993; Abbildung 7). Die maximale Sprintgeschwindigkeit wird durch die Schrittlänge und Schrittfrequenz bestimmt, welche in einem inversen Verhältnis stehen (Hay, 1994). Wie im Rahmen der Aufarbeitung des Forschungsstandes (Kapitel 2.2) gezeigt werden konnte, hängt die Relation von verschiedenen Faktoren ab und kann auch bei Sprintern des höchsten Leistungsniveaus in unterschiedlichen Rennen variieren (Hay, 1993). Die beiden zentralen Merkmale von Sprintern auf höchstem Leistungsniveau (IN) sind eine kurze Bodenkontaktzeit, die wiederum zu einer hohen Schrittfrequenz führt, und eine optimale Schrittlänge ohne übermäßig lange Flugzeit. Bezüglich der Bodenkontaktzeit weisen Topsprinter Werte von bis zu unter 90 ms auf (Baumann et al., 1986; Moravec et al., 1988), während langsamere Sprinter bis zu 30 ms höhere Kontaktzeiten erreichen (Mero et al., 1992; Bushnell & Hunter, 2007; Mattes et al., 2014, Tabellen 5 & 6). Darüber hinaus wird gezeigt, dass die Bodenkontaktzeiten von Sprintern im Rahmen einer Saison eine relative Stabilität aufweisen (Mattes et al., 2014). Die Notwendigkeit einer differenzierten Diagnostik und gezielten Ansteuerung der biomechanischen Einflussgrößen in unterschiedlichen Phasen der Trainingsperiodisierung bei Konstanzhaltung und ständiger Kontrolle der Stützzeiten wird dementsprechend von den Autoren als wichtige Maßnahme zur Verbesserung der Sprintleistung angesehen.

Für die Ausprägung der Schrittlänge und deren Relation zur Schrittfrequenz liegen vor allem bei maximaler Sprintgeschwindigkeit inkonsistente Ergebnisse vor (Tabellen 7 und 8). Einerseits wird die Schrittlänge als wichtigster Faktor zur Realisierung einer maximalen Geschwindigkeit angesehen (Gajer et al., 1999). Andere Ergebnisse stellen die Bedeutung der Schrittfrequenz in den Vordergrund (Ae et al., 1992; Mackala, 2007; Mann & Herrman, 1985). Längsschnittstudien männlicher Sprinter auf internationalem Leistungsniveau zeigen ebenso variierende Ausprägungen der Schrittlängen- Schrittfrequenz-Relation in unterschiedlichen Rennen eines Sportlers (Salo et al., 2011). Die Schrittfrequenz wird in der Regel durch ein geringes Körpergewicht der Sprinter und kurze Extremitätenlängen begünstigt. Im Gegensatz dazu führen eine höhere Explosivkraft und eine größere Muskelmasse zur Erhöhung der Schrittlängen (Gajer et al., 1997; Harland & Steele, 1997; Hunter et al., 2005). Ungeachtet der teils inkonsistenten Ergebnisse sollte die Interaktion von Schrittlänge und Schrittfrequenz zur Verbesserung der Sprintleistung durch Training und im Rahmen leistungsdiagnostischer Messungen stets berücksichtigt werden. In Abhängigkeit der individuellen anatomischen, konditionellen und bewegungstechnischen Leistungsvoraussetzungen sind unterschiedliche Relationen von Schrittlänge und Schrittfrequenz bei vergleichbarer Sprintgeschwindigkeit möglich. Trotz Unterschieden in der

Schrittfrequenz und Schrittlänge ist eine kurze Bodenkontaktzeit von unter 100 ms für das Erreichen eines internationalen Leistungsniveaus unabdingbar.

Für den Langsprint werden auftretende Geschwindigkeitsunterschiede zwischen Sportlern unterschiedlicher Leistungsniveaus vor allem durch signifikante Unterschiede der Schrittlängen zu Beginn des Rennens erklärt. Maximale Schrittlängen weiblicher Sportler auf internationalem Niveau sind bei vergleichbaren Körpergrößen durchschnittlich 8 cm höher als die von langsameren Läuferinnen. Bei Männern liegen Unterschiede von 13 cm vor. Bezüglich der Schrittfrequenzen weisen männliche Sprinter unabhängig vom jeweiligen Leistungsniveau mit 3,96 Hz (IN) und 3,95 Hz (NN) vergleichbare Werte auf (Gajer et al., 2007; Hanon & Gajer, 2009). Im Gegensatz dazu interpretieren Hobara et al. (2010) einen größeren Verlust der Schrittfrequenz (17 %) im Vergleich zum Verlust der Schrittlänge (10 %) dahingehend, dass die Schrittfrequenz einen höheren Einfluss auf die Geschwindigkeit hat. Zur Ausprägung der Bodenkontaktzeiten liegen für den Langsprint nur sehr eingeschränkt empirische Erkenntnisse vor. Nummela et al. (1996) stellen einen Anstieg der Bodenkontaktzeiten um $20,0 \pm 2,8$ % bei männlichen Sprintern (NN) und $13,3 \pm 1,8$ % bei weiblichen Sprintern (IN & NN) im Verlauf des Rennens fest. Der Zeitpunkt des Beginns des Anstiegs zeigt dabei einen signifikanten Zusammenhang zum Geschwindigkeitsverlust und kann somit als Einflussgröße der Leistung im 400 m Sprint angesehen werden.

Im Rahmen des Hürdensprints kommt aufgrund der vorgegebenen Abstände zwischen den Hürden, den Einflussgrößen Schrittlänge und -frequenz keine mit den anderen Sprintdisziplinen vergleichbare Bedeutung zu. Athleten unterschiedlicher Leistungsniveaus unterscheiden sich primär durch die Dauer der Hürdenüberquerung. Diese liegt bei männlichen Athleten auf internationalem Leistungsniveau zwischen 330 und 360 ms, während langsamere Athleten Werte von über 380 ms erzielen. Die Überquerungsdauern bei Frauen auf internationalem Leistungsniveau liegen mit 270 – 340 ms unter denen der Männer. Für geringere Leistungsniveaus liegen für Frauen derzeit keine Ergebnisse vor. Bei der Untersuchung der Bodenkontaktzeiten vor und nach der Hürdenüberquerung wird festgestellt, dass bei allen Stichproben nach der Hürde geringere Werte erzielt werden als beim Kontakt vor der Hürde. Zu erwähnen ist jedoch an dieser Stelle, dass die Untersuchung biomechanischer Merkmale im Hürdensprint hauptsächlich Stichproben höherer Leistungsniveaus umfasst. Es wird zwar festgestellt, dass sowohl die Hürdenüberquerungsgeschwindigkeit als auch die Laufgeschwindigkeit mit fallendem Leistungsniveau und steigender Streckenlänge tendenziell abnimmt (Coh, 2003; Li et al., 2011; McDonald & Dapena, 1991; Salo & Grimshaw, 1998; Salo et al., 1997; Salo & Scarborough, 2006; Sidhu, 2015). Welche Einflussfaktoren jedoch dazu führen und wie diese sich in Abhängigkeit des Leistungsniveaus und der Streckenlänge entwickeln, ist bisher kaum untersucht.

Um darzustellen welche Leistungsvoraussetzungen Sprinter aufweisen müssen, um die im zurückliegenden Kapitel verdeutlichten Ausprägungen der biomechanischen Einflussgrößen realisieren zu können, werden im folgenden Kapitel grundlegende Aspekte einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik im leichtathletischen Sprint dargestellt. Dabei wird aufgezeigt, welche Aufgaben der trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik zukommen, welche Faktoren das sportartspezifische Anforderungsprofil eines Sprinter beinhaltet und welche Messsysteme und -methoden zur biomechanischen Analyse des Sprints eingesetzt werden können.

3 Trainingswissenschaftliche Leistungsdiagnostik im Sprint

3.1 Aufgaben trainingswissenschaftlicher Leistungsdiagnostik

Im Sinne eines auf die Optimierung der sportlichen Leistung abzielenden Prozesses ist es Aufgabe der trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik, die sportliche Leistung und Leistungsfähigkeit zu strukturieren. Dazu gehören primär die Priorisierung von (biomechanischen) Einflussgrößen und deren innere Ordnung. Des Weiteren soll im Rahmen einer trainingspraktischen Leistungsdiagnostik mittels eines Ist-Sollwert-Vergleiches die Identifikation von Stärken und Schwächen sowie die Kontrolle des Trainingserfolges erfolgen (Hohmann et al., 2010; Letzelter & Letzelter, 1982). Schnabel et al. (2005) definieren Leistungsdiagnostik in diesem Sinne als Komplex von Verfahren zur Erfassung und Beurteilung der sportlichen Leistung und Leistungsfähigkeit auf der Grundlage von Kennwerten, Kennlinien und Merkmalen des Leistungsvollzuges und Leistungsvoraussetzungen. Eingeschlossen werden dabei die Relationen der ermittelten Daten, die als Struktur der sportlichen Leistung verstanden werden. Zur Gewinnung leistungsdiagnostischer Daten sind Verfahren notwendig, die auch eine Ermittlung von Normen ermöglichen. Die in Kapitel 2 dargestellten biomechanischen Merkmale können in diesem Sinne als ideale Normen verstanden werden, die aus den Leistungen von leistungsstarken Sportlern oder aus theoretischen Modellen abgeleitet werden. Des Weiteren beinhalten sogenannte statistische Normen in der Regel Mittelwerte und Streuungsmaße für spezifische Stichproben und Adressatengruppen (Hohmann et al., 2010), welche sich ebenfalls im vorangegangenen Kapitel widerspiegeln. Relevante Daten können auf der einen Seite mit Messsystemen und -methoden gewonnen werden, deren Einsatz in Training oder Wettkampf möglich ist. Dazu zählen beispielsweise typische Zeitmessverfahren oder Weitenermittlungen, die auch auf verschiedene Trainingsübungen angewendet werden können, sodass eine Einbeziehung der Trainingsübungen als Tests zur Ermittlung der Leistung möglich ist. So gibt etwa die Zeit eines fliegenden 30 m Sprints Auskunft über die zyklische Sprintschnelligkeit. Auf der anderen Seite werden Verfahren, vornehmlich aus der trainingswissenschaftlichen Forschung, zur Erhebung eingesetzt, um für eine Leistungsdiagnostik verwertbare Daten zu generieren. Dazu gehören meist biomechanische Mess- und Auswertungsverfahren, sportmotorische Tests oder sportmedizinische Verfahren. Häufig werden diese Verfahren unter Laborbedingungen bei Zuhilfenahme leistungsfähiger apparativer Instrumente durchgeführt. Dabei ergeben sich aufgrund des Aufwandes allerdings Restriktionen für den Einsatz in Training und Wettkampf (Schnabel et al., 2005).

Die beiden Varianten leistungsdiagnostische Daten zu gewinnen weisen Überschneidungen auf. Beispielsweise werden sportmotorische Tests oft basierend auf Trainingsübungen aufgebaut oder biomechanische Einflussgrößen werden durch die Erhebung kinematischer Daten in Training

oder Wettkampf gewonnen. Speziell trainingswissenschaftliche und biomechanische Verfahren weisen dabei mit Untersuchungszielen wie Technikanalyse, -optimierung und -steuerung, Konditionsanalyse, -optimierung und -steuerung, Leistungsprognose oder Belastungsanalyse enge Überschneidungen auf (Ballreich & Baumann, 1996; Hohmann et al., 2010). Diese Überschneidungen lassen sich an Theorien zum sportmotorischen Messplatztraining veranschaulichen, bei denen vor allem die Verwertbarkeit erhobener Daten für die Sofort- beziehungsweise Schnellinformation im Vordergrund steht (Daug's & Igel, 2000). Dabei werden vornehmlich in der Praxis des Spitzensports computergestützte Mess- und Informationssysteme durch die Gestaltung spezieller Messplätze mit dem Ziel die sportmotorische Technik durch gezielte und sofortige Rückmeldungen anzusteuern und zu verbessern in den Trainingsalltag integriert. Es existieren im Wesentlichen vier Ansätze zur Vervollkommnung einer sportmotorischen Technik:

1. Schnellinformation nach Farfel (1977);
2. Messplatztraining am FKS/IAT (Stark, 1986; u.a.);
3. eine technologisch-orientierte, empirische Grundlagenforschung zum sportmotorischen Lernen und Techniktraining (Daug's, 1988);
4. biomechanische Leistungsdiagnostik und Technikansteuerung (Ballreich, 1981, 1983)

Aufgrund des inhaltlichen Fokus der vorliegenden Arbeit wird im Folgenden auf eine ausführliche Darstellung der drei ersten Ansätze verzichtet.

Ballreichs Ansatz diskutiert den funktionellen Zusammenhang von sportmotorischer Leistungsdiagnostik und Technikansteuerung und ist ein wesentliches Beispiel für den oben dargestellten Zusammenhang und die Überschneidungen von Biomechanik und Trainingswissenschaft (Ballreich, 1981; Daug's & Igel, 2000). In dem Verständnis des Ansatzes von Ballreich (1981, 1983) besteht ebenfalls ein Zusammenhang zwischen der Diagnostik und der Ansteuerung sportmotorischer Techniken. Dabei bildet der Bereich der Diagnostik die Voraussetzung für die Anwendung von Maßnahmen der Ansteuerung, zum Beispiel die Durchführung gezielter Trainingsinterventionen zur Verbesserung des konditionellen Leistungsniveaus. Die Ansteuerungsmaßnahmen haben dementsprechend eine Änderung des Leistungs- oder Qualifikationszustands zum Ziel. Der empirische Gehalt eines diagnostischen Kausalzusammenhangs ist von der Güte/Effizienz der Ansteuerungsmaßnahme jedoch unabhängig. Diese Unabhängigkeit ist wechselseitig, das heißt, dass auch die Güte der Ansteuerungsmaßnahme unabhängig vom empirischen Gehalt des diagnostischen Befundes ist (Ballreich, 1983).

Das Zentrum aller leistungsdiagnostischen Maßnahmen bildet eine Strukturierung der jeweiligen sportlichen Leistung, die zumeist zu sportartspezifischen Anforderungsprofilen führt und vor deren Hintergrund diskutiert und interpretiert wird. Dabei werden Ausprägungen von Merkmalen dargestellt, die für bestimmte Leistungsniveaus charakteristisch sind und als

Normen während eines Ist-Sollwert-Vergleiches genutzt werden (Hohmann et al., 2010; Letzelter & Letzelter, 1982). Zur Untersuchung einer sportmotorischen Technik oder eines Anforderungsprofils unterscheidet Ballreich (1983) zwischen Beschreibungsmerkmalen und Einflussgrößen. Ein biomechanisches Merkmal wird als Einflussgröße eingestuft, wenn durch Variation des Merkmals (im Sprint zum Beispiel die Schrittfrequenz) die Zielgröße (die 100 m Zeit im Sprint) in Richtung des angestrebten Sollwertes verändert (in der Regel also verbessert) wird. Auf eine ausführliche Definition und Diskussion biomechanischer Einflussgrößen nach Ballreich wird an dieser Stelle verzichtet. Diese findet sich u.a. bei Ballreich & Baumann (1996) und wird in der vorliegenden Arbeit in diesem Verständnis verwendet.

Der Prozess der Analyse einer Leistungsstruktur und die damit verbundene Entwicklung eines sportartspezifischen Anforderungsprofils erfolgt in drei Schritten: 1) Hierarchisierung, 2) Priorisierung, 3) interne Ordnung (Hohmann et al., 2010; Letzelter & Letzelter, 1982).

Im ersten Schritt, der Hierarchisierung, soll in Form eines Modells die sportliche Realität/Leistung mit ihren wichtigsten Erscheinungen und Zusammenhängen abgebildet werden. Dazu werden aufeinander aufbauende Modellebenen konzipiert, in denen Merkmale einer Ebene einen vergleichbaren inhaltlichen und begrifflichen Abstraktionsgrad aufweisen. Beispielsweise ist die 100 m Zeit komplexer als Teilzeiten eines einzelnen Abschnittes (zum Beispiel die Phase der maximalen Geschwindigkeit), welche wiederum komplexer sind als zu Grunde liegende Leistungsvoraussetzungen, wie die zyklische Schnelligkeit (Hohmann et al., 2010).

In der Leistungsdiagnostik werden deterministische, indeterministische und kombinierte Modelle unterschieden (Ballreich & Baumann, 1996). Bei einem deterministischen Modell werden Unterschiede in der Zielgröße vollständig durch Unterschiede in den Einflussgrößen erklärt. Solche Modelle sind dann einsetzbar, wenn eine komplexe Leistung (zum Beispiel die Weite im Weitsprung) in Teilleistungen (beispielsweise Teilweiten) zerlegbar ist (Abbildung 12).

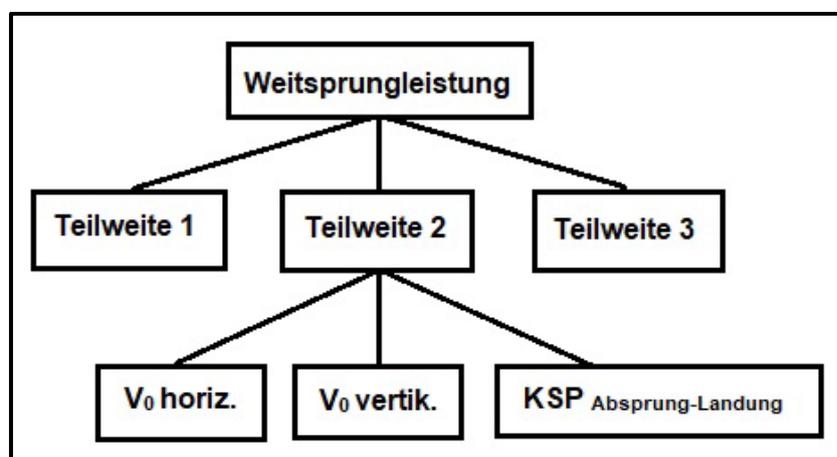


Abbildung 12: Deterministisches Modell der Weitsprungleistung. Modifiziert nach Hohmann et al. (2010).

Innerhalb indeterministischer Modelle hingegen reichen die Einflussgrößen nicht aus, um alle Unterschiede der Zielgröße zu erklären. Diese finden sich meist bei Ansätzen, in denen eine Zielgröße mit Leistungsvoraussetzungen erklärt werden soll. Am Beispiel einer 400 m Zeit in einem Wettkampf verdeutlicht heißt dies, dass ein Rest an Modellaufklärung auf die Eigenheit während der Realisierung im Wettkampf (zum Beispiel Gegenwind, psychische Anspannung usw.) zurückgeführt werden muss, die in keinem Fall nur mit überdauernden Leistungsvoraussetzungen begründbar ist. Häufig werden durch die Zunahme weiterer, aufgrund logischer und fachwissenschaftlicher Befunde, als leistungsrelevant eingestufte Merkmale (zum Beispiel Schrittfrequenzen oder Bodenkontaktzeiten) beider Modellformen in kombinierten Modellen (Abbildung 15) zusammengeführt. Das bedeutet, dass zwischen zwei Ebenen entweder ein deterministischer oder ein indeterministischer Zusammenhang besteht. Dies führt zu probabilistischen Zusammenhängen sowie unvollständiger Varianzaufklärung der entsprechenden Einfluss- und Zielgrößen (Ballreich, 1983; Hohmann et al., 2010; Letzelter & Letzelter, 1982).

Typisch für kombinierte Modelle sind Leistungspyramiden, bei denen die Strukturierung auf verschiedenen Modellebenen erfolgt. Der Komplexitätsgrad nimmt sukzessive von Ebene zu Ebene zu und die unteren Ebenenmerkmale werden über die oberen wirksam. Aufschluss über ebeneninterne und -übergreifende Zusammenhänge der internen Ordnung können durch korrelationsstatistische Verfahren ermittelt werden.

Im zweiten Schritt einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik erfolgt die Priorisierung nach Einflusshöhen. Aufbauend darauf lassen sich für das Training erforderliche Trainingsziele bestimmen. Ausgangspunkt ist die Bestimmung der Merkmale, welche den größten Einfluss auf die sportliche Leistung haben. Anzumerken ist hierbei, dass empirisch nachgewiesene Einflussgrößen und daraus abgeleitete Trainingsziele nicht zwingend die gleiche Reihenfolge aufweisen (Letzelter & Letzelter, 1982). Die Priorisierung ist somit von der Platzierung der Einflussgröße und der entsprechenden Trainierbarkeit abhängig. Der Priorisierungsprozess verläuft in vier Schritten: 1) Bestimmung aller hypothetisch leistungsrelevanten Merkmale; 2) Auswahl der logisch leistungsrelevanten Merkmale; 3) Bestimmung der empirisch-statistisch leistungsrelevanten Merkmale und 4) Bestimmung der Reihenfolge dieser Merkmale (Hohmann et al., 2010).

Alle Merkmale, denen eine prinzipielle Relevanz für die Leistungsfähigkeit beigemessen wird und die grundsätzlich durch Training angesteuert werden (können), sind im Sinne des erstgenannten Schrittes hypothetisch leistungsrelevant. Dies bedeutet im Umkehrschluss jedoch noch nicht, dass die tatsächliche Bedeutung dieser Merkmale statistisch belegt ist. Sie werden zunächst nur durch praktische Erfahrungen legitimiert (Hohmann et al., 2010).

Im zweiten Schritt werden Merkmale als logisch leistungsrelevante eingestuft, wenn deren Bedeutung für die Wettkampfleistung logisch ist und sie einen nachvollziehbaren Einfluss auf die Wettkampfleistung haben.

Empirisch-statistisch leistungsrelevante Merkmale sind jene, in denen sich die Ausprägungen leistungsstärkerer von leistungsschwächeren Athleten überzufällig, also statistisch signifikant, unterscheiden. Zur Überprüfung der statistischen Relevanz werden in der Regel varianzanalytische oder korrelationsstatistische Verfahren eingesetzt. Während eine varianzanalytische Überprüfung dabei lediglich Unterschiede zwischen Gruppen (zum Beispiel Anfängern oder Fortgeschrittenen) bezüglich eines gewissen Merkmals identifizieren kann, wird mit Hilfe von Korrelationsverfahren der Zusammenhang zwischen Einfluss- und Zielgröße ermittelt. Je höher der Zusammenhang, desto mehr Einfluss hat das Merkmal und sollte als Trainingsziel priorisiert werden. Bei einer spezifischen Zielgruppe festgestellte Zusammenhänge sind dabei nicht verallgemeinerbar und je nach Leistungsniveau muss geprüft werden, ob und wie leistungsrelevante Zielgrößen durch Training noch angesteuert und verbessert werden können (Hohmann et al., 2010; Letzelter & Letzelter, 1982).

Im Rahmen der Bestimmung der inneren Ordnung eines Modells wird das Ziel verfolgt, das komplexe Beziehungsgeflecht zwischen einzelnen Merkmalen in horizontaler (ebenenimmanent) und vertikaler (ebenenübergreifend) Ausrichtung empirisch zu bestimmen. Damit wird bei einem Pyramidenmodell unter allen relevanten Einflussgrößen eine nachvollziehbare Grundordnung hergestellt. Häufig werden dabei explorative oder konfirmatorische Faktorenanalysen genutzt. Empfehlenswert ist, zunächst die zugrunde liegenden Daten auf Basis korrelativer Beziehungen zwischen Merkmalen einer Ebene zu Merkmalsgruppen zusammenzufassen, die mehrere strukturähnliche Merkmale vereinen. Dadurch kann einem größeren Variablensatz eine geordnete Struktur verliehen werden. Es handelt sich also zunächst um ein daten- beziehungsweise dimensionsreduzierendes Verfahren, wodurch Zusammenhänge (Korrelationen) zwischen mehreren Merkmalen durch synthetische oder latente Variablen erklärt werden (Bortz & Döring, 2016). Zur ebenenübergreifenden (vertikalen) Bestimmung der internen Ordnung, bieten sich multiple Regressionsanalysen an, da damit korrelationsstatistische Zusammenhänge zwischen einer oder mehreren Einflussgrößen und der Zielgröße festgestellt werden können. Anwendungen solcher korrelationsanalytischen Verfahren zur Ordnung der Einflussfaktoren im Sprint finden sich bei Hunter et al. (2004a, Abbildung 13) oder Hohmann et al. (2001, Abbildung 14).

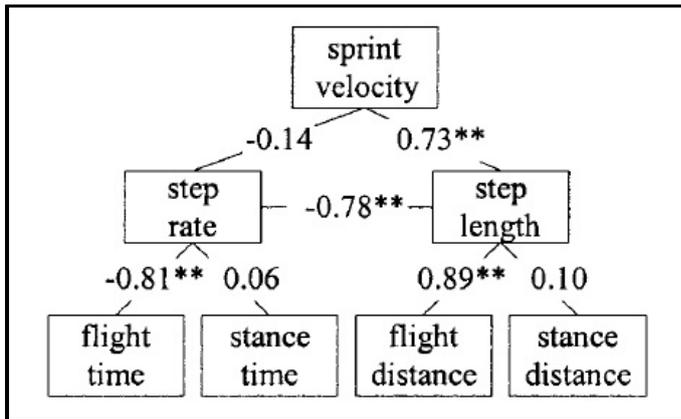


Abbildung 13: Einflussfaktoren der Sprintgeschwindigkeit (Hunter et al., 2004a)

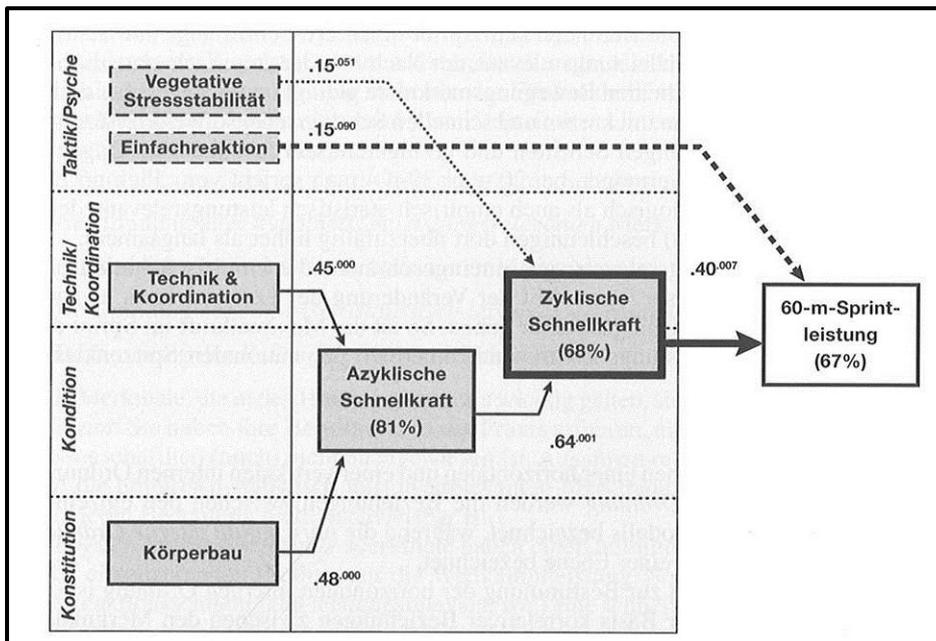


Abbildung 14: Pfadanalytische Strukturierung der Sprintleistung bei Nachwuchsathleten (Hohmann et al., 2001)

3.2 Leistungsstruktur und Anforderungsprofil des leichtathletischen Sprints

Abbildung 15 zeigt zwei kombinierte Modelle der Sprintleistung, auf deren oberer Ebene die Zielgröße die 40 m Sprintzeit ist. Wie aus der Abbildung hervorgeht, lassen sich in Abhängigkeit der disziplinspezifischen Betrachtungsweise (trainingswissenschaftlich oder bewegungswissenschaftlich/biomechanisch) auf den unteren indeterministischen Ebenen verschiedene Merkmale platzieren. Je tiefer gelegen die Ebenen sind, desto mehr Einflussgrößen werden berücksichtigt (Letzelter & Letzelter, 1982).

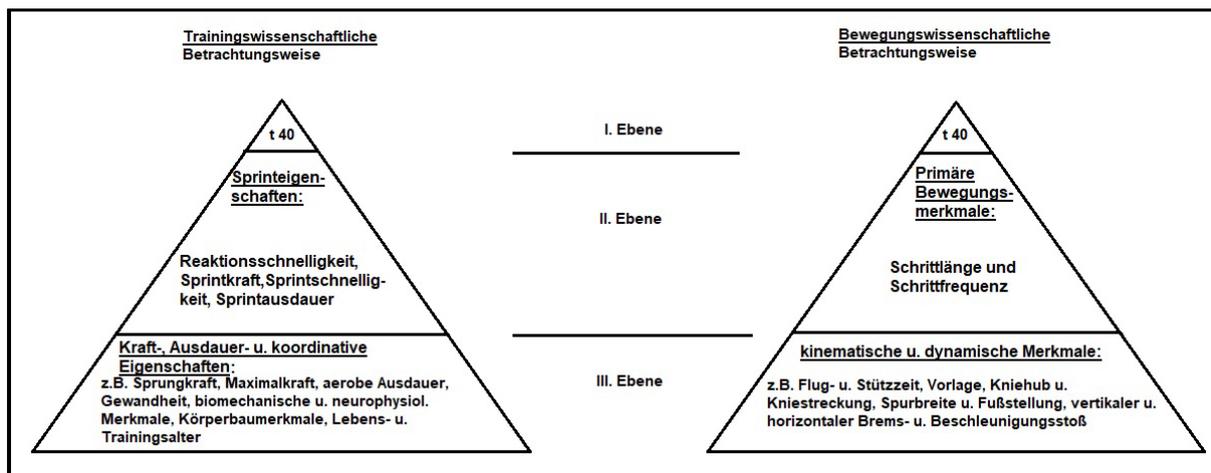


Abbildung 15: Kombinierte Modelle zur Strukturierung der Sprintleistung (Letzelter & Letzelter, 1982).

Da eine ausführliche Darstellung des Forschungsstandes zu biomechanischen Einflussgrößen im Sprint (Abbildung 15, rechte Pyramide) bereits in Kapitel 2 erfolgte, wird ergänzend im Folgenden die Leistungsstruktur und das Anforderungsprofil eines Sprinters aus trainingswissenschaftlicher Perspektive dargestellt. Aus dieser Perspektive stellen die Sprintdisziplinen hohe Anforderungen an konditionelle, koordinative und technische Fähigkeiten der Athleten, um die jeweils notwendigen Ausprägungen der biomechanischen Einflussgrößen realisieren zu können.

Nummela et al. (1994) verdeutlichen einerseits die Änderungen der biomechanischen Merkmale in unterschiedlichen Intervallen (100 m, 200 m und 400 m) und heben andererseits die disziplinübergreifenden Aspekte und Anforderungen hervor: In den schnelligkeits- und schnellkraftdominanten leichtathletischen Sprintdisziplinen müssen die Athleten in der Lage sein innerhalb der sehr kurzen Zeit des Bodenkontakts (sowohl für flache als auch für Hürdensprints bis zu unter 100 ms) sehr hohe Kräfte zu erzeugen und zweckmäßig, das heißt vortriebswirksam, einzusetzen (Mann & Murphy, 2015; Mero et al., 1992; Nummela et al., 2007). Während der Phase maximaler Geschwindigkeit steht dabei die Minimierung des horizontalen Bremsimpulses im Vordergrund. Um dies zu gewährleisten, ist ein geringes Nachgeben im Stützbeinknie erforderlich (Hunter et al., 2005). Während der kurzen Bodenkontaktphase muss ein vertikaler Kraftimpuls erzeugt werden, der einen langen Sprintschritt ermöglicht. Der vertikale Beschleunigungsimpuls wird vornehmlich durch die Streckung im Hüft-, Knie- und Sprunggelenk beeinflusst. Dabei sind die vertikal auftretenden Kräfte mit bis zum 3,5-fachen des Körpergewichts deutlich größer als die horizontalen Kräfte, die im Bereich des Körpergewichts liegen (Baumann et al., 1986a). Das heißt im Umkehrschluss, dass Sprinter trotz der relativ geringen Abflugwinkel im maximalen Sprint einen Großteil der eingesetzten Kraft in vertikaler Richtung ausüben müssen.

Solche hochdynamischen Bewegungen können nur unter Ausnutzung von Reflexaktivitäten im Dehnungs-Verkürzung-Zyklus realisiert werden, was die

Bedeutung der Reaktivkraft bei allen Sprintdisziplinen unterstreicht (Chelly & Denis, 2001). Neben den metabolischen üben dementsprechend vor allem neuromuskuläre Prozesse Einfluss auf die Sprintleistung aus. In Anlehnung an Daley et al. (2007) kann der leichtathletische Sprint als eine komplexe, mehrgelenkige Bewegung definiert werden, bei der eine verbesserte Koordination zu Kraftanstiegen und damit in der Regel zu höheren Geschwindigkeiten führt. Insbesondere die zusätzlichen technischen Anforderungen der Hürdendisziplinen erfordern adäquate Ansteuerungsstrategien des zentralen Nervensystems sowohl im Training als auch im Wettkampf. Vor allem das Zusammenspiel von Agonist(en), Antagonist(en) und Synergist(en) spielt dabei eine entscheidende Rolle. Um die Geschwindigkeit zu erhöhen, müssen die beteiligten Muskelgruppen und Bewegungen gezielt angesteuert und entsprechend trainiert werden (Ross et al., 2001). Die dabei durchgeführten Trainingsübungen mit dem Fokus der Verbesserung des Schnellkraftniveaus sollten sowohl bezüglich der Bewegungsamplitude (Newton & Kraemer, 1994) als auch der Bewegungsgeschwindigkeit möglichst der realen Sprintbewegung entsprechen und hohe Kräfte bei gleichzeitig hohen Geschwindigkeiten realisieren (Majumdar & Robergs, 2011).

Zur Erhöhung der Schrittlänge sollten Schwerpunkte im Training auf eine Vergrößerung der Muskelmasse, der vertikalen Bodenreaktionskraft (Weyand et al., 2000) sowie der Beweglichkeit (Bezodis et al., 2008) gelegt werden. Eine Steigerung der Schrittfrequenz wird durch eine höhere neuronale Aktivierung erreicht, welche beispielsweise durch supramaximale Sprints verbessert werden kann (Mero & Komi, 1985). In einer Studie von Chelly & Denis (2001) wird gezeigt, dass durch ein höheres Kraftniveau der unteren Extremitäten sowohl Sprung- als auch Sprintleistungen verbessert werden können. Dies ist vergleichbar mit den Ergebnissen von Morin & Belli (2003), die signifikante Korrelationen zwischen den Geschwindigkeiten bei 20 m, 40 m und 60 m sowie der Zeit bis zum Erreichen der maximalen Geschwindigkeit und der Maximalkraft der unteren Extremitäten feststellen. Die Autoren sagen darüber hinaus aus, dass Sprungkraft der beste Indikator für Sprintleistungen ist und Sprungtests geeignete Verfahren zur Evaluation der Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten darstellen (Morin & Belli, 2003). Hohe Kontraktionsgeschwindigkeiten in Verbindung mit schnellem Dehnungsverhalten deuten darauf hin, dass vor allem die Explosivkraftfähigkeit der Hüft- und Knieextensoren maßgeblich zur Verbesserung der Sprintfähigkeit in allen Sprintphasen beitragen. Für die Startphase ist vor allem die Bedeutung der Hüftstreckmuskulatur nachgewiesen (Bezodis et al., 2015; Brazil et al., 2016; Mero et al., 2006; Slawinski et al., 2010b). Bisherige Studien zeigen, dass die erreichten Leistungen bei vertikalen und horizontalen Sprüngen mit den Ergebnissen im Sprint korrelieren und darüber hinaus aufgrund ähnlicher Kraft-Zeit-Charakteristika gut als mögliche Trainingsformen zur Verbesserung der

Sprintleistung eingesetzt werden können (Berthoin et al., 2001; Bret et al., 2002; Hennessy & Kilty, 2001; Kale et al., 2009; Loturco et al., 2015; Tomažin & Čoh, 2003). So zeigen Tomažin & Čoh (2003), dass die Sprintgeschwindigkeiten beim Start, bei 10 m, von 10 bis 20 m und von 20 bis 30 m mit der Sprunghöhe bei Squat Jumps (SJ), sowie die maximale Geschwindigkeit bei 20 m mit der Leistung bei Dropjumps (DJ) korrelieren. Dies ist vergleichbar mit Ergebnissen von Kale et al. (2009), die bei der Durchführung vertikaler und horizontaler Sprungtests die höchste signifikante Korrelation ($r=0,69$; $p<0,05$) zwischen der Sprunghöhe bei DJ und der maximalen Geschwindigkeit bei 20 m ermitteln. Bret et al. (2002) zeigen ebenfalls, dass die Leistung bei Countermovement Jumps (CMJ) signifikant mit der 100 m Zeit ($r=0,74$; $p<0,001$) und der mittleren Geschwindigkeit der Phasen 0 bis 30 m, 30 bis 60 m und 60 bis 100 m ($r=0,75$; $p<0,01$) korrelieren. Als Prädiktor der Startzeit (2,5 m Zeit) ermittelt Young (1995) den Kraftpeak eines CMJ mit 120° Kniewinkel ($r=0,86$; $p<0,05$) und für die maximale Sprintgeschwindigkeit wird eine signifikante Korrelation ($r=0,80$; $p<0,05$) mit der aufgebrauchten Kraft 100 ms nach Beginn der Sprungbewegung festgestellt. Die Bedeutung reaktiver Kraftergebnisse unter Ausnutzung des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus zum Erreichen hoher Geschwindigkeiten im maximalen Sprint verdeutlichen die signifikante Korrelation zwischen der Sprunghöhe im Dropjump und der maximalen Geschwindigkeit ($r=0,69$; $p<0,05$) bei Kale et al. (2009) sowie ($r=0,72$; $p<0,01$) bei Mero (1985). Für horizontale Sprungformen werden nur geringe ($r=0,09$ bis $r=0,576$) und meist nicht signifikante Korrelationen mit Leistungswerten und Einflussgrößen des Sprints (100 m Zeit, maximale Geschwindigkeit, Schrittlänge, Bodenkontaktzeit, Schrittfrequenz) identifiziert (Dobbs et al., 2015; Kale et al., 2009; Osinski, 1988). Lediglich Loturco et al. (2015) bestimmen hohe Korrelationen ($r=-0,81$; $p<0,01$) zwischen der Sprungweite eines Standweitsprungs und der 100 m Bestzeit der Stichprobe (NN). Miguel & Reis (2004) zeigen, dass die maximale Sprintgeschwindigkeit sowie die Sprintleistung (400 m Zeit) signifikant mit den Leistungen eines 30 s Reboundjump-Tests, der im Vergleich zu anderen vertikalen Sprungtests vor allem eine anaerob-laktazide Charakteristik aufweist, korrelieren ($r=-0,75$; $p<0,01$). Ebenso zeigen die Ergebnisse signifikante Unterschiede ($p<0,05$) zwischen Athleten verschiedener Leistungsniveaus ($<49,00$ s vs. $>49,00$ s). Dies verdeutlicht die höhere Bedeutung der Maximal- und Explosivkraftfähigkeiten zu Beginn eines Sprints und die zunehmende Bedeutung der reaktiven Kraftfähigkeiten unter Ausnutzung von Reflexaktivitäten sowie die höheren Einflüsse anaerober Stoffwechselfvorgänge bei steigender Streckenlänge (Gambetta, 1991; Stolecka-Warzecha et al., 2016; Zouhal et al., 2010).

Schlussfolgernd stellen vertikale Sprünge sowohl nützliche Trainingsinhalte als auch elementare Testübungen im Rahmen einer Leistungsdiagnostik des leichtathletischen Sprints dar und sollten kontinuierlich eingesetzt und die

entsprechenden biomechanischen Merkmale abgeleitet werden. Wenngleich horizontale Sprünge nicht vergleichbar gute Indikatoren für die sprintspezifische Leistung darstellen, sollten diese zumindest als Trainingsübungen eingesetzt werden. Sie führen aufgrund der vorwärts gerichteten Bewegung zu einer höheren Aktivierung der Flexoren und erzeugen in der Folge einen Hüftwinkelverlauf, der stärker der Sprintbewegung entspricht als bei vertikalen Sprüngen. Dies führt zu einer Verbesserung der effektiven spezifischen Krafftätigkeit der Extensoren der Beinmuskulatur während der Vortriebssphase des Sprintschritts (Kale et al. 2009). Laut Meyers et al. (2017) stellen relative vertikale und horizontale Kräfte sowie relative vertikale Steifheit die wesentlichen Kategorien zur Vorhersage der Leistungsfähigkeit im Sprint dar. Die Autoren folgern, dass Krafttraining, mehrdirektionale plyometrische Sprünge und kombinierte Methoden zu den wesentlichen Trainingsmitteln gehören und die biomechanischen Einflussgrößen Schrittlänge, Schrittfrequenz und Bodenkontaktzeit positiv beeinflussen können (Abbildung 16).

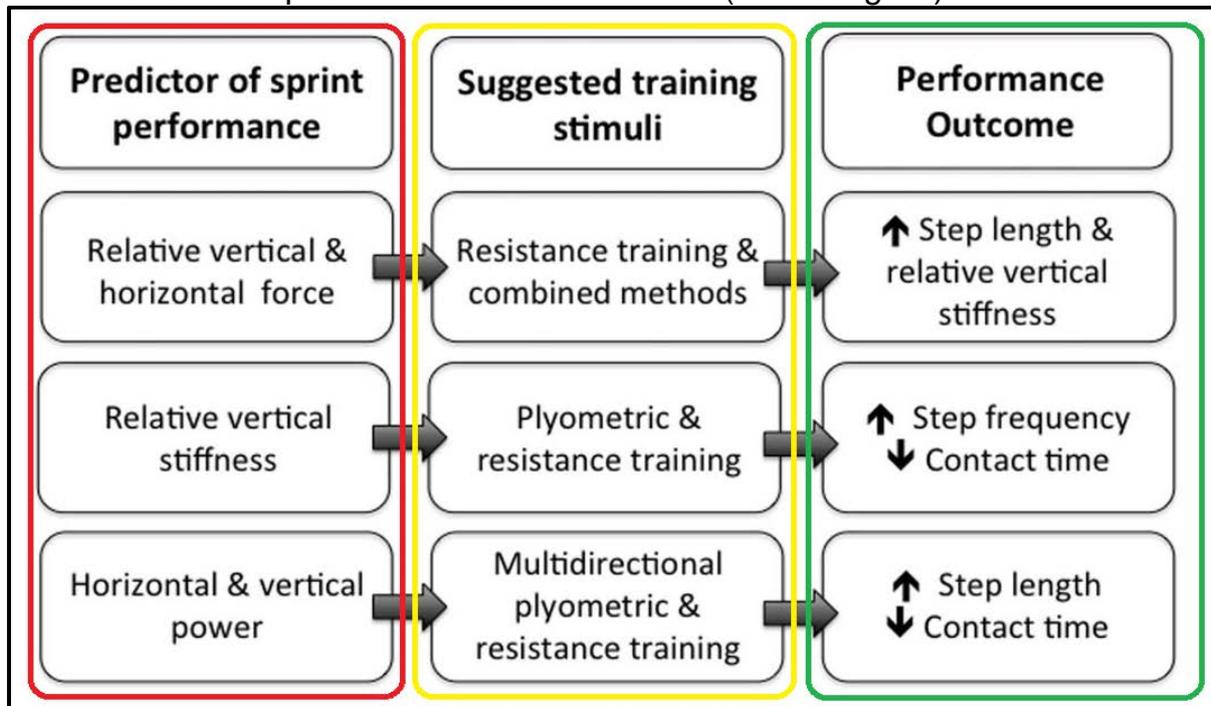


Abbildung 16: Prediktorkategorien (rot), empfohlene Trainingsmittel (gelb) und der Einfluss auf biomechanische Merkmale des Sprints (grün). Modifiziert nach Meyers et al. (2017).

Zusammengefasst stehen die erreichten Leistungen bei vertikalen und horizontalen Sprüngen in engem Zusammenhang mit der disziplinspezifischen Leistungsfähigkeit von Sprintern. Dementsprechend stellen diese Aspekte notwendige und nützliche Informationen für Trainer und Athleten dar, sollten sowohl Bestandteil einer Leistungsdiagnostik als des konditionellen Trainings sein und dementsprechend durch spezifische biomechanische Messverfahren überprüft werden. Mit welchen existierenden Messsystemen und -methoden dies möglich ist und wie eine Erfassung

biomechanischer Merkmale des Sprints und relevanter Sprungformen erfolgen kann, wird im folgenden Kapitel dargestellt.

3.3 Messsysteme und -methoden

In Abhängigkeit des jeweiligen Ziels einer Leistungsdiagnostik können unterschiedliche Messsysteme und -methoden genutzt werden. Diese reichen von eher einfachen Systemen wie Lichtschranken oder Kontaktmatten über Videokameras bis hin zu komplexen Systemen wie Kraftmessplatten oder instrumentierten Startblöcken. Je nachdem, zu welchen diagnostischen Zwecken das jeweilige System eingesetzt wird können typische biomechanische Merkmale wie Kontakt- und Flugzeiten oder Abflug- und Laufgeschwindigkeiten erfasst werden (Tabelle 12).

Tabelle 12: Messsysteme und messbare biomechanische Merkmale bei Sprüngen und Sprints (Haugen & Buchheit, 2016; Higginson, 2009; Jaitner et al., 2016).

Messsystem	messbare Merkmale
Lichtschranken	Lauf- und Abschnittszeiten, lineare mittlere Geschwindigkeiten
Kontaktmatten	Kontakt- und Flugzeiten
Laser/Radar Devices	Geschwindigkeit
Videokameras (Motion Capturing Systeme)	Segmentpositionen und -orientierungen, Geschwindigkeiten, Beschleunigungen
Kraftmessplatten	Bodenreaktionskräfte, Kraftangriffspunkt, Momente
OptojumpNext®	raum-zeitliche Gang- und Laufmerkmale
instrumentierte Startblöcke	Kräfte, Kraftangriffspunkte und -vektoren, Momente, Reaktionszeit

Die Kombination mehrerer Systeme erlaubt die Erfassung mehrerer Merkmale und ermöglicht eine Datenerhebung zum Beispiel in unterschiedlichen Phasen des Sprints. Für die Auswahl eines geeigneten Messsystems sind neben dem Anwendungsgebiet und den Gütekriterien für Messverfahren (Baumann & Preiß, 1996) weitere Kriterien entscheidend. Dazu gehören unter anderem Informationen über die Größe der Messfehler, der Grad der Rückwirkung, der Informationszeitpunkt, die Möglichkeit der Fernmessung, Möglichkeiten zur zeitsynchronen Erfassung mehrerer Sportler und personeller sowie materieller Aufwand (Baumann & Preiß, 1996; Letzelter & Letzelter, 1982). Dabei wird die Messgenauigkeit, die von einer Zehntelsekunde (einfache Lichtschrankensystem) bis hin zu unter einer Millisekunde (Kraftmessplatten, Hochfrequenzvideos und weitere; in Abhängigkeit der Aufnahme Frequenz) schwanken kann, und deren Auswirkungen auf die Genauigkeit und Verwertbarkeit der gewonnenen Ergebnisse hervorgehoben. Sowohl Baumann und Preiß (1996) als auch Letzelter und Letzelter (1982) verdeutlichen die Notwendigkeit, empirische Ergebnisse auch unter Einbezug des jeweiligen Messsystems und der damit verbundenen Messgenauigkeit zu interpretieren.

Neben unterschiedlichen Messgenauigkeiten streuen auch die Kosten für die jeweiligen Systeme über eine große Bandbreite, sodass nicht allen Personengruppen (Trainern, Leistungsdiagnostikern, Wissenschaftlern, Athleten) gleichermaßen der Zugang zu allen Systemen möglich ist. Ein gemeinsames Charakteristikum der in Tabelle 12 überblicksartig dargestellten Messsysteme zur Bestimmung biomechanischer Merkmale und Leistungswerte des leichtathletischen Sprints ist, dass sie auf einen begrenzten Raum beschränkt sind. Außerdem sind in Abhängigkeit der jeweiligen Systemkomponenten häufig zeitaufwendige Aufbauten und Kalibrierungsverfahren vor Beginn der Messung notwendig. Eine synchrone Erfassung zweier oder mehrerer Sportler wird nicht oder nur sehr eingeschränkt unterstützt. Im Folgenden werden die existierenden Systeme vor allem hinsichtlich ihrer Messgenauigkeit, Kosten, ihres Aufwands beziehungsweise der Ökonomie und der damit verbundenen Einsatzmöglichkeiten und -grenzen ausführlich dargestellt und diskutiert.

Lichtschrankensysteme

Lichtschrankensysteme sind weit verbreitet und können über die Erfassung von Zeiten hinaus auch als Triggersystem eingesetzt werden. Beim Einsatz als Messsystem im Rahmen einer Leistungsdiagnostik werden Abschnitts- oder Laufzeiten sowie indirekt berechnete Geschwindigkeiten erhoben (Haugen & Buchheit, 2016). Je nach System kann die Auswerteeinheit des Systems über eine Schnittstelle mit einem Rechner verbunden und die Daten sofort gespeichert werden. Ein wesentliches Kriterium bei der Auswahl eines Lichtschrankensystems stellt die Bauweise der Lichtschranken dar. Hierbei wird in der Regel zwischen Einfach- und Doppellichtschranken unterschieden. Einfachlichtschranken bestehen aus einem einzelnen Transmitter, der ein Infrarotsignal zu einem Reflektor sendet und das reflektierte Signal wieder empfängt. Das Problem bei dieser Art Lichtschranken ist, dass eine Auslösung durch unerwünschte Körperteile (zum Beispiel durch ein angehobenes Knie oder einen vorschwingenden Arm) erfolgen kann. Um diese Problematik zu verhindern, werden zu wissenschaftlichen Zwecken in der Regel Doppellichtschranken eingesetzt, bei denen zwei Lichtschranken in unterschiedlichen Höhen angebracht sind und die Messung erst ausgelöst wird, sobald beide Lichtschranken gleichzeitig unterbrochen werden. Haugen et al. (2014) zeigen, dass bei 20 m Sprints absolute Unterschiede von 0,05 bis 0,06 s zwischen beiden Systemen zu Gunsten der Doppellichtschranken existieren. Einige Systeme und Hersteller (unter anderem das Timing System der Firma Brower oder Lichtschranken der Firma Microgate) stellen in Verbindung mit Lichtschrankensystemen unterschiedliche Tools zur Erfassung des Beginns einer Zeitmessung zur Verfügung. Dazu gehören beispielsweise druckresistive Bodensensoren sowie optische und akustische Sensoren. Optische Sensoren reagieren auf das Lösen der Hand oder des Fußes, während akustische Sensoren zum Beispiel durch den Knall beim Starten mit

einer Startklappe eine Messung auslösen. Vorteile der Messung mittels Lichtschranken liegen in der schnellen Verfügbarkeit der Daten und einem flexiblen und großräumigen Aufbau, wenn mehrere Lichtschrankenpaare verwendet werden. Die zeitgleiche Erfassung mehrerer Athleten ist prinzipiell möglich, erfordert jedoch einen durchdachten, zeitaufwendigen Aufbau und das Vorhandensein einer größeren Anzahl an Lichtschranken. Bei typischen Messgenauigkeiten von unter 0,01 s liefern Lichtschrankensysteme zwar für den leichtathletischen Sprint hinreichend genaue Zeitmerkmale. Jedoch stellen die Begrenzung auf die zeitlichen Merkmale in Verbindung mit Einschränkungen auf einen ausgewählten räumlichen Messbereich durch die Positionierung der Lichtschranken deutliche Nachteile dar. Darüber hinaus sind bei Vergleichen von leistungsdiagnostisch erhobenen Ergebnissen der jeweilige Ablauf und Aufbau zu berücksichtigen. Je nach Startprozedur kann zum Beispiel die Reaktionszeit einen Einfluss auf die Gesamtzeit ausüben. Wesentliche Einflussfaktoren sind dabei die Startposition (ruhend oder fliegend, Abstand zur ersten Lichtschranke und weitere), das Startsignal (akustisch, optisch oder Countdown) oder äußere Bedingungen wie Windbedingungen, Höhe, Wetter, Untergrund, Kleidung oder Schuhe (Haugen & Buchheit, 2016).

Kontaktmatten

Es existieren mittlerweile unterschiedliche Verfahren des Aufbaus einer Kontakmatte. Unabhängig der exakten Bauweise handelt es sich bei allen Systeme um druckresistive Schalter/Schaltmatten, bei denen in Abhängigkeit des Zustands (Kontakt oder kein Kontakt) ein elektrisches Signal entsteht, welches erfasst und weiterverarbeitet werden kann. Dementsprechend können die Zeiträume, in denen sich ein Sportler (oder Körperteil des Sportlers) auf der Matte befindet, detektiert werden. Somit können beim Gehen, Laufen, Sprinten oder Springen Kontakt- oder Flugzeiten bestimmt werden. Kontaktmatten können ebenfalls als Triggersystem zur Auslösung einer Zeitmessung eingesetzt werden. In Abhängigkeit der Bauweise, Signalweiterleitung und der Aufnahme Frequenz können Genauigkeiten im Bereich weniger tausendstel Sekunden erzielt werden (eine Aufnahme Frequenz von 1000 Hz hat dementsprechend eine Messgenauigkeit von 1 ms zur Folge). Vorteile von Kontaktmatten liegen in einem sehr ökonomischen Messaufbau und dem Aspekt, dass die gewonnenen Daten zeitnah nach der Messung zur Verfügung stehen. Deutlichere Nachteile ergeben sich einerseits durch einen durch die Mattengröße räumlich begrenzten Messbereich, der die Bewegungsfreiheit der Sportler einschränkt. Eine Ableitung räumlicher Merkmale wie beispielsweise die Sprunghöhe ist nur indirekt möglich und führt je nach Bewegungstechnik der Sportler zu schwer kontrollierbaren Messfehlern, die im Bereich mehrerer Zentimeter liegen können (Whitmer et al., 2015).

Laser/Radar Devices

Seit 1997 ermöglicht der LAVEG Laser (Jenoptik, Jena) die Erfassung von Sprintgeschwindigkeiten und wird seitdem vor allem für die Ableitung biomechanischer Merkmale bei internationalen Meisterschaften eingesetzt (Brüggemann et al., 1997). Der Strahl der Laser- oder Radarpistole wird dazu durch den Bediener mit Hilfe eines optischen Suchers möglichst am unteren Rücken des Athleten positioniert. Die Daten werden je nach System mit 50 oder 100 Hz erfasst und die Laufgeschwindigkeit wird aus der in einem bestimmten Zeitraum zurückgelegten Entfernung abgeleitet (Haugen & Buchheit, 2016). Bezüglich der Messgenauigkeit des LAVEG Systems werden für die Entfernung beim Vergleich mit einem 50 Hz Kamerasystem Messfehler von $0,1 \pm 0,06$ m festgestellt (Arsac & Locatelli, 2002). Der Einsatz eines 100 Hz Kamerasystems als Referenz zeigt bezüglich der Geschwindigkeit mit $0,41 \pm 0,18$ m/s die größten Abweichungen nach einem Meter Sprintdistanz, die sich anschließend mit zunehmender Distanz verkleinern (Bezodis et al., 2012). Beim Einsatz eines Radarsystems (35 Hz) zeigen di Prampero et al. (2005) Korrelationen bis zu 0,99 ($p < 0,01$) im Vergleich mit einem Lichtschrankensystem. Insgesamt liefern Laser- und Radarsysteme zuverlässige Ergebnisse am Ende der Beschleunigungs- und während der Hochgeschwindigkeitsphase (Bezodis et al., 2012). Der Vorteil dieser Systeme besteht darin, dass Geschwindigkeitsmessungen direkt erfolgen und die Ergebnisse zeitnah zur Verfügung stehen. Diese müssen häufig jedoch nachträglich gefiltert werden, um verwertbare Daten zu erhalten (Harrison et al., 2005). Als Nachteile des Systems können angeführt werden, dass lediglich ein Sprinter erfasst und nur auf gerader Strecke gemessen werden kann. Informationen über die Bodenkontakte sind dabei nur indirekt ableitbar und führen zu schwer bestimmbar messfehlern. Darüber hinaus erfordert das Fixieren des Körperpunkts während der Messung eine Menge Erfahrung und ist meist nur durch geübte Bediener zuverlässig möglich (Haugen & Buchheit, 2016; Jaitner et al., 2016).

Videometrie

2D- oder 3D-Bewegungsanalysen sind die meist genutzten Verfahren, um eine Datenerhebung zu leistungsdiagnostischen Zwecken im leichtathletischen Sprint zu ermöglichen. Die Vorteile liegen dabei in einer prinzipiell raumungebundenen Erfassung einer erheblichen Anzahl an relevanten biomechanischen Merkmalen. Mittels Videokameras werden die Trajektorien von Körperpunkten während der Bewegung erfasst. Dazu ist in der Regel die Platzierung von (meist passiven) Markerpunkten am Körper der Athleten notwendig. Aus den gewonnenen Positionsdaten können anschließend sowohl Geschwindigkeiten als auch Beschleunigungen ermittelt und für die Berechnung von weiteren Größen herangezogen werden. In Abhängigkeit von der Bildfrequenz der jeweils eingesetzten Kameras können dabei sehr

divergierende Genauigkeiten ($\leq 0,001$ s bei Hochfrequenzkameras mit 1000 Hz; $\geq 0,02$ s bei „normalen“ Kameras mit 50 Hz oder weniger) erreicht werden. Zu berücksichtigen ist, dass je nach Zielstellung, Perspektive (2D oder 3D) und Messbereich eine Vielzahl an Kameras und ein freies Sichtfeld der entsprechenden Mindestanzahl an Kameras notwendig ist. Limitationen ergeben sich durch die notwendige zeitaufwendige Bearbeitung der Daten durch erfahrene Bediener und je nach System hohe Anschaffungskosten (Sabatini et al., 2005). Darüber hinaus führen die sprintspezifischen Bewegungscharakteristiken (hohe Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der Segmente sowie hohe auftretende Kräfte) zu weiteren Problematiken bezüglich der Datenerhebung mittels Videometrie. Vor allem auf der Haut oder Kleidung angebrachte Marker und deren auftretende Bewegungen relativ zu den zugrundeliegenden Knochenstrukturen (Bewegungsartefakte) sind eine der Hauptfehlerquellen bei der Bestimmung von kinematischen und kinetischen Merkmalen (Leardini et al., 2005). Messfehler, die auch in weiteren Schritten des Messprozesses auftreten können, sollen in der Regel durch Kompensationstechniken minimiert oder vermieden werden. Dazu gehören aufwendige Kalibrierungsroutinen eines häufig vergleichsweise kleinen Messbereichs, Filter- und Glättungsprozesse der gewonnenen Positionsdaten sowie automatische Bildverarbeitungsprozesse zur Identifikation nicht erkannter Marker. Zusätzlich stellen die Anzahl und Positionierungen der Kameras, die Größe des Messbereichs, die Genauigkeit des Kalibrierungsprozesses und dessen Kontrolle im Verlauf der Zeit weitere Einflussgrößen der erreichten Messgenauigkeit dar. Werden diese Aspekte nicht ausreichend kontrolliert, kann dies eine unreliable Rekonstruktion der biomechanischen Merkmale sowie große Messfehler mit Abweichungen von beispielsweise mehreren Zentimetern zur Folge haben. Aus diesem Grund sollten im Rahmen wissenschaftlicher Publikationen die entsprechenden Abschätzungen der Genauigkeit jedes eingesetzten Systems spezifisch und unabhängig von den jeweiligen Herstellerangaben angegeben werden (Chiari et al., 2005).

Kraftmessplatten

Kraftmessplatten werden eingesetzt, um die bei einem Kontakt zwischen Fuß und Boden auftretenden Kräfte, die Bodenreaktionskräfte, zu messen. Mit Hilfe dieser Information können daraus weitere biomechanische Merkmale wie Brems- oder Abdruckphasen und -kräfte oder Verläufe des Kraftangriffspunkts und -vektors quantifiziert werden. Die vorhandenen Daten sind in der Regel unmittelbar nach der Messung verfügbar und werden je nach Hersteller mit Aufnahmefrequenzen von bis zu mehreren Kilohertz erfasst. Laut Herstellerangaben der Firma AMTI liegen die Genauigkeiten für die Erfassung von Kräften beispielsweise im Bereich von $\pm 0,25$ % der aufgewendeten Kraft und für den Kraftangriffspunkt bei $\pm 0,4$ mm. Bobbert & Schamhardt (1990) bestimmen bei 117 Kontakten absolute Abweichungen des

Kraftangriffspunktes von 3,5 bis 6,3 mm und zeigen darüber hinaus, dass die Abweichungen mittels Korrekturalgorithmen auf 1,3 bis 1,6 mm reduziert werden können. Für viele Anwendungen im Bereich der Sprint- und Sprungdiagnostik stellen Kraftmessplatten den Goldstandard dar. Neben den hohen Anschaffungskosten stellt vor allem der räumlich limitierte Einsatz, meist unter Laborbedingungen, einen entscheidenden Nachteil dieser Systeme dar. Aufgrund der geringen Größe wird der Bereich, in dem ein Sportler einen Bodenkontakt ausüben kann, limitiert, was unter Umständen zu Zielstrategien bezüglich der Schrittgestaltung und damit einem veränderten Bewegungsmuster führt. In Folge dessen müssen solche Versuche von der Datenauswertung ausgeschlossen und gegebenenfalls wiederholt werden, wodurch wiederum ein verändertes Verhalten in Folge von Ermüdung entstehen kann (Milner et al., 2006; Wearing et al., 2003; Wearing et al., 2000). Die aktuelle Entwicklung von mit Kraftmessplatten instrumentierten Laufbändern erlaubt prinzipiell die Erfassung von wiederholten Gang- oder Laufzyklen ohne die Notwendigkeit von Zielstrategien, jedoch wird dabei festgestellt, dass eine Reproduktion von Sprints auf einem Laufband nicht ohne andere Anpassungsmechanismen, die ebenfalls Einfluss auf die Messgenauigkeit der Daten haben, möglich ist (Dugan & Bhat, 2005; Nigg et al., 1995; Paolini et al., 2007).

Optojump

Das von der Firma Microgate (Italien) entwickelte OptoJump oder OptojumpNext[®] System (OJ) basiert auf einer Lichtschrankentechnologie. Dabei sind in gegenüberliegenden Balken in einem Abstand von 1,0416 cm und einer Höhe von circa 3 mm über dem Boden Lichtschranken verbaut. Diese detektieren, ob ein Objekt (in der Regel der Fuß) diese Lichtschranke durchbricht. Mehrere Balken mit einer Länge von jeweils einem Meter können gekoppelt werden, um den Messbereich auszudehnen. Durch die hintereinander folgende Anordnung der Lichtschranken lassen sich mit Hilfe dieses Systems neben zeitlichen Merkmalen auch räumliche Merkmale ableiten. Die Vorteile des Systems sind die schnelle Verfügbarkeit von umfassenden Daten (Geschwindigkeiten, Schrittlängen, -frequenzen, Kontaktzeiten) sowie die Möglichkeit das System mit Videokameras zu synchronisieren. Die gewonnenen Daten werden mit Hilfe einer PC-Anbindung und der entsprechenden Software direkt dem Athleten zugeordnet. Im Umkehrschluss heißt dies aber auch, dass jeweils nur ein Athlet mittels des Systems diagnostiziert werden kann, was im Rahmen einer Einheit mit mehreren Athleten zu längeren Wartezeiten führt. Die Anschaffungskosten für ein 20 m System sind mit denen einer Kraftmessplatte vergleichbar. Der Aufbau des Systems erfordert einen ebenen Untergrund, je nach Länge des Systems viel Zeit, und es können lediglich gerade Strecken abgedeckt werden. Für die Genauigkeit des OJ bei vertikalen Sprüngen werden für

Flugzeiten Abweichungen⁶ von $-2,2 \pm 11$ ms im Vergleich zu aus einem Video (240 Hz) ermittelten Werten festgestellt (Balsalobre-Fernández et al., 2014). Castagna et al. (2013) finden Differenzen von -6 ± 13 ms bei einem Vergleich der durch eine Kraftmessplatte (1000 Hz) bestimmten Flugzeiten. Mittels OJ bestimmte Sprunghöhen werden in Abhängigkeit des Sprungs ebenfalls systematisch unterschätzt. Glatthorn et al. (2011) bestimmen Abweichungen von $-1,0 \pm 0,9$ cm bei Countermovement Jumps und $-0,9 \pm 1,1$ cm bei Squat-Jumps im Vergleich zu Werten, die mittels einer Kraftmessplatte (500 Hz) bestimmt werden. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit Daten von Attia et al. (2016), die basierend auf der durch OJ ermittelten Flugzeit Abweichungen der Sprunghöhe von weniger als 1,4 cm feststellen. In der Studie von Balsalobre-Fernández et al. (2014) werden Differenzen von $-0,31 \pm 1,42$ cm ermittelt. Die Abweichungen kommen dabei durch die 3 mm über dem Boden platzierten LEDs zustande und haben eine Unterschätzung der Flugzeit sowie eine Überschätzung der Bodenkontaktzeit zur Folge. Bei Drop Jumps ermitteln Healy et al. (2014) mit einer Kraftmessplatte (1000 Hz) als Referenzsystem mittlere Unterschätzungen von -0,5 cm. Die Bodenkontaktzeit in dieser Studie wird von OJ im Mittel um 4 ms überschätzt. Insgesamt zeigen Studien für vertikale Sprünge stets Korrelationen von über 0,97 zwischen OJ und dem jeweiligen Referenzsystem. Im Gegensatz zu Sprüngen fehlen umfangreiche Nachweise zur Genauigkeit des Systems bei Läufen und Sprints. Während Healy et al. (2015) Abweichungen zwischen OJ und einer Kraftmessplatte (1000 Hz) von -5 ± 4 ms für Bodenkontaktzeiten feststellen, zeigen Ammann et al. (2016) einen Fehler von $-25,7 \pm 26,1$ ms beim Laufen in Spikes. In einer eigenen Studie wurden während der ersten beiden Schritte der Beschleunigungsphase ebenfalls hohe unsystematische Abweichungen $0,7 \pm 22,6$ ms zwischen OJ und einer Kraftmessplatte (1000 Hz) beim Starten mit Spikes festgestellt (Schmidt et al., 2015). Bezüglich der Schrittlänge ermitteln Healy et al. (2015) Abweichungen von $0,5 \pm 1,3$ cm zwischen den durch OJ und durch ein Maßband ermittelten Werte.

Instrumentierte Startblöcke

Instrumentierte Startblöcke werden in der Regel bei nationalen und internationalen durch die IAAF zertifizierten Wettbewerben eingesetzt und sind laut IWR für die Anerkennung eines Rekordes zwingend erforderlich. Die Startblöcke sind dabei an ein komplettes Zeitnahmesystem angeschlossen und werden für die Bestimmung der Reaktionszeit genutzt. Mittlerweile existiert eine Reihe an Herstellern und dementsprechend variieren auch die verbauten Sensortypen (Kraftaufnehmer, Beschleunigungssensoren oder kraftresistive Schalter) und Technologien zur Bestimmung der Reaktionszeit (Willwacher et al., 2013). Darüber hinaus finden sich vereinzelt Startblocksysteme, bei denen in den Startblöcken kleine (meist

⁶ Nach Bland-Altman: Systematischer Fehler \pm unsystematischer Fehler (Bland & Altman, 2007). Siehe auch 9.1.1.

piezoelektronische) Kraftmessplatten verbaut sind, die die Erfassung weiterer biomechanischer Merkmale ermöglichen. Dadurch können umfangreiche Kraftverlaufsdaten der Startphase erhoben und analysiert werden (Sanderson et al., 1991; Tabelle 13). Das Messen der Reaktionszeit beinhaltet die Zeitintervalle, die vergehen, bis das Signal der Startpistole vom Sportler wahrgenommen wird, der Sportler auf das wahrgenommene Signal reagiert und in der Regel einen Offset, der durch die mechanische Verzögerung der Messstartblöcke zustande kommt. Dabei ist zu beachten, dass aufgrund fehlender Richtlinien zur Bestimmung der Reaktionszeit basierend auf den jeweiligen Sensorsignalverläufen und schwankender Offsetwerte sowie Algorithmen unterschiedlicher Hersteller die reliable Bestimmung der Reaktionszeit kritisch betrachtet und bei zukünftigen Entwicklungen berücksichtigt werden sollte. Bisher fehlen ausführliche empirische Erkenntnisse zur Genauigkeit der jeweiligen Systeme (Willwacher et al., 2013). Dazu kommt die kostenintensive Herstellung beziehungsweise Anschaffung der meist individuell hergestellten Startblocksysteme, die außerdem einen zeitaufwendigen Aufbau inklusive Kalibrierungsroutinen benötigen und lediglich die Erfassung eines Athleten unter vornehmlich laborähnlichen Bedingungen erlauben (Sanderson et al., 1991).

Tabelle 13: Mittels instrumentiertem Startblock messbare biomechanische Merkmale (Sanderson et al., 1991)

Zeitlich	Kinetisch
Reaktionszeit Blockzeit (vorderes und hinteres Bein)	Horizontale, vertikale und resultierende Kraft Horizontaler, vertikaler und resultierender Impuls Resultierender Kraftwinkel Theoretische horizontale, vertikale und resultierende Beschleunigung

3.4 Zusammenfassung

Im Rahmen einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik sollen zum einen Stärken und Schwächen in leistungsrelevanten biomechanischen Merkmalen und zum anderen die Kontrolle des Trainingserfolges sichergestellt werden. Dazu erfolgt zunächst eine Strukturierung der sportlichen Leistung und Leistungsfähigkeit der jeweiligen Sportart durch die Priorisierung von (biomechanischen) Einflussgrößen und deren innerer Ordnung (Hohmann et al., 2010, Kapitel 3.1). Bezugnehmend auf das spezifische Anforderungsprofil (Kapitel 3.2) erfolgt anschließend die trainings- und wettkampfbegleitende Diagnostik. Da die komplexe Leistung häufig das Resultat eines Zusammenwirkens mehrerer Einflussgrößen ist, müssen dabei subjektive (Trainer)Einschätzungen durch objektive Verfahren ergänzt werden. Um dies zu ermöglichen, werden Messsysteme und –methoden (Kapitel 3.3) eingesetzt, die in den Trainings- oder Wettkampfprozess integriert werden können und dabei einen möglichst geringen apparativen und zeitlichen

Aufwand (Trainingsökonomie) erfordern. Dabei ist die Prüfung der Aussagekraft von Ergebnissen des jeweiligen Systems/Verfahrens eine zentrale Anforderung leistungsdiagnostischer Maßnahmen. Darüber hinaus sollten die Systeme eine Verwertbarkeit der Ergebnisse für eine Sofort- oder Schnellinformation von Athlet und Trainer ermöglichen und das Trainingsbeziehungsweise Wettkampfverhalten der Sportler möglichst wenig beeinflussen. Im Idealfall liefert eine Leistungsdiagnostik dabei sogar eine trainingswirksame Kontrollmethode und steigert die Motivation der Athleten. Abschließend werden qualifikationsabhängige Vergleichsnormen bereitgestellt und wissenschaftlich gewonnene Informationen in trainingspraktische Handlungsanweisungen überführt (Letzelter & Letzelter, 1982).

In leistungsdiagnostischen Maßnahmen biomechanischer Einflussgrößen der leichtathletischen Sprintdisziplinen wurden in den letzten Jahren vor allem die Startphase in Zusammenhang mit den ersten Schritten des Beschleunigungsabschnittes untersucht. Dies kann vor allem auf die Tatsache zurückgeführt werden, dass eine Vielzahl biomechanischer Merkmale dieser Phasen unter laborähnlichen Bedingungen erhoben werden können. Jedoch sollten aufgrund der schwierigen Reproduzierbarkeit von maximalen Sprints unter laborähnlichen oder Trainingsbedingungen sowie auf Laufbändern und der damit häufig verbundenen Veränderung der Sprint-/Laufbewegung (Dugan & Bhat, 2005; Nigg et al., 1995; Paolini et al., 2007), leistungsdiagnostische Daten zunehmend unter wettkampfähnlichen, feldbasierten Bedingungen ermittelt werden. Die vorhandenen und in Kapitel 3.3 dargestellten Messsysteme und -methoden weisen diesbezüglich aufgrund einer häufig eingeschränkten Trainingsökonomie, geringer räumlicher Erfassungsmöglichkeiten, hoher Kosten oder eingeschränkter Messgenauigkeiten Restriktionen für Messungen im Rahmen einer Leistungsdiagnostik unter Trainings- oder Wettkampfbedingungen auf. Außerdem kann festgestellt werden, dass die Systeme Einschränkungen hinsichtlich der Gütekriterien (vor allem bezüglich der Messgenauigkeit und Ökonomie bei der Anwendung im Trainings oder Wettkampf) aufweisen. Die besondere Bedeutung der Messgenauigkeit wird im Zusammenhang mit den in Kapitel 2 dargestellten Erkenntnissen verdeutlicht. Bei expertisabhängigen Unterschieden biomechanischer Merkmale von wenigen Millisekunden (für die Bodenkontaktzeit weniger als 10 ms) oder Zentimetern müssen Messsysteme und -methoden in der Lage sein, diese Differenzen detektieren zu können. So müssen beispielsweise mittels Videometrie gewonnene kinematische Daten bei Nutzung eines Kamerasystems mit einer Aufnahme Frequenz von 25 Hz (Coh & Dolenc, 1996) oder 50 Hz (McDonald & Dapena, 1991) kritisch interpretiert werden, um unzulässige oder allgemeingültige Schlussfolgerungen zu vermeiden.

Dank technologischer Fortschritte der letzten beiden Jahrzehnte stellen mikroelektronische Sensoren (zum Beispiel schuhintegrierte Drucksensoren, Elektrogoniometer, Beschleunigungssensoren, Gyroskope oder kombinierte

Inertialmesseinheiten) eine vielversprechende Alternative für den flexiblen Einsatz unter Feldbedingungen in Training und Wettkampf dar. Vor allem der Bedarf neue, tragbare Messsysteme für den Einsatz in Training und Wettkampf zu entwickeln ist parallel zum technologischen Fortschritt in den letzten Jahren deutlich gestiegen. Durch die Kombination hoher Datenerfassungsraten (bis zu mehreren Kilohertz in Abhängigkeit des Sensors), großer Messbereiche (zum Beispiel bis über 100 g bei Beschleunigungssensoren), geeigneter integrierter Auswerteroutinen und Speichereinheiten ermöglichen die kostengünstigen, leichtgewichtigen Systeme vielfältige Einsatzmöglichkeiten nahezu ohne räumliche Restriktionen (Ahmad et al., 2013; Chambers et al., 2015; James, 2006). Aufgrund der oben erwähnten Eigenschaften und in Verbindung mit der geringen Größe mikroelektronischer Systeme, beeinträchtigen miniaturisierte Messsysteme den Sportler während hochdynamischer Bewegungen kaum. Daher wird der Einsatz solcher neuer Technologien in Wettkampf und Training von Sportler- und Trainerseite mehrheitlich begrüßt und zum Teil sogar gefordert. Wesentlich für den Erfolg solcher neuen Systeme sind neben dem Gewicht, der Größe und der Breite des Anwendungsbereichs auch Flexibilitätskriterien. Von Interesse sind vor allem multifunktionale Systeme, welche Schnellinformationen ermöglichen (Fleming et al., 2010; Sands, 2008). In Verbindung mit einer funkbasierten Datenübertragung können mikroelektronische Systeme eine zeitsynchrone Leistungsdiagnostik mehrerer Sportler gewährleisten. Einsatz und Weiterentwicklungen dieser Technologien und Methoden im Rahmen biomechanischer Messsysteme eröffnen dementsprechend neue, vielfältige Möglichkeiten mit dem Zweck der Datenerhebung während einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik.

4 Mikroelektromechanische und inertielle Messsysteme

4.1 Definition, Aufbau und Funktionsweise

Ein mikroelektromechanisches Messsystem (MEMS) ist eine Kombination mehrerer mikroelektronischer Einzelbestandteile, die Logikelemente und mikromechanische Strukturen in einem Chip vereinen. Sie können je nach Struktur mechanische und elektrische Informationen verarbeiten und speichern. Allerdings kann man feststellen, dass es keinen eindeutigen Konsens zum Begriff MEMS gibt. Im deutschsprachigen Raum wird MEMS oft mit einem Mikro(rechner)system gleichgesetzt. Ein Mikrorechnersystem umfasst einen Mikrorechner inklusive aller angeschlossenen Peripheriegeräte (zum Beispiel Festplatten, Tastatur, Bildschirm, Drucker, aber auch einfache Sensoren, Aktoren, Anzeigen etc.). Ein Mikrorechner (μ R, Mikrocomputer, Abbildung 17) besteht aus einem Mikrocontroller und einem Daten- (Arbeits-) und Programmspeicher. Zur Verbindung von Speicher und Mikroprozessor wird ein (bidirektionaler) Systembus verwendet. Er leitet die Befehle aus dem Speicher zum Steuerwerk des Prozessors, die Operanden vom Speicher zum Operationswerk und die Ergebnisse zurück zum Speicher. Darüber hinaus gehören Schnittstellen-Bausteine für den Anschluss von Peripheriegeräten und anderen Systembausteinen (zum Beispiel Zähler, Echtzeituhr, Analog/Digital-Wandler und so weiter) zu einem Mikrorechner (Bähring, 2010; Brinkschulte & Ungerer, 2010; Maluf & Williams, 2004).

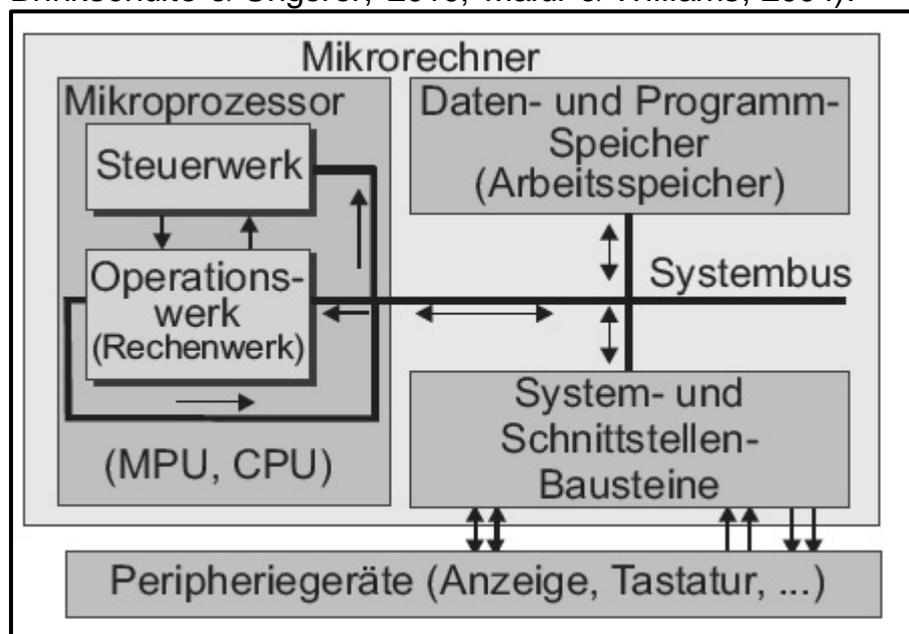


Abbildung 17: Aufbau eines Mikrorechners (Bähring, 2010)

In diesem Verständnis eines MEMS ist mit dessen Hilfe neben der Verarbeitung und Speicherung elektrischer Informationen auch die Visualisierung der gewonnenen Daten möglich. Im Englischen hingegen bezeichnet MEMS ausschließlich die Technologie mikroskopischer Devices, im speziellen solche mit beweglichen Bauteilen, bei denen mikromechanische Komponenten in einem Chip zusammengeführt werden. Dies wird häufig bei

Sensoren umgesetzt. So kann beispielsweise ein Beschleunigungssensor eine bewegliche Masse beinhalten, welche je nach wirkender Beschleunigung ausgelenkt wird und diese Auslenkung kapazitiv gemessen werden kann. Diese Art Sensor wird dann als Beschleunigungssensor in MEMS-Bauweise bezeichnet. Aufgrund der uneinheitlichen Definitionen wird aus Gründen der Übersicht der Begriff MEMS in der vorliegenden Arbeit einerseits für eine Kombination mehrerer mikroelektronischer Einzelbestandteile (also zum Beispiel Sensoren in MEMS-Bauweise) herangezogen. Andererseits umfasst der Begriff die Vielfalt verschiedener Anwendungen, die durch den Einsatz der Mikrotechnologie ermöglicht werden und somit gleichermaßen als Toolbox, materielles Produkt und Methodologie verstanden werden können (synonym zu einem Mikrorechnersystem). Unter dem Begriff wird dementsprechend ein komplexes Zusammenspiel von Techniken und Prozessen zum Design von Mikrosystemen zusammengefasst, bei dem meist ein für eine ganz spezifische Anwendung spezialisiertes Produkt entsteht. In diesem Produkt werden Funktionen des Messens, der Steuerung, Berechnung und lokalen Kommunikation zur Kontrolle einer physikalischen Größe fusioniert (Maluf & Williams, 2004). Ein MEMS zur Analyse und Ableitung kinematischer oder dynamischer Merkmale in der Biomechanik erfüllt dementsprechend die gleichen Aufgaben wie ein komplexer Messplatz (Daug & Igel, 2000; Krug & Minow, 2004). Es weist allerdings eine vergleichsweise geringe Größe sowie eine kompakte Bauweise auf.

Als inertiales Messsystem (IMS), im englischen „inertial measurement unit“ (IMU), wird eine räumliche Kombination mehrerer Inertialsensoren als sensorische Messeinheit eines Trägheitsnavigationssystems (englisch: Inertial Navigation System, INS) bezeichnet (Titterton & Weston, 2004). Den Ursprung solcher Systeme bilden unter anderem Anwendungen in Flugzeugen, Raketen oder Schiffen zur räumlichen Navigation. Darüber hinaus werden sie in der Robotik, bei der Bewegungsdetektion zur Bildstabilisierung, bei Flugkörpern zur regelungstechnischen Stabilisierung des Fluggerätes oder in Fahrzeugen für die Interpretation des fahrdynamischen Zustands zur Steuerung elektronischer Fahrwerke, des Motors, des ABS oder der Sicherheitssysteme eingesetzt (Maluf & Williams, 2004). Aufgrund reduzierter Größen und Gewichte im Vergleich zu ursprünglichen Systemen differenzieren sich die Anwendungsbereiche von Inertialsensoren zunehmend aus. Die erste Entwicklung eines Beschleunigungssensors als Miniatursensor geht auf die 1970er Jahre zurück (Roylance & Angell, 1979). Weiterentwicklungen und technische Fortschritte haben dazu geführt, dass IMS zunehmend für die Integration in Messsysteme zur Bestimmung biomechanischer Merkmale eingesetzt werden. Dabei werden verschiedene Einzelsensoren je nach Einsatzgebiet und Zielstellung miteinander kombiniert und in ein mikroelektromechanisches Gesamtsystem eingebettet. Das komplexe Gefüge eines MEMS wird im Folgenden durch die Beschreibung des Aufbaus und der Funktionsweise der wesentlichen Bestandteile (Messsensorik, Mikrocontroller,

Energieversorgung und -management, Speicher sowie Schnittstellen zur Datenübertragung) mit dem Schwerpunkt Inertialsensorik dargestellt und erläutert.

4.1.1 Sensorik

Sensoren bilden das erste Glied einer Messkette in der physikalische oder chemische Signale (Umweltgröße) in elektrische Signale umgewandelt und somit messbar gemacht werden. Die gewonnenen Sensordaten werden anschließend innerhalb eines MEMS durch einen Mikrocontroller weiterverarbeitet, bis sie als kinematische oder kinetische Zielgrößen verfügbar sind (Elbel, 1996; Glück, 2015). Prinzipiell kann jeder Sensor in ein MEMS integriert werden, wenn dieser in ausreichend kleiner Größe als Mikrosensor hergestellt und die Messwerte mit Hilfe mikroelektronischer Schnittstellen weitergeleitet werden können (Eigler, 2000). Je nach Darstellungsart des Sensorsignals (amplitudenanalog, digital, frequenzanalog), der Art der erfassten Messgröße oder des physikalischen Wirkprinzips bei der Umwandlung der physikalischen, nichtelektrischen Eingangsgröße können Mikrosensoren kategorisiert werden. Die wesentlichen Kategorien sind (Eigler, 2000; Maluf & Williams, 2004):

- thermische Sensoren (Temperatur, Wärmefluss, -leitfähigkeit oder –kapazität, Entropie)
- Strahlungssensoren (elektromagnetische Felder)
- mechanische Sensoren (Kraft, Druck, Torsion, Massenfluss, Dichtewellen)
- magnetische Sensoren (magnetische Permeabilität, magnetische Feldstärke, Magnetisierung)
- elektrische Sensoren (Ladung, Strom, Spannung, Kapazität)
- chemische Sensoren (Chemosensoren; Gaskonzentration, Toxizität, Geruch, Feuchtigkeit, pH-Wert)
- biologische Sensoren (Biosensoren; Zucker, Proteine, Hormone, DNA/RNA).

Wesentliche Anforderungen an einen Sensor sind beispielsweise lineare Umwandlungsmöglichkeiten, geringe Temperaturabhängigkeit sowie Empfindlichkeit, Überbelastbarkeit, Korrosionsfreiheit, hohe Zuverlässigkeit und geringe Störbeeinflussung durch Schläge, Schwingungen oder ähnliches. In MEMS sind aktuell vor allem mechanische, chemische und optische Sensoren weit verbreitet. Beispielsweise werden Beschleunigungssensoren als Airbag-Sensoren in Kraftfahrzeugen eingebaut. In der Medizintechnik und Biotechnologie werden chemische Sensoren (zum Beispiel Glukosesensoren) eingesetzt, die mit Hilfe des in einer Matrix immobilisierten Enzyms Glukose-Oxidase die Konzentration von Glucose messen und den Glukosespiegel von Diabetikern überwachen können (Elbel, 1996; Maluf & Williams, 2004; Mescheder, 2013). Der ausführliche Aufbau und die Funktionsweise der für diese Arbeit besonders relevanten mechanischen Beschleunigungssensoren und Gyroskopen werden nachfolgend näher erläutert.

Beschleunigungssensoren / Akzelerometer

Das Messen von Beschleunigungen wird in der Regel durch das Auslenken einer Probemasse in Folge der einwirkenden Beschleunigungen realisiert. Unter Ausnutzung des Prinzips der seismischen Masse wird die Probemasse elastisch (meist über eine Feder, Abbildung 18) in einem Gehäuse gelagert, sodass diese bei einer auftretenden Beschleunigung aufgrund ihrer Trägheit in Bezug zum Sensorgehäuse eine Auslenkung in entgegengesetzter Richtung erfährt.

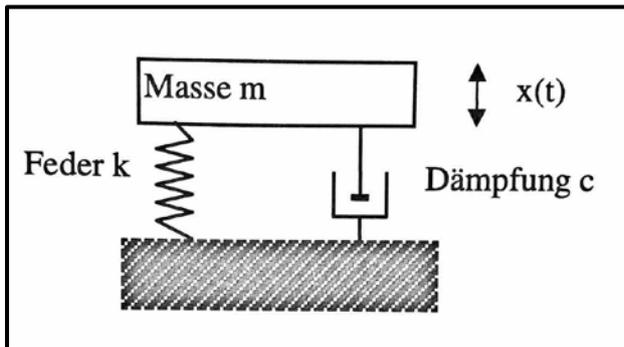


Abbildung 18: Vereinfachtes mechanisches Ersatzschaltbild eines Beschleunigungssensors (Mescheder, 2013).

Die Größe der Auslenkung gegen die elastische Rückstellkraft der Feder ist dabei proportional zur Beschleunigung, die auf die Probemasse wirkt. Da die Probemasse bekannt ist, können über einen jeweils spezifischen Sensormechanismus die einwirkenden Beschleunigungen in ein elektrisches Signal umgewandelt und gemessen werden. Bezüglich der sensorischen Mechanismen unterscheidet man grundsätzlich kapazitative, piezoelektronische oder die seltener verbreiteten schwingungsbasierten Sensoren (Buchner, 2009; Elbel, 1996; Grewal et al., 2007; Wendel, 2011). Vor allem die Einbettung in MEMS, bei denen mechanische Komponenten in eine eingebettete Schaltung integriert werden müssen, stellt besondere Anforderungen dar und grenzt die möglichen verwendbaren Sensoren ein. Darüber hinaus führen die reduzierten Größen der Einzelkomponenten zwar häufig dazu, dass die Sensoren kostengünstig produziert werden können, allerdings leiden dabei auch die Eigenschaften der Sensoren im Vergleich zu größeren Anordnungen (Grewal et al., 2007). Für die Anwendung in MEMS sind kapazitative CMOS-Sensoren (Complementary-metal-oxide-semiconductor) am häufigsten verbreitet. Sie können über ein Ätzverfahren relativ einfach hergestellt werden und besitzen bei kompakter Bauweise eine hohe Auflösung und geringes Rauschen (Buchner, 2009; Maluf & Williams, 2004; Mescheder, 2013). Da ein solcher Sensor auch in dem später vorgestellten Messsystem verwendet wird, wird die Funktionsweise dieses Sensortyps an dieser Stelle näher beschrieben. Die genauen Spezifikationen des verwendeten Sensors werden dabei noch nicht berücksichtigt, sondern erst an entsprechender Stelle der Systembeschreibung dargestellt.

Für die Herstellung, das Material und den Aufbau eines kapazitiven Beschleunigungssensors gibt es prinzipiell mehrere Möglichkeiten, die sich je nach Hersteller durch kleine Details unterscheiden. Allen gemein ist jedoch, dass an der Probemasse eine Elektrode angebracht ist, die durch Kontakt zu einem Substrat eine Wheatstonesche Messbrücke bildet. Der Sensor besteht in der Regel aus drei übereinander angeordneten Ebenen in deren mittlerer Ebene die seismische Masse über einen dünnen Silizium-Steg aufgehängt ist. Oberhalb und unterhalb befindet sich jeweils eine Kondensatorplatte (Abbildung 19).

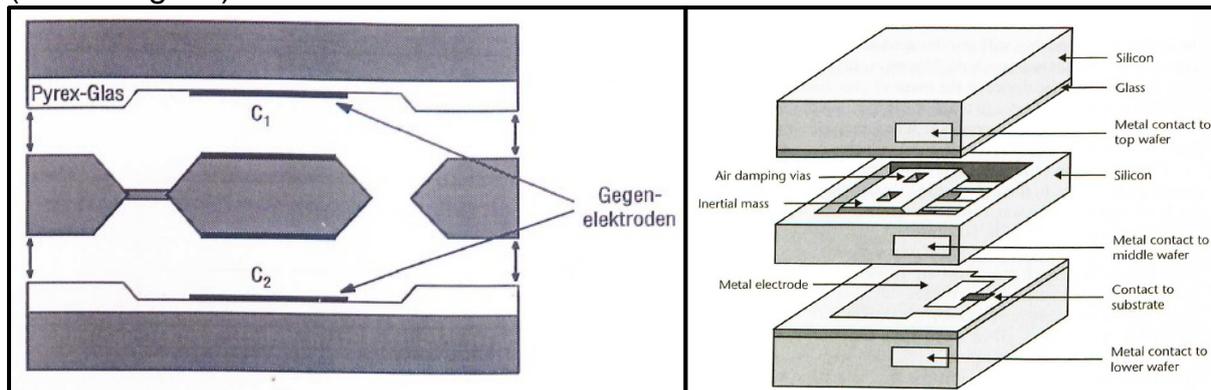


Abbildung 19: Schematische Darstellung eines kapazitiven Silizium-Beschleunigungssensors (links) sowie eines Sensors der Firma VTI Technologies, Vataa Finnland (rechts) (Elbel, 1996; Maluf & Williams, 2004).

In Ruhelage, wenn die Probemasse in der Mitte verbleibt, sind die Verhältnisse der Kapazitäten (C_1 und C_2 , Abbildung 19) auf beiden Seiten der Wheatstoneschen Messbrücke gleich. Bei Auftreten einer Krafteinwirkung wird die Probemasse aufgrund ihrer Trägheit relativ zu ihrer Aufhängung verschoben. In dessen Folge ändert sich das Verhältnis der Kapazitäten. Da der Quotient aus Differenz und Summe der beiden Kapazitäten exakt linear abhängig von der Abstandsänderung ist, kann die zugrundeliegende Kraftkomponente in Richtung der Auslenkung bestimmt werden. Die entstehende Ladungsänderung wird in der Regel verstärkt, über einen integrierten Analog-Digital-Wandler digitalisiert und mittels einer digitalen Schnittstelle (zum Beispiel I²C, SPI) zum Mikrocontroller weitergeleitet (Elbel, 1996; Maluf & Williams, 2004; Wendel, 2011).

Drehratensensoren / Gyroskope

Um eine Bewegung im Raum vollständig rekonstruieren zu können, müssen neben zweidimensionalen linearen Ortsveränderungen (mittels Beschleunigungssensoren messbar) auch die dreidimensionalen Lagewinkel bestimmt werden. Um diese Lageinformation zu ermitteln, werden sogenannte Drehratensensoren/Gyroskope verwendet.

Nach Shkel (2006) lassen sich zwei Gyroskoptypen unterscheiden. Typ 1 Gyroskope messen direkt den jeweils absoluten Lagewinkel, während Gyroskope des Typ 2 die Änderungsrate der Winkelrotation erfassen (Shkel, 2006).

Der sogenannte Kreiselstabilisator, der zum Beispiel in Flugzeugen zum Einsatz kommt und das physikalische Prinzip der Drehimpulserhaltung verwendet, stellt die ursprüngliche Form von Gyroskopen dar. Als weiteres Beispiel kann der Ringlaserkreisel angeführt werden, bei dem zwei gegenläufige Lichtwellen in einem Ring zirkulieren (Maluf & Williams, 2004; Wendel, 2011). In Folge einer Rotation der Anordnung ändern sich der Lichtweg und die Frequenz der Lichtwelle. Als Konsequenz ist ein Rückschluss auf die Drehung und damit die Lage möglich. Diese Systeme erzielen zwar sehr genaue Ergebnisse, sind jedoch aufgrund ihrer baulichen Anforderungen und der damit verbundenen Größe nicht in MEMS-Bauweise umzusetzen (Wendel, 2011). Daher beruhen die meisten mikroelektromechanischen Gyroskope auf dem Prinzip der Coriolis-Kraft und sind dem oben genannten Typ 2 zuzuordnen (Shkel, 2006). Die Coriolis-Kraft beschreibt eine Scheinkraft, die einen Körper quer zu seiner Bewegungsrichtung ablenkt und nur auftritt, wenn der Körper seine Bewegung relativ zu einem rotierenden System beschreibt. Abbildung 20 veranschaulicht dies am Beispiel eines Objekts, welches sich mit einer Geschwindigkeit (v) auf der Erdoberfläche von einem Pol in Richtung Äquator bewegt. Der Vektor Ω repräsentiert die Erdrotation (Maluf & Williams, 2004; Shkel, 2006; Weber, 2007).

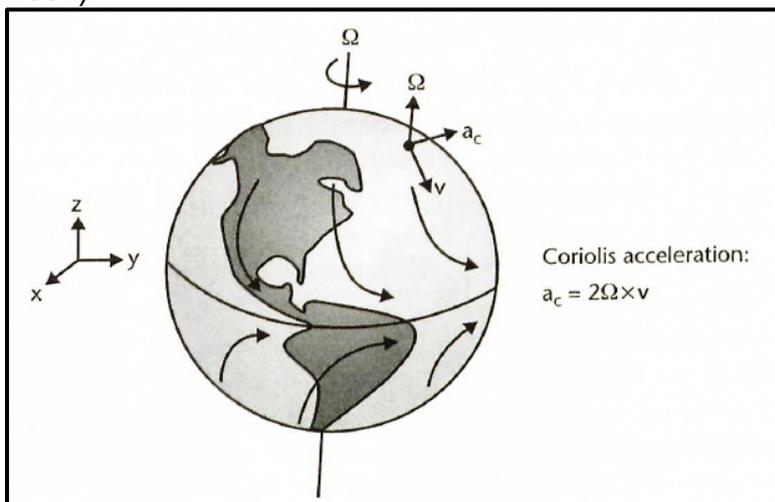


Abbildung 20: Veranschaulichung der Coriolis-Kraft (Maluf & Williams, 2004).

Eine Vielzahl an Gyroskopen, die je nach Hersteller in ihrer Bauweise schwanken, basieren auf dem Prinzip der Corioliskraft. Allen ist gemein, dass sie das Bestreben einer vibrierenden Masse ausnutzen, ihre Richtung zu halten. Dazu gehören das „gimbal“ Gyroskop, bei dem die Masse kardanisches gelagert ist, das „tuning-fork“ Gyroskop, welches an eine sich drehende Stimmgabel erinnert und das „vibrating-ring“ Gyroskop, bei dem ein Ring in Vibration versetzt wird (Liu et al., 2009). Auch das später verwendete Gyroskop ist dem Typ 2 zuzuordnen. Daher werden der grundlegende Aufbau und die Funktionsweise dieses Gyroskoptyps an dieser Stelle dargestellt. Typ 2 Gyroskope bestehen aus einer schwingenden Achse sowie einer Messachse (Abbildung 21).

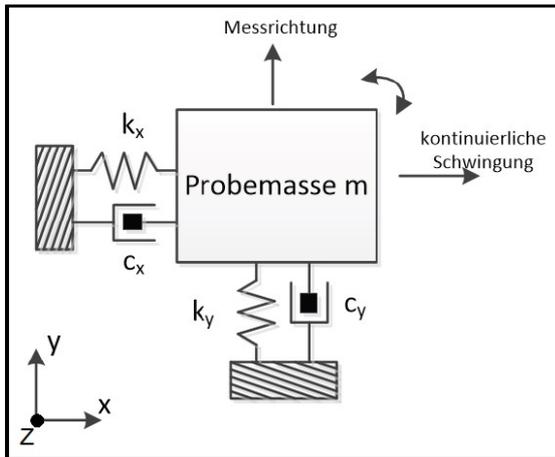


Abbildung 21: Schematischer Aufbau eines Typ 2 Gyroskops (Liu et al., 2009; Shkel, 2006).

Tritt eine Rotation um die z-Achse auf, verursacht diese eine Corioliskraft in y-Richtung, welche proportional zur Rotation ist, und deren Zusammenhang wie folgt beschrieben werden kann (Liu et al., 2009; Shkel, 2006).

$$x = A_x \cos(\omega_x \cdot t) \quad (1)$$

$$a_y = 2 \cdot \Omega \cdot A_x \cdot \omega_x \sin(\omega_x \cdot t) \quad (2)$$

Hierbei stellt (1) das Vibrieren um die x-Achse und (2) die Beschleunigung (a_y) entlang der y-Achse dar. A_x bezeichnet die Amplitude, ω_x die Winkelgeschwindigkeit und Ω die Rotationsfrequenz. Die berechnete Beschleunigung a_y kann anschließend erneut über kapazitative Sensoren in ein elektrisches Signal umgewandelt und somit die Drehraten über Spannungsänderungen detektiert werden. Auch bei diesen Sensoren erfolgt in der Regel eine Verstärkung des Signals, bevor es an den Mikrocontroller weitergeleitet wird (Liu et al., 2009; Maluf & Williams, 2004; Shkel, 2006).

4.1.2 Mikrocontroller

Der Mikrocontroller, englisch: „Micro Controller Unit“ (MCU), welcher die zentrale Steuerungseinheit eines in ein MEMS eingebetteten Mikrorechners bildet, ist ein Mikroprozessor, der aus lediglich einem Chip besteht. Er besitzt eine speziell auf die jeweiligen Steuerungs- oder Kommunikationsaufgaben zugeschnittene Peripherie. Dabei wird das Ziel verfolgt, die zu erfüllende Aufgabe mit möglichst wenig externen Bausteinen zu realisieren, um sehr ökonomisch mit der Rechen- und Steuerleistung umzugehen. Dies führt folglich zu einer sehr kompakten Bauweise mit einem geringen Gewicht und bietet somit die Möglichkeit als MEMS umgesetzt zu werden. Abbildung 22 zeigt den schematischen Aufbau eines Mikrocontrollers.

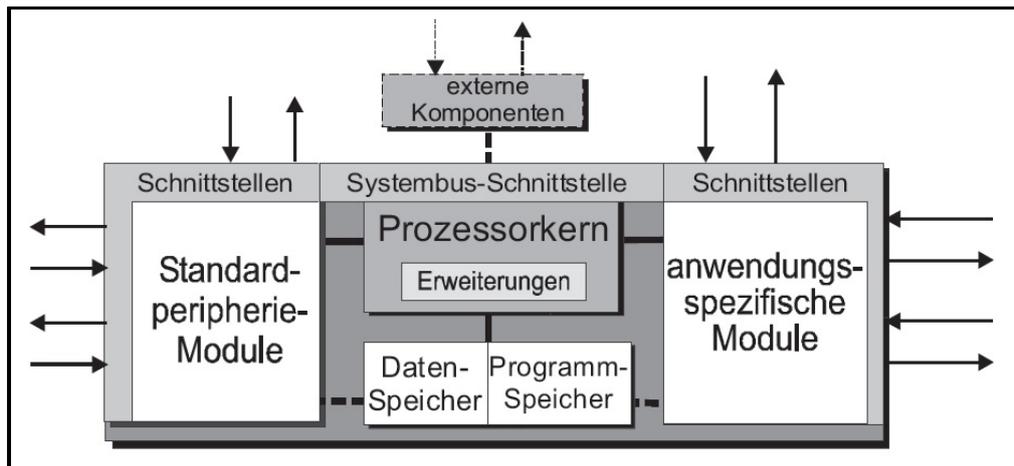


Abbildung 22: Schematischer Aufbau eines Mikrocontrollers (Bähring, 2010)

Die Priorität der Bausteine fällt dabei von innen nach außen hin ab, sodass der Prozessorkern den Basisbestandteil des Mikrocontrollers bildet. MCUs sind in Leistungsklassen beziehungsweise Familien aufgeteilt, welche durch den Prozessorkern bestimmt werden. Alle Mikrocontroller mit gleichem Prozessorkern gehören zu einer Familie und unterscheiden sich lediglich durch die eingebaute Peripherie. Es gibt zwar eine Vielzahl an Mikrocontrollern, jedoch ist die Rechenleistung der einkernigen MCUs deutlich geringer als die mehrkerniger Prozessoren in Desktop PCs. Dafür sind diese in der Regel sehr energiesparend, sodass in Abhängigkeit der zu erfüllenden Aufgaben innerhalb eines MEMS eine adäquate Auswahl getroffen werden muss. In der Regel wird ein größerer Wert auf einen niedrigen Stromverbrauch und das Echtzeitverhalten gelegt, da diese entscheidende Kriterien für viele Anwendungsfelder beim Einsatz von MEMS sind (Bähring, 2010; Brinkschulte & Ungerer, 2010).

Auf nächster Ebene steht der integrierte Speicher, auf dem eingebettete Verarbeitungsroutinen und Programme gespeichert werden, um so die Verarbeitung von Daten auf dem Mikrocontroller-Chip selbst zu ermöglichen. Können alle Programme und Daten auf diesem Speicher untergebracht werden, ist ein zusätzlicher externer Speicher nicht notwendig. Dies führt dazu dass keine zugehörige Dekodierlogik erforderlich ist, wodurch die Größe des MEMS weiter reduziert werden kann. Der interne Speicher besteht in der Regel aus einem Festwertspeicher (nicht flüchtig) und einem flüchtigen Schreiblesespeicher (vergleichbar mit dem Arbeitsspeicher eines Desktop PCs). Ersterer dient als Speicher für Programme und behält seinen Inhalt beim Abschalten der Stromversorgung, wohingegen der Schreiblesespeicher seinen Inhalt bei Abschaltung verliert (Bähring, 2010; Brinkschulte & Ungerer, 2010).

Auf der äußeren Ebene befinden sich optionale Bestandteile, die für eine bestimmte Anwendung modifiziert oder ausgetauscht werden können, aber keine obligatorischen Bestandteile des MCU sind. Dazu gehören Schnittstellen (seriell/parallel; Ein-/Ausgabekanäle, Analog/Digital-Wandler, Echtzeitkanäle), Ruhe-/Sleepmodi, ein Erweiterungsbus (ermöglicht die Ergänzung weiterer

Komponenten, zum Beispiel eines FPGA), ein Watchdog (der dabei hilft, unvorhergesehene Programmabläufe zu detektieren) oder ein Zeitgeber (Bähring, 2010; Brinkschulte & Ungerer, 2010).

Bei MEMS stellt vor allem das Auslesen und Weiterverarbeiten der Sensordaten die Hauptaufgabe des MCU dar (Abbildung 23). Die Sensordaten werden dabei durch die parallelen und seriellen Ein-/Ausgabekanäle sowie den integrierten Analog-Digital-Wandler in den Mikrocontroller importiert. Der Mikrocontroller verarbeitet den importierten, nun digitalen Wert weiter und korrigiert diesen in der Regel mit Hilfe einer Kennlinie beziehungsweise sensorspezifischen Funktion und linearisiert diese, um möglichst proportionale Zusammenhänge zu erhalten. Darüber hinaus können die erhaltenen Werte durch den Mikrocontroller zusätzlich korrigiert werden, indem mögliche Störgrößen (zum Beispiel Temperaturabhängigkeit) durch zusätzliche Sensoren gemessen und in Korrekturprozesse einbezogen werden (Bähring, 2010; Brinkschulte & Ungerer, 2010).

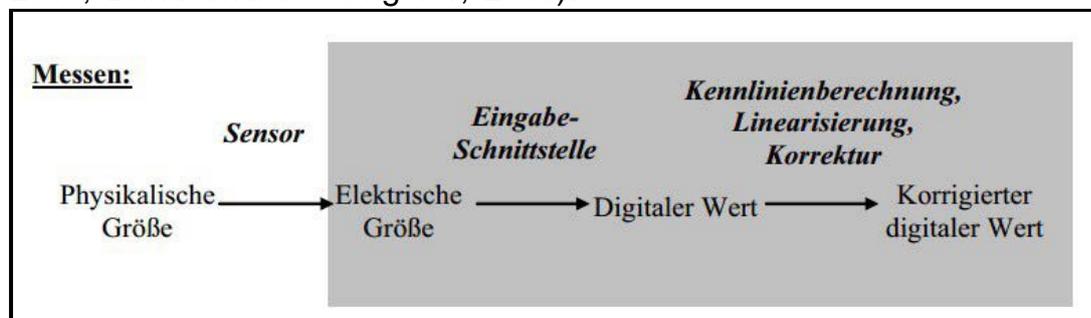


Abbildung 23: Messvorgang mittels MEMS (Brinkschulte & Ungerer, 2010).

Zum Schluss werden die gewonnenen Daten entweder im Mikrocontroller selbst weiterverarbeitet, um das gewünschte kinematische oder dynamische Merkmal zu erhalten oder sie werden an eine externe Auswerteeinheit (zum Beispiel einen Laptop oder Desktop PC) weitergeleitet. Im Falle einer im MCU eingebetteten Auswerterroutine können relevante Merkmale bereits dort abgeleitet/berechnet und mittels einer entsprechenden Datenübertragung an ein Endgerät (Smartphone, Tablet, Laptop, Desktop PC) weitergeleitet und dort visualisiert werden (Brinkschulte & Ungerer, 2010).

4.1.3 Energieversorgung

Gestiegene Forschungsaktivitäten bezüglich neuartiger Energiesysteme und -lieferanten (zum Beispiel Lithium-Ionen-Batterien, Solar- oder Brennstoffzellen) in Verbindung mit der Nutzung innovativer Materialien und Herstellungsprozesse, haben in den letzten Jahren zu Fortschritten bei Mikro- und Nanoenergieversorgungssystemen geführt (Holmberg et al., 2014). Dadurch können Batteriesysteme zur Energieversorgung mikroelektromechanischer Messsysteme entwickelt werden, die sowohl kostengünstig und platzsparend sind, als auch eine hohe Energieeffizienz bei langer Laufzeit aufweisen. Da elektrochemische Prozesse zur Energiegewinnung maßgeblich durch den Elektronenaustausch zwischen

Elektrodenoberfläche und dem Elektrolyt beeinflusst werden, können bereits minimale Veränderungen der Oberfläche einen großen Effekt auf die Leistung und Stabilität einer Batterie ausüben. Dies gilt insbesondere für die Bauweise von Mikro- oder Nanoelektroden, bei denen der Massenaustausch und damit die Leistungsfähigkeit durch eine strukturierte Oberfläche erhöht werden können. Nichtsdestotrotz existieren immer noch technische Hindernisse, die vor allem neuere Entwicklungen der Mikro- und Nanoenergietechnologien (zum Beispiel halb-gereifte enzymatische, mikrobische Biotreibstoffzellen oder farbstoffsensibilisierte Solarzellen) noch nicht für einen kommerziellen Gebrauch frei zugänglich machen (Chen & Liu, 2014; Holmberg et al., 2014). Dementsprechend werden trotz umfassender Weiterentwicklungen seit Beginn der 1990er Jahre vornehmlich Lithium-Ionen-Zellen für den Einsatz in MEMS verwendet. Eine typische Lithium-Ionen-Zelle (Li-Ion) hat eine Spannung von 3,7 V, eine hohe Energiedichte von bis zu 250 Wh/kg, nahezu keinen Memory Effekt⁷ und eine vergleichsweise lange Lebensdauer. Li-Ion-Akkus werden in verschiedenen Geräten wie Smartphones, Laptops, Tablets oder Elektrofahrzeugen eingesetzt und können je nach Einsatzfeld in Reihe (höhere Spannung) oder parallel (höhere Ladekapazität) geschaltet werden. Zum Aufladen wird das CC-CV-Prinzip (constant current - constant voltage) verwendet, wobei die Batterie bis zu einer zulässigen Spannungsgrenze mit konstantem Strom geladen wird (constant current) und ab da mit konstanter Spannung (constant voltage) und abnehmendem Strom bis zu einer bestimmten Stromgrenze zu Ende geladen wird. Diese Besonderheit muss beim Einsatz in MEMS berücksichtigt werden, da die Batterie bei Überladung Zerfallsreaktionen zeigt und das System zerstören kann. Auch eine vollständige Entladung der Batterie sollte vermieden werden (Holmberg et al., 2014; Korthauer & Pettinger, 2013; Kurzweil & Dietlmeier, 2015).

4.1.4 Datenübertragung

Die Datenübertragung mikroelektromechanischer Messsysteme bezieht sich in diesem Abschnitt auf die Weiterleitung der (bereits verarbeiteten) Daten an externe Geräte zur Weiterverarbeitung, Visualisierung oder Speicherung. Auf Ausführungen zu den Grundlagen mikroelektronischer Schaltungs- und Funktionselemente der integrierten Signalweiterleitung wird aufgrund des Schwerpunkts der Arbeit an dieser Stelle verzichtet. Ebenso werden kabelgebundene Übertragungswege (zum Beispiel serielle Schnittstellen, LAN, USB) zu Gunsten aktuellerer und drahtloser Kommunikationswege vernachlässigt.

Dank intensiver Entwicklungen des letzten Jahrzehnts stehen mittlerweile vielfältige kabellose Datenübertragungsmethoden zur Verfügung. Drahtlose (wireless) Personal Area Netzwerke (WPAN) erreichen normalerweise Reichweiten von maximal 10 m und sind typischerweise für die Verbindung

⁷ Der Memory Effekt bezeichnet den Kapazitätsverlust in Folge sehr häufiger Teilentladung eines Akkus.

von Computern und Peripheriegeräten geeignet. Bluetooth (IEEE 802.15.1) und drahtlose Local Area Netzwerke (WLAN) sind die am weitesten verbreiteten Standards. Dazu zählen aber auch ZigBee, Ultrabreitband-Systeme, Radio Frequency Identification (RFID) und Infrarot (IrDA), sowie drahtlose Metropolitan Area Netzwerke (WMAN, IEEE 802.16). Letztgenannte stellen eine Alternative zu Breitbandkabeln, Glasfasern, Stromleitungen und satellitenbasierten Verbindungen zur Versorgung städtischer und ländlicher Regionen mit Breitbandverbindungen dar. Der IEEE 802.22 Standard nutzt freie Fernsehkanäle zur Versorgung von Gebieten in der Größenordnung von Bundesländern (Wireless Regional Area Networks - WRAN). Die beiden, für den Einsatz in MEMS am geeignetsten Standards sind Bluetooth und WLAN Verbindungen (Höher, 2011).

WLAN basiert auf klassischen LAN Standards und wird in den IEEE 802.11 Standards (auch bekannt als Wi-Fi) spezifiziert. Die Funkübertragung arbeitet auf den Frequenzbändern mit 2,4 GHz beziehungsweise 5 GHz. Dabei können theoretisch maximale Übertragungsraten von bis zu 780 Mbit/s erreicht werden. Die Reichweiten schwanken dabei in Abhängigkeit der Umgebung zwischen 20 und 35 m in geschlossenen Räumen bis zu 250 m bei störungsfreier Funkbahn unter freiem Himmel (Abdelrahman et al., 2015; Sauter, 2015).

Die Bluetooth- Technologie wurde 1999 erstmals vorgestellt und seitdem stetig weiterentwickelt. Bei dieser Technologie wird ebenfalls auf dem Frequenzband mit 2,4 GHz gesendet Die Übertragungsgeschwindigkeit ist dabei deutlich niedriger als eine Übertragung mittels WLAN, aber ausreichend für den Einsatz in MEMS. In den letzten Jahren sind weitere Substandards der Bluetooth Technologie entstanden. Beispielsweise ermöglicht der Bluetooth Low Energy (BLE) Standard im Vergleich zu anderen Standards einen deutlich geringeren Energieverbrauch und erfordert geringere Herstellungskosten. BLE Geräte können jedoch lediglich eine maximale Sendeleistung von 10 mW und eine Übertragungsgeschwindigkeit von ca. 1 Mbit/s bei Reichweiten von bis zu 40 m realisieren. Andere Standards bei sogenannten Klasse 1 Geräten, die 100 mW und Reichweiten von bis zu 100 Metern erreichen, werden dabei den Low-Energy-Standards nicht gerecht und haben einen höheren Energiebedarf. Mit einem neuen Standard (Bluetooth 5) sollen in Zukunft bei Einhaltung des Low-Energy-Standards vierfache Reichweiten, doppelte Geschwindigkeiten und damit eine 800% höhere Übertragungskapazität umgesetzt werden (Honkanen et al., 2004; Lee et al., 2007; Sauter, 2015).

4.1.5 Speicher

Das Speichern von Daten stellt eine der wesentlichen Anforderungen innerhalb von MEMS dar. Je nach Menge der zu speichernden Daten existieren spezielle Speicherstrukturen, die für das entsprechende Datenaufkommen am effizientesten arbeiten. Bei mittleren Datengrößen können die Speicher beispielsweise direkt auf einem Chip integriert werden,

wohingegen gesonderte Speicherbausteine für sehr große Datenmengen notwendig werden. Für den Aufbau von Speichern gibt es verschiedene Technologien, die sich in ihren Eigenschaften entsprechend ihres jeweiligen Anwendungsbereiches unterscheiden. Die wesentliche Unterscheidung ergibt sich bezüglich der Speicherfähigkeit mit oder ohne Betriebsspannung. Flüchtige Speicher benötigen eine Spannungsversorgung zum Erhalt der gespeicherten Daten. Dazu zählen die sogenannten SRAM und DRAM Speicher sowie Flip-Flops. Nichtflüchtige Speicher verwerfen die erfassten Inhalte auch ohne Spannungsversorgung nicht. Diesem Speichertyp gehören EEPROM, FRAM, MRAM, PCRAM und RRAM an (Gehrke et al., 2016).

Prinzipiell bestehen zwei Möglichkeiten der Datenspeicherung innerhalb eines MEMS. Zum einen können die mittels der Sensoren erfassten Daten direkt vom MCU weiterverarbeitet und ausgewertet werden und zum anderen werden lediglich die Rohdaten erfasst, um anschließend weitere Analysen auf externen Endgeräten durchzuführen. Können die Daten nicht sofort mittels Datenübertragung an ein Endgerät weitergeleitet werden, muss die Speicherung innerhalb des MEMS erfolgen. Viele mikroelektromechanische Messsysteme verfügen daher über einen externen Speicher⁸. In der Regel handelt es sich dabei um microSD Karten, die aufgrund ihrer geringen Größe und hohen Speicherkapazität Aufzeichnungen hoher Datenmengen ermöglichen. microSD Karten gehören zu dem Bereich der nichtflüchtigen Speicher und zeichnen sich durch einen geringen Stromverbrauch aus (Bez et al., 2003). Das Speichermedium kann nach Ablauf der Anwendung durch externe Geräte (PC, Laptop) ausgelesen und die Daten darauf weiterverarbeitet werden. Des Weiteren werden durch MEMS gewonnene und durch im MCU eingebettete Algorithmen verarbeitete Daten häufig über kabellose Verbindungen direkt an ein externes Gerät weitergeleitet (4.1.4). Um dabei eventuelle Verbindungsprobleme überbrücken zu können, beinhaltet der Mikrocontroller mikroelektromechanischer Systeme häufig sogenannte Puffer (4.1.2), auf welchen Daten zwischengespeichert werden können. Diese sind den flüchtigen Speichern zuzuordnen und befinden sich im Schreiblesespeicher des MCU, da dieser die höchste Verarbeitungsgeschwindigkeit (Echtzeit) aufweist (Gehrke et al., 2016).

4.2 Messmethodische Möglichkeiten und Grenzen

4.2.1 Sensorik

Die wesentlichen Spezifikationen inertialer Messsensoren sind der Messbereich (bei einem Beschleunigungssensor für gewöhnlich als Vielfaches der Erdbeschleunigung g angegeben; bei einem Gyroskop $^{\circ}/s$), die Sensitivität (V/g beziehungsweise $V/^{\circ}/s$), die Messauflösung (g ; $^{\circ}/s$), die Datenerfassungsrate (Hz), die Stoßempfindlichkeit sowie das Rausch- und

⁸ Die Bezeichnung extern bezieht sich an dieser Stelle auf den MCU. Das Speichermedium ist jedoch als Peripherie in das MEMS integriert.

Driftverhalten (Kurz- und Langzeitdriftverhalten: g/s; °/s oder h). Für Akzelerometer spielt darüber hinaus das Crosstalkverhalten eine wichtige Rolle. Dies meint die Immunität der einzelnen Sensorachsen gegenüber Beschleunigungen, die senkrecht zur jeweiligen Messachse (in der Regel also entlang der jeweils anderen Sensorachsen) wirken. Ausschussraten über 40 dB sollten dabei stets gewährleistet werden. Sowohl Beschleunigungssensoren als auch Gyroskope sollten Stößen mit Beschleunigungen von bis zu 1000 g ohne Beschädigungen standhalten können. Der Messbereich sowie die Datenerfassungsrate hängen stark vom jeweiligen Anwendungsgebiet ab. So ermöglichen Beschleunigungssensoren, die für die Kollisionsdetektion in Airbags verbaut werden Messbereiche von ± 50 g und Erfassungsraten von etwa 1000 Hz. Im Gegensatz dazu werden in modernen Herzschrittmachern Sensoren verbaut, die Daten bis lediglich ± 1 g und bei weniger als 50 Hz erfassen (Shi & Zhou, 2012). Allerdings weisen diese Sensoren einen deutlich geringeren Energiebedarf und eine entsprechend langlebige Batterie auf. Bei mikroelektromechanischen Gyroskopen ergeben sich deutliche Leistungsunterschiede im Vergleich zu größeren Geräten. Der Vorteil mikroelektromechanischer Systeme ist die langlebige Akkulaufzeit, sowie kleine Akkugrößen und deren geringe Anschaffungskosten (Maluf & Williams, 2004).

Durch eine Fusion von Beschleunigungssensoren und Gyroskopen kann eine vollständige räumliche Navigation, jedoch ohne Bezug zu einem globalen Koordinatensystem, realisiert werden (Titterton & Weston, 2004). Das heißt, dass die Bestimmung von räumlichen Merkmalen (zum Beispiel Schrittlängen beim Sprint) mit Hilfe von IMS prinzipiell realisierbar ist. Da diese Lagebestimmung bestenfalls allein durch das Gyroskop ermittelt werden kann, hat die Qualität dieses Signals einen entscheidenden Einfluss auf die Genauigkeit der Navigation und der damit determinierbaren Daten. Ein Fehler in der Lagedetektion führt automatisch zu fehlerhaften Beschleunigungsvektoren, in Folge dessen zu proportionalen Fehlern in der Geschwindigkeit und zu quadratischen Fehlern der Position. Daher werden an dieser Stelle die wesentlichen Fehlercharakteristiken von MEMS-Gyroskopen dargestellt. Die genannten Fehler sind häufig abhängig von Umwelteinflüssen, wie Temperatur oder Luftdruck und daher sehr dynamisch. Der erste Fehler ergibt sich aus dem bereits erwähnten Crosstalkverhalten, bei dem ein Übersprechen einzelner Achsen auf seine orthogonalen Nachbarachsen stattfindet. Dieser Fehler kann mit Hilfe einer Misalignment-Matrix zwar kompensiert werden, jedoch erfordert dies in der Praxis die Rotation einer Achse mit konstanter Geschwindigkeit, was in den meisten Anwendungen nicht realisiert werden kann. Daher kann dieser Fehler häufig nicht näher bestimmt und ausgeschlossen werden. Bei dem sogenannten konstanten Drehratenfehler handelt es sich um eine Nullpunktverschiebung, die bei jedem Einschaltvorgang variiert. Da diese jedoch nach dem Einschalten über die Laufzeit hinweg konstant bleibt, kann dieser Fehler gut und mit einfachen

Mitteln kompensiert werden (Wendel, 2011). Die beiden wichtigsten Fehlerquellen sind Angular Random Walk Bias und der Rate Random Walk Bias. Dabei handelt es sich um Rauscheigenschaften des Winkels, die bei einer Lagebestimmung auf die Integration zurückzuführen sind (Woodman, 2007). Unter der Annahme, dass das Rauschen der Drehrate ein gaußverteilter, mittelwertfreier Zufallsprozess ist, können die statistischen Eigenschaften der Winkelfehler in Ruhe zwar bestimmt werden, jedoch machen sich die Fehler nach Einschalten der Sensoren durch eine langsame, monotone Änderung der Daten bemerkbar. Diese weist eine Periodizität im Bereich von Sekunden bis mehreren Stunden und demzufolge eine Fehlerakkumulation über die Zeit auf (Fischer et al., 2013; Harle, 2013; Lawrence & Pines, 1997). Dieses Driftverhalten der Sensoren kann in Phasen der „Ruhelage“ mit Hilfe des sogenannten Ansatzes des „Zero velocity intervals“ oder „Zero velocity update (ZUPT)“ kompensiert werden (Bailey & Harle, 2014; Park & Suh, 2010). Dazu ist es erforderlich, dass während eines gewissen Zeitintervalls (beim Gang zum Beispiel 0,3 bis 1,9 s) keinerlei Bewegung/Beschleunigung/Lageänderung stattfindet. Während dieses Intervalls können die Sensoren rekaliert werden, um das Abdriften zu korrigieren und fehlerhafte Lageberechnungen zu vermeiden. In Studien zu Ganganalysen (Li & Jack Wang, 2014; Zhang et al., 2013) wird gezeigt, dass dieser Ansatz vielversprechende Ergebnisse liefert. Jedoch zeigt sich schon bei Laufanalysen, dass die Annahme eines Intervalls ohne Bewegung, also ohne Beschleunigung, Geschwindigkeit und einer Lageänderung mit zunehmender Fortbewegungsgeschwindigkeit nicht mehr bestätigt werden kann. Der Fuß/Knöchel ist dann kontinuierlich in Bewegung ist und die Sensoren ändern stetig ihre Lage (Peruzzi et al., 2011). Die Integration dieses Ansatzes zur Berechnung von Schrittlängen bei Sprints oder Sprüngen ist also derzeit nicht möglich, beziehungsweise lässt vermuten, dass nur unzureichend genaue Berechnungen der räumlichen Merkmale erreicht werden. Alternative Ansätze zu Rekalibrierung und Vermeidung des Sensordrifts vor allem bei hochdynamischen Sprint- und Sprungbewegungen liegen derzeit nicht vor. Des Weiteren weisen Gyroskope häufig Fehler auf, die als Folge der auftretenden Beschleunigungen entstehen. Die Ursache dafür kann eine unausgewogene Masse in der Rotoraufhängung bei Federmassesystemen (4.1.1) sein und führt zu nicht deterministischen Navigationsfehlern (Titterton & Weston, 2004).

4.2.2 Mikrocontroller

Ziel mikroelektromechanischer Messsysteme zur Bestimmung biomechanischer Merkmale ist eine direkte (eingebettete) Verarbeitung der erfassten Sensordaten durch den MCU. Durch die Analyse der Daten in Echtzeit werden Rückschlüsse auf die Bewegung und damit die Bestimmung der relevanten Merkmale ohne Zeitverlust ermöglicht. Diese können in Folge Wissenschaftlern, Trainern und Athleten zur Verfügung gestellt werden, um

ebenfalls in Echtzeit basierend auf den Daten, Konsequenzen für Training oder Wettkampf abzuleiten. In vielen Anwendungsgebieten existieren bereits voll eingebettete MEMS zur Analyse des aktuellen Zustands (Arshak et al., 2003; Dounis & Caraiscos, 2009; Eskofier et al., 2009; Ferrarini et al., 2008; Ghasemzadeh et al., 2013; Navet & Simonot-Lion, 2009). Um die relevanten Merkmale so genau wie möglich zu bestimmen, müssen die erfassten Sensordaten mit steigender Komplexität und Dynamik einer Bewegung meist auch mit Hilfe immer komplexerer Verfahren ausgewertet werden. Häufig resultiert dies in Verfahren und Methoden aus den Bereichen Machine Learning (zum Beispiel Support Vector Machines, Neuronale Netzwerke), Mustererkennung oder statistischer Klassifikationsverfahren (Blank et al., 2016; Glück, 2015; Jain & Nikovski, 2008; Jiang & Hallstrom, 2013; Niemann, 2013). Zur Implementierung solcher Verfahren in ein MEMS werden typischerweise zunächst eine hohe Anzahl an Datensätzen aufgezeichnet, exportiert und in der Regel auf einem Standardrechner unter Zuhilfenahme spezifischer Software (zum Beispiel MATLAB oder R) analysiert. Dazu werden bewegungsspezifische Features definiert, extrahiert, ausgewählt und für das finale Berechnungsverfahren herangezogen. Darauf aufbauend wird mittels Trainingsdatensätzen die Genauigkeit in Bezug auf die Bestimmung relevanter Merkmale überprüft. Im Anschluss erfolgt ein Optimierungsprozess an dessen Ende die Implementierung eines finalen Algorithmus in den MCU steht (Ferrarini et al., 2008; Lobontiu & Garcia, 2004; Marwedel, 2006). Die Entwicklung eingebetteter Systeme, insbesondere zur Analyse menschlicher Bewegungen beinhaltet zahlreiche Herausforderungen. Das finale System sollte bereits angesprochene Limitationen möglichst minimieren, das heißt kostengünstig, tragbar und flexibel sowie energieeffizient sein. Des Weiteren sollte es Möglichkeiten eröffnen, Bewegungen mehrerer Sportler ohne Beeinträchtigung unter realen Bedingungen zu erfassen und zeitnah Ergebnisse rückmelden können. Dafür müssen Echtzeit-Algorithmen auf dem MCU integriert werden und die berechneten Daten möglichst mittels einer kabellosen Anbindung an ein Visualisierungsgerät weitergeleitet werden. Um die zu messenden Merkmale dabei mit der erforderlichen Genauigkeit bestimmen zu können, müssen in der Regel die oben erwähnten komplexen Verfahren auf dem MCU implementiert werden. Häufig kommen aus Zeit-, Kosten-, Platz- oder Energiegründen jedoch nur kleine oder kapazitätsbegrenzte MCUs für ein eingebettetes MEMS in Frage. Dies schränkt die Anzahl und Komplexität der determinierbaren Merkmale ein. Auch die Wechselbeziehung zwischen Rechenleistung und Energieeffizienz macht ein Abwägen zwischen Genauigkeit und Rechenaufwand notwendig. Die Lösung dieser Kosten-Nutzen-Abwägung bei der Entwicklung eines eingebetteten Systems zur Analyse menschlicher Bewegungen beeinflusst sowohl die Auswahl des zu nutzenden MCU als auch der Auswertelgorithmen maßgeblich. Um Algorithmen, welche an Desktoprechnern unter Zuhilfenahme spezifischer Software entwickelt wurden

auf einem MCU zu integrieren, müssen oftmals Teile des Algorithmus verändert und auf die Charakteristik des MCU zugeschnitten werden, was zu häufigen Neuanpassungen und Re-Designs führen kann (García-Durán et al., 2012; Jensen et al., 2016). Nur in Verbindung mit einer entsprechenden Peripherie (interner Speicher, Schnittstellen für Sensoren etc., integrierte Schaltkreise/FPGAs, digitale Signalprozessoren/DSP, Datenexportanbindung zum Beispiel via USB) kann ein an eine ausgewählte Anwendung angepasstes System entstehen, bei dem Rechenleistung und Energieeffizienz in einem geeigneten Verhältnis stehen. Bei der Entwicklung eines MEMS zur Bestimmung biomechanischer Merkmale einer ausgewählten hochdynamischen sportlichen Bewegung macht dies eine parallele Berücksichtigung aller Komponenten notwendig.

4.2.3 Energieversorgung

Das Ragone-Diagramm (Abbildung 24) zeigt einen Überblick über die spezifischen Energien und Energiedichten verschiedener Akkumulatortechnologien wie Blei-Säure- (Pb/PbO_2), Nickel-Cadmium- (Ni/Cd), Nickel-Zink- (Ni/Zn), Natrium-Nickelchlorid- (Na/NiCl_2), Nickel-Metallhydrid- (Ni/MH_2) und Lithiumionen-Akkus.

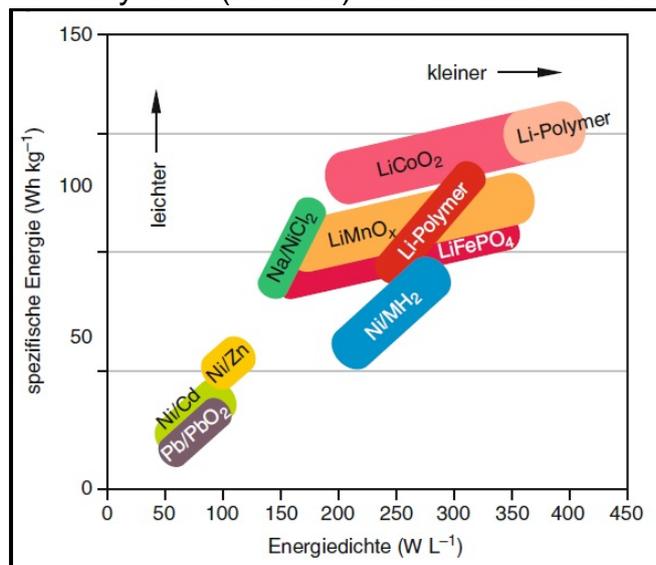


Abbildung 24: Spezifische Energien und Energiedichten verschiedener Akkutechnologien (Kurzweil & Dietlmeier, 2015)

Lithiumionenbatterien vereinen viele wesentliche Kriterien für den Einsatz in MEMS. Dazu gehören eine kompakte und leichte Bauweise ohne schweres Metallgehäuse, ein geringer Anteil giftiger Metalle, verlässliche und inhärent sichere Funktion, verschiedene verfügbare Größen, Langlebigkeit, hohe spezifische Energie und Energiedichte, geringe Anschaffungskosten sowie die Fähigkeit in einem breiten Temperaturbereich bei geringer Selbstentladung (weniger als 1% pro Jahr bei Nichtgebrauch) zu funktionieren. Obwohl auch diese Methode der Energiespeicherung langsam an Grenzen hinsichtlich Leistungsfähigkeit und Sicherheit, vor allem beim Einsatz in intelligenten

elektrischen Geräten stößt, wird sie seit über zwei Jahrzehnten als Energiequelle in tragbaren Systemen eingesetzt. Aktuelle Lithiumionenbatterien erreichen spezifische Energien von 220 Wh/kg bei einer Energiedichte von 450 Wh/L. Trotz einer geringeren Größe und geringerem Gewicht erreichen Lithium-Polymer Akkus sogar spezifische Energien von bis zu 250 Wh/kg bei einer Energiedichte von 400 Wh/L. Bautechnische Herausforderungen für den Einsatz in MEMS sind die Vermeidung von Kristallbildungen, wenn Lithium-Metalle für die Anode eingesetzt werden, Sicherheitsbedenken aufgrund entflammbarer Elektrolyte, Lebensdauer, Dauer für den Aufladevorgang sowie Kosten und Verfügbarkeit geeigneter Materialien (Holmberg et al., 2014; Kurzweil & Dietlmeier, 2015).

Aktuelle Forschungsvorhaben fokussieren dementsprechend vor allem die Verbesserung der spezifischen Energien und Energiedichten sowie sicherheitsfördernder Bauweisen. Durch die steigende Nutzung immer kleinerer Bauteile bis hin zu Nanomaterialien werden verbesserte Elektroden- und Elektrolyteigenschaften hergestellt. Dadurch werden höhere Kapazitäten, Reaktionsraten, spezifische Energien und Energiedichten erreicht. Wenn die rapide Entwicklung der Lithiumtechnologie der letzten Jahre fortgeführt wird, werden Lithiumbatterien auch die primären Energiequellen der Zukunft darstellen und die Energiespeicher vor allem in miniaturisierten elektronischen Geräten fortlaufend verbessert. Nanomaterialien werden dabei zunehmend an Bedeutung gewinnen. Erste Ansätze zu Lithium-Luft-, Lithium-Schwefel-Akkus, dreidimensionalen Batteriedesigns und biomimetisch strukturierten Elektroden zeigen bereits vielsprechende Ergebnisse zur Erhöhung der spezifischen Energie und Speicherkapazität (Holmberg et al., 2014).

4.2.4 Datenübertragung

Mikroelektromechanische Messsysteme arbeiten in der Regel in einem Ad-hoc Modus, bei dem zwei oder mehr Endgeräte direkt miteinander kommunizieren. Dabei ist jedes Gerät gleichberechtigt, und Daten werden direkt von Endgerät zu Endgerät gesendet (Sauter, 2015). An dieser Stelle werden die damit verbundenen Probleme und Lösungsansätze an einem Beispiel erläutert: In typischen Wireless-Sensor-Netzwerken sind Bruttodatenraten von 250 kbit/s beziehungsweise Nettodatenraten von 125 kbit/s möglich. Bei Anwendungen von MEMS zur Messung biomechanischer Merkmale bei sportlichen Bewegungen wird die ANT[®]-Technologie immer populärer, welche eine Nettodatenrate von 20 kbit/s aufweist. Diese ist jedoch nicht mit den Funkmodulen der meisten Standard-Smartphones oder -Tablets kompatibel, was zu Einschränkungen der Anwendungsfelder und Bedienbarkeit führt. Standardmäßig sind in den meisten mobilen Endgeräten mittlerweile Bluetooth-Module verbaut. Vor allem bei den neueren Bluetooth Standards sinkt die Nettodatenrate von maximal 0,7 MBit/s auf 0,27 MBit/s. Ein Verbindungsaufbau kann dabei in 3 ms, statt wie bei älteren Standards in bis zu 100 ms, erfolgen. Eine Datenübertragung kann bereits nach 6 ms

abgeschlossen sein. Insbesondere die kurzen Bursts auf der Funkstrecke tragen dabei zu dem geringen Stromverbrauch von BLE-Geräten bei. Statt 1000 mW als Referenz bei der herkömmlichen Bluetooth-Technologie gibt es BLE-Profile mit einem Stromverbrauch von lediglich 10 mW. Dies bietet zwar gute Möglichkeiten den Energiebedarf zu reduzieren und damit zu langlebigen Akkus beizutragen, die dabei realisierbaren Datenraten sind jedoch zu gering, um die erfassten Daten direkt an eine Auswerteeinheit zu senden. Ein Rechenbeispiel verdeutlicht dies:

$1000 \text{ Hz (Datenerfassungsrate)} * 16 \text{ bit (Auflösung)} * 6 \text{ Sensoren (3-achsiger Akzelerometer und 3-achsiges Gyroskop)} * 2 \text{ Funkknoten} = 192 \text{ kbit/s.}$

Wird eine zeitsynchrone Erfassung von 5 Athleten durchgeführt, werden Übertragungsraten von 960 kbit/s notwendig. Technologien wie WLAN oder Bluetooth ermöglichen prinzipiell höhere Datenrate, werden bei Anwendungen zur Ableitung biomechanischer Merkmale im Sport jedoch nur sehr bedingt eingesetzt. Ursachen hierfür liegen darin, dass die theoretisch möglichen Datenraten über große Reichweiten (>20 m) nicht verfügbar sind und der Energieverbrauch dieser Systeme um ein Vielfaches (bis zu 100 Mal) höher ist. Dies führt zur Notwendigkeit eine eingebettete Datenverarbeitung bereits auf dem Sensorknoten („onboard“) durchzuführen. Dadurch fällt ein erheblich geringeres zu übertragendes Datenvolumen an. Unter der Annahme eine Übertragung von fünf Datensätzen pro Sekunde zu je 80 Bit durchzuführen, entsteht eine Senderate von lediglich 0,26 kbit/s. Selbst bei fünf Athleten müssen dann nur 1,3 kbit/s übertragen werden. Eine eingebettete Datenverarbeitung kann aber nur mit speziellen Mikrocontrollern und Co-Prozessoren (DSP, FPGA, Kapitel 4.1.2 und 4.2.2) ermöglicht werden. Dies verdeutlicht erneut die Notwendigkeit die Wechselwirkungen der Einzelbestandteile eines MEMS bei einer Systementwicklung zu berücksichtigen.

4.2.5 Speicher

Bei der Datenverarbeitung und -speicherung innerhalb eines MEMS werden häufig zusätzlich zu dem bereits im MCU integrierten RAM externe Speicher notwendig, da die internen Speicher über nicht ausreichende Speicherkapazität verfügen, um einen gesamten Datensatz zu puffern. Die zu verwendenden externen Speicher müssen in der Lage sein in Echtzeit (also im gleichen Zeitintervall wie die angeschlossenen Sensoren ihre Daten zur Verfügung stellen) mit Sensordaten beschrieben werden zu können. Darüber hinaus sollte entsprechend ausreichend Speicherkapazität vorhanden sein. SD-Karten sind somit nicht geeignet, da das darauf obligatorisch vorhandene Dateisystem zu nicht-deterministischen Delays führt, die keine Echtzeitfähigkeit gewährleisten. Eine weitere Alternative, der sogenannte SRAM Speicher, erfüllt häufig nicht das Kriterium ausreichend Speicherplatz zur Verfügung zu stellen. In Mikrobauweise werden SRAM Speicher in der Regel nur mit sehr geringen Speicherkapazitäten hergestellt. Eine geeignete

Alternative stellen NOR-Flash Speicher dar, die eine nichtflüchtige Speicherung ausreichender Datenmengen mit einem niedrigen Energieverbrauch verbinden. Flash-Speicher sind portabel und miniaturisiert, haben jedoch eine begrenzte Lebensdauer. Diese ergibt sich durch eine maximale Anzahl an Löschkzyklen (in der Regel 10000 bis 100000 Zyklen), welche somit auch zu einer maximalen Anzahl an Schreibzyklen führt, da der Speicher jeweils blockweise gelöscht werden muss, bevor er wieder beschrieben werden kann (Gehrke et al., 2016).

4.3 IMS zur Erfassung biomechanischer Merkmale sportlicher Bewegungen

Für den Einsatz von IMS als Messsystem zur Ableitung biomechanischer Merkmale im Sport lassen sich bislang drei Hauptanwendungsbereiche identifizieren (Chambers et al., 2015).

1. Erfassung von Kräften, vornehmlich bei Kollisionen mit dem Ziel mechanischer Belastungs-Beanspruchungs-Analysen.
2. Erfassung und Identifikation von Bewegungen und Bewegungsintensitäten zur Analyse körperlicher Aktivität.
3. Bewegungsanalysen, hauptsächlich zur Identifikation von Bewegungsabweichungen.

Aufgrund der rasanten technologischen Entwicklung gewinnen IMS auch in der Sportwissenschaft zunehmend an Bedeutung. Dementsprechend liegen bereits eine Vielzahl an wissenschaftlichen Publikationen, kommerziellen System und Prototypen für die Anwendungen in sportwissenschaftlichen Themengebieten vor. Chambers et al. (2015) identifizieren bei einer Metaanalyse mehr als 2000 relevante Publikationen mit einer steigenden Tendenz. Die Aufarbeitung des Forschungsstandes zu inertialen Messsystemen umfasst aufgrund des Fokus dieser Arbeit empirische Befunde, bei denen mittels IMS nicht nur eine reine Detektion und Erfassung von Beschleunigungsverläufen und -peaks erfolgt, sondern basierend auf den erfassten Daten biomechanische Merkmale extrahiert und analysiert werden. Nach einem kurzen historischen Abriss zur Nutzung von IMS im Sport, erfolgt eine weitere Reduktion durch die Fokussierung auf Arbeiten, die in den letzten 10 Jahren in peer-reviewed Zeitschriften veröffentlicht wurden. Es werden dabei lediglich Systeme betrachtet, die am Athleten selber und nicht an einem Gerät fixiert werden.

Für den ersten Bereich (Erfassung von Kräften vornehmlich bei Kollisionen mit dem Ziel mechanischer Belastungs-Beanspruchungs-Analysen) liegen bereits seit den 1970er Jahren wissenschaftliche Erkenntnisse vor. Die sportwissenschaftlichen oder biomechanischen Fragestellungen fokussieren dabei vor allem Vibrations- und Schwingungsmessungen von Sportgeräten, das Erfassen von Kräften bei Kollisionen oder Erschütterungen und deren Übertragung auf den menschlichen Körper. Bereits Nigg und Kollegen (1973, 1975 und 1976) verwenden einaxiale Beschleunigungssensoren, um

Beschleunigungsverläufe und initiale Peaks beim Gehen, Skifahren oder Turnen zu untersuchen. Dabei können die Autoren zeigen, dass unterschiedliche Geräte und Materialien die charakteristischen Kraftverläufe beeinflussen und dementsprechend unterschiedliche Auswirkungen auf die jeweilige Belastung des Körpers haben (Nigg & Neukomm, 1973, 1975; Nigg & Spirig, 1976). Dieselbe Arbeitsgruppe zeigt in späteren Studien, dass der Einsatz mehraxialer Sensoren dezidiertere Aussagen und Quantifizierungen von Kraftspitzen ermöglicht (van den Bogert et al., 1996, 1999). In Studien der Rückschlagspiele (Tennis, Badminton) werden Beschleunigungssensoren unter anderem zur Analyse des Vibrationsverhaltens eingesetzt. Hatze (1992) sowie Wilson & Davis (1995) zeigen dabei, dass der Einsatz von Griffbändern die Vibrationen des Schlägers reduzieren kann. Dies ist vergleichbar mit Ergebnissen von Stroede et al. (1999), die eine Reduzierung der Vibrationen und damit ein verbessertes Handling des Schlägers durch in die Bespannung des Schlägers eingesetzte Dämpfungselemente erzielen. Hennig & Milani (1995) sowie Hennig et al. (1992) untersuchen die Auswirkung der Haltekraft am Tennisschläger auf die Ballgeschwindigkeit sowie die Vibrationsbelastung des Unterarms unter einem präventiven Fokus. Dazu werden vornehmlich einaxiale Sensoren auf dem Schlägerschaft, in einzelnen Studien aber auch auf Handgelenk- und Ellenbogenknochen befestigt. Weitere Einsatzbereiche von Beschleunigungssensoren zur Analyse von Beschleunigungsspitzen bei auftretenden Kollisionen sind Schlaganalysen in Kampfsportarten (Buško et al., 2016) sowie Auswirkungen und Einflüsse von Schutzausrüstungen (Cowie et al., 2008). In Kontaktsportarten wie Rugby oder American Football werden vor allem die Anzahl und Intensität von Zusammenstößen sowie deren verletzungsbedingte Folgen untersucht (Gabbett et al., 2010; Gatin et al., 2013; Gatin et al., 2014; Kelly et al., 2012; Kimpara et al., 2011; Wu et al., 2016).

Zur Erfassung und Identifikation von Bewegungen und Bewegungsintensitäten mit dem Ziel der Analyse körperlicher Aktivität werden Inertialsensoren häufig in Verbindung mit portablen Datenspeichern eingesetzt. In Langzeitstudien können so Messzeiträume zwischen einigen Stunden und mehreren Tagen zur Erfassung und Abschätzung der physischen Aktivität realisiert werden (Adamo et al., 2009; de Bruin et al., 2008; Gebruers et al., 2010; Iosa et al., 2016; Mathie et al., 2004; Reilly et al., 2008). Die Quantifizierung der Dauer und Intensität von Alltagsbewegungen erfolgt dabei meist aus den gemessenen Beschleunigungskurven und deren typischen Mustern, um eine Zuordnung zu gewissen Aktivitäten (zum Beispiel Sitzen, Stehen oder Gehen) zu ermöglichen. Bei typischen Gehbewegungen werden darüber hinaus mittels der Inertialdaten raum-zeitliche Merkmale bestimmt und Abschätzungen für den daraus resultierenden Energieverbrauch ermittelt (Kavanagh & Menz, 2008; Vathsangam et al., 2011; Vathsangam et al., 2010). Bussmann et al. (2000) zeigen beim Gehen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten hohe Übereinstimmungen zwischen der durch ein IMS bestimmten Intensität und

physiologischen Parametern wie der Herzfrequenz oder der Sauerstoffaufnahme. Auch für das Gehen auf unterschiedlich geneigten Untergründen können hinreichend genaue Vorhersagen für den Energieverbrauch getroffen werden (Terrier et al., 2001). Zunehmend werden Inertialsysteme in Kombination mit GPS-Sensoren und Sensoren zur Erfassung physiologischer Belastungsparameter (zum Beispiel Herzfrequenz) auch zur Dokumentation von Belastungs-Beanspruchungs-Profilen eingesetzt. Vor allem in Sportspielen gewinnt dabei der Playerload immer mehr an Bedeutung (Dellaserra et al., 2014; Emery et al., 2016; Kelly et al., 2015; Polglaze et al., 2015; Scott et al., 2013; Varley et al., 2014).

Biomechanische Merkmale, zum Beispiel Kontakt- und Flugzeiten, lassen sich beim Gehen und Laufen bereits mit einaxialen Sensoren und hinreichend kleinen Messfehlern bestimmen. Höhere Geschwindigkeiten (über 12 km/h) führen dabei zu größeren Messfehlern als niedrige Geschwindigkeiten (Herren et al., 1999; Lee et al., 2009; Mansour et al., 2015; Peruzzi et al., 2011; Sabatini et al., 2005). Außerdem haben die Datenerfassungsraten, Sensorlokalisationen, Driftverhalten sowie Algorithmen zur Parameterextraktion einen entscheidenden Einfluss auf die Güte der Detektion (Diaz et al., 2013; Kim & Lee, 2017; Norris et al., 2016; Sprager & Juric, 2015). Hanlon & Anderson (2009) bestimmen unter Verwendung von zwei zweiaxialen Beschleunigungssensoren (ADXL210, ± 10 g, 1 kHz) am Knie und Fuß von Patienten den Zeitpunkt des initialen Bodenkontakts beim Gehen. Im Vergleich mit den durch eine Kraftmessplatte (AMTI, 1 kHz) bestimmten Zeitpunkten treten dabei mittlere absolute Abweichungen von $9,5 \pm 9$ ms auf. Die Autoren schlussfolgern, dass eine Platzierung lediglich eines Sensors zu einer verbesserten Anwendbarkeit beiträgt, dafür jedoch eine weitere Optimierung der Detektionsalgorithmen notwendig ist. Bei Verwendung des einzelnen Sensors werden in der genannten Studie mittlere absolute Abweichungen von 39,4 ms detektiert. Mittels eines 6D-IMS (± 3 g, $\pm 800^\circ/\text{s}$, 200 Hz) bestimmen Mariani et al. (2010) Schrittlängen und Geschwindigkeiten beim Gehen mit einer mittleren Abweichung von 1,5 cm beziehungsweise 0,0014 m/s im Vergleich zu optometrisch (Vicon) erfassten Messwerten. Dies ist vergleichbar mit den Ergebnissen von Derlien et al. (2010), die bei der Verwendung von Druckmesssohlen als Referenzsystem auf normalem Boden Korrelationskoeffizienten zwischen $r=0,843$ und $r=0,923$ für Schrittdauer, Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit ermitteln. Auf einem weichem Untergrund liegen die Korrelationen der mittels Druckmessung und IMS (± 4 g, $\pm 700^\circ/\text{s}$, 500 Hz) bestimmten Ganggeschwindigkeiten nur bei $r=0,712$. In einer weiteren Studie zum Einsatz des gleichen IMS stellen Schwesig et al. (2010) hohe Reliabilitätskoeffizienten und geringe Abweichungen bezüglich der Erfassung von Gangmerkmalen wie Phasendauern (95%-LoA: -0,084 bis 0,083 s), Geschwindigkeiten (-0,208 bis 0,169 m/s) oder Aufsatzwinkel (-4,226 bis $6,05^\circ$) fest.

Für den Einsatz von Inertialmesssystemen zur Bestimmung biomechanischer Merkmale bei Laufbewegungen mit höheren Geschwindigkeiten als beim Gehen liegen ebenfalls umfassende empirische Erkenntnisse vor (Alexander et al., 2016; Bailey & Harle, 2014; Buchheit et al., 2015; Gindre et al., 2016; Lee et al., 2009; Shih et al., 2014; Yuan & Chen, 2014). Für die Bestimmung von Schritt-, Doppelschritt- und Bodenkontaktzeiten bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten (10 bis 12, 13 bis 15 und 16 bis 19 km/h) setzen Lee et al. (2009) einen am Kreuzbein der Sportler platzierten Inertialsensor (MiniTraqua, 100 Hz) ein. Dabei werden Korrelationen von $r=0,76$ bis $r=0,99$ zwischen den Sensordaten und dem optometrischen Referenzsystem (Qualisys, 6 Kameras) berechnet. Die Bland Altman 95%-Limits of Agreement liegen zwischen $-0,025$ und $0,023$ s und waren für die Bestimmung der Bodenkontaktzeiten am größten. Zum Messbereich der eingesetzten Sensoren wird in dieser Studie keine Angabe gemacht, und die Datenerfassungsrate von lediglich 100 Hz bei Geschwindigkeiten von bis zu 19 km/h sollte kritisch hinterfragt werden. Die Schwierigkeiten und Limitationen bei der Ableitung kinematischer Merkmale aus Inertialsensordaten bei hohen Geschwindigkeiten werden durch Ergebnisse von Gindre et al. (2016) deutlich. Bei der Verwendung eines Myotest-Sensors, welcher am unteren Rücken der Sportler platziert wird, stellen die Autoren fest, dass für Geschwindigkeiten von 12 bis 21 km/h zwar reliable Ergebnisse bezüglich Kontaktzeit, Flugzeit und Schrittfrequenz erzielt werden. Die Abweichungen der Größen Kontaktzeit und Flugzeit liegen im Vergleich zu einer Hochfrequenzkamera (Casio, 300 Hz) jedoch zwischen 31 % (Kontaktzeit) und 75 % (Flugzeit). Die Kontaktzeiten werden durch das IMS unterschätzt, was eine Überschätzung der Flugzeit zur Folge hat. Lediglich die Schrittfrequenzen unterschieden sich mit Abweichungen von 0,2 bis 0,9 % nicht signifikant voneinander. Zu geringeren Abweichungen kommen Buchheit et al. (2015) bei vergleichbarer Platzierung eines kommerziellen GPS-Sensors (SPI HPU, GPSports) mit einem integrierten Beschleunigungsaufnehmer (100 Hz, keine Angabe des Messbereichs). Bei Läufen auf einem instrumentierten Laufband mit Geschwindigkeiten zwischen 10 und 27 km/h zeigen die Ergebnisse systematische Unterschätzungen von 10,4 % der Kontaktzeiten und 25,8 % der Flugzeiten. Dennoch schlussfolgern die Autoren, dass die Nutzung von in GPS-Sensoren eingebetteten Beschleunigungssensoren zur Bestimmung von Kontakt- und Flugzeiten bei Verwendung spezifischer Auswertelgorithmen hinreichend kleine Abweichungen liefern kann. Vor allem der Einsatz unter Feldbedingungen bietet demnach die Möglichkeit, umfassende Daten zur Analyse laufspezifischer biomechanischer Merkmale zu gewinnen.

Bailey & Harle (2014) untersuchen darüber hinaus den Einfluss von Sensorparametern (Messbereich und Datenerfassungsrate) auf die Genauigkeit bei der Erfassung der Kinematik beim Laufen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Aufgrund der hohen auftretenden Beschleunigungen im Moment des initialen Bodenkontakts (bis 70 g) plädieren

die Autoren für den Einsatz hochauflösender Beschleunigungsaufnehmer, da ein Saturieren des Sensors die Genauigkeit der Merkmalsextraktion negativ beeinflusst. So führt die Nutzung eines Beschleunigungssensors mit einem Messbereich von bis zu 200 g zu einer Messfehlerreduzierung von bis zu 40 %. Im Gegensatz dazu scheint die Datenerfassungsrate erst unterhalb eines Wertes von 250 Hz die Messergebnisse negativ zu beeinflussen. Abschließend zeigen die Autoren außerdem, dass hinsichtlich der Verwendung von Gyroskopen noch größere Restriktionen existieren, da zur Zeit kaum Gyroskope in MEMS-Bauweise existieren, die höhere Messbereiche als 2000°/s erlauben. Eine Erhöhung dieses Messbereichs ließe jedoch eine Verbesserung der Genauigkeit vor allem bei hochdynamischen Bewegungen erwarten (Bailey und Harle 2014).

Neben den bereits dargestellten Anwendungsfeldern, werden Inertialsensoren zunehmend als Alternative zu optischen Bewegungsanalysesystemen beziehungsweise als System für invers-dynamische Analysen in Echtzeit eingesetzt. Die Einsatzgebiete beinhalten dabei die Identifikation/Klassifikation von Bewegungen, die Quantifizierung biomechanischer Einflussgrößen zur Technikanalyse und die Dokumentation der Änderung ausgewählter Parameter in Folge von Trainings- oder Lernprozessen in Sportarten wie Bowling (King et al., 2011), Kraftsport (Balsalobre-Fernández et al., 2015; O'Reilly et al., 2015), Rudern (Baca & Kornfeind, 2008), Schwimmen (Davey et al., 2008; Fulton et al., 2009a, 2009b; Mooney et al., 2015), Snowboarding (Krüger & Edelman-Nusser, 2009), Skifahren (Brodie et al., 2008; Sadi & Klukas, 2011; Supej, 2010), Trampolinspringen (Helten et al., 2011), Golf (Jensen et al., 2015) oder Tennis (Connaghan et al., 2011).

In gerätegestützten Sportarten wie dem Rudern oder dem Skifahren werden dabei häufig zusätzliche Messsysteme (GPS- oder Kraftsensoren) kombiniert. Nur vereinzelt werden hochdynamische Schlag- und Wurfbewegungen mittels Akzelerometrie analysiert. Jaitner & Gawin (2010) setzen zur Analyse des Smashes im Badminton zwei- und dreiaxiale Beschleunigungssensoren an den Armsegmenten der Sportler ein und kombinieren diese mit Sensoren am Schläger. Die Autoren zeigen, dass mit Hilfe des verwendeten Systems unterschiedliche Beschleunigungen und Abstoppbewegungen von Unter- und Oberarm identifiziert werden können und in Abhängigkeit der Expertise spezifische Merkmalsausprägungen aufweisen. Dies ist vergleichbar mit Ergebnissen von Shan et al. (2015), die beim Einsatz von jeweils einem IMS an der Hand, dem Unterarm und dem Oberarm der Sportler vor allem die Bedeutung der Handgelenkbewegung zum Erreichen hoher Schlaggeschwindigkeiten herausstellen.

In der Rückschlagsportart Tennis wird gezeigt, dass unterschiedliche Schläge während Trainingseinheiten oder in Spielen mittels IMS identifiziert und unterschieden werden können (Ahmadi et al., 2009; Connaghan et al., 2011). Beim Einsatz des am Arm platzierten TennisSense (beinhaltet Beschleunigungssensoren, Gyroskope und Magnetfeldsensoren) identifizieren

Connaghan et al. (2011) Schläge (Aufschlag, Vorhand und Rückhand) und Nichtschlagevents mit einer Genauigkeit von 90 %. Beim alleinigen Einsatz der Gyroskop- und Magnetfeldsensordaten reduziert sich die Genauigkeit auf 88 %. Ahmadi et al. (2009) bestimmen signifikante Korrelationen zwischen Gyroskopdaten und am Arm, Hand und Handgelenk platzierten Markern bei der Detektion von Aufschlagtrends. Vergleichbare Analysen führen Ghasemzadeh et al. (2009) bei der Untersuchung der Handgelenkrotation beim Golf durch. Auf der Basis von 5 Mikrosensoren (3 am Körper der Athleten, 2 am Schläger) entwickeln die Autoren ein Modell der einzelnen Schlagphasen und leiten daraus Rückmeldungen über die Bewegungsausführung (Dauer des Rückschwungs, Schwungebene, Schlägerkopfgeschwindigkeit) ab. Eine Limitation dieser Studie ist die niedrige Datenerfassungsrate von 30 Hz, die eine genaue Detektion von hochfrequenten Events (zum Beispiel Balltreffpunkt) erschwert.

In den Kraftsportarten identifizieren Adelsberger & Tröster (2013) Stoßbewegungen unter Einsatz von drei Sensoren (Sprunggelenk, unterer Rücken und Handgelenk) und entwickeln einen Detektionsalgorithmus zur Erkennung vollständiger Bewegungen auf der Basis von Support Vector Machines. Aus der Genauigkeit von über 93 % folgern die Autoren, dass dies eine geeignete Methode zur Erkennung und Analyse von Bewegungen im Gewichtheben darstellt. Zur Bestimmung der Bewegungsgeschwindigkeit bei Kniebeugen setzen Balsalobre-Fernández et al. (2015) den PUSH-Sensor (dreiaxialer Beschleunigungsaufnehmer und dreiaxiales Gyroskop) am Handgelenk der Sportler ein und zeigen dabei eine hohe Übereinstimmung ($ICC=0,944$) und eine systematische Unterschätzung der Geschwindigkeit von $-0,07 \pm 0,1$ m/s im Vergleich zur Referenzmessung (T-Force Geschwindigkeitsmesser). Bei der Nutzung eines einzelnen IMS am unteren Rücken der Sportler während der Ausführung von Kniebeugen kann darüber hinaus gezeigt werden, dass ein statistisches Klassifikationsverfahren („leave one subject out“) mit einer Sensitivität von 64,41 %, Spezifität von 88,01 % und Genauigkeit von 80,45 % fehlerhafte und korrekte Ausführungen differenzieren kann (O'Reilly et al., 2015). Zur automatisierten Erfassung von Wiederholungen im Krafttraining entwickeln Brown et al. (2015) einen Detektionsalgorithmus auf Basis des Beschleunigungssignals eines MTw (50 Hz) Sensors der Firma XSens. Die vollzogenen Bewegungen können mit mittleren Abweichungen von $-0,2 \pm 0,6$ Wiederholungen gezählt werden. Von 141 Übungen werden 23 (16 %) nicht korrekt gezählt. Bei der Ableitung zeitlicher Merkmale (zum Beispiel die Dauer der isometrischen Phasen) treten Abweichungen von bis zu 56 % auf.

Helten et al. (2011) nutzen eine XSens Sensor, bestehend aus sieben MTx Sensoren, zur Klassifikation von Trampolinsprüngen. Die Unterscheidung der Sprünge erfolgt dabei durch die Segmentierung der Gesamtbewegung basierend auf Gelenkwinkelverläufen sowie Winkelgeschwindigkeiten der Sensoren. Einen ähnlichen Ansatz wählen Ganter et al. (2010), die mit Hilfe

von insgesamt 17 MTx Sensoren (Firma Xsens) kinematische Merkmale (zum Beispiel Gelenkwinkel oder -geschwindigkeiten) von 22 Gelenken während einer Diskuswurfbewegung erfassen. Beide Studien schlussfolgern, dass der Einsatz dieses Systems vor allem zu Feedbackzwecken und der Detektion von Bewegungsabweichungen eine Alternative zu videobasierten Systemen darstellt. Ohta et al. (2009) unterstützen dies, indem sie zweiaxiale Sensoren kombinieren, um die Bewegung des Wurfgeräts beim Hammerwurf zur erfassen und eine Schnellrückmeldung während einer Trainingseinheit bezüglich ausgewählter Merkmale zur Verfügung zu stellen.

Ghasemzadeh & Jafari (2011) evaluieren den Baseballschwung und platzieren dafür insgesamt drei Sensoren (Handgelenk, Hüfte und Brust) am Körper der Athleten. Unter Einbezug eines zuvor erstellten Klassifikationsmodells können die Ausführungen eines „gelungenen Schwungs“ (hinsichtlich Timing von Schlüsselmomenten der Bewegung) und eines „nicht gelungenen Schwungs“ unterschieden werden. Eine weitere Studie aus dem Baseball untersucht die Wurfbewegung mit zwei Beschleunigungssensoren und Gyroskopen am Ober- und Unterarm (Koda et al., 2010). Wenngleich das Hauptziel dieser Untersuchung die biomechanische Analyse des Wurfes ist, gelingt diese nur in den Fällen, in denen die Sensoren den Wurf auch als solchen erkennen. Die Diskussion der Reliabilität der Erkennung wird dabei von den Autoren jedoch vernachlässigt und lässt keine Hinweise auf die Güte der Detektion zu. In der vergleichbaren Sportart Cricket präsentieren McNamara et al. (2015) einen Algorithmus zur Detektion unterschiedlicher Events. Dieser weist während Trainingseinheiten eine Sensitivität und Spezifität von 99,0 % beziehungsweise 98,1 % auf, welche sich jedoch in Spielsituationen auf 89,5 % Sensitivität und 74,0 % Spezifität vermindern.

Im Schwimmsport werden IMS zum einen zur Detektion unterschiedlicher Lagen oder Events (zum Beispiel Wenden) und zum anderen zur Bestimmung von Geschwindigkeiten eingesetzt. Jensen et al. (2013) zeigen Klassifikationsraten von 99,8 % für Wenden und 95 % für die Erkennung der vier Lagen (Brust, Freistil, Rücken und Delfin) bei der Platzierung eines IMS (Firma Shimmer) auf dem Kopf der Sportler. Beanland et al. (2014) bestimmen bei gleicher Platzierung eines MinimaxX S4 Sensors (Firma Catapult) valide automatische Zuger kennungen beim Delfin- ($r=1,00$) und Brustschwimmen ($r=0,99$). Für die Freistillage kann gezeigt werden, dass die Bestimmung der Geschwindigkeit sowohl beim Abstoßen nach der Wende (Stamm et al., 2013) als auch während der Schwimmphase (Dadashi et al., 2012; Dadashi et al., 2013) durch die Platzierung eines Sensors an der Lendenwirbelsäule valide und reliable Ergebnisse liefert. Dies gilt gleichermaßen für die Erfassung der Anzahl an Beinschlägen und Schlagfrequenzen (Fulton et al. 2009 a und b) sowie für die Erkennung und zeitliche Quantifizierung unterschiedlicher Bewegungsphasen wie das Eintauchen der Hand und Gleit- und Zugphase (James et al., 2011).

Auch in den Wintersportarten werden MEMS zunehmend eingesetzt. Um Rückmeldungen über die Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten bei unterfahrenen und nicht unterfahrenen Kurven (englisch: cross-under und cross-over turns) zu ermöglichen, platzieren Chardonens et al. (2010) einen Physilog-Sensor (Firma Gait Up) auf den Ski der Sportler. Derselbe Sensor wird in anderen Studien der Arbeitsgruppe eingesetzt, um Phasen des Skispringens zu identifizieren (Chardonens et al., 2012) und um Seitendifferenzen von Knie- und Hüftwinkel im Absprung zu untersuchen (Chardonens et al., 2014). Dabei wird gezeigt, dass die Segmentbewegungen im Zeitpunkt des Absprungs signifikant mit der Sprungweite korrelieren. Im Snowboardsport bestimmen Harding et al. (2009) auf Basis von Gyroskopdaten die Flugzeit und das Ausmaß der Drehungen bei Halfpipeevents, was jedoch nur für Rotationen bis 540° zuverlässig möglich ist. Darauf aufbauend entwickeln Sadi & Klukas (2011) erweiterte Algorithmen, die eine Detektionsrate bei Sprüngen von Skifahrern und Snowboardern von 92 % (im Vergleich zu 43,5 bis 60 % bei früheren Studien) erreichen. Marsland et al. (2012) verwenden IMS zur Identifizierung von Bewegungsmustern im nordischen Skisport. Zyklische Bewegungsmuster sowie Abstoß- und Skatingaktionen können dabei bereits beim Einsatz eines einzelnen Sensors identifiziert werden.

Zum Einsatz von Inertialmesssystemen zur Ableitung biomechanischer Merkmale bei Sprüngen liegen seit einigen Jahren Erkenntnisse zur Bestimmung von Kontaktzeiten, Flugzeiten und Sprunghöhen vor. Darüber hinaus werden zum Teil lediglich Sprungevents quantifiziert oder Beschleunigungs- und Kraftverläufe bei Landeevents erfasst. Bei der Untersuchung von Landungen und vertikalen Sprüngen können beim alleinigen Einsatz eines Beschleunigungssensors lediglich geringe Korrelationen der Kraftpeaks während einer Dropjumplandung ($r=0,70$) und der Beschleunigungspeaks beim Takeoff eines Countermovementjumps ($r=0,55$ bis $0,59$) zwischen IMS und einer mobilen Kraftmessplatte bestimmt werden (Tran et al., 2010). Vergleichbare Ergebnisse berechnen Simons & Bradshaw (2014) für den Zusammenhang von Bodenreaktionskräften und Peakbeschleunigungen eines am Rücken platzierten Akzelerometers bei Droplandungen ($r=0,608$) und Mehrfachsprüngen ($r=0,86$). Picerno et al. (2011) bestimmen mit einem IMS bestehend aus einem dreiaxialen Beschleunigungssensor sowie einem dreiaxialen Gyroskop die Flugzeit und Sprunghöhe bei Countermovementjumps und vergleichen diese mit Referenzwerten, die mittels einer Kraftmessplattform und eines optometrischen Messsystems bestimmt werden. Die durch das an der Hüfte der Sportler befestigte IMS ermittelten Werte korrelieren dabei höher ($r=0,87$) mit den Referenzwerten, wenn der Einfluss der Rumpfrotation auf die Beschleunigungswerte durch das Gyroskop kompensiert wird. Bei ausschließlicher Verwendung der Rohwerte folgt hingegen eine signifikante ($p<0,01$) Unterschätzung der Sprunghöhe von im Mittel 12,7 cm. Mit

vergleichbaren Messanordnungen (Nutzung einer Kraftmessplattform als Referenzsystem) werden auch bei Houel et al. (2010) hohe Korrelationen ($r=0,91$) für Zeit- und Geschwindigkeitsparameter bei SJ bestimmt. Patterson & Caulfield (2010) bestimmen mit $r=0,98$ ebenfalls einen sehr hohen Korrelationskoeffizienten für den reaktiven Sprungkraftindex bei Dropjumps. Nichtsdestotrotz weisen die Autoren auf die Notwendigkeit verbesserter und möglicherweise individualisierbarer Detektionsalgorithmen zur Erfassung von Sportlern unterschiedlicher Leistungsniveaus oder Sportarten hin. Mittels eines Peak-Detektions-Algorithmus quantifizieren Quagliarella et al. (2010) die Flugzeit aus zwei Beschleunigungssensoren und vergleichen diese mit durch eine Kraftmessplattform gewonnenen Werten. Die so ermittelten Flugzeiten weisen hohe Korrelationen ($r>0,95$) bei maximalen Abweichungen von 4,8 % auf. Bei der Anwendung eines Myotest-Sensors zur Bestimmung der Sprunghöhe aus der gemessenen Flugzeit bei vertikalen Sprüngen stellen Monnet et al. (2014) zunächst systematische Fehler von 3,6 cm (SJ) und 4,8 cm (CJ) im Vergleich zur Referenzmessung fest. Durch die Anpassung der zugrundeliegenden Algorithmen erreichen die Autoren im Anschluss Verbesserungen des systematischen Fehlers auf -1,1 cm und 0,5 cm. Dennoch merken sie kritisch an, dass stets unsystematische Fehler von bis zu 7 cm auftreten, die in zukünftigen Überarbeitungen ebenfalls reduziert werden sollten. Ähnlich große Abweichungen stellen auch MacDonald et al. (2017) fest, die bei der Bestimmung der Sprunghöhe von Countermovementjumps 95%-LoA von -3,0 bis 11,2 cm bei Nutzung eines Kamerasystems (8 Kameras, 240 Hz) als Referenzmessung. Auch bei einem Einsatz von Inertialsensoren bei sportartspezifischen Sprüngen werden noch vergleichsweise hohe Messfehler festgestellt. Gageler et al. (2015) ermitteln bei volleyballspezifischen Sprüngen 95%-LoA im Bereich von -75 bis 50 ms hinsichtlich der Flugzeit, während Charlton et al. (2017) -3,8 bis 12,4 cm Abweichungen bei Ermittlung der Sprunghöhe feststellen. Als Referenzsysteme wurden Kameras mit einer Aufnahmefrequenz von 25 Hz (Gageler, et al., 2015) und 250 Hz (Charlton et al., 2017) genutzt. In diesem Kontext unterschiedlicher Sprungbewegungen (zum Beispiel niedrige vs. hohe Sprünge) und Bewegungsintensitäten (Gehen vs. Laufen vs. Springen) weisen Lee et al. (2015) darauf hin, dass unterschiedliche Kriterien für eine genaue Eventdetektion notwendig sind. Darüber hinaus zeigen die Autoren, dass alle Datenachsen der am Schuh befestigten dreiaxialen Beschleunigungssensoren und Gyroskope signifikant höhere Werte aufweisen, wenn hochintensive Bewegungen ausgeführt werden. Sie schlussfolgern daraus, dass das Einbeziehen aller Datenachsen innerhalb eines Detektionsalgorithmus nicht zwangsläufig notwendig ist, aber zu verbesserten Genauigkeiten führen kann. Zur Reduzierung des Rechenaufwands sollte dementsprechend sorgsam geprüft werden, welche Daten für die Entwicklung eines Algorithmus einbezogen werden.

Der Einsatz von inertialsensorbasierten Messsystemen zur Ableitung biomechanischer Merkmale im leichtathletischen Sprint wurde erstmals von Purcell et al. (2006) untersucht. Dabei nutzen die Autoren für die Überprüfung der Genauigkeit bei der Bestimmung von Bodenkontaktzeiten im Sprint eine in einer Laufbahn eingebaute Kraftmessplatte (1 kHz) als Referenzsystem. Ein dreiaxialer Beschleunigungsaufnehmer (± 18 g) am Schienbein der Sportler erfasst die Daten mit einer Erfassungsrate von 250 Hz. Diese werden anschließend mittels Bluetooth an eine Auswerteeinheit übertragen. Bei einem Korrelationskoeffizienten von $r=0,997$ werden mittlere Abweichungen von -1 ± 1 ms identifiziert. Erwähnenswert ist, dass die Güte der Detektion während der ersten Schritte der Beschleunigungsphase zunimmt (1. Schritt: $r=0,951$, -8 ± 9 ms; 3. Schritt: $r=0,967$, -2 ± 5 ms; 5. Schritt: $r=0,991$, 0 ± 1 ms). Die Autoren führen dies auf die fehlende Korrekturmöglichkeit durch ein nicht vorhandenes Gyroskop zurück und erwarten für die Startphase eine Verbesserung der Genauigkeit bei Ergänzung dieser Information (Purcell et al. 2006). Anzumerken ist, dass dieses System keine Ergebnismeldung in Echtzeit ermöglicht und aufgrund seiner Größe (etwa 20 cm Länge) nur eingeschränkt für feldbasierte Anwendungen geeignet ist.

Zur Bestimmung von Beschleunigungen und Durchschnittsgeschwindigkeiten befestigen Alexander et al. (2016) einen Beschleunigungssensor (SPI-HPU, ± 16 g, 100 Hz) am oberen Rücken auf Höhe des Schulterblattes. Die Sportler absolvieren 40 m Sprints und dabei werden die Zwischenzeiten von 10 m Intervallen mittels Lichtschranken erfasst. Diese Daten nutzen die Autoren für die Berechnung der Beschleunigungen und Geschwindigkeiten. Für beide Merkmale werden signifikante Unterschiede zwischen beiden Messsystemen ermittelt. 95%-LoA liegen im Bereich von $-1,67$ bis $3,90$ m/s^2 und $-1,87$ bis $7,61$ m/s . Schlussfolgernd erklären die Autoren, dass die Messung von Beschleunigungen und Geschwindigkeiten mittels IMS für Sprints nur dann hinreichend genau möglich ist, wenn das Körpergewicht und Formeln zur Kompensation der Erdbeschleunigung in die Auswerteargorithmen einbezogen werden.

Bergamini et al. (2013) bestimmen mittels eines IMS (Firma FreeSense) bestehend aus einem dreiaxialen Akzelerometer und Gyroskop (± 6 g; ± 500 $^\circ/\text{s}$; 100 Hz) die Rumpflage während des Sprintstarts und der ersten drei Schritte der Beschleunigungsphase. Als Referenzsystem wird ein Bewegungsanalysesystem (Vicon) bestehend aus neun Kameras bei einer Aufnahme Frequenz von 200 Hz eingesetzt. Die Ergebnisse zeigen für den Verlauf des Rückenwinkels über die gesamte Messdauer Abweichungen der Root Mean Square Differenz von 4 ± 3 %. In statischen Positionen (zum Beispiel der „Fertig“-Position) treten Abweichungen von weniger als 1° auf (Abbildung 25).

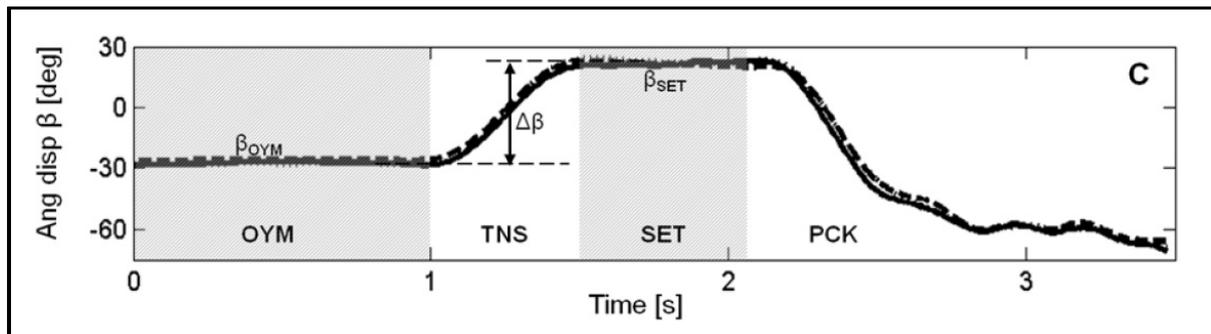


Abbildung 25: Mittels IMS (durchgezogene Linie) und ein Kamerasystem (gestrichelt) gemessener Rückenwinkel verschiedener Positionen der Startphase (Bergamini et al., 2013).

Für die Bodenkontaktzeiten beim Sprint ermitteln Bergamini und Kollegen (2012) mittlere absolute Abweichungen von 0,005 s zu den mittels Dynamometrie (Kraftmessplatte, 200 Hz) und Hochfrequenzvideometrie (Casio Exilim, 300 Hz) ermittelten Referenzwerten. 95%-Limits of Agreement liegen dabei symmetrisch unter 0,025 s, was auf hohe unsystematische Fehler (Über- und Unterschätzungen) hindeutet. Die Autoren schlussfolgern dennoch, dass auf Basis der Ergebnisse eine Unterscheidung von Sportlern unterschiedlicher Leistungsniveaus genauso möglich ist wie eine Erfassung zeitlicher Merkmale über den gesamten Verlauf eines Rennens (Bergamini et al., 2012). Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Ammann et al. (2016) beim Einsatz eines IMS (PARTwear, HuCE-microLab, University of Applied Sciences, Biel, Schweiz) zur Bestimmung der Bodenkontaktzeit bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten. Im Vergleich mit einer Hochfrequenzkamera (1000 Hz) ermitteln die Autoren hohe Korrelationskoeffizienten ($ICC=0,808$, 95%-Konfidenzintervall: 0,653 bis 0,894) bei Sprintgeschwindigkeiten von $8,0 \pm 0,5$ m/s bei mittleren prozentualen Abweichungen von $0,1 \pm 6,7$ %.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass der Einsatz von IMS für die Ableitung biomechanischer Merkmale leichtathletischer Sprünge und Sprints eine geeignete Alternative zu bereits vorhandenen Systemen (Kapitel 3.3) darstellt. Wesentliche Faktoren für die Messgenauigkeit bei der Ableitung biomechanischer Merkmale stellen die verwendeten Sensoren, der Messbereich, die Datenerfassungsraten, die Platzierung der Sensoren, deren Rückwirkungsgrad sowie die Entwicklung und Auswahl geeigneter Algorithmen für die automatisierte Merkmalsextraktion dar. Vor allem die eingesetzten Algorithmen schwanken bei den bisher eingesetzten Systemen zum Teil und sollten für zukünftige Entwicklungen stärker berücksichtigt werden.

4.4 Zusammenfassung

Die Fortschritte der MEMS-Technologien der letzten Jahre haben zu einer völlig neuen Generation von IMS geführt. Vor allem verbesserte Spezifikationen wie Messbereiche, Messauflösung, Datenerfassungsrate,

Stoßempfindlichkeit, Energieverbrauch, Größe und Kosten ermöglichen immer mehr den Einsatz inertialer Messsysteme zur Ableitung biomechanischer Merkmale sportlicher Bewegungen. Die wesentlichen Nachteile sind dabei verringerte Leistungsfähigkeiten von MCUs in MEMS-Bauweise sowie abnehmende Genauigkeiten in Folge von Rausch- und Driftverhalten der Sensoren. Dabei hängen vor allem die Größe eines MEMS und die jeweilige Leistungsfähigkeit (insbesondere Akkulaufzeit und Speicherkapazität) eng zusammen. Je kleiner das Sensorsystem, desto geringer fällt die zu erwartende Leistung meist aus. Auf der anderen Seite führt jedoch der Aspekt der abnehmenden Größe dazu, dass IMS zunehmend als körpernahe Sensoren eingesetzt werden können. Dadurch sind sie hochgradig transportabel und benötigen keine stationären Bestandteile wie beispielsweise Kabel, Stative, externe Verstärker oder ähnliches. Die Signale können mit Hilfe integrierter Speicher aufgezeichnet werden und ermöglichen es dem Sportler die jeweilige Bewegung in realen Szenarien ohne zeitliche oder räumliche Begrenzung durchzuführen. Restriktionen bezogen auf zeitliche und räumliche Erfassungsbereiche werden lediglich durch die Leistungsfähigkeit des Systems bestimmt. Diese erwähnten Eigenschaften sorgen dafür, dass eine mobile Erfassung von Bewegungsdaten in nicht-standardisierten Umgebungen (zum Beispiel im Freien, in geschlossenen Räumen wie Sporthallen, ohne Abhängigkeit von Untergründen wie Sand, Gras, Wackelkissen etc.) ermöglicht wird. Die große Ökonomie von IMS wird durch einen geringen notwendigen Aufwand beim Aufbau oder der Möglichkeit mehrere Sportler zeitgleich auszustatten verdeutlicht. Geringere Anschaffungskosten im Vergleich zu bereits vorhandenen Systeme stellen einen weiteren Vorteil dar. Die Möglichkeit, IMS als Messsystem zur reliablen und validen Ableitung biomechanischer Merkmale einzusetzen, wurde bereits für diverse Anwendungen im Sport nachgewiesen (Chambers et al., 2015). Die messtechnischen Spezifikationen (Auswahl der Sensoren, MCU, Messbereiche, Datenerfassungsraten) schwanken dabei jedoch in Abhängigkeit des Anwendungsgebietes und müssen dementsprechend kritisch reflektiert und auf die jeweilige Anwendung zugeschnitten werden. Darüber hinaus muss berücksichtigt werden, dass die Ableitung biomechanischer Merkmale auf Basis inertialer Sensordaten nach wie vor große Herausforderungen beinhaltet, die sich vor allem aus den Signalcharakteristiken, den angesprochenen Fehlerquellen sowie Bewegungsartefakten durch unzureichende Fixierung am Athleten ergeben. Dies trifft insbesondere auf die Analyse hochdynamischer Bewegungen wie Sprünge und Sprints zu. Aus diesem Grund müssen adäquate praktische Lösungen (vor allem der Fixierung) gefunden werden, um die Fehlerquellen zu minimieren. Miniaturisierte Systeme in Kombination mit einer kabellosen Datenübertragung stellen insgesamt eine geeignete Möglichkeit für den Einsatz als Messsystem unter trainings- oder wettkampfähnlichen Bedingungen dar. Durch integrierte Auswertalgorithmen und den Einbezug

externer Visualisierungsmöglichkeiten (Smartphones oder Tablets) kann darüber hinaus eine zeitnahe Ergebnismeldung erfolgen. Die Entwicklung von Algorithmen und Auswerterroutinen, die den Einfluss der Fehlerquellen minimieren (können) und die Daten in für Trainer und Athleten bekannte und verwertbare Merkmale transformieren, bildet die Hauptanforderung beim Einsatz von IMS zur biomechanischen Analyse sportlicher Bewegungen (Sands, 2008). Dabei müssen häufig komplexe Auswertelgorithmen implementiert werden, zu denen beispielsweise „Kalman filtering“ (Foxlin, 2005; Xu et al., 2015; Zampella et al., 2012), „Magnetic Angular Rate Update“ (Zampella et al., 2012) oder „Hidden Markov Models“ (Zhang et al., 2015) zählen. Diese Algorithmen benötigen einen vergleichsweise hohen Rechenaufwand. Daher werden die notwendigen Berechnungen bei den meisten bisher vorhandenen Systemen nach der Datenaufzeichnung „offline“ durchgeführt, und es besteht keine Möglichkeit für eine zeitnahe Rückmeldung des Ergebnisses (Ammann et al., 2016; Bergamini et al., 2013; Bergamini et al., 2012). Das Senden aller Rohdaten mittels kabelloser Übertragungsmechanismen ist aufgrund der typischen Übertragungsraten und Reichweiten für eine schnelle Rückmeldung im Rahmen einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik kaum realisierbar. Somit schöpfen die vorhandenen Systeme nicht alle Möglichkeiten von IMS zu Ableitung biomechanischer Merkmale bei sportlichen Bewegungen vollständig aus.

Wesentliche Anforderungen an die Hard- und Softwareentwicklung eines IMS zur Messung biomechanischer Merkmale des leichtathletischen Sprints können entsprechend wie folgt zusammengefasst werden:

- Messwerterfassung mit hochauflösenden Sensoren mit Messbereichen von mindestens 16 g (Beschleunigungssensor) beziehungsweise $1000^\circ/\text{s}$ (Gyroskop) in Kombination mit den notwendigen Datenerfassungsraten von mindestens 1 kHz,
- Leistungsstarker und zugleich sehr energiesparender MCU,
- Berücksichtigung der verfügbaren Funkbandbreite, niedriger Energieverbrauch, kompakte Bauweise sowie einfache Bedienbarkeit und ein modularer Systemaufbau,
- Datenspeicher und PC-Anbindung via USB,
- Akkumanagement mit langen Batterielaufzeiten,
- Vereinigung der Komponenten in einem möglichst kompakten Gehäuse mit einer eingebetteten Datenverarbeitung auf einem Sensorknoten und anschließender Übertragung der abgeleiteten biomechanischen Merkmale bei gleichzeitiger Speicherung der Rohdaten auf dem Sensor,
- Umsetzung eines besonders energiesparenden, kompakten und einfach bedienbaren Sensorsystems. Ziel sollte die Entwicklung eines leicht zu bedienenden Systems mit langer Akkulaufzeit und einer Größe, die den Sportler nicht wesentlich beeinflusst, sein.

Um dies zu gewährleisten, sind im Rahmen einer Systementwicklung moderne Verfahren aus Hard- und Softwareengineering notwendig. Die diesbezüglich bereits angedeuteten Forschungsdefizite werden im Rahmen des nächsten Kapitels zusammengefasst und in Verbindung zu vorhandenen Forschungsdefiziten bezüglich der biomechanischen Einflussgrößen des leichtathletischen Sprints gebracht.

5 Forschungsdefizite

Wie die Ausführungen aus Kapitel 2 verdeutlichen, werden biomechanische Einflussgrößen des leichtathletischen Sprints bereits in einer Vielzahl wissenschaftlicher Studien untersucht. Dies trifft insbesondere für die Startphase sowie für die ersten Schritte der Beschleunigungsphase zu. Die relevanten Einflussgrößen können dabei sehr umfassend in hochstandardisierten, laborbasierten Umgebungen, mit Hilfe entsprechender Messsysteme (instrumentierte Startblöcke, instrumentierte Laufbahnen, Bewegungsanalysesysteme, Kraftmessplatten, etc.) erfasst werden. Vor allem durch räumliche Restriktionen stoßen die vornehmlich eingesetzten Messsysteme und -methoden dabei jedoch häufig an Grenzen. Die Möglichkeiten biomechanische Merkmale im leichtathletischen Sprint unter feldnahen Bedingungen zu erfassen, sind entsprechend begrenzt. Dies zeigt sich vor allem dadurch, dass eine Erfassung relevanter biomechanischer Merkmale in den Phasen mit maximaler und absinkender Geschwindigkeit des Sprints nur schwer möglich und in bisherigen Forschungsarbeiten kaum repräsentiert ist. Dies gilt ebenso für Untersuchungen der Lang- und Hürdensprintdisziplinen, vor allem unter wettkampfähnlichen Bedingungen. Entsprechend liegen für diese Bereiche nur wenige bis keine wissenschaftlichen Erkenntnisse vor.

Insbesondere beschäftigen sich nur eine geringere Zahl an Studien mit der Analyse von Stütz- und Flugzeiten über den gesamten Verlauf einer Wettkampfstrecke. Meist werden nur einzelne Schritte oder räumlich begrenzte Bereiche (zum Beispiel ausgewählte Streckenabschnitte) analysiert. Bushnell & Hunter (2007) untersuchen beispielsweise Bodenkontaktzeiten von Sprintern und Langstreckenläufern bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten lediglich innerhalb eines 10 m Abschnitts. Weitere Ansätze für die raumdiskrete Analyse von Kontaktzeiten oder Schrittfrequenzen finden sich bei Hunter et al. (2004a), Mattes et al. (2014) oder in Wettkampfanalysen (Graubner & Nixdorf, 2011).

Für den Langsprint lässt sich ein besonderes Forschungsdefizit hinsichtlich der Veränderung der Zeitstruktur der Sprintschritte über den Verlauf der Wettkampfstrecke in Folge der höheren Anteile anaerober Stoffwechselfvorgänge und dem zunehmenden Einsetzen von Ermüdung feststellen. In diesem Kontext findet die Analyse biomechanischer Merkmale in der Regel nur in diskreten Intervallen statt (zum Beispiel 50 m Abschnitte bei Hanon & Gajer, 2009 oder Gajer et al., 2007), bei denen die Ergebnisse dann auf mittlere Ausprägungen des jeweiligen Intervalls beschränkt sind. Die zeitkontinuierliche Erfassung und dynamische Veränderung kinematischer Sprintmerkmale erfolgt selten bis gar nicht. Dementsprechend liegen kaum Studien und vergleichbare Auswerterroutinen für die Quantifizierung von Ermüdung und deren Einfluss auf die Wettkampfleistung vor (Nummela et al., 1996). Unterschiedliche Untersuchungsintervalle und Auswerterroutinen führen

außerdem zu divergierenden und schwer vergleichbaren Ergebnissen, was sich für die Interpretation und Ableitung gezielter Trainingsmaßnahmen als problematisch darstellt (Iskra & Coh, 2011).

In den technischen Sprintdisziplinen wie dem Hürdenlauf können Zeitmerkmale (zum Beispiel die Dauer der Hürdenüberquerung, Stützzeiten vor und nach der Hürde, Flugzeiten oder Schrittfrequenzen) als wichtige Merkmale zur Analyse der spezifischen Technik herangezogen werden. Diese geben Aufschluss über die Qualität der Hürdenüberquerung oder die Rhythmisierung im Verlauf der Wettkampfstrecke. Biomechanische Analysen beschränken sich bezüglich dieser Aspekte jedoch häufig auf die selektive Auswahl einzelner Hürdenüberquerungen oder Veränderungen der Abschnittszeiten. Biomechanische Analysen ausgewählter Hürdenschritte finden sich unter anderem bei Coh & Dolenc (1996), Coh (2002), Li et al. (2011), Sidhu (2015) sowie Analysen internationaler Meisterschaften von Graubner & Nixdorf (2011).

Insgesamt liegen für alle Sprintdisziplinen kaum Studien vor, die eine kontinuierliche Erfassung biomechanischer Einflussgrößen über den gesamten Verlauf einer Wettkampfstrecke beinhalten. Längsschnittstudien (aus Trainings- und Wettkampfdaten) werden somit nicht ausreichend ermöglicht. Die vorhandenen Forschungsdefizite sind vor allem auf die Limitationen aktueller Messsysteme und -methoden in diesem Bereich der biomechanischen Analyse des leichtathletischen Sprints zurückzuführen. Dies gilt insbesondere für Systeme, die eine Erfassung zeitkontinuierlicher Daten für eine Gruppe von Sportlern in Trainings- und Wettkampfsituationen unter ökonomischen Bedingungen (geringer Aufbau- und Kalibrierungsaufwand, schnelle Datengewinnung, keine Beeinträchtigung des Sportlers) ermöglichen (Kapitel 2 und 3).

Kinematische Merkmale wie die Dauer von Stütz- und Flugphasen, Schrittlängen und Ganggeschwindigkeiten lassen sich mit Hilfe inertialsensorbasierter Messsysteme beim Gehen und Laufen bereits mit hinreichender Genauigkeit erfassen (Derlien et al., 2010; Foxlin, 2005; Iosa et al., 2016; Lee et al., 2009; Mariani et al., 2010; Sabatini et al., 2005; Sprager & Juric, 2015). Im Vergleich zum Gehen und Laufen kommt es in den Sprintdisziplinen zu deutlich kürzeren Bodenkontaktzeiten sowie höheren Beschleunigungs- und Kraftspitzen. Dies stellt zum einen höhere Anforderungen an Auswerteroutinen zur Ableitung biomechanischer Merkmale. Zum anderen besteht vor allem im Hochleistungssport die Notwendigkeit Messfehler so gering wie möglich und vor allem unterhalb der individuellen Merkmalsvariabilität zu erhalten (Taherian et al., 2010). Ein für die Ableitung biomechanischer Merkmale im Sprint geeignetes Messsystem muss diese Aspekte berücksichtigen und führt zu spezifischen Anforderungen bei der Entwicklung eines solchen Systems (Kapitel 3 und 4).

Für den Einsatz inertialer Messsysteme im leichtathletischen Sprint liegen bisher nur sehr wenige wissenschaftliche Erkenntnisse vor. Diese Systeme

liefern dabei nicht immer die, für den Hochleistungssport erforderlichen Genauigkeiten (Ammann et al., 2016; Bergamini et al., 2012). Darüber hinaus werden die notwendigen Berechnungen durch das jeweilige System häufig erst nach der Datenaufzeichnung durchgeführt und es besteht keine Möglichkeit einer zeitnahen Ergebnisrückmeldung (Ammann et al., 2016; Bergamini et al., 2013; Bergamini et al., 2012). Eine Kombination aus einer auf dem Sensor eingebetteten Datenauswertung, einer kabellosen Datenübertragung und der Möglichkeit die berechneten biomechanischen Merkmale in Echtzeit zu visualisieren, ist derzeit für die Analyse des leichtathletischen Sprints nicht bekannt (Kapitel 4).

6 Forschungsziele

Ziel dieser Arbeit ist es, ein neuartiges Messsystem auf der Basis von Inertialsensoren zur Ableitung biomechanischer Merkmale im leichtathletischen Sprint zu entwickeln. Dadurch soll ein Beitrag zur Weiterentwicklung und Ergänzung vorhandener Messsysteme und -methoden zum Einsatz in der Leistungsdiagnostik sowie der Trainings- und Wettkampfanalyse des leichtathletischen Sprints geleistet werden. Primäres Anliegen ist dabei die Entwicklung eines Messsystems unter Nutzung von Inertialsensoren, welches typische leistungsrelevante Merkmale ermittelt und sowohl unter Labor- als auch Feldbedingungen (Training oder Wettkampf) eingesetzt werden kann. Es wird dargestellt wie Inertialsensoren in ein neu zu entwickelndes mobiles Messsystem integriert werden können/müssen (technischer Aufbau), welche Genauigkeiten bei der Ableitung biomechanischer Merkmale erzielt werden (Validierung) und welche neuen Erkenntnisse zum leichtathletischen Sprint durch den Einsatz in feldbasierten Einsatzfeldern (Anwendung) erzielt werden können. Somit ergeben sich für die vorliegende Arbeit vier wesentliche Forschungs- und Entwicklungsbereiche:

1. *Technischer Aufbau des Messsystems:*

Die Entwicklung eines mobilen Messsystems auf der Basis von Inertialsensoren zur Ableitung biomechanischer Merkmale bei typischen leichtathletischen Sprüngen und Sprints. Das Messsystem sollte für die zeitsynchrone Messung mehrerer Sportler geeignet sein, das heißt Messdaten müssen dem jeweiligen Sportler automatisch zugeordnet und dargestellt werden.

2. *Entwicklung von Auswertelgorithmen zur Eventdetektion:*

Basierend auf den gewonnenen Rohdaten (Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten) müssen Auswertelgorithmen entwickelt werden, die zunächst eine Detektion bewegungsrelevanter Zeitpunkte (zum Beispiel den Beginn eines Bodenkontakts) ermöglichen. Im Anschluss daran werden die Eventzeitpunkte genutzt, um biomechanische Merkmale (Kontaktzeiten, Flugzeiten oder Schrittfrequenzen) abzuleiten.

3. *Validierung*

Hierbei wird die Messgenauigkeit des entwickelten Messsystems bei typischen leichtathletischen Sprungbewegungen und Sprints an geeigneten Stichproben überprüft. Dabei werden für leistungsdiagnostische Messungen typische Messsysteme (zum Beispiel Kraftmessplatten oder OptojumpNext[®]) als Referenzsysteme genutzt. Dadurch wird eine Aussage über die Einsetzbarkeit des entwickelten Systems ermöglicht.

4. Anwendung

In einem finalen Schritt steht die Anwendung des entwickelten Messsystems in Studien a) zur Veränderung kinematischer Schrittmerkmale im 400 m Sprint und b) zur Erfassung technikrelevanter kinematischer Merkmale im Hürdensprint. Es soll geprüft werden, welche neuen Erkenntnisse zum Sprint mit Hilfe der durch das entwickelte IMS gewonnenen Daten erzielt werden können.

Nachfolgend werden die Ziele für die einzelnen Bereiche dargestellt. Das sich daraus ergebende methodische Vorgehen sowie die entsprechenden Ergebnisse werden in den Kapiteln 7 bis 10 beschrieben.

6.1 Technischer Aufbau des Messsystems

Der technische Aufbau des Systems basiert auf Entwicklungen des Forschungsschwerpunkts Ambient Systems (AmSys) der TU Kaiserslautern. In diesem Zusammenhang wurden bereits sportspezifische Mess- und Informationssysteme in Kombination mit funkbasierten Sensornetzwerken entwickelt (Wille et al., 2010a, 2010b). Dazu zählt beispielsweise eine Sensor-Netzwerk-Plattform zum Online-Monitoring physiologischer Parameter im Radsport (Jaitner et al., 2011). Aufgrund der technologischen Entwicklungen, erfolgen im Rahmen dieser Arbeit im Hardwarebereich weitreichende Umstrukturierungen (die Auswahl neuer Sensorik und Funkmodule) und Neuentwicklungen. Um die messtechnischen Anforderungen für die Ableitung biomechanischer Merkmale bei leichtathletischen Sprints und Sprüngen mit Hilfe eines IMS zu realisieren, müssen zunächst technische Spezifikationen ausgewählt werden. Diese müssen eine Erfassung und Analyse der Bewegungsstrukturen und -merkmale (zum Beispiel Zeiträume des Bodenkontakts oder des Take-off) bei Sprints und Sprüngen ermöglichen. Dazu gehören:

1. Auswahl geeigneter Messbereiche der einzusetzenden Sensoren,
2. Integration der Sensoren in eine geeignete MEMS Struktur, bestehend aus Mikrocontroller, Energieversorgung, Datenübertragung und Speicher,
3. Erprobung unterschiedlicher Sensorspezifikationen bezüglich der Messbereiche, Datenerfassungsraten oder Filterimplementierungen zur Kompensation des Rausch- und Driftverhaltens sowie geeignete Sensorlokalisationen,
4. Entwicklung eines Software-Frameworks, um eine Implementierung von Sensoren und Algorithmen für die weiteren Arbeitsschritte zu ermöglichen,
5. Die Entwicklung eines Hard- und Software-Frameworks, welches eine automatisierte Bestimmung und zeitnahe Visualisierung biomechanischer Merkmale ermöglicht.

6.2 Entwicklung von Auswertelgorithmen zur Eventdetektion

Nach der Entwicklung des Hard- und Software-Frameworks müssen geeignete Auswertelgorithmen entwickelt und evaluiert werden. Dabei sind folgende Arbeitsschritte notwendig, um eine eingebettete Datenverarbeitung und damit eine zeitnahe Rückmeldung der erfassten Daten zu ermöglichen:

1. Auswahl relevanter biomechanischer Merkmale, die mit Hilfe des Messsystems unter Feldbedingungen bestimmt werden können,
2. Entwicklung, Evaluation und Integration geeigneter Auswertelgorithmen, basierend auf den erfassten Sensordaten, die relevante Bewegungsevents (zum Beispiel Lande- oder Absprungzeitpunkte) im Datensignal erkennen und daraus die relevanten biomechanischen Merkmale berechnen,
3. Transformation der Algorithmen in sequentielle, auf dem MCU eingebettete Echtzeit-Algorithmen, mit der Möglichkeit die berechneten Merkmale sofort nach Beendigung der Messung darzustellen.

6.3 Validierung

Um zu überprüfen, ob das entwickelte IMS die Erfassung der biomechanischen Merkmale mit einer (auch für den Hochleistungssport) hinreichenden Genauigkeit ermöglicht, sollen die, durch das IMS erfassten Daten mit denen geeigneter Referenzmesssysteme verglichen werden. Dabei sollen explizit leistungsheterogene Stichproben einbezogen werden, um den Einfluss verschiedener Zielgruppen auf die Messgenauigkeit zu überprüfen. Die grundlegenden Ziele dieses Arbeitsschrittes können wie folgt zusammengefasst werden:

1. Überprüfung der Messgenauigkeit des IMS bei vertikalen Einfachsprüngen (Dropjumps) zunächst unter standardisierten Laborbedingungen an geeigneten Stichproben (Leichtathleten und Spisportler) unter Verwendung eines geeigneten Referenzsystems (Kraftmessplatte oder Kontaktmatte),
2. Vergleich der Ergebnisse in Abhängigkeit der Expertise (Sportart, Leistungsniveau) und der Sprunghöhe, sowie gegebenenfalls die Ableitung spezifischer Richtlinien zum Einsatz des IMS bei verschiedenen Zielgruppen,
3. Überprüfung der Messgenauigkeit des Messsystems bei leichtathletischen Sprints unter Feldbedingungen an einer geeigneten Personenstichprobe (Sprinter mit mehrjähriger Trainingserfahrung und entsprechendem Leistungsniveau) unter Einbezug geeigneter Referenzsysteme (optoelektronische Messverfahren),
4. Gegebenenfalls Anpassung/Überarbeitung des IMS (zum Beispiel hinsichtlich alternativer/individualisierter Auswertelgorithmen) basierend auf den durch die Validierungsstudien gewonnenen Erkenntnissen.

6.4 Anwendung

Nach erfolgter Validierung des entwickelten Systems soll dieses in zwei Anwendungsstudien der Disziplinen 400 m und Hürdensprint eingesetzt werden. Ziel ist es, vertiefende Erkenntnisse über die Leistungsstruktur der jeweiligen Sprintdisziplin zu erlangen. Dabei wird erwartet, dass mit Hilfe des entwickelten Messsystems umfassende Daten über den gesamten Verlauf der Wettkampfstrecke gewonnen werden können.

Langsprint

Ziel der Anwendungsstudie ist die Durchführung und Auswertung einer empirischen Untersuchung zur Analyse von Änderungen kinematischer Merkmale der Sprinttechnik im Langsprint über den Verlauf der Wettkampfstrecke (400 m). Um die kontinuierliche Änderung der biomechanischen Merkmale im Langsprint unter Berücksichtigung von Ermüdungseffekten analysieren zu können, müssen die relevanten Daten über den gesamten Streckenverlauf für jeden Schritt erfasst werden. Dies sollte bei Läufen mit maximaler Intensität (im Training oder Wettkampf) erfolgen. Die Auswertung soll zum einen expertisabhängige Merkmalsausprägungen umfassen, aber auch individuelle Analysen ermöglichen, die eine Unterscheidung unterschiedlicher Trainingszustände oder taktischer Merkmale zur Gestaltung der Gesamtstrecke zulassen. Es soll geprüft werden, ob neue Erkenntnisse bezüglich der Leistungsstruktur des Langsprints mit Hilfe der erfassten Daten gewonnen werden können.

Hürdensprint

Ziel dieser Anwendungsstudie ist die Durchführung und Auswertung einer empirischen Untersuchung zur Analyse kinematischer Merkmale der Bewegungstechnik des Hürdensprints. Um Änderungen über den Verlauf der Wettkampfstrecke analysieren zu können, sollen die relevanten Daten ebenso im gesamten Streckenverlauf für jeden Schritt erfasst werden. Die gewonnenen biomechanischen Merkmale sollen über den zeitlichen Verlauf für jeden Probanden beziehungsweise getrennt nach Leistungsgruppen dargestellt und analysiert werden. Es soll gezeigt werden, dass das entwickelte IMS die Möglichkeit bietet, umfassende Daten des Hürdensprints unter Feldbedingungen zu erfassen, die neue Erkenntnisse der Leistungsstruktur im Leistungs- und Hochleistungsbereich des Hürdensprints ermöglichen.

7 Technischer Aufbau des Messsystems

7.1 Hardware

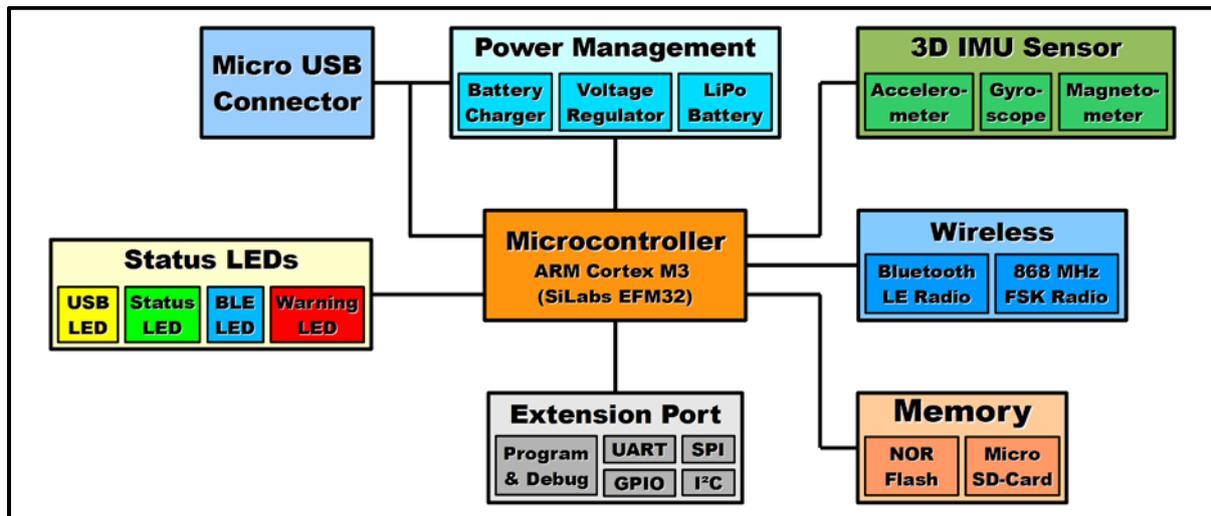


Abbildung 26: Hardware-Struktur des IMS (Schmidt et al., 2018).

Sensorik

Um die notwendigen Messgenauigkeiten zu ermöglichen, wurde ein energiesparender Inertialsensor in MEMS Bauweise verbaut. Der MPU-9150 der Firma InvenSense vereint einen hochauflösenden 3-achsialen Beschleunigungssensor, ein 3-achsiales Gyroskop und einen 3-achsialen Magnetfeldsensor in einem 4 mm x 4 mm x 1 mm großen Gehäuse. Die Datenerfassungsrate von 1 kHz und die Messbereiche von bis zu ± 16 g (einstellbar auf $\pm 2, 4, 8$ & 16 g) und $2000^\circ/\text{s}$ (einstellbar auf $\pm 250, 500, 1000$ & $2000^\circ/\text{s}$) ermöglichen präzise Messungen. Außerdem enthält der MPU-9150 einen Luftdrucksensor, der Höhenmessungen mit bis zu 10 cm Genauigkeit ermöglicht, die Ausweitung auf weitere Anwendungen zulässt, in der vorliegenden Systementwicklung jedoch nicht genutzt wird (InvenSenseInc, 2013).

Mikrocontroller

Als MCU wurde der ARM Cortex M3-Prozessor Giant Gecko der Firma Silicon Labs in das System integriert. Im Gegensatz zu einer 8 Bit-Architektur profitiert dieser MCU von einer 32 Bit-Architektur, sodass Berechnungen bis zu 4-mal schneller durchgeführt werden können. Dadurch werden auch komplexe Auswertalgorithmen ermöglicht und relevante Daten können in kürzerer Zeit berechnet werden. Zeitgleich erfolgt eine Energieersparnis, wodurch die Akkulaufzeit erhöht wird. Der verwendete MCU bietet aufgrund weiterer Leistungsreserven ausreichend Kapazitäten für mögliche Erweiterungen auf zukünftige sportwissenschaftliche Szenarien (Schmidt et al., 2018).

Energieversorgung

Ein moderner Lithium-Polymer-Akku dient dem Sensorsystem als Energiespeicher, welcher über eine USB-Verbindung an jedem handelsüblichen PC beziehungsweise über ein USB-Netzteil innerhalb von etwa 2 Stunden aufgeladen werden kann. Die Laufzeit im Betrieb beträgt mehrere Stunden. In Testphasen konnte bei Inaktivität des Sensors (kein Messbetrieb oder Datenübertragung) eine Akkulaufzeit von mehr als 24 Stunden festgestellt werden. Im Messbetrieb ist ein Einsatz über 6 bis 8 Stunden ohne erneuten Ladevorgang möglich. Darüber hinaus verfügt das System über einen Sleep-Modus, der den Sensor nach einer Phase der Inaktivität automatisch ausschaltet, um den Energiebedarf weiter zu minimieren.

Datenübertragung und Speicher

Für das entwickelte Messsystem wurde der BLE-Chip nRF8001 der Firma Nordic ausgewählt. Eine spezielle, auf der Platine integrierte Antenne sorgt für hohe Reichweiten. Durch den BLE-Standard können zwar nur geringe Datenmengen übertragen werden, was durch eine eingebettete Datenverarbeitung jedoch keinen limitierenden Faktor darstellt. Ein handelsübliches Smartphone oder Tablet mit einem Android Betriebssystem ist ausreichend, um die gewonnenen Daten zu visualisieren. Für zukünftige Anwendungen wurde ein weiteres Funkmodul für den Sub-GHz-Bereich vorgesehen, das bei Bedarf höhere Reichweiten zulässt. Neben der eingebetteten Datenauswertung wird ebenfalls die Möglichkeit erhalten, Daten lokal zu speichern, um sie bei Bedarf später auslesen und weiterverarbeiten zu können. Da der integrierte RAM des verbauten MCU keine ausreichenden Kapazitäten für das Puffern aller Sensordaten bietet, wurde zusätzlich ein NOR-Flash Speicher verbaut. Dort werden die erfassten Sensordaten zunächst zwischengespeichert, bevor diese mittels einer microSD-Karten-Anbindung auf einer microSD-Karte gespeichert werden können. Durch eine Speicherkarte mit einer Kapazität von 64 GB, bietet dies die Möglichkeit Mehrfachaufzeichnungen mit einer Gesamtlänge von mehreren Stunden zu realisieren. Auch der NOR-Flash beinhaltet gewisse Restriktionen bezüglich der Pufferkapazität, sodass Einzelaufnahmen von bis zu 6 min durchgeführt werden können. Für ein komfortables Auslesen, wurde ebenfalls eine PC-USB-Anbindung integriert. Die gespeicherten Dateien sind so aufgebaut, dass sie mit verschiedenen Programmen (R, Excel, MatLab etc.) problemlos analysiert werden können (Schmidt et al., 2018).

Die gesamte Peripherie des MCU konnte auf einer 77 mm x 53 mm großen Platine verbaut werden (Abbildung 27). Diese befindet sich zusammen mit dem Lithium-Polymer-Akku, welcher für den Großteil des Gewichtes von ca. 60 Gramm verantwortlich ist, in einem 80 mm x 56 mm x 24 mm großen, robusten und stoßresistenten Gehäuse (Abbildung 28).

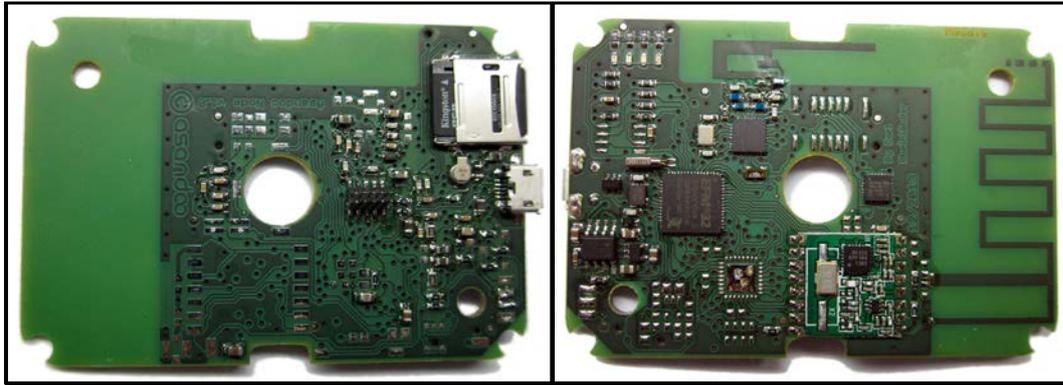


Abbildung 27: Vorder- und Rückseite der Platine.



Abbildung 28: Gehäuse des Sensorknotens inklusive Platine und Akku.

7.2 Sensorspezifikationen und -lokalisierung

Zur Überprüfung und Festlegung der Sensorspezifikationen (Messbereich, Datenerfassungsrate und Sensorlokalisierung) wurden zunächst in Vorstudien typische leichtathletische Sprünge und Sprints durchgeführt. Dabei wurde der Sensor an unterschiedlichen Positionen des Sportlers (Fuß, Knöchel, unterer Rücken) befestigt und verschiedene Messbereiche der Sensoren (2 bis 16 g; 250 bis 2000°/s) evaluiert. Dabei wurde festgestellt, dass bereits bei niedrigen Fußgelenkssprüngen und submaximalen Sprints sowohl hohe Beschleunigungen ($> 16 \text{ g}$) als auch Winkelgeschwindigkeiten ($> 1000^\circ/\text{s}$) erreicht werden. Mit Hilfe der Gyroskope können potenzielle Fehlerquellen, wie der Einfluss von Segmentbewegungen auf die Beschleunigungswerte korrigiert werden (Picerno et al., 2011; Picerno et al., 2010). Bezüglich der Sensorlokalisierung konnte festgestellt werden, dass für die Eventdetektion eine Platzierung des Sensors auf der Oberseite des Fußes die geringsten Messfehler aufweist. Dies ist dem typischen Bewegungsablaufes bei Sprüngen und Sprints (der initiale Kontakt findet für gewöhnlich über den Fußballen statt) geschuldet. Da die Anforderungen an das finale System von Beginn an unter besonderer Berücksichtigung der Anwenderseite (Trainer, Sportler) und Usability-Aspekten definiert wurden, wurde nach Rücksprachen mit Trainern des DLV, Kader- und Stützpunkttrainern des FLVW und Athleten, jedoch Abstand von dieser Platzierungsmöglichkeit genommen. Die Größe des Sensorknotens, Schwierigkeiten der Befestigung auf dem Schuhwerk (in der Regel Spikes) in Verbindung mit individuellen Befindlichkeiten der Athleten

fürten zu einer Ablehnung dieser Lokalisationsmöglichkeit. Eine Platzierung eines einzelnen Sensors am (unteren) Rücken wurde ebenfalls in Erwägung gezogen und geprüft. Diese Lokalisation würde die Verwendung zwei separater Sensoren an beiden Beinen überflüssig machen und gleichzeitig die Erfassung der KSP-Geschwindigkeit ermöglichen. Dabei konnte jedoch festgestellt werden, dass die auftretenden Peaks der Datensignale durch die anatomischen Strukturen sehr stark gedämpft werden. Dadurch kommt es zu unsystematischen zeitlichen Verschiebungen des Auftretens eines Peaks beider Datensignale, in dessen Folge eine reliable Detektion eines Eventbeginns nicht möglich ist. Abbildung 29 zeigt eine zeitliche Verzögerung des Auftretens eines gut detektierbaren Peaks im Rohdatensignal zu Beginn des Bodenkontakts von mehr als 50 ms bei Platzierung des Sensors am Rücken (rot) im Vergleich zur Platzierung am Knöchel (blau). Eine automatisierte Identifikation notwendiger „Schlüsselstellen“ im Signalverlauf ist dadurch schwerer bis nicht hinreichend genau möglich (Taherian et al., 2010). Dementsprechend wurde von der Platzierung am unteren Rücken ebenfalls Abstand genommen.

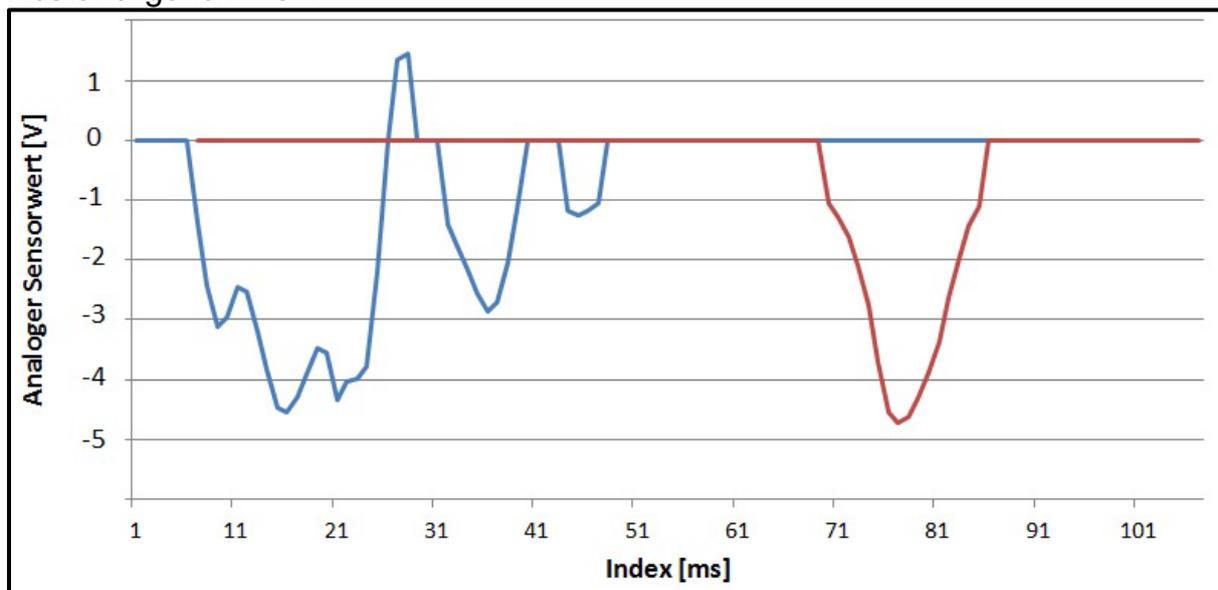


Abbildung 29: Zeitliche Verschiebung des Rohdatensignals der vertikalen Sensorbeschleunigungen am Rücken (rot) im Vergleich zum Knöchel (blau).

Als finale Lokalisation wurde der Unterschenkel der Sportler direkt oberhalb des Sprunggelenks gewählt (Abbildungen 30 und 31). Die Platzierung erfolgt individuell auf den Sensor angepasster Taschen, in denen der Sensor fixiert wird und somit nahezu kein Bewegungsspielraum zur Verfügung steht. Durch ein elastisches Klettband wird die Sensortasche fest am Sportler fixiert. Diese Platzierung wird sowohl bei der Durchführung von Sprüngen als auch bei Sprints genutzt.



Abbildung 30: Sensorknoten am Knöchel des Sportlers bei Sprints (links) und Dropjumps (rechts).



Abbildung 31: Achsausrichtung des Sensors bei Befestigung am Knöchel.

Zu beachten ist, dass sowohl die Beschleunigungsachsen als auch die Vektoren der Winkelgeschwindigkeit stets im Sensorkoordinatensystem (Abbildung 31, rot repräsentiert die Beschleunigungsachsen, orange die Drehachsen des Gyroskops) gemessen werden. Ändert sich die Orientierung des Sensors (was aufgrund der Fixierung am Unterschenkel im Verlauf des Sprintschritts vorkommt), ändert sich auch die Lage der Achsen im globalen Koordinatensystem. Um die Sensorwerte in ein globales Referenzkoordinatensystem umzuwandeln, ist eine umfangreiche und bezüglich der Rechnerkapazität des MCU kapazitätsintensive Korrektur mit Hilfe der Gyroskopdaten und aufwendigen Navigationsalgorithmen (4.2.1) notwendig. Warum dies innerhalb des hier entwickelten Systems nicht notwendig ist und somit auch nicht realisiert wird, wird in der Diskussion dieses Kapitels begründet.

7.3 Software

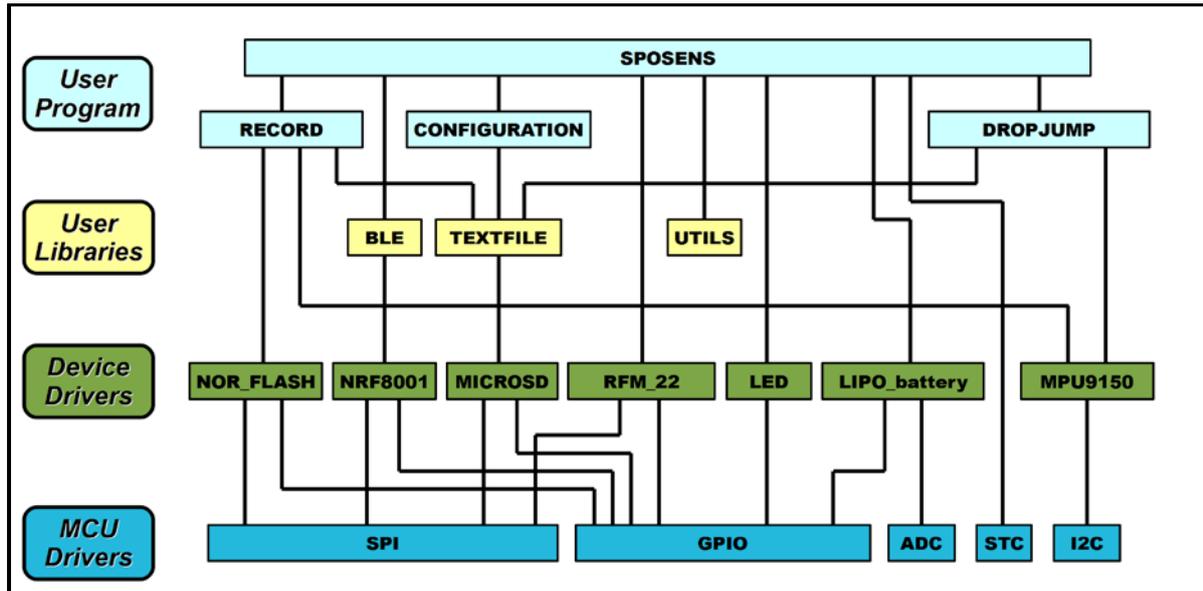


Abbildung 32: Software-Struktur des IMS.

Die Darstellung des Software-Frameworks (Abbildung 32) beinhaltet die Software-Struktur des Sensorknotens (also zum Beispiel die Initiierung des eingebetteten Algorithmus zur Detektion von Bodenkontakten bei Dropjumps), die Smartphone/Tablet-Anbindung für die Übertragung der durch den eingebetteten Algorithmus berechneten Werte sowie die Gestaltung der Android-Applikation. Über diese Applikation wird zum einen der Sensorknoten angesteuert und zum anderen werden die empfangenen Daten den Sportlern zugeordnet, visualisiert und in einer Datenbank gespeichert. Insgesamt besteht das Softwareframework aus mehr als 20000 Code-Zeilen. Auf die ausführliche Darstellung aller technischen und ingenieurwissenschaftlichen Details und Aspekte der Informatik wird aufgrund des sportwissenschaftlichen Fokus der vorliegenden Arbeit verzichtet.

Das Framework basiert auf einem Schichtenmodell, bei dem jede Komponente einer Schicht von den darüber liegenden Schichten abstrahiert und einzelne Schichten und Komponenten jederzeit ausgetauscht werden können. Dies gewährleistet beispielsweise, dass bei Beibehaltung eines bestimmten Nachrichtenformats ein anderes Funkmodul (zum Beispiel das bereits integrierte Funkmodul für den Sub-GHz-Bereich) ohne Beeinflussung der gesamten Anwendung verwendet werden kann. Mittels Übersetzer(Compiler)-Direktiven wird gesteuert, welche Hardware (zum Beispiel der verbaute Sensor) mit welchen Erweiterungen genutzt wird. Soll eine Anwendung mit anderer Hardware (beispielsweise einem anderen Beschleunigungssensor) oder gar auf einem anderen Funkknoten arbeiten, reicht in der Regel ein einfaches Anpassen des Quelltextes. Für die Einbindung neuer Hardware muss dann lediglich eine überarbeitete (aber keine neue) Bibliothek implementiert werden. Da von Basisaufgaben wie der Initialisierung des MCU, des Funkmoduls etc. abstrahiert wird, liegt der Fokus bei der Entwicklung

neuer Anwendungsszenarien direkt und ausschließlich auf dem zu implementierenden Detektions- und Auswertalgorithmus. Im Rahmen der vorliegenden Messsystementwicklung wurde das Software-Framework gezielt auf die oben beschriebenen Anforderungen und Funktionalitäten leichtathletischer Sprünge und Sprints zugeschnitten. Dazu zählt die Integration der ausgewählten Hardware, aber auch die Entwicklung eines Kommunikationsprotokolls, welches Funktionen wie eine synchrone Kommunikation mehrerer Sensorknoten mit der App unterstützt. Dies ist vor allem beim parallelen Einsatz mehrerer Sensorknoten zur zeitgleichen Messung von mehr als einem Sportler notwendig (Jaitner et al., 2015; Schmidt et al., 2018).

Um den Energieanforderungen gerecht zu werden, wird für den Sensorknoten ein spezielles Betriebssystem mit eigenem Task-Manager genutzt. Dies ermöglicht die zeitsynchrone Abarbeitung mehrerer Aufgaben. Zeitsynchron können Sensordaten erfasst, die Rohdaten auf die Speicherkarte gespeichert, in Echtzeit mittels eines eingebetteten Algorithmus ausgewertet und die Ergebnisse via BLE an das gekoppelte Endgerät gesendet werden. Auf Basis des Software-Frameworks erfolgt mit Hilfe spezieller Algorithmen die Detektion verschiedener Zeitpunkte (zum Beispiel Lande- oder Abflugzeitpunkte) und daraus die Berechnung der biomechanischen Merkmale. Die relevanten Daten werden „onboard“ auf dem Knoten verarbeitet und mittels BLE zu einem externen Gerät gesendet. Über die entwickelte Android-Applikation kann mit Hilfe von farbigen Symbolen jederzeit der aktuelle Status des Sensorknotens nachvollzogen werden (Abbildung 33). Die Darbietung der gewonnenen Daten erfolgt unmittelbar während, beziehungsweise nach der Messung, sofern eine BLE-Verbindung vorhanden ist. Ergebnisse von Messungen einzelner Merkmale wie Stützzeiten, Flugzeiten oder Sprunghöhen werden unmittelbar nach der Bewegungsausführung dargestellt. Ergebnisse umfangreicher Messungen (zum Beispiel Sprungserien oder Verlaufsdaten eines kompletten Wettkampflaufes) werden innerhalb des für Schnellinformationen passenden Zeitintervalls von 30 bis 60 s veranschaulicht. Sollte keine stabile BLE-Verbindung bestehen, werden die berechneten Daten zunächst im Flashspeicher des MCU zwischengespeichert. Dies kann zum Beispiel auftreten, wenn sich der Sportler bei einem 400 m Sprint außerhalb des Empfangsbereichs befindet. Betritt der Sportler den Empfangsbereich anschließend wieder, können die Daten über einen Befehl in der Applikation vom Sensorknoten abgerufen und visualisiert werden. Alle von der App erfassten Daten werden außerdem in einer angebundenen Datenbank gespeichert und können zum Beispiel mittels einer Mailing-Funktion auf andere Geräte exportiert werden.

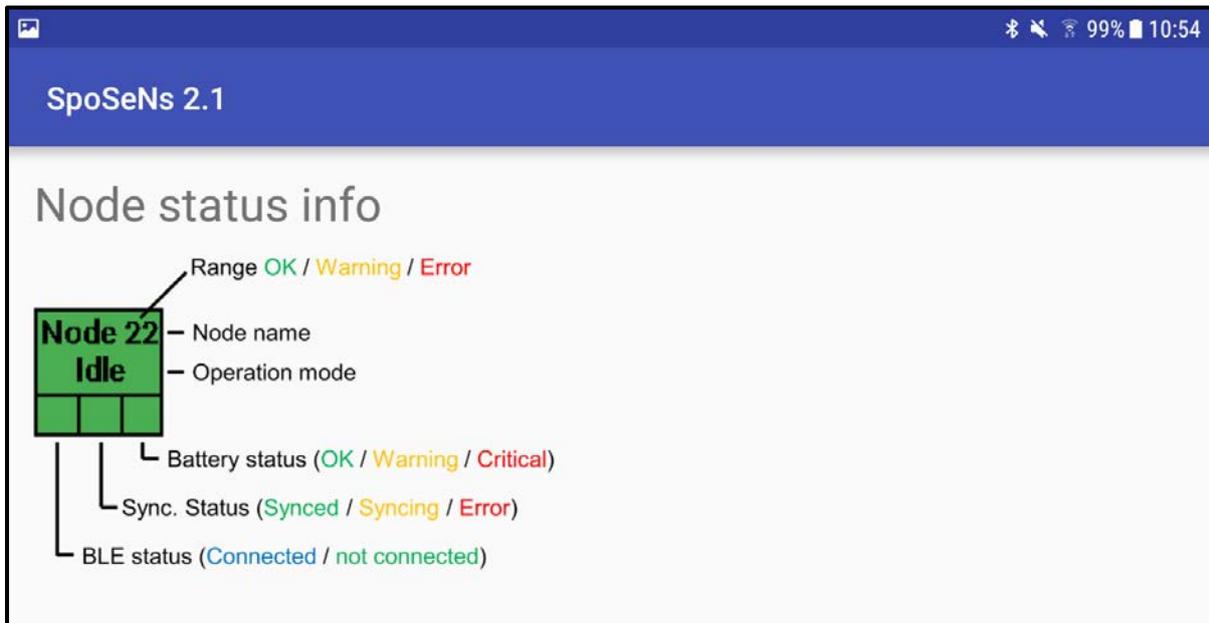


Abbildung 33: LEDs zur Überprüfung des Status´ eines Sensorknotens.

Die Durchführung einer Messung erfolgt mit Hilfe der entwickelten Applikation in vier Schritten (Abbildung 34). Zunächst wird ein Szenario (zum Beispiel Dropjump) ausgewählt (Abbildung 34 - 1). Im Anschluss daran erfolgt die Zuordnung der genutzten Sensorknoten zu den jeweiligen Sportlern (Abbildung 34 - 2), bevor im dritten Schritt athletenspezifische Einstellungen vorgenommen werden können und die Verbindung mit den Sensorknoten hergestellt wird (Abbildung 34 - 3). Im Anschluss wird eine Messung gestartet und nach Beendigung werden die Ergebnisse dargestellt (Abbildung 34 - 4). Dabei können die Schritte (2) und (3) mehrfach wiederholt werden, um beispielsweise nach Beendigung einer Messung inaktive Athleten zu deaktivieren oder neue hinzuzufügen. Zusätzlich zur automatisierten Auswertung der Sprung- und Sprintszenarien besteht die Möglichkeit das entwickelte IMS zur Rohdatenaufzeichnung zu nutzen. Dafür ist ein eigenständiges Szenario integriert, bei dem die Messbereiche und Datenerfassungsraten individuell abgestimmt auf die zu erfassende Bewegung festgelegt werden. Dies ermöglicht vor allem die Erfassung exemplarischer Daten bei der Entwicklung neuer Auswerteroutinen einer anderen Bewegung mit dem entwickelten Messsystem und soll so zukünftige Neuanpassungen bei anderen Anwendungsszenarien vereinfachen (Schmidt et al., 2018).

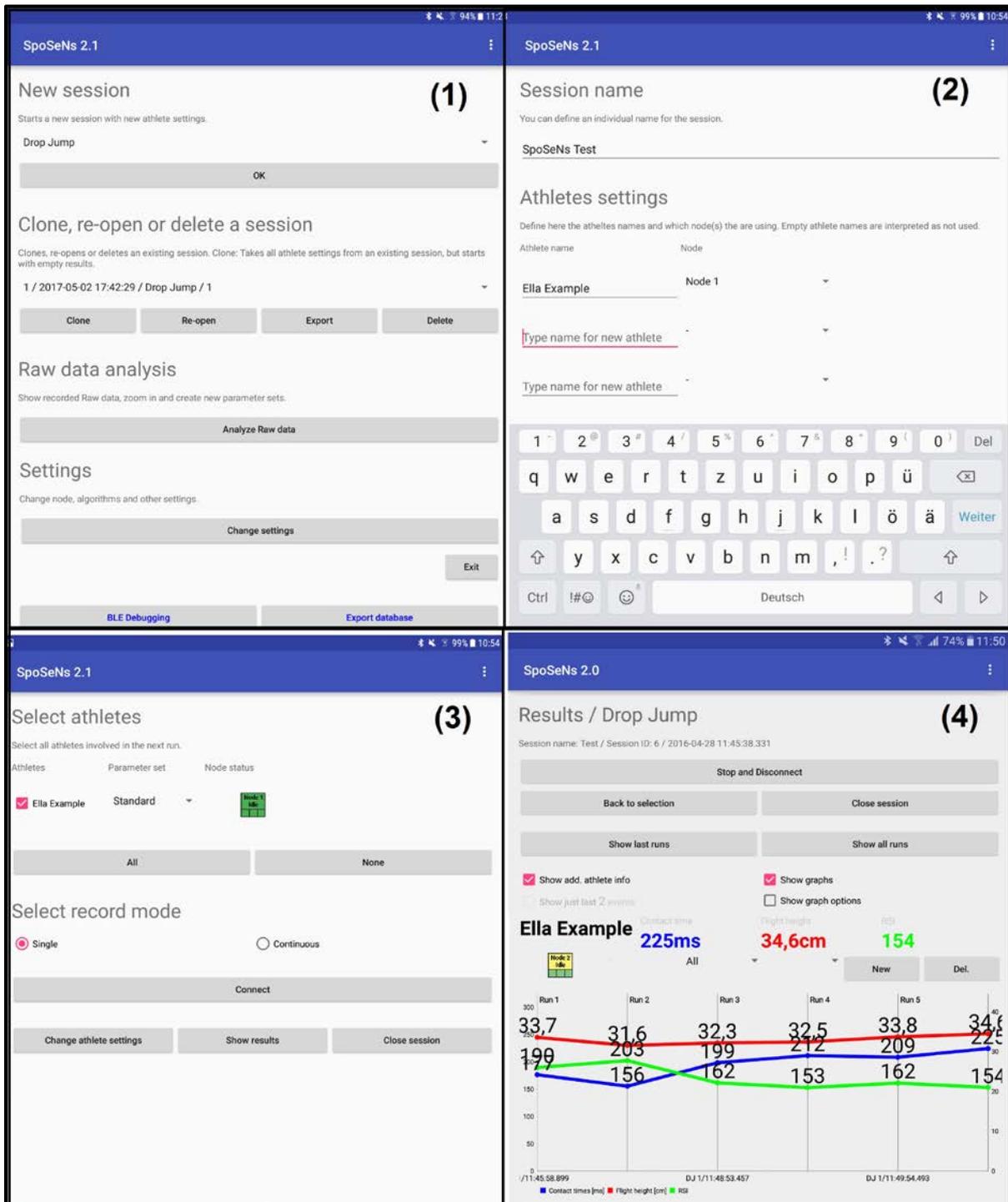


Abbildung 34: Durchführung einer Messung mit der entwickelten Android-Applikation.

7.4 Diskussion

Bei der Entwicklung des Messsystems und seinem technischen Aufbau bildeten vor allem die Gütekriterien für Messverfahren (Baumann & Preiß, 1996) einen entscheidenden Rahmen. Nur wenn diese durch das System erfüllt werden, kann ein Einsatz als Messsystem zur Erhebung biomechanischer Merkmale des leichtathletischen Sprints erfolgen. Zum anderen war die Berücksichtigung einer späteren Anwenderseite (Trainer,

Sportler, Wissenschaftler) von Beginn an erforderlich, um notwendige Aspekte der Usability (zum Beispiel einfache Handhabbarkeit bei feldbasierten Messungen) einbeziehen zu können. Nur ein durch Trainer, Sportler und Wissenschaftler akzeptiertes System bietet die Möglichkeit, im Rahmen leistungsdiagnostischer Messungen oder in Trainings- und Wettkampfuntersuchungen zur Datenerhebung eingesetzt zu werden. Um dies zu gewährleisten, erfolgten Kooperationen und Absprachen mit Disziplinstrainern des Deutschen Leichtathletik Verbands (DLV), Kader- und Stützpunkttrainern des Fußball- und Leichtathletik- Verband Westfalen (FLVW) sowie Kaderathleten und deren Heimtrainern und Sportwissenschaftlern. Das entwickelte Sensorsystem lässt erwarten, dass dieses durch seine Größe, sein Gewicht und in Verbindung mit der Lokalisation am Knöchel der Sportler, diese während der Bewegung nicht behindert. Ebenso arbeitet der Sensor durch seine Bauweise auch bei hohen mechanischen Belastungen robust und zuverlässig. Das Gesamtsystem kann ohne besondere Vorkenntnisse und mittels vertrauter Endgeräte (Smartphone oder Tablet) bedient werden. Hinsichtlich der zu messenden Merkmale sind aus Anwendersicht Bodenkontaktzeiten, Flugzeiten, Sprunghöhen und Schrittfrequenzen von primärem Interesse. Die Entwicklung von Auswertelgorithmen zur Bestimmung biomechanischer Merkmale leichtathletischer Sprünge und Sprints wird dementsprechend auf diese Merkmale fokussiert. Aufgrund technischer Restriktionen im Verlauf der Systementwicklung ist eine Bestimmung räumlicher Merkmale wie Schrittlängen durch das entwickelte System jedoch nicht möglich. Die hauptsächlich hardwareseitigen Einschränkungen, die sich im Wesentlichen auf die messtechnischen Möglichkeiten und Grenzen von Inertialsensoren (Kapitel 4.2) beziehen, werden im Folgenden erläutert.

Auf Basis der verbauten Sensorik (dreidimensionaler Beschleunigungssensor in Kombination mit einem dreidimensionalem Gyroskop) wäre eine räumliche Bewegungsnavigation zur Bestimmung von Sprungweiten oder Schrittlängen prinzipiell möglich. Dazu ist jedoch zunächst eine komplexe Synchronisation der Sensoren beider Knöchel notwendig. Eine Platzierung eines einzelnen Sensors beispielsweise am Rücken des Sportlers, welche diese Synchronisierung unnötig machen würde, liefert keine für den Leistungssport hinreichend genaue Detektion biomechanischer Schritt- und Sprungmerkmale (LoA bis zu 25 ms; Bergamini et al., 2012). Dies konnte auch in eigenen Vorstudien bestätigt werden (Kapitel 7.2).

Eine Synchronisation von zwei oder mehr der entwickelten Sensoren ist allerdings aus zwei Hauptgründen mit der eingesetzten Hardware nicht zu realisieren.

- 1) Zwischen dem Eintreffen eines physikalischen Bluetooth Funkpaketes vom Sensorknoten und der Signalisierung im Android Betriebssystem kommt es aufgrund der Bluetooth und Android Spezifikationen zu einer Zeitverzögerung, die nicht oder nur eingeschränkt deterministisch ist.

2) Der verwendete Bluetooth Low Energy Standard beinhaltet aus Gründen der Kollisionsvermeidung bei Mehrfachzugriff auf einen Funkkanal (was durch die Verwendung mehrerer Sensoren generell vorkommt und nicht vermeidbar ist) zusätzlich zu einem deterministischen Advertiseintervall eine zufällige, nicht deterministische Zeitverzögerung vor dem Senden jedes Datenpakets von bis zu 10 ms (Bluetooth 4.1, Vol.6 Spezifikationen). Neuere Bluetooth Standards (Bluetooth 5) sehen vor dies zu minimieren, jedoch wurde dieser Standard erst nach Abschluss der Systementwicklung veröffentlicht.

Dementsprechend kann nicht sichergestellt werden, dass Datenpakete, wie beispielsweise notwendige Synchronisationszeitpunkte, die zwar zur gleichen Zeit von beiden Sensoren an das Android Betriebssystem gesendet werden, zeitsynchron empfangen werden. Aufgrund von Beschränkungen des Android Systems kann diese Restriktion auch nicht umgangen werden. Eine Lösungsmöglichkeit stellt eine „autonome“ Synchronisation beider Sensoren untereinander dar. Dazu kommunizieren zwei oder mehr Sensoren direkt, also ohne Zugriff auf die Applikation, miteinander. Dies ist nur dann möglich, wenn einer der beteiligten Sensorknoten als sogenannter „Central Device“ also Synchronisationsmodul genutzt wird. Der Central Device empfängt und zeitsynchronisiert die Signale aller anderen Sensoren, ohne dass ein externes Gerät eingesetzt werden muss. Allerdings kann der in den entwickelten Sensoren verbaute Bluetooth Chip, aufgrund der technischen Spezifikationen nicht als Central Device eingesetzt werden. Somit kann als Central Device nur ein externes Gerät (Smartphone oder Tablet) fungieren, zu dem jeder Sensorknoten eine Funkverbindung aufbauen kann. Jeglicher Datenaustausch mehrerer Knoten untereinander ist nicht realisierbar. Zum Zeitpunkt der Hardwareentwicklung gab es keine geeigneten Chips, die die Rolle eines Central Devices hätten einnehmen können und gleichzeitig dem Bluetooth Low Energy Standard gerecht werden. Verfügbare Central Device-fähige Chips waren alle System-on-Chip-Bausteine (SoC), die über einen weiteren Mikrocontroller verfügen. Um diese im Bereich der eingebetteten Datenverarbeitung zu verwenden (zentraler ARM Controller und SoC Controller), hätte der im SoC integrierte Mikrocontroller gleichzeitig auch als Kern des Sensorknotens agieren müssen. Da diese Controller bezüglich der Rechenleistung weit unter den Fähigkeiten des 32-Bit ARM Cortex-M3 Controllers liegen, war ein solcher Hardwareaufbau aus Leistungsgründen nicht zu realisieren.

Darüber hinaus wären selbst bei einer Synchronisierung der Sensoren weitere Restriktionen bezüglich der räumlichen Navigation aufgetreten. Es konnte festgestellt werden, dass selbst bei maximal gewählten Messbereichen (Beschleunigungssensor: ± 16 g, Gyroskop: $\pm 2000^\circ/\text{s}$) die Sensorsaturierungen im Verlauf eines Sprungs oder Schrittes erreicht werden (Abbildung 35).

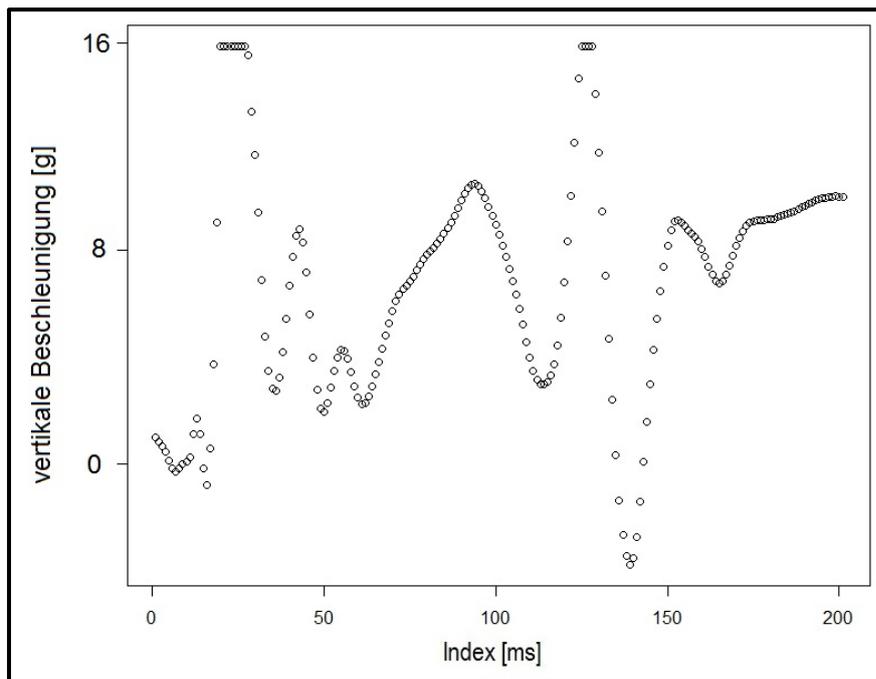


Abbildung 35: Beschleunigung [g] der vertikalen Sensorachse Ax mit zeitweiser Saturierung.

Eine Korrektur beziehungsweise Umwandlung der Beschleunigungen in ein globales Koordinatensystem, welche zur Bestimmung räumlicher Merkmale notwendig ist, kann somit nicht realisiert werden. Die Zeiträume, in denen die Sensoren saturieren, würden zu erheblichen Fehlern führen. Um dies zu vermeiden, nutzen Purcell et al. (2006) Beschleunigungssensoren mit Messbereichen von ± 18 g in Verbindung mit einer Datenerfassungsrate von 250 Hz, was eine Reduzierung der maximalen Signalpeaks zur Folge hat (Bailey & Harle, 2014). Dabei gehen allerdings wesentliche Informationen der Datenstruktur verloren. Entsprechend wäre die Nutzung von alternativen Sensoren in MEMS Bauweise mit deutlich höheren Messbereichen wünschenswert. Zum Zeitpunkt der Systementwicklung waren keine entsprechenden Sensoren (kommerziell) verfügbar. Aus diesem Grund beinhaltet das entwickelte System außerdem die Limitation der Bestimmung der biomechanischen Merkmale beim Sprint während der Phase maximaler Geschwindigkeit. Aufgrund der fehlenden Möglichkeiten zur Lagekorrektur des Sensors können die ersten Schritte der Beschleunigungsphase nach einem Start aus dem Block nicht hinreichend genau detektiert werden (Purcell et al. 2006). Erst wenn während der Bodenkontaktphase eine nahezu senkrechte Ausrichtung der vertikalen Beschleunigungsachse des Sensors erfolgt (für gewöhnlich nach 5 bis 10 Schritten pro Bein), liefert der Algorithmus zuverlässige Werte. Dies wird bei der Datenpräsentation über die Applikation berücksichtigt, indem die ersten Werte für die Darstellung ausgelassen werden. Positiv hervorzuheben ist, dass der entwickelte Algorithmus aufgrund des Verzichts auf aufwendige Korrektur- und Navigationsalgorithmen wenig Rechenaufwand benötigt und vor allem für das Driftverhalten der Gyroskope unanfällig und damit zeitlich stabil ist. Ebenso haben kurze Zeitintervalle, in

denen Sensorachsen saturieren, keinen negativen Einfluss auf die Datenextraktion.

Die Entwicklung und Implementierung von eingebetteten Auswertelgorithmen beschränkt sich somit auf biomechanische Zeitmerkmale. Für Dropjumps sind dies die Bodenkontakt- und Flugzeiten, aus denen weitere Merkmale wie die Sprunghöhe oder der reaktive Sprungkraftindex berechnet werden können. Ein geeigneter Detektionsalgorithmus muss somit den Beginn und das Ende eines jeweiligen Bodenkontakts vor, beziehungsweise nach einem Sprung erkennen. Bei Sprints kann neben den Bodenkontakt- und Flugzeiten auch die Schrittfrequenz ermittelt werden. Der Prozess der Algorithmenentwicklung wird nachfolgend dargestellt.

8 Entwicklung von Auswertelgorithmen zur Eventdetektion

Die Entwicklung von Auswertelgorithmen, die in das vorhandene Software-Framework integriert werden können und an deren Ende die automatisierte Berechnung und Visualisierung biomechanischer Merkmale erfolgt, besteht aus drei Schritten:

1. Erfassung der Sensordaten während des spezifischen Bewegungsablaufes (Sprung oder Sprint) mit Hilfe der entsprechenden Hardware und den zuvor gewählten Spezifikationen (7.2) bei synchroner Erfassung der biomechanischen Merkmale durch ein Referenzsystem.
2. Analyse der Sensordaten mit Hilfe statistischer Software wie MATLAB oder R zur Entwicklung eines Detektionsalgorithmus, der relevante Events (Lande- oder Absprunzeitpunkte) im Datensignal erkennt und daraus die relevanten biomechanischen Merkmale (Bodenkontaktzeit, Flugzeit, Sprunghöhe, Schrittfrequenz) berechnet.
3. Transformation dieses „Offline-Algorithmus (Off-A)“ in einen sequentiellen, auf dem MCU eingebetteten „Realtime-Algorithmus (RT-A)“, der die definierten Merkmale in Echtzeit berechnet, sodass diese im Anschluss an ein externes Gerät gesendet und mittels der entwickelten Applikation dargestellt werden können.

Vorüberlegungen

Da der dritte Schritt die ersten beiden maßgeblich beeinflusst und ab Beginn der Entwicklung bedacht werden muss, wird dieser hier zuerst beschrieben. Der Hauptgrund dafür ist, dass die Datenverarbeitung für den Off-A und RT-A aufgrund der verwendeten unterschiedlichen Plattformen zu anderen Anforderungen in der Datenverarbeitung führt. Beispielsweise stehen bei einer Offline-Verarbeitung deutlich höhere Prozessorleistungen zur Verfügung, und Energieanforderungen spielen nahezu keine Rolle. Durch die angestrebte Echtzeitverarbeitung auf dem MCU sind diese Restriktionen jedoch maßgeblich für die Umsetzung eines geeigneten Algorithmus. Auch der verwendete Mikrocontroller stößt dabei trotz seiner hohen Leistungsfähigkeit an Grenzen bei der Datenverarbeitung in Echtzeit. Um eine schnelle und gleichzeitig genaue Datenauswertung zu gewährleisten, müssen einzelne Schritte des Off-A an die Verarbeitungscharakteristiken des MCU angepasst (oder bereits von Beginn an entsprechend vorgesehen) und angeordnet werden. Vor allem vereinfachte Berechnungsschritte sind notwendig, um die Berechnungszeit zu minimieren. Komplexe Berechnungen, wie beispielsweise nicht durch zwei teilbare Divisionen oder Wurzelfunktionen müssen dementsprechend vereinfacht und auf konventionelle Basisrechenarten zurückgeführt werden. Das Datenformat der erfassten Rohdaten muss von „double precision“ (Fließkommazahlen mit doppelter Präzision), das in statistischen Softwaretools für gewöhnlich eingesetzt wird, in für den MCU

bearbeitbare Strukturen (Integer Format) geändert werden (Schmidt et al., 2018).

Diese angesprochenen Änderungen können dabei jedoch zu Einschränkungen hinsichtlich der Genauigkeit der Detektionen führen. Das Abwägen zwischen Genauigkeit und Berechnungsdauer stellt damit eine wesentliche Herausforderung des Entwicklungsprozesses dar (Jensen et al., 2016). Die Eventdetektion in Off-A erfolgt aufgrund der eingesetzten Analysetools (MTLAB und R) für gewöhnlich mittels einer fenster- oder blockweisen Verarbeitung des gesamten Datensatzes. Dies ist aufgrund der geringeren Rechenkapazitäten des mobilen Systems in Echtzeit nicht realisierbar. Deshalb wird der Kontrollfluss innerhalb der Datenverarbeitung entsprechend angepasst. Ein dazu mögliches Vorgehen wäre es, die kontinuierliche Datenerfassung regelmäßig (nach Ablauf einer gewissen Zeit) zu „unterbrechen“ und den Algorithmus auf den vorherigen Datenblock anzuwenden. Dies würde jedoch dazu führen, dass Events, die genau zwischen zwei Blöcken auftreten, nicht detektiert werden können. Vergrößert man nun aber die Blocklänge, zum Beispiel auf den gesamten Zeitraum der Bewegung (bei einem 400 m Sprint sind dies mindestens 45 Sekunden), ist eine Bestimmung biomechanischer Merkmale in Echtzeit nicht mehr realisierbar (Schmidt et al., 2018).

Geeignet sind dementsprechend Algorithmen, die eine möglichst geringe Blocklänge analysieren. Dies bedeutet, dass die Länge auf genau ein Datenframe (bei 1000 Hz entspricht dies genau einer Millisekunde) reduziert wird. Für das entwickelte System führt dies zu einem sehr komplexen Kontrollfluss und der Notwendigkeit, alle Berechnungen innerhalb eines sehr kurzen Zeitintervalls (<1 ms) zu realisieren. Um dies zu gewährleisten, werden innerhalb des Algorithmus Kontrollblöcke (in der Regel vordefinierte Zeitfenster mit gewissen Datenstrukturen) eingebaut, die die Möglichkeit bieten, das Signal in gewisse Eventmuster (beispielsweise einen kritischen Anstieg der Datenwerte einer gewissen Achse) zu zerlegen. Durch anschließende Kombination mehrerer Muster/Fenster kann das Signal in Echtzeit analysiert und gleichzeitig der Rechenaufwand minimal gehalten werden (Schmidt et al., 2018).

Durch die beschriebenen Schritte wird es ermöglicht, eine Bewegung (also einen Sprung oder einen Schritt) in mehrere Teilbewegungen (Landung, Absprung, Flugphase) beziehungsweise Subevents (SE) zu unterteilen und diesen die entsprechenden Signalverläufe im Rohdatensignal (zum Beispiel ein Anstieg über eine gewisse Anzahl an Datenpunkten) zuzuordnen. Wird der erforderliche Signalverlauf und damit das entsprechende Event detektiert („Event Progress Controll“ / EPC), wird diesem die entsprechende Teilbewegung zugeordnet (Abbildung 36).

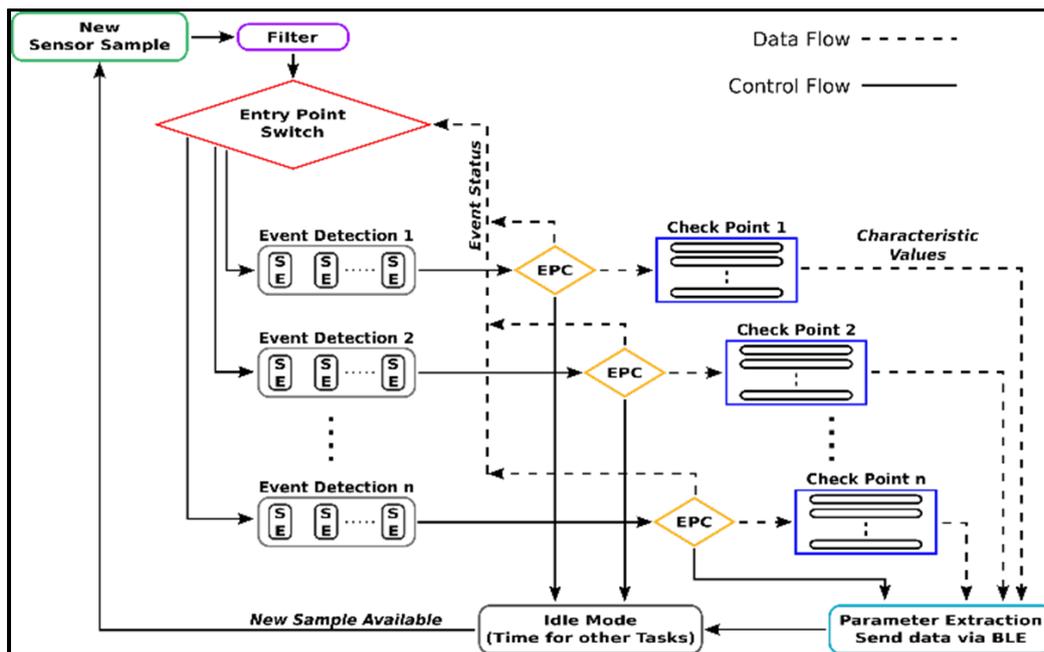


Abbildung 36: Ablaufdiagramm des eingebetteten Algorithmus (Schmidt et al., 2018).

Um abschließend die erforderlichen biomechanischen Merkmale extrahieren zu können, wird zu jeder Teilbewegung ein spezifischer Kontrollpunkt (zum Beispiel der Beginn eines Anstieges) definiert. Diesem Kontrollpunkt (Check Point) wird anschließend der entsprechende Zeitstempel zugeordnet, abgespeichert, und er bildet den Beginn des Suchfensters des zu erwartenden Folgeevents (nach einer Landung muss ein Absprung detektiert werden). Tritt dieses Folgeevent innerhalb eines vordefinierten Zeitfensters (bei einem Sprintschritt können die Ausprägungen der Bodenkontaktzeit je nach Leistungsniveau eingeschränkt werden) nicht auf, wird der letzte Kontrollpunkt verworfen und der Algorithmus startet neu. Werden alle erforderlichen Kontrollpunkte erfolgreich durchlaufen, berechnet der Algorithmus die biomechanischen Merkmale basierend auf den gespeicherten Zeitstempeln der Kontrollpunkte. Die Bodenkontaktzeit ergibt sich so beispielsweise als Differenz der Kontrollpunkte für Absprung und Landung. Im Anschluss werden die detektierten Werte an das externe Endgerät weitergeleitet und gespeichert. Der Algorithmus ist dann bereit eine neue Detektion (zum Beispiel den nächsten Schritt) durchzuführen. Für einen Algorithmus, der für eine Vielzahl unterschiedlicher Athleten geeignet sein soll, ist es wichtig, keine strikten numerischen Werte einzubauen, sondern diese möglichst anpassbar zu gestalten. Erfolgt dies nicht, können beispielsweise unterschiedlich starke Anstiege eines Signalverlaufs nicht zuverlässig detektiert werden. In Folge dessen tritt ein Fehlverhalten des Algorithmus bei unterschiedlichen Probanden auf (Patterson & Caulfield, 2010). Das oben beschriebene Vorgehen ermöglicht diese individuellen Anpassungen, indem zum Beispiel Schwellwerte für einen gewissen Anstieg durch einen prozentualen Anteil des maximalen Sensorwertes oder variable Fensterbreiten innerhalb des Algorithmus definiert werden können. Diese grundlegenden Vorgehensweisen

während der Datenverarbeitung und Algorithmenentwicklungen bei Off-A und RT-A stellen die Basis für die anderen beiden Entwicklungsschritte dar. Diese werden im Folgenden zusammengefasst, aber getrennt nach den beiden Anwendungsszenarien (Sprünge und Sprints) dargestellt.

8.1 Eventdetektion zur Bestimmung biomechanischer Merkmale bei Dropjumps

In diesem Entwicklungsschritt wurden zunächst unter Laborbedingungen Nieder-Hoch-Sprünge (Dropjumps) aus verschiedenen Fallhöhen (31,5 cm, 40 cm und 50 cm) ausgeführt. Als Referenzsystem wurde eine Kraftmessplattform (BP600400) der Firma AMTI eingesetzt. Alle Daten wurden mit einer Aufnahme­frequenz von 1000 Hz erfasst. Die Analyse der gewonnenen Sensordaten zur Entwicklung eines Detektionsalgorithmus erfolgt mit Hilfe der Statistik-Software R 3.02 (RCoreTeam, 2014). Zunächst wurden die Sensordaten mithilfe verschiedener Filter bereinigt und geglättet. Dadurch sollte das Rauschen der Rohsignale minimiert werden, wesentliche Informationen des Signals jedoch erhalten bleiben. Im Verlauf der Entwicklung wurde jedoch festgestellt, dass durch die Filterung der Signale keine Verbesserung der Detektionen erreicht wird. Durch die Filtereigenschaften wurde in einzelnen Fällen sogar das Gegenteil erreicht und charakteristische Teile des Signals (zum Beispiel markante Datenanstiege) so abgeschwächt, dass sie nicht detektierbar waren. Darüber hinaus erhöht die Implementierung von Filter­routinen den Rechenaufwand des RT-A, was die Echtzeitverarbeitung verzögert. Dementsprechend werden alle weiteren Algorithmen ohne den Einbezug von Filtern gestaltet.

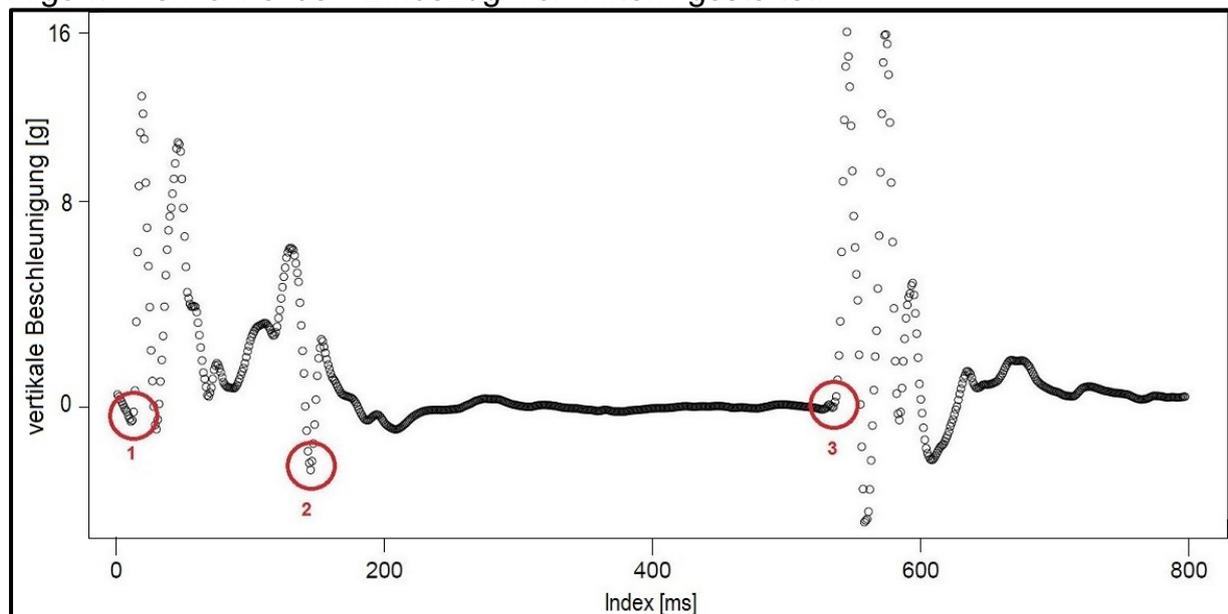


Abbildung 37: Vertikale Sensorbeschleunigung eines Dropjumps aus 31,5 cm Höhe.

Für die Berechnung biomechanischer Merkmale eines Dropjumps (Bodenkontaktzeit, Flugzeit, Sprunghöhe und reaktiver Sprungkraftindex) sind die Detektionen der Zeitpunkte der ersten Landung, des Lösen vom Boden

(Take-off) sowie der zweiten Landung nach Beendigung des Sprungs notwendig. Abbildung 37 zeigt den Verlauf der vertikalen Sensorbeschleunigung eines Dropjumps aus einer Höhe von 31,5 cm. Die roten Markierungen zeigen die Bereiche des Beginns der ersten Landung (1), des Take-off (2) und des Beginns der Landung nach dem Sprung (3). Der Beginn des ersten Bodenkontakts wird durch einen Anstieg im vertikalen Beschleunigungssignal (Bremspeak) detektiert. Aufgrund der oben angesprochenen Restriktionen bei der Verarbeitung durch den MCU erfolgt die Detektion des Anstiegs dabei durch das Überschreiten eines bestimmten Schwellwertes und nicht über den tatsächlichen Anstieg (Ableitung der Kurve). Der Schwellwert kann individuell angepasst werden, ist jedoch standardmäßig auf 8 g voreingestellt. Nur wenn der Schwellwert überschritten wird, wird der Zeitpunkt des Start des Anstiegs durch die Detektion des Minimums vor dem erfolgten Anstieg bestimmt und als Beginn des ersten Bodenkontakts definiert. Zur Detektion des Take-off nutzt der Algorithmus die Detektion eines lokalen Minimums der vertikalen Komponente der Sensorbeschleunigung. Im Ablauf des Algorithmus erfolgt die Suche des Minimums erst nach einer flexibel anpassbaren Totzeit nach Beginn der ersten Landung. Dadurch ist es möglich die Detektion von Kontaktzeiten auf gewisse Zeitintervalle einzuschränken. Dies geht gezielt auf Änderungen des Bewegungsablaufes in Abhängigkeit der reaktiven Sprungkraftfähigkeiten der Sportler ein. Ein kurzer Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei einer Bodenkontaktzeit von 130 ms muss in der Regel durch einen anderen Algorithmus beziehungsweise andere Schwellwerte und Suchfenster detektiert werden, als ein langer Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei einer Kontaktzeit von 230 ms (Patterson und Caulfield, 2010). Das im Algorithmus integrierte Standardsuchfenster zur Bestimmung der Kontaktzeit beginnt 120 ms nach Kontaktbeginn und endet 250 ms nach Kontaktbeginn. Dieses breite Suchfenster führt dazu, dass der Algorithmus sehr robust die Sprungevents erkennt. Es kann jedoch in Folge der angesprochenen individuellen Bewegungsabläufe in Abhängigkeit der reaktiven Sprungfähigkeiten zu Messfehlern bezüglich der biomechanischen Merkmale kommen. Dies wird im Rahmen der Systementwicklung zunächst in Kauf genommen und in weiteren Entwicklungsschritten und der Anpassung des Systems berücksichtigt. An entsprechender Stelle der nachfolgenden Ausführungen wird auf die relevanten Aspekte ausführlicher eingegangen. Der Beginn der zweiten Landung am Ende des Sprungs wird über den gleichen Ablauf wie zu Beginn der ersten Landung detektiert. Durch die Zuordnung der drei dargestellten Kontrollpunkte (Abbildung 37, Beginn der ersten Landung bei Punkt 1, Take-off bei 2 und Beginn der Landung nach dem Sprung bei 3) zu den jeweiligen Zeitpunkten im Rohdatensignal werden im Anschluss die biomechanischen Merkmale berechnet.

8.2 Eventdetektion zur Bestimmung biomechanischer Merkmale bei Sprints

Aufbauend auf den Erkenntnissen der Entwicklungen für Dropjumps erfolgt die Anpassung des Algorithmus zur Detektion relevanter Eventzeitpunkte leichtathletischer Sprints. Die Entwicklung, an deren Ende erneut die automatisierte Berechnung und Visualisierung biomechanischer Merkmale steht, folgt dabei ebenfalls den oben dargestellten drei Schritten mit Hilfe der Statistik-Software R 3.02. Die zu identifizierenden Zeitpunkte (Initialer Bodenkontakt und Take-off), deren Signalcharakteristiken und die entsprechenden Identifikationsstrategien werden teilweise aus dem Sprungalgorithmus übernommen und, wenn notwendig, erweitert. Dass die ausgewählten Zeitpunkte und Detektionsstrategien (zum Beispiel Anstiegs- und Minimumsdetektionen) für den Sprint hinreichend genaue Ableitungen der biomechanischen Merkmale erwarten lassen, wird durch Ergebnisse von Purcell et al. (2006) gestützt. Die Autoren zeigen, dass der initiale Bodenkontakt mit einem starken Anstieg des vertikalen Beschleunigungsverlaufes einhergeht und der Take-off im Bereich eines lokalen Minimums zu finden ist (Purcell et al., 2006). Erste eigene Vorstudien dazu wurden mit Hilfe einer elektro-mechanischen Kontaktmatte (Biovision, 1000 Hz) und Hochfrequenzkameras (250 Hz) als Referenzsystem durchgeführt. Für die Erfassung der relevanten Rohdaten wurden Sprints aus ruhender Position (Startblock) und fliegende Sprints auf einer Tartanbahn absolviert.

Abbildung 38 zeigt den Signalverlauf der vertikalen Sensorbeschleunigung eines Beins mehrerer aufeinander folgender Schritte, während Abbildung 39 das gleiche Signal eines einzelnen Kontakts darstellt.

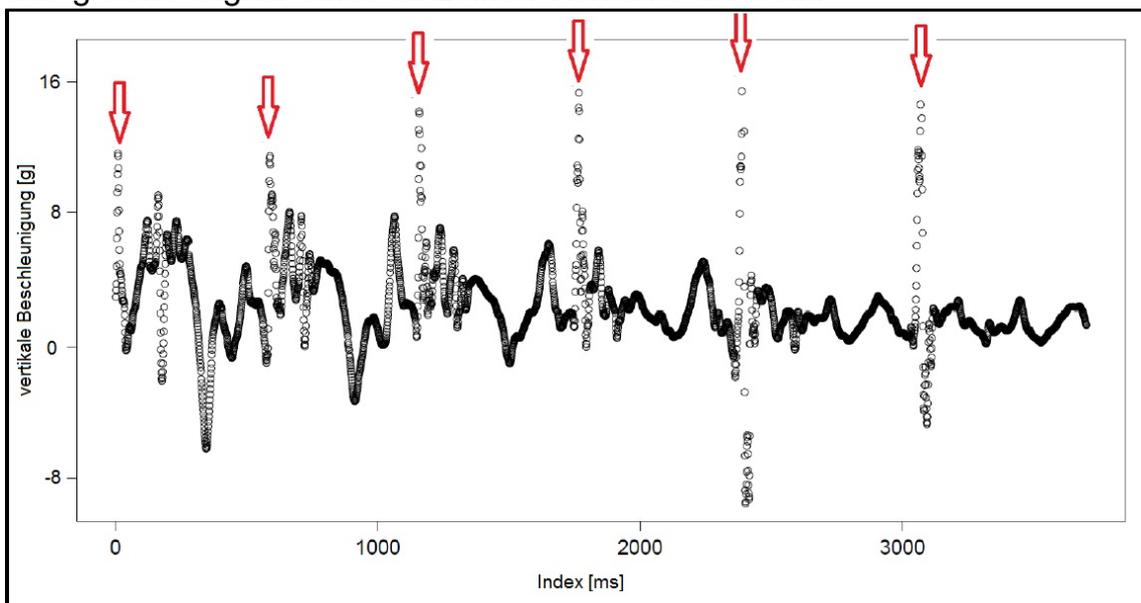


Abbildung 38: Vertikale Sensorbeschleunigung mehrerer Schritte beim Sprint.

Es ist zu erkennen, dass ein Auftreten einzelner Schrittereignisse durch die Identifikation vertikaler Anstiege (Abbildung 38, rote Pfeile) zwar prinzipiell

realisierbar ist, die einzelnen Peaks jedoch stark variieren. Die roten Markierungen in Abbildung 39 zeigen die Bereiche des initialen Bodenkontakts (1) und des Take-off (2). Darüber hinaus wird deutlich, dass nach dem Auftreten des initialen Anstiegs zu Beginn des Bodenkontakts weitere Beschleunigungswerte auftreten, deren Ausmaß über dem Schwellwert von 8 g liegen. In Folge dessen kann es zu Fehlerkennungen beziehungsweise nachfolgenden Messfehlern hinsichtlich der biomechanischen Merkmale kommen, wenn der gleiche Algorithmus wie bei Dropjumps verwendet wird.

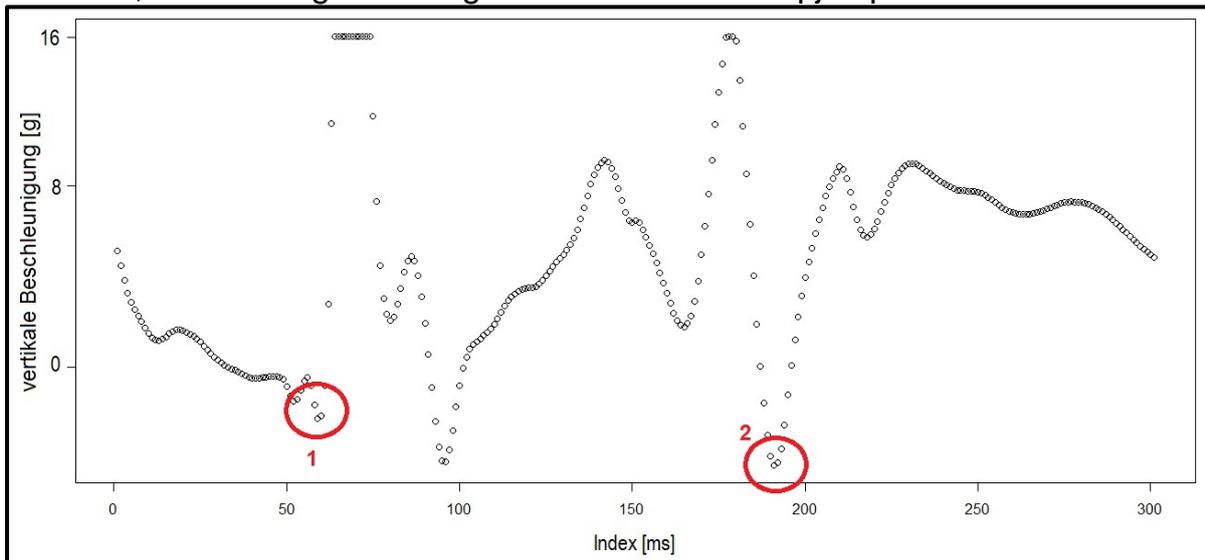


Abbildung 39: Vertikale Sensorbeschleunigung eines Schrittes beim Sprint.

Dementsprechend ist eine Veränderung des Algorithmus notwendig, die durch die Einbeziehung weiterer Sensorachsen erreicht wird. Dabei hat sich die Winkelgeschwindigkeit um die Drehachse Gz als geeignete Hilfsfunktion erwiesen. Abbildung 40 veranschaulicht den Signalverlauf der vertikalen Sensorbeschleunigung (Ax, rot) sowie der Winkelgeschwindigkeit um die Rotationsachse (Gz, schwarz).

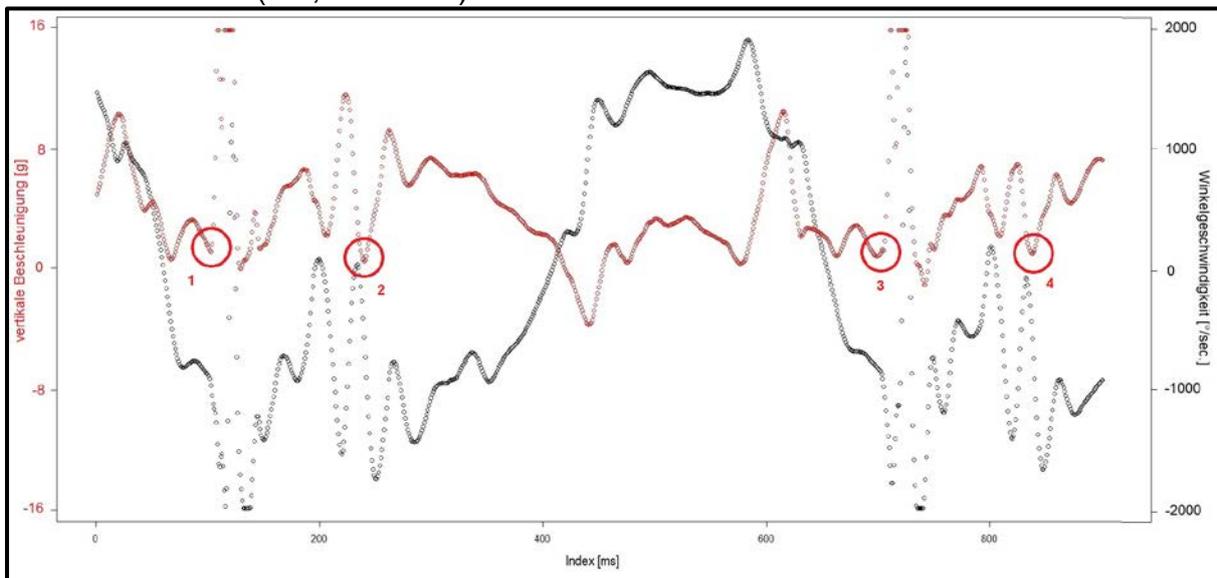


Abbildung 40: Vertikale Sensorbeschleunigung und Winkelgeschwindigkeit um die Gz-Achse beim Sprinten mit maximaler Geschwindigkeit.

Der Beginn eines Bodenkontakts (Abbildung 40, rote Punkte 1 und 3) wird nur dann detektiert, wenn im Vorfeld ein kontinuierlicher Abfall der Winkelgeschwindigkeit (Abbildung 40, schwarze Punkte, Index 0 bis 100) über mindestens 100 Datenpunkte auftritt. Die Detektion des Take-off erfolgt im Rahmen des Algorithmus ebenfalls durch die Detektion eines lokalen Minimums im vertikalen Beschleunigungssignal (Abbildung 40, Punkt 2 und 4). Während des Sprintalgorithmus` liegt das integrierte Standardsuchfenster zur Bestimmung der Kontaktzeit zwischen 100 ms und 150 ms nach Kontaktbeginn. Zur Berechnung der Kontaktzeit werden die beiden aufeinanderfolgenden Zeitpunkte „Beginn Bodenkontakt“ und „Take-off“ herangezogen. Für die Berechnung der Schrittfrequenz wird jeweils der Beginn des Bodenkontakts zweier aufeinander folgender Kontakte (Abbildung 40, Punkte 1 und 3) genutzt.

Übereinstimmend zum Sprungalgorithmus können auch für die Sprintdetektion Suchfenster, Schwellwerte oder Zeitintervalle angepasst werden, wodurch eine individualisierte Bestimmung der notwendigen Events ermöglicht wird.

8.3 Diskussion

Wie bereits in Kapitel 7.4 angesprochen unterliegen die entwickelten Algorithmen aufgrund hardware-, software- und sensorspezifischer Restriktionen gewissen Einschränkungen. Dementsprechend basiert der Algorithmus zur Eventdetektion bei Sprüngen nur auf dem vertikalen Beschleunigungssignal. Dadurch wird der Rechenaufwand reduziert, um den Anforderungen an die Kriterien für RT-A gerecht zu werden. Gleichmaßen werden die Signalcharakteristiken aller anderen Sensorachsen vernachlässigt. Basierend auf unterschiedlichen Sprungmustern verschiedener Sportler treten jedoch individuelle Signalcharakteristiken auf. Dies hat beispielsweise zur Folge, dass der Zeitpunkt des Take-off nicht mit dem lokalen Minimum zusammenfällt, sondern früher oder später eintritt (Abbildung 41, rote Kreise).

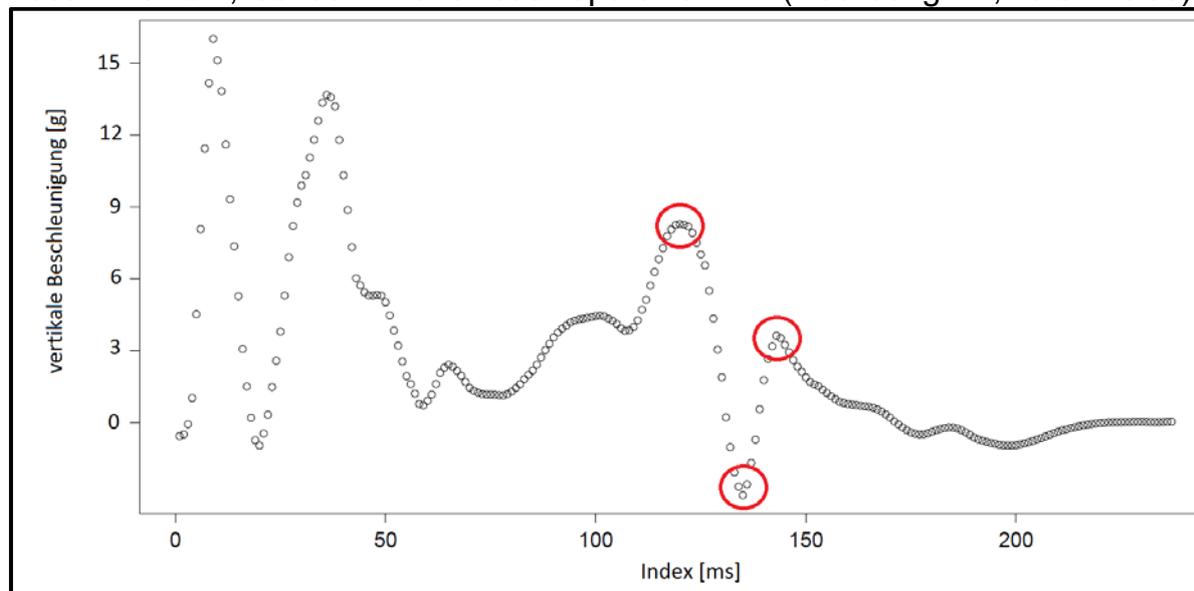


Abbildung 41: Mögliche Zeitpunkte für den Take-off.

Diese Erkenntnisse sind vergleichbar mit Ergebnissen von Patterson & Caulfield (2010), die einen Unterschied des Beschleunigungssignals bei Verlassen des Bodens in Abhängigkeit der Bodenkontaktzeit feststellen. Da dies jedoch nur bei sehr wenigen Sportlern⁹ auftritt und in der Regel Differenzen von weniger als 10 ms zur Folge hat, wird dies im Rahmen der ersten Validierung des Systems zunächst vernachlässigt. Auch Monnet et al. (2014) verdeutlichen, dass die Hauptschwierigkeit beim Einsatz von IMS zur Sprungdiagnostik in der akkuraten, individuellen Bestimmung des Zeitpunkts, an dem sich der Sportler vom Boden löst, und der damit verbundenen Entwicklung robuster Algorithmen zur Eventdetektion besteht. Dies wird bei dem entwickelten System durch Implementierung variabel anpassbarer Schwellwerte, Suchfenster oder Zeitintervalle gelöst. Dadurch können die biomechanischen Merkmale auch für Sportler mit unterschiedlichen Bewegungsabläufen, die zu variierenden Anstiegen oder Minima führen, trotzdem zuverlässig berechnet werden. Außerdem können so kleinere Anstiege (zum Beispiel bei Schritten während des Gehens) oder Signalrauschen ignoriert werden und führen nicht zu Fehldetektionen, wie es die Implementierung eines festen, aber zu niedrigen Schwellwertes zur Folge hätte. Die Implementierung der anpassbaren Charakteristiken der Detektionsalgorithmen im Rahmen der Systementwicklung führt entsprechend zu vielfältigen Einsatzmöglichkeiten des Systems bei unterschiedlichen Zielgruppen oder mögliche Erweiterung auf andere Anwendungsszenarien. Vergleichbar mit Dropjumps, treten auch bei Sprints starke interindividuelle Unterschiede in den Signalverläufen der Sensordaten auf. Darüber hinaus schwanken ebenso die Verlaufscharakteristiken intraindividuell von Schritt zu Schritt, was die Entwicklung eines stabilen Algorithmus erschwert. Vergleichbar mit den Sprungevents ist die Erkennung des Kontaktstarts durch einen starken Anstieg der vertikalen Sensorbeschleunigung robuster als die Erkennung des Kontaktendes (Bergamini et al., 2012). Vor allem wenn Athleten unterschiedlicher Leistungsniveaus untersucht werden, ist es notwendig individuelle Anpassungen vorzunehmen. Absolviert ein Sportler mit internationalem Leistungsniveau einen Sprint, kann davon ausgegangen werden, dass seine Kontaktzeiten unter 110 ms liegen. Dementsprechend ist es ausreichend, wenn der Detektionsalgorithmus in diesem zu erwartenden Zeitfenster nach dem Minimum der im Signalverlauf der vertikalen Beschleunigungsachse, welches den Take-off repräsentiert, sucht. Ein vergrößertes Suchfenster kann zu Fehldetektionen beziehungsweise einer Überschätzung der Bodenkontaktzeit führen, wenn zum Beispiel ein später auftretender Sensorwert ein weiteres lokales Minimum darstellt. Im Gegensatz dazu muss für einen Sportler mit geringerem Leistungsniveau nicht in einem Zeitrahmen von weniger als 100 ms nach Kontaktbeginn nach einem Minimum gesucht werden. Dies könnte zu einer Unterschätzung der Kontaktzeit führen.

⁹ In der nachfolgend beschriebenen Validierungsstudie für Dropjumps fiel dieses Phänomen nur bei insgesamt 3 Sportlern auf.

Dementsprechend stellt die Möglichkeit die entwickelten Algorithmen individuell anzupassen, eine Möglichkeit dar, die Messgenauigkeit bei der Ableitung biomechanischer Merkmale zu verbessern. Durch eine Kalibrierungsmessung beziehungsweise Datenaufnahmen im Vorfeld einer Messung kann der jeweilige Algorithmus optimal an einen Athleten angepasst werden. Die im Rahmen der nachfolgend dargestellten Validierungsstudien berechneten biomechanischen Merkmale wurden alle basierend auf den Standardsuchfenstern und Schwellwerten abgeleitet.

9 Validierung

In diesem Kapitel werden die beiden durchgeführten Validierungsstudien erläutert. Ziel ist die Überprüfung der Messgenauigkeit der entwickelten Detektionsalgorithmen bei der Ableitung biomechanischer Merkmale bei Dropjumps und Sprints. Die mittels des jeweiligen Algorithmus gewonnenen Daten werden direkt an ein mobiles Endgerät (Galaxy Tab S2, Samsung) gesendet. Zusätzlich werden die Rohdaten eines Zeitfensters von 2048 ms beginnend ab 400 ms vor einem erkannten Kontakt auf der integrierten SD-Karte des IMS gespeichert.

9.1 Validierung anhand Dropjumps

Die zur Validierung des entwickelten Detektionsalgorithmus bei Dropjumps notwendigen Forschungsziele werden wie folgt formuliert:

1. Überprüfung der Messgenauigkeit des Detektionsalgorithmus bei Dropjumps unter Laborbedingungen.
2. Vergleich der Ergebnisse in Abhängigkeit der Expertise beziehungsweise spezifischer Vorerfahrungen bezüglich reaktiver Sprungformen (Sportart, Leistungsniveau).
3. Untersuchung des Einflusses der Sprunghöhe auf die Genauigkeit der Merkmalsberechnung. Dies erfolgt exemplarisch anhand der Bestimmung der Bodenkontaktzeit.

9.1.1 Methodik

Stichprobe

Die Studie zur Überprüfung der Messgenauigkeit bei Dropjumps besteht aus zwei Stichproben der Sportarten Leichtathletik (LA) und Handball (HB). Beide Stichproben umfassen 19 Probanden, die sich bei den Leichtathleten auf 10 Frauen und 9 Männer aufteilen. Die Handballstichprobe umfasst ausschließlich Frauen einer Bundesligamannschaft. Tabelle 14 gibt einen Überblick über die Zusammensetzung beider Stichproben.

Tabelle 14: Anthropometrische Merkmale (Mittelwert \pm Standardabweichung) der Teilnehmer der Dropjumpstudie.

Gruppe	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Leichtathleten	22,5 \pm 3,8	180,7 \pm 10,3	67,4 \pm 13,2
Handballerinnen	26,6 \pm 5,7	174,4 \pm 4,4	69,8 \pm 7,8

Durchführung

Ein Testablauf beinhaltet für die Sportler der Gruppe LA jeweils 5 Dropjumps von drei unterschiedlich hohen Boxen (31,5 cm, 40 cm & 50 cm) unter Laborbedingungen. Die Teilnehmer absolvieren zu Beginn ein standardisiertes, 10-minütiges Aufwärmprogramm bestehend aus Lauf- und Sprung-ABC-Übungen sowie reaktiven Mehrfachsprüngen. Nach dem

Aufwärmprogramm führen die Sportler Dropjumps mit einer Pause von jeweils zwei Minuten zwischen den Sprüngen durch. Dieser Ablauf ermöglicht es jeden Sprung unter ermüdungsfreien Bedingungen zu absolvieren.

Aufgrund zeitlicher Restriktionen sowie geringerer Vorerfahrungen bezüglich reaktiver Sprungformen, absolvieren die Handballerinnen im Rahmen einer Trainingseinheit in einer Handballhalle nach vorherigem Aufwärmen fünf Sprünge von 31,5 cm und 40 cm hohen Boxen. Die Spielerinnen erhalten ebenfalls eine Pause zur Regeneration, in der eine andere Sportlerin einen Sprung absolviert. So kommt eine mit der LA Stichprobe vergleichbare Pausenzeit von zwei bis vier Minuten zustande.

Die Teilnehmer beider Stichproben erhielten im Vorfeld die gleiche standardisierte Instruktion. Dabei wurden die Sportler angewiesen, sich ohne aktives Abdrücken von der Box fallen zu lassen. Die Hände werden in der Hüfte fixiert und dürfen nicht zur Schwungunterstützung eingesetzt werden. Während des Dropjumps sollen die Probanden einen möglichst kurzen Bodenkontakt realisieren und dabei eine maximale vertikale Sprunghöhe erreichen. Die Landungen erfolgen vollständig auf dem jeweiligen Referenzmesssystem.

Bestimmung biomechanischer Merkmale mittels IMS

Basierend auf den durch den entwickelten Algorithmus bestimmten drei Zeitpunkten (1: Beginn erste Landung; 2: Take-off; 3: Beginn der Landung nach dem Sprung) werden die relevanten biomechanischen Merkmale der Dropjumps berechnet. Die Bodenkontaktzeit (t_s) wird als Differenz von Take-off und Beginn der ersten Landung berechnet. Zur Bestimmung der Flugzeit wird die Differenz aus dem Zeitpunkt der Landung nach dem Sprung und dem Take-off gebildet. Die vertikale Sprunghöhe (JH) wird basierend auf der Flugzeit bestimmt, während der reaktive Sprungkraftindex (RSI) als Quotient aus JH und t_s berechnet wird. Dementsprechend werden JH und RSI basierend auf folgenden Formeln bestimmt:

$$\text{Sprunghöhe [cm]: } JH = \frac{g \cdot t_F^2}{80000}; g = 9,81\text{m/s}^2$$

$$\text{Reaktiver Sprungkraftindex: } RSI = \frac{JH[\text{cm}]}{t_s[\text{ms}]}$$

Tabelle 15 enthält einen Überblick der im Rahmen der Validierungsstudie erfassten biomechanischen Merkmale.

Tabelle 15: Übersicht der biomechanischen Merkmale der Dropjumpvalidierung.

Merkmale	Einheit
Bodenkontaktzeit (t_s)	[ms]
Flugzeit (t_F)	[ms]
Sprunghöhe (JH)	[cm]
Reaktiver Sprungkraftindex (RSI)	[]

Bei Sprüngen, deren berechnete Werte um mehr als 15 % von den Werten der Referenzmessung abwichen, wurden die Messwerte manuell überprüft und die bestimmten Werte unter Umständen als Fehldetektionen klassifiziert. Aufgetretene Fehldetektionen sind zum Beispiel nicht gesendete oder nicht empfangene und damit verlorene Datensätze. Auch Detektionen, bei denen durch die Postanalyse des Rohdatensignals festgestellt wurde, dass der Algorithmus nicht die gewünschten Stellen für Absprung oder Landung im Datensignal identifizierte, werden als Fehldetektionen definiert.

Referenzmessung

Als Referenzsystem diente bei der LA Stichprobe eine Kraftmessplattform (AMTI, 1000 Hz). Aufgrund der räumlichen Bedingungen wurde für die Stichprobe der Handballerinnen eine elektromechanische Kontaktmatte (Biovision, 1000 Hz) als Referenzsystem eingesetzt. Sowohl die Daten der Kraftmessplatte (Messbereich bis zu 17793 N) als auch der Kontaktmatte werden mittels der Software DASyLab erfasst und ausgewertet. Die Berechnung der biomechanischen Merkmale (Bodenkontaktzeit, Flugzeit, reaktiver Sprungkraftindex) erfolgt dabei basierend auf den gleichen Zeitpunkten wie bei dem eingebetteten Algorithmus des IMS. Für die Bestimmung des Kontaktbeginns mittels der Kraftmessplatte wird ein Schwellwert von 5 N einer steigenden Flanke genutzt. Der identische Schwellwert dient bei einer fallenden Flanke auch als Kriterium für den Take-off (Gageler et al., 2015). Bei Nutzung der Kontaktmatte wird die Bestimmung der jeweiligen Events durch die Änderung des Spannungssignals (5 Volt bei geschlossenem Schalter, das heißt bei einer Kontaktphase; 0 Volt bei geöffnetem Schalter, das heißt bei einer Flugphase) ermittelt. Um auch für diese Daten eine Postanalyse zu ermöglichen, wurden die Rohdatenverläufe ebenfalls in Form einer Textdatei gespeichert.

Datenauswertung

Der Prozess der statistischen Datenanalyse erfolgt mit dem Softwarepaket R 3.02 sowie SPSS 24.0. Die Überprüfung der Messgenauigkeit des entwickelten IMS im Vergleich zu den Referenzsystemen für beide Gesamtstichproben wird unter Nutzung von Intra-Klassen-Korrelationen und deren 95 %- Konfidenzintervalle (KI) sowie der Bland & Altman Statistik untersucht.

Die Intra-Klassen-Korrelation ist ein parametrisches Verfahren zur Quantifizierung der Übereinstimmung zwischen mehreren Beurteilern beziehungsweise Messsystemen bei Mehrfachbeobachtungen. Das dabei berechnete Maß, der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC), vergleicht die Varianz zwischen verschiedenen Messergebnissen mit der über allen Ratings und Messobjekten entstandenen Varianz. Eine große Übereinstimmung, also geringe Varianz, hat einen hohen ICC zur Folge (Wirtz & Caspar, 2002). Als Nachteil der Intra-Klassen-Korrelation kann angesehen werden, dass das

Ergebnis der Berechnung des ICC, bei mehreren Messergebnissen eines Individuums negativ beeinflusst wird. Um dies zu vermeiden, dürfte pro Individuum lediglich ein Messwert erhoben werden, also lediglich ein Sprung pro Sportler. Da dies im Sinne einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik jedoch nicht sinnvoll ist, wird auf ein weiteres alternatives statistisches Verfahren zurückgegriffen. Die Bestimmung sogenannter „limits of agreement“ für mehrfache Beobachtungen pro Individuum nach Bland und Altman (2007) berücksichtigt nicht nur die mittlere Differenz zweier Messsysteme, sondern ebenfalls die Variabilität innerhalb der Differenzen zwischen verschiedenen Individuen. Mit Hilfe dieses Verfahrens kann auch die Wiederholbarkeit einer Methode beurteilt werden, indem systematische und unsystematische Unterschiede zwischen den jeweiligen Messsystemen ermittelt werden. Der systematische Fehler stellt die mittlere Differenz zwischen zwei Messsystemen dar und gibt Aufschluss darüber, ob systematische Abweichungen, also zum Beispiel Über- oder Unterschätzungen der Messwerte eines Systems vorliegen. Ein unsystematischer Fehler, der durch Multiplikation der Standardabweichung mit dem Faktor 1,96 berechnet wird, verdeutlicht inkonsistente Messergebnisse und sollte dementsprechend möglichst gering sein. Eine gleichzeitige Betrachtung beider Kenngrößen liefert das als 95% limits of agreement (LoA) bezeichnete Maß für die Übereinstimmung. Je größer diese sind, desto stärker weicht ein Messsystem von einem anderen ab. Veranschaulicht wird die Bland und Altman Statistik in den sogenannten Bland & Altman Plots (BAP), die den Mittelwert der Messergebnisse beider Systeme auf der x- Achse gegen die jeweilige Differenz auf der y- Achse abtragen. Dadurch werden systematische und unsystematische Fehler visualisiert und können spezifischen Bereichen, wie zum Beispiel höheren Messwerten, zugeordnet werden. Ein auftretender systematischer Fehler kann bei Bekanntheit bei zukünftigen Messungen berücksichtigt werden (Bland & Altman, 2007).

Da die mathematische Berechnung der Sprunghöhe durch Multiplikationen mit konstanten Faktoren auf Basis der Flugzeit erfolgt und somit keine anderen Informationen beziehungsweise Ergebnisse zur Folge haben, wird die Flugzeit nicht separat in die Datenauswertung integriert. Zusätzlich zur Gesamtstichprobe werden für t_s auch BAP jedes einzelnen Probanden berechnet, um den interindividuellen Einfluss auf die Messgenauigkeit zu untersuchen. Zur Prüfung auf Unterschiede zwischen beiden Gruppen bezüglich der Ausprägungen aller Merkmale werden die jeweiligen Mittelwerte der Probanden herangezogen und mittels t-Tests für unabhängige Stichproben analysiert. Dies gilt in ähnlicher Form für die Untersuchung der Differenzen zwischen den Messsystemen bei der Bestimmung der Bodenkontaktzeit in Abhängigkeit von der Fallhöhe. Dafür werden paarweise t-Tests für abhängige Stichproben durchgeführt. Für diese Berechnungen werden lediglich die Ergebnisse der Leichtathleten einbezogen, da nur diese Sportler Sprünge aus

allen drei Fallhöhen absolvierten. Ergebnisse werden bei einem Niveau von $p < 0,05$ als signifikant angesehen.

9.1.2 Ergebnisse

Insgesamt absolvieren die Leichtathleten 285 Sprünge von denen aufgrund technischer Probleme bei der Erfassung der Kraftmessplattendaten 64 von der Analyse ausgeschlossen werden müssen, sodass 221 Sprünge für die statistische Datenauswertung herangezogen werden. Von den 190 Sprüngen der Handballerinnen wurden lediglich fünf durch die Kontaktmatte nicht korrekt erfasst und werden somit exkludiert.

Von den 221 erfassten Sprüngen der Leichtathleten werden 207 durch das IMS als Sprung erkannt. Dies entspricht einer Detektionsrate von 93,7 %. Für die Handballerinnen liegen die entsprechenden Werte bei 185 Sprüngen, von denen 155 (83,8 %) korrekt detektiert werden. Die Bodenkontaktzeiten der Leichtathleten aller analysierten Sprünge liegen im Mittel für das IMS bei $161,6 \pm 16,3$ ms und für die Referenzmessung bei $159,1 \pm 17,0$ ms, während die Handballerinnen Werte von $194,2 \pm 29,0$ ms beziehungsweise $195,8 \pm 32,5$ ms erreichen. Eine Betrachtung der Sprunghöhe zeigt, dass die Athleten der Handballstichprobe im Mittel niedrigere Werte ($27,1 \pm 3,8$ cm) aufweisen als die Leichtathleten ($28,7 \pm 5,8$ cm). Dementsprechend gilt dieser Unterschied insbesondere auch für den reaktiven Sprungkraftindex, bei dem die Leichtathleten mittlere Ausprägungen von $1,82 \pm 0,37$ und die Handballerinnen von $1,43 \pm 0,42$ aufweisen.

Die systematischen und unsystematischen Fehler, die ICCs sowie die LoA der einzelnen Merkmale und Stichproben können Tabelle 16 und den Abbildungen 42 bis 47 entnommen werden. Signifikante Ergebnisse sind mit (*) gekennzeichnet.

Tabelle 16: Bland & Altman Statistik und ICCs von t_s , JH und RSI der Dropjumpstichprobe.

Merkmal		LA	HB
t_s [ms]	syst. Bias \pm unsyst. Fehler	$3,4 \pm 11,1$	$0,8 \pm 16,4$
	ICC (95% KI)	$0,955^*$ (0,897 – 0,975)	$0,979^*$ (0,971 – 0,985)
JH [cm]	syst. Bias \pm unsyst. Fehler	$-0,6 \pm 2,0$	$-0,0 \pm 2,3$
	ICC (95% KI)	$0,940^*$ (0,918 – 0,956)	$0,979^*$ (0,970 – 0,985)
RSI	syst. Bias \pm unsyst. Fehler	$-0,08 \pm 0,19$	$0,13 \pm 0,26$
	ICC (95% KI)	$0,967^*$ (0,889 – 0,985)	$0,977^*$ (0,969 – 0,984)

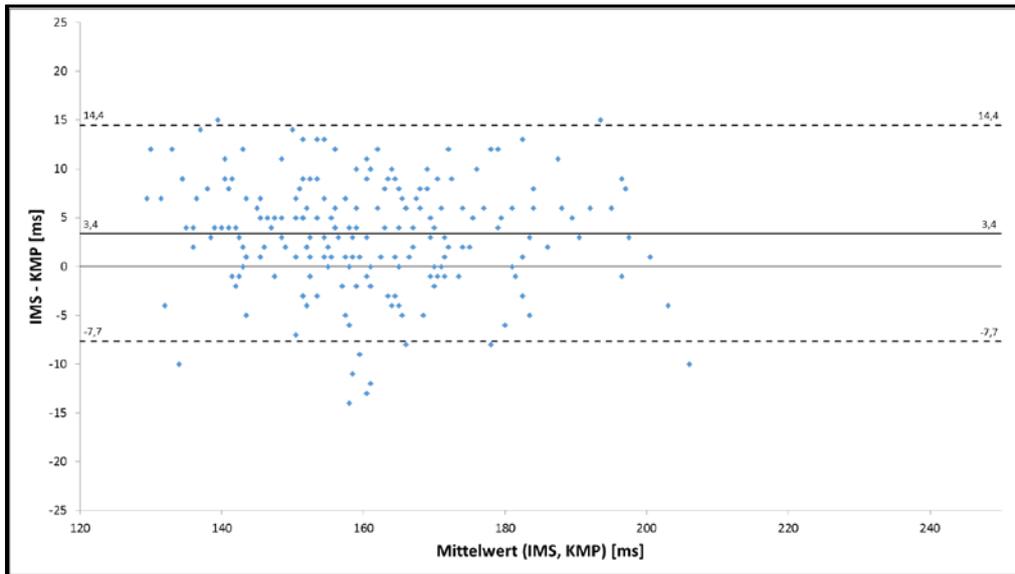


Abbildung 42: Bland & Altman Plot der Bodenkontaktzeiten (LA).

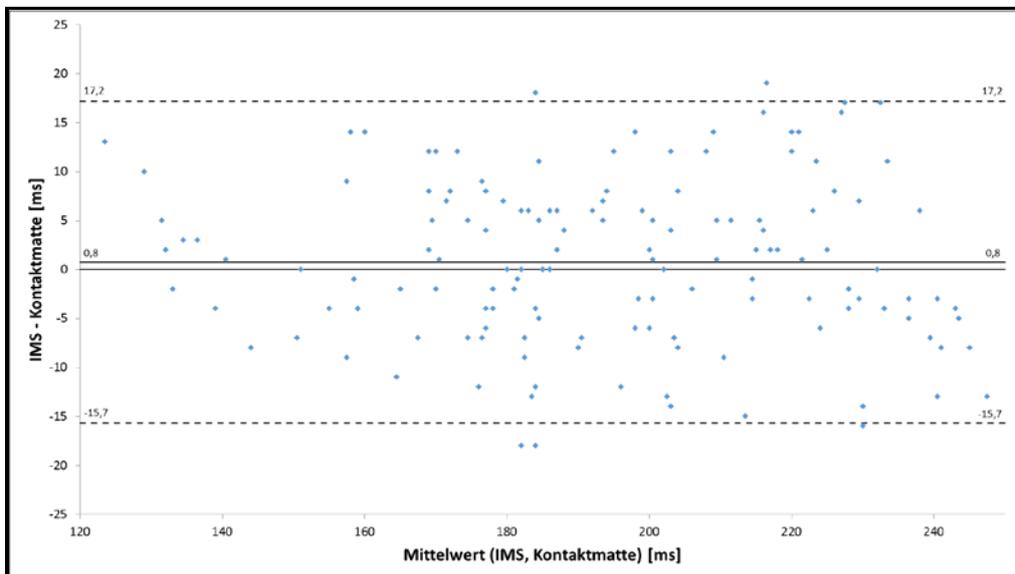


Abbildung 43: Bland & Altman Plot der Bodenkontaktzeiten (HB).

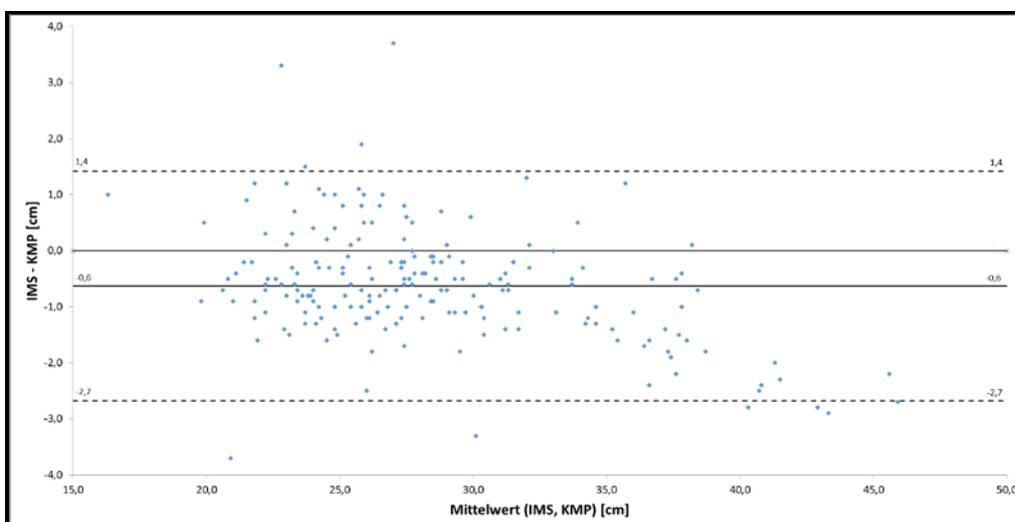


Abbildung 44: Bland & Altman Plot der Sprunghöhe (LA).

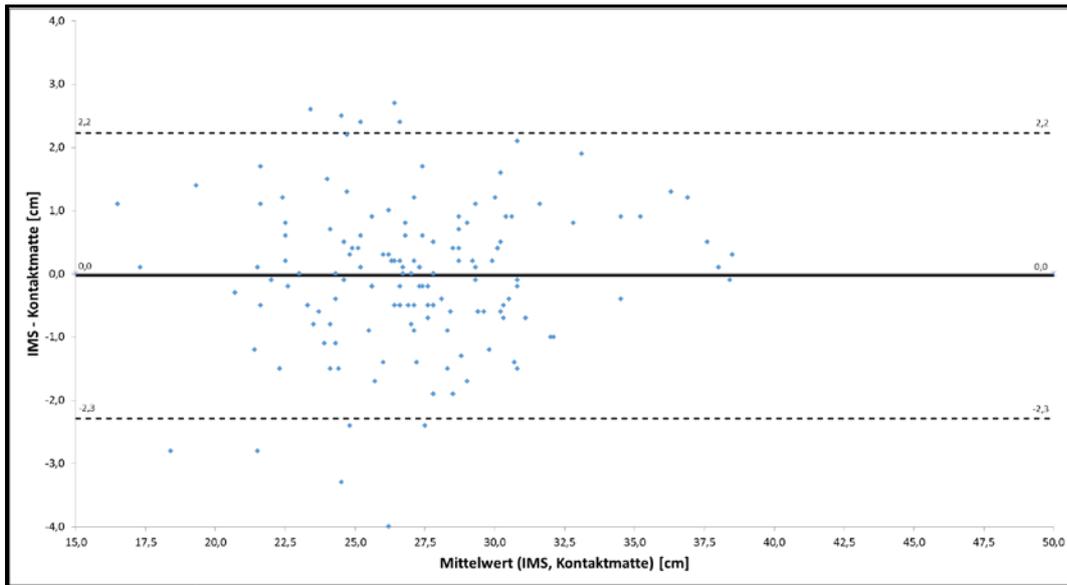


Abbildung 45: Bland & Altman Plot der Sprunghöhe (HB).

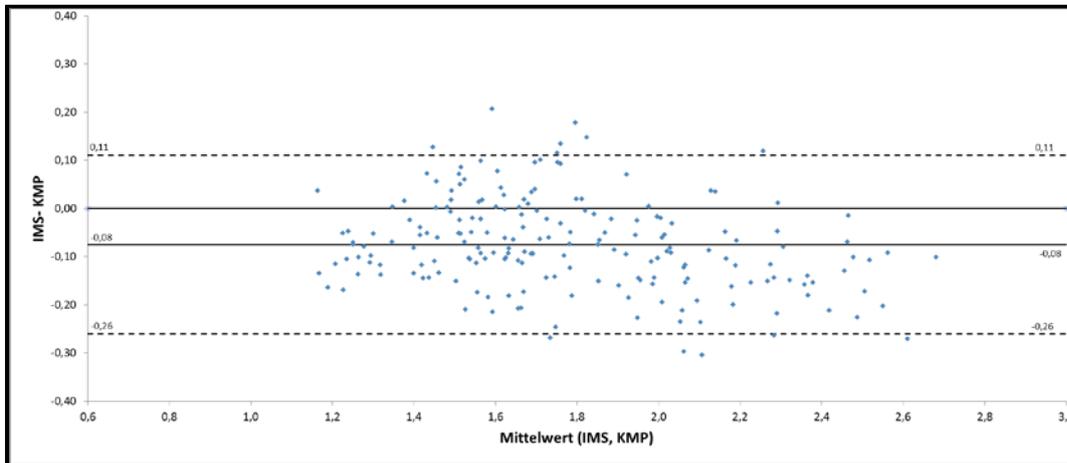


Abbildung 46: Bland & Altman Plot des RSI (LA).

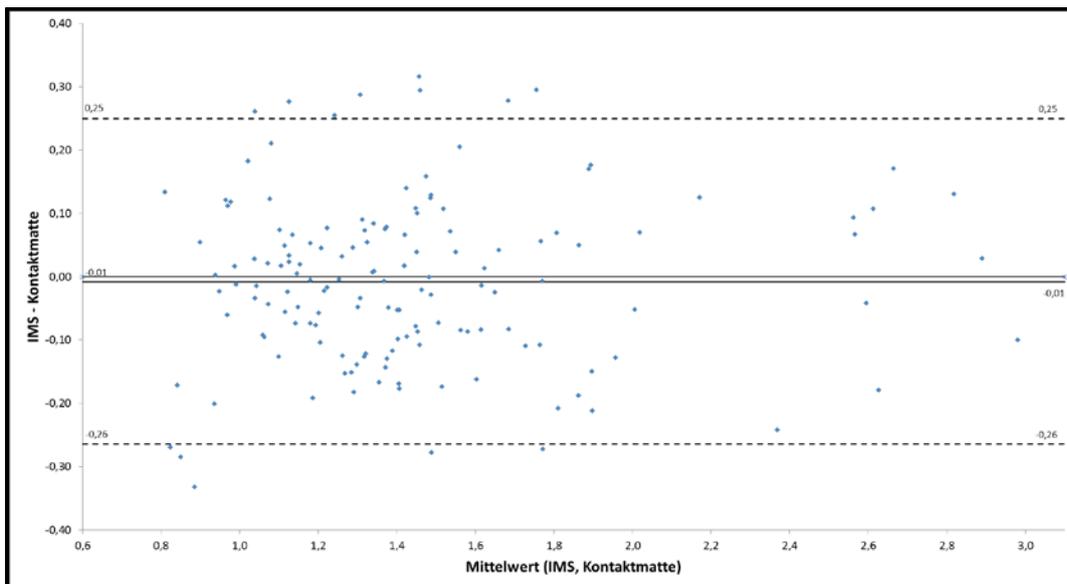


Abbildung 47: Bland & Altman Plot des RSI (HB).

Bei der Analyse der individuellen Bland & Altman Statistiken wird ersichtlich, dass sowohl für den systematischen als auch den unsystematischen Fehler große interindividuelle Unterschiede existieren (Tabelle 17).

Tabelle 17: Anzahl der Fehldetektionen sowie systematischer und unsystematischer Fehler der Bodenkontaktzeiten aufgeschlüsselt nach Proband.

Nr.	Sportart	Anzahl Fehldetektionen	systematischer Fehler [ms]	unsystematischer Fehler [ms]
1	LA	0	2	6,4
2	LA	5	3,7	7,6
3	LA	1	0,4	4,2
4	LA	0	-2,7	7,7
5	LA	3	-2,5	7,5
6	LA	0	-1,1	4,5
7	LA	0	0,3	5,5
8	LA	0	10,3	3,0
9	LA	1	6,2	23,1
10	LA	1	5,8	4,9
11	LA	0	8,7	13,3
12	LA	2	-5,8	6,8
13	LA	1	0,7	12,7
14	LA	0	5,1	9,6
15	LA	0	3,1	8,1
16	LA	0	-1,4	9,2
17	LA	0	-1,8	16,9
18	LA	0	5,8	6,8
19	LA	0	2,1	7,3
20	HB	1	4	9,8
21	HB	0	-5,2	10,3
22	HB	3	15,4	12,7
23	HB	2	-2,9	43,2
24	HB	1	3,4	28,4
25	HB	4	10,2	19,3
26	HB	0	-4,7	13,8
27	HB	0	2,7	10,9
28	HB	0	-5,4	6,9
29	HB	3	-6	6,5
30	HB	0	-4,4	28,7
31	HB	5	-6	3,6
32	HB	0	2,2	9,8
33	HB	0	-12	10,3
34	HB	0	7,7	12,4
35	HB	9	-	-
36	HB	1	-1,2	11,9
37	HB	0	3,2	10,9
38	HB	1	9,8	11,1

Den niedrigsten systematischen Fehler erreicht Proband 7 (LA) mit 0,3 ms. Auch die niedrigste Ausprägung des unsystematischen Fehlers erreicht mit 3,0 ms ein Proband (8) aus der Gruppe der Leichtathleten. Die höchsten Abweichungen stammen mit einem systematischen Fehler von 15,4 ms (Proband 22) und einem unsystematischen Fehler von 43,2 ms (Proband 23) aus der Gruppe der Handballerinnen. Insgesamt erreichen die Leichtathleten mittlere absolute Abweichungen von 5,2 ms, während bei den Handballerinnen

8,5 ms erzielt werden. Diese Differenz vergrößert sich auf 5,8 ms bei den systematischen Fehlern zu Gunsten der Leichtathleten (8,7 ms) im Vergleich zu den Handballerinnen (14,5 ms). Proband 3 erreicht bei einem sehr geringen systematischen Fehler (0,4 ms) eine mittlere absolute Abweichung aller durchgeführten Sprünge von $1,7 \pm 1,3$ ms. Dies entspricht bei einer durchschnittlichen Kontaktzeit des Probanden von 151,5 ms einem prozentualen Messfehler von 1,1 %. Die maximale Abweichung tritt bei Proband 23 mit einem Wert von $19,4 \pm 6,5$ ms auf. Zwar weist dieser Proband auch eine höhere mittlere Bodenkontaktzeit von 221,2 ms auf, der prozentuale Fehler steigt dennoch auf einen Wert von 8,8 %, was dem Maximum der Gesamtstichprobe entspricht. Darüber hinaus wird deutlich, dass sich die aufgetretenen Fehldetektionen auf 7 Sportler der Leichtathletik-Stichprobe und 10 Sportler der Handball-Stichprobe aufteilen. Mit neun Fehldetektionen weist Proband 35 die höchste Anzahl auf.

Der Vergleich der Merkmalsausprägungen beider Gruppen zeigt für die Referenzmessung bezüglich aller Merkmale (t_s , JH und RSI) signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Durch das IMS konnte lediglich für die Sprunghöhe kein signifikanter Unterschiede zwischen den Leichtathleten und Handballerinnen festgestellt werden. (Tabelle 18).

Tabelle 18: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der biomechanischen Merkmale der Dropjumpvalidierung.

Merkmal	Gruppe	IMS		Referenz	
		MW \pm SD	LA vs. HB $p < 0,05$	MW \pm SD	LA vs. HB $p < 0,05$
t_s [ms]	LA	161,6 \pm 16,3	ja	159,1 \pm 17,0	ja
	HB	194,2 \pm 29,0		195,8 \pm 32,5	
JH [cm]	LA	27,9 \pm 5,5	nein	28,7 \pm 5,8	ja
	HB	27,3 \pm 4,1		27,1 \pm 3,8	
RSI	LA	1,74 \pm 0,35	ja	1,82 \pm 0,37	ja
	HB	1,43 \pm 0,43		1,43 \pm 0,42	

Die Ergebnisse der mittleren Bodenkontaktzeiten in Abhängigkeit der Fallhöhe sind in Tabelle 19 dargestellt. Bei der Fallhöhe von 50 cm weisen die Sportler im Mittel 4,3 % größere Bodenkontaktzeiten auf als bei Sprüngen niedrigerer Höhe. Es können jedoch keine signifikanten Unterschiede bezüglich der mittleren Kontaktzeiten in Abhängigkeit der Fallhöhe festgestellt werden. Zum gleichen Ergebnis kommt die Untersuchung der Differenzen zwischen dem IMS und der Referenzmessung, die keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Fallhöhen zeigt.

Tabelle 19: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der durch das IMS bestimmten Bodenkontaktzeiten der Leichtathleten und deren Differenz zur Referenzmessung aufgeschlüsselt nach Fallhöhe.

Fallhöhe [cm]	ts [ms] MW \pm SD	Differenz [ms] MW \pm SD
31,5	159,9 \pm 16,6	2,7 \pm 1,3
40	158,2 \pm 11,6	3,0 \pm 1,7
50	166,8 \pm 14,6	2,2 \pm 1,2

9.1.3 Diskussion

Ziel der Validierungsstudie war die Überprüfung der Messgenauigkeit des entwickelten IMS in Bezug zu den Referenzsystemem bei der Bestimmung der Bodenkontaktzeit, Sprunghöhe und des reaktiven Sprungkraftindex bei typischen leichtathletischen Vertikalsprüngen (Dropjumps). Die Korrelationskoeffizienten (0,940 – 0,979) zeigen insgesamt gute Übereinstimmungen zwischen dem IMS und den Referenzsystemen. Insbesondere die Berechnung der Bland & Altman Statistiken zeigt jedoch, dass in Abhängigkeit des jeweiligen Sportlers schwankende Unterschiede im Vergleich zu den Referenzmessungen auftreten. Vor allem die Vorerfahrungen bezüglich reaktiver Sprungformen scheinen dabei eine wesentliche Rolle zu spielen. Bei den Leichtathleten treten insgesamt geringere unsystematische Fehler auf, die bezüglich der Bodenkontaktzeiten für 15 von 19 Probanden unterhalb von 10 ms liegen. Darüber hinaus wird bei Proband 8 die Bodenkontaktzeit mit einem systematischen Fehler von 10,3 ms stark überschätzt. Ohne Berücksichtigung dieses Probanden mit größeren Abweichungen verringern sich beispielsweise die 95%-LoA auf -6,3 bis 11 ms, was auch für den Hochleistungssport als hinreichend genau angesehen werden kann. Dies gilt ebenfalls für die ermittelten Sprunghöhen, die mit Abweichungen von $-0,6 \pm 2,0$ cm und $0,0 \pm 2,3$ cm für Leichtathleten beziehungsweise Handballerinnen gute Übereinstimmungen mit der Referenzmessung aufweisen. Die unsystematischen Fehler von 2,0 cm beziehungsweise 2,3 cm sind dabei geringer als bei Picerno et al., (2011), die mittels eines am Rücken platzierten IMS die Sprunghöhen bei Countermovementjumps ermitteln. Dabei wird mit Hilfe des eingebauten Gyroskops sogar die Rumpfrotation berücksichtigt. Eine Korrektur der Rotation der unteren Extremitäten mittels des integrierten Gyroskops erfolgt in der vorliegenden Studie nicht, lässt aber für zukünftige Entwicklungen eine weitere Verbesserung der Genauigkeiten erhoffen. Für den reaktiven Sprungkraftindex werden mit unsystematischen Fehlern von 0,19 (LA) und 0,26 (HB) höhere Abweichungen gefunden als in einer Studie von Patterson & Caulfield (2010), die unsystematische Fehler im Bereich von 0,11 ermitteln.

Trotz der Tatsache, dass der entwickelte Algorithmus lediglich die vertikale Sensorbeschleunigung zur Bestimmung der biomechanischen Merkmale nutzt,

sind insbesondere die Ergebnisse der Leichtathletik-Stichprobe vergleichbar mit denen von Bergamini et al. (2012), Patterson & Caulfield (2010) und Picerno et al. (2011). In den genannten Studien werden zusätzlich zu den Beschleunigungsdaten auch Winkelgeschwindigkeiten zur Berechnung genutzt. Darüber hinaus zeigen Patterson & Caulfield (2010), dass eine Anpassung automatisierter Algorithmen in Abhängigkeit der Bodenkontaktzeit des jeweiligen Sprungs notwendig ist. Dabei stellen die Autoren fest, dass Sprünge mit Kontaktzeiten im Bereich von 250 ms andere Signalcharakteristiken aufweisen als Sprünge mit niedrigeren Kontaktzeiten. Die Hauptursache einer ungenauen Detektion ist in den meisten Fällen die Schwierigkeit den Zeitpunkt des Take-off akkurat zu bestimmen. Bei längeren Kontaktzeiten fällt dieser im vertikalen Beschleunigungssignal meist nicht direkt mit dem detektierten Minimum zusammen, sondern erfolgt zeitlich später. Dies könnte die schlechteren Detektionsergebnisse der Handballerinnen erklären, da neun von 19 Probanden mittlere Kontaktzeiten von über 200 ms aufweisen. Darüber hinaus ist die Streuung dieser Stichprobe sehr hoch, sodass es vorkommt, dass eine Probandin Kontaktzeiten von 167 ms bis 247 ms (Probandin 20) aufweist. Dies führt zu erheblichen Schwierigkeiten die relevanten Events im Signalverlauf mit geringen Messfehlern zu bestimmen. Um diese Problematik berücksichtigen zu können, wurde in der Systementwicklung die bereits angesprochene Möglichkeit integriert, den Algorithmus durch individuelle Einstellungsmöglichkeiten auf den jeweiligen Athleten anzupassen. Dies wird in der Folge eine Reduzierung der Messfehler bei zukünftiger Nutzung des IMS nach sich ziehen. Es bleibt jedoch fraglich, ob sehr große individuelle Schwankungen der Sprungleistungen (zum Beispiel die angesprochene intraindividuelle Streuung der Bodenkontaktzeiten im Bereich von 80 ms) dadurch ebenfalls abgefangen werden können. Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass das IMS bezüglich aller Merkmale bei der Messung von Leichtathleten bessere Messgenauigkeiten, vor allem repräsentiert durch höhere Detektionsraten, niedrigere absolute Abweichungen und geringere unsystematische Fehler, aufweisen als bei der Messung von Handballerinnen. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass signifikante Unterschiede zwischen beiden Stichproben bezüglich aller Merkmale sowohl durch die Referenzmessungen als auch durch das entwickelte IMS festgestellt werden können. Das IMS ist dementsprechend in der Lage, relevante Unterschiede bezüglich der ausgewählten biomechanischen Merkmale bei unterschiedlichen Leistungsniveaus zu identifizieren. Dabei zeigt sich außerdem, dass die Fallhöhe (31,5 bis 50 cm) keinen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des entwickelten IMS hat.

Der aktuell verwendete Algorithmus bietet den Vorteil, dass lediglich wenig Rechenleistung des MCU erforderlich ist, somit die Daten in Echtzeit zur Verfügung gestellt werden können und der Energiebedarf deutlich reduziert

wird. Um die erwähnten Probleme bei der Erkennung jedoch weiter zu reduzieren, ist eine Optimierung der Algorithmen, vor allem zur Anwendung des IMS bei Sportlern mit geringen reaktiven Krafft Fähigkeiten (Anfänger) oder anderen Sportarten notwendig. Der Einbezug weiterer Daten wie beispielsweise der Winkelgeschwindigkeiten, die Verwendung komplexer Filteralgorithmen oder die Integration von Mustererkennungsverfahren stellen diesbezüglich vielversprechende Ansätze dar. Dabei müssen die dann benötigten Rechen- und Energiekapazitäten und das Verhältnis zu den damit einhergehenden Verbesserungen der Messgenauigkeit sorgfältig geprüft werden (Jensen et al., 2016).

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass das entwickelte IMS ein geeignetes Messsystem zur Detektion relevanter biomechanischer Merkmale bei leichtathletischen Sprüngen darstellt. Durch die Möglichkeit des entwickelten Algorithmus, in Kombination mit der kabellosen Datenübertragung und der Veranschaulichung der Ergebnisse auf einem mobilen Endgerät, kann es in trainings- und wettkampfbasierten Anwendungsfeldern für eine Gruppe von Athleten eingesetzt werden und die Ergebnisse in Echtzeit visualisieren. Dabei sollten die erreichten Konfidenzintervalle vor allem im Zusammenhang mit dem Preis und der Flexibilität des entwickelten IMS diskutiert werden. Eine Kraftmessplatte kostet mehrere Tausend Euro, muss durch einen erfahrenen Diagnostiker bedient werden und ist räumlich fixiert. Im Gegensatz dazu stellt das entwickelte System eine kostengünstige Alternative dar, die dank der automatisierten Datenauswertung und eines einfachen Handlings von Trainern und Sportlern ohne vielfältiges Vorwissen bedient werden kann. Sprünge können ohne räumliche Bindung während des Trainings oder Wettkampfes zeitsparend und flexibel erfasst werden. Eine Nutzung des Messsystems in leistungsdiagnostischen Untersuchungen ergänzt somit die Möglichkeiten der vorhandenen Systeme vor allem in feldbasierten Anwendungsszenarien. Durch die Kenntnis der Genauigkeiten (LoA, Konfidenzintervalle) des entwickelten IMS können die gewonnenen Daten entsprechend eingeordnet und interpretiert werden. Dabei hängt es vom jeweiligen Leistungsniveau der Athleten und der spezifischen Fragestellung ab, ob die erreichten Messgenauigkeiten eine zufriedenstellende Schlussfolgerung zulassen. Wie die Ergebnisse jedoch zeigen, können mit Hilfe des IMS auch für den Hochleistungssport hinreichend genaue Messergebnisse erzielt werden. Der Einsatz des Systems ermöglicht eine kontinuierliche Erfassung biomechanischer Merkmale im Trainings- und Wettkampferlauf und kann somit zu einer Verbesserung der Trainingsqualität beitragen.

9.2 Validierung anhand Sprints mit maximaler Geschwindigkeit

Zur Validierung des Systems bei Sprints wird die Messgenauigkeit des entwickelten Detektionsalgorithmus bei der Bestimmung der Bodenkontaktzeiten und Schrittfrequenzen während der Phase maximaler Geschwindigkeit überprüft. In einem zweiten Schritt wird geprüft, ob die Messgenauigkeit dabei intraindividuellen Einflüssen unterliegt.

9.2.1 Methodik

Stichprobe

An der Studie zur Überprüfung der Messgenauigkeit bei Sprints nahmen 12 Leichtathleten (10 männlich, 2 weiblich) mit einem Durchschnittsalter von $22,6 \pm 5,0$ Jahren teil. Die durchschnittliche Körpergröße der Gesamtstichprobe liegt bei $179,9 \pm 9,5$ cm und das mittlere Gewicht bei $75,5 \pm 10,3$ kg. Dabei weisen die 2 weiblichen Studienteilnehmer 100 m Bestzeiten von 12,36 s und 12,15 s auf. Für die männlichen Probanden liegt die mittlere 100 m Bestzeit bei $11,47 \pm 0,43$ s.

Durchführung

Für die Datenerfassung absolvieren die Sportler einen standardisierten Ablauf bestehend aus fliegenden Sprints auf einer 60 m Sprintbahn in einer Leichtathletikhalle. Der Testablauf wurde in eine normale Trainingseinheit der Athleten integriert. Die Sportler vollziehen dabei zunächst ein individuelles Aufwärmprogramm von etwa 30 Minuten, bestehend aus einem zehninütigen Einlaufen, fünf Minuten Lockerungsgymnastik und 15 Minuten Lauf-ABC zuzüglich submaximalen Beschleunigungs- und Steigerungsläufen. Im Anschluss daran führen die Läufer jeweils fünf maximale Sprints über eine Entfernung von 60 m durch. Zwischen den Läufen werden individuelle Pausen zur vollständigen Erholung gewährt, welche in der Regel eine Länge zwischen sechs und sieben Minuten aufweisen. Während jedes Sprints werden nach einer 30 m langen Beschleunigungsphase die Bodenkontakte in der Phase der maximalen Geschwindigkeit auf einer Länge von 15 m durch das entwickelte Messsystem und ein Referenzsystem erfasst. Alle Sportler tragen während des Testablaufes ihre eigenen Spikes und kurze Trainingsbekleidung. Die Teilnehmer erhielten im Vorfeld eine standardisierte Instruktion, in der sie angewiesen wurden, bis zum Beginn der 15 m langen Erhebungsstrecke ihre maximale Geschwindigkeit zu erreichen und diese möglichst bis ans Ende der 60 m Strecke aufrecht zu erhalten.

Bestimmung biomechanischer Merkmale mittels IMS

Der entwickelte Algorithmus bestimmt zwei Zeitpunkte (1: initialer Bodenkontakt; 2: Take-off) jedes Bodenkontakts eines Fußes. Da die Sensoren der jeweiligen Seite zunächst unabhängig voneinander Daten erfassen, werden im ersten Schritt die Zeitpunkte des initialen Bodenkontakts rechts, des Take-off rechts, des initialen Bodenkontakts links, des Take-off

links (exemplarisch für einen Doppelschritt beginnend mit dem initialen Bodenkontakt rechts) ermittelt. Im Anschluss werden die Zeitpunkte an ein externes Gerät gesendet und abgeleitet daraus, die biomechanischen Merkmale berechnet. Bestimmt werden die Bodenkontaktzeiten (t_s) jedes Kontakts als Differenz von initialem Kontakt und Take-off. Die Schrittfrequenz (SF) wird fortlaufend für den n-ten Schritt durch folgende Formel ermittelt:

$$SF \text{ (n-ter Schritt)} = \frac{1000}{(\text{Zeitpunkt initialer Bodenkontakt } n) - (\text{Zeitpunkt initialer Bodenkontakt } n-1)}$$

Tabelle 20 zeigt die, im Rahmen der Validierungsstudie erhobenen biomechanischen Merkmale bei Sprints.

Tabelle 20: Übersicht der biomechanischen Merkmale der Sprintvalidierung.

Merkmals	Einheit
Bodenkontaktzeit (t_s)	[ms]
Schrittfrequenz (SF)	[Hz]

Bei Kontakten, deren berechneter Wert um mehr als 15 % von der Referenzmessung abweichen, werden die bestimmten Werte manuell überprüft und gegebenenfalls als Fehldetektionen klassifiziert. Aufgetretene Fehldetektionen sind zum einen verlorene, also nicht gesendete oder nicht empfangene, Datensätze oder Detektionen bei denen durch die Postanalyse des Rohdatensignals festgestellt wurde, dass der Algorithmus nicht die korrekten Eventzeitpunkte identifiziert.

Referenzmessung

Als Referenz diente eine 15 m lange Messstrecke des opto-elektronischen Messsystems OptojumpNext[®] (Microgate, Italien) mit einer Datenerfassungsrate von 1000 Hz. Das System besteht aus zwei gegenüberliegenden Balkensets (Sender- und Empfängerbalken), die in einem maximalen Abstand von 6 m an den Rändern der Laufbahn platziert werden. In der vorliegenden Studie werden die Balken an den äußeren Rändern einer Laufbahn platziert und haben somit einen Abstand von etwa 1,27 m. Ein Balken mit einer Länge von einem Meter beinhaltet 96 LEDs, die in einem Abstand von 1,042 cm und in einer Höhe von 3 mm über dem Boden installiert sind. Zur Verlängerung der Messstrecke werden insgesamt 15 Balken durch Verbindungsstücke miteinander gekoppelt. Um eine ausreichende Stromversorgung zu gewährleisten, werden entsprechend der Herstellervorgaben spezifische Netzteile eingesetzt. OptojumpNext[®] detektiert Zeitpunkt (Beginn und Ende) und Position eines Kontakts durch entsprechende Unterbrechungen der jeweiligen LED-Signale. Mit Hilfe der angebundenen Software erfolgt aus den erfassten Zeitpunkten und Positionen eine automatisierte Berechnung der Schrittmerkmale analog der

Berechnungen des IMS. Die Datenerhebung in der vorliegenden Studie erfolgt mit der Software Version 1.10.19.0.

Datenauswertung

Zur Überprüfung der Messgenauigkeit des entwickelten Messsystems werden die Bodenkontaktzeiten (t_s) jedes erfassten Schritts sowie die mittlere Schrittfrequenz (SF) während der 15 m langen Erhebungsstrecke bei maximaler Sprintgeschwindigkeit analysiert. Die Übereinstimmung zwischen dem inertialen Messsystem und der Referenzmessung wird analog zur Dropjumpvalidierung mittels Intra-Klassen-Korrelationen (ICC), deren 95 % KI sowie Bland & Altman Statistiken untersucht. Neben der Analyse der Gesamtstichprobe werden für t_s ebenfalls individuelle BAP der Probanden ermittelt, um den interindividuellen Einfluss auf die Messgenauigkeit bei der Bestimmung der Bodenkontaktzeit zu untersuchen. Aufgrund der geringen Anzahl an Läufen und mittleren Schrittfrequenzen im Untersuchungsabschnitt (drei bis fünf pro Proband), erfolgt für SF keine intraindividuelle Untersuchung der BAP. Das Signifikanzniveau beträgt ebenfalls $p < 0,05$ und der gesamte Prozess der statistischen Datenanalyse erfolgt mit den Softwarepaketen R/RStudio und SPSS 24.0.

9.2.2 Ergebnisse

Vier Probanden brachen den Untersuchungsablauf ermüdungsbedingt nach jeweils vier Läufen ab. Darüber hinaus mussten aufgrund eines zeitweisen Stromausfalls und damit einem Fehlen der Referenzmessung weitere fünf Läufe von der Datenauswertung ausgeschlossen werden. Insgesamt werden 51 Läufe und 380 Bodenkontakte für die statistische Datenauswertung herangezogen. Bei 50 der 51 erfassten Läufe werden die mittleren Schrittfrequenzen im Untersuchungsabschnitt durch das IMS ermittelt. Lediglich bei einem Lauf lieferte das IMS keine Werte. Insgesamt erkennt das IMS von 380 durch OJ aufgezeichneten Bodenkontakten 368 korrekt. Dies entspricht einer Detektionsrate von 96,8%. Fünf der zwölf Fehldetektionen sind dabei einem Probanden zuzurechnen. Die anderen verteilen sich auf fünf weitere Sportler, sodass bei sechs Athleten (50%) alle Kontakte erkannt werden.

Die mittleren Bodenkontaktzeiten aller analysierten Kontakte sind $122,3 \pm 10,1$ ms für das IMS und $124,9 \pm 10,6$ ms für OJ. Für die Schrittfrequenzen werden entsprechende Werte von $4,17 \pm 0,21$ Hz und $4,18 \pm 0,20$ Hz ermittelt. Für alle Bodenkontaktzeiten liegt die mittlere absolute Abweichung bei $4,3 \pm 3,2$ ms, was einer mittleren relativen Differenz beider Messsysteme von weniger als 4 % entspricht. Berücksichtigt man die Messgenauigkeit von 2 ms von OJ bei der Bestimmung von t_s (1 ms zu Beginn des Bodenkontakts sowie 1 ms am Ende des Kontakts), kann festgehalten werden, dass 118 (31,0 %) der durch das IMS bestimmten Bodenkontaktzeiten innerhalb der zeitlichen Auflösung der Referenzmessung liegen. Die größte absolute Abweichung von 15 ms

entspricht einem relativen Messfehler von 12,3 %. Die Berechnung der Schrittfrequenzen liefert mit einer maximalen Unterschätzung von -0,08 Hz (-2,1 %) und Überschätzung von 0,20 Hz (4,6 %) mit $0,88 \pm 1,05$ % im Mittel noch geringere relative Abweichungen (Tabelle 21).

Tabelle 21: Differenzen der biomechanischen Merkmale zwischen IMS und OJ bei Sprints sowie entsprechende ICCs.

	ts			SF		
	Anzahl	maximale Differenz [ms]	relative Differenz [%]	Anzahl	maximale Differenz [Hz]	relative Differenz [%]
IMS < OJ	244	-15	12,3	19	-0,08	2,1
IMS > OJ	99	10	7,2	24	0,20	4,6
IMS = OJ	25	0	0	7	0	0
ICC (95 KI)	0,928 (0,873 - 0,955); p=0,000			0,981 (0,967 - 0,989); p=0,000		

Der BAP aller Bodenkontakte zeigt einen systematischen Fehler von -2,4 ms und einen unsystematische Fehler von $\pm 9,3$ ms während die entsprechenden Werte der Schrittfrequenzen bei -0,01 und 0,11 Hz liegen. Daraus ergeben sich 95 %- LoA im Bereich von -11,7 bis 6,9 ms für ts und -0,12 bis 0,09 Hz für SF (Abbildungen 48 und 49).

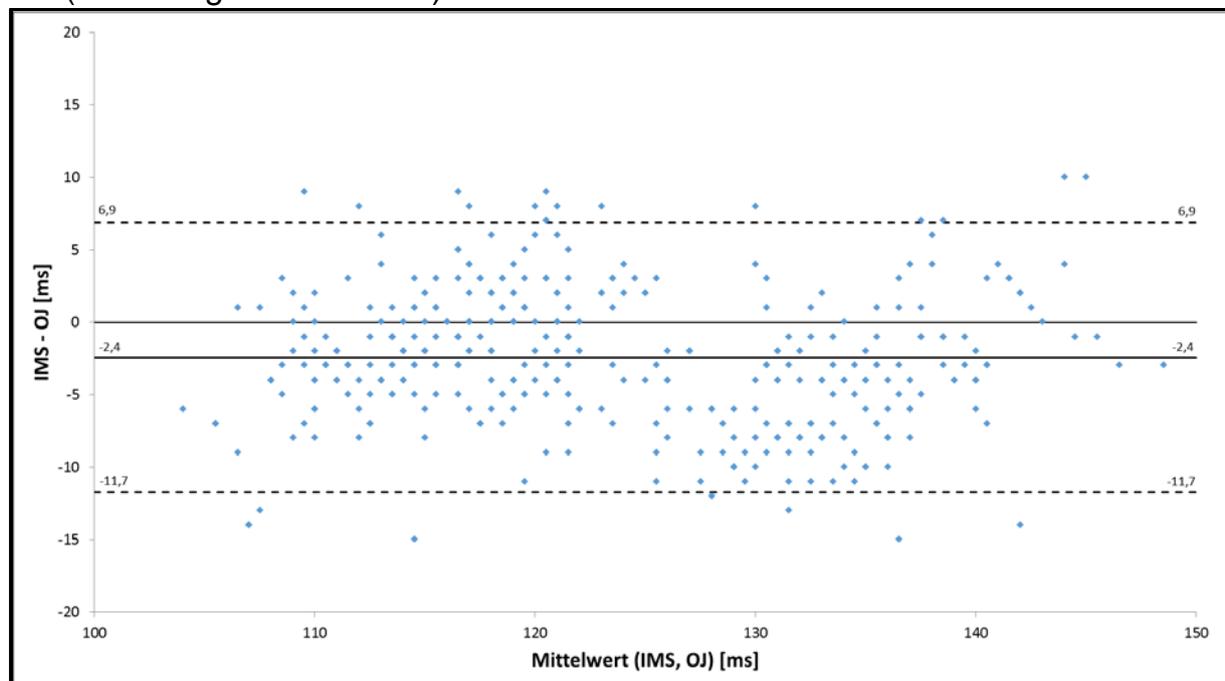


Abbildung 48: Bland & Altman Plot der Bodenkontaktzeiten von 364 erkannten Bodenkontakten.

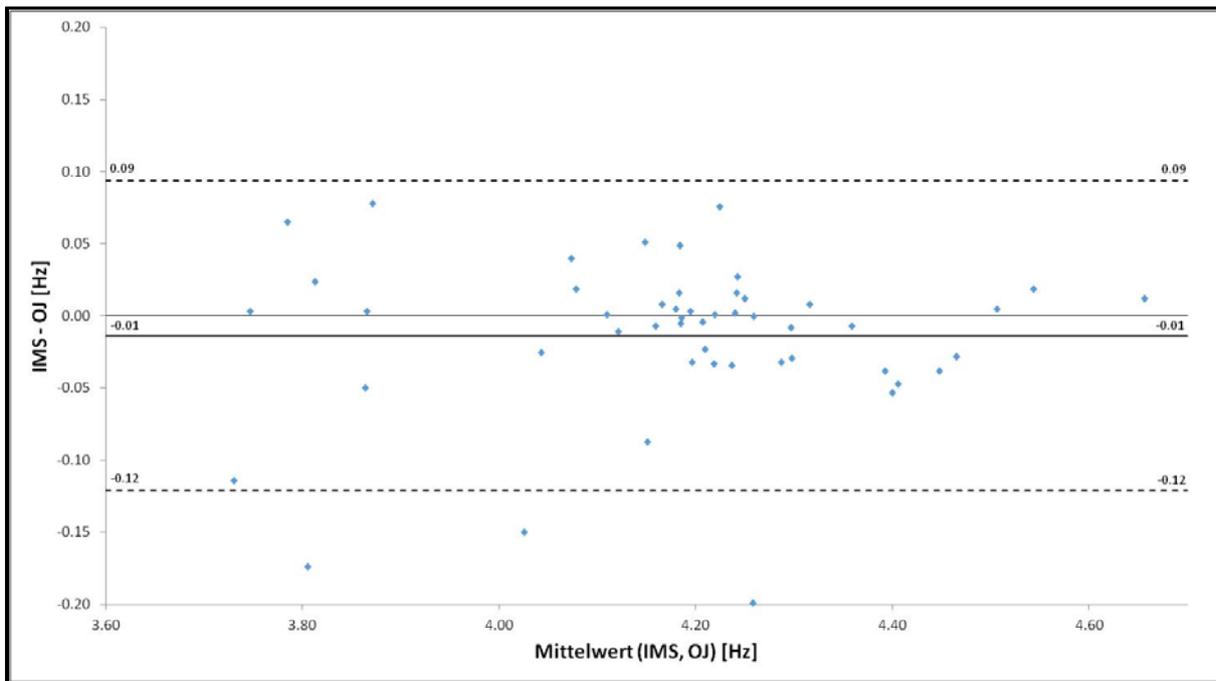


Abbildung 49: Bland & Altman Plot der 50 mittleren Schrittfolgen.

Eine nach Probanden differenzierte Betrachtung der Bodenkontaktzeiten (Tabelle 22) zeigt, dass für einige Probanden (2, 3, 5, 6, 9, 10 & 11) t_s systematisch unterschätzt wird. Ebenso liegen aber systematische Überschätzungen (Proband 12) sowie das Fehlen systematischer Differenzen (1, 4, 7 & 8) vor. Die mittleren absoluten Abweichungen liegen mit Ausnahme eines Probanden (5) für alle Probanden unter 5 %. Aufgetretene Abweichungen von über 10 ms bilden die Ausnahme und kommen nur bei 22 von 368 Bodenkontakten (6,0 %) und 5 Probanden vor. Auch die geringen Standardabweichungen der mittleren absoluten Differenzen (1,8 bis 4,3 ms) aller Probanden verdeutlichen geringe Streuungen.

Tabelle 22: Differenzen der Bodenkontaktzeit zwischen IMS und OJ und entsprechende Bland & Altman Statistik sortiert nach Proband.

Proband	t_s OJ	absolute Abweichung von t_s				Bland & Altman Statistik	
	MW \pm SD in ms	MW \pm SD in ms	in %	Max. in ms	in %	systematischer Fehler in ms	unsystematischer Fehler in ms
1	116,2 \pm 4,0	3,4 \pm 4,3	2,9	14	12,3	-1,0	10,7
2	135,0 \pm 4,8	5,9 \pm 3,4	4,4	14	9,4	-5,4	8,1
3	114,5 \pm 3,9	3,9 \pm 1,8	3,4	7	6,4	-3,8	4,2
4	137,5 \pm 4,1	3,7 \pm 3,1	2,7	15	11,5	0,5	9,5
5	137,1 \pm 3,2	7,8 \pm 3,5	5,7	15	10,4	-7,0	9,8
6	138,5 \pm 4,3	3,1 \pm 3,0	2,2	8	5,8	-5,2	4,3
7	115,5 \pm 3,6	1,7 \pm 1,6	1,5	6	5,3	-1,5	3,9
8	120,8 \pm 2,5	2,3 \pm 2,4	1,9	8	6,8	1,0	7,7
9	121,3 \pm 2,8	3,7 \pm 3,0	3,1	15	12,3	-2,9	7,7
10	118,0 \pm 4,4	3,2 \pm 3,0	2,7	8	7,1	-4,8	4,7
11	132,9 \pm 5,6	2,1 \pm 2,0	1,6	6	4,3	-3,6	2,5
12	113,9 \pm 4,1	3,7 \pm 2,5	3,2	9	8,6	3,3	5,7
Gesamt	124,9 \pm 10,6	4,3 \pm 3,2	3,4	15	12,3	-2,4	9,3

9.2.3 Diskussion

Im Rahmen dieser Validierungsstudie wurde die Messgenauigkeit des entwickelten IMS bei der Bestimmung von Bodenkontaktzeiten und Schrittfrequenzen bei leichtathletischen Sprints untersucht. Insgesamt gute Übereinstimmungen zwischen dem IMS und dem Referenzsystem werden durch hohe und signifikante Korrelationskoeffizienten der Bodenkontaktzeiten (0,928; $p=0,000$) und Schrittfrequenzen (0,981; $p=0,000$), sowie deren entsprechenden 95 %-Konfidenzintervalle (t_s : 0,873 - 0,955; SF: 0,967 – 0,989) verdeutlicht. Im Vergleich zu Ergebnissen von Bergamini et al. (2012), zeigt die Berechnung der Bland & Altman Statistiken höhere Genauigkeiten des hier entwickelten Systems. Bergamini et al. (2012) berichten systematische Abweichungen von 5 ms und LoA im Bereich von ± 25 ms, was auf einen unsystematischen Fehler von 20 ms schließen lässt. Dieser Fehler erlaubt jedoch keine Unterscheidung von Athleten unterschiedlicher Leistungsniveaus, da sich die Bodenkontaktzeiten von Elitesprintern (IN & NN) und Amateuren (UN) lediglich um etwa 20 ms unterscheiden (Bergamini et al., 2012). Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Ergebnisse von Bergamini et al. mit einem am Rücken platzierten IMS und einer Datenerfassungsrate von 200 Hz erzielt werden. Purcell et al. (2006) wählen eine ähnliche Lokalisation des Sensor wie in der hier dargestellten Studien mit einer Befestigung des Sensors (250 Hz) am Unterschenkel der Sprinter. Die dabei auftretenden mittleren Abweichungen (-1 ± 1 ms) sind geringer als in der vorliegenden Studie (4,3 ms). Zu berücksichtigen ist jedoch, dass es sich um eine deutlich kleinere Stichprobe (6 Probanden, insgesamt 18 Bodenkontakte) handelt. Sowohl Bergamini et al. (2012) als auch Purcell et al. (2006) zeigen auch, dass eine automatisierte Detektion mittels Inertialsensoren in unterschiedlichen Phasen eines Sprints und bei unterschiedlichen Athleten divergierende Anforderungen an einen Detektionsalgorithmus stellt und einen allgemeingültigen Ansatz erschwert. Diese Problematik zeigt sich auch in den vorliegenden Ergebnissen, vor allem bei Betrachtung der individuellen Abweichungen und Bland & Altman Statistiken. Diese weisen trotz der insgesamt guten Übereinstimmungen zwischen dem IMS und der Referenzmessung interindividuelle Schwankungen auf (Tabelle 22). Dabei liegen die maximal erzielten Abweichungen zwischen 6 ms und 15 ms, die systematischen Fehler schwanken zwischen -5,4 ms und 7,0 ms bei unsystematischen Fehlern von 2,5 ms bis 10,0 ms. Die Möglichkeit individuell angepasste Detektionsalgorithmen mit Hilfe des entwickelten Systems zu nutzen (Kapitel 8.3), lässt jedoch eine Verbesserung der Messgenauigkeit bei zukünftigen Anwendungen erwarten. Bei anderen bisher entwickelten Systemen für den leichtathletischen Sprint (Bergamini et al., 2012; Purcell et al., 2006) wird diese Optimierungsmöglichkeit nicht beschrieben und stellt damit ein Alleinstellungsmerkmal der vorliegenden Entwicklung dar. Einschränkungen ergeben sich, wie bereits erwähnt, für die Startphase, sodass die Daten der ersten Schritte mittels des entwickelten

Detektionsalgorithmus nicht bei der Erfassung einbezogen werden. In zukünftigen Entwicklungen sollen weitere Anpassungen der vorliegenden Algorithmik zur besseren Detektion unterschiedlicher Phasen (vornehmlich der Startphase) realisiert werden.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass das IMS reliable und valide Messungen der Bodenkontaktzeiten und Schrittfrequenzen und in Verbindung mit der entwickelten Softwareanbindung eine Schnellinformation biomechanischer Merkmale im leichtathletischen Sprint ermöglicht. Das entwickelte System erfasst die Bodenkontaktzeiten und Schrittfrequenzen mit einer Genauigkeit, die mit der Referenzmessung vergleichbar ist. Berücksichtigt man, dass das OJ die Bodenkontaktzeit aufgrund der erhöhten Platzierung der eingebauten LEDs systematisch überschätzt (Attia et al., 2016), kann vor allem die hohe Anzahl an niedrigeren Kontaktzeiten des entwickelten IMS erklärt werden. Des Weiteren deutet dies darauf hin, dass die durch das entwickelte IMS bestimmten Bodenkontaktzeiten näher an den realen Kontaktzeiten liegen, als die durch OJ ermittelten Werte. Somit kann das IMS als Alternative für die Bestimmung biomechanischer Merkmale im leichtathletischen Sprint angesehen werden und die Möglichkeiten leistungsdiagnostischer Untersuchungen erweitern.

Das entwickelte Messsystem bietet die Möglichkeit eine flexible Erfassung biomechanischer Merkmale des leichtathletischen Sprints unter Feldbedingungen, ohne räumliche Restriktionen und für eine Gruppe von Athleten sowohl im Training als auch im Wettkampf zu gewährleisten. Es erlaubt aufgrund seines technischen Aufbaus und der angebotenen Software eine kontinuierliche Erfassung von Bodenkontaktzeiten und Schrittfrequenzen über einen langen Zeitraum, zum Beispiel im Verlauf eines gesamten Rennens. Somit werden beispielsweise Analysen von Veränderungen der kinematischen Merkmale im gesamten Rennverlauf (zum Beispiel in Folge von Ermüdung) im Langsprint oder (zum Beispiel durch Änderungen der technikrelevanten Merkmale der Hürdenüberquerung) im Hürdensprint möglich. Ebenso können Rennstrategien (Salo et al., 2011) oder die Ausprägung biomechanischer Merkmale in Abhängigkeit unterschiedlicher Periodisierungsphasen untersucht werden. Für die Phase der maximalen Geschwindigkeit deuten die vorliegenden (maximale Standardabweichung bezüglich t_s pro Proband von 5,6 ms) sowie weitere Ergebnisse (Mattes et al., 2014) darauf hin, dass die Ausprägung biomechanischer Merkmale hohe intraindividuelle Stabilitäten aufweisen. Mattes et al. (2014) zeigt, dass bei Elitesprintern beispielsweise lediglich Unterschiede von 2 bis 3 ms bezüglich der Bodenkontaktzeit in unterschiedlichen Phasen der Saison auftreten. Weiterführende Analysen diesbezüglich werden mit Hilfe des entwickelten Systems ermöglicht. Bisherige Studien zu diesen Aspekten unterliegen stets räumlichen und/oder zeitlichen Beschränkungen, die mit Hilfe des entwickelten Systems umgangen werden können. Somit lässt der Einsatz des Systems in Trainings- und Wettkampfstudien eine Vielzahl an Analysemöglichkeiten

erwarten. Dadurch kann ein vertiefter Einblick in die Leistungsstruktur des leichtathletischen Sprints erreicht werden (Slawinski et. al, 2015), um in Folge dessen die Trainingsqualität und die Leistungsfähigkeit der Athleten zu erhöhen. Um die Möglichkeiten des entwickelten Systems weiter zu verdeutlichen und erste Erkenntnisse in bisher defizitär erforschten Bereichen zu erlangen, wurde das System in zwei Anwendungsstudien im Lang- und Hürdensprint eingesetzt, die nachfolgend beschrieben werden.

10 Anwendung

10.1 Analyse biomechanischer Merkmale im Langsprint

Zielstellung

Ziel dieser Anwendungsstudie ist die Analyse biomechanischer Merkmale (Bodenkontaktzeit und Schrittfrequenz) des Langsprints (400 m) über den gesamten Verlauf der Wettkampfstrecke. Dabei soll der kontinuierliche Verlauf der kinematischen Merkmale über die gesamte Strecke für jeden Schritt erfasst werden. Es soll gezeigt werden, welche Möglichkeiten der Einsatz des entwickelten IMS und die damit gewonnenen Daten für die Analyse der Wettkampfleistung ermöglichen. Die Nutzung des Systems sollte zum einen Aussagen über expertiseabhängige Merkmalsausprägungen ermöglichen aber auch individuelle Analysen, die in weiteren Schritten eine Unterscheidung unterschiedlicher Trainingszustände oder taktischer Merkmale zur Gestaltung der Wettkampfstrecke erlauben, zu lassen. Darüber hinaus soll geprüft werden, welchen Einfluss vorherige Ermüdung auf die biomechanischen Merkmale während eines 400 m Laufes hat. Dazu werden Probanden untersucht, die nach einem erfolgten Lauf einen weiteren zweiten Lauf nach vorheriger Pause absolvieren. Mittels statistischer Verfahren soll basierend auf Gajer et al. (2007) geprüft werden, in wie weit sich die biomechanischen Merkmale zwischen einzelnen Laufabschnitten und Läufen unterscheiden, ob diese Unterschiede zwischen leistungsheterogenen Gruppen differieren und welche weiteren Informationen aus einer kontinuierliche Erfassung der Daten abgeleitet werden können. Diesbezüglich wird basierend auf Nummela (1996) ein Verfahren geprüft, welches eine Ableitung eines „kritischen“ Ermüdungszeitpunktes aufgrund einer quantifizierbaren Änderung der biomechanischen Merkmale zulässt.

10.1.1 *Methodik*

Stichprobe

Tabelle 23: Anthropometrische Merkmale (Mittelwert \pm Standardabweichung) der Sprinter der Langsprintstudie.

Merkmal [Einheit]	G1 (N=4)	G2 (N=11)	G3 (N=11)
	MW \pm SD	MW \pm SD	MW \pm SD
400m Bestzeit [s]	47,62 \pm 0,61	51,97 \pm 1,55	61,70 \pm 3,85
Alter [Jahre]	21,0 \pm 1,9	21,3 \pm 4,1	21,1 \pm 5,2
Größe [cm]	185,5 \pm 4,7	180,5 \pm 4,0	179,3 \pm 5,4
Gewicht [kg]	74,0 \pm 2,3	72,6 \pm 2,9	66,1 \pm 11,0

An der Anwendungsstudie zur Analyse der kinematischen Merkmale im Langsprint nahmen insgesamt 26 männliche Leichtathleten (Alter: 21,1 \pm 4,4 Jahre; Größe: 181 \pm 6cm; Gewicht: 69,4 \pm 10,1kg) teil (Tabelle 23). Vier der Probanden weisen mit mittleren 400 m Bestzeiten von 47,62 \pm 0,61 s

nationales Niveau auf (G1). Die restlichen 22 Probanden mit dem Leistungsniveau UN verteilen sich gleichmäßig auf zwei Gruppen mit Bestzeiten unter 55,00 s (G2: $51,97 \pm 1,55$ s) und Athleten mit höheren Bestzeiten als 55,00 s (G3: $61,70 \pm 3,85$ s). Alle Sprinter verfügen über mehrjährige Trainingserfahrung in der Leichtathletik und nahmen zum Zeitpunkt der Datenerhebung aktiv an Wettkämpfen teil. Die vier Athleten mit nationalem Leistungsniveau sind auf den Langsprint spezialisiert, während sich die anderen 22 Athleten auf fünf weitere 400 m Spezialisten, sechs Kurzspringer, vier Springer und sieben Mehrkämpfer verteilen.

Durchführung

Alle Teilnehmer absolvieren einen 400 m Lauf unter wettkampfähnlichen Bedingungen. Die Läufe fanden nach Absprache mit den Trainern und Athleten im Rahmen einer Trainingseinheit auf einer 400 m Bahn des jeweiligen Heimstadions oder während eines Wettkampfes im entsprechenden Stadion statt. Das entwickelte Messsystem wird wie vorgesehen an beiden Knöcheln der Sprinter befestigt, was aufgrund der expliziten Genehmigung durch die DLV-Regelkommission (siehe Anhang, Abbildung A1) auch in offiziellen Wettkampfveranstaltungen des DLV erlaubt ist. Im Vorfeld der Läufe absolvieren die Teilnehmer ein individualisiertes Aufwärmprogramm, welches sich an der entsprechenden Wettkampfvorbereitung des jeweiligen Athleten orientiert. Dementsprechend beträgt die Vorbereitungszeit auf den ersten Lauf sowohl für die Trainings- als auch die Wettkampfläufe zwischen 30 und 50 Minuten. Alle Sportler erhielten die Anweisung ihr maximales Leistungsvermögen im jeweiligen Lauf abzurufen. Von den 26 Probanden absolvieren zehn Probanden (G4) nach Beendigung des ersten Laufes, einen weiteren Lauf mit gleicher Zielstellung. Um dabei sicherzustellen, dass eine lohnende Erholung zwischen den Läufen erfolgt, erhalten die Athleten eine individuelle Pause von 30 bis 40 Minuten. Im Anschluss bereiteten sich die Athleten erneut zwischen 20 und 30 Minuten auf den zweiten Lauf vor. Insgesamt werden 36 Läufe unter wettkampfähnlichen Bedingungen zur Analyse herangezogen. Bei Durchführung der Datenerhebung im Heimstadion der Athleten wird die jeweilige Laufzeit mittels des Lichtschrankensystems TC Timing System der Firma Brower erhoben. Der Start erfolgt dabei mittels Startklappe und einem gekoppelten akustischen Sensor zur Auslösung der Messung. Während der Wettkampfläufe werden die durch die offizielle Zeitmessung bestimmten Laufzeiten für die Datenauswertung protokolliert.

Datenauswertung

Mittels des IMS werden die Bodenkontaktzeiten jedes einzelnen Schrittes (t_s) und die entsprechenden Schrittfrequenzen (SF) analog zum Vorgehen der Validierungsstudie erfasst. Darüber hinaus werden bei den Läufen im Training mittels Lichtschranken 50 m Zwischenzeiten erfasst. Für die Wettkampfläufe geschieht dies basierend auf Videoaufnahmen mit Hilfe entsprechender

Markierungen auf den Laufbahnen. Die Einteilung des Laufes in 50 m Abschnitte erfolgt in Anlehnung an Gajer et al. (2007), um die in der vorliegenden Studie erzielten Erkenntnisse mit anderen vorliegenden Ergebnissen zu vergleichen. Als weitere Variable wird basierend auf Nummela et al. (1996) der Zeitpunkt eines markanten Anstieges der Bodenkontaktzeit („ground contact time threshold / GCTT) definiert, welcher prozentual bezogen auf die Gesamtschrittzahl bestimmt wird. Dieser wird als Startpunkt ansteigender Bodenkontaktzeiten auf Basis der gleitenden Mittelwertskurve sechs aufeinander folgender Kontakte definiert. GCTT wird erreicht, wenn die Bodenkontaktzeiten der nachfolgenden 20 Kontakte um mehr als 10 ms ansteigen. Für die statistische Datenauswertung werden sowohl die Zeitpunkte des ersten Erreichens einer GCTT ($GCTT_1$) herangezogen, als auch der gesamte Anteil aller Schritte eines Rennens bei denen die entsprechende GCTT auftritt ($GCTT_{ges}$). In diesem Sinne bedeutet ein niedrigerer Wert für $GCTT_1$ einen früheren Beginn des Anstiegs der Bodenkontaktzeiten. Ein höherer Wert von $GCTT_{ges}$ heißt, dass ein beginnender Anstieg länger fortgesetzt wird und somit zu einem höheren Gesamtanstieg der Bodenkontaktzeiten führt.

Folgende Variablen werden im Rahmen der statistischen Datenauswertung untersucht:

Tabelle 24: Variablenübersicht der Langsprintstudie.

Variable [Einheit]	Definition
tbest [s]	400 m Bestzeit der Sportler
Anzahl Schritte [1]	Gesamtzahl der vollzogenen Schritte im Lauf
SF [Hz]	Schrittfrequenz pro Doppelschritt
ts [ms]	Bodenkontaktzeit pro Schritt
MWSF [Hz]	Mittlere Schrittfrequenz des Laufs
MWts [ms]	Mittlere Bodenkontaktzeit des Laufs
SFn [Hz]	Mittlere Schrittfrequenz im Untersuchungsabschnitt (n=1,...,8)
tsn [ms]	Mittlere Bodenkontaktzeit im Untersuchungsabschnitt (n=1,...,8)
AbSF [%]	Prozentualer Abfall für SF vom Abschnitt mit dem höchsten Wert bis zum Abschnitt mit dem niedrigsten Wert
Ants [%]	Prozentualer Anstieg für ts vom Abschnitt mit dem niedrigsten Wert bis zum Abschnitt mit dem höchsten Wert
$GCTT_1$ [%]	Prozentualer Anteil der vollzogenen Schritte beim ersten Eintreten der GCTT in Bezug auf die Gesamtzahl der vollzogenen Schritte im Lauf
$GCTT_{ges}$ [%]	Prozentualer Anteil aller Schritte eines Rennens bei denen die GCTT erreicht wird in Bezug auf die Gesamtzahl der vollzogenen Schritte im Lauf

Die Auswertung zur Untersuchung auf mögliche Gruppenunterschiede erfolgt aufgrund der unterschiedlichen Gruppengrößen (inklusive der sehr kleinen Gruppe der Sportler des Niveaus NN) anhand von deskriptiven Statistiken sowie mittels Permutationstests. Ein auch als „Randomization Test“ bezeichneter Permutationstest geht von der Nullhypothese aus, dass die Verteilung einer untersuchten Variable in allen vorliegenden Gruppen gleich ist. Der Test geht zurück auf Fisher’s F-Test und bestimmt die Teststatistik durch Berechnung aller möglichen Aufteilungen (Permutationen) der Gruppenmitglieder auf die jeweiligen Gruppen. Vorteile dieses Verfahrens sind vor allem mögliche Datenanalysen ohne spezifische Voraussetzungen (zum Beispiel normalverteilte Daten), insbesondere für “klein-N-Stichproben” beziehungsweise Gruppengrößen, die sich deutlich voneinander unterscheiden. Außerdem beeinflussen im Gegensatz zu nicht-parametrischen Tests (zum Beispiel der Kruskal-Wallis Rang Test) auftretende Bindungen die Teststatistik kaum (Edgington, 1995; Pesarin & Salmaso, 2010). Pearson-Korrelationen werden genutzt, um Zusammenhänge zwischen einzelnen Variablen zu identifizieren. Da im Rahmen dieser Anwendungsstudie auch die Veränderung der biomechanischen Merkmale unter Berücksichtigung von Ermüdungseffekten von Interesse ist, werden mögliche Unterschiede der Variablen zwischen dem ersten und zweiten Lauf von Gruppe 4 untersucht. Dabei findet ebenfalls das Verfahren des Permutationstestes Anwendung. Der Prozess der statistischen Datenanalyse erfolgt mit den Softwarepaketen R/RStudio sowie SPSS 24.0 mit einem Signifikanzniveau von $p=0,05$.

10.1.2 Ergebnisse

Die Teilnehmer laufen die 400 m in durchschnittlich $56,57 \pm 5,81$ s, was 92,5 % ihrer mittleren Bestzeiten entspricht. Sechs Probanden stellen innerhalb der gemessenen Wettkampfläufe eine neue persönliche Bestzeit auf.

Tabelle 25: Laufcharakteristiken des 400 m Laufes der Gruppen 1, 2 und 3.

Merkmal [Einheit]	G1 (N=4) MW \pm SD	G2 (N=11) MW \pm SD	G3 (N=11) MW \pm SD	p < 0,05
tbest [s]	47,62 \pm 0,61	51,97 \pm 1,55	61,70 \pm 3,85	G1 vs. G2 vs. G3
Anzahl Schritte	184,5 \pm 4,7	197,6 \pm 5,0	208,3 \pm 9,4	G1 vs. G2 vs. G3
MWSF [Hz]	3,75 \pm 0,21	3,61 \pm 0,17	3,38 \pm 0,16	G1 vs. G2 vs. G3
MWts [ms]	129 \pm 7	140 \pm 7	160 \pm 9	G1 vs. G2 vs. G3
AbSF (%)	15,9 \pm 4,9	13,7 \pm 2,5	13,7 \pm 4,5	n.s.
Ants (%)	12,8 \pm 3,9	14,3 \pm 5,4	18,2 \pm 8,1	n.s.
GCTT ₁ (%)	32,25 \pm 21,42	18,73 \pm 23,84	22,64 \pm 18,67	n.s.
GCTT _{ges} (%)	7,75 \pm 5,58	7,36 \pm 6,54	14,55 \pm 7,29	G2 vs. G3

Zwischen den Gruppen bestehen signifikante Unterschiede bezüglich der Gesamtschrittzahl, der mittleren Schrittfrequenzen sowie der mittleren Bodenkontaktzeiten (Tabelle 25). Gruppe 1 erreicht in allen Abschnitten die

niedrigsten Bodenkontaktzeiten und höchsten Schrittfrequenzen aller Gruppen. Diese Unterschiede sind für jeden 50 m Laufabschnitt signifikant. Bezüglich der Schrittfrequenz werden von allen Gruppen die maximalen Ausprägungen im ersten Abschnitt erzielt (G1: $4,12 \pm 0,09$ Hz; G2: $3,97 \pm 0,14$ Hz; G3: $3,66 \pm 0,31$ Hz). Mit Ausnahme von Gruppe 1 erreichen alle Gruppen ihre minimalen Bodenkontaktzeiten (G2: $130 \pm 7,8$ ms; G3: $146 \pm 12,8$ ms) im ersten Abschnitt (0 bis 50 m). Gruppe 1 kann im Verlauf des zweiten Abschnitts (50 bis 100 m) die Bodenkontaktzeiten von durchschnittlich $120 \pm 5,2$ ms auf $119 \pm 5,4$ ms reduzieren.

Die zeitlichen Verläufe der mittleren Schrittfrequenzen aller Gruppen für die einzelnen 50 m Abschnitte (1 bis 8) sind in Abbildung 50, die entsprechenden Bodenkontaktzeiten in Abbildung 51 dargestellt.

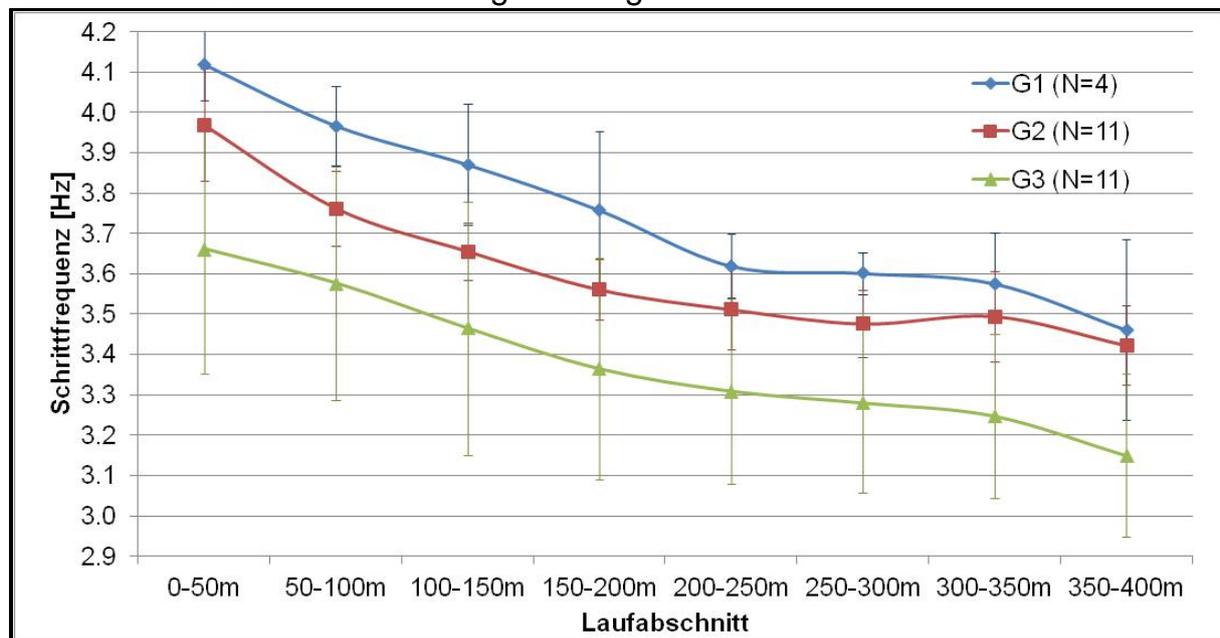


Abbildung 50: Schrittfrequenzen der Laufabschnitte sortiert nach Gruppe.

Der Verlauf der Schrittfrequenzen zeigt für alle Gruppen einen kontinuierlichen Abfall bis zum letzten Abschnitt, in dem die niedrigsten Schrittfrequenzen erreicht werden. Der prozentuale Abfall der Schrittfrequenzen (G1: $-15,9 \pm 4,9$ %; G2: $-13,7 \pm 2,5$ %; G3: $-13,7 \pm 4,5$ %) weist dabei keine statistisch relevanten Gruppenunterschiede auf.

Die höchsten Werte für t_s werden im letzten Abschnitt erreicht (G2: $149 \pm 11,7$ ms; G3: $172 \pm 11,7$ ms). Lediglich Gruppe 1 gelingt es auf den letzten 50 Metern nach dem Abschnitt 300 bis 350 m ($138 \pm 5,2$ ms) noch einmal die Bodenkontaktzeiten zu verringern ($135 \pm 7,0$ ms). Mit $12,8 \pm 3,9$ % fällt für Gruppe 1 der Anstieg der Bodenkontaktzeiten vom Abschnitt mit den niedrigsten Werten bis zum Abschnitt mit den höchsten Werten im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen (G2: $14,3 \pm 5,4$ %; G3: $18,2 \pm 8,1$ %) zwar am geringsten aus, jedoch sind diese Unterschiede nicht signifikant (Tabelle 25).

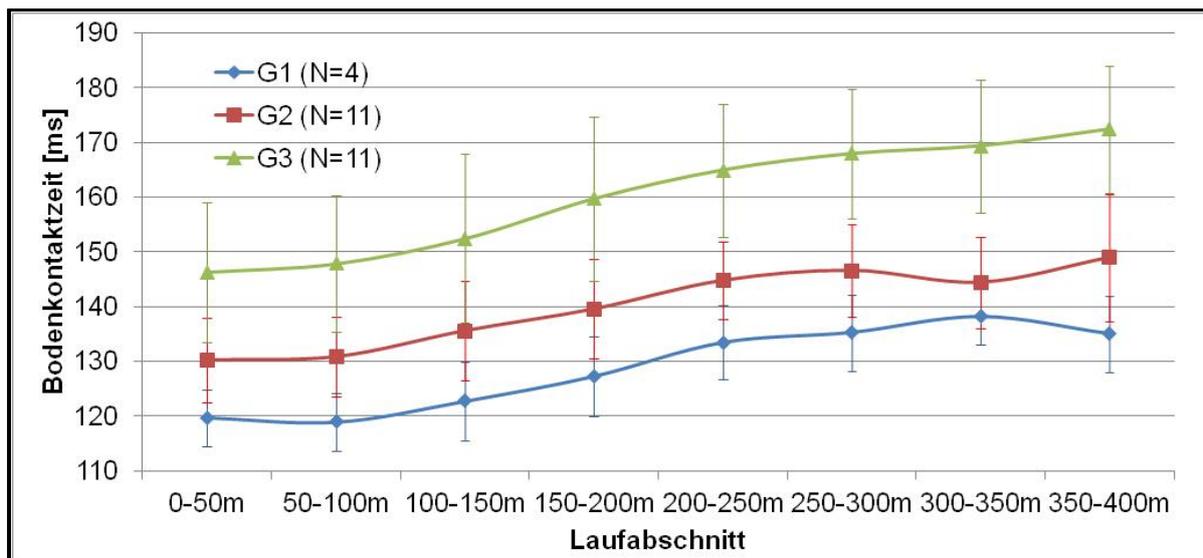


Abbildung 51: Bodenkontaktzeiten der Laufabschnitte sortiert nach Gruppe.

Für den Zeitpunkt des Erreichens von $GCTT_1$ werden keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen festgestellt. Dennoch ist ersichtlich, dass der markante Anstieg der Bodenkontaktzeiten bei Gruppe 1 später (nach $32,25 \pm 21,42$ % des Rennens) erfolgt als bei den anderen beiden Gruppen (G2: $18,73 \pm 23,84$ %; G3: $22,64 \pm 18,67$ %). Die Gesamtdauer des Anstiegs ($GCTT_{ges}$) ist für Gruppe 2 mit $7,36 \pm 6,54$ % der Gesamtschrittzahl am niedrigsten und unterscheidet sich signifikant von Gruppe 3 ($14,55 \pm 7,29$ %). Zwischen Gruppe 1 und 2 sowie 1 und 3 sind die Differenzen nicht signifikant. Die Korrelationsanalyse zeigt signifikante Zusammenhänge zwischen dem prozentualen Anstieg der Bodenkontaktzeiten (Ant_s) und $GCTT_{ges}$ ($r=0,446$), dem prozentualen Abfall der Schrittfrequenzen ($AbSF$) und $GCTT_{ges}$ ($r=0,442$), der Gesamtzahl der Schritte und $GCTT_{ges}$ ($r=0,457$) sowie t_{best} und $GCTT_{ges}$ ($r=0,489$). Darüber hinaus können hohe, aber nicht signifikante ($p<0,1$) Korrelationen zwischen MW_t_s und $MWSF$ ($r=0,808$), MW_t_s und t_{best} ($r=0,850$) sowie $MWSF$ und t_{best} ($r=0,768$) ermittelt werden.

Tabelle 26: Laufcharakteristiken von Gruppe 4 sortiert nach Lauf.

Merkmal [Einheit]	Lauf 1 MW \pm SD	Lauf 2 MW \pm SD	Permutationstest
Laufzeit [s]	51,02 \pm 1,57	54,34 \pm 1,78	$p<0,05$
Anzahl Schritte	194,7 \pm 6,4	200,4 \pm 6,4	n.s.
MWSF [Hz]	3,67 \pm 0,08	3,55 \pm 0,10	$p<0,05$
MW_t_s [ms]	137 \pm 8	142 \pm 9	n.s.
$AbSF$ (%)	14,0 \pm 2,4	12,4 \pm 3,2	n.s.
Ant_s (%)	14,7 \pm 5,2	14,1 \pm 5,5	n.s.
$GCTT_1$ (%)	29,20 \pm 26,59	18,00 \pm 19,32	n.s.
$GCTT_{ges}$ (%)	7,00 \pm 6,60	8,9 \pm 7,16	n.s.

Tabelle 26 sowie die Abbildungen 52 und 53 zeigen die ermittelten Laufmerkmale sowie die zeitlichen Verläufe der Schrittfrequenzen und Bodenkontaktzeiten der zehn Sportler (G 4), die zwei aufeinanderfolgende Läufe durchgeführt haben. Alle Sportler benötigen für den zweiten Lauf länger als für den ersten (Lauf 1: $51,02 \pm 1,57$ s; Lauf 2: $54,34 \pm 1,78$ s), was einen signifikanten Unterschied der mittleren Laufzeiten zur Folge hat. Des Weiteren erreichen die Sportler im zweiten Lauf eine signifikant geringere mittlere Schrittfrequenz (Tabelle 26). In allen Laufabschnitten liegen die Schrittfrequenzen des zweiten Laufes signifikant unter denen des ersten. Lediglich in den Abschnitten von 100 bis 200 m, also der ersten Geraden, wird kein signifikanter Unterschied deutlich. Für die Bodenkontaktzeiten sind die höheren Werte in allen Abschnitten des zweiten Laufes zu denen des ersten Laufes nicht signifikant verschieden. Auch die höhere mittlere Bodenkontaktzeit des zweiten Laufes zeigt dementsprechend keinen statistisch signifikanten Unterschied (Tabelle 26).

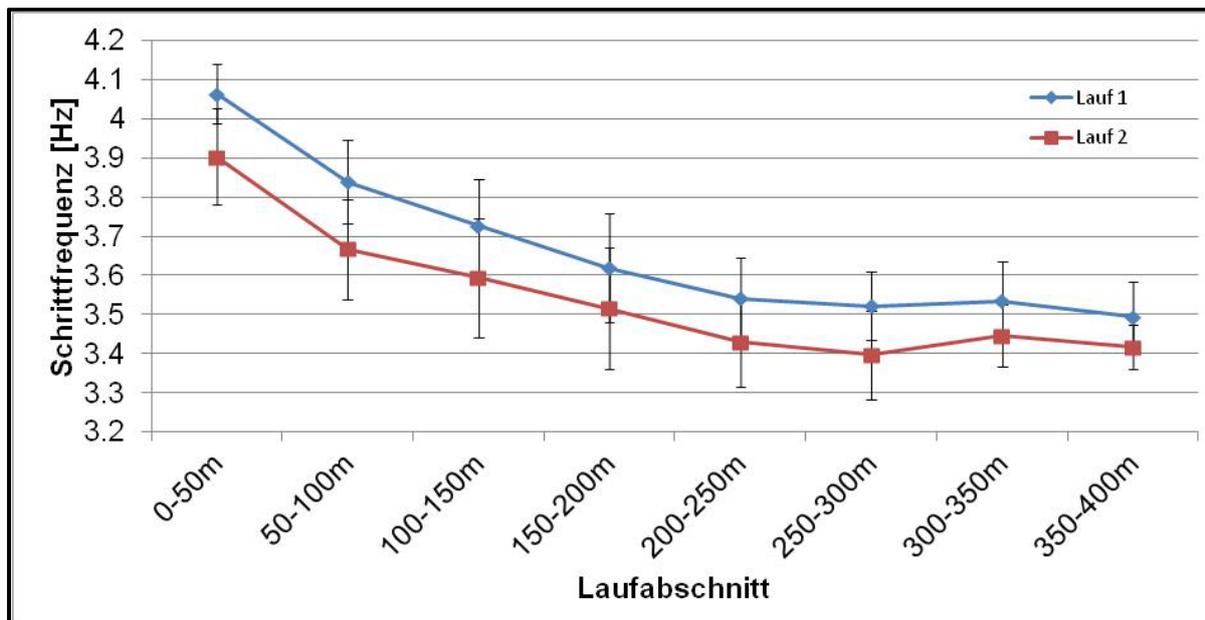


Abbildung 52: Schrittfrequenzen der Laufabschnitte beider Läufe von G4.

Es ist zu erkennen (Tabelle 26 und Abbildung 53), dass die Anzahl der Schritte und die mittlere Bodenkontaktzeit im ersten Lauf geringere Werte als im zweiten Lauf aufweisen. Der kontinuierliche Anstieg der Bodenkontaktzeiten wird in beiden Läufen lediglich im Abschnitt von 300 bis 350 m unterbrochen, was in vergleichbarer Weise für den Abfall der Schrittfrequenzen gilt. Ein früherer Anstieg der Bodenkontaktzeiten ($GCTT_1$) im zweiten Lauf ($18,00 \pm 19,32$ %) hat keinen signifikant höheren prozentualen Anstieg von t_s im zweiten Lauf zur Folge. Weiterhin weisen auch die höheren Werte von $AbSF$ sowie die niedrigeren Werte für $GCTT_{ges}$ im ersten Lauf keine statistischen Signifikanzen im Vergleich zum zweiten Lauf auf.

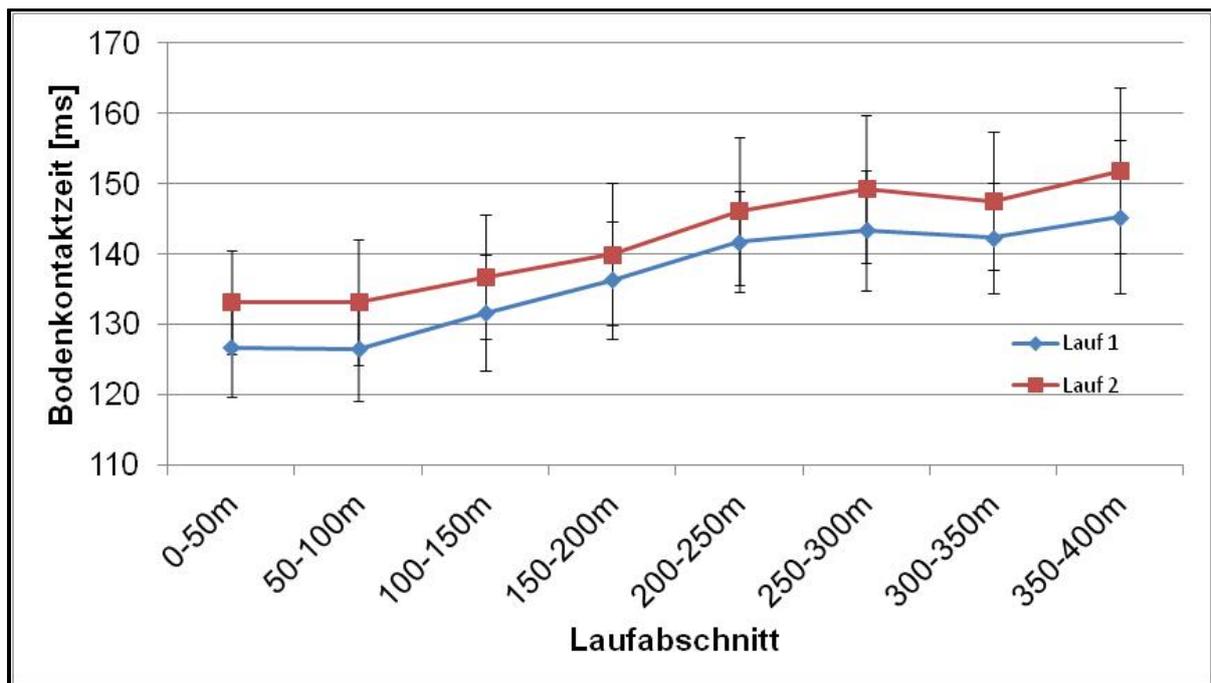


Abbildung 53: Bodenkontaktzeiten der Laufabschnitte beider Läufe von G4.

10.1.3 Diskussion

In der Gesamtbetrachtung, der über den gesamten Rennverlauf kontinuierlich gewonnenen Merkmale (SF und t_s) können folgende Phasen im Rennverlauf klassifiziert werden:

Bezüglich der Schrittfrequenzen

1. eine Phase mit stetigem Absinken der Schrittfrequenzen (50 bis 250 m),
2. eine Stabilisierung der Schrittfrequenzen in den Abschnitten von 250 bis 350 m (Ende zweite Kurve), die allerdings bei Gruppe 3 nicht zu identifizieren ist,
3. ein erneutes Absinken der Schrittfrequenz am Ende des Rennens (350 bis 400 m).

Bezüglich der Bodenkontaktzeiten

1. eine Phase mit konstant minimalen Bodenkontaktzeiten (0 bis 100 m),
2. ein kontinuierlicher Anstieg der Bodenkontaktzeiten (100 bis 300 m),
3. eine Stabilisierungsphase der Bodenkontaktzeiten am Ende des Laufes (300 bis 400 m), bei der Gruppe 1 die Kontaktzeiten noch einmal leicht reduzieren kann, während Gruppe 3 weiterhin einen Anstieg aufweist.

Nachfolgend werden, basierend auf diesen Erkenntnissen, exemplarisch die Verläufe der Schrittfrequenzen und Bodenkontaktzeiten zweier Läufe eines Athleten dargestellt (Abbildungen 54 und 55). Dadurch wird veranschaulicht, welche Möglichkeiten das entwickelte System für die Analyse der Leistungsstruktur im Langsprint ermöglicht. Der Athlet absolviert den ersten Lauf in 50,10 s, während er für den zweiten Lauf 53,21 s benötigt. Dabei vollzieht der Sportler im zweiten Lauf eine höhere Anzahl an Schritten (202) als im ersten Lauf (196). Im ersten Lauf erreicht der Sportler seine minimale Bodenkontaktzeit (119 ms) und die maximale Schrittfrequenz (4,29 Hz)

innerhalb der ersten 12 Schritte. Während des zweiten Laufes erreicht der Athlet seine maximalen Bodenkontaktzeiten (152 ms) und minimalen Schrittfrequenzen (3,14 Hz). Diese treten allerdings nicht erst im letzten Laufabschnitt, sondern bereits in der zweiten Kurve nach einer gelaufenen Strecke von etwa 250 m auf.

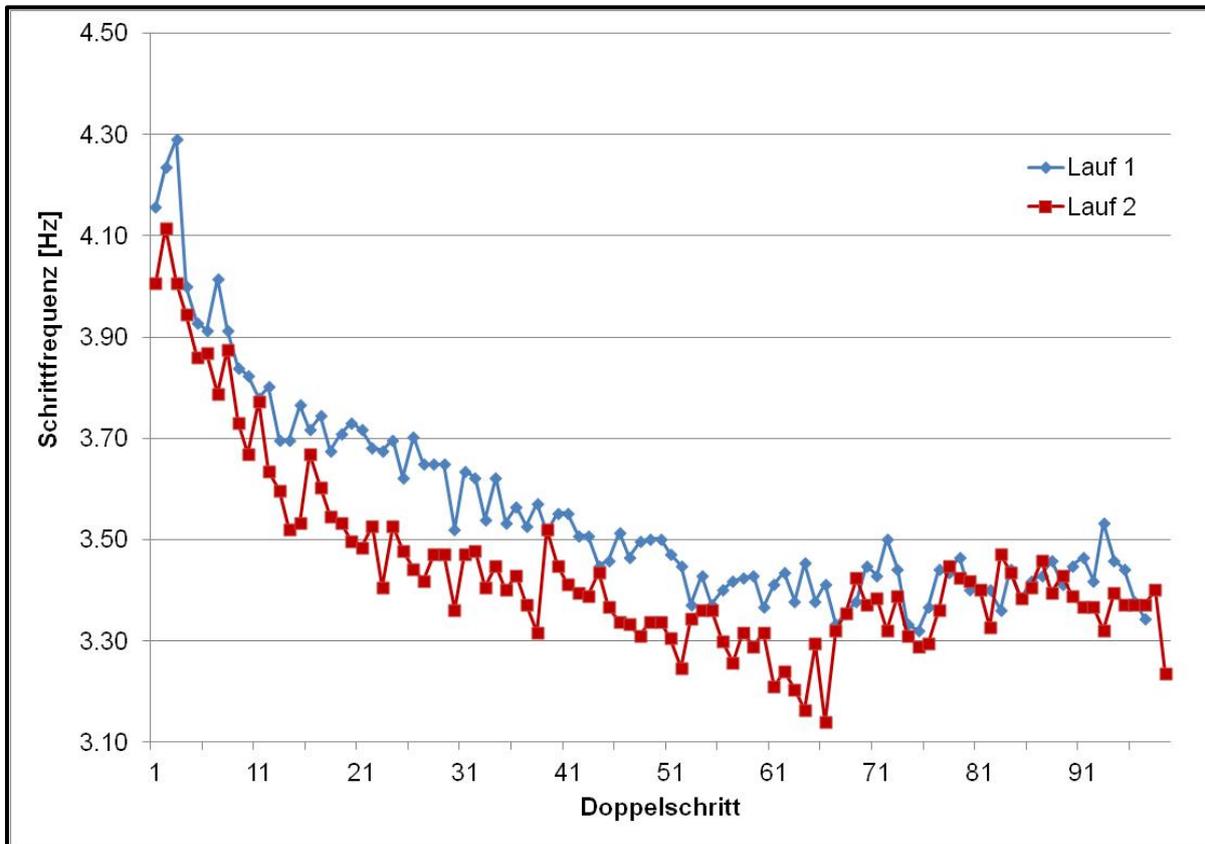


Abbildung 54: Verlauf der Schrittfrequenzen beider Läufe eines Athleten.

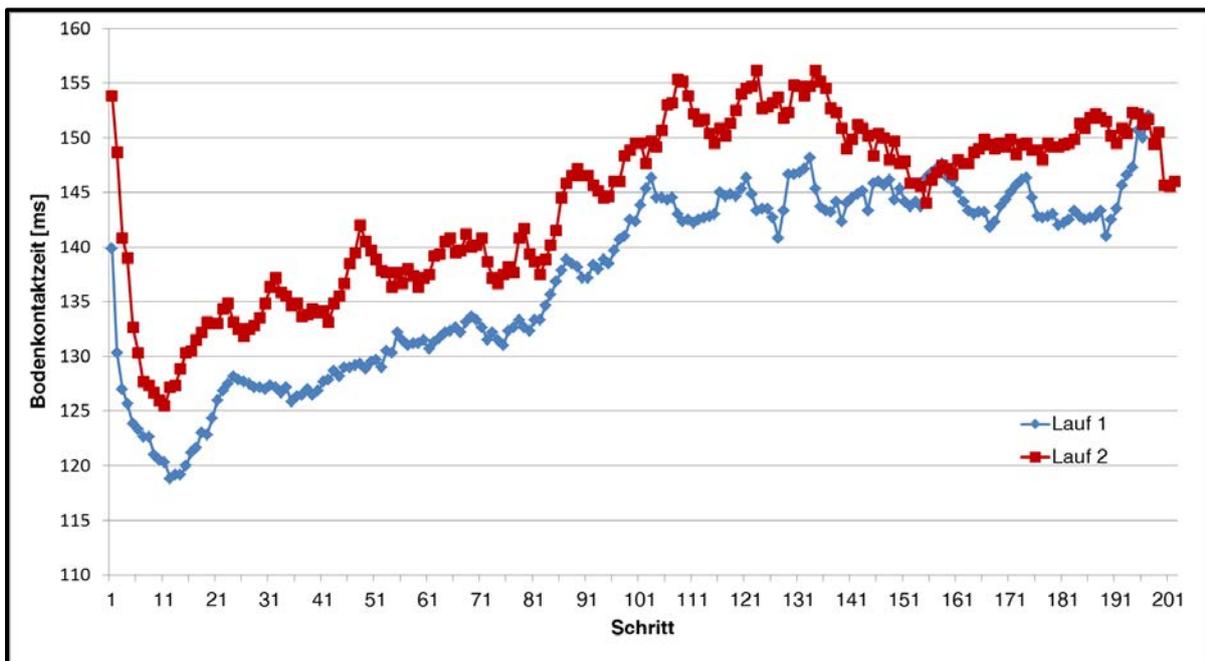


Abbildung 55: Verlauf der Bodenkontaktzeiten beider Läufe eines Athleten.

Sowohl die Schrittfrequenzen als auch die Bodenkontaktzeiten unterscheiden sich signifikant zwischen beiden Läufen, mit niedrigeren Bodenkontaktzeiten und höheren Schrittfrequenzen im ersten Lauf. Der prozentuale Abfall der Schrittfrequenz im Verlauf des Rennens ist trotz eh schon höherer Werte im ersten Lauf niedriger (-9,88 %) als im zweiten Lauf (-12,62 %). Es gelingt dem Athleten den Anstieg der Bodenkontaktzeiten im ersten Lauf deutlich geringer (6,89 %) zu halten als im zweiten Lauf (11,94 %). Die Bodenkontaktzeiten unterscheiden sich in beiden Läufen mit fortschreitender Strecke signifikant von den Bodenkontaktzeiten des Laufabschnitts mit den minimalen Werten (Lauf 1: ab 250 m, Lauf 2: ab 200 m). Für die Schrittfrequenzen liegen signifikante Unterschiede zwischen beiden Läufen in den Laufabschnitten von 0 bis 250 m vor. $GCTT_1$ wird im zweiten Lauf später erreicht als im ersten Lauf (37 % zu 5 %), jedoch weist t_s im zweiten Lauf deutlich größere Schwankungen auf.

Die Ergebnisse, insbesondere die Darstellung der kontinuierlichen Daten eines kompletten 400 m Laufes (Abbildungen 54 und 55) zeigen, dass mit Hilfe des entwickelten Messsystems die Möglichkeit besteht, sowohl im Training als auch im Wettkampf biomechanische Merkmale im Verlauf der gesamten Wettkampfstrecke zu erfassen. Basierend auf den gewonnenen Daten können umfangreiche Analysen vorgenommen werden, die bisher aufgrund von Einschränkungen vorhandener Messsysteme in diesem Rahmen nicht möglich sind. Dies ermöglicht einen tieferen Einblick in die Leistungsstruktur des Langsprints und basierend darauf die Ableitung gezielter Trainingsmaßnahmen zur Erhöhung der spezifischen Leistungsfähigkeit. Gezielte Trainingsinterventionen für den einzelnen Sportler, mit dem Ziel der Optimierung der individuellen Schrittstruktur oder angepasster Laufstrategien können abgeleitet werden. Vor allem die Veränderung der Schrittmerkmale in Folge von Ermüdung (Vorbelastung oder im Verlauf eines Rennens) oder unterschiedlichen Periodisierungsabschnitten und Trainingszuständen, die damit verbundenen Leistungsänderungen, sowie gezielte Ansteuerungsstrategien scheinen dabei vielversprechende Aspekte zukünftiger Forschungsbereiche zu sein.

In der vorliegenden Studie sind vor allem die Daten bezüglich der Schrittfrequenz vergleichbar mit anderen Ergebnissen zur Schrittstruktur im Langsprint. Hanon & Gajer (2009) stellen bei der Untersuchung von Läufern verschiedener Leistungsniveaus (IN, NN und UN) ebenfalls einen kontinuierlichen Rückgang der Schrittfrequenz im Verlauf der Wettkampfstrecke fest. In Kontrast zu den hier gewonnenen Ergebnissen werden dabei die maximalen Schrittfrequenzen ($4,1 \pm 0,16$ Hz der Gruppen IN und NN) allerdings erst im Laufabschnitt von 50 bis 100 m festgestellt. Alle Gruppen der vorliegenden Studie erreichen ihre maximale Schrittfrequenz bereits zwischen 0 und 50 m mit maximalen Werten der Gruppe 1 (NN) von $4,12 \pm 0,09$ Hz. Die Ausprägungen der Schrittfrequenzen der drei Gruppen der Studie von Hanon und Gajer (2009) zeigen keine signifikanten Unterschiede,

was im Gegensatz zu den hier gewonnenen Ergebnissen steht. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass die drei untersuchten Gruppen bezüglich der 400 m Bestzeiten deutlich geringere Leistungsunterschiede aufwiesen ($44,43 \pm 0,16$ s; $46,83 \pm 0,52$ s; $48,24 \pm 0,31$ s) als die drei Gruppen der vorliegenden Studie ($47,62 \pm 0,61$ s; $51,97 \pm 1,55$ s; $61,70 \pm 3,85$ s). Darüber hinaus fällt auf, dass die Schrittfrequenz der drei bei Gajer (2007) untersuchten Gruppen im letzten Laufabschnitt deutlicher abfällt (-5,1 % bis -7,8 %) als bei den Sportlern der vorliegenden Stichprobe (-2,1 % bis -3,2 %). Mit $3,46 \pm 0,22$ Hz ist die Ausprägung der Schrittfrequenz im Laufabschnitt 8 der Gruppe 1 vergleichbar mit den drei Gruppen bei Gajer (2007), die im letzten Abschnitt im Mittel etwa 3,5 Hz aufweisen.

Gajer (2007) bestimmt zusätzlich die Schrittlängen der Athleten, was mit dem entwickelten Messsystem aus bereits genannten Gründen nicht möglich ist. Da die Wechselbeziehung zwischen Schrittlänge und Schrittfrequenz eine wesentliche Determinante für die erreichte 400 m Zeit darstellt, sollte in zukünftigen Entwicklungen versucht werden, eine Messung dieses Merkmals mit dem entwickelten IMS zu ermöglichen. Basierend auf den bisherigen Möglichkeiten des IMS ist dies nur indirekt möglich, wenn ein Rückschluss auf die mittlere Schrittlänge mit Hilfe der Gesamtzahl der durchgeführten Schritte gezogen wird. Gajer et al. (2007) verdeutlichen jedoch auch, dass die Schrittfrequenz die Haupteinflussgröße der Laufgeschwindigkeit im 400 m Lauf zu sein scheint. Zum einen stellt Gajer (2007) keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Schrittlänge der Athleten fest. Zum anderen kommt ein auftretender Geschwindigkeitsverlust in verschiedenen Phasen vornehmlich durch ein Absinken der Schrittfrequenz zustande, während die Schrittlänge nahezu konstant blieb. Diese Annahme kann auch durch die Ergebnisse der Laufvergleiche der zehn Sportler von Gruppe 4 der aktuellen Arbeit unterstützt werden. Neben der signifikanten Änderung der Laufzeit kann darüber hinaus lediglich ein signifikanter Unterschied der Schrittfrequenzen (außer im Bereich von 100 bis 200 m) festgestellt werden. Die Gesamtzahl der Schritte und damit auch die (mittlere) Schrittlänge weist keine signifikanten Differenzen auf. Dies verdeutlicht die scheinbar höhere Relevanz der Schrittfrequenz im Langsprint im Vergleich zu anderen Einflussgrößen.

Bezüglich der Bodenkontaktzeiten liefert die durchgeführte Studie erstmals seit der Studie von Nummela et al. (1996) Ergebnisse über den Verlauf dieses Merkmals für die gesamte Wettkampfstrecke. Festzuhalten ist jedoch, dass die Daten in Nummelas Studie mit Hilfe einer Druckmesssohle erhoben wurden, die lediglich im rechten Schuh der Athleten platziert ist und inklusive aller Peripheriegeräte ein Gesamtgewicht von 1,8 kg aufweist. Die Bodenkontaktzeit stellt (neben der Flugzeit) eine wesentliche Komponente der Schrittfrequenz dar und hat somit direkten Einfluss auf deren Ausprägungsniveau (Kapitel 2.2.2). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen für die Bodenkontaktzeit Unterschiede in Abhängigkeit des Leistungsniveaus zu Gunsten der leistungsstärkeren Sportler. Es wird gezeigt,

dass sich Sportler unterschiedlicher Leistungsniveaus bezüglich der Merkmalsausprägung (mittlere Bodenkontaktzeit des gesamten Laufes und mittlere Bodenkontaktzeit in den einzelnen Laufabschnitten) signifikant voneinander unterscheiden, nicht aber in der relativen Veränderung im Verlauf des Rennens. Sowohl die Variablen der Bodenkontaktzeiten innerhalb eines Laufes (Ant_s , $GCTT_1$, $GCTT_{ges}$), als auch deren Unterschiede zwischen zwei aufeinanderfolgenden Läufen weisen keine signifikanten Unterschiede auf. Dies ist vergleichbar mit den Ergebnissen von Nummela et al. (1996), die ebenfalls keine statistisch relevanten Unterschiede bezüglich GCTT zwischen männlichen Sportlern unterschiedlicher Leistungsniveaus ($50,22 \pm 0,38$ s vs. $56,67 \pm 1,31$ s) feststellen. Dies kann vor allem auf die hohen interindividuellen Unterschiede, repräsentiert durch hohe Standardabweichungen bezüglich des Zeitpunkts beim ersten Erreichen der GCTT (zum Beispiel $23,84$ % Standardabweichung bei einem Mittelwert von $18,73$ % für Gruppe 2), zurückgeführt werden. Beim Vergleich der beiden Läufe von G4 fällt auf, dass im Mittel der Anstieg der Bodenkontaktzeiten ($GCTT_1$) im zweiten Lauf früher beginnt (bei etwa 18 % des Laufes im Vergleich zu 29 % im ersten Lauf) und länger andauert ($8,9$ % im Vergleich zu 7 %), in Abhängigkeit der Sportler aber starke Schwankungen auftreten. So wird von verschiedenen Sportlern zu mehreren (bis zu 5 verschiedenen) Zeitpunkten der Beginn eines kritischen Anstiegs von t_s erreicht. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Nummela et al. (1996), die in ihrer Stichprobe bei allen Sportlern lediglich zwei Zeitpunkte des Erreichens der GCTT identifizieren. Diese liegen bei 140 ± 17 m ($GCTT_1$) und 341 ± 8 m ($GCTT_2$) nach dem Start. Darüber hinaus ermitteln die Autoren einen signifikanten Zusammenhang zwischen $GCTT_1$ und dem Beginn des Geschwindigkeitsverlustes (Nummela et al., 1996). Dadurch wird deutlich, dass Gruppenvergleiche nur bedingt aussagekräftig sind und individualisierte Auswertungen der gewonnenen Daten anzustreben sind. Neben den Gruppenvergleichen ist eine individuelle Betrachtung der Schrittstruktur eine wesentliche Möglichkeit und zugleich Herausforderung des entwickelten Messsystems, was beispielsweise anhand des exemplarischen Verlaufs verdeutlicht wird. Bereits mit den angewendeten statistischen Verfahren wird gezeigt, dass sich die Bodenkontaktzeit und Schrittfrequenz in Folge von Ermüdung zum Teil signifikant ändern. Aktuell existieren jedoch keine weiteren geeigneten und evaluierten Verfahren, um auftretende Veränderungen im Verlauf eines Rennens quantifizieren zu können. Die Anwendung der von Nummela (1996) eingeführten Bestimmung der GCTT ist ein erster Schritt in diese Richtung, bedarf aber aufgrund der großen inter- und intraindividuellen Schwankungen zukünftiger Weiterentwicklungen. Verfahren der komplexen Datenanalyse, zum Beispiel aus dem Bereich der Mustererkennung, scheinen dabei vielversprechende Möglichkeiten darzustellen. Diese beinhalten allerdings den Nachteil eine hohe Rechenleistung zu benötigen, sodass sie nur schwer als eingebettete Verfahren auf dem MCU mit dem Ziel einer Schnellinformation integriert

werden können. Entsprechende Alternativen sollten in weiterführenden Studien geprüft werden. Die zunächst qualitative Analyse des Gesamtverlaufs von SF und t_s eines Rennens ermöglicht bereits jetzt aufschlussreiche Erkenntnisse über die Schrittgestaltung verschiedener Rennen. Vor allem der langfristige und stetige Einsatz des entwickelten IMS in Trainings- und Wettkampfläufen ermöglicht es beispielsweise „gute“ (schnelle) mit „schlechten“ (langsamen) Läufen zu vergleichen und wesentliche Unterschiede (zum Beispiel Zeitpunkte des Abfalls von SF oder Anstiegs von t_s) zu identifizieren. Dies kann vor allem mit Blick auf die taktische Gestaltung eines Rennens profitabel sein. So ist anhand der Abbildung 55 zu erkennen, dass der Sportler im zweiten absolvierten Lauf in der zweiten Kurve Probleme hat und einen „markanten“ Anstieg von t_s verzeichnet. In Folge dessen kommt es auch zu einem Absinken der Schrittfrequenz. Mit Hilfe des entwickelten IMS ist es möglich Ursachen für diese Problematik zu identifizieren und beispielsweise den Einfluss unterschiedlicher Laufbahnen oder gezielter Ansteuerungsstrategien (bewusste Erhöhung der Schrittfrequenz in der Kurve) zu prüfen. Bedenkt man, dass die Bodenkontaktzeiten des kurveninneren Beins in Abhängigkeit der Bahn 7 bis 10 ms größer sind als des kurvenäußeren Beins, kann dies zu einem veränderten Laufverhalten führen (Colloud et al., 2015). Manche Athleten scheinen besser in der Lage zu sein die Laufgeschwindigkeit auf allen Bahnen höher zu halten als andere. Die Erfassung solcher Phänomene mit Hilfe des entwickelten IMS eröffnet ein interessantes Gebiet zukünftiger Forschung und kann dadurch zu Ableitungen gezielter, individueller Trainingsinterventionen (zum Beispiel ein vermehrtes Training auf inneren Bahnen mit ständiger Kontrolle der Schrittmerkmale) führen, wodurch die Trainingsqualität und die Leistungsfähigkeit im Langsprint verbessert werden können.

10.2 Analyse biomechanischer Merkmale im Hürdensprint

Zielstellung

Ziel dieser Anwendungsstudie ist die Analyse biomechanischer Merkmale der Bewegungstechnik der Hürdenüberquerung im Hürdensprint. Um mögliche Änderungen über den Verlauf der Wettkampfstrecke analysieren zu können, sollen die relevanten Daten im gesamten Streckenverlauf für jeden Hürdenschritt erfasst werden. Die gewonnenen biomechanischen Merkmale sollen über den zeitlichen Verlauf für jeden Probanden beziehungsweise getrennt nach Leistungsgruppen dargestellt und analysiert werden können. Es soll gezeigt werden, dass das entwickelte IMS die Möglichkeit bietet umfassende Daten des Hürdensprints in leistungsdiagnostischen Messungen unter Feldbedingungen zu erfassen, die neue Erkenntnisse der Leistungsstruktur im Leistungs- und Hochleistungsbereich der Disziplin ermöglichen.

10.2.1 Methodik

Stichprobe

Tabelle 27: Anthropometrische Merkmale (Mittelwert \pm Standardabweichung) der Hürdenstichprobe.

Merkmal [Einheit]	Männlich NN (N=5) MW \pm SD	Männlich UN (N=2) MW \pm SD	Weiblich NN (N=2) MW \pm SD	Weiblich UN (N=5) MW \pm SD
Bestzeit [s]	14,42 \pm 0,38	15,94 \pm 0,06	13,30 \pm 0,07	15,86 \pm 1,41
Alter [Jahre]	18,2 \pm 0,4	17,5 \pm 0,5	23,5 \pm 1,5	18,0 \pm 0,6
Größe [cm]	181,8 \pm 5,0	179,5 \pm 10,5	169,5 \pm 0,5	167,3 \pm 5,1
Gewicht [kg]	71,2 \pm 3,3	59,0 \pm 11	61,5 \pm 0,5	54,0 \pm 6,1

An der Studie nahmen jeweils sieben männliche und weibliche Leichtathleten mit nationalem ($m = 5$, $w = 2$) und regionalem ($m = 2$, $w = 5$) Leistungsniveau teil (Tabelle 27). Die Probanden sind $18,8 \pm 2,1$ Jahre alt, wobei sich von den fünf männlichen Probanden regionalen Niveaus ein Läufer zum Zeitpunkt der Datenerhebung im Übergang von der Jugend- zur Erwachsenenklasse befindet. Bei einer Körpergröße von $168,0 \pm 4,3$ cm wiegen die weiblichen Läuferinnen $56,5 \pm 6,1$ kg, während die Männer bei einer Größe von $181,1 \pm 7,1$ cm $67,7 \pm 8,5$ kg wiegen. Zum Zeitpunkt der Studiendurchführung liegen die Bestzeiten der männlichen Sportler über 110 m Hürden bei $14,42 \pm 0,38$ s (NN) beziehungsweise $15,94 \pm 0,06$ s (UN). Die Frauen erreichen Bestzeiten über 100 m Hürden von $13,30 \pm 0,07$ s (NN) und $15,86 \pm 1,41$ s (UN). Alle Teilnehmer verfügen über mehrjährige Trainingserfahrung in den leichtathletischen Hürdendisziplinen und nehmen zum Zeitpunkt der Datenerhebung aktiv an Wettkämpfen teil.

Durchführung

Die durchgeführte Studie beinhaltet Hürdenläufe, welche nach Absprache mit den Trainern und Athleten im Rahmen einer Trainingseinheit oder eines Kaderlehrgangs des Fußball- und Leichtathletik Verbandes Westfalen stattfanden.

Aufgrund des Zeitpunkts der Fertigstellung des entwickelten IMS, der Neuartigkeit des Systems und der damit verbundenen Skepsis der angesprochenen Trainer und Athleten, war es lediglich möglich ausreichend Probanden mit angemessenen Leistungsvoraussetzungen für Messungen zu Beginn der Vorbereitungsperiode im Herbst/Winter zu rekrutieren. Dementsprechend wurden alle Läufe in der Halle und somit über die entsprechende Hallendistanz von 60 m durchgeführt. Zur Vorbereitung auf die Läufe absolvieren die Teilnehmer ein durch die jeweiligen Heim- oder Stützpunkttrainer vorgegebenes Aufwärmprogramm, welches sich an der Wettkampfvorbereitung des Athleten orientiert. Bereits dabei tragen die Sportler das IMS an beiden Knöcheln, um eine Gewöhnung an das System zu ermöglichen.

Die Vorbereitungszeit auf den ersten Lauf beträgt für die Athleten zwischen 30 und 40 Minuten. Die Läufe finden unter wettkampfählichen Bedingungen statt und dementsprechend betragen die Hürdenhöhen 106,7 cm bei den Männern und 84,0 cm bei den Frauen, die Abstände jeweils 9,14 m und 8,50 m. Ein männlicher Athlet lief aufgrund seines Alters (Übergang von der Jugend- zur Erwachsenenklasse) nach Rücksprache mit dem Trainer niedrigere Hürdenhöhen (99,1 cm). Die Sportler erhielten die Anweisung nach zwei submaximalen Läufen zur Eingewöhnung im dritten Lauf ihr maximales Leistungsvermögen abzurufen. Die Pausenlänge nach den Gewöhnungsläufen wird individuell gewählt, sodass eine vollständige Erholung erfolgt. Insgesamt führen die Probanden 42 vollständige Hürdensprints aus, von denen 14 (jeweils ein Wertungslauf pro Proband) zur Analyse herangezogen werden.

Datenauswertung

Mittels des IMS werden die Bodenkontaktzeiten der Athleten im gesamten Lauf erfasst. Da im Rahmen dieser Anwendungsstudie die Hürdenüberquerung im Vordergrund steht, werden nur die Bodenkontaktzeiten vor (t_{Svor}) und nach (t_{Snach}) der jeweiligen Hürde näher betrachtet. Darüber hinaus stellt die Dauer der Hürdenüberquerung (t_F) eine wesentliche leistungsrelevante Einflussgröße im Hürdensprint dar (2.2.3). Diese wird ebenfalls mit Hilfe des entwickelten IMS erfasst. Da jedoch aus technischen Gründen (siehe Kapitel 6) derzeit keine Synchronisation der an den beiden Knöcheln befestigten Sensoren implementiert ist, kann t_F auf Basis der Sensordaten nicht automatisch bestimmt werden. Somit werden alle Sensorrohdaten erfasst, durch einen Sprung mit beidbeiniger Landung vor Beginn des Laufes manuell synchronisiert und anschließend mit Hilfe des entwickelten Detektionsalgorithmus ausgewertet. Insgesamt beinhaltet die Datenauswertung die folgenden technikrelevanten Merkmale der Hürdenüberquerung, die sich an der Phasenstruktur des Hürdensprints (2.1.2 & 2.2.3) orientieren:

Tabelle 28: Variablenübersicht der Anwendungsstudie im Hürdensprint.

Variable [Einheit]	Definition
t_{Svom} [ms]	Bodenkontaktzeit vor der n-ten Hürde
t_{Snachn} [ms]	Bodenkontaktzeit nach der n-ten Hürde
t_{Svor} [ms]	mittlere Bodenkontaktzeit vor den Hürden
t_{Snach} [ms]	mittlere Bodenkontaktzeit nach den Hürden
t_{Fn} [ms]	Dauer der n-ten Hürdenüberquerung
t_F [ms]	mittlere Dauer der Hürdenüberquerungen
t_{Best} [s]	persönliche Hürdenbestzeit (100 bzw. 110 m) des Sportlers

Der entwickelte Algorithmus bestimmt, wie in der Validierungsstudie beim Sprinten mit maximaler Geschwindigkeit bereits beschrieben, zwei Zeitpunkte

(1: initialer Bodenkontakt; 2: Take-off) jedes Bodenkontakts eines Fußes. Zunächst werden die Zeitpunkte des initialen Bodenkontakts rechts, des Take-off rechts, des initialen Bodenkontakts links, des Take-off links (exemplarisch für einen Doppelschritt beginnend mit dem initialen Bodenkontakt rechts) durch den Detektionsalgorithmus ermittelt. Diese Zeitpunkte werden anschließend gespeichert, sodass daraus abgeleitet, die biomechanischen Merkmale berechnet werden können. Bestimmt werden die Bodenkontaktzeiten jedes Kontakts vor (t_{Svor}) und nach (t_{Snach}) der jeweiligen Hürde als Differenz von initialem Kontakt und Take-off sowie die jeweilige Überquerungszeit/Flugzeit über der Hürde (t_F) als Differenz zwischen dem initialen Kontakt nach der Hürde und dem Take-off vor der Hürde.

Die statistische Datenauswertung erfolgt aufgrund der unterschiedlichen Anforderungen im Hürdensprint (Hürdenhöhen und -abstände) geschlechtshomogen. Dargestellt werden deskriptive Statistiken der Bodenkontakt- und Flugzeiten sowie aufgrund der vorliegenden Klein-N-Stichproben Permutationstests zur Untersuchung auf mögliche Gruppenunterschiede bezüglich der mittleren Ausprägungen der erfassten Merkmale (t_{Svor} , t_{Snach} und t_F). Mit Hilfe von Spearman's Rank Korrelationen wird der Zusammenhang zwischen den Variablen, der jeweiligen Laufzeit und der Bestzeit der Probanden untersucht. Die statistische Datenanalyse erfolgte mit Hilfe von R/RStudio sowie SPSS 24.0. Ergebnisse werden bei einem Niveau von $p < 0,05$ als signifikant angesehen.

10.2.2 Ergebnisse

Die beiden Athletinnen mit nationalem Leistungsniveau erreichen in den erfassten Läufen über 60 m Hürden Zeiten von 8,25 und 8,39 s. Für die Athletinnen mit regionalem Niveau werden Laufzeiten von $9,18 \pm 0,30$ s ermittelt. Tabelle 26 zeigt einen Überblick über die deskriptiven Daten der weiblichen Stichprobe. In den Abbildungen 56 bis 58 sind die individuellen Ausprägungen von t_{Svor} , t_{Snach} und t_F aller Läuferinnen für die fünf Hürdenüberquerungen des 60 m Sprints dargestellt. Die Graphen 1 und 2 repräsentieren jeweils die Sprinterinnen mit nationalem Leistungsniveau.

Tabelle 29: Deskriptive Daten der weiblichen Hürdenstichprobe.

Niveau	Merkmal	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
NN (N=2)	t_{Svor} [ms]	122	135	128	4
	t_{Snach} [ms]	92	112	101	6
	t_F [ms]	293	320	303	9
	Laufzeit [s]	8,25	8,39	8,32	0,07
UN (N=5)	t_{Svor} [ms]	129	161	143	9
	t_{Snach} [ms]	108	132	118	6
	t_F [ms]	314	434	351	33
	Laufzeit [s]	8,71	9,53	9,18	0,30

Bezüglich aller Merkmale (t_{Svor} , t_{Snach} , & t_{F}) unterscheiden sich die beiden Leistungsgruppen der weiblichen Läuferinnen signifikant voneinander. Darüber hinaus werden signifikante Korrelationen zwischen der persönlichen Bestzeit über 100 m Hürden der Athletinnen und t_{Svor} ($r=0,900$) sowie t_{F} ($r=0,900$) ermittelt. Die jeweils gelaufene Zeit im erfassten 60 m Hürdenlauf korreliert ebenfalls signifikant mit t_{Svor} ($r=0,821$) und t_{Snach} ($r=0,847$). Ein gleichermaßen hoher, aber nicht signifikanter Zusammenhang wird zwischen der gelaufenen Zeit und t_{F} ($r=0,964$) festgestellt.

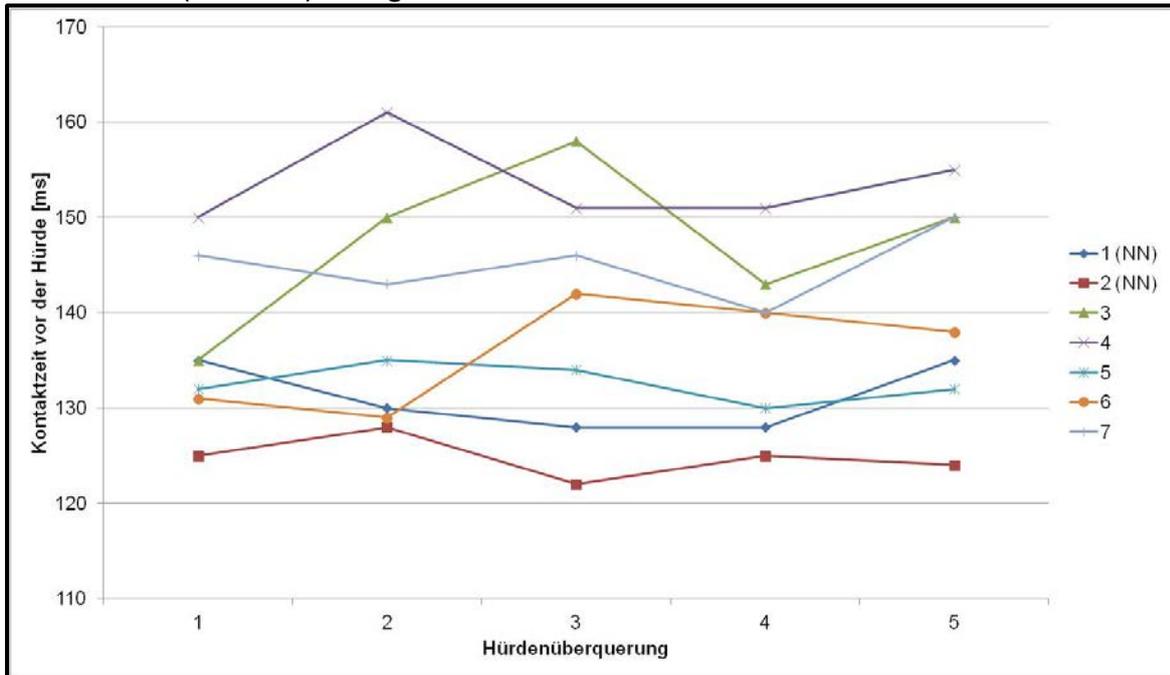


Abbildung 56: Bodenkontaktzeiten vor den Hürden sortiert nach Sprinterin.

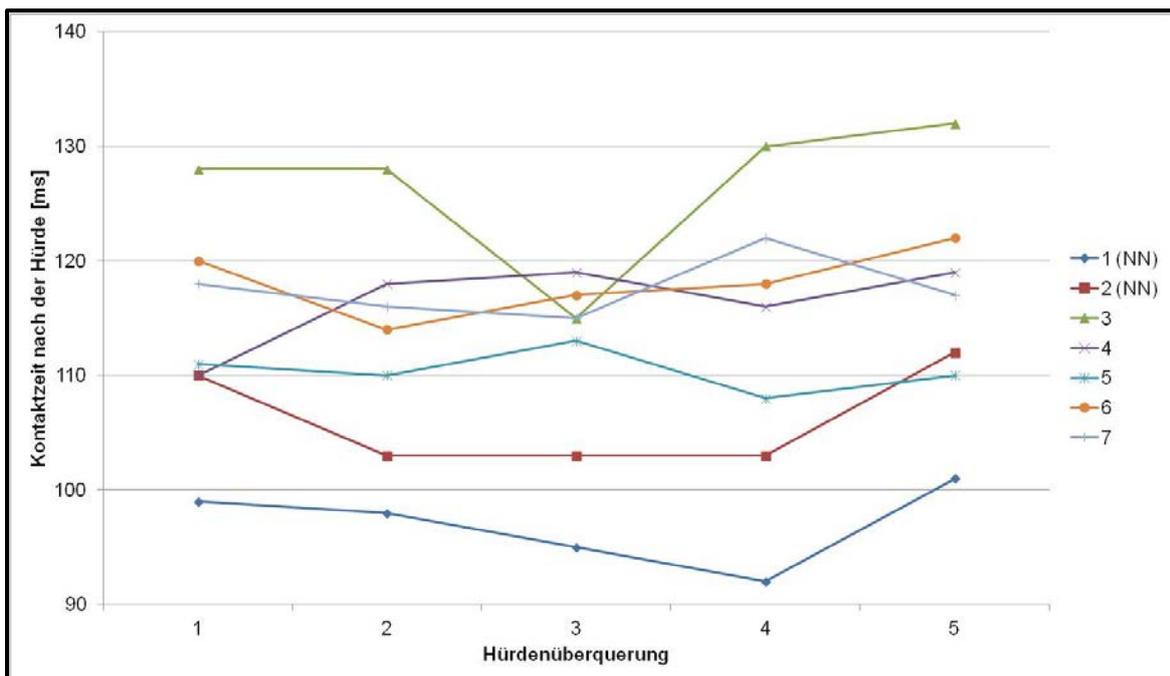


Abbildung 57: Bodenkontaktzeiten nach den Hürden sortiert nach Sprinterin.

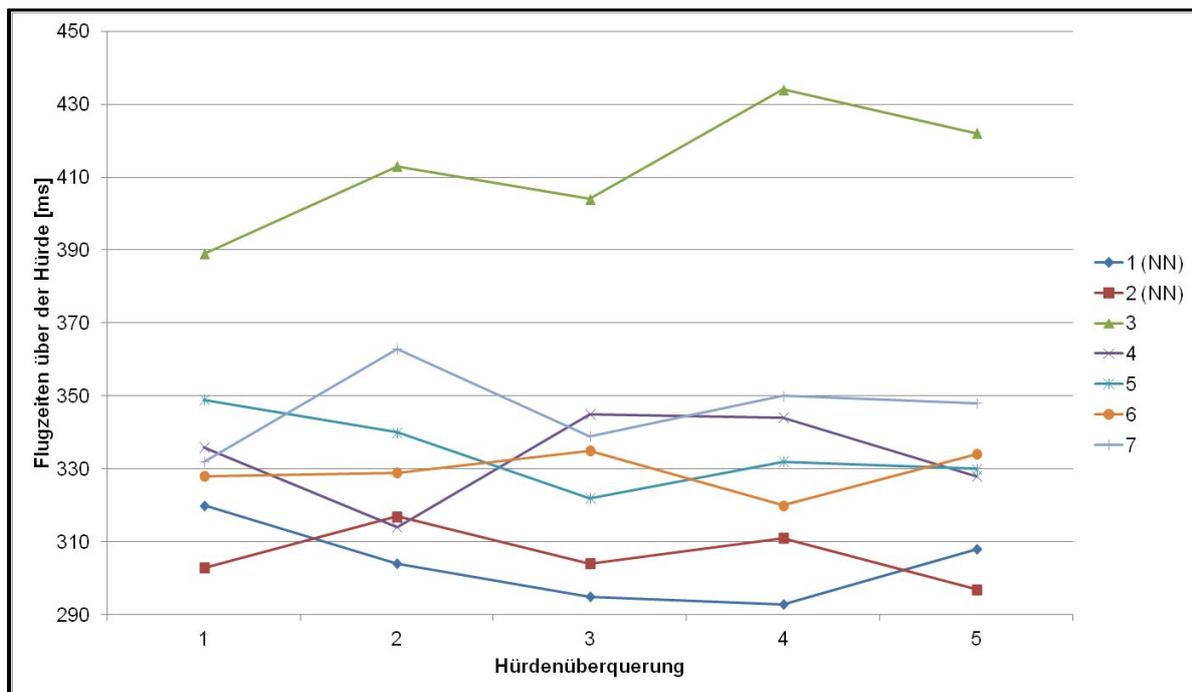


Abbildung 58: Dauer der Hürdenüberquerungen sortiert nach Sprinterin.

Bei den männlichen Sportlern erreichen die fünf Athleten auf nationalem Niveau mittlere Laufzeiten über 60 m Hürden von $8,30 \pm 0,07$ s, während die Zeiten bei den Sportlern des niedrigeren Leistungsniveaus bei $9,19 \pm 0,27$ s liegen. Tabelle 27 und die Abbildungen 59 bis 61 zeigen einen Überblick über die gruppenübergreifenden Daten sowie die individuellen Verläufe von t_{Svor} , t_{Snach} und t_F der männlichen Stichprobe. Zu berücksichtigen ist, dass einer der beiden Läufer des Niveaus UN aufgrund seines Alters lediglich eine Hürdenhöhe von 99,1 cm überquerte (Graph 6 in den Abbildungen 59 bis 61). In jeder Abbildung stellen die Graphen 6 und 7 die Sprinter der Niveaustufe UN dar.

Tabelle 30: Deskriptive Daten der männlichen Hürdenstichprobe.

Niveau		Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
NN (N=5)	t_{Svor} [ms]	125	147	138	7
	t_{Snach} [ms]	94	118	105	6
	t_F [ms]	317	443	383	35
	Laufzeit [s]	8,22	8,41	8,30	0,07
UN (N=2)	t_{Svor} [ms]	138	159	147	6
	t_{Snach} [ms]	114	140	126	10
	t_F [ms]	301	390	344	37
	Laufzeit [s]	8,92	9,46	9,19	0,27

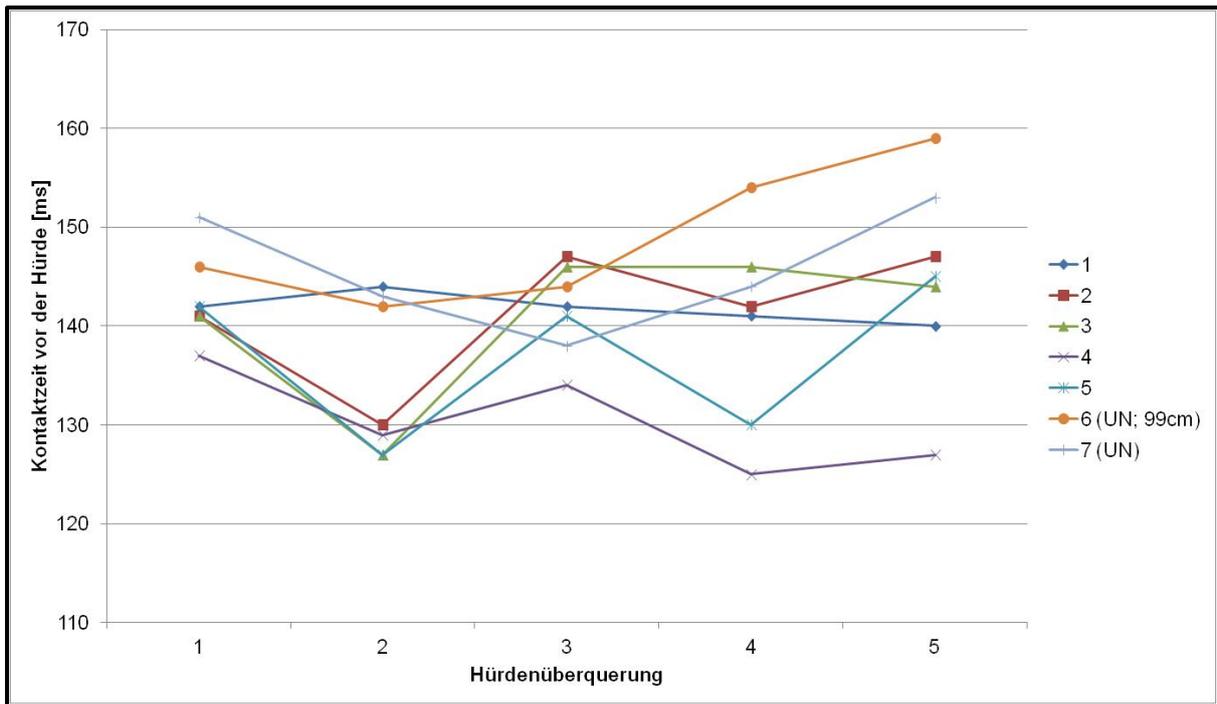


Abbildung 59: Bodenkontaktzeiten vor den Hürden sortiert nach Sprinter.

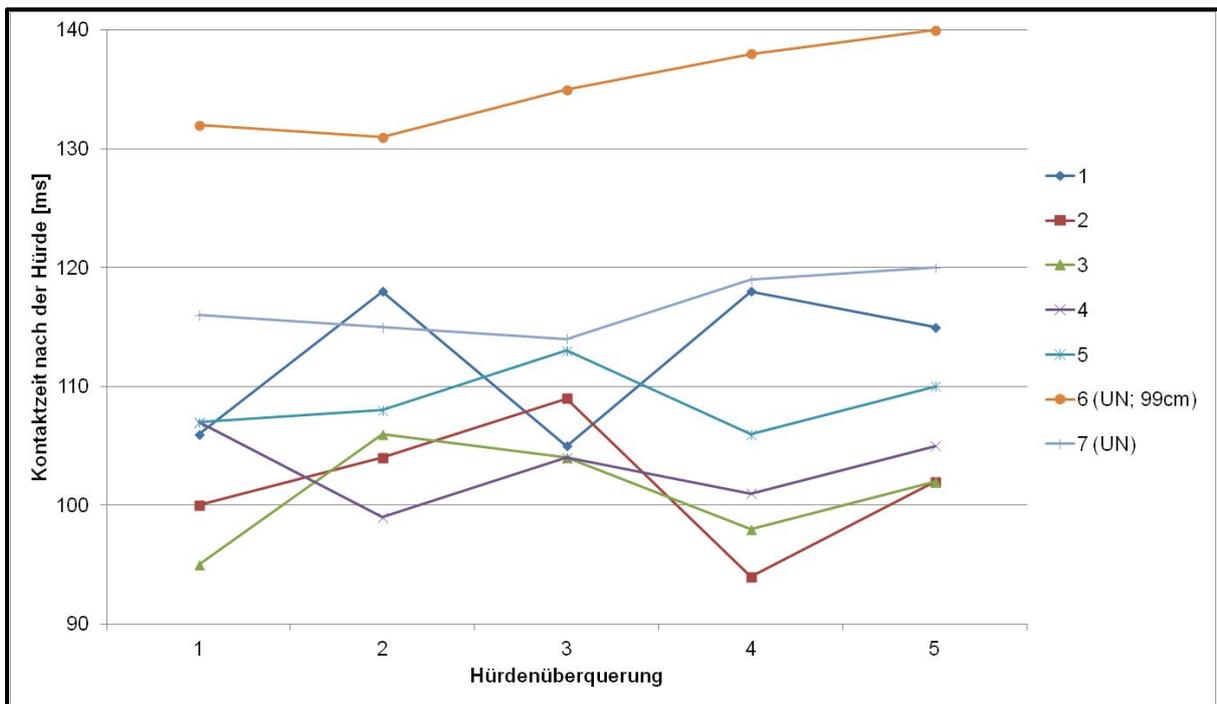


Abbildung 60: Bodenkontaktzeiten nach den Hürden sortiert nach Sprinter.

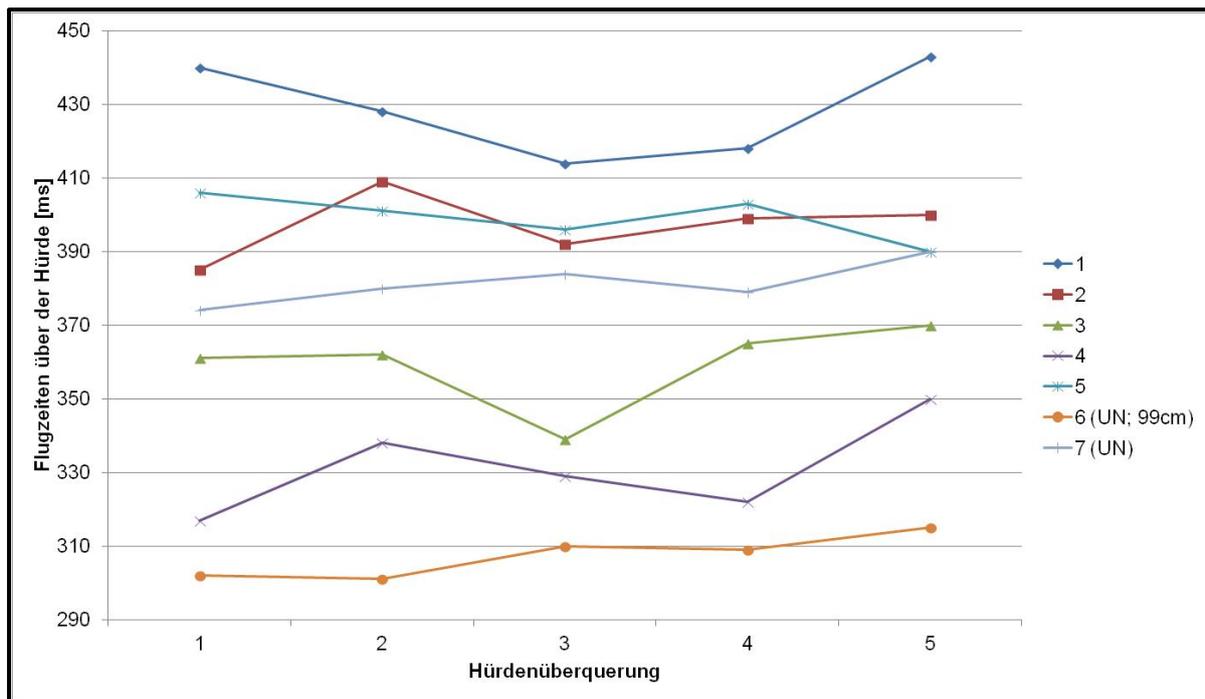


Abbildung 61: Dauer der Hürdenüberquerung der jeweiligen Hürde sortiert nach Sprinter.

Auch die beiden Leistungsgruppen der männlichen Athleten unterscheiden sich bezüglich aller erfassten Merkmale (t_{svor} , t_{snach} und t_F) signifikant voneinander. Bezüglich der Flugzeit ist jedoch festzustellen, dass der Athlet mit den niedrigeren Hürdenhöhen (Athlet 6) dieses Ergebnis maßgeblich zu Gunsten der Gruppe UN beeinflusst. Schon bei einer theoretisch angenommenen längeren Überquerungsdauer von 30 ms dieses Athleten bei Überquerung der höheren Hürde, würden keine signifikanten Unterschiede bezüglich t_F zwischen den Gruppen festgestellt werden können. Die Korrelationsanalyse ergibt lediglich für den Zusammenhang zwischen der gelaufenen Zeit über 60 m und t_{svor} ein signifikantes Ergebnis ($r=0,865$). Für die jeweilige persönliche Bestzeit über 110 m folgt ein nicht signifikanter Zusammenhang ($p<0,1$; $r=0,901$) mit t_{svor} .

10.2.3 Diskussion

Im Rahmen dieser Anwendungsstudie wurde das entwickelte IMS für die kontinuierliche Erfassung biomechanischer Merkmale im Hürdensprint eingesetzt. Es zeigt sich, dass mit Hilfe des entwickelten Systems insbesondere die Kontaktzeiten vor und nach der Hürde, sowie die entsprechenden Hürdenüberquerungsdauern im Verlauf eines gesamten Rennens unter wettkampfähnlichen Bedingungen erfasst werden können (Abbildungen 56 bis 61). Zum aktuellen Zeitpunkt ist eine automatisierte Erfassung der Flugzeiten aufgrund technischer Restriktionen noch nicht implementiert, sodass die Ermittlung dieses Merkmals in Berechnungen nach der Datenerhebung durchgeführt wurde. Zukünftige Entwicklungen werden diesen Bereich der automatischen Merkmalsextrahierung für den Hürdensprint entsprechend berücksichtigen. Aufgrund der Möglichkeit das System auch in

offiziellen Wettkampfläufen einzusetzen, bieten sich neben der automatisierten Berechnung biomechanischer Merkmale weitere vielfältige Möglichkeiten der Datengewinnung. Durch eine Erfassung aller Rohdaten der eingebauten Sensorik können vor allem vielfältige inertielle Bewegungsdaten der Hürdenüberquerung zur vertieften Analyse des Bewegungsablaufes erfasst werden. Zu berücksichtigen ist dabei jedoch, dass vor allem die Bewegung des Nachziehbeins über der Hürde deutlich vom normalen Sprint abweicht und zum Teil Winkelgeschwindigkeiten erreicht werden, die eine Saturierung des aktuell verbauten Gyroskops zur Folge haben. Weiterentwicklungen hinsichtlich der Sensorik sowie der damit verbundenen Auswertelgorithmen sind somit für tiefere Einblicke in die Bewegungsstruktur des Hürdensprints unabdingbar. Dennoch zeigt sich, dass bereits zum jetzigen Zeitpunkt mit Hilfe des entwickelten IMS umfangreiche Daten gewonnen werden können, die bisher aufgrund von Einschränkungen vorhandener Messsysteme in diesem Rahmen nicht möglich waren. Basierend auf den ersten Ergebnissen dieser Anwendungsstudie scheint das entwickelte Messsystem vielversprechende Möglichkeiten im Rahmen der Leistungsdiagnostik und Technikanalyse des Hürdensprints zu eröffnen. Weitere Studien werden notwendig sein, um vor allem im Bereich der Trainingssteuerung Erkenntnisse über den langfristigen Verlauf der biomechanischen Merkmale im Hürdensprint zu erlangen.

Die in der vorliegenden Studie gewonnenen Ergebnisse der weiblichen Läuferinnen auf nationalem Niveau sind vergleichbar mit Resultaten anderer Studien zum Hürdensprint der Frauen. Rash et al. (1990) ermitteln bei sechs U.S.-amerikanischen Hürdenläuferinnen des Niveaus NN und IN mittlere Bodenkontaktzeiten von 120 ms vor der Hürde und 100 ms nach der Hürde, während die mittlere Flugzeit des Hürdenschritts dieser Stichprobe 340 ms beträgt. Dies entspricht bezüglich der Dauer der Hürdenüberquerung einer Differenz von 37 ms im Vergleich zu den beiden Athletinnen der vorliegenden Studie (303 ± 9 ms, bei maximalen Ausprägungen von 320 ms). Bei neun Teilnehmerinnen der U.S.-Trials zeigen McDonald & Dapena (1991) hingegen kürzere mittlere Bodenkontaktzeiten vor (117 ms) und nach (91 ms) der Hürde im Vergleich zu den Athletinnen der hier dargestellten Stichprobe ($t_{\text{svor}} = 128 \pm 4$ ms; $t_{\text{snach}} = 101 \pm 6$ ms). Die Athletinnen in der Studie von McDonald und Dapena (1991) überqueren die Hürde mit mittleren Flugzeiten von 297 ms, was nahezu identisch zu den hier vorliegenden Daten ($t_{\text{f}} = 303 \pm 9$ ms) ist.

Bei vier männlichen Hürdensprintern der slowenischen Nationalmannschaft stellt Coh (2002) mittlere Kontaktzeiten von 139 ms vor der Hürde und 114 ms nach der Hürdenüberquerung fest. Die Probanden des Niveaus NN der vorliegenden Stichprobe erreichen mit Werten von 138 ± 7 ms und 105 ± 6 ms für diese beiden Merkmale ähnliche Ausprägungen. Bezüglich der Dauer der Hürdenüberquerung erreichen die Hürdensprinter in der Studie von Coh (2002) mit mittleren Werten von 395 ms ebenfalls ein vergleichbares Ausmaß wie die Sprinter der vorliegenden Studie (383 ± 35 ms). Dass ähnliche Gesamtlaufzeiten durch unterschiedliche Ausprägungen einzelner Merkmale

zustande kommen können, zeigen insbesondere auch die Betrachtungen der individuellen Verläufe der hier untersuchten Probanden (Abbildungen 56 bis 61). Besonders auffällig ist dabei der männliche Athlet 6, dem es trotz geringerer Hürdenüberquerungszeiten (aufgrund einer niedrigeren Hürdenhöhe) im Vergleich zu den anderen Sportlern nicht gelingt, eine vergleichbare 60 m Zeit zu erreichen. Dies lässt sich in der individuellen Analyse vor allem durch die vergleichsweise hohen ($135 \pm 3,4$ ms) Bodenkontaktzeiten des Kontakts nach der Hürde sowie einem konstanten Anstieg der Kontaktzeiten im Verlauf des Rennens erklären. Gezielte Trainingsinterventionen können dementsprechend auf Basis der durch das IMS gewonnenen Daten abgeleitet werden.

Beim Vergleich der unterschiedlichen Leistungsniveaus beider Geschlechter fällt auf, dass diese sich hinsichtlich aller Merkmale (t_{Svor} , t_{Snach} und t_F) signifikant voneinander unterscheiden und die Sportler auf nationalem Leistungsniveau bessere Ausprägungen aufweisen. Lediglich bei der Flugzeit erreichen die männlichen Sportler des Niveaus UN geringere mittlere Ausprägungen (344 ± 37 ms), was jedoch auf die reduzierte Hürdenhöhe des Sportlers 6 zurückzuführen ist. Athlet 7 erreicht mit $381 \pm 5,4$ ms vergleichbare Überquerungsdauern. Diese Erkenntnisse verdeutlichen, dass die Selektion leistungsrelevanter Unterschiede und die Detektion expertiserelevanter Merkmale im Rahmen leistungsdiagnostischer Maßnahmen mit Hilfe des entwickelten Systems ermöglicht werden. Dies wird darüber hinaus durch die signifikanten und hohen Korrelationskoeffizienten (0,821 bis 0,900) zwischen den persönlichen Bestzeiten und t_{Svor} und t_F , sowie der jeweiligen Laufzeit und t_F und t_{Snach} der weiblichen Läuferinnen unterstrichen. Bei den männlichen Probanden zeigt zumindest die Korrelation zwischen der gelaufenen 60 m Zeit und t_{Svor} ($r=0,865$) einen entsprechenden Hinweis auf expertiseabhängige Ausprägungen einzelner Merkmale. Auch hinsichtlich der minimalen und maximalen Werte von t_{Svor} , t_{Snach} und t_F weisen die Athleten nationalen Niveaus vergleichsweise bessere Merkmalsausprägungen auf. Eine Ausnahme bildet die Flugzeit über der Hürde bei den männlichen Sportlern. Hervorzuheben ist diesbezüglich ebenfalls, dass die individuelle Analyse der Merkmalsverläufe zeigt, dass Athleten mit geringerem Leistungsniveau häufig einen Anstieg der Bodenkontakt- und Flugzeiten am Ende des Rennens aufweisen, während bessere Sportler (NN) die entsprechenden Ausprägungen eher konstant halten können. Dieser Aspekt könnte vor allem bei der längeren Distanz und höheren Anzahl an Hürden bei der klassischen Hürdendistanz (110 m beziehungsweise 100 m) unter Freiluftbedingungen zu markanten Leistungsunterschieden führen. Durch den Einsatz des entwickelten IMS in zukünftigen Studien kann dieser Aspekt vertieft untersucht werden.

11 Gesamtdiskussion

Im Rahmen der Gesamtdiskussion sollen nicht erneut alle Einzelergebnisse der Validierungs- und Anwendungsstudien im Detail diskutiert und in den Forschungsstand eingeordnet werden. Dies sollte durch die jeweiligen Diskussionen am Ende der entsprechenden Kapitel jeder Studie gelungen sein. Die an dieser Stelle präsentierte Gesamtdiskussion soll vielmehr eine Übersicht bezüglich der im Rahmen dieser Arbeit verfolgten Forschungsziele geben und den aktuellen Stand des entwickelten Messsystems reflektieren.

Basierend auf dem Forschungsstand zur Biomechanik der leichtathletischen Sprintdisziplinen (Kapitel 2) sowie deren trainingswissenschaftlicher Leistungsdiagnostik (Kapitel 3) konnte im vierten Kapitel der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass Inertialsensoren, eingebettet in ein mikroelektromechanisches Messsystem in Kombination mit einer kabellosen Datenübertragung eine Alternative zu bisherigen Messsystemen für den Einsatz als biomechanisches Messverfahren unter trainings- oder wettkampfähnlichen Bedingungen darstellen. Ziel der Arbeit war es dementsprechend, ein neuartiges Messsystem auf der Basis von Inertialsensoren zu entwickeln, zu validieren und anzuwenden, welches die Erhebung biomechanischer Merkmale mit Bezug zum leichtathletischen Sprint ermöglicht.

Der gewählte technische Aufbau des Messsystems (Kapitel 7) bildet die Basis, um relevante Daten (Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten) der hochdynamischen Bewegungen (Sprünge und Sprints) mit der für den Hochleistungssport erforderlichen Genauigkeit erfassen und ableiten zu können. Aufgrund technischer Restriktionen ist die Ableitung biomechanischer Merkmale dabei zunächst auf zeitliche Merkmale beschränkt. Das System ermöglicht eine zeitsynchrone Messung mehrerer Sportler und bietet damit Vorteile vor allem für Trainings- oder Wettkampfanalysen ohne räumliche Restriktionen.

Um basierend auf den mittels Inertialsensoren gewonnenen Daten eine Ableitung biomechanischer Merkmale zu ermöglichen, wurden Algorithmen zur Eventdetektion entwickelt. Diese Entwicklung bildet die Hauptanforderung beim Einsatz von IMS zur biomechanischen Analyse sportlicher Bewegungen (Sands, 2008). Die Möglichkeit, Inertialsensoren in Verbindung mit adäquaten Auswertalgorithmen zur reliablen und validen Ableitung biomechanischer Merkmale einzusetzen, wurde bereits für diverse Anwendungen im Sport nachgewiesen (Chambers et al., 2015) und kann auch durch die vorliegende Arbeit bestätigt werden. Die hier entwickelten und implementierten Algorithmen stellen dabei einfache Alternativen zu komplexen Auswertalgorithmen wie „Kalman filtering“ (Foxlin, 2005; Xu et al., 2015; Zampella et al., 2012), „Magnetic Angular Rate Update“ (Zampella et al., 2012) oder „Hidden Markov Models“ (Zhang et al., 2015) dar. Diese Algorithmen benötigen einen vergleichsweise hohen Rechenaufwand, der dazu führt das

Daten nicht in Echtzeit an den Trainer oder Sportler rückgemeldet werden können (Ammann et al., 2016; Bergamini et al., 2013; Bergamini et al., 2012), oder die dann benötigten Rechen- und Energiekapazitäten in einem ungünstigen Verhältnis zu den einhergehenden Verbesserungen der Merkmalsableitung stehen (Jensen et al., 2016). Diese Restriktionen konnten durch Transformation eines zunächst entwickelten „Offline-Algorithmus“ in einen sequentiellen, auf dem MCU eingebetteten „Realtime-Algorithmus“ minimiert werden. Die biomechanischen Merkmale (Kontaktzeiten, Flugzeiten oder Schrittfrequenzen) werden in Echtzeit berechnet und im Anschluss auf einem externen Gerät visualisiert.

Die Ergebnisse der Validierungsstudien bestätigen gute Übereinstimmung der durch das IMS ermittelten biomechanischen Merkmale (Kontaktzeiten, Flugzeiten, Sprunghöhen, Sprungkraftindex und Schrittfrequenzen) mit den jeweiligen Referenzsystemen. Es wurde gezeigt, dass das Messsystem eine zuverlässige und auch für den Hochleistungssport hinreichend genaue Detektion relevanter Merkmale ermöglicht und die Genauigkeiten der Datenextraktion vergleichbar mit vorherigen Studien oder besser sind (Bergamini et al., 2012; Patterson & Caulfield, 2010; Picerno et al., 2011; Purcell et al., 2006).

Basierend auf den Erkenntnissen der Algorithmenentwicklung (Kapitel 8) und der Validierungsstudien (Kapitel 9) können zwei Einflussfaktoren für die Ableitung und Genauigkeit der Messergebnisse identifiziert werden: die Notwendigkeit der Synchronisation mehrerer Sensoren zur Ableitung räumlicher Merkmale und die Nutzung individueller Anpassungen der Auswertelgorithmen, die trotz begrenzter Rechenkapazitäten auf dem Sensorknoten implementiert werden können. Dies wird zuverlässigere und genauere Messwertbestimmungen als die bisher implementierten Algorithmen ohne individuelle Anpassung liefern. Für zukünftige Anwendungen ist die Möglichkeit der individuellen Anpassung der Algorithmen mit Hilfe der entwickelten Software bereits vorgesehen. Des Weiteren stellt eine mögliche Fehlerakkumulation über die Zeit aufgrund auftretender Sensordrifts eine zusätzliche Herausforderung dar, wenn beispielsweise Geschwindigkeiten oder Schrittlängen bestimmt werden sollen. Der weitgreifende Einbezug der Gyroskopdaten sollte in zukünftigen Entwicklungen geprüft werden, um die Genauigkeiten der Datenextraktion zu erhöhen und räumliche Merkmale ableiten zu können. Die Explosivität und hohen Beschleunigungen, die bei leichtathletischen Sprüngen und Sprints auftreten, verschärfen den Einfluss der entsprechenden Fehlerquellen. Die gewählte Platzierung der Sensoren an den Knöcheln der Athleten liefert für die erfassten biomechanischen Merkmale zwar gute Ergebnisse, führt allerdings auch zu den oben angesprochenen Einschränkungen bezüglich der Ableitung räumlicher Merkmale. Die bisherige Resonanz der einbezogenen Trainer und Athleten zur Nutzung des Systems kann als sehr positiv gewertet werden. Neben der Platzierung des Sensors wird vor allem die Größe des Sensors nach kurzer Gewöhnungszeit als nicht

beeinflussend empfunden und lassen einen verbreiteten Einsatz als möglich erscheinen. Eine zusätzliche Platzierung eines Sensors in der Nähe des Körperschwerpunkts könnte die aktuell vorhandenen Probleme bei der Ableitung biomechanischer Merkmale zwar minimieren, jedoch ist die Anwendbarkeit bei Platzierung eines zusätzlichen Sensors kritisch zu betrachten. In weiteren Entwicklungsschritten und Forschungsarbeiten soll gezielt auf diese Aspekte eingegangen werden.

Während der Evaluationsstudie zur Ableitung der sprintspezifischen Merkmale konnte gezeigt werden, dass die Daten in der Phase der maximalen Geschwindigkeit hinreichend genau abgeleitet werden können. Während der Startphase können aufgrund der Sensorplatzierung und der oben erwähnten technischen Einschränkungen bisher keine optimalen Ergebnisse erreicht werden. In wie weit komplexere Algorithmen die Datenextraktion in dieser Phase des Rennens positiv beeinflussen, kann erst geprüft werden, wenn technische Weiterentwicklungen der Sensorknoten dies zulassen. Bis dahin müssen die Ergebnisse der ersten Schritte mit entsprechender Vorsicht interpretiert oder aus der Datenauswertung ausgeschlossen werden. Ähnliche Phänomene konnten im Rahmen der Anwendungsstudien festgestellt werden. Da es im Rahmen eines Langsprints aufgrund der einsetzenden Ermüdung zu Veränderungen der Bewegung des Sprintschritts kommt, hat dies Einfluss auf die entsprechende Signalcharakteristik. Daher kam es bei vereinzelt Athleten dazu, dass am Ende des Rennens sichtbare Fehldetektionen (zum Beispiel Kontaktzeiten von 95 ms) auftraten. Automatisch adaptierende Auswertalgorithmen könnten dies vermeiden. Doch auch dabei muss der zusätzliche Rechenaufwand berücksichtigt und geprüft werden (Jensen et al., 2016). Komplexe Verfahren der Mustererkennung oder des Deep Learning sollen diesbezüglich in Zukunft untersucht werden. Ähnliches gilt für die Anwendung im Hürdensprint, bei der aufgrund der deutlich abweichenden Bewegung (zum Beispiel die seitliche Führung des Nachziehbeins) teilweise Fehldetektionen oder Datenverluste auftraten, die eine manuelle Nachbearbeitung der Daten erforderlich machen.

Eine abschließende Einordnung, ob die durch die vorliegende Arbeit intendierten Forschungsziele erreicht wurden, erfolgt durch eine Zusammenfassung und einen Ausblick auf zukünftige Entwicklungen im nächsten Kapitel.

12 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, einen Beitrag zur Weiterentwicklung biomechanischer Messsysteme und -methoden zur Leistungsdiagnostik im leichtathletischen Sprint zu leisten. Dazu sollten Inertialsensoren in ein neu zu entwickelndes Messsystem integriert werden, um eine Leistungsdiagnostik vornehmlich unter trainings- und wettkampfähnlichen Bedingungen zu ermöglichen. Neben dem technischen Aufbau des Messsystems stand die Überprüfung der Messgenauigkeiten bei der Ableitung biomechanischer Merkmale im Vordergrund. Durch den Einsatz des Messsystems in zwei Anwendungsstudien im Lang- und Hürdensprint sollte darüber hinaus gezeigt werden, welche Daten mit Hilfe des Systems gewonnen werden können und welche Erkenntnisse bezüglich der Leistungsstruktur der jeweiligen Sprintdisziplinen daraus abgeleitet werden können.

Um die entsprechenden Zielstellungen zu erreichen, wurde zunächst der aktuelle Stand der Forschungsergebnisse zu biomechanischen Einflussgrößen im leichtathletischen Sprint dargestellt (Kapitel 2). Dabei wurde gezeigt, welche Merkmale zur Ausprägung der disziplinspezifischen Leistungen beitragen und somit für die Erhebung in leistungsdiagnostischen oder trainingsbegleitenden biomechanischen Analysen relevant sind. Im anschließenden dritten Kapitel erfolgte darauf aufbauend die Darstellung der Faktoren des sportartspezifischen Anforderungsprofils eines Sprinters sowie ein Überblick über die Aufgaben und Ziele einer trainingswissenschaftlichen Leistungsdiagnostik in den leichtathletischen Sprintdisziplinen. Es konnte verdeutlicht werden, dass eine trainings- und wettkampfbegleitende Erfassung leistungsrelevanter Merkmale ebenso notwendig ist, wie die biomechanische Analyse spezifischer konditioneller Trainingsübungen wie beispielsweise reaktive Sprungformen. Dies zeigt, dass ein Messsystem zum Einsatz in der Leistungsdiagnostik des leichtathletischen Sprints auch die Ableitung biomechanischer Merkmale bei typischen leichtathletischen Sprüngen (zum Beispiel Dropjumps) ermöglichen sollte. Welche Messsysteme und -methoden zur Ableitung biomechanischer Merkmale mit Bezug zum leichtathletischen Sprint existieren, war ebenfalls Bestandteil des dritten Kapitels. Insgesamt konnte aus den Kapiteln 2 und 3 geschlussfolgert werden, dass vor allem der Bedarf neue, tragbare Messsysteme in Training und Wettkampf zu integrieren parallel zum technologischen Fortschritt der letzten Jahre deutlich gestiegen ist. Vielversprechende Alternativen zu den bisherigen Messsystemen stellen diesbezüglich vor allem mikroelektromechanische Sensoren und Messsysteme dar. Deren Aufbau, Funktionsweisen, Einsatzmöglichkeiten und bisherige Anwendungsgebiete zur Ableitung biomechanischer Merkmale sportlicher Bewegungen waren dementsprechend Bestandteil des vierten Kapitels. Es wurde verdeutlicht welche wesentlichen Anforderungen bezüglich Hard- und Software ein Messsystem auf der Basis von Inertialsensoren zur Ableitung biomechanischer Merkmale bei Sprüngen und Sprints erfüllen muss.

Die entsprechenden Defizite bisheriger Forschungsaktivitäten und die daraus abgeleiteten Forschungsziele der vorliegenden Arbeit wurden in den Kapiteln 5 und 6 formuliert, waren für die anschließende Systementwicklung maßgeblich und fanden während der gesamten Entwicklung Berücksichtigung. Darauf aufbauend entstand ein Messsystem basierend auf Inertialsensoren, welches mit Hilfe eingebetteter Sensorik, Auswertalgorithmen und Funkmodulen eine Datenerfassung einer Gruppe von Sportlern zur Ableitung biomechanischer Merkmale bei Sprüngen und Sprints in labor- und feldbasierten (trainings- und wettkampfähnlichen) Anwendungen ermöglicht (Kapitel 7). Darüber hinaus können die gewonnenen Daten mittels Bluetooth Low Energy an ein externes Gerät übertragen und innerhalb eines kurzen Zeitintervalls veranschaulicht werden.

Nach dem technischen Aufbau des IMS wurden für die jeweiligen Einsatzgebiete (Dropjumps und Sprints) Algorithmen zur automatisierten Eventdetektion entwickelt (Kapitel 8), mit deren Hilfe die Ableitung und Berechnung der biomechanischen Merkmale erfolgt. Die Überprüfung Messgenauigkeit des Systems bei der Bestimmung der jeweiligen Merkmale erfolgte im Anschluss daran in zwei Validierungsstudien. Dazu wurden die biomechanischen Merkmale durch das IMS und geeignete Referenzsysteme (Kraftmessplatte, Kontaktmatte, Optojump) bei Dropjumps (Kapitel 9.1) und Sprints (9.2) erfasst und deren Übereinstimmung ermittelt. Zusammenfassend zeigten diese Ergebnisse, dass das Messsystem eine zuverlässige und auch für den Hochleistungssport hinreichend genaue Detektion biomechanischer Merkmale bei Sprüngen und Sprints erlaubt und die Messgenauigkeiten vergleichbar mit vorherigen Studien oder besser sind (Bergamini et al., 2012; Patterson & Caulfield, 2010; Picerno et al., 2011; Purcell et al., 2006).

Im Rahmen von zwei Anwendungsstudien zum Lang- und Hürdensprint erfolgte der Einsatz des entwickelten IMS, um über den gesamten Verlauf der Wettkampfstrecke kinematische Schrittmerkmale kontinuierlich zu erfassen (Kapitel 10). Das entwickelte System ermöglicht es, Trainern und Athleten innerhalb kürzester Zeit Informationen über die abgelaufene Bewegung in Form von kinematischen Merkmalen wie Stütz- und Flugzeiten, Sprunghöhen oder Schrittfrequenzen zur Verfügung zu stellen. Diese Informationen können sofort in den weiteren Trainingsablauf eingebaut werden. Die Ergebnisse der Anwendungsstudien verdeutlichen, dass mit Hilfe des entwickelten Systems wichtige Erkenntnisse über die Leistungsstruktur sowie die Trainingsgestaltung und -steuerung im Leistungs- und Hochleistungssport der leichtathletischen Sprintdisziplinen gewonnen werden können. Es konnte gezeigt werden, dass sich in Folge von Ermüdung wesentliche Änderungen hinsichtlich der Schrittmerkmale ergeben, die sowohl für unterschiedliche Leistungsniveaus als auch unterschiedliche Stadien der Ermüdung (im Verlauf der Wettkampfstrecke oder nach Vorbelastung) divergieren. Wie diese Merkmale und deren Veränderungen durch Trainingsinterventionen beeinflusst werden können, sollte in weiteren Studien untersucht werden. Auch im

Hürdensprint konnten basierend auf den Daten wichtige Erkenntnisse bezüglich der Merkmalsausprägung in Abhängigkeit des Leistungsniveaus erlangt werden. Es zeigte sich unter anderem, dass Sportler auf höherem Leistungsniveau nicht nur höhere Merkmalsausprägungen einer einzelnen Bewegung, sondern auch eine höhere Stabilität gegen Ende des Sprints aufweisen. Diese Erkenntnisse lassen ebenfalls wichtige Erkenntnisse in Bezug auf die Optimierung der Trainingssteuerung oder Leistungsdiagnostik im Hürdensprint erhoffen. Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe des neu entwickelten Systems eine Vielzahl relevanter biomechanischer Daten erhoben werden kann, wie dies vor allem bei Trainings- und Wettkampfuntersuchungen mit den bisherigen Systemen nicht möglich war. Dies lässt die Ableitung neuer Erkenntnisse zur Leistungsstruktur im Leistungs- und Hochleistungsbereich der Sprintdisziplinen im Rahmen zukünftiger Forschungsaktivitäten erhoffen.

Es ist selbstverständlich, dass jedes neu entwickelte Messsystem zunächst gewisse Einschränkungen und weiteren Verbesserungsbedarf mit sich bringt. Wie jedoch bereits mehrfach im Verlaufe der Arbeit angesprochen wurde, beinhalten die bisherigen, zur biomechanischen Analyse des leichtathletischen Sprints, eingesetzten Messsysteme und -methoden vor allem Restriktionen bezüglich des Einsatzes in feldbasierten Settings (räumliche Beschränkungen, hoher Aufwand und/oder hohe Kosten). Darüber hinaus sind vor allem mit opto-elektronischen Messsystemen, Laser- beziehungsweise Radartechnologien oder videobasierten Systemen bei der Ableitung gewisser Merkmale ebenfalls Einschränkungen der Genauigkeit verbunden. Außerdem erfordern die Systeme häufig einen erfahrenen Bediener mit umfassenden Vorerfahrungen. Inertialsensorbasierte Systeme, wie das hier vorgestellte, stellen eine nützliche Alternative zu den traditionellen, häufig laborbasierten Messsystemen und -methoden dar. Vor allem in der Durchführung unter Feldbedingungen kann ein IMS, trotz ebenfalls vorhandener Einschränkungen, einen wesentlichen Beitrag zur Erlangung vertiefter Erkenntnisse im leichtathletischen Sprint leisten. Eine weiterführende Entwicklung von Auswertalgorithmen kann die noch vorhandenen Restriktionen minimieren und es ist damit zu rechnen, dass die technologischen Entwicklungen stets weitere Fortschritte bezüglich der Sensorspezifikationen (Messbereich, Datenerfassungsrate, Speicherkapazität, Akkulaufzeit, verbessertes Driftverhalten) und damit noch umfassendere Einsatzfelder ermöglichen. Die damit verbundene Verbesserung und Erweiterung ableitbarer biomechanischer Merkmale lässt einen wesentlichen Erkenntnisgewinn für Wissenschaftler, Trainer und Athleten erwarten. Beispielfhaft soll an dieser Stelle die Möglichkeit genannt werden, das entwickelte System in Zukunft auch zur Ableitung dynamischer Merkmale zu nutzen. Aufgrund der technischen Restriktionen lag in der vorliegenden Entwicklung zunächst der Fokus auf kinematischen (primär zeitlichen) Merkmalen. In neuen Studien konnte jedoch bereits gezeigt werden, dass auch die Ableitung dynamischer

Merkmale des leichtathletischen Sprints mittels Inertialsensorik möglich ist (Gurchiek et al., 2017; Setuain et al., 2017; Setuain et al., 2016). Bisherige Erkenntnisse zu diesen Merkmalen beruhen lediglich auf der Untersuchung des Geschwindigkeits-Zeit-Verlaufs oder auf indirekt bestimmten Daten (Inverse Dynamik), bei denen die Genauigkeit der Analysen stark von der Genauigkeit der Rohdaten abhängen (Slawinski et al., 2015). Ciacci et al. (2010) merken beispielsweise an, dass für die Bestimmung des Zeitpunkts des Übergangs von Brems- zu Antriebsphase noch kein standardisiertes kinematisches Kriterium vorliegt. Durch die parallele Erfassung kinematischer und dynamischer Daten mittels eines IMS können solche Erkenntnislücken minimiert werden und zukünftig eine Vielzahl an weiteren Erkenntnissen hinsichtlich der Leistungsstruktur des Sprints ermöglichen. Die Entwicklungen für diese Anwendungsgebiete stehen jedoch am Anfang und es bedarf noch umfassenden Forschungsaktivitäten, um bei der Ableitung dynamischer Daten mit Hilfe eines IMS reliable und valide Daten zu erhalten (Morin et al., 2017). Das zugrunde liegende Plattformkonzept des hier entwickelten Systems ermöglicht außerdem eine einfache Einbindung weiterer Sensoren und unterstützt damit die Weiterentwicklung für andere sportartspezifische Anwendungsgebiete. Durch die konzipierte Hard- und Software lassen sich zukünftig neue Algorithmen einfach integrieren und für verschiedene Anwendungsfelder einsetzbar machen. Die Integration der Datenübertragung mittels Bluetooth ermöglicht eine einfache und anwenderfreundliche Nutzung von Tablets oder Smartphones und bildet die Basis für zukunftsfähige Funkmodule oder weitere Sensoren. Durch die funkbasierte Datenübertragung eröffnet das System ein breites Anwendungsspektrum, wie beispielsweise eine Datenübertragung durch die gesamte Sporthalle oder den Sportplatz. Der ebenfalls integrierte Modus zur Erfassung von Rohdaten liefert nicht nur ein speziell auf die primären Anwendungsfelder (leichtathletische Sprünge und Sprints) zugeschnittenes System, sondern stellt eine offene Plattform zur Erfassung inertialer Sensordaten in verschiedenen Kontexten dar (Ebker et al., 2016; Schmidt et al., 2018). Eine Ausweitung der Einsatzfelder (zum Beispiel in Spielsportarten oder Sprungdisziplinen der Leichtathletik) ist für zukünftige Forschungsvorhaben vorgesehen und lässt vielfältige, neuartige Erkenntnisse für die jeweilige Anwendung erhoffen.

Das entwickelte IMS ergänzt die bisher vorhandenen Systeme und leistet den angestrebten Beitrag zur Weiterentwicklung biomechanischer Messsysteme und -methoden zum Einsatz in trainings- oder wettkampfähnlichen Anwendungsfeldern des leichtathletischen Sprints. Die Anwendung des IMS im Rahmen einer trainings- und wettkampfbegleitenden Diagnostik oder zukünftiger Forschungsaktivitäten lässt die Ableitung wichtiger Erkenntnisse zur Leistungsstruktur im Leistungs- und Hochleistungsbereich der Sprintdisziplinen erwarten. Darüber hinaus eröffnet das IMS auch Möglichkeiten in leistungsdiagnostischen Anwendungsfeldern einer Vielzahl weiterer Sportarten mit hochdynamischen Bewegungen.

13 Literatur

- Abdelrahman, R. B. M., Mustafa, A. B. A., & Osman, A. A. (2015). A Comparison between IEEE 802.11a, b, g, n and ac Standards. *IOSR Journal of Computer Engineering*, 17(5), 26-29.
- Adamo, K. B., Prince, S. A., Tricco, A. C., Connor-Gorber, S., & Tremblay, M. (2009). A comparison of indirect versus direct measures for assessing physical activity in the pediatric population: A systematic review. *International Journal of Pediatric Obesity*, 4(1), 2-27.
- Adelsberger, R., & Tröster, G. (2013). *Experts lift differently: Classification of weight-lifting athletes*. Beitrag präsentiert bei 2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks (BSN).
- Ae, M., Ito, A., & Suzuki, M. (1992). The mens 100 metres. *New studies in athletics*, 7(1), 47-52.
- Ahmad, N., Ghazilla, R. A. R., & Khairi, N. M. (2013). Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications. *International Journal of Signal Processing Systems*, 1(2), 256-262.
- Ahmadi, A., Rowlands, D., & James, D. A. (2009). Towards a wearable device for skill assessment and skill acquisition of a tennis player during the first serve. *Sports Technology*, 2(3-4), 129-136.
- Alexander, J. P., Hopkinson, T. L., Wundersitz, D. W., Serpell, B. G., Mara, J. K., & Ball, N. B. (2016). Validity of a Wearable Accelerometer Device to Measure Average Acceleration Values During High-Speed Running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(11), 3007-3013.
- Ammann, R., Taube, W., & Wyss, T. (2016). Accuracy of PARTwear inertial sensor and Optojump optical measurement system for measuring ground contact time during running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(7), 2057-2063.
- Arsac, L. M., & Locatelli, E. (2002). Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *Journal of Applied Physiology*, 92(5), 1781-1788.
- Arshak, K., Lyons, G. M., Cunniffe, C., Harris, J., & Clifford, S. (2003). A review of digital data acquisition hardware and software for a portable electronic nose. *Sensor Review*, 23(4), 332-344.
- Attia, A., Dhabhi, W., Chaouachi, A., Padulo, J., Wong, D., & Chamari, K. (2016). Measurement errors when estimating the vertical jump height with flight time using photocell devices: the example of Optojump. *Biology of Sport*, 34(1), 63-70.
- Atwater, A. E. (1982). Kinematic analysis of sprinting. *Track and Field Quarterly Review*, 82(2), 12-16.
- Baca, A. (2003). Computer-Science Based Feedback Systems on Sports Performance. *International Journal of Computer Science in Sports*, 2(1), 20-30.
- Baca, A., & Kornfeind, P. (2008). A Feedback System for Coordination Training in Double Rowing (P127). In Estivalet, M. & Brisson, P. (Hrsg.), *The Engineering of Sports 7 Band 1*, (659-668). Paris: Springer.
- Bähring, H. (2010). *Anwendungsorientierte Mikroprozessoren: Mikrocontroller und Digitale Signalprozessoren*. Berlin: Springer.
- Bailey, G. P., & Harle, R. (2014). Assessment of Foot Kinematics During Steady State Running Using a Foot-mounted IMU. *Procedia Engineering*, 72(0), 32-37.
- Ballreich, R. (1969). *Weg- und Zeit-Merkmale von Sprintbewegungen: Ein Beitrag zur Bewegungslehre der Leibesübungen*. Berlin: Bartels und Wernitz.
- Ballreich, R. (1981). Analyse und Ansteuerung sportmotorischer Techniken aus trainingsmethodischer und biomechanischer Sicht. *Leistungssport*, 11(6), 513-526.
- Ballreich, R. (1983). Biomechanische Aspekte der Ansteuerung sportmotorischer Techniken. *Leistungssport*, 13(5), 33-38.
- Ballreich, R., & Baumann, W. (1996). *Grundlagen der Biomechanik des Sports*. Stuttgart: Enke.
- Balsalobre-Fernández, C., Kuzdub, M., Poveda-Ortiz, P., & Campo-Vecino, J. (2015). Validity and reliability of the push wearable device to measure movement velocity during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(7), 1968-1974.

- Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., del Campo-Vecino, J., & Bavaresco, N. (2014). The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(2), 528-533.
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*. London: Routledge.
- Baumann, W. (1976). Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. *International Series on Biomechanics*, 1B, 194-199.
- Baumann, W. (1979). Sprint start characteristics of female sprinters. In Ayalon, A. (Ed.), *Proceedings of an International Seminar in Biomechanics of Sport Games and Sport Activities*. Band 22, (80-86). Netanya Israel.
- Baumann, W., & Preiß, R. (1996). Biomechanische Messverfahren. In Ballreich, R. & Baumann, W. (Hrsg.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports: Probleme, Methoden, Modelle*. (75-102). Stuttgart: Enke.
- Baumann, W., Schwirtz, A., & Groß, V. (1986a). Biomechanik des Kurzstreckenlaufs. In Ballreich, R. & Kuhlow, A. (Hrsg.), *Biomechanik der Sportarten* Band 1, (1-15). Stuttgart: Enke.
- Baumann, W., Schwirtz, A., Groß, V., & Kollath, E. (1986b). Biomechanik des Hürdenlaufs. In Ballreich, R. & Kuhlow, A. (Hrsg.), *Biomechanik der Sportarten* (16-27). Stuttgart: Enke.
- Beanland, E., Main, L. C., Aisbett, B., Gastin, P., & Netto, K. (2014). Validation of GPS and accelerometer technology in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(2), 234-238.
- Bergamini, E., Guillon, P., Camomilla, V., Pillet, H., Skalli, W., & Cappozzo, A. (2013). Trunk inclination estimate during the sprint start using an inertial measurement unit: A validation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(5), 622-627.
- Bergamini, E., Guillon, P., Pillet, H., Camomilla, V., Skalli, W., & Cappozzo, A. (2010). The trunk orientation during sprint start estimated using a single inertial sensor. In Jensen, R., W., Ebben, E., Petushek, C., Richter & Roemer K. (Hrsg.), *Proceedings of the 28th International Society of Biomechanics in Sports*.
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1123-1126.
- Berthoin, S., Dupont, G., Mary, P., & Gerbeaux, M. (2001). Predicting sprint kinematic parameters from anaerobic field tests in physical education students. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(1), 75-80.
- Bez, R., Camerlenghi, E., Modelli, A., & Visconti, A. (2003). Introduction to flash memory. *Proceedings of the IEEE*, 91(4), 489-502.
- Bezodis, I. N., Kerwin, D. G., & Salo, A. I. (2008). Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(4), 707-715.
- Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2012). Measurement error in estimates of sprint velocity from a laser displacement measurement device. *International Journal of Sports Medicine*, 33(6), 439-444.
- Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2015). Relationships between lower-limb kinematics and block phase performance in a cross section of sprinters. *European Journal of Sport Science*, 15(2), 118-124.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (2007). Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *Journal of Biopharmaceutical Statistics*, 17(4), 571-582.
- Blank, P., Hofmann, S., Kulesa, M., & Eskofier, B. M. (2016). *miPod 2: A new hardware platform for embedded real-time processing in sports and fitness applications*. Proceedings of the 2016 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing: Adjunct, Heidelberg, Germany.
- Bobbert, M. F., & Schamhardt, H. C. (1990). Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. *Journal of Biomechanics*, 23(7), 705-710.
- Bortz, J., & Döring, N. (2016). *Forschungsmethoden und Evaluation in den Sozial- und Humanwissenschaften*. Berlin, Heidelberg: Springer.

- Bosch, F., & Klomp, R. (2005). Running Techniques. In Bosch, F. & Klomp, R. (Hrsg.), *Running: Biomechanics and exercise physiology in practice* (119-188). Churchill Livingstone: Elsevier
- Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, I., & Irwin, G. (2016). Lower limb joint kinetics in the starting blocks and first stance in athletic sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 35(16), 1629-1635.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., Messonnier, L., & Lacour, J. R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(3), 274-281.
- Brinkschulte, U., & Ungerer, T. (2010). *Mikrocontroller und Mikroprozessoren*. Berlin: Springer-Verlag.
- Brodie, M., Walmsley, A., & Page, W. (2008). Fusion motion capture: a prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing. *Sports Technology*, 1(1), 17-28.
- Brown, N., Bichler, S., & Alt, W. (2015). Detecting repetitions and time features in resistance training using triaxial accelerometry. *Sports Technology*, 8(1-2), 35-43.
- Brüggemann, G. P., Koszewski, D., & Müller, H. (1997). *Biomechanical Research Project: Athens 1997: Final report: Report on the Biomechanical Research Project at the 6th World Championships in Athletics*. Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- Buchheit, M., Gray, A., & Morin, J. B. (2015). Assessing Stride Variables and Vertical Stiffness with GPS-Embedded Accelerometers: Preliminary Insights for the Monitoring of Neuromuscular Fatigue on the Field. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(4), 698-701.
- Buchner, M. (2009). *Quantifizierung sportlicher Bewegungsabläufe: Entwicklung und Evaluation eines Diagnosemoduls für die Sportart Schwimmen*. Hamburg: Dr. Kovač.
- Bushnell, T., & Hunter, I. (2007). Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds. *Sports Biomechanics*, 6(3), 261-268.
- Buško, K., Staniak, Z., Szark-Eckardt, M., Nikolaidis, P. T., Mazur-Różycka, J., Łach, P., Michalski, R., Gajewski, J., & Górski, M. (2016). Measuring the force of punches and kicks among combat sport athletes using a modified punching bag with an embedded accelerometer. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(1), 47-54.
- Bussmann, J. B., Hartgerink, I., van der Woude, L. H., & Stam, H. J. (2000). Measuring physical strain during ambulation with accelerometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(8), 1462-1471.
- Castagna, C., Ganzetti, M., Ditroilo, M., Giovannelli, M., Rocchetti, A., & Manzi, V. (2013). Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 761-768.
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The use of wearable microsensors to quantify sport-specific movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065-1081.
- Chardonens, J., Favre, J., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2014). Measurement of the dynamics in ski jumping using a wearable inertial sensor-based system. *Journal of Sports Sciences*, 32(6), 591-600.
- Chardonens, J., Favre, J., Gremion, G., & Aminian, K. (2010). *Knee Joint Kinematics Measurement in Alpine Skiing Based on Inertial Sensors*. Proceedings of the 5th International Congress on Science and Skiing, St. Christoph, Austria, 14–19 October 2010.
- Chardonens, J., Favre, J., Le Callennec, B., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2012). Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 53-61.
- Charlton, P. C., Kenneally-Dabrowski, C., Sheppard, J., & Spratford, W. (2017). A simple method for quantifying jump loads in volleyball athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(3), 241-245.
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: Relationship with sprint running performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(2), 326-333.
- Chen, S., & Liu, Y. (2014). Electrochemistry at nanometer-sized electrodes. *Physical Chemistry Chemical Physics*, 16(2), 635-652.

- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2), 197-211.
- Ciacchi, S., Di Michele, R., & Merni, F. (2010). Kinematic analysis of the braking and propulsion phases during the support time in sprint running. *Gait & Posture*, 31(2), 209-212.
- Ciacchi, S., Merni, F., Bartolomei, S., & Di Michele, R. (2016). Sprint start kinematics during competition in elite and world-class male and female sprinters. *Journal of Sports Sciences*, 35(13), 1270-1278.
- Coh, M. (2002). Kinematische und dynamische Analyse der Technik der Hürdenüberquerung. *Leistungssport*, 32(4), 43-46.
- Coh, M. (2003). Biomechanical analysis of Colin Jackson's hurdle clearance technique. *New Studies in Athletics*, 18(1), 37-45.
- Coh, M., & Dolenc, A. (1996). Three-dimensional kinematic analysis of the hurdles technique used by Brigita Bukovec. *New Studies in Athletics*, 11(1), 63-70.
- Coh, M., & Tomazin, K. (2005). Biomechanical characteristics of female sprinters during the acceleration phase and maximum speed phase. *Modern athlete and coach*, 43(4), 3-9.
- Coh, M., Tomažin, K., & Štuhec, S. (2006). The biomechanical model of the sprint start and block acceleration. *Facta universitatis-series: Physical Education and Sport*, 4(2), 103-114.
- Collet, C. (1999). Strategic aspects of reaction time in world-class sprinters. *Perceptual and Motor Skills*, 88(1), 65-75.
- Collier, C. (2002). Foundational concepts of sprinting: Spatial and movement perspectives. *Track Coach*, 159, 5071-5077.
- Colloud, F., Domalain, M., & Monnet, T. (2015). Bend sprinting at different radii of an outdoor athletics track. In Churchill, H., Trewartha, G. & Salo, A. (Hrsg.), *Proceedings of the XXXIIIrd International Conference of Biomechanics in Sports* (840-843). Poitiers France.
- Connaghan, D., Kelly, P., O'Connor, N. E., Gaffney, M., Walsh, M., & O'Mathuna, C. (2011). *Multi-sensor classification of tennis strokes*. Beitrag präsentiert bei Sensors, 2011 IEEE.
- Cowie, J. I., Flint, J. A., & Harland, A. R. (2008). Wireless Impact of Measurement for Martial Arts. *The Engineering of Sport 7 - Vol. 1*, 231-237.
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2012). Front-crawl instantaneous velocity estimation using a wearable inertial measurement unit. *Sensors*, 12(10), 12927-12939.
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., Seifert, L., Komar, J., & Aminian, K. (2013). Automatic front-crawl temporal phase detection using adaptive filtering of inertial signals. *Journal of Sports Sciences*, 31(11), 1251-1260.
- Daley, M. A., Felix, G., & Biewener, A. A. (2007). Running stability is enhanced by a proximo-distal gradient in joint neuromechanical control. *Journal of Experimental Biology*, 210(3), 383-394.
- Daug, R. (1988). Zur Optimierung des Techniktrainings durch Feedback-Technologien. In Mechling, H. & Carl, K. (Hrsg.), *Theorie und Praxis des Techniktrainings* (124-140). Köln: Sport und Buch Strauss.
- Daug, R., & Igel, C. (2000). *Evaluation sportmotorischen Messplatztrainings im Spitzensport*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- Davey, N., Anderson, M., & James, D. A. (2008). Validation trial of an accelerometer-based sensor platform for swimming. *Sports Technology*, 1(4-5), 202-207.
- de Bruin, E. D., Hartmann, A., Übelhart, D., Murer, K., & Zijlstra, W. (2008). Wearable systems for monitoring mobility-related activities in older people: A systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 22, 878-895.
- Delecluse, C., van Coppenolle, H., Diels, R., & Goris, M. (1992). A model for the scientific preparation of high level sprinters. *New Studies in Athletics*, 7(4), 57-64.
- Dellaserra, C. L., Gao, Y., & Ransdell, L. (2014). Use of integrated technology in team sports: A review of opportunities, challenges, and future directions for athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(2), 556-573.

- Derlien, S., Böhme, B., Leistritz, L., & Smolenski, U. C. (2010). Validitätsuntersuchung zum neuen, innovativen Ganganalysesystem RehaWatch von Hasomed. *Manuelle Medizin*, 48(4), 254-259.
- di Prampero, P. E., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J. B., Belli, A., & Antonutto, G. (2005). Sprint running: A new energetic approach. *Journal of Experimental Biology*, 208(14), 2809-2816.
- Diaz, E. M., Heirich, O., Khider, M., & Robertson, P. (2013, 28-31 Oct. 2013). *Optimal sampling frequency and bias error modeling for foot-mounted IMUs*. Beitrag präsentiert bei 2013 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN).
- DLV. (2016a, 25.04.2017). DLV-Bestenliste 2016 Frauen, Freiluft, Zugriff unter: https://www.leichtathletik.de/fileadmin/user_upload/04_Ergebnisse/DLV-Bestenlisten/Bestenlisten/2016/Frauen-2016.pdf
- DLV. (2016b, 25.04.2017). DLV - Bestenliste 2016 Männer, Freiluft, Zugriff unter: https://www.leichtathletik.de/fileadmin/user_upload/04_Ergebnisse/DLV-Bestenlisten/Bestenlisten/2016/Maenner-2016.pdf
- Dobbs, C. W., Gill, N. D., Smart, D. J., & McGuigan, M. R. (2015). Relationship between vertical and horizontal jump variables and muscular performance in athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(3), 661-671.
- Doherty, K. (2007). *Track & field omnibook*. Mountain View, California: Tafnews Press.
- Dounis, A. I., & Caraiscos, C. (2009). Advanced control systems engineering for energy and comfort management in a building environment - A review. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 13(6), 1246-1261.
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603-621.
- Ebker, G., Schmidt, M., & Jaitner, T. (2016). *Erfassung der Sprunghöhe beim Volleyball-Angriffsschlag unter Feldbedingungen*. Beitrag präsentiert bei 11. Symposium der dvs-Sektion Sportinformatik, Magdeburg.
- Edgington, E. (1995). *Randomization Tests, Fourth Edition*. Boca Raton: Taylor & Francis.
- Eigler, H. (2000). *Mikrosensorik und Mikroelektronik: Vom physikalischen Effekt zur Grundstruktur und zum Mikrosystem; mit 32 Tabellen*. Renningen: Expert.
- Eikenberry, A., McAuliffe, J., Welsh, T., Zerpa, C., McPherson, M., & Newhouse, I. (2008). Starting with the "right" foot minimizes sprint start time. *Acta Psychologica*, 127(2), 495-500.
- Elbel, T. (1996). *Mikrosensorik: Eine Einführung in Technologie und physikalische Wirkprinzipien von Mikrosensoren*. Braunschweig, Wiesbaden: Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH.
- Emery, J., Driscoll, H. F., Barnes, A., & James, D. M. (2016). A Method for Characterizing High Acceleration Movements in Small-sided Football. *Procedia Engineering*, 147, 718-723.
- Eskofier, B., Oleson, M., DiBenedetto, C., & Hornegger, J. (2009). Embedded surface classification in digital sports. *Pattern Recognition Letters*, 30(16), 1448-1456.
- Espinosa, H. G., Lee, J., & James, D. A. (2015). The inertial sensor: a base platform for wider adoption in sports science applications. *Journal of Fitness Research*, 4(1), 13-20.
- Farfel, W. S. (1977). *Bewegungssteuerung im Sport*. Berlin: Sportverlag.
- Ferrarini, L., Lastra, J. L. M., Martel, A., Valentini, A., & Vyatkin, V. (2008). Embedded systems design in intelligent industrial automation. *EURASIP Journal on Embedded Systems*, 2008, 3.
- Fischer, C., Sukumar, P. T., & Hazas, M. (2013). Tutorial: Implementing a Pedestrian Tracker Using Inertial Sensors. *Pervasive Computing, IEEE*, 12(2), 17-27.
- Fleming, P., Young, C., Dixon, S., & Carré, M. (2010). Athlete and coach perceptions of technology needs for evaluating running performance. *Sports Engineering*, 13(1), 1-18.
- Fong, D. T. P., & Chan, Y.-Y. (2010). The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review. *Sensors*, 10(12), 11556-11565.
- Foxlin, E. (2005). Pedestrian tracking with shoe-mounted inertial sensors. *Computer Graphics and Applications, IEEE*, 25(6), 38-46.
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., & Burkett, B. (2009a). Quantifying freestyle kick-count and kick-rate patterns in Paralympic swimming. *Journal of Sports Science*, 27(13), 1455-1461.

- Fulton, S. K., Pyne, D. B., & Burkett, B. (2009b). Validity and reliability of kick count and rate in freestyle using inertial sensor technology. *Journal of Sports Science*, 27(10), 1051-1058.
- Gabbett, T., Jenkins, D., & Abernethy, B. (2010). Physical collisions and injury during professional rugby league skills training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 578-583.
- Gageler, H. W., Wearing, S. C., & James, D. A. (2015). Automatic jump detection method for athlete monitoring and performance in volleyball. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 15(1), 284-296.
- Gajer, B., Hanon, C., & Thepaut-Mathieu, C. (2007). Velocity and stride parameters in the 400 metres. *New Studies in Athletics*, 22(3), 39.
- Gajer, B., Thepaut-Mathieu, C., & Lehenaff, D. (1999). Evolution of stride and amplitude during course of the 100 m event in athletics. *New Studies in Athletics*, 14(1), 43-50.
- Gambetta, V. (1991). Essential considerations for the development of a teaching model for the 100 metres sprint. *New Studies in Athletics*, 6(2), 27-32.
- Ganter, N., Krüger, A., Gohla, M., Witte, K., & Edelmann-Nusser, J. (2010). *Applicability of a full body inertial measurement system for kinematic analysis of the discus throw*. Beitrag präsentiert bei 28 International Conference on Biomechanics in Sports (2010), Michigan.
- García-Durán, R., Fernández, F., & Borrajo, D. (2012). A prototype-based method for classification with time constraints: A case study on automated planning. *Pattern Analysis and Applications*, 15(3), 261-277.
- Gasser, M. (2014). Motion Estimation Using Inertial Sensor Technology with Applications to Sporting Exercises. *New Studies in Athletics*, 29(3), 15-24.
- Gastin, P. B., McLean, O., Spittle, M., & Breed, R. V. (2013). Quantification of tackling demands in professional Australian football using integrated wearable athlete tracking technology. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(6), 589-593.
- Gastin, P. B., Mclean, O. C., Breed, R. V., & Spittle, M. (2014). Tackle and impact detection in elite Australian football using wearable microsensor technology. *Journal of Sports Science*, 32(10), 947-953.
- Gebruers, N., Vanroy, C., Truijien, S., Engelborghs, S., & De Deyn, P. P. (2010). Monitoring of physical activity after stroke: A systematic review of accelerometry-based measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(2), 288-297.
- Gehrke, W., Winzker, M., Urbanski, K., & Woitowitz, R. (2016). *Digitaltechnik*. Wiesbaden: Springer.
- Ghasemzadeh, H., & Jafari, R. (2011). Coordination analysis of human movements with body sensor networks: A signal processing model to evaluate baseball swings. *IEEE Sensors Journal*, 11(3), 603-610.
- Ghasemzadeh, H., Loseu, V., & Jafari, R. (2009). Wearable coach for sport training: A quantitative model to evaluate wrist-rotation in golf. *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, 1(2), 173-184.
- Ghasemzadeh, H., Ostadabbas, S., Guenterberg, E., & Pantelopoulos, A. (2013). Wireless medical-embedded systems: A review of signal-processing techniques for classification. *IEEE Sensors Journal*, 13(2), 423-437.
- Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K., & Morin, J. B. (2016). Reliability and validity of the Myotest® for measuring running stride kinematics. *Journal of Sports Sciences*, 34(7), 664-670.
- Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A. (2011). Validity and Reliability of Optojump Photoelectric Cells for Estimating Vertical Jump Height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 556-560.
- Glick, M. (2015). *MEMS in der Mikrosystemtechnik: Aufbau, Wirkprinzipien, Herstellung und Praxiseinsatz mikroelektromechanischer Schaltungen und Sensorsysteme*. Berlin: Springer.
- Graubner, R., & Nixdorf, E. (2011). Biomechanical Analysis of the Sprint and Hurdles Events at the 2009 IAAF World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics - IAAF*, 26(1-2), 19-53.
- Grewal, M. S., Weill, L. R., & Andrews, A. P. (2007). *Global Positioning Systems, Inertial Navigation and Integration. Second Edition*. New Jersey: John Wiley & Sons.

- Gundlach, H. (1963). Laufgeschwindigkeit und Schrittgestaltung im 100-m-Lauf. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 12, 254-262.
- Gurchiek, R. D., McGinnis, R. S., Needle, A. R., McBride, J. M., & van Werkhoven, H. (2017). The use of a single inertial sensor to estimate 3-dimensional ground reaction force during accelerative running tasks. *Journal of Biomechanics*, 61, 263-268.
- Hamm, F. O., Hartz, K., G., M., Schneider, K., Wachtel, D., & Razen, R. (2016). *Internationale Wettkampfregele DLV Ausgabe 2016-2017*. Kaiserslautern: KD Medienpark Faber.
- Hanlon, M., & Anderson, R. (2009). Real-time gait event detection using wearable sensors. *Gait & Posture*, 30(4), 523-527.
- Hanon, C., & Gajer, B. (2009). Velocity and stride parameters of world-class 400-meter athletes compared with less experienced runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 524-531.
- Harding, J. W., Mackintosh, C. G., Hahn, A. G., & James, D. A. (2009). Classification of aerial acrobatics in elite half-pipe snowboarding using body mounted inertial sensors (P237). *The Engineering of Sport 7 - Vol. 2*, 447-456.
- Harksen, R., & Kühne, W. (2017). Die schnellsten Hürdensprinterinnen im Technik-Check. *Leichtathletiktraining*, 28(1), 4-10.
- Harland, M. J., & Steele, J. R. (1997). Biomechanics of the sprint start. *Sports Medicine*, 23(1), 11-20.
- Harle, R. (2013). A Survey of Indoor Inertial Positioning Systems for Pedestrians. *Communications Surveys & Tutorials, IEEE*, 15(3), 1281-1293.
- Harrison, A. J., Jensen, R., & Donoghue, O. (2005). A comparison of laser and video techniques for determining displacement and velocity during running. *Measurement in physical education and exercise science*, 9(4), 219-231.
- Hatze, H. (1992). The effectiveness of grip bands in reducing racquet vibration transfer and slipping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(2), 226-230.
- Haugen, T., & Buchheit, M. (2016). Sprint Running Performance Monitoring: Methodological and Practical Considerations. *Sports Medicine*, 46(5), 641-656.
- Haugen, T. A., Tønnessen, E., Svendsen, I. S., & Seiler, S. (2014). Sprint time differences between single-and dual-beam timing systems. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(8), 2376-2379.
- Hay, J. G. (1993). *The biomechanics of Sports Techniques*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall.
- Hay, L., & Schoebel, P. (1990). Spatio-temporal invariants in hurdle racing patterns. *Human Movement Science*, 9(1), 37-54.
- Healy, R., Howard, R. M., Kenny, I. C., & Harrison, A. J. (2014). *A comparison of methods to examine double and single leg drop jump performance*. Beitrag präsentiert bei 32 International Conference of Biomechanics in Sports, Johnson City.
- Healy, R., Kenny, I. C., & Harrison, A. J. (2015). *Estimating step parameters using photoelectric cells*. Beitrag präsentiert bei 33 International Conference of Biomechanics in Sports, Poitiers.
- Helmick, K. (2003). Biomechanical analysis of sprint start positioning. *Track Coach*, 163(3), 5209-5214.
- Helten, T., Brock, H., Müller, M., & Seidel, H. P. (2011). Classification of trampoline jumps using inertial sensors. *Sports Engineering*, 14(2-4), 155-164.
- Hennessy, L., & Kilty, J. (2001). Relationship of the stretch-shortening cycle to sprint performance in trained female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(3), 326-331.
- Hennig, E. M., & Milani, T. L. (1995). Die Auswirkung der Haltekraft am Tennisschläger auf Ballgeschwindigkeit und Vibrationsbelastung des Unterarms. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 46(3), 169-173.
- Hennig, E. M., Rosenbaum, D., & Milani, T. L. (1992). Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(10), 1134-1140.
- Henry, F. M. (1954). Time-Velocity Equations and Oxygen Requirements of "All-Out" and "Steady-Pace" Running. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 25(2), 164-177.

- Herren, R., Sparti, A., Aminian, K., & Schutz, Y. (1999). The prediction of speed and incline in outdoor running in humans using accelerometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7), 1053-1059.
- Herrmann, V., Kremer, T., Seeger, A., & Willwacher, S. (2015). Auf die Plätze, fertig - und dann? *Leichtathletiktraining*, 26(1), 4-9.
- Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 136-141.
- Hill, A. V. (1927). *Muscular movement in man : The factors governing speed and recovery from fatigue*. New York: McGraw-Hill Book Company.
- Hobara, H., Inoue, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Muraoka, T., Iso, S., & Kanosue, K. (2010). Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2), 256-261.
- Höher, P.-A. (2011). *Grundlagen der digitalen Informationsübertragung. Von der Theorie zu Mobilfunkanwendung*. Wiesbaden: Springer.
- Hohmann, A., Dierks, B., Lühenschloss, D., Seidel, I., Daum, M., Griebisch, A., & Wichmann, E. (2001). *Schnelligkeit im Nachwuchssport*. Magdeburg: IFS.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2010). Leistungsdiagnostik. In Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (Hrsg.), *Einführung in die Trainingswissenschaft Band 5*, (146-159). Wiebelsheim: Limpert.
- Holmberg, S., Perebikovskiy, A., Kulinsky, L., & Madou, M. (2014). 3-D Micro and Nano Technologies for Improvements in Electrochemical Power Devices. *Micromachines*, 5(2), 171-203.
- Honkanen, M., Lappeteläinen, A., & Kivekas, K. (2004, 19-22 Sept. 2004). *Low end extension for Bluetooth*. Beitrag präsentiert bei 2004 IEEE Radio and Wireless Conference.
- Hoster, M. (1981). Weg-, Zeit- und Kraft-Parameter als Einflussgrößen beim Sprintstart in der Leichtathletik. *Leistungssport*, 11(2), 110-117.
- Houel, N., Faury, A., & Seyfried, D. (2010). Accuracy and reliability of the Memsens system to evaluate a squat jump. *Procedia Engineering*, 2(2), 3473-3474.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004a). Interaction of step length and step rate during sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(2), 261-271.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004b). Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1439-1446.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 31-43.
- IAAF. (2016, 03.05.2017). The XXXI Olympic Games, Zugriff unter: <https://www.iaaf.org/results/olympic-games/2016/the-xxxi-olympic-games-5771>
- Ikai, M. (1967). *Dynamics of sprint running with respect to the speed curve*. Beitrag präsentiert bei Internationales Seminar über Biomechanik, Zürich.
- InvenSenseInc. (2013). MPU-9150 Product Specification Revision 4.3.
- Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641-659.
- Iskra, J., & Coh, M. (2011). Biomechanical studies on running the 400 m hurdle. *Human Movement*, 12(4), 315 - 323.
- Ito, A., Ishikawa, M., Isolehto, J., & Komi, P. V. (2006). Changes in the step width, step length, and step frequency of the world's top sprinters during the 100 metres. *New Studies in Athletics*, 21(3), 35.
- Jackson, A. S., & Cooper, J. M. (1970). Effect of hand spacing and rear knee angle on the sprinter's start. *Research Quarterly* 41(3), 378-382.
- Jain, A., & Nikovski, D. (2008). Incremental exemplar learning schemes for classification on embedded devices. *Machine Learning*, 72(3), 189-203.
- Jaitner, T., & Gawin, W. (2010). A mobile measure device for the analysis of highly dynamic movement techniques. *Procedia Engineering*, 2(2), 3005-3010.
- Jaitner, T., Schmidt, M., Jürjens, J. E., Nolte, K., Rheinländer, C., & Wille, S. (2016). Entwicklung und Evaluation eines mobilen Messsystems zum Online-Monitoring von Leistungsparametern hochdynamischer Sprint- und Sprungbewegungen (SpoSeNs). Abschlussbericht zum Forschungsprojekt.: Technische Universität Dortmund.

- Jaitner, T., Schmidt, M., Nolte, K., Rheinländer, C., Wille, S., & Wehn, N. (2015). Vertical jump diagnosis for multiple athletes using a wearable inertial sensor unit. *Sports Technology*, 8(1-2), 51-57.
- Jaitner, T., Wehn, N., & Wille, S. (2011). *A flexible and easy-to-use wireless sensor network for online monitoring of physiological and biomechanical data of multiple athletes - exemplarily applied in indoor cycling*. Beitrag präsentiert bei 16th Annual Congress of the European College of Sports Science, Liverpool.
- James, A. (2006). The Application of Inertial Sensors in Elite Sports Monitoring. In Moritz, E., F. & Haake, S. (Hrsg.), *The Engineering of Sports 6 Band 3*, (289-295). New York: Springer.
- James, D. A., Leadbetter, R. I., Neeli, M. R., Burkett, B. J., Thiel, D. V., & Lee, J. B. (2011). An integrated swimming monitoring system for the biomechanical analysis of swimming strokes. *Sports Technology*, 4(3-4), 141-150.
- Jensen, U., Kugler, P., Ring, M., & Eskofier, B. M. (2016). Approaching the accuracy–cost conflict in embedded classification system design. *Pattern Analysis and Applications*, 19(3), 839-855.
- Jensen, U., Prade, F., & Eskofier, B. M. (2013). *Classification of kinematic swimming data with emphasis on resource consumption*. Beitrag präsentiert bei Body Sensor Networks (BSN), 2013 IEEE International Conference on.
- Jensen, U., Schmidt, M., Hennig, M., Dassler, F. A., Jaitner, T., & Eskofier, B. M. (2015). An IMU-based mobile system for golf putt analysis. *Sports Engineering*, 18(2), 123-133.
- Jiang, H., & Hallstrom, J. O. (2013). Fast, Accurate Event Classification on Resource-Less Embedded Sensors. *ACM Transactions on Autonomous and Adaptive Systems*, 8(2), 65-80.
- Jones, R., Bezodis, I., & Thompson, A. (2009). Coaching sprinting: Expert coaches' perception of race phases and technical constructs. *International Journal of Sports Science and Coaching*, 4(3), 385-396.
- Kale, M., Asçi, A., Bayrak, C., & Açıkada, C. (2009). Relationships Among Jumping Performances and Sprint Parameters During Maximum Speed Phase in Sprinters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2272-2279.
- Kampmiller, T., Slamka, M., & Vanderka, M. (1999). Comparative biomechanical analysis of 110m hurdles of Igor Kováč and Peter Nedelický. *Kinesiologia Slovenica*, 26-30.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*, 28(1), 1-15.
- Kelly, D., Coughlan, G. F., Green, B. S., & Caulfield, B. (2012). Automatic detection of collisions in elite level rugby union using a wearable sensing device. *Sports Engineering*, 15(2), 81-92.
- Kelly, S. J., Murphy, A. J., Watsford, M. L., Austin, D., & Rennie, M. (2015). Reliability and validity of sports accelerometers during static and dynamic testing. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 106-111.
- Kim, M., & Lee, D. (2017). Development of an IMU-based foot-ground contact detection (FGCD) algorithm. *Ergonomics*, 60(3), 384-403.
- Kimpara, H., Nakahira, Y., Iwamoto, M., Rowson, S., & Duma, S. (2011). Head injury prediction methods based on 6 degree of freedom head acceleration measurements during impact. *International Journal of Automotive Engineering*, 2(2), 13-19.
- King, K., Perkins, N. C., Churchill, H., McGinnis, R., Doss, R., & Hickland, R. (2011). Bowling ball dynamics revealed by miniature wireless MEMS inertial measurement unit. *Sports Engineering*, 13(2), 95-104.
- Koda, H., Sagawa, K., Kuroshima, K., Tsukamoto, T., Urita, K., & Ishibashi, Y. (2010). 3D measurement of forearm and upper arm during throwing motion using body mounted sensor. *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, 4(1), 167-178.
- Korthauer, R., & Pettinger, K. H. (2013). *Handbuch Lithium-Ionen-Batterien*. Berlin: Springer.
- Kremer, T., & Kunst, U. (2015). Durch Teamarbeit zur Weltklasse. *Leichtathletiktraining*, 26(9,10), 40-45.
- Krug, J., & Minow, H. J. (2004). *Messplatztraining : 5. gemeinsames Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft ; Universität*

- Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, 19. bis 21. September 2002 (1. Aufl. ed.). Sankt Augustin: Academia Verlag.
- Krüger, A., & Edelmann-Nusser, J. (2009). Biomechanical analysis in freestyle snowboarding: application of a full-body inertial measurement system and a bilateral insole measurement system. *Sports Technology*, 2(1-2), 17-23.
- Kurzweil, P., & Dietlmeier, O. K. (2015). *Elektrochemische Speicher: Superkondensatoren, Batterien, Elektrolyse-Wasserstoff, Rechtliche Grundlagen*. Wiesbaden: Springer Vieweg.
- Lawrence, C., & Pines, D. J. (1997). Characterization of Ring Laser Gyro Performance Using the Allan Variance Method. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 20(1), 211-214.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2), 212-225.
- Lee, J. B., Mellifont, R. B., & Burkett, B. J. (2009). The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2), 270-273.
- Lee, J. S., Su, Y. W., & Shen, C. C. (2007, 5-8 Nov. 2007). *A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi*. Beitrag präsentiert bei IECON 2007 - 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society.
- Lee, Y. S., Ho, C. S., Shih, Y., Chang, S. Y., Róbert, F. J., & Shiang, T. Y. (2015). Assessment of walking, running, and jumping movement features by using the inertial measurement unit. *Gait & Posture*, 41(4), 877-881.
- Letzelter, H., & Letzelter, M. (1982). Die Struktur sportlicher Leistungen als Gegenstand der Leistungsdiagnostik in der Trainingswissenschaft. *Leistungssport*, 12(5), 351-361.
- Li, X., Zhou, J., Li, N., & Wang, J. (2011). Comparative biomechanics analysis of hurdle clearance techniques. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11(Suppl. 2), 307-309.
- Li, Y., & Jack Wang, J. (2014). A Pedestrian Navigation System Based on Low Cost IMU. *Journal of Navigation*, 67(6), 929-949.
- Liebermann, D. G., Katz, L., Hughes, M. D., Bartlett, R. M., McClements, J., & Franks, I. M. (2002). Advances in the application of information technology to sport performance. *Journal of Sports Sciences*, 20(10), 755-769.
- Liu, K., Zhang, W., Chen, W., Li, K., Dai, F., Cui, F., Wu, X., Ma, G., & Xiao, Q. (2009). The development of micro-gyroscope technology. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 19(11), 113001.
- Lobontiu, N., & Garcia, E. (2004). *Mechanics of microelectromechanical systems*. New York: Springer Science & Business Media.
- Loturco, I., Pereira, L. A., Cal Abad, C. C., D'Angelo, R. A., Fernandes, V., Kitamura, K., Kobal, R., & Nakamura, F. Y. (2015). Vertical and Horizontal Jump Tests Are Strongly Associated With Competitive Performance in 100-m Dash Events. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(7), 1966-1971.
- Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1978). Mechanical factors influencing running speed. In Asmussen, E. & Jorgensen, K. (Hrsg.), *Biomechanics VI-B Band 2*, (23-29). Baltimore: Baltimore University Park Press.
- MacDonald, K., Bahr, R., Baltich, J., Whittaker, J. L., & Meeuwisse, W. H. (2017). Validation of an inertial measurement unit for the measurement of jump count and height. *Physical Therapy in Sport*, 25, 15-19.
- Maćkała, K. (2007). Optimisation of performance through kinematic analysis of the different phases of the 100 metres. *New Studies in Athletics*, 22(2), 7.
- Maćkała, K., Fostiak, M., & Kowalski, K. (2015). Selected Determinants of Acceleration in the 100m Sprint. *Journal of Human Kinetics*, 45(1), 135-148.
- Magill, R. A. (1998). *Motor learning : concepts and applications* (5th ed.). Boston, Mass.: McGraw-Hill.
- Majumdar, A. S., & Robergs, R. A. (2011). The Science of Speed: Determinants of Performance in the 100 m Sprint. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 6(3), 479-493.
- Maluf, N., & Williams, K. (2004). *Introduction to microelectromechanical systems engineering. 2nd Edition*. Boston, London: Artech House.

- Mann, R., & Herman, J. (1985). Kinematic Analysis of Olympic Hurdle Performance: Women's 100 Meters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(2), 163-173.
- Mann, R., & Murphy, A. (2015). *The mechanics of Sprinting and Hurdling*. CreateSpace: Independent Publishing Platform.
- Mansour, K. B., Rezzoug, N., & Gorce, P. (2015). Analysis of several methods and inertial sensors locations to assess gait parameters in able-bodied subjects. *Gait & Posture*, 42(4), 409-414.
- Manzer, S., Mattes, K., & Holländer, K. (2016). Kinematic analysis of sprinting pickup acceleration versus maximum sprinting speed. *Journal of Biology of Exercise*, 12(2), 55-67.
- Mariani, B., Hoskovec, C., Rochat, S., Bula, C., Penders, J., & Aminian, K. (2010). 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2999-3006.
- Marsland, F., Lyons, K., Anson, J., Waddington, G., Macintosh, C., & Chapman, D. (2012). Identification of Cross-Country Skiing Movement Patterns Using Micro-Sensors. *Sensors*, 12(4), 5047-5066.
- Marwedel, P. (2006). *Embedded system design: Embedded systems foundations of cyber-physical systems*. Berlin: Springer Verlag.
- Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), 1-20.
- Mattes, K., Schaffert, N., Habermann, N., & Mühlbach, T. (2014). A longitudinal study of kinematic stride characteristics in maximal sprint running. *Journal of Human Sport and Exercise*, 9(3), 686-699.
- McDonald, C., & Dapena, J. (1991). Linear kinematics of the men's 110-m and women's 100-m hurdles races. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(12), 1382-1391.
- McLean, B. (1994). The biomechanics of hurdling: Force plate analysis to assess hurdling technique. *New Studies in Athletics*, 9(4), 55-58.
- McNamara, D. J., Gabbett, T. J., Chapman, P., Naughton, G., & Farhart, P. (2015). The validity of microsensors to automatically detect bowling events and counts in cricket fast bowlers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 71-75.
- Mendoza, L., & Schöllhorn, W. (1993). Training of the sprint start technique with biomechanical feedback. *Journal of Sports Sciences*, 11(1), 25-29.
- Mero, A. (1985). Relationships between the muscle fiber characteristics, sprinting and jumping of sprinters. *Biology of Sport*, 2(3), 155-161.
- Mero, A. (1988). Force-Time Characteristics and Running Velocity of Male Sprinters during the Acceleration Phase of Sprinting. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59(2), 94-98.
- Mero, A., & Komi, P. (1985). Effects of Supramaximal Velocity on Biomechanical Variables in Sprinting. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(3), 240-252.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1986). Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55(5), 553-561.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1987). Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 19(3), 266-274.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1990). Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(1), 73-80.
- Mero, A., Komi, P. V., & Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.
- Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyrolainen, H., & Komi, P. V. (2006). Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. *Journal of Sports Sciences*, 24(2), 165-173.
- Mero, A., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1982). Zum Einfluss von Kontaktphasenmerkmalen auf die Schrittfrequenz beim Maximalsprint. *Leistungssport*, 12(4), 308-313.
- Mero, A., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1983). A biomechanical study of the sprint start. *Scandinavian Journal of Sports Science*, 5(1), 20-28.

- Mero, A., & Peltola, E. (1989). Neural activation in fatigued and non-fatigued conditions of short and long sprint running. *Biology of Sport*, 6(1), 43-58.
- Mescheder, U. (2013). *Mikrosystemtechnik: Konzepte und Anwendungen*. Berlin: Springer.
- Meyers, R. W., Oliver, J. L., Hughes, M. G., Lloyd, R. S., & Cronin, J. B. (2017). New Insights Into the Development of Maximal Sprint Speed in Male Youth. *Strength & Conditioning Journal*, 39(2), 2-10.
- Miguel, P. J. P., & Reis, V. M. M. (2004). Speed strength endurance and 400m performance. *New Studies in Athletics - IAAF*, 19(4), 39-45.
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323-328.
- Monnet, T., Decatoire, A., & Lacouture, P. (2014). Comparison of algorithms to determine jump height and flight time from body mounted accelerometers. *Sports Engineering*, 17(4), 249-259.
- Mooney, R., Corley, G., Godfrey, A., Quinlan, L. R., & ÓLaighin, G. (2015). Inertial Sensor Technology for Elite Swimming Performance Analysis: A Systematic Review. *Sensors*, 16(1), 18.
- Moravec, P., Ruzicka, J., Susanka, P., Dostal, E., Kodejs, M., & Nosek, M. (1988). The 1987 International Athletic Foundation/IAAF scientific project report: time analysis of the 100 metres events at the II world championships in athletics. *New Studies in Athletics*, 3(3), 61-96.
- Morin, J. B., & Belli, A. (2003). Facteurs mécaniques de la performance en sprint sur 100 m chez des athlètes entraînés. Mechanical factors of 100 m sprint performance in trained athletes. *Science & Sports*, 18(2003), 161-163.
- Morin, J. B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J. R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921-3930.
- Morin, J. B., Brughelli, M., Brown, S. R., Cross, M. R., & Samozino, P. (2017). Letter to the Editor regarding <<Sprint mechanics return to competition follow-up after hamstring injury on a professional soccer player: A case study with an inertial sensor unit based methodological approach>> by I. Setuain, P. Lecumberri, and M. Izquierdo. *Journal of Biomechanics*, Epub ahead of print.
- Morin, J. B., Slawinski, J., Dorel, S., Saez-de-Villareal, E., Couturier, A., Samozino, P., Brughelli, M., & Rabita, G. (2015). Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3149-3154.
- Morton, R. H. (1985). Mathematical representation of the velocity curve of sprint running. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 10(4), 166-170.
- Müller, H., & Hommel, H. (1997). Biomechanical Research Project at the 6th World Championships in Athletics, Athens 1997: Preliminary Report. *New Studies in Athletics*, 12, 43-74.
- Navet, N., & Simonot-Lion, F. (2009). *Automotive embedded systems handbook*. Boca Raton: CRC press.
- Newton, R. U., & Kraemer, W. J. (1994). Developing Explosive Muscular Power: Implications for a Mixed Methods Training Strategy. *Strength & Conditioning Journal*, 16(5), 20-31.
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187-201.
- Niemann, H. (2013). *Pattern analysis and understanding*. Berlin, Heidelberg: Springer Science & Business Media.
- Nigg, B., & Neukomm, P. A. (1973). Erschütterungsmessungen beim Skifahren. *Medizinische Welt*, 11, 1883-1885.
- Nigg, B., & Neukomm, P. A. (1975). Erschütterungsmessungen beim Skifahren, Kunstturnen, Gehen und Laufen (Impact accelerations in alpine skiing, gymnastics, walking and running). *Medizinische Welt*, 26, 765-770.
- Nigg, B., & Spirig, J. (1976). Erschütterungsmessungen beim Kunstturnen. *Leistungssport*, 6(2), 91-96.
- Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(1), 98-105.

- Norris, M., Kenny, I. C., Healy, R., & Anderson, R. (2016). Possibilities for Real-time DFA Based Injury Detection and Skill Level Differentiation. *Procedia Engineering*, 147, 700-705.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Nummela, A., Keranen, T., & Mikkelsen, L. O. (2007). Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine*, 28(8), 655-661.
- Nummela, A., Rusko, H., & Mero, A. (1994). EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(5), 605-609.
- Nummela, A., Stray-Gundersen, J., & Rusko, H. (1996). Effects of Fatigue on Stride Characteristics During a Short-Term Maximal Run. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(2), 151-160.
- O'Reilly, M., Whelan, D., Chaniadidis, C., Friel, N., Delahunt, E., Ward, T., & Caulfield, B. (2015). *Evaluating squat performance with a single inertial measurement unit*. Beitrag präsentiert bei Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2015 IEEE 12th International Conference on.
- Ohta, K., Umegaki, K., Murofushi, K., Komine, A., & Miyaji, C. (2009). Dynamics-based Force Sensor Using Accelerometers-application of Hammer Throw Training. *The Engineering of Sport*, 7, 207-213.
- Osinski, W. (1988). The study of running speed in the cause-effect system of path analysis. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 28(3), 280.
- Pain, M., & Hibbs, A. E. (2007). Sprint starts and the minimum auditory reaction time. *Journal of Sports Sciences*, 25(1), 79-86.
- Paolini, G., Della Croce, U., Riley, P. O., Newton, F. K., & Casey Kerrigan, D. (2007). Testing of a tri-instrumented-treadmill unit for kinetic analysis of locomotion tasks in static and dynamic loading conditions. *Medical Engineering & Physics*, 29(3), 404-411.
- Paradisis, G. P. (2013). Reaction Time and Performance in the Short Sprints. *New Studies in Athletics*, 28(1-2), 95-103.
- Park, S. K., & Suh, Y. S. (2010). A zero velocity detection algorithm using inertial sensors for pedestrian navigation systems. *Sensors*, 10(10), 9163-9178.
- Patterson, M., & Caulfield, B. (2010). A method for monitoring reactive strength index. *Procedia Engineering*, 2(2), 3115 - 3120.
- Peruzzi, A., Della Croce, U., & Cereatti, A. (2011). Estimation of stride length in level walking using an inertial measurement unit attached to the foot: A validation of the zero velocity assumption during stance. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1991-1994.
- Pesarin, F., & Salmaso, L. (2010). *Permutation Tests for Complex Data: Theory, Applications and Software*. Chichester: Wiley.
- Picerno, P., Camomilla, V., & Capranica, L. (2011). Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. *Journal of Sports Sciences*, 29(2), 139-146.
- Picerno, P., Donati, M., Capranica, L., & Camomilla, V. (2010). Inertial sensors in sports: application to vertical jumps. *Procedia Engineering*, 2(2), 3489.
- Pilianidis, T., Kasabalis, A., Mantzouranis, N., & Mavvidis, A. (2012). Start reaction time and performance at the sprint events in the olympic games. *Kinesiology*, 44(1), 67-72.
- Polglaze, T., Dawson, B., Hiscock, D. J., & Peeling, P. (2015). A Comparative Analysis of Accelerometer and Time-Motion Data in Elite Men's Hockey Training and Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(4), 446-451.
- Poon, S., & Kuitunen, S. (2010). *Race pattern of 60-m hurdles in world-class sprint hurdlers: A biomechanical analysis of world indoor championships 2010*. Beitrag präsentiert bei 28 International Conference on Biomechanics in Sports, Marquette.
- Purcell, B., Channells, J., James, D., & Barrett, R. (2006). Use of accelerometers for detecting foot-ground contact time during running. In Nicolai, D.V. (Ed.), *SPIE Proceedings Vol. 6036: BioMEMS and Nanotechnology II*.
- Quagliarella, L., Sasanelli, N., Belgiovine, G., Moretti, L., & Moretti, B. (2010). Evaluation of standing vertical jump by ankles acceleration measurement. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(5), 1229-1236.

- Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Saez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J. B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(5), 583-594.
- Rash, G. S., Garrett, J., & Voisin, M. (1990). Kinematic Analysis of Top American Female 100-meter Hurdles. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6, 386-393.
- RCoreTeam. (2014). R: A Language and Environment for Statistical Computing. *R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria*.
- Reilly, J. J., Penpraze, V., Hislop, J., Davies, G., Grant, S., & Paton, J. Y. (2008). Objective measurement of physical activity and sedentary behaviour: Review with new data. *Archives of Disease in Childhood*, 93, 614-619.
- Ross, A., Leveritt, M., & Riek, S. (2001). Neural influences on sprint running. *Sports Medicine*, 31(6), 409-425.
- Roylance, L. M., & Angell, J. B. (1979). A batch-fabricated silicon accelerometer. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 26(12), 1911-1917.
- Sabatini, A. M., Martelloni, C., Scapellato, S., & Cavallo, F. (2005). Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(3), 486-494.
- Sadi, F., & Klukas, R. (2011). Reliable jump detection for snow sports with low-cost MEMS inertial sensors. *Sports Technology*, 4(1-2), 88-105.
- Salo, A., & Grimshaw, P. N. (1998). An examination of kinematic variability of motion analysis in sprint hurdles. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 211-222.
- Salo, A., Grimshaw, P. N., & Marar, L. (1997). 3-D biomechanical analysis of sprint hurdles at different competitive levels. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(2), 231-237.
- Salo, A. I., Bezodis, I. N., Batterham, A. M., & Kerwin, D. G. (2011). Elite sprinting: Are athletes individually step-frequency or step-length reliant? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(6), 1055-1062.
- Salo, A. I., & Scarborough, S. (2006). Changes in technique within a sprint hurdle run. *Sports Biomechanics*, 5(2), 155-166.
- Sanderson, L. K., McClements, J. D., & Gander, R. E. (1991). Development of apparatus to provide immediate accurate feedback to sprinters in the normal training environment. *New Studies in Athletics*, 6, 33-41.
- Sands, W. A. (2008). Measurement issues with elite athletes. *Sports Technology*, 1(2-3), 101-104.
- Sauter, M. (2015). *Grundkurs Mobile Kommunikationssysteme: LTE-Advanced, UMTS, HSPA, GSM, GPRS, Wireless LAN und Bluetooth*. Berlin: Springer.
- Schiffer, J. (2009). The Sprints. *New Studies in Athletics*, 24(1), 7-17.
- Schmidt, M., van Haren, A., Hahn, D., & Jaitner, T. (2015). Erfassung von Bodenkontaktzeiten mittels Optojump beim Sprinten mit und ohne Spikes. In Könecke, T., Preuß, H. & Schöllhorn, W. (Hrsg.), *Moving Minds-Crossing Boundaries in Sport Science*. Mainz: Feldhaus.
- Schmidt, M., Wille, S., Rheinländer, C., Wehn, N., & Jaitner, T. (2018). A Wearable Flexible Sensor Network Platform for the Analysis of Different Sport Movements. In Ahram, Tareq & Falcão, Christianne (Hrsg.), *Advances in Human Factors in Wearable Technologies and Game Design: Proceedings of the AHFE 2017 International Conference on Advances in Human Factors and Wearable Technologies, July 17-21, 2017, The Westin Bonaventure Hotel, Los Angeles, California, USA* (3-14). Cham: Springer International Publishing.
- Schnabel, G., Harre, D., Krug, J., & Borde, A. (2005). *Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf*. Berlin: Sportverlag.
- Schot, P. K., & Knutzen, K. M. (1992). A Biomechanical Analysis of Four Sprint Start Positions. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 63(2), 137-147.
- Schwesig, R., Kauert, R., Wust, S., Becker, S., & Leuchte, S. (2010). Reliabilitätsstudie zum Ganganalysesystem RehaWatch. *Biomedizinische Technik*, 55(2), 109-115.
- Scott, B. R., Lockie, R. G., Knight, T. J., Clark, A. C., & Janse de Jonge, X. A. (2013). A comparison of methods to quantify the in-season training load of professional soccer players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(2), 195-202.

- Setuain, I., Lecumberri, P., Ahtiainen, J. P., Mero, A. A., Hakkinen, K., & Izquierdo, M. (2017). Sprint mechanics evaluation using inertial sensor-based technology: A laboratory validation study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(10), 12946.
- Setuain, I., Martinikorena, J., Gonzalez-Izal, M., Martinez-Ramirez, A., Gómez, M., Alfaro-Adrián, J., & Izquierdo, M. (2016). Vertical jumping biomechanical evaluation through the use of an inertial sensor-based technology. *Journal of Sports Sciences*, 34(9), 843-851.
- Shan, C. Z., Ming, E. S. L., Rahman, H. A., & Fai, Y. C. (2015). *Investigation of upper limb movement during badminton smash*. Beitrag präsentiert bei IEEE 10th Asian Control Conference (ASCC), Sabah.
- Shi, W. V., & Zhou, M. (2012). Body sensors applied in pacemakers: A survey. *IEEE Sensors Journal*, 12(6), 1817-1827.
- Shih, Y., Ho, C. S., & Shiang, T. Y. (2014). Measuring kinematic changes of the foot using a gyro sensor during intense running. *Journal of Sports Sciences*, 32(6), 550-556.
- Shkel, A. M. (2006). *Type I and type II micromachined vibratory gyroscopes*. Beitrag präsentiert bei Position, Location, and Navigation Symposium, San Diego.
- Sidhu, A. S. (2015). Three Dimensional Kinematic Analysis of Hurdle Clearance Technique. *Global Journal for Research Analysis*, 4(5), 4-6.
- Simons, C., & Bradshaw, E. (2014). *Validity and reliability of accelerometry for assessing impact loads in jumping tasks*. Beitrag präsentiert bei 32 International Conference of Biomechanics in Sports, Johnson City.
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Leveque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., & Cheze, L. (2010a). Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(4), 896-905.
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J. M., Miller, C., Riquet, A., Cheze, L., & Dumas, R. (2010b). Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1494-1502.
- Slawinski, J., Termoz, N., Rabita, G., Guilhem, G., Dorel, S., Morin, J. B., & Samozino, P. (2015). How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Sprager, S., & Juric, M. B. (2015). Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors*, 15(9), 22089-22127.
- Stamm, A., James, D. A., Burkett, B. B., Hagem, R. M., & Thiel, D. V. (2013). Determining maximum push-off velocity in swimming using accelerometers. *Procedia Engineering*, 60, 201-207.
- Stark, G. (1986). Zur weiteren Erschliessung des Faktors Sporttechnik und zur Erhöhung der Wirksamkeit des sporttechnischen Trainings in Vorbereitung auf die Wettkampfhöhepunkte bis 1988. *Theorie und Praxis des Leistungssports*, 24(3), 6-34.
- Stolecka-Warzecha, A., Kaczmarczyk, T., & Żebrowska, A. (2016). Assesment of anaerobic endurance based on selected biochemical parameters in 400 m/400 m hurdles male athletes. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 14(2), 101-110.
- Stroede, C. L., Noble, L., & Walker, H. S. (1999). The effect of tennis racket string vibration dampers on racket handle vibrations and discomfort following impacts. *Journal of Sports Science*, 17(5), 379-385.
- Strüder, H. K. (2013). *Leichtathletik : Trainings- und Bewegungswissenschaft - Theorie und Praxis aller Disziplinen*. Köln: Strauss.
- Supej, M. (2010). 3D measurements of alpine skiing with an inertial sensor motion capture suit and GNSS RTK system. *Journal of Sports Sciences*, 28(7), 759-769.
- Taherian, S., Pias, M., Harle, R., Coulouris, G., Hay, S., Cameron, J., Lasenby, J., Kuntze, G., Bezodis, I., Irwin, G., & Kerwin, D. (2010). *Profiling sprints using on-body sensors*. Beitrag präsentiert bei 8th IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops).
- Tellez, T., & Doolittle, D. (1984). Sprinting from start to finish. *Track Technique*, 88, 2802-2805.
- Terrier, P., Aminian, K., & Schutz, Y. (2001). Can accelerometry accurately predict the energy cost of uphill/downhill walking? *Ergonomics*, 44(1), 48-62.

- Thompson, A., Bezodis, I. N., & Jones, R. L. (2009). An in-depth assessment of expert sprint coaches' technical knowledge. *Journal of Sports Sciences*, 27(8), 855-861.
- Tidow, G., & Wiemann, K. (1994). Zur Optimierung des Sprintlaufs - Bewegungsanalytische Aspekte. *Leistungssport*, 5, 15-19.
- Titterton, D., & Weston, J. L. (2004). *Strapdown inertial navigation technology. 2nd Edition*. London: IET.
- Tomažin, K., & Čoh, M. (2003). *Relations between explosive strength, stiffness and sprinting performance of Slovenian sprinters*. Beitrag präsentiert bei 8th Annual Congress of European College of Sport Science.
- Toyoshima, R., & Sakurai, S. (2016). Kinematic Characteristics of High Step Frequency Sprinters and Long Step Length Sprinters at Top Speed Phase. *International Journal of Sport and Health Science*, 14, 41-50.
- Tran, J., Netto, K., Aisbett, B., & Gastin, P. (2010). *Validation of accelerometer data for measuring impacts during jumping and landing tasks*. Beitrag präsentiert bei 28th International Conference on Biomechanics in Sports (2010), Marquette.
- van den Bogert, A. J., Read, L., & Nigg, B. M. (1996). A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 29(7), 949-954.
- van den Bogert, A. J., Read, L., & Nigg, B. M. (1999). An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(1), 131-142.
- Varley, M. C., Gabbett, T., & Aughey, R. J. (2014). Activity profiles of professional soccer, rugby league and Australian football match play. *Journal of Sports Sciences*, 32(20), 1858-1866.
- Vathsangam, H., Emken, A., Schroeder, E. T., Spruijt-Metz, D., & Sukhatme, G. S. (2011). Determining energy expenditure from treadmill walking using hip-worn inertial sensors: an experimental study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(10), 2804-2815.
- Vathsangam, H., Emken, B., Schroeder, E., Spruijt-Metz, D., & Sukhatme, G. S. (2010). Energy estimation of treadmill walking using on-body accelerometers and gyroscopes. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2010*, 6497-6501.
- Volkov, N. I., & Lapin, V. I. (1979). Analysis of the velocity curve in sprint running. *Medicine and Science in Sports*, 11(4), 332-337.
- Wearing, S. C., Smeathers, J. E., & Urry, S. R. (2003). Frequency-Domain Analysis Detects Previously Unidentified Changes in Ground Reaction Force with Visually Guided Foot Placement. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(1), 71-78.
- Wearing, S. C., Urry, S. R., & Smeathers, J. E. (2000). The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clinical Biomechanics*, 15(8), 583-591.
- Weber, R. (2007). *Physik: Teil I: Klassische Physik-Experimentelle und theoretische Grundlagen*. Berlin: Springer.
- Wendel, J. (2011). *Integrierte Navigationssysteme: Sensordatenfusion, GPS und Inertiale Navigation*. München: Oldenbourg.
- Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991-1999.
- Whitmer, T. D., Fry, A. C., Forsythe, C. M., Andre, M. J., Lane, M. T., Hudy, A., & Honnold, D. E. (2015). Accuracy of a vertical jump contact mat for determining jump height and flight time. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(4), 877-881.
- Wille, S., Wehn, N., Martinovic, I., Kunz, S., & Göhner, P. (2010a). *AmICA-Design and implementation of a flexible, compact, and low-power node platform*: Technische Universität Kaiserslautern, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik.
- Wille, S., Wehn, N., Martinovic, I., Kunz, S., & Göhner, P. (2010b). *AmICA-A flexible, compact, easy-to-program and low-power WSN platform*. Beitrag präsentiert bei International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems: Computing, Networking, and Services.
- Willwacher, S., Feldker, M. K., Zohren, S., Herrmann, V., & Brüggemann, G. P. (2013). A Novel Method for the Evaluation and Certification of false Start Apparatus in Sprint Running. *Procedia Engineering*, 60, 124-129.

- Wilson, J. F., & Davis, J. S. (1995). Tennis racket shock mitigation experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117(4), 479-484.
- Wirtz, M., & Caspar, F. (2002). *Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität. Methoden zur Bestimmung und Verbesserung der Zuverlässigkeit von Einschätzungen mittels Kategoriensystemen und Ratingskalen*. Göttingen, Bern, Toronto, Seattle: Hogrefe.
- Woodman, O. J. (2007). *An introduction to inertial navigation*. Cambridge: University of Cambridge Computer Laboratory.
- Wu, L. C., Nangia, V., Bui, K., Hammor, B., Kurt, M., Hernandez, F., Kuo, C., & Camarillo, D. B. (2016). In Vivo Evaluation of Wearable Head Impact Sensors. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(4), 1234-1245.
- Xu, Z., Wei, J., Zhang, B., & Yang, W. (2015). A Robust Method to Detect Zero Velocity for Improved 3D Personal Navigation Using Inertial Sensors. *Sensors*, 15(4), 7708-7727.
- Young, W. (1995). Laboratory strength assessment of athletes. *New Studies in Athletics*, 10, 88-96.
- Yuan, Q., & Chen, I. M. (2014). Localization and velocity tracking of human via 3 IMU sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 212, 25-33.
- Zampella, F., Khider, M., Robertson, P., & Jiménez, A. (2012). *Unscented kalman filter and magnetic angular rate update (maru) for an improved pedestrian dead-reckoning*. Beitrag präsentiert bei Position Location and Navigation Symposium (PLANS), 2012 IEEE/ION.
- Zhang, R., Loschonsky, M., & Reindl, L. M. (2013). Study of zero velocity update for both low-and high-speed human activities. In Rodrigues, J. (Ed.), *Digital Advances in Medicine, E-Health, and Communication Technologies* (65-84).
- Zhang, Y., Liu, W., Yang, X., & Xing, S. (2015). Hidden Markov Model-based Pedestrian Navigation System using MEMS Inertial Sensors. *Measurement Science Review*, 15(1), 35-43.
- Zouhal, H., Jabbour, G., Jacob, C., Duvigneau, D., Botcazou, M., Ben Abderrahaman, A., Prioux, J., & Moussa, E. (2010). Anaerobic and aerobic energy system contribution to 400-m flat and 400-m hurdles track running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2309-2315.

Anhang

Tabelle A1: Kinematische und dynamische Merkmale der Abdruckphase im Hürdensprint.

Merkmal	Quelle
Aufsatzwinkel Nachziehbein	Baumann et al. (1986b); Coh & Dolenc (1996)
Take-off-Winkel Nachziehbein	Baumann et al. (1986b); Coh (2002, 2003); Coh & Dolenc (1996); Li et al. (2011); Salo & Grimshaw (1998); Salo et al. (1997); Sidhu (2015)
Take-off- Winkel KSP	Li et al. (2011); Salo & Grimshaw (1998); Salo et al. (1997)
Schwungbeinkniewinkel bei Take-off	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Dolenc (1996); Mann & Herman (1985); Salo & Scarborough (2006)
Nachziehbeinkniewinkel bei Take-off	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); Salo & Grimshaw (1998), Salo & Scarborough (2006)
KSP- Höhe bei Aufsatz	Coh (2002, 2003); Kampmiller et al. (1999); McDonald & Dapena (1991); Sidhu (2015)
KSP- Höhe bei Take-off	Coh (2003); Coh & Dolenc (1996); Kampmiller et al. (1999); McDonald & Dapena (1991); Salo & Grimshaw (1998); Sidhu (2015)
Minimale KSP- Höhe	Kampmiller et al. (1999); McDonald & Dapena (1991)
KSP- Geschwindigkeit bei Aufsatz	Coh & Dolenc (1996); Coh (2002); Coh (2003); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994)
KSP- Geschwindigkeit bei Take-off	Coh & Dolenc (1996), Kampmiller et al. (1999); Li et al. (2011); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Sidhu (2015)
Fuß-Hürden-Abstand	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Dolenc (1996); Coh (2002); Coh (2003); Kampmiller et al. (1999); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Rash et al. (1990); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Sidhu (2015)
KSP-Fuß-Abstand	Coh (2002); Mann & Herman (1985)
Kontaktzeit	Coh (2002); Coh (2003); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994), Rash et al. (1990); Sidhu (2015)
Bremszeit	Coh (2002); McLean (1994)
Beschleunigungszeit	Coh (2002); McLean (1994)
Knieschwunggeschwindigkeit bei Aufsatz	Coh (2003); Mann & Herman (1985); Sidhu (2015)
Fußgelenkschwunggeschwindigkeit bei Aufsatz	Coh (2003); Sidhu (2015)
Knieschwunggeschwindigkeit bei Take-off	Coh (2003); Mann & Herman (1985); Salo & Scarborough (2006); Sidhu (2015)
Fußgelenkschwunggeschwindigkeit bei Take-off	Coh (2003); Sidhu (2015)
Laterale KSP- Geschwindigkeit	McDonald & Dapena (1991)
Horizontalkraft bei Aufsatz	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh (2002); McLean (1994)
Vertikalkraft bei Aufsatz	Coh (2002); McLean (1994)

Tabelle A2: Kinematische und dynamische Merkmale der Flugphase im Hürdensprint.

Merkmal	Quelle
KSP- Höhe über der Hürde	Coh & Doleneč (1996); Coh (2002); Coh (2003); Kampmiller et al. (1999); McDonald & Dapena (1991); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006); Sidhu (2015)
Maximale KSP- Höhe (*)	Coh (2002); Coh (2003); Sidhu (2015)
Vertikaler KSP-Hürden-Abstand bei *	Coh & Doleneč (1996); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006)
Mittlere Geschwindigkeit über der Hürde	Coh & Doleneč (1996); Coh (2003); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); Rash et al. (1990); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006); Sidhu (2015)
Flugzeit	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Doleneč (1996); Coh (2002); Coh (2003); Graubner & Nixdorf (2011); Hay & Schoebel (1990); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Müller & Hommel (1997); Rash et al. (1990); Salo et al. (1997); Sidhu (2015)
Länge des Hürdenschritts	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Doleneč (1996); Hay & Schoebel (1990); Kampmiller et al. (1999); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Rash et al. (1990); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006); Sidhu (2015)
Minimaler Hüftwinkel	Li et al. (2011); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998)
Maximaler Kniewinkel des Schwungbeins	Li et al. (2011); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006)
Laterale KSP- Geschwindigkeit	McDonald & Dapena (1991)
Winkelgeschwindigkeit des Hüftwinkels der Schwungbeinseite	Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006)
Winkelgeschwindigkeit des Hüftwinkels der Nachziebeinseite	Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006)
Laterale Bewegung des Schwungbeinfußes	Salo & Grimshaw (1998)

Tabelle A3: Kinematische und dynamische Merkmale der Landung im Hürdensprint.

Merkmal	Quelle
Aufsatzwinkel Schwungbein	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Doleneč (1996); Li et al. (2011); Salo & Grimshaw (1998); Sidhu (2015)
Kniegelenkwinkel bei Aufsatz	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Kampmiller et al. (1999); Li et al. (2011); Rash et al. (1990); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006)
KSP- Höhe bei Aufsatz	Coh & Doleneč (1996); Coh (2002); Coh (2003); Kampmiller et al. (1999); McDonald & Dapena (1991); Salo & Grimshaw (1998); Sidhu (2015)
Take-off Winkel Schwungbein	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Li et al. (2011)
Hüftwinkel bei Take-off	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Li et al. (2011)
KSP- Geschwindigkeit bei Aufsatz	Coh & Doleneč (1996); Coh (2002); Coh (2003); Kampmiller et al. (1999); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006); Sidhu (2015)
KSP- Geschwindigkeit bei Take-off	Coh (2002); Coh (2003); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994)
Fuß- Hürden- Abstand	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Doleneč (1996); Coh (2002); Coh (2003); Kampmiller et al. (1999); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Rash et al. (1990); Salo et al. (1997); Salo & Grimshaw (1998); Salo & Scarborough (2006); Sidhu (2015)
Bremszeit	Coh (2002); Kampmiller et al. (1999); McLean (1994)
Beschleunigungszeit	Coh (2002); Kampmiller et al. (1999); McLean (1994)
Kontaktzeit	Coh (2002); Coh (2003); Li et al. (2011); Mann & Herman (1985); McDonald & Dapena (1991); McLean (1994); Rash et al. (1990); Sidhu (2015)
Knieschwunggeschwindigkeit bei Aufsatz	Coh (2003); Sidhu (2015)
Fußgelenkschwunggeschwindigkeit bei Aufsatz	Coh (2003); Sidhu (2015)
Knieschwunggeschwindigkeit bei Take-off	Coh (2003); Sidhu (2015)
Fußgelenkschwunggeschwindigkeit bei Take-off	Coh (2003); Sidhu (2015)
Laterale KSP- Geschwindigkeit	McDonald & Dapena (1991)
Horizontalkraft bei Aufsatz	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh (2002); McLean (1994)
Vertikalkraft bei Aufsatz	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh (2002); McLean (1994)

Tabelle A4: Kinematische und dynamische Merkmale des Zwischenhürdenlaufs.

Merkmals	Quelle
KSP- Geschwindigkeit bei Schritt 1	Coh & Doleneč (1996); Coh (2003); McDonald & Dapena (1991)
KSP- Geschwindigkeit bei Schritt 2	Coh & Doleneč (1996); Coh (2003)
KSP- Geschwindigkeit bei Schritt 3	Coh & Doleneč (1996); Coh (2003); McDonald & Dapena (1991)
Mittlere Geschwindigkeit	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Doleneč (1996); Coh (2003); Graubner & Nixdorf (2011); Müller & Hommel (1997); Poon (2010);
Abschnittszeiten zwischen den Hürden	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); Coh & Doleneč (1996); Coh (2003); Graubner & Nixdorf (2011); Müller & Hommel (1997); Poon (2010);
Kontaktzeiten	McDonald & Dapena (1991); Rash et al. (1990)
KSP- Höhe	McDonald & Dapena (1991)
Schrittlängen	Baumann, Schwirtz, Groß, et al. (1986); McDonald & Dapena (1991); Hay & Schoebel (1990); Rash et al. (1990)
Laterale KSP- Geschwindigkeit	McDonald & Dapena (1991)

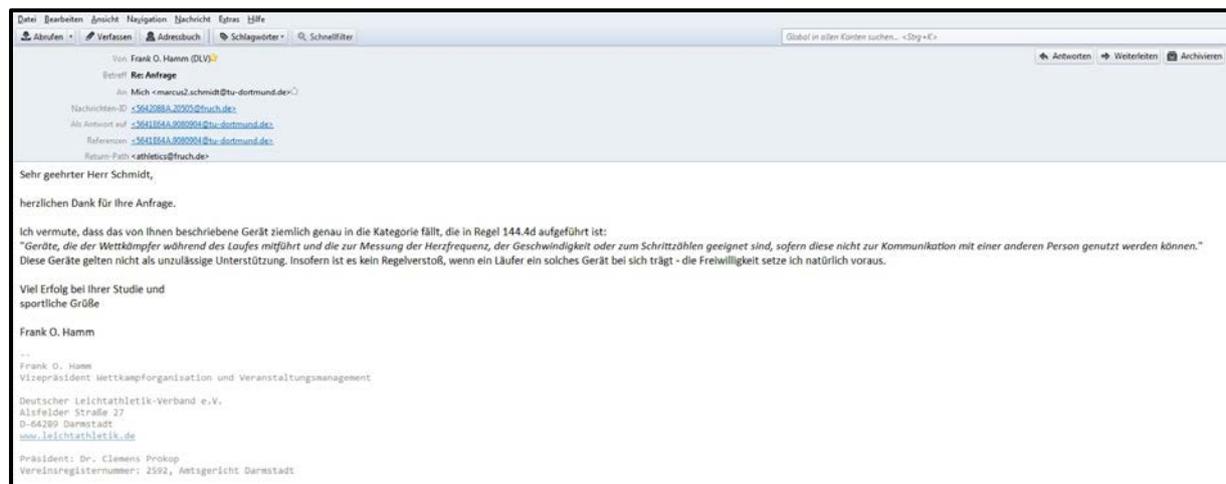


Abbildung A1: Schriftverkehr mit der DLV Regelkommission zur Genehmigung des Tragens des entwickelten Messsystems in offiziellen Wettkämpfen (Frank O. Hamm, 10.11.2015)