

Entwicklung und Evaluation eines Messplatzes zur Tiefstartdiagnostik

Dissertation

Zur Erlangung des Doktorgrades

an der Wirtschafts- und Sozialwissenschaftlichen Fakultät
der Eberhard Karls Universität Tübingen

vorgelegt von
Michael Schwarz
aus Öhringen

Tübingen

2016

Tag der mündlichen Prüfung:

08.11.2016

Dekan:

Professor Dr. Josef Schmid

1. Gutachter:

Professor Dr. Veit Wank

2. Gutachter:

Professor Dr. Wilfried Alt

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
2 Zum Forschungsstand des Tiefstarts.....	4
2.1 Messung von Bodenreaktionskräften am Startblock	4
2.2 Messung kinematischer Parameter beim Tiefstart.....	11
2.2.1 Überblick zur Erfassung von Videodaten	11
2.2.2 Untersuchungen der Fertig-Position	14
2.2.3 Die Bewegungskinematik nach Verlassen des Blocks.....	18
2.3 Die Reaktionszeit.....	23
2.4 Messplätze zur Tiefstartdiagnostik	30
2.5 Weiterführende Fragen.....	31
3 Methodik.....	33
3.1 Probanden und Messprotokoll.....	33
3.2 Messsysteme	34
3.2.1 Kraftmessung.....	36
3.2.2 3D-Videoanalyse.....	41
3.2.3 Zeit-, Reaktionszeitmessung.....	49
3.2.4 Geschwindigkeitsmessung mit LAVEG®	50
3.2.5 Arbeitsweise des Tiefstartmessplatzes	51
4 Konzeptionierung des Messplatzes.....	54
4.1 Entwicklung der Handkraftmessung	54
4.2 Methoden	60
4.2.1 Statistik	60
4.3 Ergebnisse	61
4.4 Diskussion	64
4.5 Fazit.....	67
5 Der Einfluss der Fertig-Position auf den Start.....	68
5.1 Methoden	69
5.1.1 Statistik	71
5.2 Ergebnisse	72
5.2.1 Variation und Bewertung der individuellen Startposition	72

5.2.2	Positionsveränderungen der Startstellung	82
5.2.3	Blockveränderung bei gleicher Startstellung	86
5.3	Diskussion	90
5.4	Fazit.....	94
6	Reaktionszeitbestimmung	96
6.1	Methoden	98
6.1.1	Statistik	101
6.2	Ergebnisse	101
6.3	Diskussion	105
6.4	Fazit.....	107
7	Zusammenfassung.....	109
8	Anhang	112
8.1	Anhang zu Kapitel 4	112
8.2	Anhang zu Kapitel 5	115
8.3	Anhang zu Kapitel 6	120
	Literaturverzeichnis	127
	Nachwort	133

Abkürzungsverzeichnis

BZ	Blockzeit (Dauer vom Startschuss bis zum Verlassen des Blocks)
DMS	Dehnmessstreifen
DZ	Druckzeit (Dauer der Startaktion, Blockzeit abzüglich Reaktionszeit)
EMG	Elektromyographie (Messung des elektrischen Potentials in der Muskulatur)
HS	high speed (z.B. HS-Kamera = Hochgeschwindigkeitskamera)
IAAF	International Association of Athletics Federation (Internationaler Leichtathletikverband)
IR	Infrarot (nicht sichtbares Lichtspektrum)
KMP	Kraftmessplatte
KSP	Körperschwerpunkt
MT	motor time (Zeitdauer von der Messung von Muskelaktivität bis zur Messung von Muskelkräften)
OSP	Olympiastützpunkt
PMT	pre-motor time (Zeitdauer vom Startschuss bis zur Messung von Muskelaktivität)
RZ	Reaktionszeit (Dauer vom Startschuss bis zum Beginn der Startaktion)
TRT	total reaction time (Summe von motor und pre-motor time, Synonym für die Reaktionszeit)
TTL	Transistor-Transistor-Logik (Wechsel des elektrischen Potentials, ein TTL-Signal kann zur Festlegung eines Zeitpunktes verwendet werden, um beispielsweise 2 verschiedene Messungen miteinander zu synchronisieren)

1 Einleitung

Der 100 m-Sprintlauf ist die Königsdisziplin der Leichtathletik und der Höhepunkt jeder Weltmeisterschaft. Wenn sich die Köpfe der acht Finalteilnehmer in der Startposition senken ist im Stadion kein Laut mehr zu vernehmen. Jedes Detail zählt, dauert der Wettkampf doch in der Regel weniger als 10 Sekunden. Der Start eröffnet den Sprintlauf. Er spielt eine zentrale Rolle. Ein guter Start garantiert noch keinen Sieg, ein schlechter Start lässt die Siegchancen allerdings sehr gering werden. Die einfache Frage - Was ist ein guter Start? - lässt sich nicht mit einem Satz beantworten. Groß gewachsene Athleten verlieren oft auf den ersten Metern im Vergleich zu ihren „kleineren“ Konkurrenten. Sind große Athleten deshalb die schlechteren Starter? Prinzipiell muss es für jeden Typ von Athlet einen optimalen Start bzw. eine optimale Startposition geben. Unterschiede in der Anthropometrie sowie bei individueller Kraftfähigkeit können unterschiedliche Starttechniken und Startstellungen erfordern. Die Startstellung muss auf die individuellen Möglichkeiten und Bedürfnisse angepasst werden, um eine möglichst hohe Startgeschwindigkeit, möglichst kurze Aktionszeiten und einen optimalen Startwinkel zu erreichen.

Um die Qualität eines Tiefstarts aus biomechanischer Sicht beurteilen zu können, wird ein Messplatz benötigt, mit dem die aktuelle Startleistung bestimmt werden kann und mit dem sich die Entwicklung der Tiefstartleistung durch geeignete Parameter dokumentieren lässt. Durch die Neugestaltung des Biomechaniklabors am Sportinstitut der Universität Tübingen konnten die Rahmenbedingungen eines solchen Tiefstartmessplatzes geschaffen werden. Untersuchungen zu Fragestellungen des Tiefstarts sind nun auf einem hohen technischen Niveau möglich. Vor allem die Implementierung einer Kraftmessplatte für die Bodenreaktionskräfte der Hände verspricht einen deutlichen Mehrgewinn an Informationen gegenüber bisherigen Untersuchungen zum Tiefstart. So sind bis zum jetzigen Zeitpunkt nur zwei Publikationen bekannt, die die Reaktionskräfte der Hände gemessen haben (Gutierrez-Davilla et al. 2006; Komi 2009). Die Untersuchung zum Einfluss der Handkräfte auf den Tiefstart ist daher ein spannendes Forschungsfeld und ein erklärtes Ziel dieser Arbeit. Dabei soll auch die Frage geklärt werden, welche Messsysteme für einen Tiefstartmessplatz nötig sind und wie bisherige Untersuchungen, die keine Handkräfte gemessen haben, zu bewerten sind.

Aufgrund bestehender Kooperationen mit hiesigen Leichtathletikvereinen und dem nahegelegenen Olympiastützpunkt in Stuttgart wurde der Tiefstart-Messplatz auch für die tägliche Trainingsarbeit genutzt. Athleten bis zum höchsten nationalen Leistungslevel trainierten auf dem Messplatz und standen für wissenschaftliche Studien zur Verfügung. Gerade dieser Punkt war für die Durchführung von Untersuchungen sehr wichtig, ist es doch für die Athleten nicht selbstverständlich, lange Vorbereitungen und Messprozedere über sich ergehen zu lassen. Durch die große Anzahl von Athleten, die im Rahmen dieser Arbeit biomechanisch vermessen wurden, ergab sich eine breite Datenbasis. Die Zusammenarbeit mit Trainern und Athleten sorgte für Impulse, aus denen weitere Fragestellungen entwickelt werden konnten. Der nahe Praxisbezug war ein positives Charakteristikum dieser Arbeit. Interessant ist in diesem Zusammenhang beispielsweise der Einfluss von Veränderungen der Startposition. Weil sich Untersuchungen vor allem auf den Einfluss von vorgegebenen Startpositionen konzentrierten (Stock 1962; Menely et al. 1968; Desiprés 1973; Schot et al. 1992; Helmick 2003; Salo et al. 2004), war eine weitere Differenzierung angebracht, um den Effekt einzelner Veränderungen der Startposition zu bestimmen. So zeigten die genannten Autoren nicht, welchen Einfluss beispielsweise eine veränderte Hüfthöhe bei gleicher Startblockeinstellung hat. Mit dieser Arbeit sollten auch Auswirkungen von Veränderungen der individuellen Startposition auf die Startleistung erfasst werden, mit dem Ziel, geeignete biomechanische Parameter zu finden, mit denen die Qualität der Startaktion hinreichend gut beschrieben werden kann.

Bei der Konzeption von leistungsdiagnostischen Messplätzen ist ein wesentliches Ziel, die Messergebnisse den Athleten möglichst zeitnah präsentieren zu können, um zum in Vorbereitung des nächsten Versuches mögliche Verbesserungshinweise geben zu können, und zum anderen, um die Athleten für die Teilnahme an weiteren Messterminen zu motivieren. Die schnelle Auswertung der Messergebnisse beinhaltet für den Tiefstartmessplatz auch die Messung der Reaktionszeit. Die Kenntnis der Reaktionszeit ist wichtig, um beispielsweise die reale Aktionszeit am Block bestimmen zu können, die wiederum Grundlage für weitere Berechnungen leistungsdiagnostischer Parameter ist. Anhand der Reaktionszeit wird auch entschieden, ob ein Fehlstart vorliegt. Reaktionszeit und Fehlstart bilden insbesondere seit der Fehlstartregelreform der IAAF 2010 ein spannendes Forschungsfeld. Mittlerweile führt jeder Fehlstart zur direkten Disqualifikation des Athleten. Im heutigen Sportgeschehen

kann ein falsch ausgelöster Fehlstart nicht nur eine sportliche Enttäuschung, sondern auch eine hohe finanzielle Einbuße für den Athleten bedeuten. Daher werden an die Fehlstartkontrollgeräte hohe Anforderungen gestellt. Sie müssen strenge Gütekriterien wie Validität, Reliabilität und Objektivität erfüllen. Gerade in Bezug auf Validität sind nach Ansicht einiger Autoren Zweifel zu erkennen (Pain et al. 2007; Brown 2008; Komi 2009), so dass dieser Punkt weitere Untersuchungen erfordert. Es ist nach wie vor umstritten, nach welchen Verfahren die Reaktionszeiten bestimmt werden sollen. Die Hersteller international eingesetzter Fehlstartkontrollsysteme nutzen verschiedene Methoden, die insbesondere hinsichtlich der Festlegung der Grenzwerte zur Bestimmung der Reaktionszeit eine gewisse Willkür offenbaren und Transparenz vermissen lassen. Im letzten Teil der Arbeit soll dieser Gegenstand im Fokus stehen, mit dem Ziel, ein Verfahren zu offerieren, mit dem objektiv und auf empirischen Befunden basierend, klare Kriterien für „Fehlstarts“ festgelegt und angewendet werden können.

Zusammenfassend lassen sich die wesentlichen Ziele dieser Arbeit anhand folgender Fragestellungen formulieren:

1. Welchen Einfluss haben die Handkräfte für die Beurteilung des Tiefstarts?
2. In welcher Weise wird die Startleistung durch die Veränderung der individuellen Startposition beeinflusst?
3. Mit welchen Parametern einer biomechanischen Startanalyse kann die Startleistung am besten quantifiziert werden?
4. Wie kann eine Fehlstartkontrolle auf Basis empirischer Befunde zur Messung der Reaktionszeit plausibel und technisch machbar erfolgen?

2 Zum Forschungsstand des Tiefstarts

2.1 Messung von Bodenreaktionskräften am Startblock

Bei der technischen Entwicklung von Messmethoden der Reaktionskräfte beim Tiefstart lassen sich innerhalb der letzten 50 Jahre zwei Methoden identifizieren. Zum einen werden Kräfte mittels Sensoren, die direkt am Startblock angebracht sind, erfasst, zum anderen kann der Startblock auf eine im Boden verankerte Kraftmessplatte gestellt werden. Beide Systeme haben Vor- und Nachteile. Ein Vorteil der Messmethode direkt am Block ist die Möglichkeit, beide Beine getrennt voneinander zu erfassen. Ebenso können die Blöcke mobil eingesetzt werden und sind nicht auf spezielle Laufbahnen mit Fundamenten begrenzt. Ein Nachteil ist, dass der Athlet Bodenkontakt mit den Füßen vermeiden muss, um Kraftschlüsse außerhalb des Messsystems zu verhindern. Dies widerspricht allerdings der gewohnten Startstellung vieler Athleten. Bei Messungen mittels Kraftmessplatte besteht dieses Problem nicht. Moderne Kraftmessplatten haben die Vorteile, dass sie sehr geringe Fehlertoleranzen haben, vielfach erprobt sind und qualitativ gute Ergebnisse liefern. Allerdings werden die Kräfte beider Beine in der Regel gemeinsam erfasst. Zusätzlich birgt die Verbindung von Block zu Messplatte Fehlerquellen, solange sie nicht fest verbunden sind. Wird der Startblock mit seinen Dornen im auf die Messplatte geklebten Tartan verankert, so ist mit dämpfenden Effekten und Bewegungen des Blocks während des Starts zu rechnen. Die Untersuchungen mit Messplatten sind in der Regel auf Labore beschränkt und können nicht unter Realbedingungen stattfinden. Eine Übersicht der Untersuchungen und der verwendeten Messsysteme ist Tab. 2.1 zu entnehmen.

Bevor der erste elektronische Startblock gebaut wurde, behalf man sich mit mechanischen Lösungen, die zur Veranschaulichung von Kraft-Zeit-Verläufe ebenfalls geeignet waren und in der Leistungsdiagnostik ihre Verwendung fanden (Gundlach 2005). Anstatt Dehnungsmessstreifen wurden starke Federn verwendet, deren geringfügiges Kompressionsmaß auf einen Wachspapierstreifen übertragen wurde, der von einem Synchronmotor angetrieben wurde (Abb. 2.1). Die Feder kompensiert einen Teil der Blockkraft und die weitere Auswertung der Kraft-Zeit-Verläufe erfolgt manuell, weshalb die Messgenauigkeit für wissenschaftliche Untersuchungen nur bedingt geeignet ist.

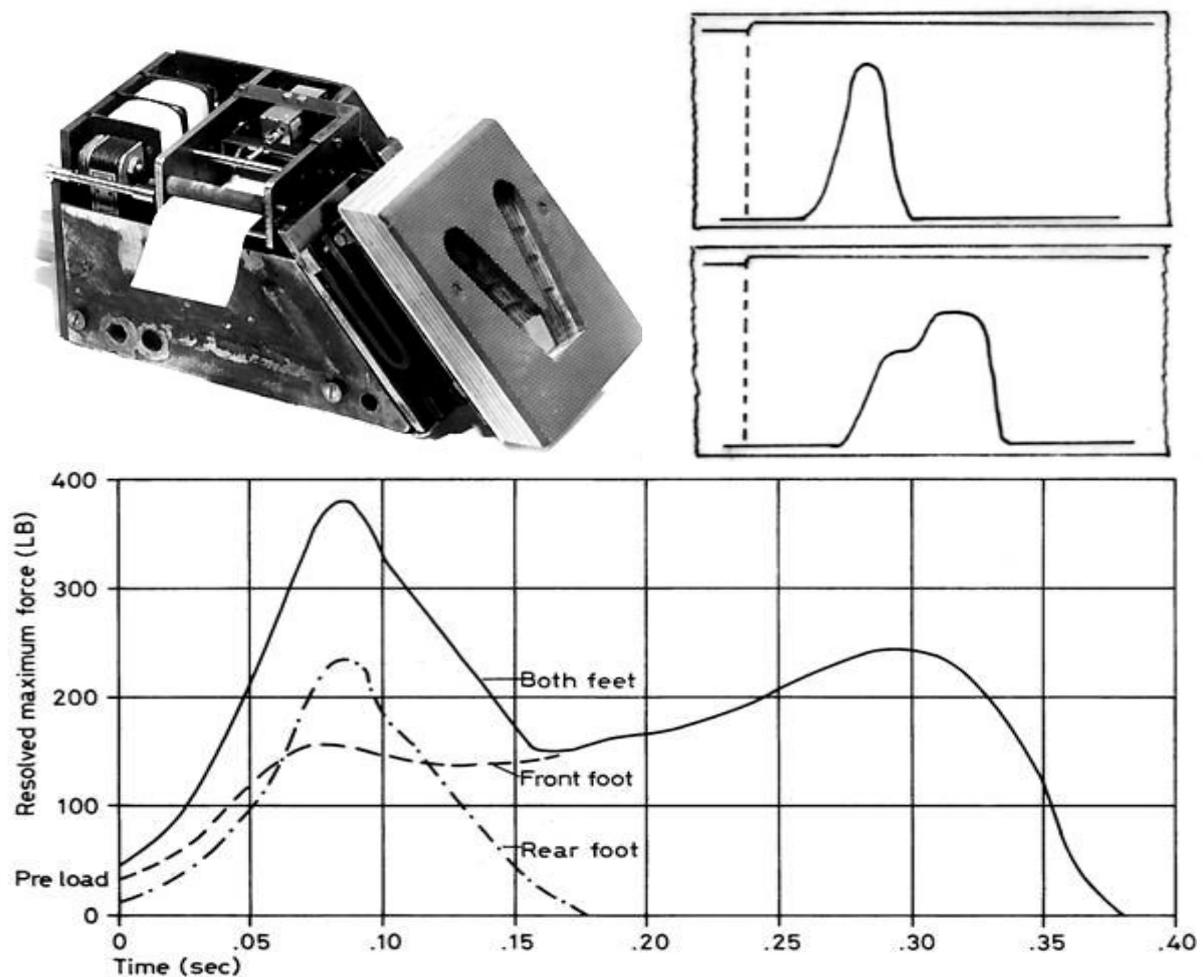


Abb. 2.1: Oben links: Mechanischer Startblock zur Tiefstartdiagnostik. Oben rechts: Wachspapierstreifen mit horizontalem Kraft-Zeit-Verlauf des hinteren und vorderen Beins (Gundlach 2005). Unten: Erste elektronische Messkurve vom Tiefstart (Blader 1968).

Mit der Entwicklung des ersten instrumentierten Startblocks kamen computergestützte Verfahren zur Auswertung dazu (Blader 1968). Die Möglichkeit Kraft-Zeit-Verläufe numerisch zu integrieren, sorgte für qualitativ gute Ergebnisse. So war es zum ersten Mal möglich, Vergleiche zwischen rechtem und linkem Bein zu ziehen bzw. die Geschwindigkeit beim Verlassen des Blocks zu berechnen (Abb. 2.1). Chronologisch fallen in diese Zeit mehrere Untersuchungen, die nach diesem Prinzip und mit gleichem technischem Standard durchgeführt wurden (Payne et al. 1971; Schnauber et al. 1975; Baumann 1976). Alle Autoren beschreiben die Individualität der Kraft-Zeit-Verläufe bei verschiedenen Athleten. Maximalkraft, Impuls sowie die zeitliche Dauer des Abdrucks von rechtem und linkem Bein stehen im Fokus der damaligen Forschungen. Eine differenzierte Messung von rechtem und linkem Bein mittels Kraftmessplatten wurde erst in jüngerer Zeit vorgenommen (Coh et al. 2007; Coh et al. 2009a; Coh et al. 2009b; Komi 2009; Bracic 2010; Coh et al. 2010).

Das Prinzip der Kraftmessung anhand instrumentierter Startblöcke wird weiterhin verwendet. Damals wie heute müssen die Startblöcke für solche Untersuchungen extra umgerüstet werden. Am Olympiastützpunkt (OSP) in Jena wurde lange ein solcher Startblock verwendet. Die Blöcke sind mit Aluminiumblechen unterlegt, um die Reibung zum Untergrund zu minimieren. DMS-Kraftsensoren bilden die Verbindung zwischen Block und Mittelschiene (Abb. 2.2). Mittlerweile bietet die Firma Kistler (Winterthur, Schweiz) eine kommerzielle Lösung für einen instrumentierten Startblock an.

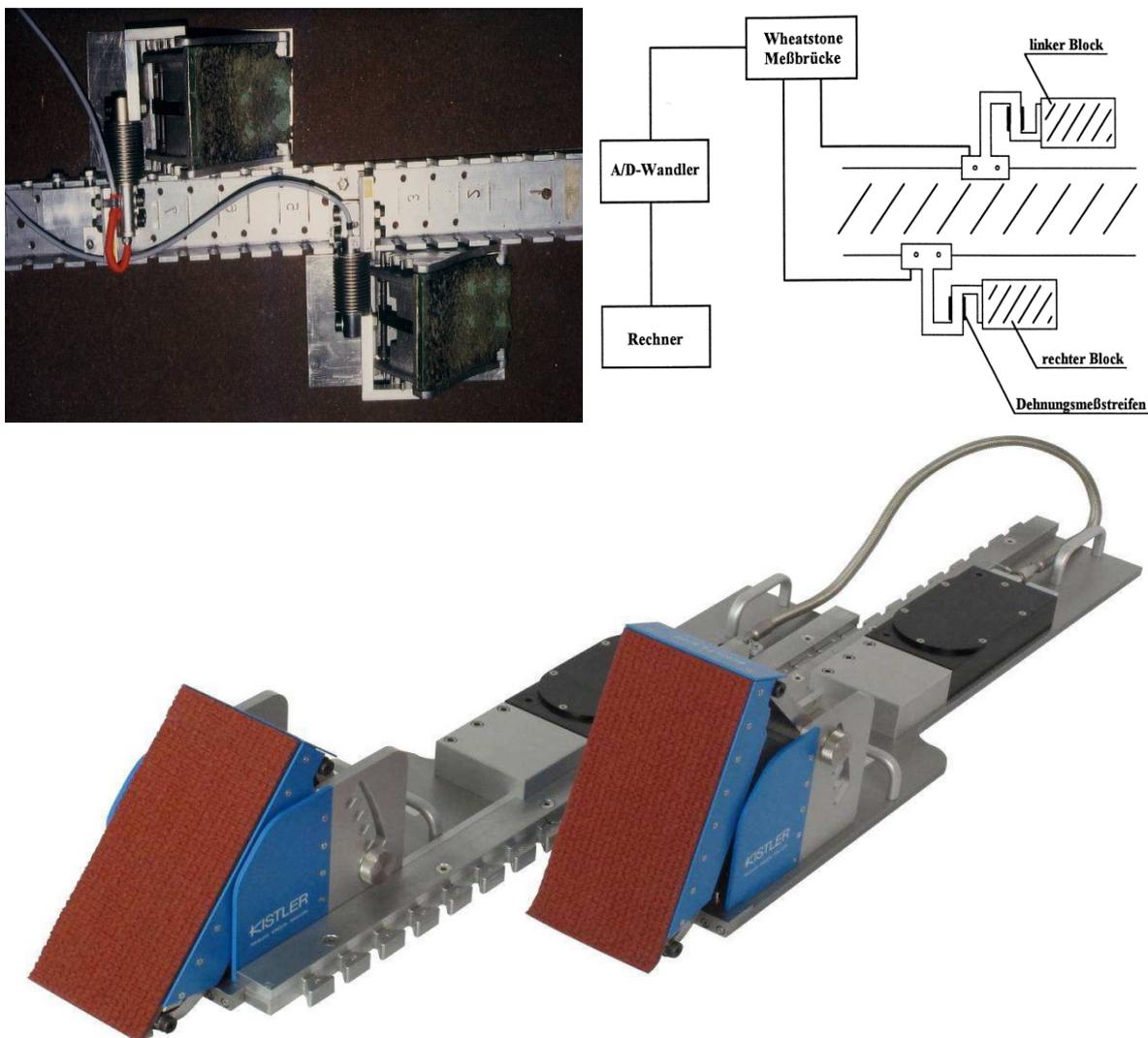


Abb. 2.2: Oben: Instrumentierter Startblock (mit Messschema) zur Erfassung horizontaler Abdruckkräfte (unveröffentlichte Berichte zur Leistungsdiagnostik am OSP Thüringen). Unten: Sprintstartblock-Dynamometer der Kistler Instrumente AG (Winterthur, Schweiz) (Sprintstartblock-Dynamometer 2012).

Baumann (1976) stellt erste Zusammenhänge zwischen dem Leistungslevel der Athleten und der Maximalkraft sowie der Startgeschwindigkeit fest. Seiner Ansicht nach ist die Maximalkraft der entscheidende Faktor beim Sprintstart. Hoster (1981) zeich-

net erstmals Messdaten mittels einer Drei-Komponenten-Kraftmessplatte auf. Sein Startblock, der auch in der Spurbreite veränderbar ist, wird mittels Metallrahmen fest mit der Kraftmessplatte verbunden. Für Hoster ist die Größe des Kraftimpulses (das Produkt aus Geschwindigkeit und Masse des Athleten) der vorrangige Parameter zur Beurteilung des Starts. Für einen großen Impuls sei nicht die Zeitdauer der Startaktion, sondern die optimale Entfaltung der Kräfte entscheidend. Er misst der Startposition daher eine große Bedeutung zu. Leider sind in seiner Veröffentlichung keine qualitativen Messgrößen angegeben. Die Gruppe um Mero führt die nächsten umfassenden Untersuchungen zum Tiefstart durch (Mero et al. 1983; Mero 1988; Mero et al. 1990). Zur Messung der Reaktionskräfte wurden gängige Wettkampfstartblöcke verwendet, die auf mit Tartan überzogenen Kraftmessplatten standen. Die Reaktionskräfte wurden in horizontaler und vertikaler Richtung gemessen. Durch die Berechnung der resultierenden Kraft und deren Winkel konnte Mero (1990) zeigen, wie sich in den einzelnen Blockphasen die Wirkungsrichtung des Kraftvektors verändert. Die Messergebnisse der horizontalen Maximalkraft decken sich mit denen von Schnauber & Singer (1975) und Baumann (1976). Mero (1983) bestätigt die Aussage von Hoster (1981), da auch er die absolute Höhe des Kraftniveaus als wichtiger erachtet, im Gegensatz zur Zeitdauer, die benötigt wird, um dieses Kraftniveau zu erreichen. Die Diskussion, welcher Messparameter am besten geeignet ist, um den Tiefstart zu bewerten, wird nach wie vor in der Literatur kontrovers geführt. In früheren Untersuchungen wurde vor allem die Startgeschwindigkeit als Bewertungsmaßstab herangezogen (Henry 1952; Baumann 1985; Baumann et al. 1986; Vanegas et al. 1986). Van Coppenolle (1989) sieht die Startbeschleunigung (Startgeschwindigkeit dividiert durch die Dauer der Startaktion) als zentrales Merkmal zur Beurteilung des Tiefstarts, da sie die konträren Parameter des Tiefstarts, die Maximierung der Startgeschwindigkeit und die Minimierung der Startdauer verbindet. Mendoza (1993) berechnet zur Bewertung der Startaktion die mechanische Leistung aus der durchschnittlichen horizontalen Kraft, der Dauer der Startaktion und dem horizontalen Weg, den der Körperschwerpunkt in dieser Dauer zurücklegt. Die sogenannte „starting power“ korreliert stärker mit den 10 m-Laufzeiten als die Startgeschwindigkeit und Mendoza ist somit der Meinung, dass sie besser zur Charakterisierung der Startleistung passt.

Eine weitere Herangehensweise, um leistungsbestimmende Parameter zu identifizieren, ist der Vergleich von verschiedenen Athletenpopulationen. Beim Vergleich von 13 männlichen und 11 weiblichen Sprintern stellt Coh (1998) lediglich einen Unterschied in der Größe des Kraftmaximums fest, dass sich jedoch in Bezug zum Körpergewicht relativiert. Des Weiteren ist bei der Messung von Bodenreaktionskräften keine weitere geschlechterspezifische Differenz erkennbar. Beim Vergleich von Athleten unterschiedlichen Leistungsniveaus bestimmt Fortier (2005) vier signifikante Unterschiede zwischen guten und sehr guten Athleten. Bei besseren Sprintern ist die Dauer der Startaktion (Druckzeit) kürzer, sie haben eine kleinere Zeitspanne zwischen dem Lösen des hinteren und des vorderen Beines, die Maximalkraft des hinteren Beines ist größer und der Zeitpunkt, bis die Maximalkraft am hinteren Bein erreicht wird, tritt später als bei weniger guten Sprintern ein. Der aussagekräftigste Parameter für die Unterscheidung zwischen guten und sehr guten Sprintern sei die Zeitspanne zwischen dem Lösen des hinteren und des vorderen Beines. Eine Verallgemeinerung im Sinne einer festgelegten Zeitspanne bietet Fortier aber nicht an. Dies wäre für eine umfassende Beurteilung der Startleistung hilfreich. Aufgrund seiner Untersuchung lassen sich keine allgemeingültigen Parameter zur Beurteilung der Startleistung quantifizieren.

Studien, die mittels Feedback-Systemen die Verbesserung der Startleistung untersuchen, verwenden aufgrund der undurchsichtigen Lage von genauen Richtwerten lediglich Vorher-Nachher-Vergleiche von bisher vorgestellten Messgrößen wie dem Kraftmaximum, der Startdauer oder der Geschwindigkeit beim Verlassen des Blocks (Sanderson 1991; Mendoza 1993; McClements 1996; Fortier 2005). Der Vorteil der Messung von Bodenreaktionskräften, ganz gleich ob mithilfe von Dehnmessstreifen an Startblöcken oder Starblöcken auf Kraftmessplatten, liegt in der Möglichkeit der schnellen Datenverarbeitung und der schnellen Verfügbarkeit der Ergebnisse. So liegen die ersten Daten bereits vor, wenn der Athlet zurück zur Startlinie läuft (Sanderson 1991; Mendoza 1993). McClements (1996) konnte zeigen, dass Athleten, die ein Feedback erhalten, sich gegenüber Athleten, die kein Feedback bekommen, verbessern. Das Feedback sah lediglich vor, dem Athleten nach jedem Start den Maximalkraftwert zu zeigen, ohne weitere verbale Instruktionen. Nach vier Trainingseinheiten mit jeweils zehn Starts verbesserte sich die Interventionsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe ohne Feedback in der Maximalkraft und der 20 m-

Laufzeiten. Eine Verbesserung der Maximalkraft taucht auch bei Fortier (2005) auf. Ansonsten stellt er keinen Einfluss auf die Startleistung nach einem sechswöchigen Feedbacktraining fest. Durch gezieltes Training der von ihm benannten Merkmale, die gute Sprinter von sehr guten Sprintern unterscheiden, konnten die weniger guten Athleten ihre Leistungen nicht verbessern. Mendoza (1993) optimiert die Startposition seiner Probanden, indem er den Blockabstand, den Kniewinkel des vorderen Beins und die Gewichtsverteilung zwischen Armen und Beinen variiert. Als Leistungsindikatoren verwendet er die 10 m-Zeit, die Startgeschwindigkeit, die Startdauer und seine Leistungsberechnung „starting power“. Sieben von acht Athleten liefen nach optimierter Startposition schnellere 10 m-Zeiten. Eine schnellere Startgeschwindigkeit hatte nur die Hälfte der Athleten. Die Startdauer ergab im Mittel keine Unterschiede zwischen individueller und optimierter Startposition. Somit lassen die Startgeschwindigkeit und die Startdauer wenig Aussagen über die Startleistung zu, da beide auch nicht mit den 10 m-Zeiten korrelieren. Die „starting power“ lässt als einziger Parameter einen Zusammenhang zu den 10 m-Zeiten erkennen, weshalb Mendoza ihr auch den größten Stellenwert beimisst und sie als Kriterium zur Beurteilung der Startleistung vorschlägt.

Tab. 2.1: Verwendete Messsysteme der einzelnen Autoren (DMS = Dehnmessstreifen am Startblock, KMP = Startblock auf Kraftmessplatte). Die dargestellten Parameter sind für die horizontale Wirkungsrichtung gültig; (w) = weibliche Probanden.

Autor (Jahr)	Messsystem	Messergebnisse	Impuls [Ns]	Max. Geschw. [m/s]	Druckzeit [s]	Max. Beschl. [m/s ²]
Blader (1968)	DMS rechts und links	normaler und tangentialer Kraft-Zeit-Verlauf				
Payne (1971)	DMS rechts und links	normaler und tangentialer Kraft-Zeit-Verlauf				
Schnauber (1975)	DMS rechts und links	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung				
Baumann (1976)	3-Komponenten-Startblock	Betrachtung der horizontalen und vertikalen Kraftwirkungsrichtung	214–263	2.90–3.60	0.367–0.393	7.90–10.00
Hoster (1981)	3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9261 A	F_x , F_y , F_z -Kraft-Zeit-Verläufe				
Mero (1983)	3-Komponenten-KMP	Betrachtung der horizontalen und vertikalen Kraftwirkungsrichtung	195–234		0.360–0.368	

Autor (Jahr)	Messsystem	Messergebnisse	Impuls [Ns]	Max. Geschw. [m/s]	Druckzeit [s]	Max. Beschl. [m/s ²]
Mero (1988)	3-Komponenten-KMP	Betrachtung der horizontalen und vertikalen Kraftwirkungsrichtung	223	3.46	0.342	10.12
Van Coppenolle (1989)	DMS rechts und links	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung		3.40(w)	0.322(w)	10.49(w)
Mero (1990)	3-Komponenten-KMP	Betrachtung der horizontalen und vertikalen Kraftwirkungsrichtung				
Guissard (1990)	DMS rechts und links	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung	251	3.35	0.341	9.82
Sanderson (1991)	DMS rechts und links	horizontale und vertikale Kraftwirkungsrichtung, Betrachtung der Resultierenden				
Guissard (1992)	DMS beide Beine zusammen	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung		2.37– 2.94	0.317– 0.321	7.46– 9.03
Mendoza (1993)	3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9281	Betrachtung der Horizontalen		3.45	0.345– 0.355	
Mc Clements (1996)	DMS rechts und links	horizontale und vertikale Kraftwirkungsrichtung, Betrachtung der Horizontalen				
Coh (1998)	DMS rechts und links	horizontale, vertikale und resultierende Kraftwirkungsrichtung	201 140(w)	3.37 3.09(w)	0.300 0.340(w)	11.23 9.09(w)
Coh (2004) ¹	DMS rechts und links	horizontale, vertikale und resultierende Kraftwirkungsrichtung	201 140(w)	3.37 3.09(w)	0.300 0.340(w)	11.23 9.09(w)
Fortier (2005)	DMS rechts und links	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung				
Gutierrez-Davila (2006)	zwei KMP Dinascan/IB V jeweils für Beine und Arme	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung		3.21	0.375	8.56
Coh (2007)	zwei 3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9286 A für rechts und links	F_x , F_y , F_z -Kraft-Zeit-Verläufe für beide Beine	210(w)	2.84(w)	0.365(w)	7.78(w)
Coh (2009a)	zwei 3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9286 A für rechts und links	F_x , F_y , F_z -Kraft-Zeit-Verläufe für beide Beine	210(w)	2.84(w)	0.365(w)	7.78(w)
Coh (2009b)	zwei 3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9286 A für rechts und links	F_x , F_y , F_z -Kraft-Zeit-Verläufe für beide Beine	210(w)	2.84(w)	0.365(w)	7.78(w)

¹ Gleiche Untersuchung wie Coh (1998).

Autor (Jahr)	Messsystem	Messergebnisse	Impuls [Ns]	Max. Geschw. [m/s]	Druckzeit [s]	Max. Beschl. [m/s ²]
Komi (2009)	vier KMP für rechtes und linkes Bein und rechten und linken Arm	horizontale und vertikale Kraftwirkungsrichtung, Betrachtung der Resultierenden				
Coh (2010) ²	zwei 3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9286 A für rechts und links	F_x , F_y , F_z -Kraft-Zeit-Verläufe für beide Beine	210(w)	2.84(w)	0.365(w)	7.78(w)
Bracic (2010)	zwei 3-Komponenten-KMP Kistler Typ 9286 A für rechts und links	F_x , F_y , F_z -Kraft-Zeit-Verläufe für beide Beine, Betrachtung der Resultierenden				
Ilbeigi (2012)	DMS rechts und links	nur horizontale Kraftwirkungsrichtung				

2.2 Messung kinematischer Parameter beim Tiefstart

2.2.1 Überblick zur Erfassung von Videodaten

Eadward Muybridge ist einer der Ersten, der sich mit der Kinematik der menschlichen Bewegung beschäftigt hat. Bereits um 1900 veröffentlichte er Bildbände von Bewegungsabläufen, beispielweise dem Gehen oder Laufen (Abb. 2.3). Mit fortschreitender Technik, gelingt es heutzutage, Bewegungen in immer kleinere Zeitspannen zu unterteilen und als Bildfolge oder extremes Zeitlupenvideo darzustellen. Hochgeschwindigkeitskameras mit bis zu 1000 Bildern pro Sekunde werden eingesetzt und ermöglichen detaillierte Videoanalysen. Anhand der Videobilder können einzelne Körperteile markiert, digitalisiert und auf Modelle (Tab. 2.2) übertragen werden. Bei zwei oder besser mehreren Kameras ist es möglich, Bewegungen dreidimensional in Modellen nachzubilden. Die meisten dieser Modelle wurden entwickelt, um den Körperschwerpunkt (KSP) zu berechnen, der als Massenmittelpunkt den Angriffspunkt aller einwirkenden Kräfte kennzeichnet. Der Körperschwerpunkt spielt in sportwissenschaftlichen Untersuchungen eine wichtige Rolle, z.B. bei Gleichgewichtszuständen, Translations- oder Rotationsbewegungen. Jedes KSP-Berechnungsmodell unterteilt den menschlichen Körper in einzelne Segmente

² Gleiche Untersuchung wie Coh (2007, 2009a, 2009b).

(Abb. 2.3), die modellhaft als Zylinder oder Kegelstumpf dargestellt und somit mathematisch beschrieben werden können. Für alle Segmente sowie für den ganzen Körper (repräsentiert durch den KSP) können Zeit-, Weg-, Geschwindigkeit-, Beschleunigungs- und Winkelparameter aus der Videoanalyse bestimmt werden.

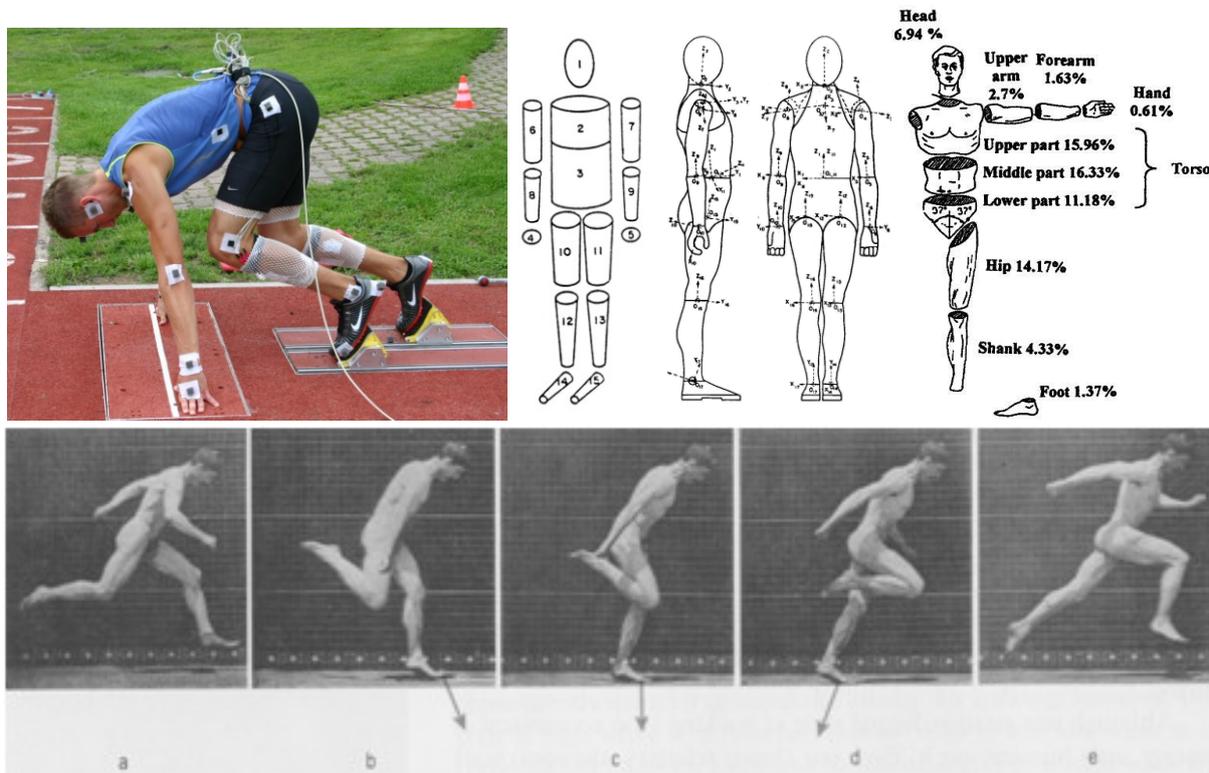


Abb. 2.3: Oben links: Athlet mit Körpermarkern, anhand derer die einzelnen Körpersegmente unterteilt werden. Oben Mitte bis rechts: Verschiedene Körpersegmentmodelle von Hanavan (1964), Hatze (1980) und Zatsiorsky (2002). Unten: Bilderreihe vom Laufen von Muybridge (Muybridge 1907).

Im Sport richtet sich das Augenmerk vor allem darauf, Technikmerkmale zu beschreiben und Unterschiede zwischen verschiedenen Leistungsleveln zu identifizieren. Beim Tiefstart sind beispielsweise Schrittlänge und -dauer, Unterschiede von Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkeln in der Fertig-Position (Tab. 2.3) bzw. nach dem Startschuss von Interesse. Die Vorteile der Videoanalyse liegen zum einen in der Bewegungsbeobachtung, da bei nachträglicher Digitalisierung der Bewegungsablauf aus jeder möglichen Perspektive betrachtet werden kann. Zum anderen können mit Hilfe der erfassten Daten theoretische Berechnungen von Bewegungsabläufen erstellt werden. Im Vergleich zur Messung der Bodenreaktionskräfte am Block ist bei der Videoanalyse eine Datenerhebung auch nach dem Verlassen des Blocks möglich. Die Nachteile der Videoanalyse liegen vor allem im hohen Messaufwand und in der arbeitsintensiven Auswertung. Die Probanden müssen markiert, die Kamerasysteme aufwändig eingestellt und kalibriert werden. Selbst mit automatischen

Aufnahmesystemen, die mittels Infrarotlicht reflektierende Marker eigenständig erkennen, ist eine Sofortauswertung momentan noch unverhältnismäßig aufwendig. So eignet sich die Videoanalyse nur bedingt für schnelle Feedbacks während Bewegungsanalysen im Training.

Tab. 2.2: Untersuchungen des Tiefstarts mittels Videoanalysen (HS-Video = Hochgeschwindigkeitsvideo mit Bildfrequenz).

Autor (Jahr)	Messmethode	KSP-Modell
Baumann (1976)	HS-Video, 200 Hz, 2D	27 Körpermarker, KSP-Modell nach Clauser (1969)
Mero (1983)	HS-Video, 100 Hz, 2D	14 Segmente, KSP-Modell nach Dempster (1955)
Mero (1988)	HS-Video, 100 Hz, 2D	14 Segmente, KSP-Modell nach Dempster (1955)
Schot (1992)	Cine-8 Super 8mm Kamera, 80 Hz	Nicht beschrieben
Coh (1998)	2 SVHS Kameras, 50 Hz, 2D	16 Segmente, „Susanka“ Modell
Coh (2004) ³	2 SVHS Kameras, 50 Hz, 2D	16 Segmente, „Susanka“ Modell
Salo (2004)	Digitale Kamera, 50 Hz, 2D	18 Körpermarker, KSP-Modell nach Zatsiorsky & Seluyanov (1983)
Coh (2006a)	HS-Video, 200 Hz, 2D	7 Segmente, KSP-Modell nach Dempster (1955)
Coh (2006b) ⁴	HS-Video, 200 Hz, 2D	7 Segmente, KSP-Modell nach Dempster (1955)
Rhoades (2006)	4 Kameras, 60 Hz, 3D	Nicht beschrieben
Bradshaw (2006)	2 HS-Kameras, 250 Hz, 2D	18 Körpermarker, KSP-Modell nach Johnson und Buckley (2001)
Coh (2007)	9 CCD-Kameras, 60 Hz, 3D	17 Körpermarker
Bradshaw (2007) ⁵	2 HS-Kameras, 250 Hz, 2D	18 Körpermarker, KSP-Modell nach Johnson und Buckley (2001)
Maulder (2008)	2 HS-Kameras, 250 Hz, 2D	18 Körpermarker, KSP-Modell nach Johnson und Buckley (2001)
Coh (2009a)	9 CCD-Kameras, 60 Hz, 3D	17 Körpermarker
Coh (2009b)	9 CCD-Kameras, 60 Hz, 3D	17 Körpermarker
Bezodis (2010a)	1 HS-Kamera, 200 Hz	18 Körpermarker, 14 Segmente, KSP-Modell nach de Leva (1996)
Bezodis (2010b)	1 HS-Kamera, 200 Hz	18 Körpermarker, 14 Segmente, KSP-Modell nach de Leva (1996)
Coh (2010) ⁶	9 CCD-Kameras, 60 Hz, 3D	17 Körpermarker
Brown (2010)	3 Kameras, 60 Hz, 3D	16 Körpermarker
Debaere (2010)	12 HS Kameras, 250 Hz, IR-Messung, 3D	66 Körpermarker
Slawinski (2010a)	12 HS Kameras, 250 Hz, IR-Messung, 3D	63 Körpermarker, 16 Segmente, KSP-Modell nach ISB-Setup (Wu et al. 2002; Wu et al. 2005)
Slawinski (2010b)	12 HS Kameras, 250 Hz, IR-Messung, 3D	63 Körpermarker, 16 Segmente, KSP-Modell nach ISB-Setup (Wu 2002; Wu 2005)
Slawinski (2012)	12 HS Kameras, 250 Hz, IR-Messung, 3D	63 Körpermarker, 16 Segmente, KSP-Modell nach ISB-Setup (Wu 2002; Wu 2005)

³ Gleiche Untersuchung wie Coh (1998).

⁴ Gleiche Untersuchung wie Coh (2006a).

⁵ Gleiche Untersuchung wie Bradshaw (2006).

⁶ Gleiche Untersuchung wie Coh (2007, 2009a, 2009b).

2.2.2 Untersuchungen der Fertig-Position

Die Fertig-Position ist sicherlich die am meisten untersuchte Teilphase des Sprintstarts in der Tiefstartforschung. Zum einen lässt sich die Fertig-Position durch ihre annähernd statische Haltung sehr gut vermessen, zum anderen kann sie durch Veränderungen der Block-, Hand- oder Fußposition einfach verstellt werden. In der Literatur wird größtenteils von drei Startpositionen gesprochen, die sich durch den jeweiligen Blockabstand zueinander abgrenzen. Die enge Startstellung mit einem Blockabstand <30 cm, die mittlere Startstellung mit einem Blockabstand von 30-50 cm und die gestreckte Startstellung >50 cm (Jonath et al. 1995; Harland et al. 1997). Die mittlere Startstellung wird in den meisten Publikationen empfohlen bzw. auch von den meisten Sprintern verwendet (Hoster et al. 1978; Hoster 1981; Mero 1988). Die Abstände von den Blöcken zur Startlinie sind laut Mendoza (1993) bei 47 cm beim vorderen Block und 82 cm beim hinteren Block optimal, wobei es hier sicher große individuelle Unterschiede gibt (Tab. 2.3). Etwaige Vorteile der mittleren Startposition sind die günstige Gewichtsverteilung von Händen und Füßen und die günstigen Kniewinkel (Jonath 1995; Michel 2001) sowie ein optimaler Kraftstoß und eine anschließend optimale Laufvorlage (Hoster 1978). Eine enge Startstellung kommt Läufern zugute, die mit hoher Schrittfrequenz laufen, und hat den Vorteil einer kurzen Startzeit (Jonath 1995; Michel 2001). Nachteilig wirkt sich die starke Belastung der Hände aus sowie das kurze Setzen des ersten Schrittes (Jonath 1995; Michel 2001). Die weite Startstellung wird charakterisiert durch einen intensiven Abdruck vom vorderen Bein, der sich bei geringer Krafftähigkeit negativ auswirkt (Jonath 1995; Michel 2001). Der KSP kann durch den größeren Abstand zur Startlinie länger beschleunigt werden, weshalb größere Schrittlängen, längere Druckzeiten und höhere Startgeschwindigkeiten gemessen werden (Henry 1952; Schot 1992; Slawinski et al. 2012). Aufgrund der längeren Startdauer empfiehlt Slawinski (2012) die gestreckte Startstellung nur für längere Sprintdistanzen. Die Auswirkungen der Startstellung auf Zwischenzeiten (5 m, 10 m, 20 m, 30 m) sind umstritten. Biancani (1978) misst bei gestreckter Startposition (Blöcke weit von der Startlinie entfernt) schnellere Zwischenzeiten, Slawinski (2012) langsamere Zwischenzeiten. Coh (1998) findet keinen Einfluss der Startstellung auf die 5 m-Zwischenzeit, wohl aber auf 10 m und 20 m. Eine hohe Startgeschwindigkeit lässt sich somit nicht direkt auf die Zwischenzeiten übertragen.

Die Bodenreaktionskräfte der Hände wurden lediglich in zwei Untersuchungen gemessen. Hierbei lag der Fokus der Untersuchung in der horizontalen Gegenkraft der Arme gegenüber der Beine (Gutierrez-Davilla 2006) bzw. dem Lösen der Arme nach dem Startschuss (Komi 2009). Der Einfluss der Handkräfte in einer umfassenden Diagnostik fehlt bisher. Bei Untersuchungen zur Verteilung der Gewichtskräfte in der Startstellung bzw. der Einflussnahme der Arme kann der Anteil der Hände daher nur über den fehlenden Anteil an der Gewichtskraft bestimmt werden. Trotzdem herrscht eine unklare Datenlage. Diverse Autoren sprechen von einer Gewichtsverteilung zugunsten der Beine (Mero 1983; Baumann 1986), andere von einer Gleichverteilung zwischen Armen und Beinen (Bauersfeld et al. 1992; Jonath 1995; Coh 1998). In den veröffentlichten Kraft-Zeit-Verläufen von Komi (2009) lässt sich eine Verteilung 2/3 Arme zu 1/3 Beine abschätzen. Er verwendet für jede Extremität eine eigene Kraftmessplatte. Leider stellt er nicht den horizontalen und vertikalen, sondern nur den resultierenden Kraft-Zeit-Verlauf dar. Henry (1952) empfiehlt das Gewicht auf den Armen gering zu halten, da ein schnelles Lösen der Arme ansonsten behindert würde. Die Arme lösen innerhalb 0.15-0.20s nach dem Startschuss und sind daher wenig geeignet, um große Kraftimpulse zu generieren (Atwater 1982; Ozolin 1988). Ob eine starke Verlagerung des Gewichts auf die Hände die Reaktionszeit beeinflusst, bleibt zu bezweifeln (Hoster 1981). Hingegen lässt sich bei guten Athleten eine Zunahme der Gewichtsverlagerung in Richtung Hände feststellen (Baumann 1976; Hoster 1978; Mero 1983; Mendoza 1993; Coh 1998; Slawinski et al. 2010a). Mehr Kraft im Schulterbereich erlaubt den Athleten eine gewisse Vorlage, was den KSP in Richtung Startlinie schiebt. Die Stützweite der Arme sollte dabei lediglich schulterbreit sein, um ein Absenken des KSPs zu vermeiden (Hoster 1978). Zur Stellung der Füße auf den Blöcken gibt es ebenfalls kein eindeutiges Forschungsbild. Hoster (1981) und Mero (1983) empfehlen die Füße so zu positionieren, dass das Zehengrundgelenk Kontakt mit der Laufbahn behält. Mit dieser Fußstellung besteht die Möglichkeit, mehr Gewicht in Richtung Arme zu verlagern, da die breitere Fußauflage mehr Stabilität bietet. Mero sieht den Vorteil in der Vordehnung der Wadenmuskulatur, da mit höherer Vorspannung und mehr Gewicht auf den Füßen ein explosiverer Abdruck gewährleistet werden kann. Eine höhere Vorspannung hat allerdings nur geringen Einfluss auf die Startleistung. Gutierrez (2006) untersucht diesen Einfluss und findet außer einer längeren Druckzeit keine statistisch relevanten Unterschiede. Es lässt sich kein Zusammenhang zwischen Startgeschwindigkeit und der Vorspan-

nung am Startblock finden. Allerdings macht er keine Angaben zur Stellung des Zehengrundgelenks. Unter der Annahme, dass die Positionierung des Fußes einen Einfluss auf den Startvorgang hat, rückt auch der Winkel des Startblocks in den Fokus. Ein größerer (steilerer) Blockwinkel bringt keine Vorteile. Die Länge der Wadenmuskulatur nimmt ab, es lässt sich keine höhere Startgeschwindigkeit messen (Hoster 1981; Guissard et al. 1992; Coh et al. 2006b). Je kleiner der Blockwinkel, desto höher ist die Startgeschwindigkeit bei gleich bleibender Druckzeit, solange der Winkel im Fußgelenk kleiner als 90° bleibt (Hoster 1981). Zur Länge der Blockauflageflächen stellt Yu (2012) in einer Untersuchung mit 20 Jugendlichen fest, dass bei kurzer Auflagefläche eine höhere Kraft generiert wird als bei längerer Auflagefläche. Die Jugendlichen trainierten einen Monat mit beiden Blöcken, um motorische Lerneffekte möglichst gering zu halten. Verbesserungen in Bezug auf Zwischenzeiten konnte Yu nicht feststellen. Weitere Forschungen zu den Startblöcken untersuchen den lateralen Abstand der Blöcke, also die Blockweite ausgehend von der Mitte der Laufbahn. Allgemein wird eine hüftbreite Startstellung empfohlen (Hoster 1981), jedoch bieten die gängigen Startsysteme keine explizite Einstellungsmöglichkeit in dieser Ebene an. Breitere bzw. engere Blockweiten bieten keinen Vorteil. Bei extremen Blockweiten tendiert der erste Schritt ins Lot der hüftbreiten Startstellung und muss somit mehr Weg zurücklegen, was sich wiederum negativ auf Zwischenzeiten bei 5m und 10m auswirkt. Somit sollte sich die Blockweite der Schrittweite der ersten Beschleunigungsschritte anpassen (Parry 2003; Rhoades 2006). Brown (2010) untersucht einen Startblock-Prototypen, bei dem die Startblöcke auf zwei separaten Schienen befestigt sind. Diese Schienen sind vorne miteinander verbunden und bilden dadurch einen spitzen Winkel von 16° . Bei der Frage nach Veränderungen der Tiefstartbewegung findet Brown weder bei der Schrittlänge noch bei der Blockdauer einen Einfluss des Spezialblocks auf die Startgeschwindigkeit (Abb. 2.4).

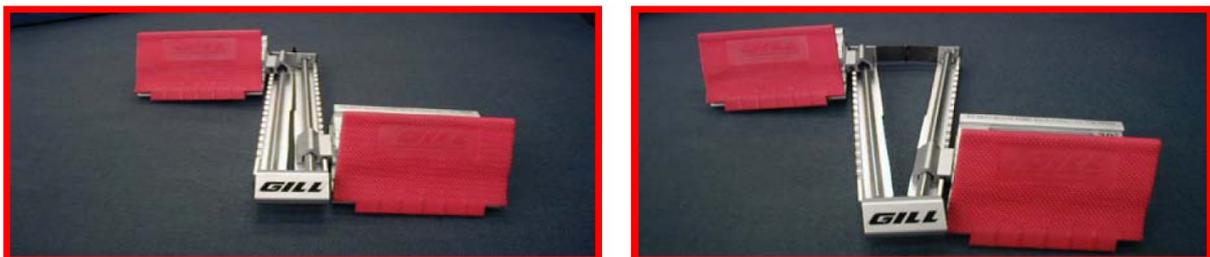


Abb. 2.4: Veränderbarer Startblock von Gill (Brown 2010).

Der Tiefstart hat sich im Wettkampfsport bei den Sprintdisziplinen seit den zwanziger Jahren des 20. Jahrhunderts etabliert. Forschungen haben allerdings bewiesen, dass der Hochstart nach wie vor eine geeignete Startposition sein kann. In frühen Untersuchungen wurde vor allem im Bezug auf den Hürdenlauf der Hochstart als gute Alternative betrachtet, da der KSP sich schon auf Höhe der Hürden befindet (Desiprés 1973). In neueren Untersuchungen wurden Unterschiede zwischen Hoch- und Tiefstart bei der Geschwindigkeit und Beschleunigung bis zum Lösen des zweiten Schrittes festgestellt. Beim Hochstart liegt die Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Lösens des zweiten Schrittes höher als beim Tiefstart. Mit dem Tiefstart wird aber eine größere Beschleunigung bis zu diesem Zeitpunkt erreicht (Salo 2004).

Eine Vielzahl von Autoren beschreiben Eigenschaften, die einen guten Start und eine gute Startposition kennzeichnen. Beim Tiefstart ist dies vor allem ein langer Beschleunigungsweg des KSP, der über die Winkel von Hüfte, Knie und Sprunggelenk modifiziert werden kann (Hoster 1981). Die optimalen Winkel sind individuell unterschiedlich (Tab. 2.3 und Abb. 2.5). Tendenziell werden für Anfänger im Sprintbereich größere Winkel empfohlen, da sie mit einem niedrigeren Kraftniveau besser „startbar“ sind (Hoster 1978; Mero 1983). Vor allem die Hüftextensoren (Glutealmuskulatur), die für die Oberkörperstreckung zuständig sind, müssen bei kleinen Hüftwinkeln gut ausgebildet sein. Über die Kniewinkel herrscht Uneinigkeit. Mero (1983) findet keine Unterschiede zwischen guten und sehr guten Sprintern, Slawinski (2010a) misst bei sehr guten Sprintern größere Kniewinkel am hinteren Bein. Sehr gute Sprinter schaffen es, ihre Startposition so zu wählen, dass der KSP näher an der Startlinie ist, als dies bei weniger guten Athleten der Fall ist (Baumann 1976; Mero 1983; Coh 1998; Slawinski 2010a). Beim Vergleich zu männlichen Sprintern werden bei Frauen größere Winkel in Schulter und Knie gemessen und der KSP liegt näher an der Startlinie. Die relative KSP-Höhe in Bezug zur Körpergröße liegt höher. Diese Unterschiede begründet Coh (1998) mit den unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten.

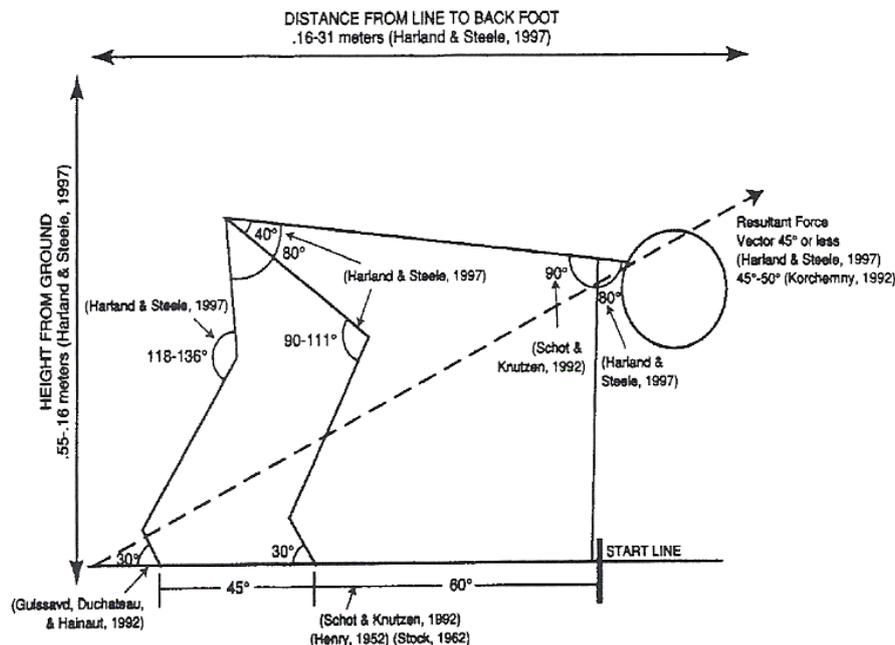


Abb. 2.5: Winkel- und Längenangaben in der Fertig-Position von verschiedener Autoren (Helmick 2003).

2.2.3 Die Bewegungskinematik nach Verlassen des Blocks

Ähnlich wie bei Messung der Bodenreaktionskräfte, beschreiben frühe Untersuchungen kinematischer Messgrößen die Individualität der Athleten (Blader 1968; Schnauber 1975). Zunächst werden die horizontalen und vertikalen Anteile von Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung oder Winkel von Körperteilen in der Sagittalebene durch mehrheitlich zweidimensionale Berechnungen (Tab. 2.2) analysiert und mit Leistungskennwerten wie 5 m-, 10 m-, 20 m-Laufzeiten oder der 100 m-Bestzeit verglichen. Erste komplexe Zusammenhänge beschreibt Mero (1983), der eine positive Korrelation zwischen der Laufgeschwindigkeit (Geschwindigkeit des KSP) und der Schrittfrequenz und eine negative Korrelation zwischen der Laufgeschwindigkeit und dem Absinken des KSP pro Schrittzyklus findet. Langsamere Läufer haben eine längere Bodenkontaktzeit, der KSP sinkt in dieser Zeit stärker als bei schnelleren Läufern ab. Mero vermutet, dass die Beinextensoren von schwächeren Athleten elastischer sind. In horizontaler Richtung misst Mero (1988) auch in den ersten Schritten Bremsphasen, obwohl der KSP bei Fußaufsatz deutlich vor der Stützstelle liegt. Coh (1998; 2004) findet Unterschiede zwischen Männern und Frauen im Bereich der Kraftfähigkeiten (Kapitel 2.1), nicht aber in Bezug auf kinematische Parameter. Aus den Videobildern berechnet er bei einer späteren Untersuchung (2006a; 2006b) eine

durchschnittliche, maximale Startgeschwindigkeit von 4.18 m/s, die im Vergleich zu den ermittelten Geschwindigkeiten aus den Bodenreaktionskraftmessungen zu hoch erscheint (Tab. 2.1 und Abb. 2.6). Bei besseren Athleten findet Coh kürzere Bodenkontaktzeiten, höhere Schrittfrequenzen und größere Schrittlängen. Für einen guten Übergang zur Beschleunigungsphase sind für ihn die Länge des ersten Schrittes und dessen Bodenkontakt entscheidend. Den ersten Schritt untersucht Coh in weiteren Publikationen (2007; 2009a; 2009b; 2010). Kennzeichen für einen guten ersten Schritt sind seiner Meinung nach eine hohe Position des Fußes während des Setzens. Gleichfalls ist das Sprunggelenk möglichst steif zu halten, um ein Absinken der Ferse zu vermeiden. Ein Absinken der Ferse würde die Kontaktzeit verlängern. Die ersten Schritte nach dem Start kennzeichnen sich durch eine hohe Bewegungsvariabilität, die bei höherer Startgeschwindigkeit abnimmt (Bradshaw et al. 2006; 2007). Maulder (2008) untersucht solche Einflüsse, indem er Athleten mit zusätzlichem Gewicht starten lässt, welches an einem Schlitten mit Seil befestigt ist. Die Athleten starten mit 10% bzw. 20% ihres Körpergewichts als Ballast. Maulder interessiert, wie stark sich der Bewegungsablauf verändert, um Empfehlungen für etwaige Trainingsinterventionen zu geben. So nehmen bei größerer Last die Blockzeit und die 10 m-Zeit zu, Startgeschwindigkeit, Startbeschleunigung, Startwinkel und Schrittlänge nehmen ab. Ist allerdings die Last nicht höher als 10% des Körpergewichts, so gibt es keine signifikanten Veränderungen der Sprintstart-Technik oder der Schrittgestaltung. Die Laufzeiten verringerten sich um weniger als 10%. Bei größerer Last (20% des Körpergewichts) sind längere Blockzeiten und niedrigere Startwinkel auffällig. Prinzipiell empfiehlt Maulder Training mit geringerer Last, um den technischen Ablauf unbeeinflusst zu lassen. Untersuchungen über den Bewegungsablauf orientieren sich vor allem an Veränderungen der Gelenkwinkel von Hüfte, Knie und Sprunggelenk. Bei Vergleich von vorderem zu hinterem Bein ist das Bewegungsausmaß (range of motion) beim vorderen Bein in allen drei Gelenken (Sprung-, Knie-, Hüftgelenk) größer (Bezodis et al. 2010a). Je kleiner die Winkel am hinteren Bein sind, desto länger ist die Verweildauer am Block. Einen Bezug zur Länge des ersten Schrittes kann Bezodis nicht herstellen.

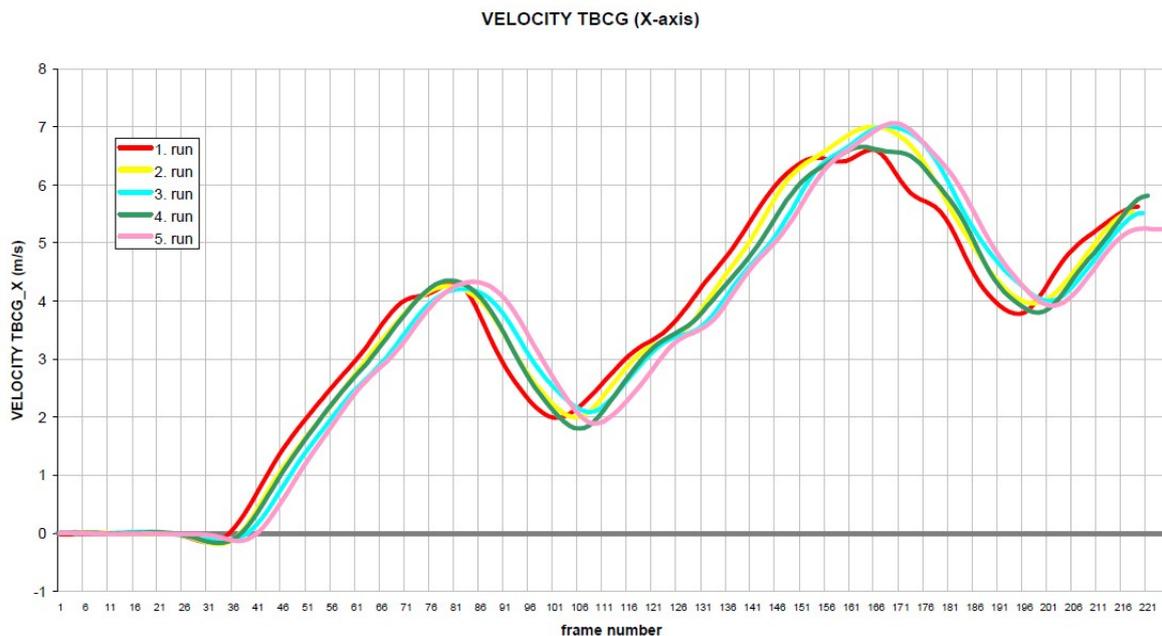


Abb. 2.6: Geschwindigkeitsverlauf des KSP über zwei Schrittzyklen (Coh 2006b).

Nicht nur bei der Messung von Bodenreaktionskräften, sondern auch bei kinematischen Größen stellt sich die Frage nach der angemessenen Bewertung bzw. Beurteilung der Startleistung. In einer weiteren Veröffentlichung untersucht Bezodis (2010b) 10 Kriterien: die Startgeschwindigkeit, die durchschnittliche horizontale Blockbeschleunigung, die durchschnittliche horizontale externe Energie, die normierte durchschnittliche horizontale externe Energie sowie die Zeiten und Geschwindigkeiten bei 10 m, 20 m und 30 m. Keines der Kriterien beurteilt die Startleistung seiner zwölf Probanden in der gleichen Reihenfolge. Bezodis schlägt vor, die normierte durchschnittliche horizontale externe Energie als Leistungsindikator zu verwenden, da dort neben Geschwindigkeit, Dauer und Masse des Athleten auch dessen körperlichen Gegebenheiten in Form der Beinlänge berücksichtigt sind. Die durchschnittliche horizontale externe Energie hingegen kann bei ähnlich konstituierten Sprintern zum Vergleich sowie zur Untersuchung der einzelnen Phasen des Sprintlaufs herangezogen werden.

Slawinski (2010a) meint anhand der Armbewegung bzw. Armkoordination sowie der Muskelkraft der Arme, die Effektivität des Sprintstarts beschreiben zu können. Er untersucht sehr gute und gute Sprinter und findet im Bewegungsablauf der Arme Unterschiede. Bessere Athleten haben größere Bewegungsausmaße und erzeugen größere Impulse mit den Armen. Dies erlaubt ihnen aus einer tieferen Position zu starten. Die tiefere und nach vorn verlagerte Startposition können sie aufgrund der

höheren Muskelkraft der Arme einnehmen (Kapitel 2.2.2). Weitere Merkmale von besseren Athleten sind die größere Startgeschwindigkeit und die größere Schrittlänge beim ersten Schritt. In einer zweiten, umfassenden 3D-Untersuchung berechnet Slawinski (2010b) die kinetische Energie aller Körpersegmente. Durch ein verbessertes Zusammenspiel zwischen oberen und unteren Extremitäten sieht er noch großes Potential in der Verbesserung der Startleistung. Seiner Meinung nach reicht es nicht aus, eine komplexe Bewegung wie den Sprintstart mittels zweidimensionaler Bewegungsanalyse zu untersuchen.

Tab. 2.3: Kinematische Parameter in der Fertig-Position. Die Längenmaße beziehen sich zur Startlinie. Der Startwinkel ist nicht einheitlich definiert und somit nur eingeschränkt vergleichbar.

Autor (Jahr)	Horiz. KSP-Höhe [cm]	Vertik. KSP-Höhe [cm]	Abstand vord. Bein vom Block [cm]	Abstand hint. Bein vom Block [cm]	Startwinkel [°]	Fußgelenkwinkel vord. Bein [°]	Kniewinkel vord. Bein [°]	Hüftwinkel vord. Bein [°]	Fußgelenkwinkel hint. Bein [°]	Kniewinkel hint. Bein [°]	Hüftwinkel hint. Bein [°]
Baumann (1976)	16-27	60-66	53-60	79-88							
Hoster (1978)			30-50	75-90			90			110-130	
Borsow (1979)							92-105	55		115-138	89
Hoster (1981)			44-50	69-81	42-46						
Atwater (1982)	12-20	48-66									
Mero (1983)	17-19	61-62	58-60	84-87	38-42	115	106-111	41-52	105-106	130-140	80-89
Mero (1988)	29	57	51	83	32	94	96	39	96	126	77
Mendoza (1993)			47-52	82-85							
Mc Clements (1996)											
Coh (1998)	19	54	55	82	50(12)	98	94	45	97	113	70
Coh (2004) ⁷	19	54	55	82	50(12)	98	94	45	97	113	70
Salo (2004)		57									
Coh (2006a) ⁸	32	54									
Coh (2006b)	32	54									
Coh (2007) ⁹			65	94							
Coh (2009a)			65	94							
Coh (2009b)			65	94							
Coh (2010)			65	94							
Slawinski (2010a) ¹⁰	23	66			35		111			136	
Slawinski (2012) ¹¹	25	67									

⁷ Gleiche Untersuchung wie Coh (1998). Nur Männer dargestellt. Startwinkel zwischen Laufbahn und Unterschenkel, in Klammer KSP-Winkel bei Verlassen des Blocks.

⁸ Gleiche Untersuchung wie Coh (2006b).

⁹ Gleiche Untersuchung wie Coh (2009a, 2009b, 2010).

¹⁰ Zwei Versuchsgruppen, Werte der Elite Gruppe, Startwinkel = Boden-Becken des hinteren Beins beim Verlassen des Blocks.

¹¹ Medium-Position dargestellt.

2.3 Die Reaktionszeit

In der Sportwissenschaft wird zwischen Einfach- und Auswahlreaktionen unterschieden. Bei einer Einfachreaktion ist die Handlung nach der Signalgebung klar definiert. Beispiel dafür ist der Tiefstart. Nach dem Startschuss erfolgt eine definierte Aktion, in diesem Fall das Loslaufen. Bei der Auswahlreaktion stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung. Als Beispiel dient hier der Tennisspieler, der die Möglichkeit hat, den Ball gerade oder diagonal zu spielen. Einfachreaktionen sind die schnellsten willkürlich ausgeführten Bewegungen mit den kürzesten Reaktionszeiten. Die Reaktionszeit (Dauer zwischen Signal und Antwort) beinhaltet verschiedene Faktoren mit einer eigenen Prozessdauer, die summiert die (Gesamt-) Reaktionszeit ergeben (Pain 2007). Nachfolgend sind dies die Ankunft des Stimulus am Sensororgan (Schallwellen des Startschuss zum Ohr), Umwandlung des Stimulus vom Sensororgan zu einem neuronalen Signal (Umwandlung der Schallwellen vom Trommelfell über die Gehörknochen zum elektrischen Impuls in der Gehörschnecke), Weiterleitung des neuronalen Signals (zum motorischen Zentrum im Gehirn und von dort zur Muskulatur), muskuläre Aktivierung (chemischer Prozess zur Muskelaktivierung ausgehend von der motorischen Endplatte) und die Elastizität des Gewebes (beispielsweise Längenänderung bei Sehnen oder Bändern) (Abb. 2.7).

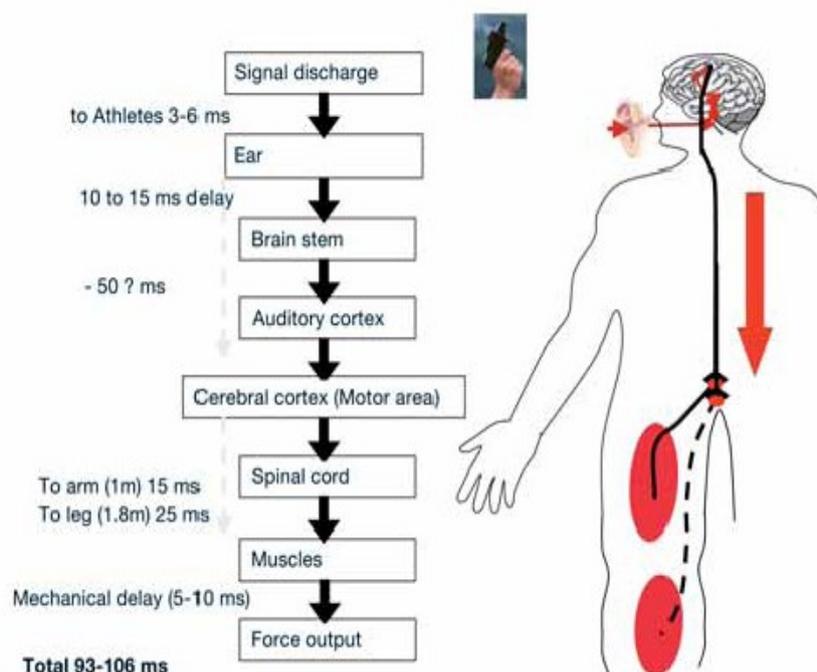


Abb. 2.7: Prozessablauf und -dauer einer Einfachreaktion (Komi 2009)

In nahezu jeder Studie, die sich mit dem Tiefstart beschäftigt, wird die Reaktionszeit bestimmt. Grundsätzlich kann zwischen zwei Sorten von Ergebnissen unterschieden werden. Zum einen sind dies die offiziellen Reaktionszeiten von Großereignissen wie Weltmeisterschaften oder Olympische Spiele. Zum anderen gibt es Labormessungen mit verschiedenen Methoden zur Reaktionszeitbestimmung. Betrachtet man die Untersuchungen von Großereignissen (Tab. 2.4), so sind die Reaktionszeiten von Elite-Athleten durchschnittlich kleiner 200 ms und korrelieren mit der Länge der Laufstrecke (Dostal 1981; Moravec et al. 1988; Duffy 2003; Lynch 2003; Yu 2012). Je kürzer die Distanz, desto kleinere Reaktionszeiten wurden gemessen (Moravec 1988; Martin et al. 1995; Lynch 2003; Babic et al. 2009a; Babic et al. 2009b). Es wurden keine Unterschiede zwischen Vor-, Zwischen-, oder Endläufen gefunden und auch keine Unterschiede zwischen Hürden- und Sprintstart gleicher Distanz. Mehrkämpfer zeigen vergleichbare Reaktionszeiten wie Spezialsprinter (Babic 2009b). Bei Untersuchungen der Reaktionszeit im Labor (Tab. 2.5) findet die Mehrzahl der Autoren keine Unterschiede zwischen verschiedenen Leistungslevel (Weltmeisterschafts- gegenüber regionalem Niveau). Einzig Fortier (2005) hat signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Leistungsgruppen gemessen. McClement (1996) findet keinerlei Verbesserungen der Reaktionszeit nach Training mit Hilfe von speziellen Feedback-Methoden. Gutierrez-Davilla (2006) erkennt keinen Unterschied zwischen Startversuchen mit und ohne muskulärer Vorspannung. Parry (2003) misst bei unterschiedlichen Startstellungen unterschiedliche Reaktionszeiten, begründet dies allerdings durch Lerneffekte aufgrund der methodischen Anordnung seiner Untersuchung. Die Reaktionszeit ist somit nur bedingt empfänglich für Trainingsinterventionen (Mero et al. 1992; Martin 1995; Babic 2009a; Slawinski 2010a; Yu 2012).

Unterschiede der Reaktionszeiten lassen sich auf das Geschlecht oder auf äußere Einflüsse zurückführen. Frauen haben im Vergleich zu Männern langsamere Reaktionszeiten bei Großereignissen (Moravec 1988; Lynch 2003; Brown 2008; Babic 2009b; Lipps et al. 2011). Lipps (2011) erklärt dies durch die verwendeten Messsysteme, bei denen zum Teil definierte Kraftschwellen zu überwinden sind. Frauen erreichen durch ihre geringeren Kraftverhältnisse diese Schwelle später und haben dadurch vermeintlich langsamere Reaktionszeiten (Komi et al. 1978). Coh (1998) findet keine Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Er berechnet die Reaktionszeit nach der Methode von Mero (1988), die geschlechterneutral ist, da 10% der

maximalen Kraft in horizontaler Richtung als Schwellenwert genutzt werden. Weitere Unterschiede wurden bei Betrachtung der Bahnverteilung gefunden (Julin et al. 2003; Dapena 2005; Brown 2008). Athleten, die näher am Starter positioniert sind, haben kürzere Reaktionszeiten. Brown (2008) und Maraj (2004) haben zudem nachgewiesen, dass die Lautstärke des Startsignals einen Einfluss auf die Reaktionszeit hat. Dies und die Laufzeit des Schalls dürften die Erklärung für den Zusammenhang zwischen Reaktionszeit und Startbahn sein.

Tab. 2.4: Studien der Reaktionszeiten bei Leichtathletik-Großereignissen.

Autor (Jahr)	Ereignis
Dostal (1981)	Europameisterschaft Prag 1978
Moravec (1988)	Weltmeisterschaft Rom 1987
Tibshirani (1997)	Olympia Atlanta 1996
Anonym („What Drummonds block really said“ 2003)	Weltmeisterschaft Paris 2003
Duffy (2003)	Weltmeisterschaft 1997-2003
Dapena (2005)	Weltmeisterschaft Göteborg 1995 Olympia Atlanta 1996 Weltmeisterschaft Paris 2003 Olympia Athen 2004
Brown (2008)	Olympia Athen 2004
Babic (2009a)	Olympia Athen 2004
Babic (2009b)	Olympia Athen 2004
Lipps (2011)	Olympia Peking 2008
Pilianidis (2012)	Olympia Sydney 2000 Olympia Athen 2004 Olympia Peking 2008
Pavlovic (2014)	Olympia Athen 2004 Olympia Peking 2008 Olympia London 2012

Eine zentrale Frage der Tiefstart-Forschung gilt der Bestimmungsmethode der Reaktionszeit und deren Validität. Eine erste Differenzierung der Reaktionszeit im Sprintstart stellt Payne (1971) vor. Das erste Signal, welches auf einer Kraftmessplatte gemessen wird, erscheint früher als die erste Bewegung des Athleten. Die Dauer dieser Zeitspanne beschreibt er nicht. Er betitelt dafür die Dauer vom Startschuss bis zur Messung von ersten Signalen auf der Kraftmessplatte als „pre-motor periods“. In der heute üblichen Nomenklatur wird die Gesamtreaktionszeit als „total reaction time“ (TRT) beschrieben, bestehend aus „pre-motor time“ (PMT) und „motor time“ (MT) (Mero 1990). PMT ist dabei die Dauer vom Startschuss bis zur Messung von elektrischer Aktivität in der Muskulatur (bestimmt durch Muskel-Elektromyographie, kurz EMG). MT definiert die Verweildauer zwischen EMG-Aktivität und Messung der Reaktionskraft besagter Muskeln. Bei Betrachtung der EMGs unterschiedlicher Mus-

keln werden zeitlich differenzierte PMTs gemessen. Beim Tiefstart beträgt die Dauer zwischen 60–120 ms nach dem Startschuss (Mero 1990; Pain 2007; Brown 2008; Komi 2009). Der Vergleich von Reaktionszeiten kann somit nur bei gleicher Bestimmungsmethode erfolgen (Mero 1990). Weiterhin wird kontrovers diskutiert, welches Kriterium als erster Reaktionsbeginn beim Tiefstart gelten soll. Der Reaktionszeitbeginn ist im Wettkampfsport elementar für die Erkennung etwaiger Fehlstarts. Momentan gilt als Fehlstart, wer eine Reaktionszeit kleiner als 0.1 s nach Abgabe des Startsignals aufweist. Was als Reaktion gilt, wird nicht exakt beschrieben. Im Regelwerk (IAAF 2012) heißt es lediglich: „*[Der Läufer] darf erst mit seinem Start beginnen, nachdem er das Startsignal gehört hat*“ (deutsche Übersetzung (DLV 2012)). Diese Formulierung lässt Spielraum für verschiedenste Anwendungen der Reaktionszeitbestimmung. Im Speziellen geht es darum, welcher Zeitpunkt in der Signalgebungskette identifizierbar und welche Reaktionszeit dort als physiologisch zu betrachten ist. Die technischen Möglichkeiten der derzeitigen Start- und Fehlstartkontrollsystemen müssen dabei ebenso berücksichtigt werden wie auch der ungestörte Startablauf. Die Hersteller von Startsystemen veröffentlichen keine technischen Dokumentationen zu ihren Methoden der Reaktionszeitbestimmung (Pain 2007). Im Detail bleibt unklar, was als Reaktionszeit gemessen wird. Aus der Literatur sind mehrere Verfahren bekannt, die teilweise jedoch erst nach dem Start eine Bestimmung der Reaktionszeit zulassen. Zudem ist nicht dokumentiert, ob diese Methoden auch Anwendung in den Start- und Fehlstartkontrollsystemen finden. Die Fehleranfälligkeit von Fehlstartkontrollsystemen wurde 2003 bei den Leichtathletik-Weltmeisterschaften in Paris demonstriert. Der US-amerikanische Sprinter Jon Drummond wurde disqualifiziert, obwohl im Nachhinein zweifelsfrei festgestellt werden konnte, dass er keinen Fehlstart begangen hatte (Abb. 2.8).

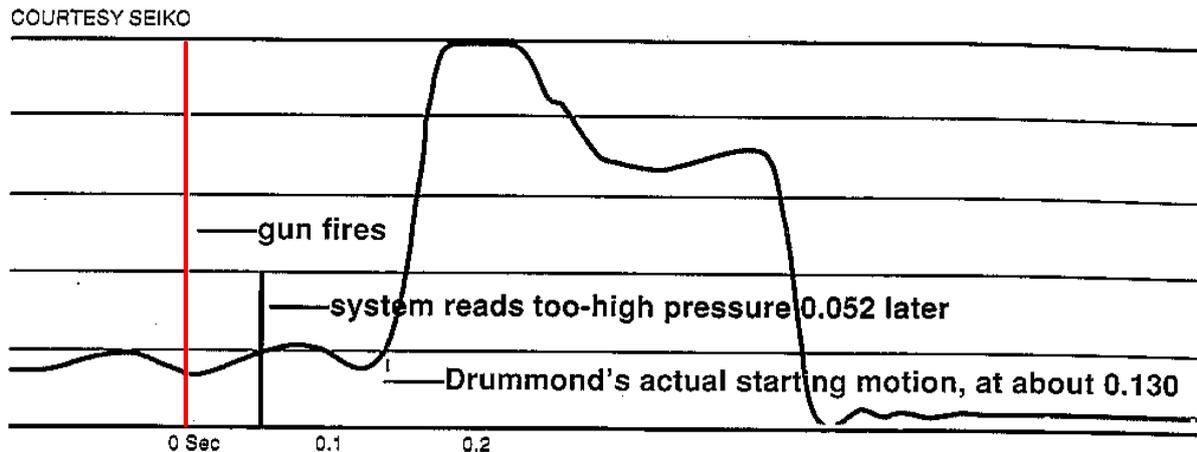


Abb. 2.8: Veröffentlichter Kraft-Zeit-Verlauf von Jon Drummond vom 100 m-Halbfinale der Leichtathletik-Weltmeisterschaften 2003 in Paris ("What Drummonds block really said" 2003). Das Fehlstartkontrollsystem löst offensichtlich zu früh aus.

Mero (1988; 1990) gibt in seinen Publikationen den Zeitpunkt an, bei dem die Horizontalkraft beider Beine 10% der Maximalkraft erreichen, abzüglich des Werts der Vorspannung, den er mit 4,6% der Maximalkraft angibt. Mit dieser Messmethode erhält er eine durchschnittliche Reaktionszeit von 0.12 s. Eine weitere Bestimmungsart ist das Überschreiten einer definierten Schwelle von 250 N (Horizontalkräfte beider Beine). Auch diese Methode wird kontrovers diskutiert (Pain 2007; Lipps 2011). Schnauber (1975) überprüft dieses Fehlstartkriterium anhand einer Untersuchung mit 30 Sportstudenten. Er verweist schon damals auf die Kritik dieses Verfahrens, dass schwere Sprinter, die eine hohe Vorspannung in der Startposition haben, eventuell früher die Schwelle auslösen und damit im Hinblick auf einen möglichen Fehlstart einen Nachteil erfahren. Allerdings stellt er in seiner Untersuchung fest, dass der höchste gemessene Wert für die Vorspannung bei 190 N liegt. Die Schwelle von 250 N überschreitet bei ihm kein Athlet früher als 0.14 s nach dem Startschuss. Er bestimmt weiterhin auch manuell die ersten sichtbaren Anstiege der Kraft-Zeit-Verläufe beider Beine. Die kürzeste Zeitspanne liegt am hinteren Bein, mit 0.12 s noch oberhalb von 0.1 s. Der Kraft-Zeit-Verlauf von Jon Drummond (Abb. 2.8) zeigt, dass die 250 N - Schwelle (offensichtlich wurde diese Methode benutzt) vor der eigentlichen Startbewegung überschritten werden kann. Pain (2007) präsentiert weitere Bestimmungsmethoden, die scheinbar von den Herstellern von Start- und Fehlstartkontrollsystemen verwendet werden. Zur „starren“ 250 N - Schwelle wird die Vorspannung addiert, die der Athlet in der Fertig-Position aufbringt. Der Vorteil dieser Methode ist die Unabhängigkeit von der Vorspannung des Athleten. Ebenfalls unabhängig ist der Zeitpunkt des steilsten Anstiegs des horizontalen Kraft-Zeit-Verlaufs,

oder die Messung von Beschleunigungskräften. Die Messung von Beschleunigungskräften ist eine relativ neue Methode, die über die Anbringung von Beschleunigungssensoren am Startblock funktioniert. Für diese Art der Signalerhebung sind keine Reaktionskraftmessungen am Block nötig. Momentan gibt es zu letzter Methode keinerlei Studien oder technische Dokumentationen. Die bereits vorgestellten Methoden messen Merkmale, die laut genauer Definition, ein Teil der TRT sind oder nach ihr auftreten. Um die exakte TRT zu bestimmen, muss der erste Anstieg im Kraft-Zeit-Verlauf detektiert werden. Probleme bei der automatisierten Datenverarbeitung und -auswertung haben dazu geführt, dass es bisher keine anerkannte Methode zur Ermittlung der Reaktionszeit anhand des Anstieges von Kraft-Zeit-Verläufen gibt (Abb. 2.9). Nach wie vor ist die manuelle Identifizierung des ersten Anstieges eines Kraftsignals der automatischen Detektion überlegen (Pain 2003). Bei der manuellen Auswertung der ersten Anstiege werden schnellere Reaktionszeiten gefunden, als dies bei definierten Kraft-Schwellen der Fall ist (Pain 2003; Pain 2007; Komi 2009). In vielen Studien ist methodisch nicht klar, wie die Reaktionszeitbestimmung anhand der Kraft-Zeit-Verläufe im Detail funktioniert. So muss davon ausgegangen werden, dass der Zeitpunkt manuell gesetzt wird (Schnauber 1975; Fortier 2005; Brown 2008; Komi 2009).

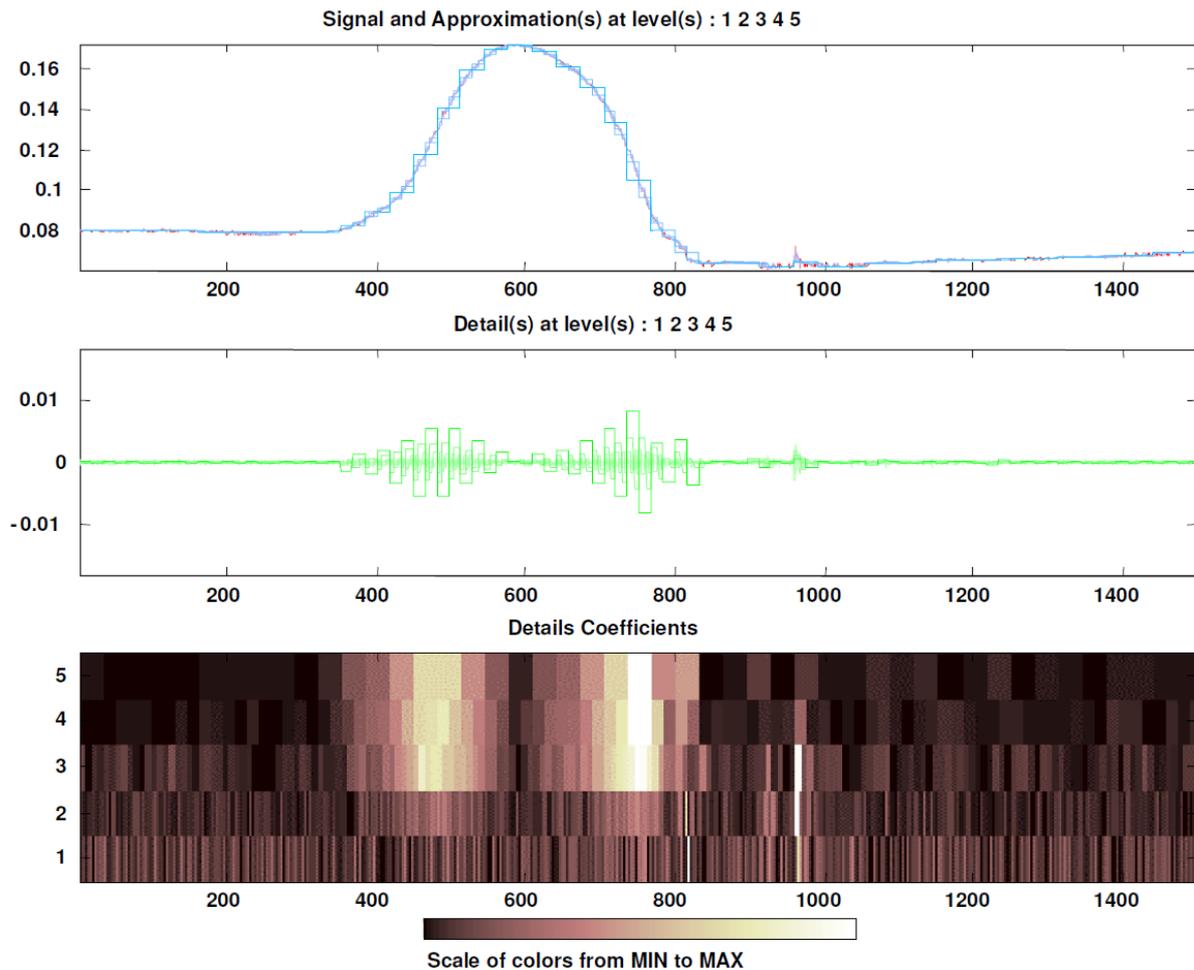


Abb. 2.9: Versuch der automatischen Detektion des ersten Anstiegs eines Kraft-Zeit-Verlaufs vom Tiefstart mittels Wavelet-Analyse (Pain 2003).

Werden kommerzielle Start- und Fehlstartkontrollsysteme für Untersuchungen benutzt, ist durch das Fehlen von technischen Dokumentationen auch unklar, wie die gemessenen Zeiten zu bewerten sind (Pain 2007). Somit ist ein Vergleich nur bei identischer Bestimmungsmethode möglich (Moravec 1988; Pain 2007).

Tab. 2.5: Studien mit Bestimmung der Reaktionszeit.

Autor (Jahr)	Probanden	Methode der RZ-Bestimmung	Ergebnis
Payne (1971)	17 Sprinter	erster Anstieg der Kraftkurve	mittlere Reaktionszeit 90 ms
Schnauber (1975)	30 Sportstudenten	erster Anstieg der Kraftkurve des hinteren Beines und Überschreiten der Schwelle bei 250 N in horizontaler Richtung	mittlere Reaktionszeit 160 ms
Mero (1988)	8 Sprinter	Schwelle bei 10% der maximalen Horizontalkraft	mittlere Reaktionszeit 118 ms
Mero (1990)	8 Sprinter	Schwelle bei 10% der maximalen Horizontalkraft	Messung von TRT (121 ms), MT (28.4 ms) und PMT(92.6 ms)

Autor (Jahr)	Probanden	Methode der RZ-Bestimmung	Ergebnis
Sanderson (1991)	7 Sprinter	erster Anstieg der Kraftkurve	Vorstellung eines Messplatzes zur Tiefstartdiagnostik
McClements (1996)	14 Sprinter	erster Anstieg der Kraftkurve	keine Veränderung der Reaktionszeit nach Training mit dem Feedbacksystem von Sanderson (1991)
Coh (1998)	13 Sprinter 11 Sprinterinnen	Schwelle bei 10% der maximalen Horizontalkraft	keine signifikanten Unterschiede der Reaktionszeit zwischen Männern und Frauen
Parry (2003)	12 Sprinter 10 Sprinterinnen	Reactime (kommerzielles System)	bei breiter Startstellung langsamere Reaktionszeit
Pain (2003)	Technical note	div. Rechenalgorithmen und manuelle Auswertung im Vergleich	bei manueller Bestimmung werden die kürzesten Reaktionszeiten gemessen
Coh (2005)	17 Sprinterinnen	Reactime (kommerzielles System)	mittlere Reaktionszeit 150 ms
Fortier (2005)	6 Elite Sprinter 6 gute Sprinter	erster Anstieg der Kraftkurve	Elite Sprinter haben 22 ms schnellere Reaktionszeit
Gutierrez-Davila (2006)	19 Sprinter	keine Angabe	kein Unterschied in der Reaktionszeit zwischen normalen Starts und Starts mit Vorspannung
Pain (2007)	9 Sprinter	erster Anstieg der Kraftkurve mithilfe eigener Software (Pain 2003)	Reaktionszeit kann unterhalb der 100 ms liegen
Brown (2008)	6 untrainierte (m) 6 untrainierte (f) 4 Sprinter	erster Anstieg der Kraftkurve	ein lautes Startsignal verkürzt die Reaktionszeit
Coh (2007)	1 Sprinterin	EMG TRT = Blockzeit	mittlere Reaktionszeit 126 ms
Komi (2009)	4 Sprinter 3 Sprinterinnen	erste Bewegung (Video) manuelle Bestimmung im EMG erster Anstieg der Kraftkurve Schwelle bei 250 N	Reaktionszeit bei Bewegung = 101-110 ms EMG = 59-112 ms Erster Anstieg = 49-98 ms 250 N = 14-133 ms
Slawinski (2010a)	6 Elite Sprinter 6 gute Sprinter	Reactime (kommerzielles System)	keine Unterschied in den Reaktionszeiten der Gruppen
Yu (2012)	15 Sprinter (j) 5 Sprinterinnen (j)	Reactime (kommerzielles System)	kein Einfluss des Leistungslevel auf die Reaktionszeit
Slawinski (2012)	6 Sprinter 3 Sprinterinnen	Reactime (kommerzielles System)	bei gestreckter Startposition kürzere Reaktionszeit als bei enger und normaler Startstellung

2.4 Messplätze zur Tiefstartdiagnostik

Es gibt wenige Untersuchungen, die einen komplexen Messplatz zur Tiefstartdiagnostik beschreiben, bei dem sowohl kinetische als auch kinematische Daten gleichzeitig erfasst wurden (Baumann 1976; Mero 1983; Mero 1988; Schot 1992; Coh 1998; Coh 2004; Coh 2007; Coh 2009a; Coh 2009b; Coh 2010). In einigen Untersuchungen wurden zusätzlich Zeitmesssysteme wie z.B. Lichtschranken verwendet. Der Schwerpunkt der meisten Untersuchungen liegt in der Erfassung und Beschrei-

bung der Messparameter der verwendeten Systeme. Zwei Untersuchungen sind bekannt, die Veränderungen eines Feedback-Trainings dokumentieren (Mendoza 1993; McClements 1996). Ohne methodische und didaktische Hinweise verbesserten sich die Athleten in der Horizontalkraft oder der 20 m-Laufzeit lediglich durch die Verfügbarkeit der beschriebenen Parameter nach dem Sprintlauf. Die Messsysteme von Sanderson (1991) und McClement (1996) sind bisher die einzigen, mit denen Untersuchungen außerhalb von Laboren durchgeführt wurden. Sie beinhalten einen modifizierten Startblock mit Kraftsensoren sowie ein Radarsystem zur Aufzeichnung von Geschwindigkeitsprofilen. Mit Ausnahme dieser beiden Untersuchungen gibt es keine Veröffentlichungen, die ein Messsystem zur Tiefstartdiagnostik beschreiben, welches auf der Leichtathletik-Bahn benutzt werden kann.

2.5 Weiterführende Fragen

Die bestehende Literaturrecherche lässt diverse Fragen zur Tiefstartforschung unbeantwortet. Es ist noch zu klären, über welches Equipment ein guter Messplatz zur Tiefstartdiagnostik verfügen muss? Welche technischen Möglichkeiten sind sinnvoll? Wird ein 3D-Kamerasystem zur Beurteilung der Startleistung benötigt oder genügt auch eine zweidimensionale Ansicht mit einer oder zwei Kameras? Ist es nötig die Reaktionskraft der Hände zu messen, oder genügen die Reaktionskräfte der Beine für eine aussagekräftige Leistungsbewertung? Gibt es Parameter, die zur Beurteilung des Tiefstarts gut geeignet sind (Startgeschwindigkeit, -beschleunigung, -energie, Sprunggelenk-, Knie-, Hüftwinkel etc.)? Hat das verwendete Messsystem einen Einfluss auf die Leistungsbewertung?

Ein weiteres spannendes Forschungsfeld ist die Startposition der Athleten. Aus der bisherigen Literatur gehen keine eindeutigen, individuellen Empfehlungen zur Einstellung der Blöcke hervor. Es wurde lediglich versucht, allgemeingültige Aussagen zu treffen. Ist es überhaupt möglich, Unterschiede der Startposition zu messen und deren Einfluss auf die Startleistung zu beschreiben? Was bedeutet es beispielsweise, wenn der Athlet seinen KSP nach vorne verlagert? Wird dabei lediglich der Spannungszustand zwischen Armen und Beinen in horizontaler Richtung verändert oder ist auch ein Zuwachs der vertikalen Reaktionskräfte der Hände zu erkennen? Auch der Einfluss der Armkräfte ist noch nicht ausreichend geklärt.

Abschließend muss die Diskussion über die Erfassung der Reaktionszeit beim Start weiter geführt werden. In den wissenschaftlichen Untersuchungen ist oftmals nicht klar ersichtlich, wie die Bestimmung der Reaktionszeit passiert. Werden Bodenreaktionskräfte gemessen, so fehlt die Information, ob der horizontale, vertikale oder resultierende Anteil zur Berechnung etwaiger Schwellenwerte herangezogen wird. Bei der Bestimmung aus Videobildern oder anhand der EMGs fehlen ebenso nachvollziehbare Angaben zur Methodik. So existieren de facto keine verschrifteten Regularien, die eine quantitative Bestimmung der Reaktionszeit absichern.

3 Methodik

3.1 Probanden und Messprotokoll

Insgesamt nahmen 20 männliche Athleten an zehn Untersuchungen teil, die sich über einen Zeitraum von zweieinhalb Jahren (2010–2012) erstreckten. Die Athleten waren zum Zeitpunkt ihrer letzten Teilnahme im Durchschnitt 23.3 ± 3.1 Jahre, 1.84 ± 0.07 m groß und 79.9 ± 9.5 kg schwer. Ihre persönlichen 100 m-Bestzeiten waren 11.01 ± 0.41 Sek (Tab. 3.1). Alle Athleten sind Mitglieder des Landes- oder Bundeskader Sprint und trainieren seit mehr als drei Jahren auf diesem Niveau. Alle Athleten gaben ihr Einverständnis zur Teilnahme an den Untersuchungen.

Tab. 3.1: Anthropometrische Daten der teilnehmenden Athleten zum Zeitpunkt ihrer letzten Teilnahme an der Untersuchung.

Probanden	Alter	Gewicht [kg]	Größe [m]	Bestzeit [s]	teilgenommene Untersuchungen
P1	22	70.3	1.78	10.90	1,2,4,7,8,9
P2	22	82.8	1.84	11.30	1
P3	20	62.0	1.77	11.02	3,6
P4	25	75.7	1.87	11.40	6
P5	27	90.1	1.81	10.24	4,7,10
P6	24	81.3	1.80	11.30	3
P7	20	78.9	1.78	11.24	4,8,9
P8	20	80.7	1.80	10.74	1,3,6
P9	20	64.8	1.84	10.75	1,4,7,8,9
P10	26	76.1	1.76	10.82	2,5
P11	21	75.4	1.83	11.40	1
P12	27	93.2	1.98	10.69	1,2
P13	23	77.5	1.84	10.79	2,5
P14	24	103.5	2.01	11.40	1
P15	21	79.4	1.87	11.26	3
P16	25	76.8	1.82	11.80	6
P17	22	79.5	1.84	10.74	4,7,9
P18	21	82.2	1.80	11.06	8
P19	32	78.4	1.79	10.14	4,7,10
P20	24	91.2	1.94	11.25	1

Die zehn Untersuchungen sind von Mai 2010 bis August 2012 datiert und fanden entweder in der direkten Vorbereitung, während oder direkt nach der Wettkampfphase statt. Es wurden verschiedene Setups des Messplatzes verwendet. Zum einen wurde der Messplatz zur wettkampfbegleitenden Leistungsdiagnostik benutzt (Tab. 3.2, Messtermine mit den Nummern 1, 2, 3, 7 und 8). Zum anderen wurden gezielte, wissenschaftliche Fragestellungen bearbeitet (Tab. 3.2, Messtermine mit den Nummern 4, 5, 6, 9 und 10). Der Unterschied zwischen den beiden Setups bestand lediglich darin, dass bei den leistungsdiagnostischen Messungen keine 3D-

Videoanalyse stattfand. Die Daten dieser Untersuchungen werden nur für die Betrachtung der Reaktionszeiten verwendet und finden ansonsten keinen weiteren Einfluss in diese Arbeit. Zur Verbesserung und Entwicklung der Abläufe des Messsystems trugen sie dennoch bei. Insgesamt wurden während der Zeit über 150 Starts aufgezeichnet und ausgewertet. Die einzelnen Messsysteme werden in den nachfolgenden Abschnitten erläutert.

Tab. 3.2: Chronologische Reihenfolge der Messungen.

Nr.	Datum	n	Alter	Gewicht [kg]	Größe [m]	Bestzeit [s]	Untersuchung
1	18.05.2010	8	22.5	82.79	1.87	11.04	2-4 Starts zur Leistungsdiagnostik für die Athleten, Betrachtung der RZ
2	01.07.2010	4	24.5	79.15	1.84	10.80	3-5 Starts zur Leistungsdiagnostik für die Athleten, Betrachtung der RZ
3	27.07.2010	4	20.75	75.58	1.81	11.08	4-5 Starts zur Leistungsdiagnostik für die Athleten, Betrachtung der RZ
4	02.08.2010	6	25.5	77.68	1.81	10.69	4 normale Starts, 3D-Analyse für wissenschaftliche Studie
5	04.08.2010	2	24.5	77.65	1.82	10.80	2 Starts aus jeweils vier verschiedenen Startpositionen (normal, vor, hoch, rück), 3D-Analyse für wissenschaftliche Studie
6	29.09.2010	4	22.5	73.80	1.82	11.24	2 Starts aus jeweils vier verschiedenen Startpositionen (normal, vor, hoch, rück), 3D-Analyse für wissenschaftliche Studie
7	09.05.2011	5	25	76.32	1.81	10.55	3-5 Starts zur Leistungsdiagnostik für die Athleten, Betrachtung der RZ
8	14.06.2011	4	21.75	74.95	1.80	10.98	1-3 Starts zur Leistungsdiagnostik für die Athleten, Betrachtung der RZ
9	23.07.2012	4	23	73.88	1.81	10.90	2 Starts aus jeweils drei verschiedenen Startpositionen (normal, enger Block, sehr enger Block), 3D-Analyse für wissenschaftliche Studie
10	21.08.2012	2	30.5	85.3	1.81	10.26	2 Starts aus jeweils drei verschiedenen Startpositionen (normal, enger Block, sehr enger Block), 3D-Analyse für wissenschaftliche Studie

3.2 Messsysteme

Die Messungen fanden ausnahmslos im Universitätsstadion des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Tübingen statt. Dort wurde hinter der Tartanbahn beim 110 m-Hürdenstart ein eigener Messplatz gebaut (Abb. 3.1). Dieser verfügt über Fundamente für zwei Kraftmessplatten, die die Bodenreaktionskräfte der Arme und Beine messen können. Dieses System wurde bewusst im Freien installiert, um möglichst wettkampfnaher Bedingungen simulieren zu können. Es ist z.B. möglich mit

mehreren Konkurrenten zu starten sowie auch über längere Distanzen als dies üblicherweise in Laboren der Fall ist.

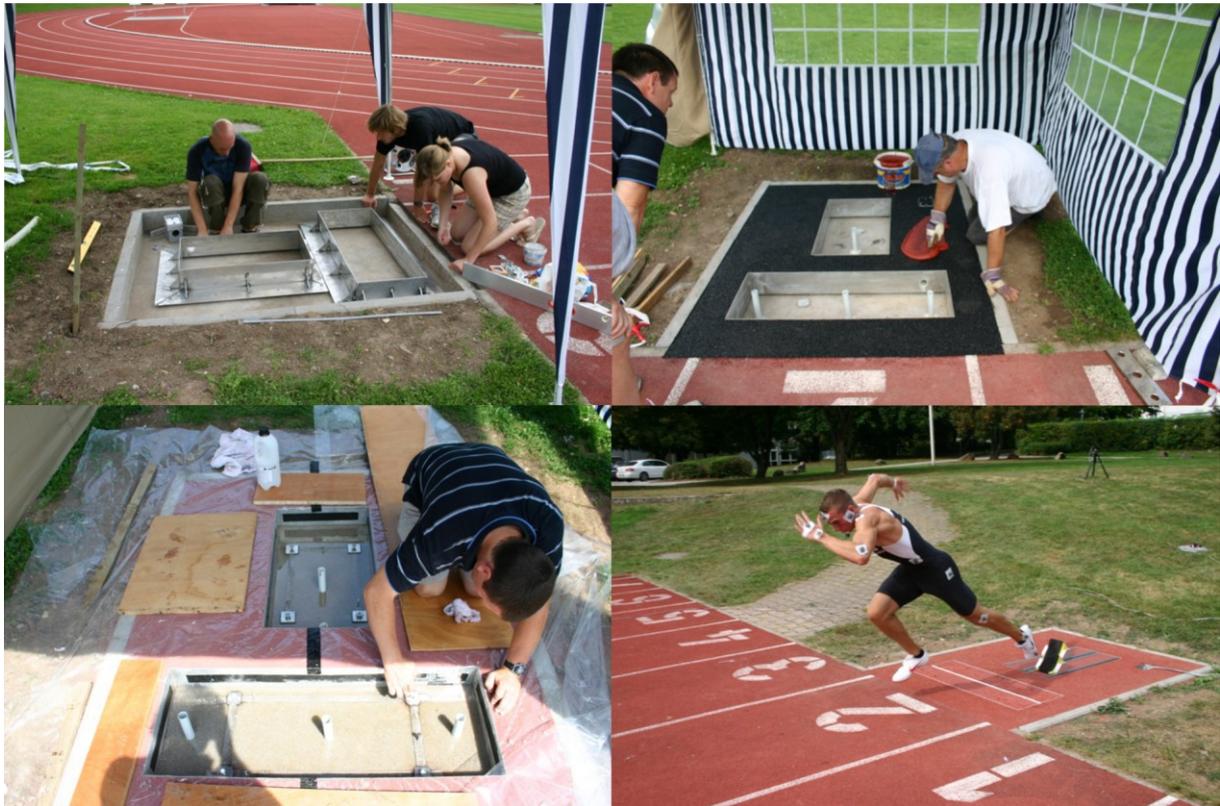


Abb. 3.1: Errichtung der Messplattenfundamente für den Messplatz „Tiefstartanalyse“. Oben links: Einbau der Fundamentrahmen für die Messplatten und des Kabelschachts; oben rechts: Aufbringen der Basisschicht der Laufbahn (Kunststoffgranulat); unten links: Nivellieren und Vergießen der Bodenanker mit Sockelgewinden; unten rechts: fertiger Messplatz mit den eingebauten Kraftmessplatten (Messstartblock und Handmessplatte mit Startlinie).

Des Weiteren umfasste der Messaufbau ein 3D-Videosystem, bestehend aus sechs Hochgeschwindigkeitskameras, das Geschwindigkeitsmesssystem LAVEG[®] der Firma Jenoptik (Jena), Doppellichtschranken zur Messung von Zwischenzeiten und einer Schwenkkamera zur Dokumentation des gesamten Startablaufs (Abb. 3.2). Bei den wettkampfbegleitenden Untersuchungen 1, 2, 3, 7 und 8 wurde lediglich eine Kamera (Abb. 3.2, HS-Kamera 5) verwendet. Diese diente dazu, die Reaktionszeit anhand von Videobildern zu erfassen.

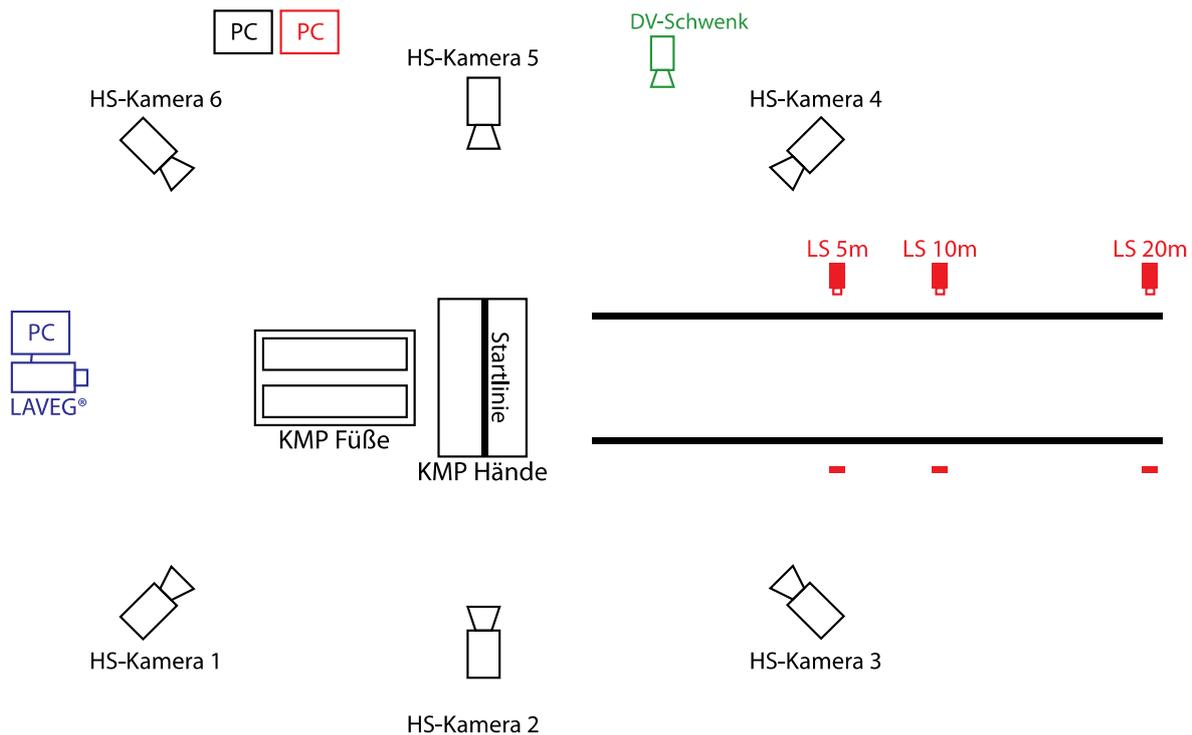


Abb. 3.2: Schema des Messplatzes (mit Kraftmessplatten, Kameras zur 3D-Videoanalyse, Schwenkkamera, Lichtschranken und LAVEG-System).

3.2.1 Kraftmessung

Die verwendeten Kraftmessplatten wurden selbst konstruiert und gebaut. Sie bestehen aus drei Schichten gehärteter Aluminiumplatten mit voneinander entkoppelten DMS-Sensoren sowie Messsignalverstärkern. Die Messplatte für die Beine ist in Abb. 3.3 zu sehen. Auf der untersten Ebene (in der Abbildung links oben) sind für die Vertikalkomponente sechs Kraftsensoren – drei je Seite – vom Typ 85041 der Firma Burster (Gernsbach) verbaut. Ebenso sind dort die Messsignalverstärker der Firma HMB (Darmstadt) vom Typ AE 101 angebracht, die sowohl das vertikale als auch das horizontale Signal auf einen Signalpegel von -5 V bis $+5\text{ V}$ verstärken (in der Abbildung rechts oben). Von dort wird das Signal auf eine RS-232-Schnittstelle geleitet, wo es über eine Datenleitung abgegriffen werden kann. Die Kraftsensoren für die horizontale Komponente sind auf den zwei mittleren Platten verbaut (in der Abbildung links unten). Hier kommen zwei DMS-Sensoren – einer je Seite – vom Typ S9 der Firma HBM (Darmstadt) zum Einsatz. Außerdem befinden sich auf jeder der mittleren Platten zwei Linearschienen, die mittels reibungsarmer Kugellagerschlitten mit der obersten Platte verbunden sind. Die Startblöcke (nicht auf der Abbildung) werden mittels Nutensteine auf U-Profileschienen befestigt, die auf der obersten Platte verschraubt sind (in der Abbildung unten rechts liegen die U-Profileschienen demontiert

neben dem Messblock). Mit diesem System ist ein fast reibungsloser Kraftschluss gewährleistet.



Abb. 3.3: Aufbau der Kraftmessplatte mit den Sensoren für die vertikalen (links oben) und die horizontalen (links unten) Bodenreaktionskräfte sowie den Verstärkermodulen (rechts oben) und der finalen Gesamtkonstruktion (rechts unten). Die beiden Ebenen sind durch ein Linearschienen-System voneinander entkoppelt (links unten).

Die Kraftmessplatte der Hände wurde nach demselben Prinzip aufgebaut. Für die Vertikalkomponente sind ebenfalls Sensoren (4 Stück, Typ 85041) der Firma Burster (Gernsbach) verbaut, für die Horizontalkomponente ein Typ S9 Sensor der Firma HBM (Darmstadt). Die Sensorspannung wird auch bei der Handplatte durch Messsignalverstärker der Firma HMB (Darmstadt) vom Typ AE 101 verstärkt. Beide Messplatten haben einen Messbereich von -4000 N bis $+4000\text{ N}$ für die Vertikalkomponente (F_z) bzw. -2000 N bis $+2000\text{ N}$ für die Horizontalkomponente (F_x).



Abb. 3.4: Kraftmessplatte für die Hände mit vier DMS-Sensoren zur Messung der vertikalen Kräfte in der unteren Schicht sowie einem DMS-Sensor zur Messung der horizontalen Kräfte in der oberen Schicht (links). Die Tartan-beschichtete Oberfläche mit Startlinie ist auf Linearschienen entkoppelt (rechts).

Die analogen Messsignale wurden über einen 16-Bit AD-Wandler (Typ DT 9804) von Data Translation (Boston, USA) mit Hilfe einer am Institut für Sportwissenschaft entwickelten Software (DiaMess) auf einen Messrechner übertragen. Die Datenaufzeichnung erfolgte mit einer Samplingrate von 2000 Hz. Anschließend wurden die Rohdaten mit einem 200 Hz-Tiefpass gefiltert (Abb. 3.6).

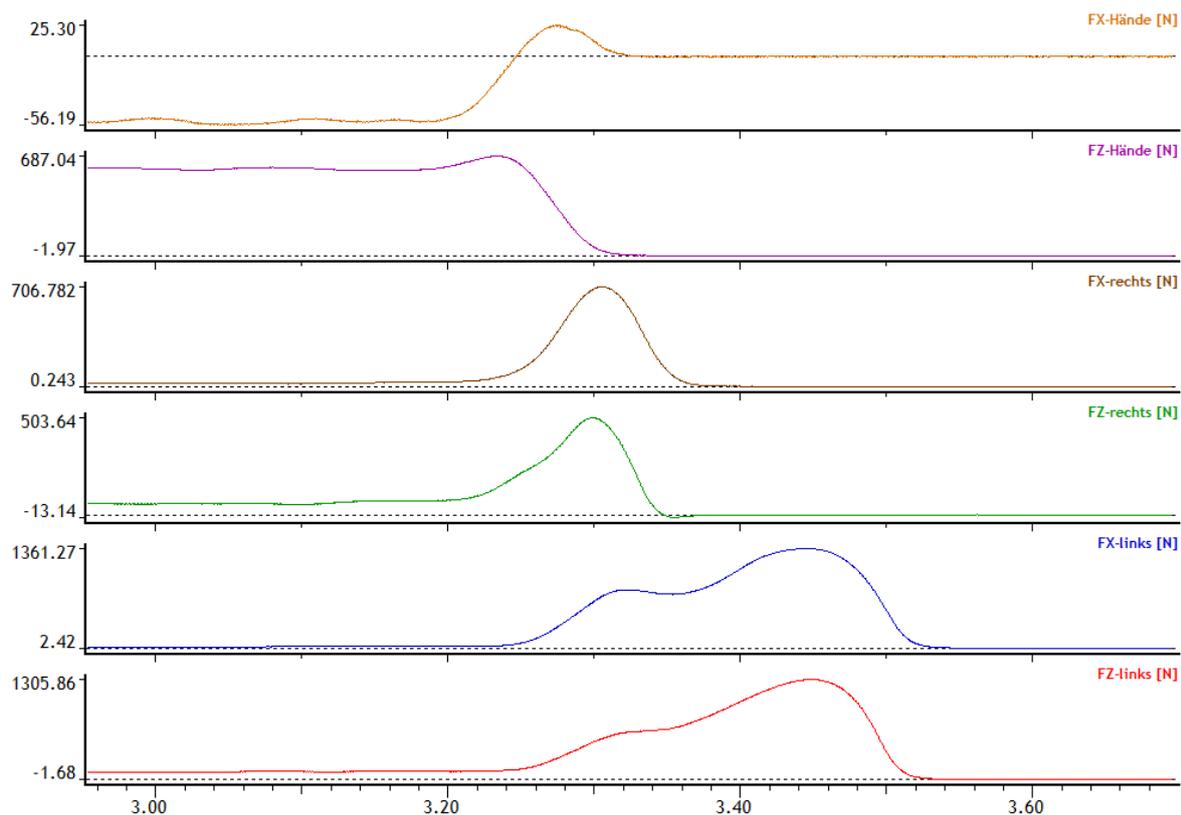


Abb. 3.5: Vertikales und horizontales Signal der Beine (F_z -links, F_x -links, F_z -rechts, F_x -rechts) und der Arme (F_z -Hände, F_x -Hände). Die hier dargestellten Kraft-Zeit-Verläufe sind mit einem 200 Hz-Tiefpass gefiltert.

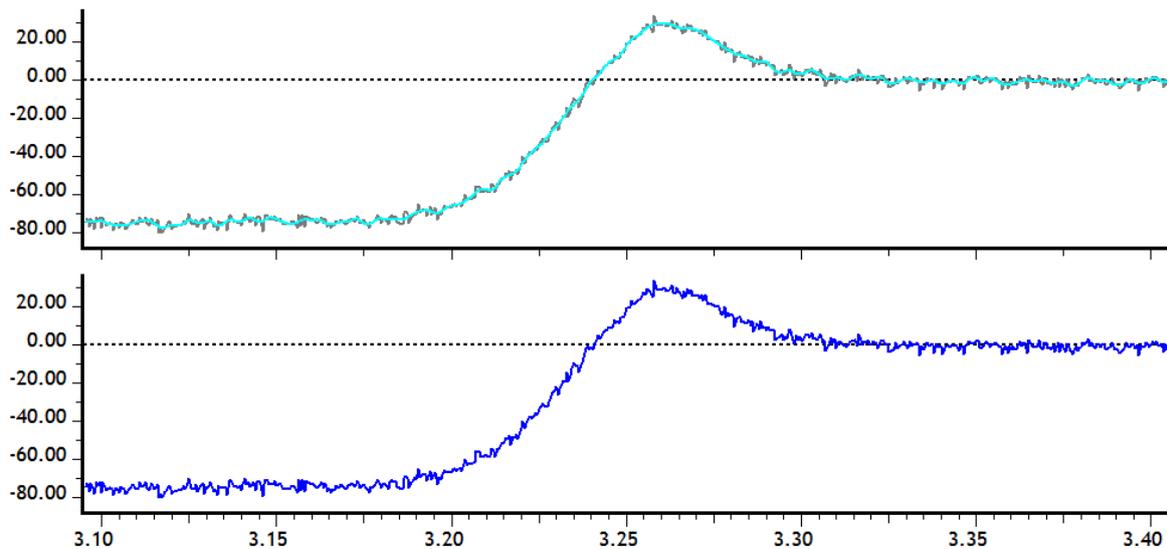


Abb. 3.6: Kraft-Zeit-Verlauf der Handkräfte in horizontaler Richtung. Rohsignal (unten) und gefiltertes Signal (200 Hz Tiefpass, oben), die gefilterten Anteile sind grau eingefärbt.

Aus den Kraft-Zeit-Verläufen werden die horizontalen, und vertikalen Geschwindigkeitsanteile berechnet, die der Sportler beim Verlassen des Blocks hat. Zuerst wird der Kraftstoß S durch Integration der Bodenreaktionskraft über die Zeitdauer des Startvorgangs bestimmt und zwar vom Startschuss t_1 bis zum Verlassen des Startblocks t_2 . Die horizontale Kraft F_x setzt sich aus den horizontalen Anteilen von rechten und linkem Fuß sowie den Armen, die vertikale Kraft F_z aus den jeweiligen vertikalen Anteilen (Abb. 3.5) zusammen. In vertikaler Richtung ist zudem zu beachten, dass die Masse des Athleten F_G von der Gesamtsumme der vertikalen Kräfte F_z abgezogen wird.

$$\text{Kraftstoß } S: \quad S_x = \int_{t_1}^{t_2} F_x dt \quad S_z = \int_{t_1}^{t_2} (F_z - F_G) dt .$$

Der Kraftstoß S entspricht der Impulsänderung ΔI von Zeitpunkt t_1 zu Zeitpunkt t_2 . Der Impuls ist die Geschwindigkeit multipliziert mit der bewegten Masse, weshalb gilt:

$$\begin{aligned} \text{Impuls } I: \quad I_x &= m \cdot v_x & I_z &= m \cdot v_z \\ S_x &= \Delta I_x & S_z &= \Delta I_z \\ \int_{t_1}^{t_2} F_x dt &= m \cdot \Delta v_x & \int_{t_1}^{t_2} (F_z - F_G) dt &= m \cdot \Delta v_z . \end{aligned}$$

Aus dieser Beziehung lässt sich die durch die Kraftwirkung erzielte Geschwindigkeitsänderung herleiten, die am KSP des Athleten einwirkt.

Geschwindigkeitsänderung Δv :

$$\Delta v_x = \frac{\int_{t_1}^{t_2} F_x dt}{m}$$

$$\Delta v_z = \frac{\int_{t_1}^{t_2} (F_z - F_G) dt}{m}$$

$$\Delta v_x = \frac{\int_{t_1}^{t_2} (F_{x,linkerFuss} + F_{x,rechterFuss} + F_{x,Hände}) dt}{m}$$

$$\Delta v_z = \frac{\int_{t_1}^{t_2} (F_{z,linkerFuss} + F_{z,rechterFuss} + F_{z,Hände} - F_G) dt}{m}.$$

Die resultierende Geschwindigkeitsänderung v_{res} kann über den Satz des Pythagoras aus den Geschwindigkeitsanteilen bestimmt werden. Unter der Annahme, dass sich der Athlet in der Fertig-Position nicht bewegt, kann die Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Startschusses auf null gesetzt werden. Die Geschwindigkeitsänderung entspricht somit der Geschwindigkeit bei Verlassen des Startblocks. Der Startwinkel α bei Verlassen des Startblocks wird ebenfalls über die horizontalen und vertikalen Anteile sowie den Arkustangens berechnet:

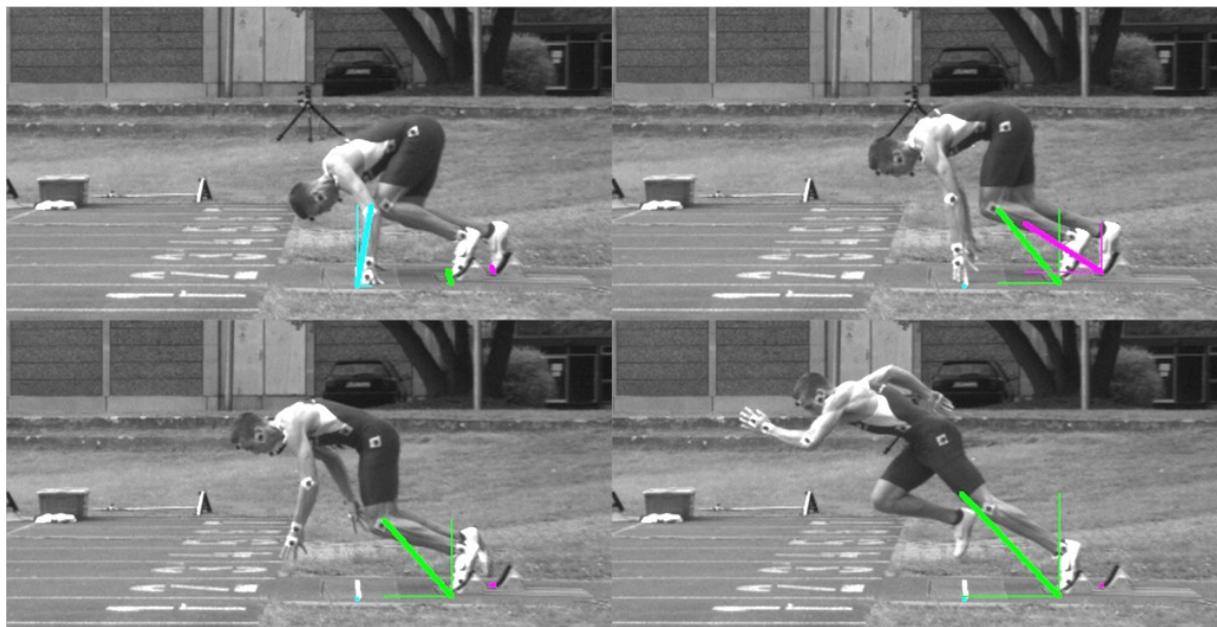
$$\Delta v_{res} = \sqrt{\Delta v_x^2 + \Delta v_z^2}$$

$$\alpha = \arctan \left(\frac{\Delta v_z}{\Delta v_x} \right).$$

Die hausinterne Software DiaMess wurde dahingehend konfiguriert, dass sofort nach Ende der Datenaufzeichnung bzw. Verlassen des Blocks durch den Athleten eine Auswertung der in Tab. 3.3 stehenden Parameter vorlag. Lediglich die Bestimmung der Reaktionszeit erforderte ein manuelles Eingreifen. Die Reaktionszeit wurde entweder durch den Bewegungsbeginn des Athleten im Videobild der Hochgeschwindigkeitskamera oder über diverse Rechenoperationen der Software aufgrund der Kraft-Zeit-Verläufe bestimmt. Die näheren Vorgänge dazu sind in Kapitel 3.2.3 ausführlich erläutert.

Tab. 3.3: Sofortinformationen von DiaMess, nach Ende der Datenaufzeichnung.

Parameter	Erläuterung
t_B	Blockzeit; Zeit vom Startschuss bis zum Verlassen des Blocks
t_R	Reaktionszeit; Zeit zwischen Startschuss bis zur ersten Bewegung des Athleten, ausführlich siehe Kapitel 3.2.3
t_D	Druckzeit; Blockzeit abzüglich Reaktionszeit, Zeit der Krafteinwirkung des Athleten auf den Block
$t_5, t_{10}, t_{20}, \text{etc.}$	Zwischenzeiten der Lichtschrankenmessung
S_x und S_z	Kraftstoßanteile in horizontaler und vertikaler Richtung bei Verlassen des Blocks
$S_{x \text{ rechtes Bein}}, S_{x \text{ linkes Bein}}, S_{x \text{ Hände}}$	Kraftstoßanteile des rechten und linken Beines sowie der Hände in horizontaler Richtung bei Verlassen des Blocks
v_x und v_z	KSP-Geschwindigkeitsanteile in horizontaler und vertikaler Richtung bei Verlassen des Blocks
$V_{x \text{ rechtes Bein}}, V_{x \text{ linkes Bein}}, V_{x \text{ Hände}}$	Geschwindigkeitsanteile des rechten und linken Beines sowie der Hände in horizontaler Richtung bei Verlassen des Blocks
V_{res}	Resultierende Geschwindigkeit des KSP bei Verlassen des Blocks
α_{Start}	KSP-Bahnwinkel (Startwinkel) beim Verlassen des Blocks
$\alpha_{Start \text{ max}}$	Maximaler KSP-Bahnwinkel bis zum Verlassen des Blocks

**Abb. 3.7:** Visualisierung der Bodenreaktionskräfte von Armen und Beinen zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Fertig-Position (links oben), Lösen der Hände (rechts oben), Lösen des hinteren Beins (links unten) und Kraftmaximum in resultierender Richtung am linken Bein (rechts unten).

3.2.2 3D-Videoanalyse

Für die Videoaufzeichnung und anschließende 3D-Auswertung wurde ein System der Simi Reality Motion Systems GmbH (Unterschleißheim) verwendet. Das System besteht zum einen aus der Software SimiMotion[®], mit Hilfe derer sowohl die Aufnahmen als auch die spätere Digitalisierung erfolgten. Zum anderen besteht das System aus sechs Hochgeschwindigkeitskameras vom Typ A602f-2 der Firma Basler (Ahrens-

burg), die über DV-Schnittstellen mit dem Videorechner verbunden sind. Die Kameras wurden so um den Tiefstartplatz positioniert, dass jede Aufnahme die gesamte Startbewegung inklusive der ersten beiden Schritte aufzeichnete (Abb. 3.2). Die Kameraauflösung betrug 656 x 490 Pixel, bei einer Bildwechselfrequenz von 100 Hz. Die Bildwechselfrequenz wurde über ein externes Triggersignal gesteuert, das simultan auch vom Messrechner der Kraftmessung aufgenommen wurde. Somit konnte eine exakte, zeitliche Synchronisation von Kraft- und Videodaten gewährleistet werden.

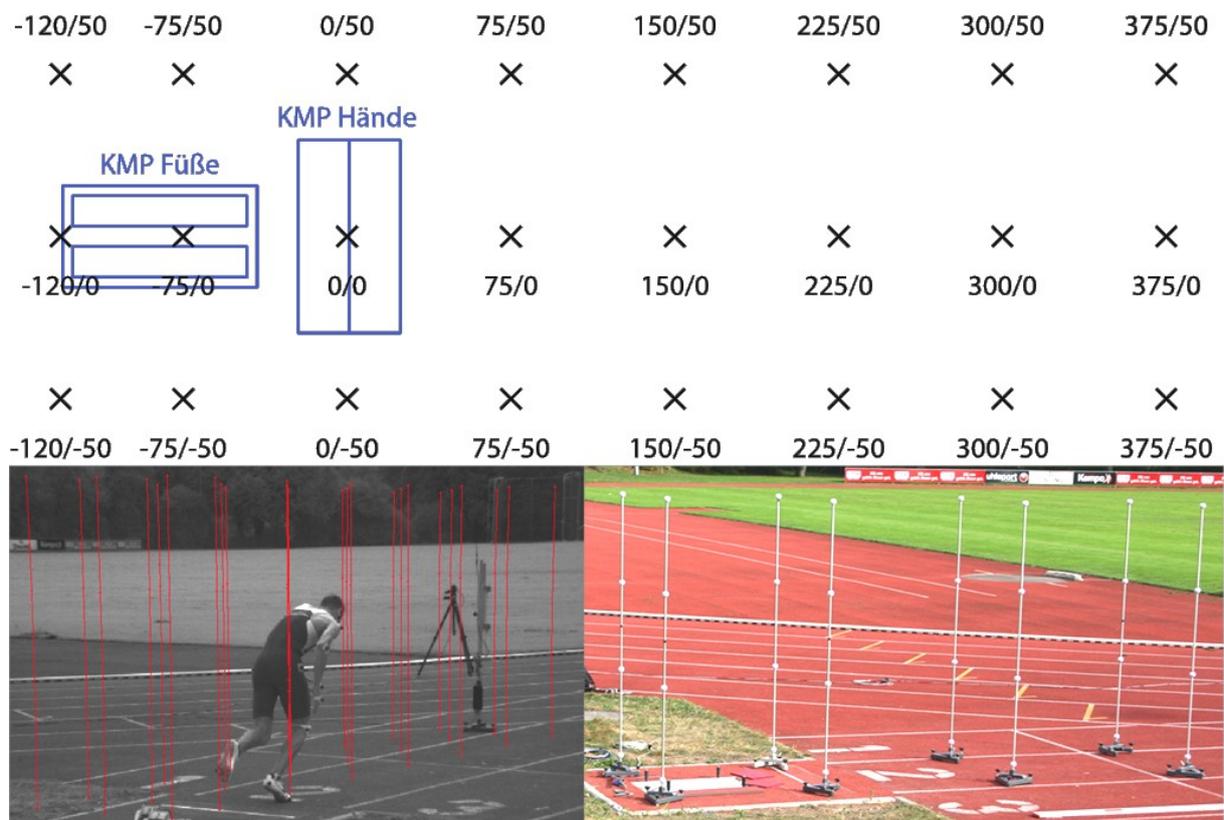


Abb. 3.8: Koordinaten in der x-y-Ebene (in cm) der 24 Kalibrierstäbe (oben). Kalibrierkörper von schräg hinten (rechts unten) und die digitalisierte Maßstabsaufnahme in SimiMotion® (links unten) aus Sicht der Hochgeschwindigkeits-Kamera 1 (Abb. 3.2).

Um eine Bewegung digital zu erfassen, muss aus den sechs verschiedenen zweidimensionalen Kameraperspektiven ein dreidimensionaler Raum berechnet werden. Über ein gemeinsames Kalibriersystem wurden aus den zweidimensionalen Kameraperspektiven mit Hilfe der sogenannten direkten linearen Transformation dreidimensionale Koordinaten berechnet. Das Kalibriersystem erfasste einen Raum von 4.95 x 1.00 x 2.10 Meter. Der Ursprung des Koordinatensystems lag in der Mitte der Handkraftmessplatte (Abb. 3.8). Acht orthogonale Kalibrierstäbe wurden dreimal neu positioniert und aufgezeichnet. Die Stäbe hatten auf Höhe von 0.15 m, 0.80 m,

1.45 m und 2.10 m eine golfballgroße Markierung. Insgesamt konnten so in jeder der sechs Kameraperspektiven 96 Punkte mit bekannten Koordinaten erfasst werden.

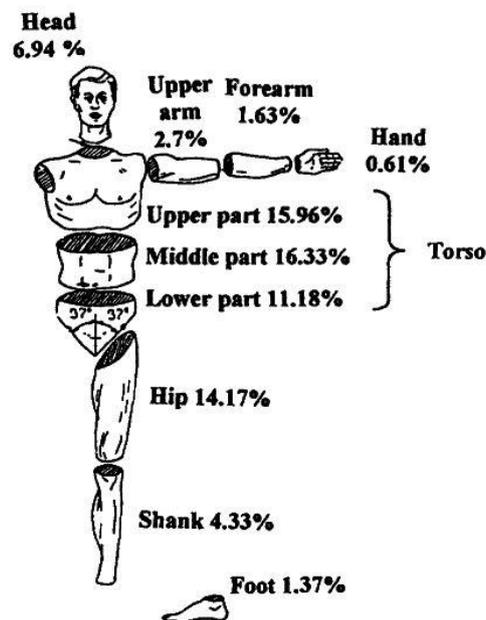


Abb. 3.9: Relative Gewichte der Körpersegmente nach Zatsiorsky (2002). Das hier dargestellte Modell enthält 16 Segmente.

Um die Körper der Athleten digital abzubilden, wurde ein Starrkörpermodell mit 15 Segmenten von Zatsiorsky (2002) benutzt. Hierfür wird der Körper in einzelne Segmente aufgeteilt, die als geometrische Formen betrachtet werden, z.B. als Zylinder. Jeder Form wird eine Masse zugewiesen, die sich relativ zum Gesamtkörpergewicht des Probanden verhält (Abb. 3.9). Die einzelnen Segmente sind Kopf, Rumpf-Oberkörper, Rumpf-Unterkörper, Oberschenkel rechts, Oberschenkel links, Unterschenkel rechts, Unterschenkel links, Fuß rechts, Fuß links, Oberarm rechts, Oberarm links, Unterarm rechts, Unterarm links, Hand rechts und Hand links. Für die Segmentbestimmung wurden die Probanden an 24 anatomischen Stellen mit schwarzen Schaumstoffwürfeln (1x1 cm) auf weißem Grund markiert (Abb. 3.7). Die 24 Körpermarker wurden in SimiMotion® in jeder der sechs Kameraansichten und in jedem Videobild (100 Bilder pro Sekunde) während des Startvorgangs und der folgenden ersten beiden Schritte digitalisiert¹² (Abb. 3.10). Die Körpermarker sind in Tab. 3.4 ersichtlich.

¹² Insgesamt wurden über die Dauer der Untersuchung ca. 1.368.000 Punkte digitalisiert.



Abb. 3.10: Oberfläche von SimiMotion® zum Digitalisieren der Bildkoordinaten in den einzelnen Bildansichten der Highspeed-Kameras. Rechts sind die 24 Körpermarker zu sehen, anhand derer die Segmente berechnet werden.

Tab. 3.4: Einzelne Segmente und deren Marker zur Bestimmung des Segmentmodells von Zatsiorsky (2002).

Segment	Körpermarker
Fuß	Ferse (Calcaneus, Tuber calcanei) Zehe (Caput Ossa metatarsi V) Knöchel (Malleous lateralis)
Unterschenkel	Knöchel (Malleous lateralis) Knie (lateraler Gelenkspalt zwischen Femur und Tibia)
Oberschenkel	Knie (lateraler Gelenkspalt zwischen Femur und Tibia) Hüfte (Trochanter major)
Rumpf-Unterkörper	Hüfte (Trochanter major) Brustkorb (Corpus costae Os costale XII)
Rumpf-Oberkörper	Brustkorb (Corpus costae Os costale XII) Schulter (Acromion)
Oberarm	Schulter (Acromion) Ellenbogen (Articulation humeroradialis)
Unterarm	Ellenbogen (Articulation humeroradialis) Handgelenk (Caput ulnae)

Segment	Körpermarker
Hand	Handgelenk (Caput ulnae) Hand (Caput Ossa metacarpi III)
Kopf	Kinn (Mandibula, Protuberantia mentalis) Stirn (Os frontale, Glabella) Ohr links und rechts (Os temporale, Pars squamosa ossis temporalis)

Nach der Digitalisierung der Körpermarker in SimiMotion® wurden die 3D-Koordinaten zur weiteren Bearbeitung in DiaMess importiert. Fehlende Lücken in den Marker-Trajektorien wurden mittels Polynominterpolation geschlossen. Die Koordinatenverläufe wurden mit einem kubischen Spline-Filter von Reinsch (1967) geglättet, um eventuelle Digitalisierungsungenauigkeiten zu eliminieren (Abb. 3.11). Anhand der Zuweisung der Relativmassen konnte für jedes Segment der Segmentschwerpunkt bestimmt werden. Aus diesen Segmentschwerpunkten lässt sich der Körperschwerpunkt analytisch berechnen. Je nach Fragestellung konnten Geschwindigkeiten abgeleitet oder Körperwinkel berechnet werden (Abb. 3.13 und Abb. 3.14). So können letztlich sportliche Bewegungen in Raumkoordinaten umgewandelt und als digitale Figuren visualisiert werden (Abb. 3.12).

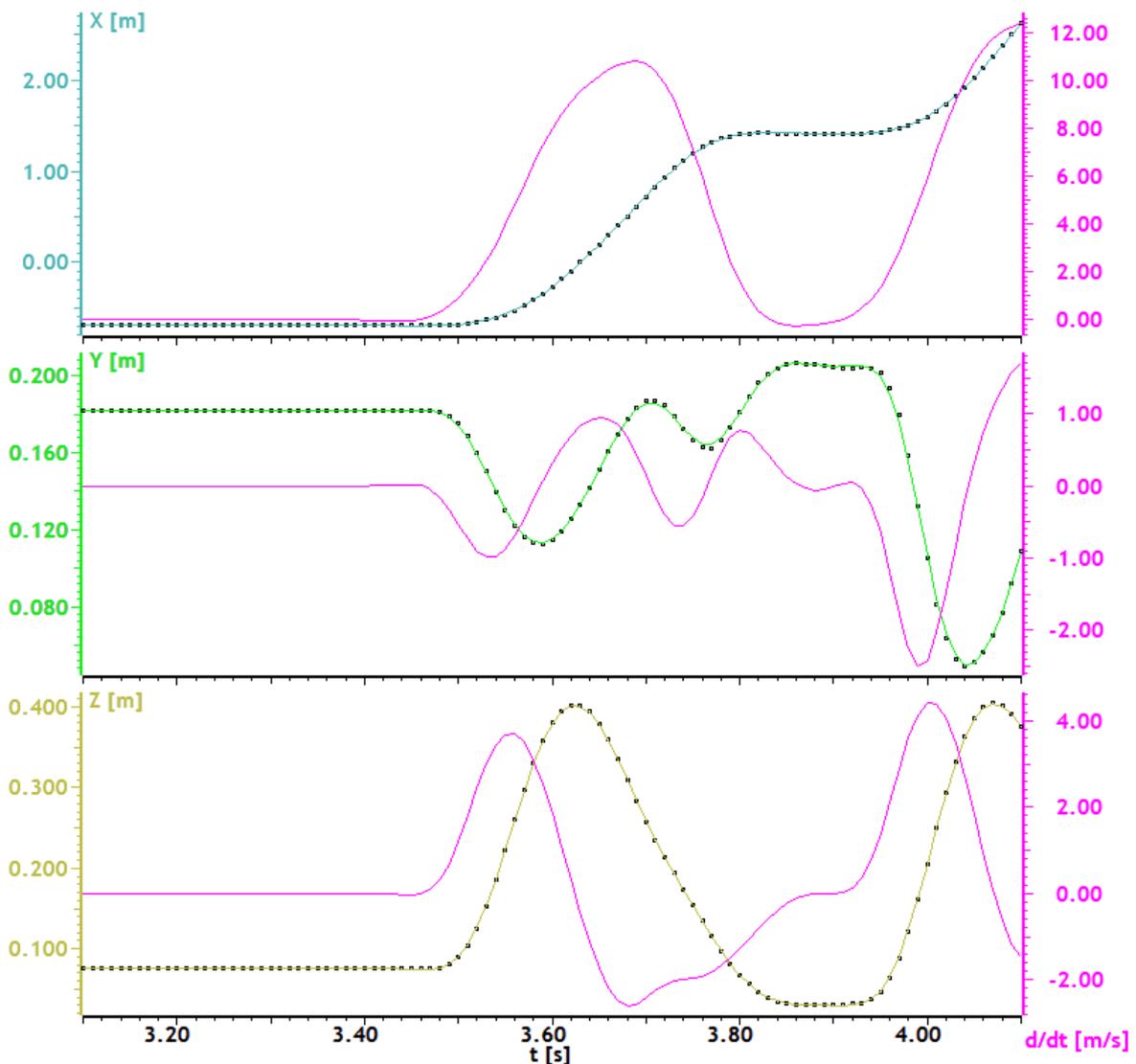


Abb. 3.11: Darstellung der linken Zehe in den drei Raumkoordinaten (horizontal – blau, transversal – grün und vertikal – braun). Auf der Abszisse ist die Zeit in Sekunden, auf der linken Ordinate der Weg in Meter, auf der rechten Ordinate die Geschwindigkeit in Meter pro Sekunde abgebildet. Zu jeder Richtung wird die dazugehörigen Ableitung in violett angezeigt. Die Daten sind bereits mit einem kubischen Spline-Filter geglättet.

Standardmäßig wurden 12 kinematische Parameter aus der 3D-Videoanalyse bestimmt. Dies waren zum einen die Wegkoordinaten von KSP, Hüfte, Schulter und den beiden Fußspitzen. Für Hüfte und Schulter wurde der Mittelpunkt zwischen rechter und linker Seite berechnet, um Verwringungen im Oberkörper zu kompensieren. Des Weiteren wurden die Winkel von Fuß-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene sowie der KSP-Angriffswinkel ausgehend vom rechten und linken Bein und der Bahnwinkel des KSP (Startwinkel) ermittelt. Alle Athleten starteten mit dem linken Bein am vorderen Block mit der Ausnahme von Proband 1, 7 und 16. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden diese Athleten sagittal gespiegelt, also rechts und links getauscht. Zuletzt wurde der horizontale und vertikale Anteil der KSP-Geschwindigkeit

bestimmt (Tab. 3.5). Diese 12 Parameter wurden zu vier Zeitpunkten erfasst: Die Fertig-Position, das Lösen des vorderen Beins vom Block, das Lösen des ersten Schritts, und das Lösen des zweiten Schritts. Die Zeitdauer dieser vier Zeitpunkte ausgehend vom Startschuss wurde ebenfalls bestimmt.

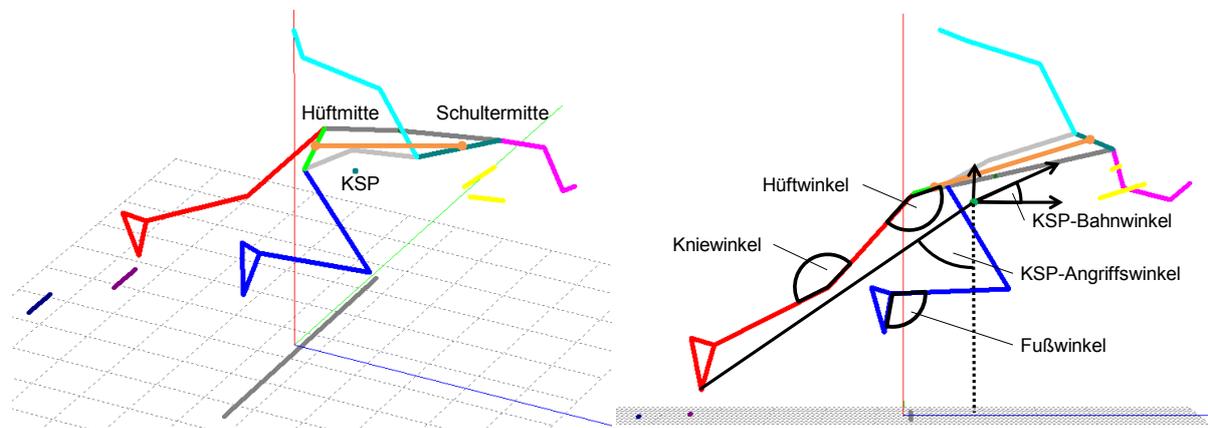


Abb. 3.12: 3D-Visualisierung beim Sprintstart. Vor dem Rumpf ist der berechnete Körperschwerpunkt zu sehen (grüner Punkt). Für die Berechnung des Hüftwinkels wurde ein zusätzliches Segment eingeführt, das aus der Mitte der Hüftmarker und der Mitte der Schultermarker besteht (orange eingefärbt). Die Lagen der Winkel sind im rechten Bild ersichtlich.

Tab. 3.5: Ermittelte Parameter aus der 3D-Videoanalyse.

Parameter	Beschreibung
X_{KSP}	KSP-Weg-Koordinate in horizontaler Richtung.
Y_{KSP}	KSP-Weg-Koordinate in transversaler Richtung.
Z_{KSP}	KSP-Weg-Koordinate in vertikaler Richtung.
$X_{Hüfte}$	Weg-Koordinate des Mittelpunkts zwischen rechtem und linkem Hüftmarker in horizontaler Richtung.
$Z_{Hüfte}$	Weg-Koordinate des Mittelpunkts zwischen rechtem und linkem Hüftmarker in vertikaler Richtung.
$X_{Schulter}$	Weg-Koordinate des Mittelpunkts zwischen rechtem und linkem Schultermarker in horizontaler Richtung.
$Z_{Schulter}$	Weg-Koordinate des Mittelpunkts zwischen rechtem und linkem Schultermarker in vertikaler Richtung.
$X_{Zehle links}$	Weg-Koordinate des linken Zehenmarkers in horizontaler Richtung.
$X_{Zehle rechts}$	Weg-Koordinate des rechten Zehenmarkers in horizontaler Richtung.
$\alpha_{OSG links}$	Eingeschlossener Winkel zwischen Zehen-, Knöchel- und Kniemarker des linken Beins in der Sagittalebene.
$\alpha_{OSG rechts}$	Eingeschlossener Winkel zwischen Zehen-, Knöchel- und Kniemarker des rechten Beins in der Sagittalebene.
$\alpha_{Knie links}$	Eingeschlossener Winkel zwischen Knöchel-, Knie- und Hüftmarker des linken Beins in der Sagittalebene.
$\alpha_{Knie rechts}$	Eingeschlossener Winkel zwischen Knöchel-, Knie- und Hüftmarker des rechten Beins in der Sagittalebene.
$\alpha_{Hüfte links}$	Eingeschlossener Winkel zwischen Knie-, Mittelpunkt der Hüftmarker und Mittelpunkt der Schultermarker des linken Beins in der Sagittalebene.
$\alpha_{Hüfte rechts}$	Eingeschlossener Winkel zwischen Knie-, Mittelpunkt der Hüftmarker und Mittelpunkt der Schultermarker des rechten Beins in der Sagittalebene.

Parameter	Beschreibung
$\alpha_{KSP\ links}$	Winkel zwischen linkem Zehenmarker und KSP in der Sagittalebene (da in diesem Fall der Sprinter nur mit dem Vorfuß auftritt, wird der Zehenmarker benutzt). Liegt der KSP direkt über der Stützstelle, ist der Winkel null; liegt der KSP vor der Stützstelle, ist der Winkel positiv, hinter der Stützstelle negativ.
$\alpha_{KSP\ rechts}$	Winkel zwischen rechtem Zehenmarker und KSP in der Sagittalebene (da in diesem Fall der Sprinter nur mit dem Vorfuß auftritt, wird der Zehenmarker benutzt). Liegt der KSP direkt über der Stützstelle, ist der Winkel null; liegt der KSP vor der Stützstelle, ist der Winkel positiv, hinter der Stützstelle negativ.
$\alpha_{KSP\ Bahn}$	Winkel zwischen der KSP-Bahn und der Horizontalen in der Sagittalebene (aufsteigende KSP-Bahn entspricht einem positiven Winkel, absteigende KSP-Bahn entspricht einem negativen Winkel).
$V_{x\ KSP}$	Geschwindigkeit des KSP in horizontaler Richtung.
$V_{z\ KSP}$	Geschwindigkeit des KSP in vertikaler Richtung.

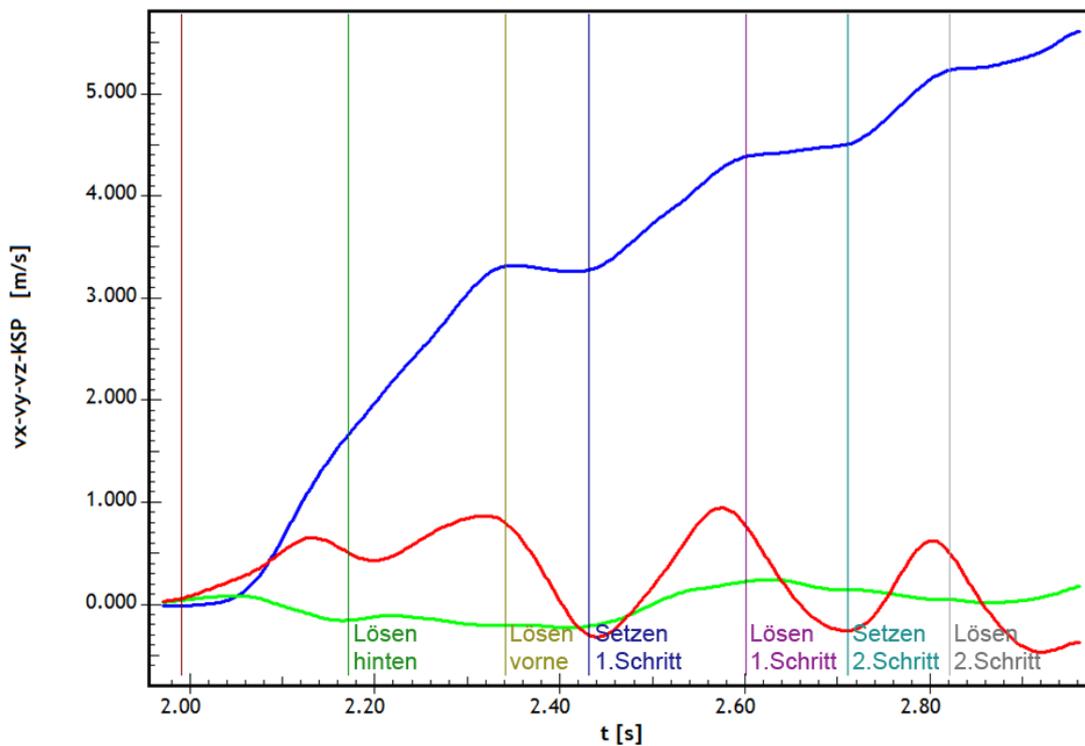


Abb. 3.13: Geschwindigkeitsverläufe des Körperschwerpunktes in horizontaler (blau), transversaler (grün) und vertikaler (rot) Richtung. Dargestellt ist der Bereich vom Startschuss bis zum Lösen des zweiten Schrittes.

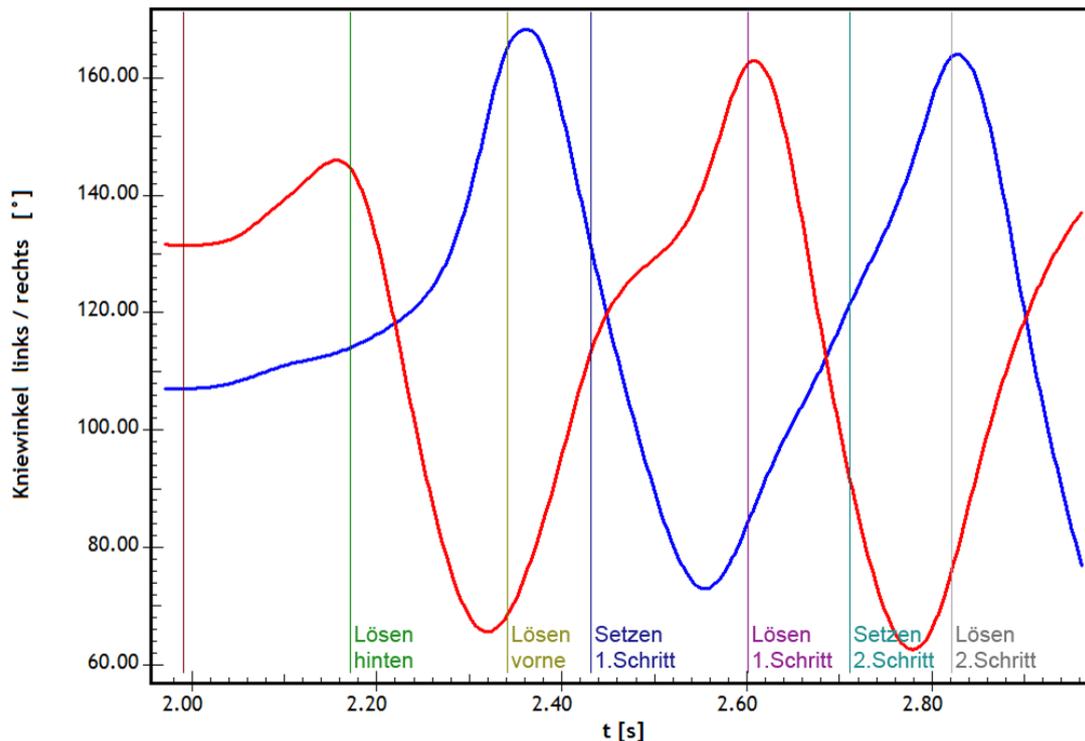


Abb. 3.14: Kniewinkelverläufe des linken (blau) und rechten Beines (rot) vom Startschuss bis zum Lösen des zweiten Schrittes.

3.2.3 Zeit-, Reaktionszeitmessung

Das Startkommando sowie der Startschuss wurden immer vom gleichen, erfahrenen Starter durchgeführt, der ca. 1.5–2 m links neben dem Startblock positioniert war. Als Startsignal diente eine modifizierte Startklappe, die beim „Schluss“ einen elektrischen Kurzschluss auslöste. Dieser Kurzschluss generierte ein elektrisches Signal (Start-TTL-Signal), welches auf den Messrechner übertragen wurde. Die Lichtschrankenmessung wurde von diesem elektrischen Signal gestartet. Zur Messung der Zwischenzeiten bei 5 m, 10 m und 20 m wurden selbst konstruierte Doppellichtschranken (Samplingrate 5000 Hz) verwendet. Die Lichtschranken sind mit einem Funk-Transmitter ausgestattet, der die Durchlaufzeiten an einen externen Funkempfänger sendet, von wo sie dann ebenfalls auf den Messrechner eingespeist wurden. Start- und Lichtschrankensignale wurden auf der gleichen Zeitspur wie die Kraftdaten und der Videotrigger aufgezeichnet. Somit konnte die zeitliche Synchronisation aller Messdaten gewährleistet werden. Eine technische Notwendigkeit der Lichtschranken ist die Verzögerung der Signale durch die Funkübertragung. Zur Lösung dieses Problems wurde das Start-TTL-Signal direkt von der Startklappe per Datenleitung in die erste Lichtschranke eingespeist und per Funk wieder zum Rechner zurück übertra-

gen. Somit senden die Lichtschranken sowohl Startsignal als auch Zwischenzeiten mit dem gleichen Zeitversatz (ca. 0.005 s).

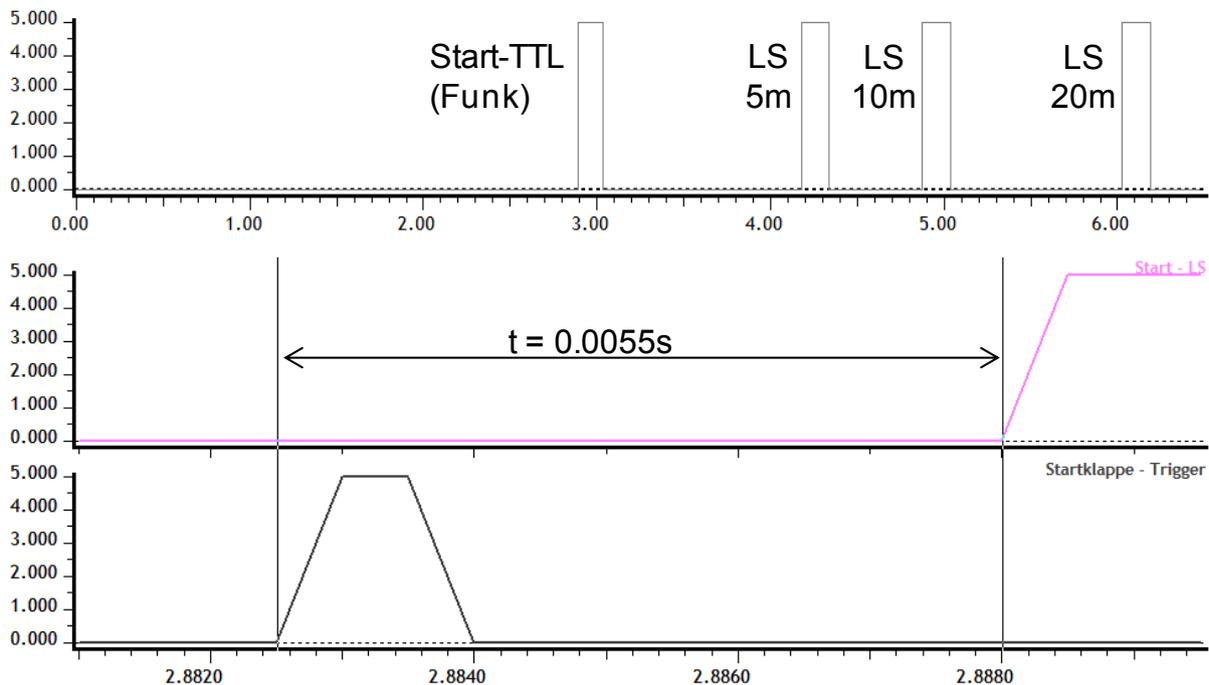


Abb. 3.15: TTL-Funksignale der Lichtschranken (oben). Unten ist der Zeitversatz zwischen der Startklappe (Startklappe-Trigger, Übertragung durch Kabelverbindung) und dem Startsignal (Start-LS, Übertragung durch Funkverbindung) ersichtlich.

3.2.4 Geschwindigkeitsmessung mit LAVEG[®]

In Ergänzung zur Lichtschrankenmessung wurde mit Hilfe des LAVEG[®]-Systems der Firma Jenoptik (Jena) Geschwindigkeitsprofile aufgezeichnet. Das System sendet einen Laserstrahl aus und misst die Zeit, bis der vom Athleten reflektierte Strahl wieder zurückkommt. Um die Distanz zum Athleten zu bestimmen, wird die gemessene Zeit (die gemessene Zeit muss halbiert werden, da der Lichtstrahl die doppelte Distanz zurücklegt) mit der Geschwindigkeit des Laserlichts (Lichtgeschwindigkeit ca. 300.000 km/s) multipliziert:

$$\text{Distanz } d = \frac{v_{\text{Licht}} \cdot t_{\text{Licht}}}{2}.$$

Das System zeichnet die Distanzdaten mit einer Frequenz von 100 Hz auf. Über die Änderung der Distanz in dieser Zeitspanne kann die aktuelle Geschwindigkeit des Athleten berechnet werden.

$$\text{Geschwindigkeit } v = \frac{\Delta d_i}{\Delta t_i} = \frac{d_i - d_{i-1}}{t_i - t_{i-1}} = \frac{d_i - d_{i-1}}{0.01s}.$$

Das Prinzip von LAVEG[®] wird in Abb. 3.16 dargestellt.

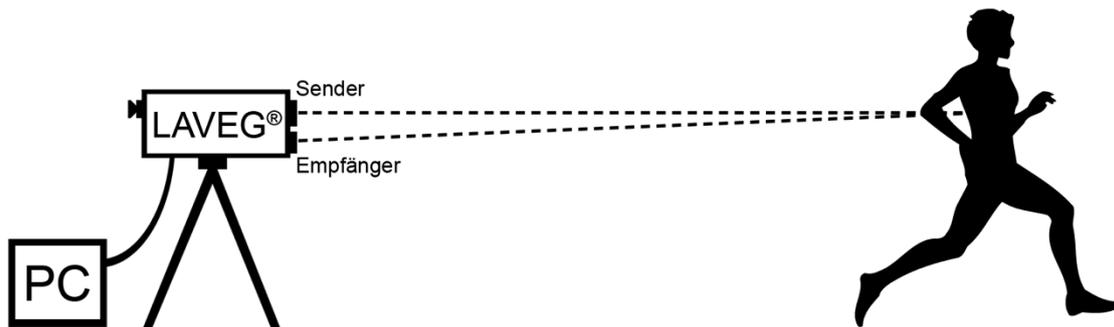


Abb. 3.16: Schematische Darstellung der LAVEG[®]-Messung.

3.2.5 Arbeitsweise des Tiefstartmessplatzes

Zusammenfassend lassen sich mit dem Messplatz Bodenreaktionskräfte, 3D-Vermessungen und Geschwindigkeitsprofile analysieren. Sowohl für wissenschaftliche Fragestellungen als auch in der täglichen Trainingsarbeit kann der Messplatz genutzt werden. Besonders interessant ist die Kopplung von kinetischen und kinematischen Daten. Abb. 3.17 zeigt einen Auswertepplot von DiaMess, der sämtliche Daten der dynamischen Messung enthält. Dieser Plot steht sofort nach Ende der Messung als Feedback-Instrument zur Verfügung. Die Reaktionszeit muss allerdings noch manuell eingetragen werden. Abb. 3.18 zeigt eine Bildreihe mit Kraftvektoren und KSP-Verlauf, wie sie zur Leistungsdiagnostik genutzt wird.

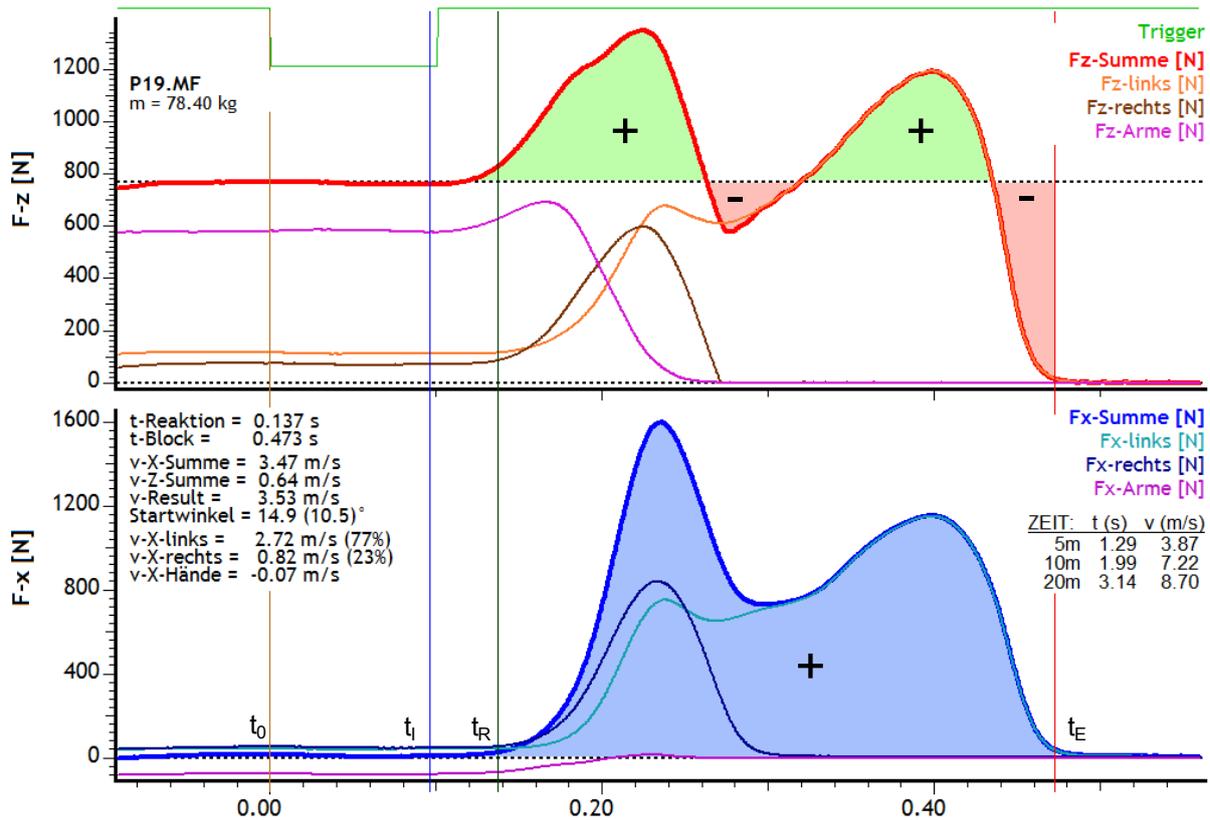


Abb. 3.17: Auswerteplot von DiaMess mit horizontalen (unten) und vertikalen (oben) Kraft-Zeit-Verläufen. Die Kraftstöße sind blau und grün (positiv) bzw. rot (negativ) unterlegt. Die Zeitmarken sind Startschuss (t_0), Integrationsbeginn des Kraft-Zeit-Verlaufs (t_i), Reaktionszeit (t_R – aus Video bestimmt) und Integrationsende (t_E). Als Sofortinformation dargestellte Parameter sind: Reaktionszeit, Blockzeit, KSP-Geschwindigkeitsanteile in horizontaler und vertikaler Richtung, resultierende Geschwindigkeit des KSP, KSP-Bahnwinkel (Startwinkel) sowie der horizontale KSP-Geschwindigkeitsanteil in rechtes und linkes Bein sowie Hände aufgeteilt. Der eingeklammerte Wert beim Startwinkel beschreibt den Bahnwinkel beim Verlassen des Blocks, der andere Wert stellt den maximalen Bahnwinkel im Verlauf der Startaktion dar. Unten rechts sind die Zwischenzeiten der Lichtschrankenmessung dargestellt.

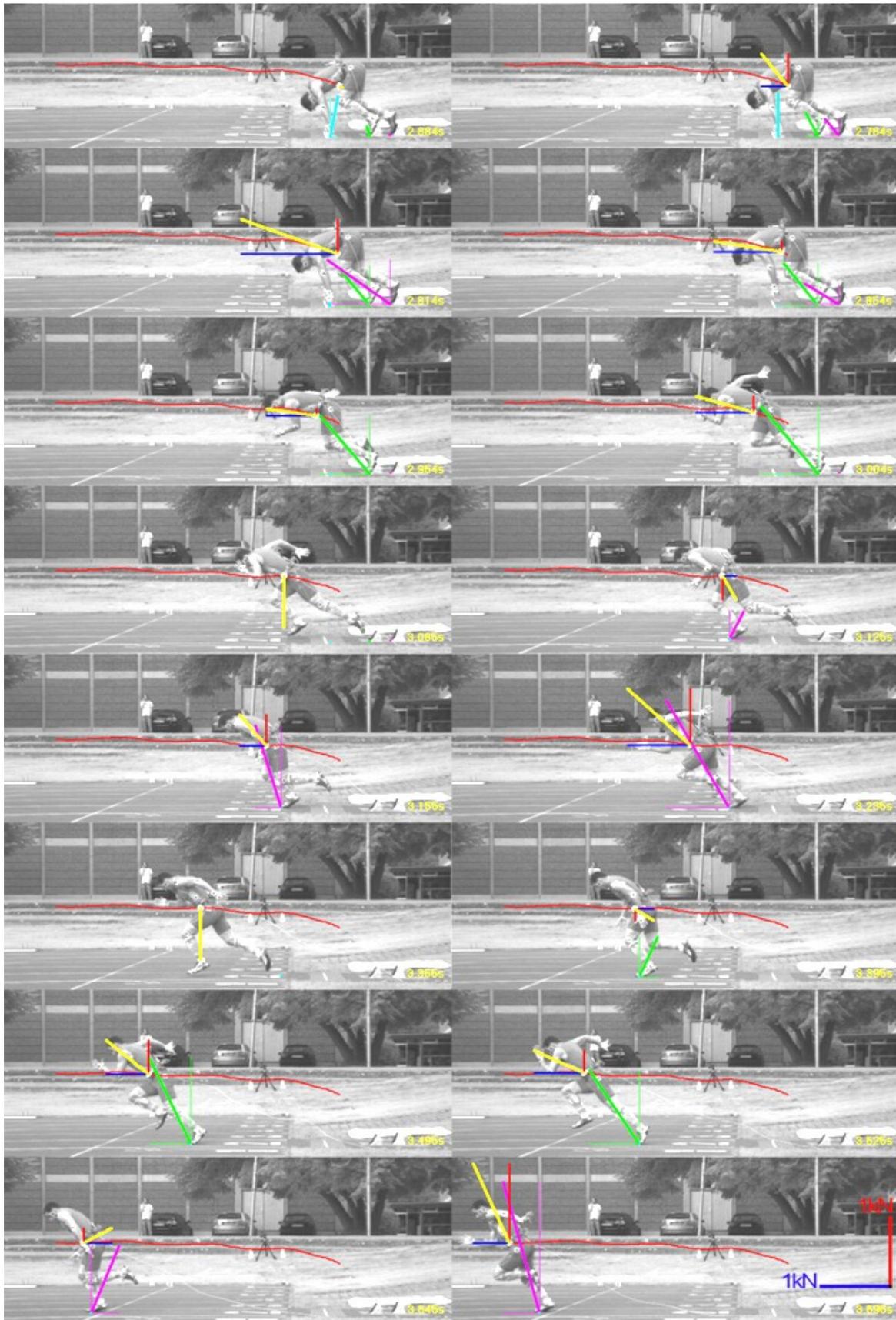


Abb. 3.18: Visualisierte Bildsequenz mit Kraftvektoren und KSP-Trajektorie. Die Kraftvektoren der ersten drei Schritte stammen aus Labormessungen und sind nur beispielhaft zu betrachten. Die Maßstabsangabe für die Kraftvektoren ist rechts unten eingeblendet.

4 Konzeptionierung des Messplatzes

Im Rahmen der leistungsdiagnostischen Messreihen mit den Athleten wurde der Messplatz mehrfach ergänzt, variiert und optimiert. An vorderster Stelle stand das Ziel, einen Messplatz zu entwickeln, der sofort nach dem Start aussagekräftige Parameter liefert. Aufgrund dieser Zielstellung wurde das Hauptaugenmerk auf die automatisierte Auswertung der Startblockdynamografie mittels Software gelegt. Die Kraftmessung als zentraler Bestandteil des Messsystems sollte genügend Informationen für eine profunde Bewertung des Tiefstarts liefern. Zeitintensive Auswerteprozeduren, wie sie beispielsweise bei Videoanalysen nötig sind, sollten vermieden werden. Trotzdem erschien es sinnvoll, auch Videobilder aufzuzeichnen, um den Bewegungsablauf beim Start visuell überprüfen zu können. Dieses und weitere Messsysteme sollten die Kraftmessung begleiten und die Bewertung des Tiefstarts unterstützen. Für die Videoaufnahmen wurden letztlich in Absprache mit Trainern und Athleten zwei Kameraperspektiven gewählt, die den Startvorgang aufzeichneten. Eine Kamera bildete die Startposition und die ersten beiden Schritte ab, die zweite Kamera wurde geschwenkt und zeichnete den ganzen Sprintlauf auf. Für eine Bewegung wie den Tiefstart oder den Sprintlauf eignet sich ein zweidimensionales Erfassungsfenster. Aussagen über Extremitätenbewegung oder Gelenkwinkel sind damit ausreichend möglich. Zusätzliche Kameraperspektiven lieferten keine neuen Erkenntnisse. Bei den Zwischenzeitmessungen hat sich ein Setup mit 3 Lichtschrankenpaaren bei 5 m, 10 m und 20 m bewährt. Die Messung bei 2.5 m hat sich als fehleranfällig erwiesen. Der Grund dafür dürfte die Oberkörpervorneigung der Athleten sein. Für die Messung von Zwischenzeiten über 20 m stellt sich die Frage, inwieweit der Startvorgang darauf noch prägenden Einfluss hat. Zudem ist die Anzahl an Startvorgängen begrenzt. Je länger die Laufstrecke ist, desto schneller ermüden die Athleten. Mit der LAVEG[®]-Messung stand ein weiteres System zur Verfügung, welches den Geschwindigkeitsverlauf dokumentieren kann.

4.1 Entwicklung der Handkraftmessung

Im Verlaufe der Entwicklung des Messplatzes wurden zusätzliche Überlegungen, insbesondere zur Reaktionskraftmessung der Hände mit einbezogen. Ursprünglich war der Messplatz ohne Handkraftmessung konzeptioniert. Die ungenügende Aus-

wertung der vertikalen Reaktionskraftanteile lieferten letztlich Argumente für den Bau einer Handkraftmessplatte.



Abb. 4.1: Kraftmessblock der Beine (links) sowie Handkraftmessung der linken Hand auf einer 3-Komponenten Kraftmessplatte (rechts). Bei der Handkraftmessung startet der Sprinter von einem normalen Startblock, der dementsprechend positioniert wurde.

In der ersten Phase der Messplatzkonzeption stand lediglich der Messblock der Beine zur Verfügung. Die Handkräfte konnten nur getrennt davon, d.h. in einem extra Versuch auf einer separaten Kraftmessplatte, gemessen werden (Abb. 4.1). Im Nachhinein wurden die Handkräfte zusammengefasst und konnten mit den Reaktionskräften der Beine zusammen dargestellt werden (Abb. 4.2). Da es sich hierbei aber nicht um den identischen Startversuch handelte, waren die Summen der vertikalen und horizontalen Kräfte zum Teil fehlerhaft. Die Summation der vertikalen und horizontalen Kraftanteile entsprach teilweise nicht der Gewichtskraft (vertikale Richtung) bzw. dem Gleichgewichtszustand in der Fertig-Position (horizontale Richtung).

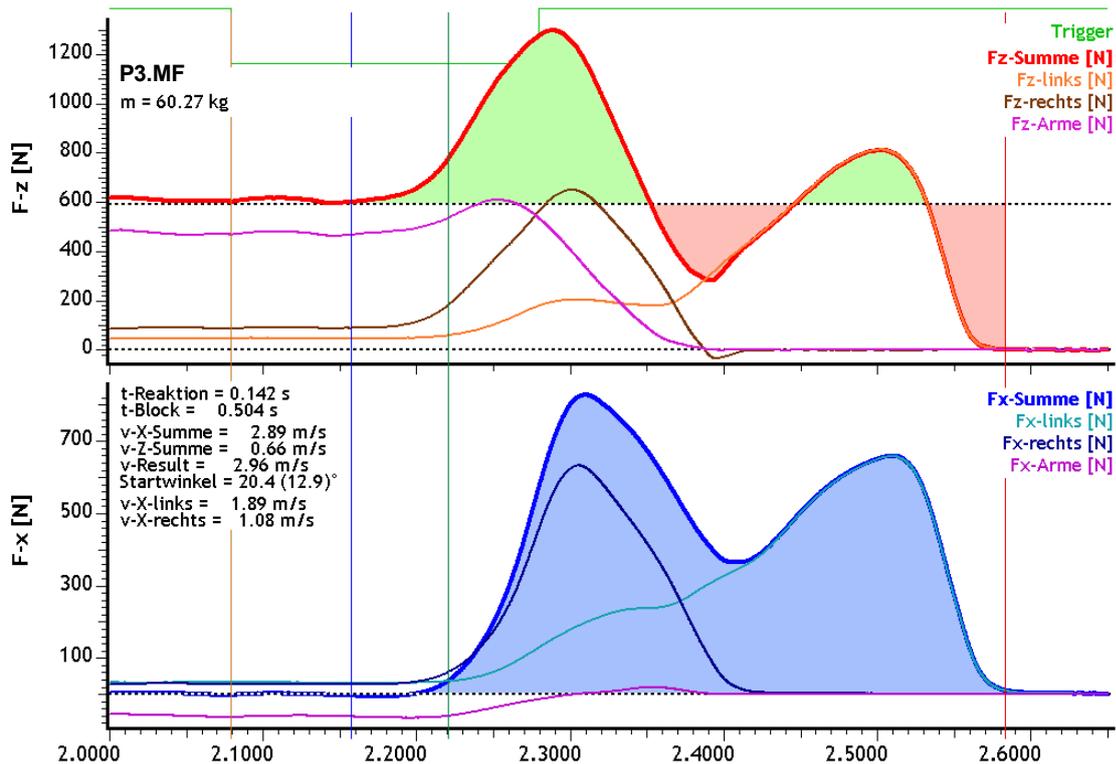


Abb. 4.2: Auswerteplot mit Summation der nachträglich gemessenen Handkräfte. Vor Beginn des Kraftanstiegs (Fertig-Position) liegt die Summe der vertikalen Kräfte auf der Gewichtskraftlinie (gestrichelte Linie) und die Summe der horizontalen Kräfte auf null (Gleichgewichtszustand).

Obwohl Bein- und Handkräfte aus unterschiedlichen Versuchen stammen, kann trotzdem ein Eindruck von der realen Verteilung der Kräfte gewonnen werden. Im Vergleich zur Auswertung ohne Hände (Abb. 4.3) sind deutliche Unterschiede vor allem der vertikalen Kraftsummenbilanz zu erkennen. Bei korrekter Kraftsummenbilanz muss vor dem Start (Anstieg der Kraftkurven) die Kraftsumme in vertikaler Richtung (F_z -Summe) mit der Gewichtskraft (F_G) übereinstimmen. In horizontaler Richtung muss die Kraftsumme (F_x -Summe) null ergeben, ansonsten würde sich der Sprinter in der Fertig-Position nach vorne oder hinten bewegen. Bei der Integration der Kraft-Zeit-Verläufe ohne Handkräfte werden bei gleichem Integrationsbeginn und Integrationsende zu viel (vertikal, rote Flächen) bzw. gar keine (horizontal) negativen Anteile eingeschlossen. Die berechnete vertikale Geschwindigkeit des KSP ist negativ. Der Sprinter würde nach vorne-unten starten (Abb. 4.3).

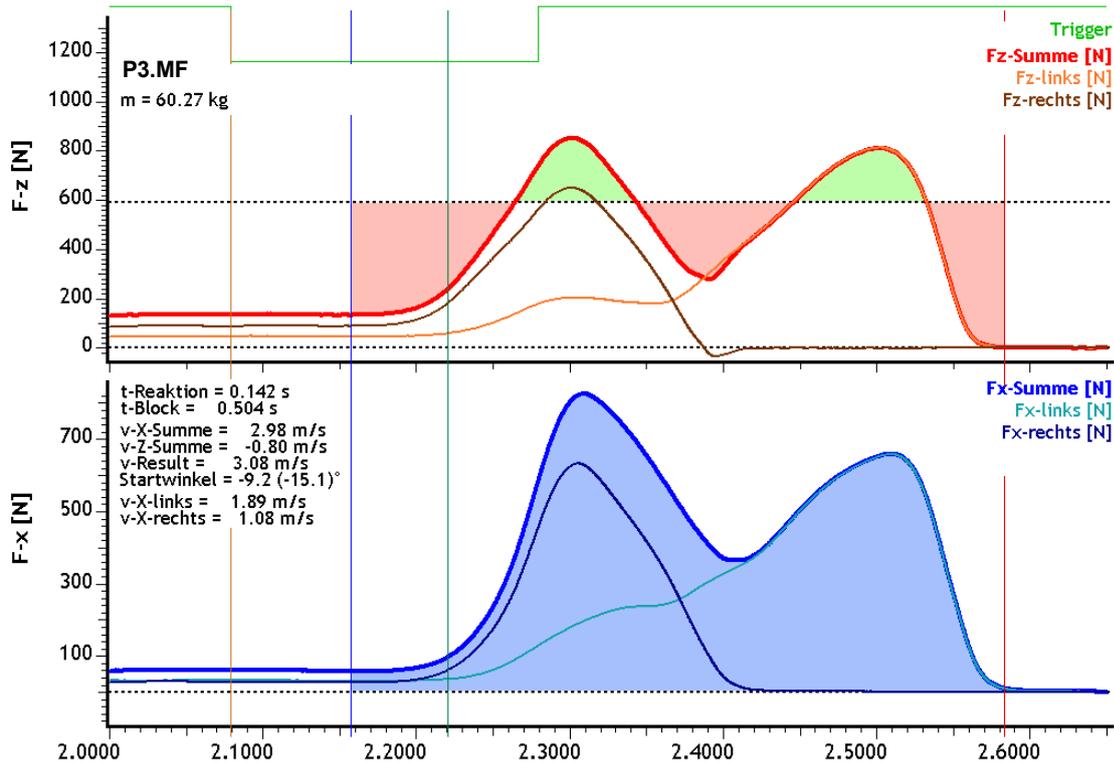


Abb. 4.3: Auswertepplot des gleichen Versuchs wie in Abb. 4.2, nur ohne Summation der Handkräfte. Vor allem in vertikaler Richtung (oben) fällt der große negative Anteil (rote Färbung) des Kraftstoßes durch das Fehlen der Handkräfte auf.

In einem zweiten Schritt wurde versucht, die Handkräfte mit Hilfe der Software Diames näherungsweise zu simulieren. Dies wurde vor allem im Hinblick auf die Situation im Biomechaniklabor des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Tübingen gemacht, da hier nur Bodenreaktionskräfte der Füße gemessen werden können. Die erste Stufe der Handkraftmodellierung (Variante 1) ist in Abb. 4.4 dargestellt. Die Kraftsumme in vertikaler Richtung wurde mit der Handkraft ergänzt, bis sie mit der Gewichtskraft übereinstimmt ($F_z\text{-Summe} = F_z\text{-links} + F_z\text{-rechts} + F_z\text{-Arme}$). Dies geschieht bis zu dem Zeitpunkt, an dem die Summe der Beinkräfte über das Niveau der Gewichtskraft steigt ($F_G = F_z\text{-links} + F_z\text{-rechts}$). Danach wird die Handkraft nicht mehr berücksichtigt. Im Vergleich zur Berechnung ohne Handkräfte (Abb. 4.3) ist erkennbar, dass sich der negative Anteil der vertikalen Kraftstoßsumme verringert hat. Beim Vergleich mit dem Auswertepplot mit gemessener Handkraft (Abb. 4.2) zeigt sich jedoch, dass die Handkraft zu früh abfällt. Gleichwohl wäre es auch wünschenswert, eine Modellierung für den horizontalen Handkraftanteil zu erstellen.

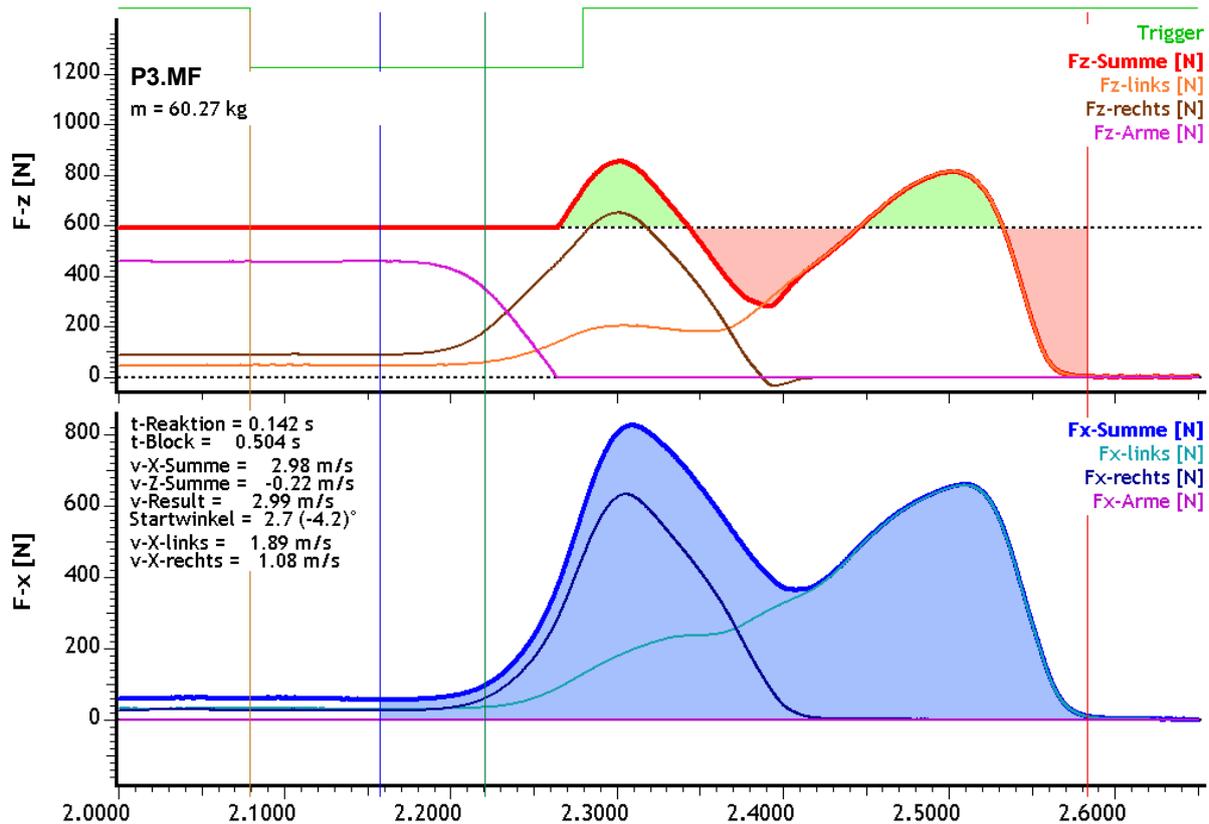


Abb. 4.4: Variante 1: Auswertepplot des gleichen Versuchs wie in Abb. 4.2 und Abb. 4.3. In vertikaler Richtung wird die Handkraft ($F_{Z\text{-Arme}}$) so ergänzt, dass die Kraftsumme auf der Gewichtskraftlinie liegt bis zum Zeitpunkt, bei der die Summe der Beinkräfte die Gewichtskraft übersteigt. Danach werden die Handkräfte nicht mehr berücksichtigt. In horizontaler Richtung wurden keine Anpassungen vorgenommen.

Die zweite Stufe der Handkraftmodellierung (Variante 2) orientiert sich daher noch mehr an der gemessenen Handkraft. Zwei Bedingungen wurden berücksichtigt: Vor dem Start (in der Fertig-Position) ist die Summe aller vertikalen Bodenreaktionskräfte genauso groß wie die Gewichtskraft des Athleten. Weiter ergibt die Summe der horizontalen Kräfte null. Daneben kann anhand der Videobilder der Zeitpunkt bestimmt werden, bei dem die Hände den Boden verlassen und die Handkräfte somit null ergeben. Weiterhin lassen sich die Handkräfte wie folgt beschreiben: Der vertikale Anteil der Handkraft steigt nach der statischen Fertig-Position kurz an, bevor er dann bis zum Verlassen der Hände vom Boden abfällt. Der horizontale Anteil (negativ, da gegen die Laufrichtung gerichtet) steigt bis zum Verlassen der Hände stetig an und läuft gegen null. In den meisten Messungen ist zudem ein kleiner „Overshoot“ erkennbar, also ein minimaler Kraftstoß in Laufrichtung.

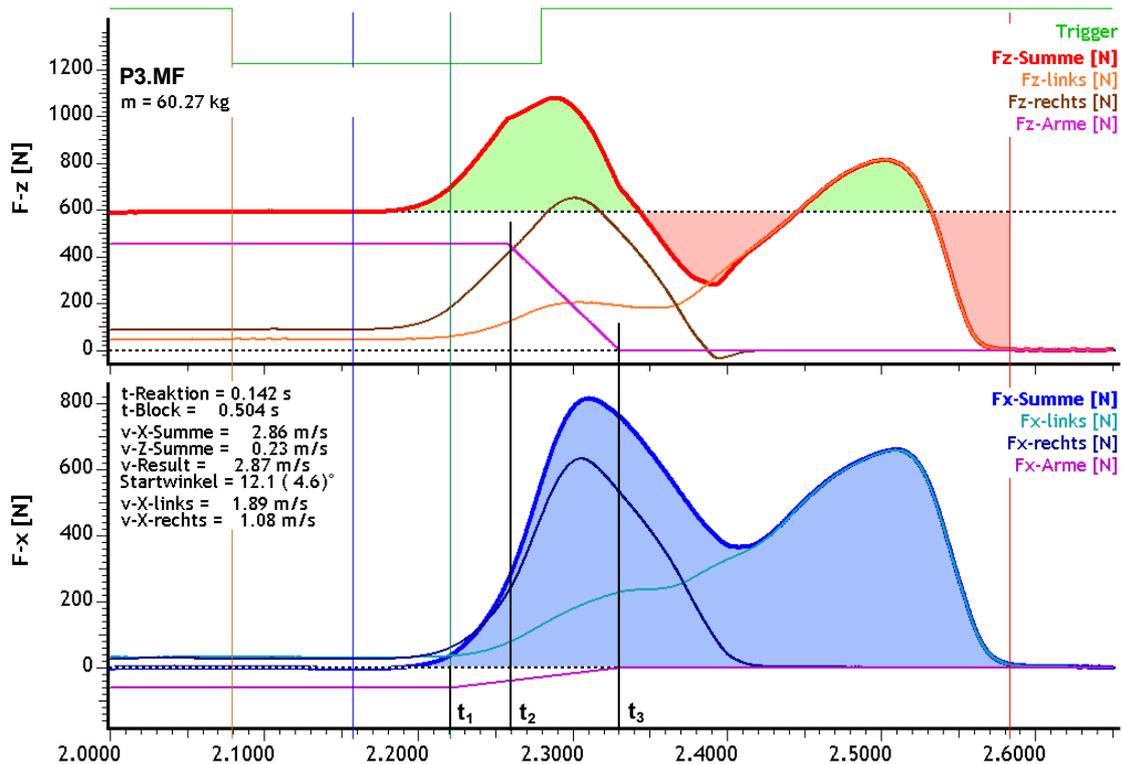


Abb. 4.5: Variante 2: Auswertepplot des gleichen Versuchs wie in Abb. 4.2, Abb. 4.3 und Abb. 4.4. Die Handkräfte werden in vertikaler Richtung ergänzt, bis die Kraftsumme auf der Gewichtskraftlinie liegt ($F_z = F_G$). In horizontaler Richtung werden die Handkräfte ergänzt, bis die Kraftsumme null beträgt ($F_x = 0$). Der Zeitpunkt des Anstiegs der Handkraft in horizontaler Richtung ist der Reaktionsbeginn (t_1). Der Zeitpunkt, an dem die Handkraft in vertikaler Richtung abfällt, ist der steilste Kraftanstieg des hinteren Beins (t_2). Der Zeitpunkt, an dem die Handkräfte null sind, ist das Verlassen der Hände vom Boden (t_3 – aus Video bestimmt).

Für die Modellierung wurde auf diesen „Overshoot“ verzichtet, ebenso auf das kurzfristige Ansteigen der Kraftkurve in vertikaler Richtung. Aus dem Studium mehrerer Versuche wurden allgemeingültige Zeitpunkte gesucht, anhand derer die Handkraftkurven ab- bzw. aufsteigen. Der steilste Anstieg der vertikalen Reaktionskraft des hinteren Beins wurde für den Abfall der vertikalen Handkraft gewählt. Der Anstieg der Handkraft in horizontaler Richtung orientiert sich an der anhand von Videobildern bestimmten Reaktionszeit. Der Zeitpunkt, bei dem die Handkräfte null sind, wurde beim Lösen der Hände vom Boden ebenfalls aus den Videobildern ermittelt. Anhand dieses Modellierungsverfahrens können auch Starts ohne Handkraftmessung näherungsweise in horizontaler und vertikaler Richtung beschrieben werden (Tab. 4.1).

Tab. 4.1: Vergleich der Sofortinformationen ohne und mit gemessenen Handkräften sowie die zwei Modellierungsvarianten der dargestellten Dynamogramme (Abb. 4.2–4.5).

	ohne Hände	Variante 1	Variante 2	Handkraft gemessen
v_x [m/s]	2.98	2.98	2.86	2.89
v_z [m/s]	-0.80	-0.22	0.23	0.66
v_{res} [m/s]	3.08	2.99	2.87	2.96
α_{Start} [°]	-15.1	-4.2	4.6	12.9
v_x linkes Bein [m/s]	1.89	1.89	1.89	1.89
v_x rechtes Bein [m/s]	1.08	1.08	1.08	1.08

Für die Geschwindigkeit in horizontaler Richtung hat die Handkraft relativ geringen Einfluss. So ist von einer leichten Überschätzung der horizontalen Geschwindigkeitsanteile bei Messung ohne Handkräfte auszugehen. Mittels der Simulationsvariante 2 konnte eine noch genauere Näherung erzielt werden. In vertikaler Richtung ist der Unterschied zwischen einer Messung ohne Handkräfte und modellierter Handkraft bzw. gemessener Handkraft deutlich. Allerdings sind beide Simulationsvarianten wenig befriedigend. Bei der resultierenden Geschwindigkeit scheint der Trend der horizontalen Geschwindigkeit zu folgen. Allerdings ändert sich die Wirkungsrichtung, sichtbar durch den Startwinkel. Hier ist der Einfluss der vertikalen Anteile deutlich. Anhand dieser Daten wurde entschieden, eine Messplatte für die Arme zu bauen und den exakten Einfluss der Handkräfte zu untersuchen. Die bisherigen Ergebnisse der Literatur (ohne Handkraftmessung) können dann aufgrund dieser Untersuchung neu bewertet werden.

4.2 Methoden

Zum Einsatz kam der Messplatz mit dem in Kapitel 3.2 beschriebenen Setup. Die Reaktionskräfte von Beinen und Armen wurden simultan gemessen. Mit Hilfe der Software DiaMess konnten zwei Auswertungen, einmal mit und einmal ohne Handkräfte, erstellt werden. Sechs Probanden (P1, P5, P7, P9, P17 und P19) starteten jeweils viermal (V1, V2, V3 und V4) aus ihrer individuellen Normalstellung (Untersuchung Nummer 4 aus Kapitel 3.1).

4.2.1 Statistik

Die Unterschiede zwischen Messungen mit und ohne Handkraftmessung wurden anhand des Wilcoxon-Tests untersucht. Der Wilcoxon-Test untersucht abhängige Stichproben von mindestens ordinalskalierten Daten, die keine Normalverteilung

aufweisen müssen. Hierfür werden die Messwerte paarweise geordnet und deren Differenzwert gebildet. Danach werden die Differenzwerte ohne Berücksichtigung des Vorzeichens in Rangwerte transformiert. Für positive bzw. negative Differenzwerte werden dann die Rangwerte getrennt addiert. Man erhält die Prüfgrößen T bzw. T' , die wiederum in einen z -Wert transformiert werden können. Diese z -Werte können über die z -Verteilung auf Signifikanz überprüft werden (Bös et al. 2004). In dieser Arbeit wurde die Software SPSS 22 (IBM 2013) zur Prüfung der Signifikanz anhand des Wilcoxon-Tests verwendet.

4.3 Ergebnisse

In Tab. 4.2 ist die prozentuale Verteilung der Arm- und Beinkräfte in horizontaler und vertikaler Richtung während der Fertig-Position dargestellt. Die Verteilung der Reaktionskräfte in horizontaler Richtung liegt im Mittel bei 50.5% für die Arme zu 49.5% für die Beine. Ausnahme ist Proband 5 mit 61% zu 39%. Die Verteilung in vertikaler Richtung liegt im Mittel bei 74.4% für die Arme und 25.6% der Beine. Ausnahmen sind hier Proband 5 mit 83% zu 17% und Proband 7 mit 66% zu 34%.

Tab. 4.2: Prozentuale Verteilung der Arm- und Beinkräfte in horizontaler und vertikaler Richtung in der Fertig-Position. Die Werte der einzelnen Probanden sind über vier Versuche gemittelt. Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) beinhalten die Versuche aller Athleten.

n = 4	P1	P5	P7	P9	P17	P19	MW	SD
% F_x Hände	49	61	48	49	48	48	50.5	5.7
% F_x Beine	51	39	52	51	52	52	49.5	5.7
% F_z Hände	75	83	66	74	73	76	74.4	5.0
% F_z Beine	25	17	34	26	27	24	25.6	5.0

Abb. 4.6 zeigt den Zusammenhang zwischen der horizontalen und vertikalen Verteilung für die Beine und für die Arme. Bei vertikaler Verteilung von kleiner 20% Beine zu 80% Arme nimmt der horizontale Anteil der Beine ab bzw. der der Hände zu.

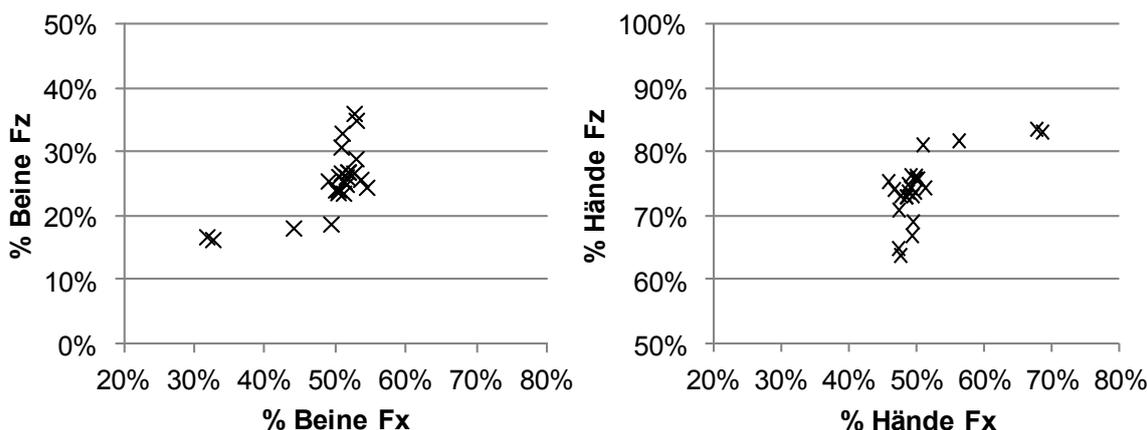


Abb. 4.6: Zusammenhang zwischen der horizontalen und vertikalen Verteilung der Beine (links) und der Hände (rechts) aller Versuche (n=24).

Die Dynamogramme der einzelnen Versuche der Probanden (V1 bis V4) wurden zweimal, mit und ohne Handkräfte, ausgewertet. Die daraus berechneten horizontalen (v_x) und vertikalen Geschwindigkeiten (v_z), deren jeweilige Handanteile (v_x Hände und v_z Hände), die daraus resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) und der Startwinkel (α_{Start}) wurden miteinander verglichen. Tab. 4.3 zeigt exemplarisch die Auswertung für Proband 1 (siehe weitere Probanden im Anhang 8.1). Der horizontale Geschwindigkeitsanteil (v_x) ist bei Auswertung ohne Hände höher. Die vertikalen Geschwindigkeitsanteile (v_z) sind deutlich reduziert (−0.98 m/s bis −1.30 m/s). Die resultierende Geschwindigkeit ist wie der horizontale Geschwindigkeitsanteil leicht erhöht. Die Startwinkel sind alle deutlich niedriger bzw. negativ.

Tab. 4.3: Auswertung der Startblockdynamogramme von vier Starts aus der individuellen Startposition von Proband 1. Dargestellt sind die Geschwindigkeitsanteile in horizontaler (v_x) und vertikaler (v_z) Richtung mit den jeweiligen Handanteilen (v_x Hände, v_z Hände). Weiterhin sind Startwinkel (α_{Start}) und die resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) aufgeführt. Die Differenz sowie die prozentuale Abweichung ergeben sich aus der Auswertung mit und ohne Handkräfte.

P1	mit Händen	ohne Hände	Differenz	%-Abweichung
P1_V1				
v_x [m/s]	3.05	3.14	0.09	2.95
v_z [m/s]	0.66	-0.39	-1.05	-159.09
v_{res} [m/s]	3.12	3.17	0.05	1.60
α_{Start} [°]	12.15	-2.17	-14.32	-117.86
v_x Hände [m/s]	-0.09	0	-0.09	-100.00
v_z Hände [m/s]	1.05	0	1.05	-100.00
P1_V2				
v_x [m/s]	3.11	3.19	0.08	2.57
v_z [m/s]	0.71	-0.56	-1.27	-178.87
v_{res} [m/s]	3.19	3.24	0.05	1.57
α_{Start} [°]	12.83	-6.1	-18.93	-147.54
v_x Hände [m/s]	-0.08	0	-0.08	-100.00
v_z Hände [m/s]	1.27	0	1.27	-100.00

P1	mit Händen	ohne Hände	Differenz	%-Abweichung
P1_V3				
v_x [m/s]	3.22	3.33	0.11	3.42
v_z [m/s]	0.67	-0.63	-1.3	-194.03
v_{res} [m/s]	3.29	3.38	0.09	2.74
α_{Start} [°]	11.76	-6.73	-18.49	-157.23
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.11	0	-0.11	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.3	0	1.3	-100.00
P1_V4				
v_x [m/s]	3.07	3.09	0.02	0.65
v_z [m/s]	0.6	-0.38	-0.98	-163.33
v_{res} [m/s]	3.13	3.11	-0.02	-0.64
α_{Start} [°]	10.98	-2.45	-13.43	-122.31
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.02	0	-0.02	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	0.98	0	0.98	-100.00

Betrachtet man die die Mittelwerte der horizontalen (v_x), vertikalen und resultierenden (v_{res}) Geschwindigkeit (v_z) und die des Startwinkels (α_{Start}) aller Versuche und Probanden, finden sich signifikante Unterschiede zwischen der Auswertung mit und ohne Hände (Tab. 4.4 und Abb. 4.7).

Tab. 4.4: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der horizontalen, vertikalen und resultierenden Geschwindigkeitsanteile, sowie des Startwinkels der vier Versuche aller Probanden (*= $p < 0.05$; **= $p < 0.01$)

alle Versuche (n=24)	MW mit Hände	MW ohne Hände	MW Differenz
v_x [m/s]	3.30 ± 0.18	3.38 ± 0.18 **	0.08 ± 0.02
v_z [m/s]	0.57 ± 0.09	-0.51 ± 0.24 **	-1.07 ± 0.11
v_{res} [m/s]	3.35 ± 0.18	3.43 ± 0.17 *	0.08 ± 0.02
α_{Start} [°]	9.73 ± 1.60	-7.86 ± 4.34 **	-17.60 ± 1.83

In Tab. 4.5 sind die prozentualen Geschwindigkeitsanteile der Hände an den horizontalen und vertikalen Geschwindigkeiten von allen Probanden dargestellt. Der Einfluss der Handkräfte variiert in horizontaler Richtung von -5.58% bis 0.86%. In vertikaler Richtung variiert der Einfluss von 54.13% bis 71.65%.

Tab. 4.5: Prozentualer Anteil der Hände an den horizontalen und vertikalen Geschwindigkeiten beim Verlassen des Blocks. Die Werte der Probanden sind über vier Versuche gemittelt. Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) beinhalten die Versuche aller Athleten.

alle Versuche (n=4)	P1	P5	P7	P9	P17	P19	MW	SD
% $v_x\ Hände$	-2.47	0.86	-6.33	-0.64	-5.58	-1.44	-2.60	2.73
% $v_z\ Hände$	63.39	69.16	68.75	63.43	71.65	54.13	65.09	6.35

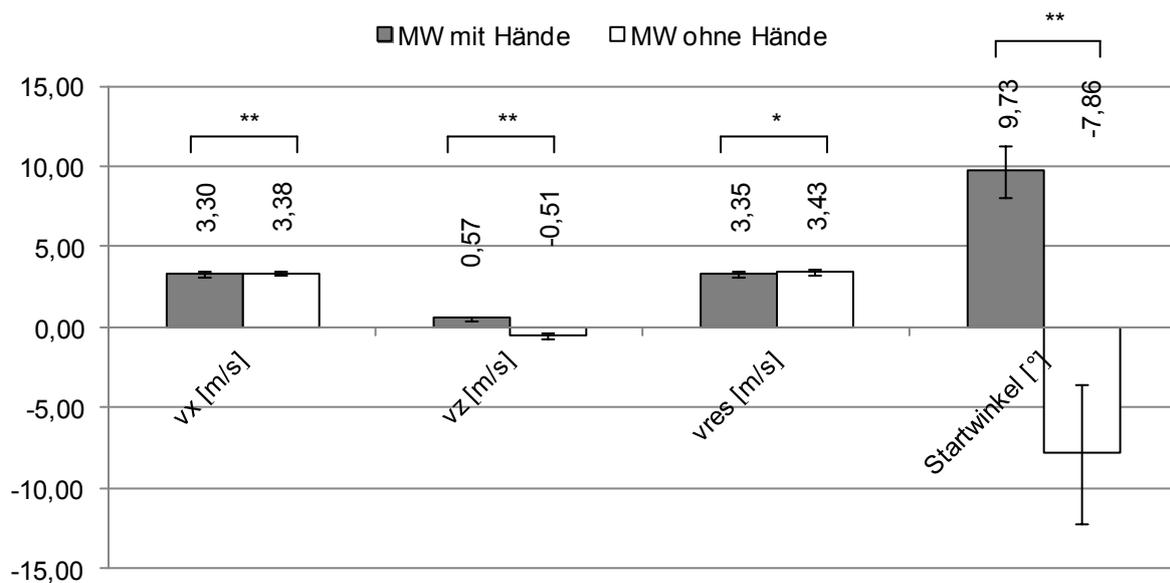


Abb. 4.7: Vergleich der Mittelwerte mit und ohne Handkraftmessung der horizontalen (v_x), vertikalen (v_z) und resultierenden Geschwindigkeiten (v_{res}) sowie des Startwinkels der vier Versuche aller Probanden ($n=24$) (*= $p<0.05$; **= $p<0.01$).

4.4 Diskussion

In allen Untersuchungen, die die Blockgeschwindigkeit vom Block aus den Reaktionskräften berechnen, geschieht dies ohne Handkräfte. Lediglich zwei Untersuchungen sind dem Autor bekannt, die die Reaktionskräfte der Hände gemessen haben. Weder bei Gutierrez-Davilla (2006) noch bei Komi (2009) wird der Einfluss der Handkräfte auf den Gesamtkraftverlauf bzw. die Blockgeschwindigkeit untersucht. Gutierrez-Davilla vergleicht normale Starts mit Starts, bei denen die Athleten bewusst die Muskulatur „vorspannen“, also schon in der Fertig-Position mit den Beinen gegen den Block drücken. Logischerweise müssen die Athleten diese Vorspannung mit den Armen kompensieren, um nicht vorne über zu kippen. In der Fertig-Position misst Gutierrez-Davilla daher auch höhere horizontale Kräfte, sowohl bei den Armen als auch bei den Beinen. Komi untersucht die Reaktionszeit anhand der Kraft-Zeit-Verläufe. Bei Komi lässt sich die Gewichtsverteilung zwischen Armen und Beinen in der Fertig-Position abschätzen, obwohl nur die resultierenden Kraft-Zeit-Verläufe dokumentiert sind (Abb. 4.8). Es ist zu erkennen, dass die Gewichtskraft zwischen Armen und Beinen keineswegs gleichverteilt oder zu Lasten der Beine ist, wie dies in diversen anderen Veröffentlichungen behauptet wird (Mero 1983; Baumann 1986; Bauersfeld 1992; Jonath 1995; Coh 1998).

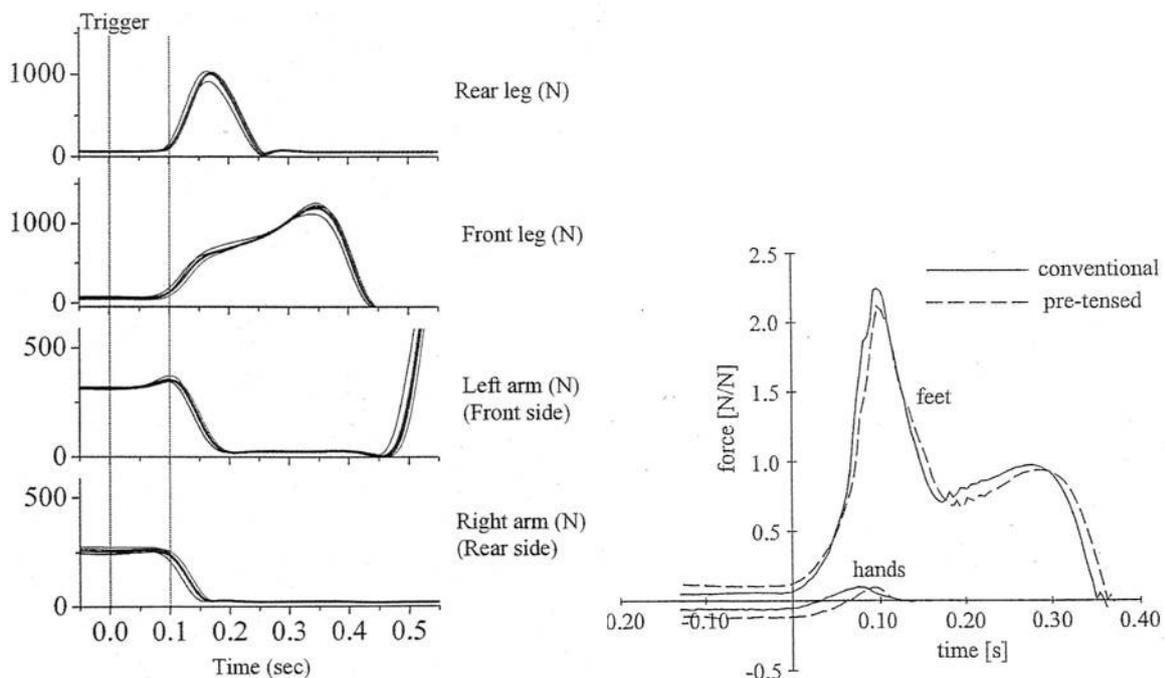


Abb. 4.8: Links: Resultierender Kraft-Zeit-Verlauf von rechtem und linkem Arm sowie rechtem und linkem Fuß (Komi 2009). Rechts: Horizontaler Kraft-Zeit-Verlauf bei normaler (conventional) und vorgespannter (pre-tensed) Startstellung von Armen und Beinen (Gutierrez-Davilla 2006).

Die Ergebnisse aus Tab. 4.2 bestätigen diese Einschätzung der Gewichtsverteilung in der Fertig-Position. In vertikaler Richtung liegt das Verhältnis der Bodenreaktionskräfte zwischen Armen und Beinen bei 74.4% zu 25.6%. Die Athleten verlagern ihr Gewicht in Richtung Hände, so dass drei Viertel des Körpergewichts darauf ruhen. Das horizontale Verhältnis von 50.5% Hände zu 49.5% Beine zeigt, dass sich die Athleten insgesamt jedoch in einer relativ statischen Gleichgewichtsposition befinden. Bei einer Verteilung von 50% zu 50% ergäbe die horizontale Kraftsumme null, der Athlet stünde im Gleichgewicht. Aus Abb. 4.6 lässt sich schlussfolgern, dass bei hohen Kraftwerten der Hände in horizontaler Richtung die Kraftwerte auch in vertikaler Richtung sehr hoch sind (über 80%). Wenn der Athlet eine hohe horizontale Kraft mit den Armen hält, hat er einen hohen Anteil des Körpergewichts auf den Händen. Normalerweise müsste er mit einer hohen horizontalen Verteilung zugunsten der Hände von der Startlinie nach hinten schieben bzw. sogar umfallen. Der wahrscheinlichere Fall ist, dass er eine bereits initiierte Bewegung (z.B. das Aufstehen von „Auf die Plätze“ zu „Fertig“) abbremst, die die isolierte Betrachtung der Fertig-Position ungenügend abbildet. Die Bewertung der Bodenreaktionskraftverteilung in horizontaler Richtung ist somit schwierig, da ohne Beobachtung des weiteren Bodenreaktionskraftverlaufs oder des Videobilds die Verteilung von Armen und Beinen in der Fertig-Position nur einen kleinen Teil der gesamten Startaktion abbildet.

Vergleicht man die gesamte Startaktion mit und ohne Handkraftmessung fällt zuerst auf, dass die horizontale Blockgeschwindigkeit bei Messungen ohne Handkräfte höher ist. Die Hände haben also einen gewissen Bremseffekt in horizontaler Richtung, was durch die Krafteinwirkung der Hände gegen die Beine bedingt wird, um die Gleichgewichtsposition zu halten. Die Daten zeigen Unterschiede in der horizontalen Geschwindigkeit von bis zu 0.24 m/s. Bei einer durchschnittlichen Blockzeit von 0.4 s würde die Berechnung ohne Handkräfte dem Athleten bei Verlassen des Blocks ca. 10 cm Vorsprung gewähren. Gutierrez-Davilla (2006) hat in seiner Untersuchung den Bremsanteil der Hände mit 0.04 m/s gemessen, was einen Unterschied von 2 cm ausmacht. Allerdings hat er nur die ersten 0.05 s nach Beginn der Startbewegung berücksichtigt. Die Wirkungsdauer der Handkräfte bzw. das Verlassen der Hände vom Boden dauert jedoch in der Regel länger (0.10–0.15 s). In vertikaler Richtung lässt sich die Differenz nicht so einfach den Handkräften zuschreiben. Wie bereits weiter oben erwähnt, tragen die Hände in der Fertig-Position ca. drei Viertel des Körpergewichts. Diese Haltekraft wird als positiver Kraftstoßanteil in die Berechnung der vertikalen Geschwindigkeit mit einbezogen. Fehlt diese Haltekraft, wird ein großer negativer Kraftstoßanteil für die vertikale Geschwindigkeit mit berechnet (Abb. 4.3). Dieser wirkt sich massiv auf die berechnete Geschwindigkeit aus. Der negative Kraftstoß der Gewichtskraft ist größer als der positive Kraftstoß, den der Athlet mit den Beinen erzeugt. Deshalb treten beim Vergleich von Berechnungen mit und ohne Hände Unterschiede im vertikalen Geschwindigkeitsanteil von über –100% auf. Die vertikale Geschwindigkeit ohne Berechnung der Hände ist negativ. In der Folge wird der aus horizontalem und vertikalem Anteil berechneten Startwinkel auch negativ. Ein negativer Startwinkel würde bedeuten, dass der Athlet sich nach vorne unten vom Startblock weg bewegt.

Der Unterschied zwischen der Auswertung mit und ohne Hände verdeutlicht den Einfluss des Messverfahrens auf die Ergebnisse. Selbst die geringen Unterschiede zwischen den horizontalen und resultierenden Geschwindigkeitsanteilen von durchschnittlich 0.08 m/s sind signifikant. Im Einzelfall treten Unterschiede von bis zu 8% auf, was einen Geschwindigkeitsunterschied von fast 0.3 m/s ausmacht. Der Einfluss der Handkräfte besteht und die Ergebnisse bisheriger Studien ohne Handkraftmessungen müssen diesbezüglich interpretiert werden (Kapitel 2, Tab. 2.1). Die ermittelten Startgeschwindigkeiten dieser Untersuchungen müssten um durchschnittlich

2.6% reduziert werden (Tab. 4.5). Auch Bezodis (2010b) merkt an, dass die vom ihm gemessene Startgeschwindigkeit niedriger als in der veröffentlichten Literatur ist, sofern alle Kontaktpunkte auf der Kraftmessplatte liegen. Die Tatsache, dass ein Athlet (Proband 5) jedoch auch einen positiven Geschwindigkeitsanteil der Hände vorzuweisen hat, spricht für die Notwendigkeit die Handkräfte bei Untersuchungen der Startgeschwindigkeit zu messen; erst recht bei Betrachtung des vertikalen Geschwindigkeitsanteils und der darauf folgenden Berechnung der Kraftwirkungsrichtung bzw. des Startwinkels.

4.5 Fazit

Aus den gewonnenen Erfahrungen der durchgeführten Untersuchungen lassen sich zusammenfassend folgende Empfehlungen für ein umfassendes Messsystem zur Tiefstartdiagnostik geben: Das Messsystem sollte zwingend die Erfassung der Bodenreaktionskräfte in horizontaler und vertikaler Kraftwirkungsrichtungen leisten können. Dies gilt getrennt für das rechte und linke Bein sowie die Arme bzw. Hände. Die Untersuchungen haben den Einfluss von Bodenreaktionskraftmessungen der Hände gezeigt. Die Notwendigkeit die Armkräfte in rechts und links zu splitten, besteht nach Einschätzung der vorliegenden Ergebnisse nicht. Weiterhin sind Informationen über den Bewegungsablauf hilfreich, die mittels einer oder mehrerer Kameras aufgezeichnet werden. Die Kameras sollten orthogonal zur Laufbahn platziert werden. Für den weiteren Beschleunigungslauf nach dem Start eignen sich Laser- oder radargestützte Messeinrichtungen und Lichtschranken zur Zwischenzeitmessung. Um ein solches System auch in den trainingspraktischen Alltag zu integrieren, ist es wünschenswert, dass die Messungen nicht auf das sportwissenschaftliche Labor beschränkt bleiben, sondern über eine gewisse Mobilität verfügen oder z. B. in der vertrauten Umgebung eines Leichtathletikstadions installiert werden. Aus den zehn Messterminen mit 20 Athleten wurde die Erfahrung gewonnen, dass dies ein wichtiges Anliegen der Athleten und somit ein nicht zu unterschätzender Faktor für die Benutzung eines solchen Systems ist. Die direkte Verfügbarkeit der Messergebnisse nach dem Start wurde ebenfalls als sehr positiv betrachtet. Hingegen wurde das Verfahren der Videoanalyse durch den hohen Zeitaufwand der Auswertung für den Trainingsalltag als nicht praktikabel eingestuft.

5 Der Einfluss der Fertig-Position auf den Start

Die Startposition ist das prägendste Merkmal des Starts. Zum einen gibt es unterschiedliche Herangehensweisen, wie beispielsweise den Hoch- oder den Tiefstart. Zum anderen lässt das kurzfristige Verharren in der Fertig-Position einen direkten Vergleich der Athleten zu. Auch für den nicht geübten Zuschauer sind auf diese Weise Unterschiede zwischen den Läufern zu erkennen. Mit der fortschreitenden Weiterentwicklung und Optimierung von Trainingsmethoden sind heutzutage nur noch marginale Unterschiede zwischen den Sprintern erkennbar, am ehesten noch in den unterschiedlichen Hüfthöhen in der Fertig-Position. Verallgemeinernd lässt sich festhalten, dass die meisten Sprinter aus einer mittleren Startposition starten, die sich wie folgt kennzeichnet: Abstand des vorderen Beins von Block ca. 50-60 cm, Abstand des hinteren Beins vom Block ca. 80-95 cm, Kniewinkel des vorderen Beins ca. 80-90°, Kniewinkel des hinteren Beins ca. 120-130° (Jonath 1995). Diese allgemeinen Empfehlungen sind oftmals auf Grundlage von Beobachtungen oder aufgrund von Untersuchungen entstanden, die beispielweise die Startgeschwindigkeit als leistungsbewertenden Parameter benutzt haben (Hoster 1978; Hoster 1981; Mero 1988). Ein anderer Ansatz, Empfehlungen zur Startposition an Athleten zu geben, wäre die Auswirkungen von Veränderungen der Startposition zu kennen. Diese würden eine gezielte Veränderung der individuellen Startposition ermöglichen. In einer vorab durchgeführten Pilotstudie (Schwarz 2010) wurde u.a. schon der Einfluss von Positionsveränderungen der Startposition auf diverse Parameter (Startgeschwindigkeit, Zwischenzeiten, Winkel etc.) untersucht. Ausgehend von der individuellen Startposition wurden drei Merkmale verändert. Der Abstand des Startblocks zur Startlinie (± 4 cm), die Hüfthöhe in der Fertig-Position (± 4 cm, mittels Anschlag) und der Abstand der Blöcke zueinander (± 3 cm). Es konnten keine systematischen Auswirkungen auf die veränderte Startposition ermittelt werden. Die erwarteten Ergebnisse (z.B. kürzerer Abstand des Startblocks zur Startlinie = vorverlagerter KSP = größerer Kniewinkel = kürzere Druckzeit) konnten nicht nachgewiesen werden. Die Ursache wurde zum einen in der geringen Veränderung der Fertig-Position, zum anderen in der Versuchsanordnung vermutet. Aufgrund der Pilotstudie wurden für die jetzige Untersuchung folgende Schlüsse gezogen: Die Variation der Startstellung in der Fertig-Position sollte ein größeres Ausmaß besitzen als die bisherigen 3–4 cm. Die Athleten sollen außerhalb ihrer gewohnten „Bandbreite“ starten. Gleichzeitig muss ge-

währleistet werden, dass die Position für die Athleten „startbar“ bleibt. Als Lösungsweg wird dafür eine verbale Vorgabe gesehen, die die Athleten nicht in eine starre Position „zwingt“, sondern ihnen die Entscheidung überlässt, inwieweit sie von ihrer individuellen Startposition abweichen. Gleichwohl wird sich kein Athlet in eine Fertig-Position bringen, aus dem es ihm unmöglich ist zu starten. So soll es gelingen, den Einfluss von Veränderungen der Startposition zu identifizieren.

5.1 Methoden

Die Untersuchung zum Einfluss der Fertig-Position auf den Start wurde in drei eigenständige Messabschnitte unterteilt. Alle Untersuchungen wurden auf dem in Kapitel 3.2 beschriebene Messplatz durchgeführt. Der erste Teil befasst sich mit der Variation der individuellen Startstellung und der Suche nach einem Startparameter zur Bewertung der Startaktion. Ausgehend von ihrer individuellen Startposition starteten sechs Probanden (P1, P5, P7, P9, P17 und P19) jeweils viermal (Untersuchung Nummer 4 aus Kapitel 3.1). Ziel ist es, die Bandbreite der Athleten innerhalb ihrer selbst gewählten Startposition zu identifizieren und weiterhin einen Startparameter zu identifizieren, der die Startaktion bewerten kann.

Der zweite Teil beschäftigt sich mit den Auswirkungen von drei Veränderungen der Startposition auf Positions- und Startparameter (Tab. 3.3) Die Veränderungen, die durch verbale Vorgabe instruiert wurden, sind (Abb. 5.1):

- rückverlagerte KSP-Position (rück; Vorgabe: kleine Kniewinkel, langer Beschleunigungsweg, Gesäß tief)
- vorverlagerte KSP-Position (vor; Vorgabe: Gesäß nach vorne schieben, Gewichtsverlagerung auf die Arme)
- hohe KSP-Position (hoch; Vorgabe: große Kniewinkel, Gesäß hoch).

Für die Untersuchung starteten sechs Probanden (P3, P4, P8, P10, P13 und P16) je zweimal aus normaler und je zweimal aus den veränderten Startpositionen (Untersuchung Nummer 5 und 6 aus Kapitel 3.1). Der Versuch, der die schnellere 10 m-Zeit hatte, wurde für die Analyse verwendet Die Reihenfolge der Startpositionen wurde randomisiert vorgegeben.

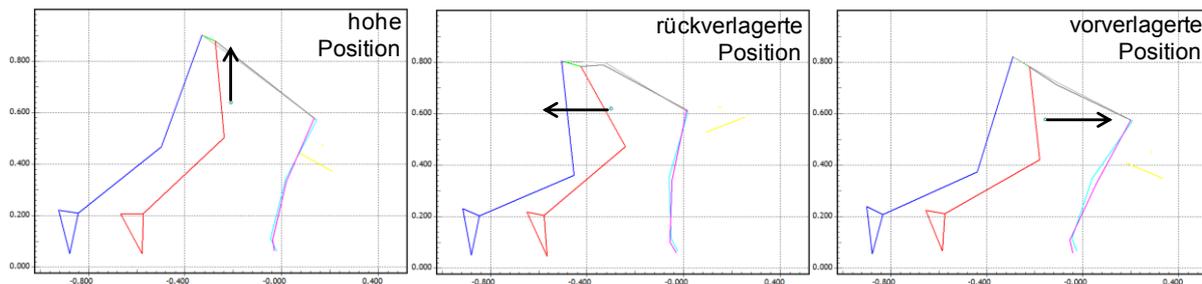


Abb. 5.1: Untersuchte Variationen der Startposition. Die Vorgaben wurden jeweils verbal instruiert.

Der dritte Teil untersucht den Einfluss von Veränderungen des Blockabstands zueinander auf ausgewählte Startparameter (Tab. 3.3). Der Blockabstand wurde ausgehend von der individuellen Startstellung zweimal verkleinert. Beide Blöcke wurden jeweils 3.5 cm (Position „eng“) bzw. 7 cm (Position „enger“) zueinander bewegt, was in etwa einem bzw. zwei Raster bei handelsüblichen Startblöcken entspricht (Abb. 5.2). Ziel dieser Einstellung war es, den Einfluss der Blockveränderungen bei vermeintlichem Gleichbleiben des Körperschwerpunkts in der Fertig-Position zu untersuchen. An der Untersuchung nahmen sechs Probanden (P1, P5, P7, P9, P17 und P19) teil (Untersuchung Nummer 9 und 10 aus Kapitel 3.1). Die Reihenfolge der Startpositionen (normal, eng, enger) wurde randomisiert vorgegeben.

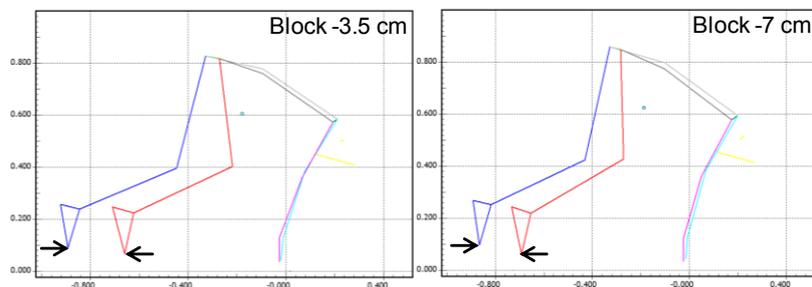


Abb. 5.2: Veränderung des Blockabstandes zueinander von jeweils 3.5 bzw. 7 cm pro Block.

Die in dieser Untersuchung näher betrachteten Startparameter sind in Tab. 3.3 aufgelistet. Die Zwischenzeiten der Lichtschrankenmessung sind abzüglich der Reaktionszeit dargestellt, um die reine Laufzeit vergleichen zu können. Zusätzlich zur Reaktionszeit (t_R), Druckzeit (t_D), horizontalen (v_x) und vertikalen Geschwindigkeit (v_z) und des Startwinkels (α_{Start}) (Kapitel 3.2.1) wurden die durchschnittliche horizontale Beschleunigung ($a_{x\ Start}$), die durchschnittliche horizontale Kraft ($F_{x\ Start}$) und die „starting power“ ($P_{x\ Start}$) von Mendoza (1993) bestimmt:

$$a_{xStart} = \frac{v_x}{t_D}$$

$$F_{xStart} = m \cdot a_{xStart}$$

$$P_{xStart} = \frac{v_x \cdot s_{xKSP}}{t_D^2}$$

s_{xKSP} ist die horizontale Wegstrecke des KSPs vom Zeitpunkt „Fertig-Position“ bis zum Zeitpunkt „Block lösen“:

Tab. 5.1: Untersuchte Startparameter

Parameter	Erläuterung
t_R	Reaktionszeit; Zeit zwischen Startschuss bis zur ersten Bewegung des Athleten, Ausführliches siehe Kapitel 3.2.3
t_D	Druckzeit; Blockzeit abzüglich Reaktionszeit, Zeit der Krafteinwirkung des Athleten auf den Block
v_x	Horizontale Startgeschwindigkeit; horizontaler KSP-Geschwindigkeitsanteil bei Verlassen des Blocks
v_z	Vertikale Startgeschwindigkeit; vertikaler KSP-Geschwindigkeitsanteil bei Verlassen des Blocks
α_{Start}	KSP-Bahnwinkel (Startwinkel) beim Verlassen des Blocks
$S_{\text{Bein vorne}}$	Kraftstoßanteil des vorderen Beins, angegeben in Prozent
a_{xStart}	Durchschnittliche horizontale Beschleunigung beim Verlassen des Blocks
F_{xStart}	Durchschnittliche horizontale Kraft beim Verlassen des Blocks
P_{xStart}	„starting power“ von Mendoza (1993)
t_{10}	10 m-Zwischenzeiten der Lichtschrankenmessung abzüglich der Reaktionszeit
t_{20}	20 m-Zwischenzeiten der Lichtschrankenmessung abzüglich der Reaktionszeit

5.1.1 Statistik

Die verwendeten Startparameter werden mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD) und Variationskoeffizient (CV) beschrieben. Der Variationskoeffizient gibt dabei in Prozent an, wie viel die Standardabweichung vom Mittelwert ausmacht. Er berechnet sich folgendermaßen:

$$\text{Variationskoeffizient } CV = \frac{\text{Standardabweichung } SD}{\text{arithmetisches Mittel } \bar{x}} \cdot 100$$

wobei

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum x_i = \frac{1}{n} (x_1 + x_2 + \dots + x_i)$$

und

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum (x_i - \bar{x})^2}.$$

Die Berechnung der statistischen Zusammenhänge erfolgte mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS 22 (IBM 2013). Es wurde der Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson verwendet. Dieser ist ein Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs für intervallskalierte Merkmale. Der Korrelationskoeffizient wurde auf Signifikanz geprüft. Zusätzlich zum Korrelationskoeffizient wurde das Bestimmtheitsmaß berechnet, welches eine zusätzliche Interpretationshilfe gibt. Es beschreibt den Anteil wechselseitig erklärter Varianz und gibt dadurch eine Wahrscheinlichkeit an, mithilfe derer Variablen einander vorhersagen (Bös 2004).

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Variation und Bewertung der individuellen Startposition

Die Ergebnisse der untersuchten Startparameter zeigen sowohl intra- als auch inter-individuelle Unterschiede. Im linken Diagramm der folgenden Abbildungen (Abb. 5.3–Abb. 5.9 und Abb. 5.11–Abb. 5.15) sind jeweils die vier Startversuche von allen Probanden abgebildet. Hier lassen sich Unterschiede innerhalb der vier Starts als auch Unterschiede zwischen den Probanden erkennen. Die Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung in der Mitte der Abbildungen zeigt die Unterschiede zwischen den Probanden auf. Die Darstellung der Variationskoeffizienten im rechten Diagramm verdeutlicht die Streuung der normalen Startversuche eines Probanden. Niedrige Variationskoeffizienten deuten auf eine geringe Variabilität und eine gute Reproduzierbarkeit des jeweiligen Startparameters hin.

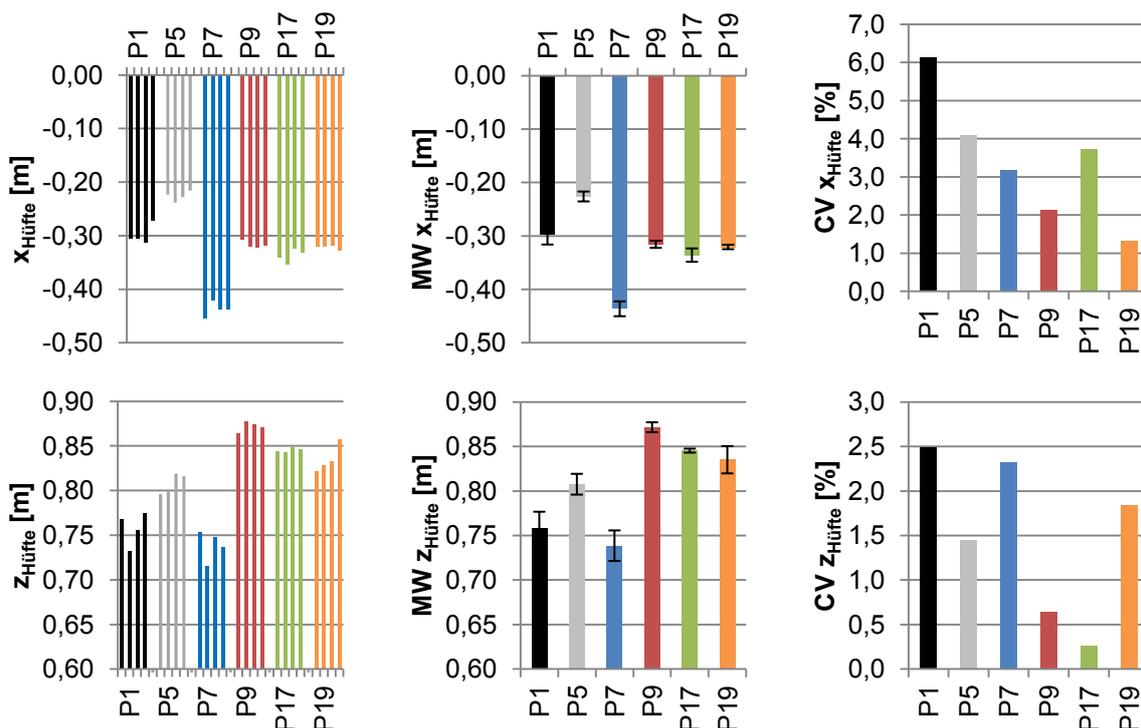


Abb. 5.3: Horizontale (oben) und vertikale Wegkoordinaten (unten) der Hüfte in der Fertig-Position von vier Startversuchen aus der individuellen Startstellung (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts). Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

In Abb. 5.3 sind die horizontalen und vertikalen Wegkoordinaten der Hüfte in der Fertig-Position dargestellt. Beim Vergleich der Mittelwerte der Hüftkoordinaten sind Unterschiede in der Startposition zwischen den einzelnen Athleten erkennbar. Proband 7 zeigt im Vergleich zu den anderen Athleten, die am weitest rückverlagerte Hüftposition ($MW x_{Hüfte} = -43.7$ cm). Die Reproduzierbarkeit der Hüftposition lässt sich anhand des Variationskoeffizienten erkennen. Proband 17 hat beispielsweise bei jedem Startversuch in etwa die gleiche Hüfthöhe ($MW z_{Hüfte} = 84.5$ cm), was die geringe Standardabweichung (± 0.02 cm) und Variabilität (0.3%) der vertikalen Hüftkoordinate zeigt. Die horizontale Position der Hüfte variiert dagegen mehr ($SD = \pm 0.013$, $CV = 3.7\%$).

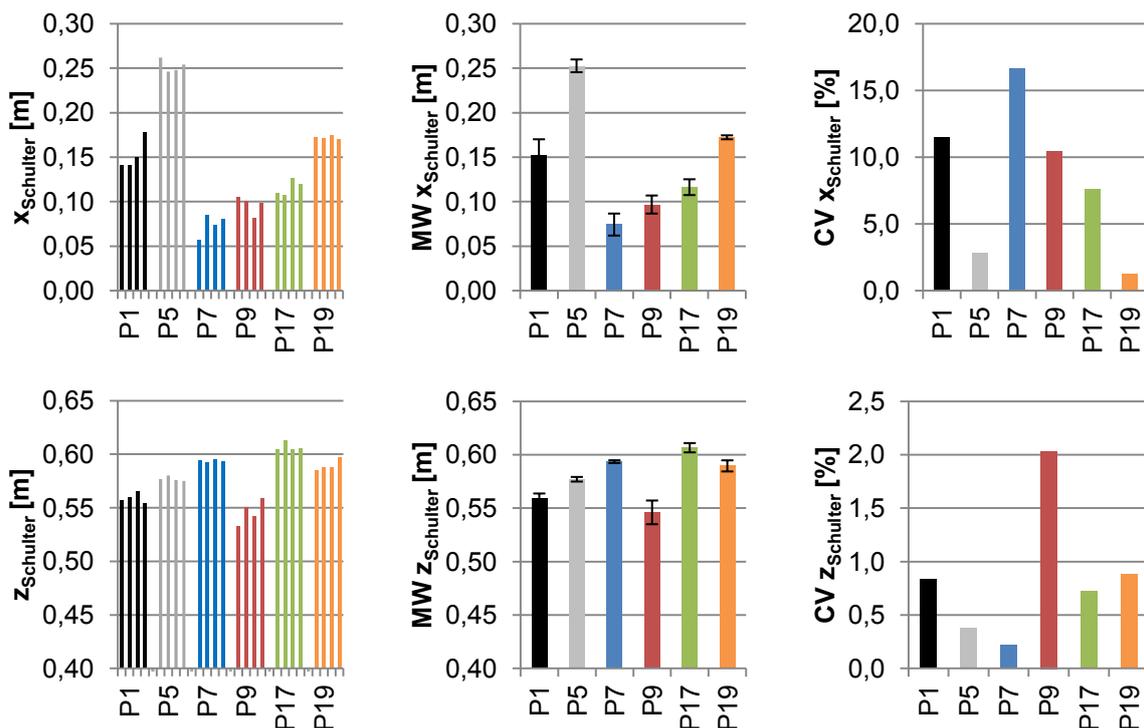


Abb. 5.4: Horizontale (oben) und vertikale Wegkoordinaten (unten) der Schulter in der Fertig-Position von vier Startversuchen aus der individuellen Startstellung (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts). Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

Die Variation der Schulterposition ist in horizontaler Richtung deutlich ausgeprägter als in vertikaler Richtung (Abb. 5.4). Eine Begründung ist die Limitation der vertikalen Bewegungsmöglichkeit aufgrund der gestreckten Arme in der Fertig-Position. Die Schulterhöhe ist somit vor allem anatomisch bedingt. Einzig das Ellenbogengelenk, die Stützbreite der Arme und die Stütztechnik auf den Fingergelenken lassen eine Höhenänderung der Schulterposition zu. In horizontaler Richtung sind Unterschiede in der Fertig-Position zwischen den Athleten ähnlich wie bei der Hüftposition zu erkennen. Die Schulterposition von Proband 7 liegt am dichtesten zur Startlinie ($MW x_{Schulter} = 7.4$ cm), was wiederum mit seiner rückverlagerten Hüftposition korrespondiert. Proband 5 zeigt im Vergleich zu den anderen Athleten sowohl eine vorverlagerte Schulter- ($MW x_{Schulter}$) als auch Hüftposition ($MW x_{Hüfte}$).

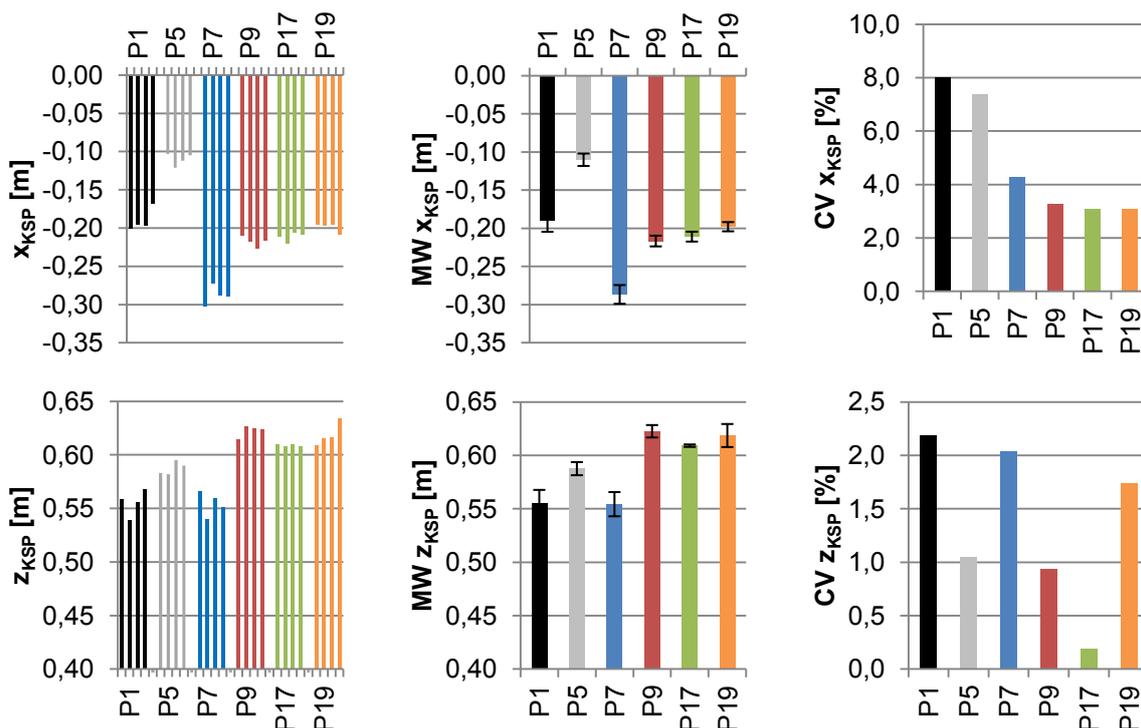


Abb. 5.5: Horizontale (oben) und vertikale Wegkoordinaten (unten) des KSP in der Fertig-Position von vier Startversuchen aus der individuellen Startstellung (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts). Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

Die Wegkoordinaten des KSP zeigen beim Vergleich der Athleten untereinander eine ähnliche Tendenz wie die Wegkoordinaten der Hüfte (Abb. 5.5). So ist beispielsweise auch die horizontale KSP-Position ($MW x_{KSP}$) von Proband 7 am meisten zurückverlagert. Die Variation der vertikalen KSP-Wegkoordinaten ist ebenso geringer als die der horizontalen KSP-Wegkoordinaten.

Abb. 5.6 zeigt die Kniewinkel des vorderen und hinteren Beins in der Fertig-Position. Für das vordere Bein haben die Athleten im Mittel einen Kniewinkel von 100.3° bis 109.0° . Für das hintere Bein ist das Ausmaß im Mittel 117.6° bis 130.1° . Eine Ausnahme bildet Proband 7, der 85.9° am vorderen Bein und 92.5° am hinteren Bein hat.

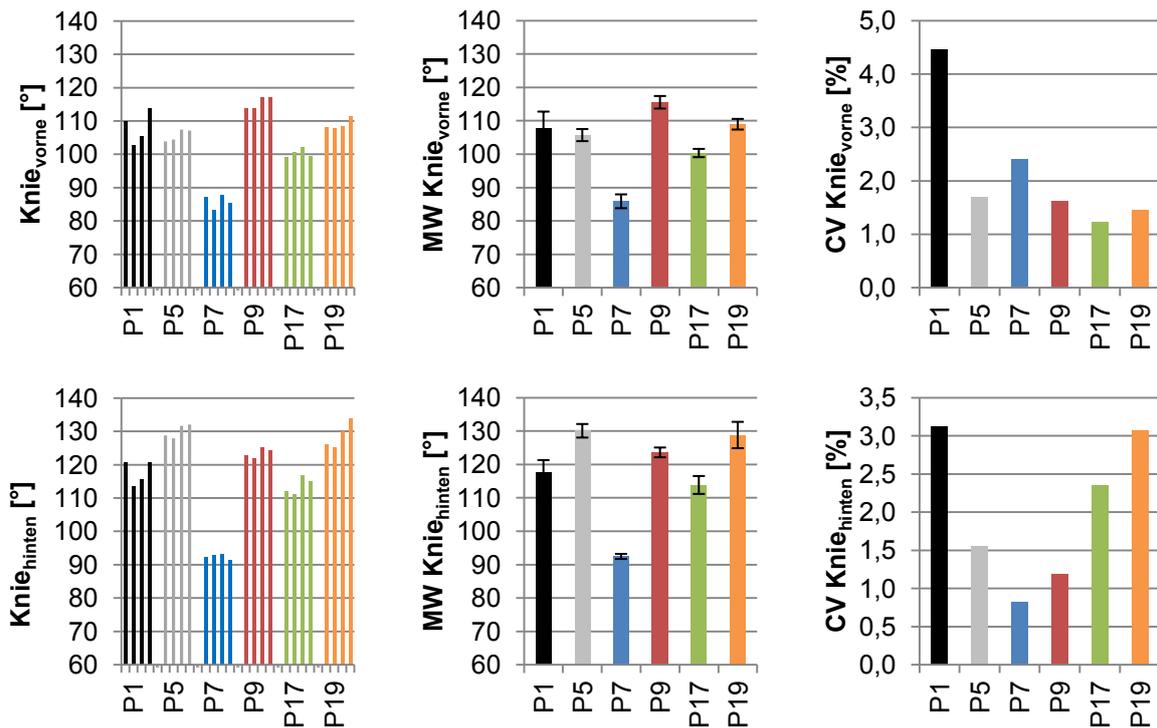


Abb. 5.6: Kniewinkel des vorderen (oben) und hinteren Beins (unten) in der Fertig-Position von vier Startversuchen aus der individuellen Startstellung (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

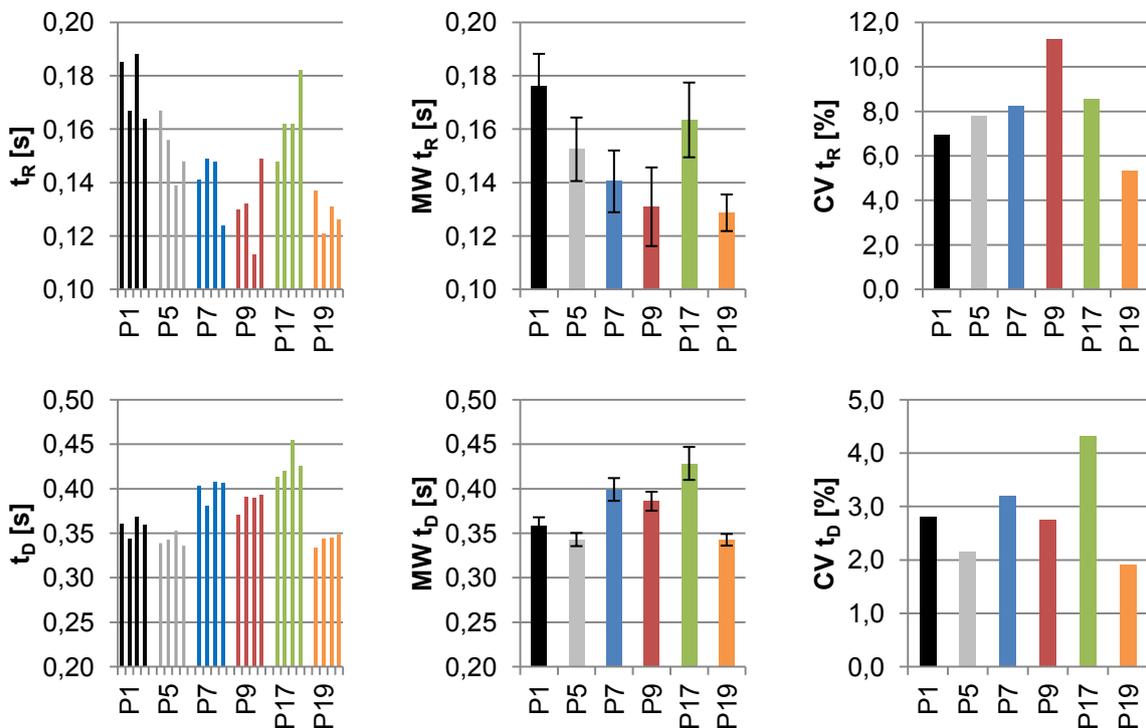


Abb. 5.7: Reaktions- (oben) und Druckzeit (unten) von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

In Abb. 5.7 zeigen Proband 9 und 19 im Mittel eine deutlich niedrigere Reaktionszeit als Proband 1 und 17. Proband 9 zeigt allerdings eine hohe Streuung (Reaktionszeit-

ten von 0.11 s–0.15 s), was Standardabweichung (± 0.015 s) und Variationskoeffizient (11.2%) verdeutlichen. Bei den Druckzeiten ist die Variabilität gering (1.9%–4.2%). Proband 1, 5 und 19 liegen in etwa auf einem Niveau mit durchschnittlichen Druckzeiten zwischen 0.34 s bis 0.36 s. Proband 7, 9 und 17 brauchen durchschnittlich zwischen 0.39 s bis 0.43 s.

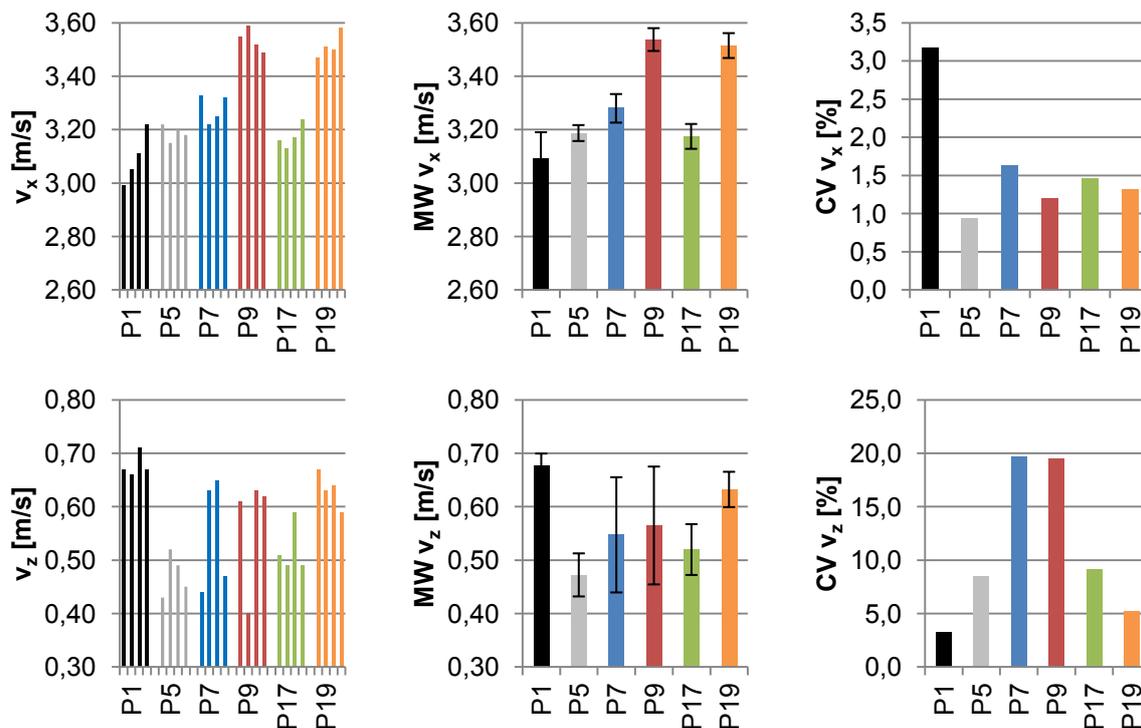


Abb. 5.8: Horizontale (oben) und vertikale Startgeschwindigkeit (unten) von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

Proband 9 und 10 zeigen die höchsten horizontalen Startgeschwindigkeiten von im Mittel 3.54 m/s und 3.52 m/s (Abb. 5.8). Auffällig im Vergleich zu den anderen Athleten ist Proband 1 mit einer Streuung (CV) von 3.2%. Seine Werte variieren von 2.99 m/s bis 3.22 m/s. Bei der vertikalen Startgeschwindigkeit zeigt Proband 1 mit 3.2% die geringste Variabilität gegenüber den anderen Probanden. Hier variieren Proband 7 und 9 am stärksten (19.7% und 19.5%).

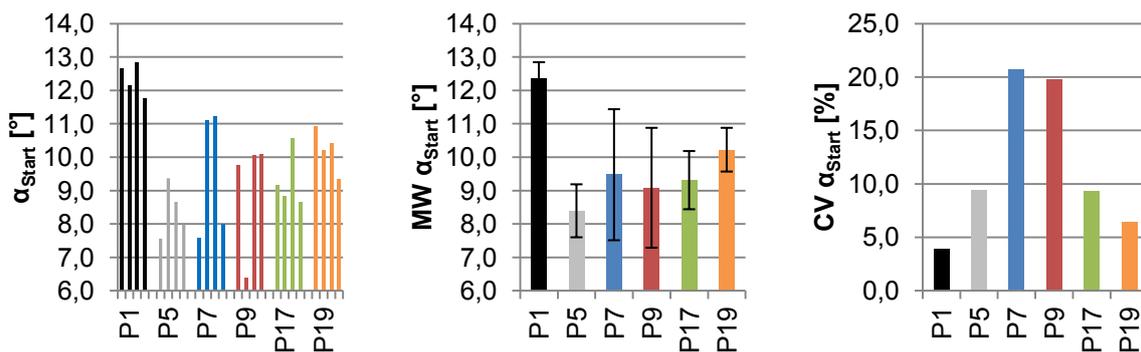


Abb. 5.9: KSP-Bahnwinkel (Startwinkel) von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

Die Startwinkel liegen im Mittel zwischen 8.4° und 12.4° (Abb. 5.9). Die Variationskoeffizienten der Startwinkel zeigen ein ähnliches Bild wie das der vertikalen Startgeschwindigkeit. Die Korrelation zwischen den Startwinkeln und den vertikalen Startgeschwindigkeiten ($r=0.947$) zeigt einen starken Zusammenhang (Abb. 5.10). Dieser Zusammenhang besteht nicht zwischen den Startwinkeln und den horizontalen Startgeschwindigkeiten ($r=0.327$).

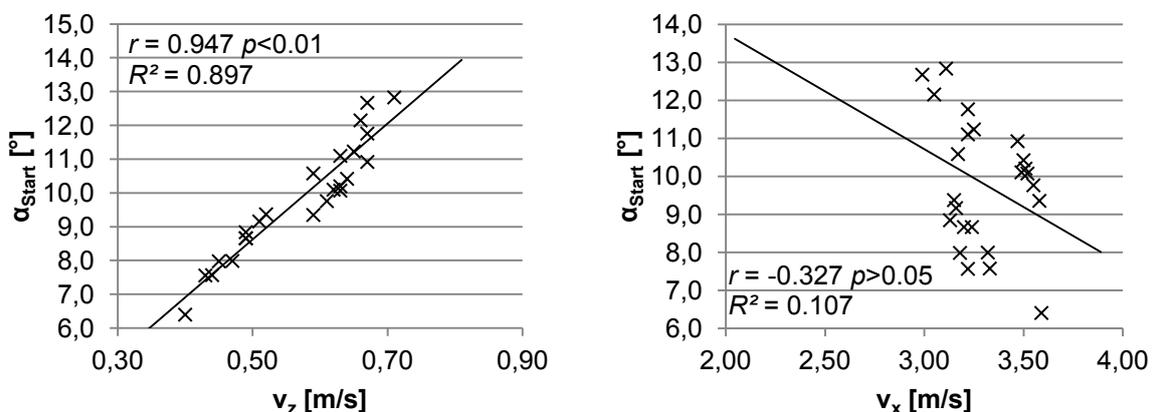


Abb. 5.10: Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) sowie die Regressionsgerade mit deren Bestimmtheitsmaß (R^2) von Startwinkel und der vertikalen (links) bzw. horizontalen Startgeschwindigkeit (rechts) von allen vier Starts der sechs Athleten.

Bei der prozentualen Verteilung des Gesamtkraftstoßes zwischen vorderem und hinterem Bein zeigt Proband 5 auffallend hohe und Proband 17 auffallend niedrige Werte für das vordere Bein (Abb. 5.11). Proband 5 „drückt“ im Mittel 89.4% des Gesamtkraftstoßes mit dem vorderen Bein, Proband 17 im Mittel 56.3%. Die restlichen Athleten liegen zwischen 72.7% und 76.2%. Die Variabilität der vier Messungen liegt mit Werten zwischen 0.2% und 2.0% tief.

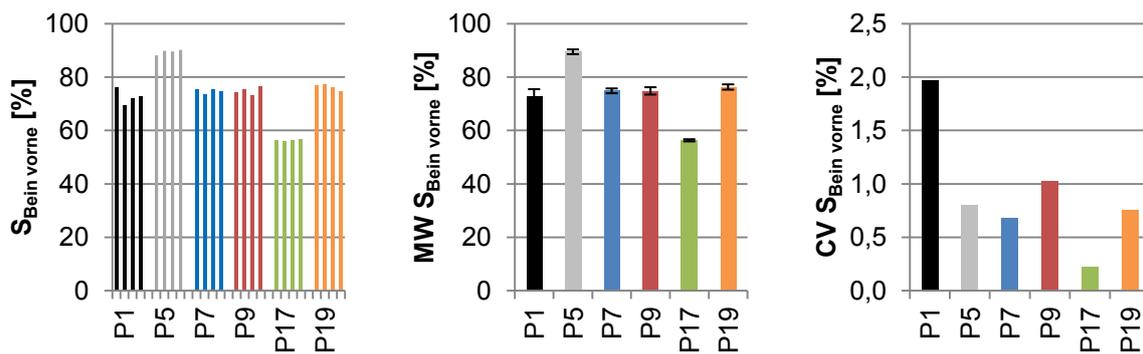


Abb. 5.11: Kraftstoßanteil des vorderen Beins von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

Proband 19 zeigt die größte durchschnittliche horizontale Beschleunigung von allen sechs Athleten von im Mittel 10.26 m/s^2 (Abb. 5.12). Bei ihm findet sich außerdem der kleinste Variationskoeffizient. Die durchschnittliche horizontale Kraft hat exakt dieselben Variationskoeffizienten, da sie das Produkt aus durchschnittlicher horizontaler Beschleunigung und Masse des Athleten ist (Abb. 5.13). Proband 5 bringt mit 857.7 N die größte durchschnittliche horizontale Kraft auf, dicht gefolgt von Proband 19 mit 804.7 N .

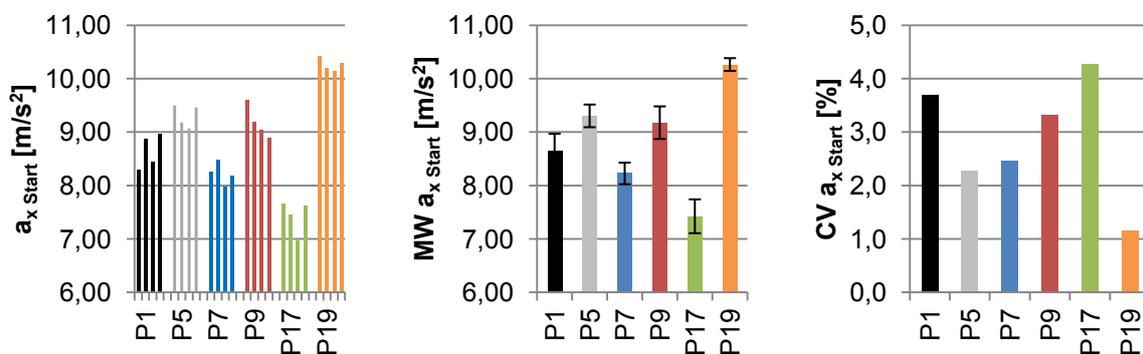


Abb. 5.12: Durchschnittliche horizontale Beschleunigung von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

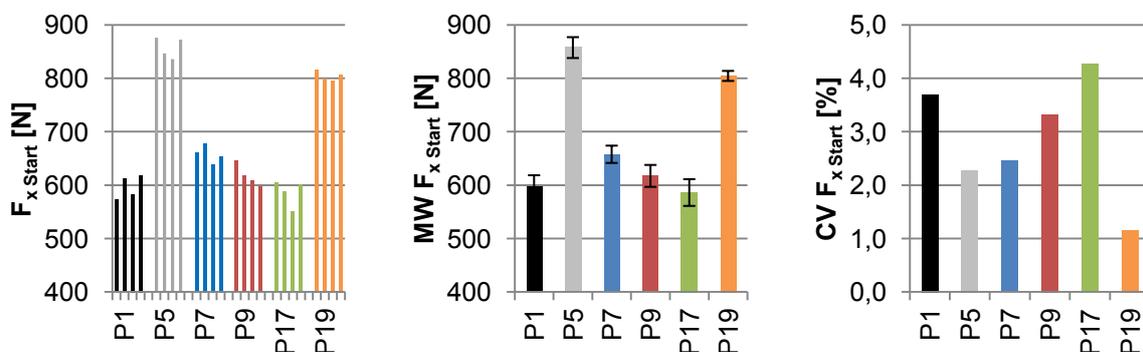


Abb. 5.13: Durchschnittliche horizontale Kraft von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

Bei der „starting power“ zeigen sich ähnlich wie bei der durchschnittlichen horizontalen Kraft hohe Durchschnittswerte bei Proband 5 und 19 im Vergleich zu den anderen Athleten (Abb. 5.14). Die Variabilität ist gegenüber der durchschnittlichen horizontalen Kraft bei allen Probanden höher.

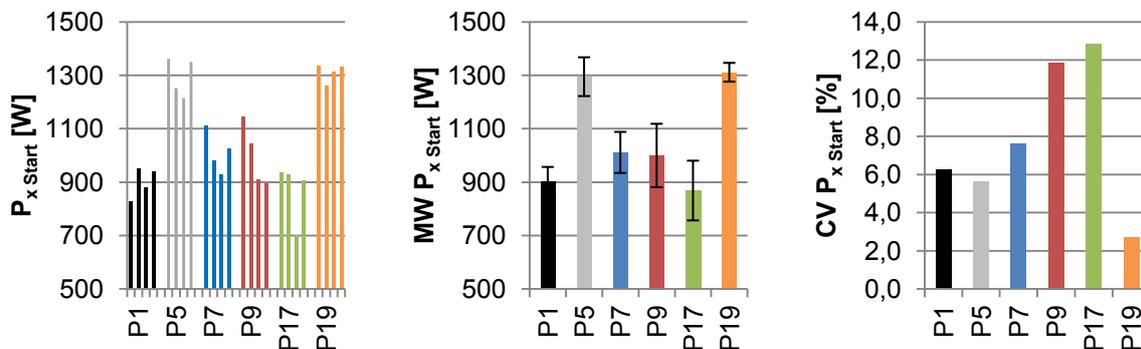


Abb. 5.14: „Starting power“ (Mendoza 1993) von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

In Abb. 5.15 sind die Zwischenzeiten bei 10 m und 20 m dargestellt. Bei Betrachtung der vier Startversuche eines Probanden fällt auf, dass die Rangfolge der Startversuche bei 10 m und 20 m nicht dieselbe ist. Eine niedrige Zwischenzeit bei 10 m ist nicht gleichbedeutend mit einer niedrigen Zwischenzeit bei 20 m. Proband 19 ist der schnellste Läufer mit einer durchschnittlichen Zeit von 1.85 s bei 10 m und 2.98 s bei 20 m.

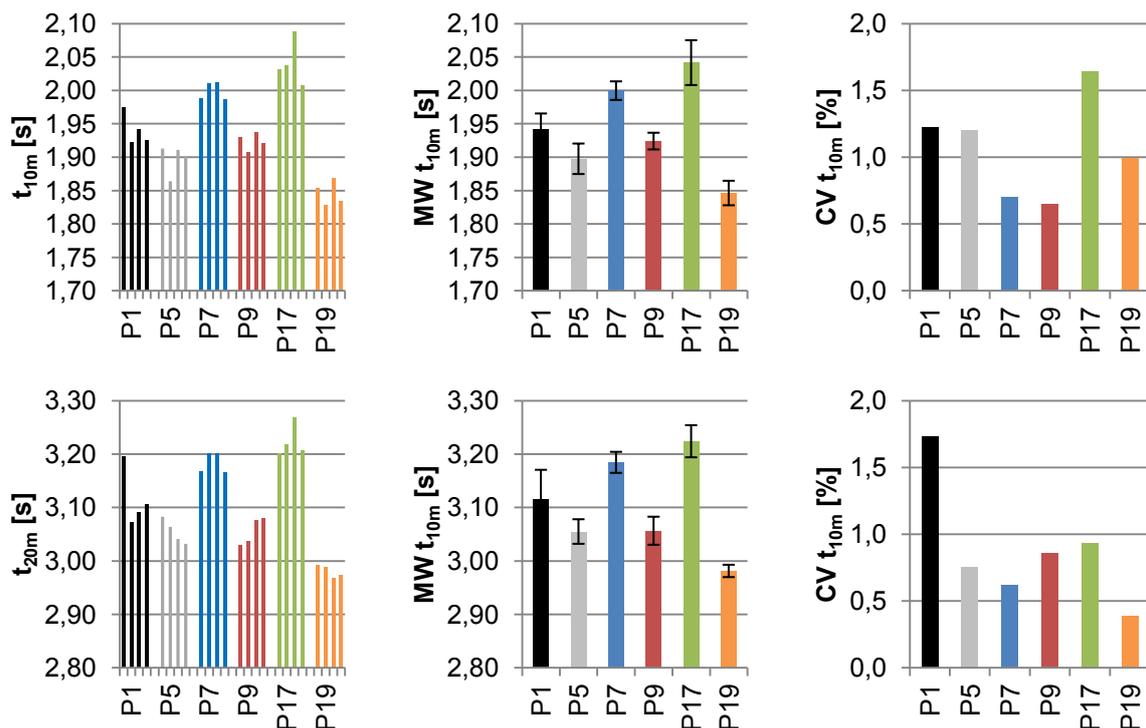


Abb. 5.15: Zwischenzeit bei 10 m (oben) und 20 m (unten) abzüglich der jeweiligen Reaktionszeit von vier Startversuchen aus der individuellen Startposition (links), deren Mittelwert und Standardabweichung (Mitte) sowie der Variationskoeffizient (rechts).

In **Abb. 5.16** sind die durchschnittliche horizontale Beschleunigung, die durchschnittliche horizontale Kraft, die „starting power“ und die horizontale Startgeschwindigkeit aller Versuche der Athleten im Zusammenhang zur Zwischenzeit bei 10 m zu sehen. Die durchschnittliche horizontale Beschleunigung weist die größte Korrelation ($r=-0.95$, $p<0.01$) und auch die größte lineare Regression ($R^2=0.90$) zur Zwischenzeit bei 10 m auf. Die durchschnittliche horizontale Kraft und die „starting power“ weisen einen geringeren Zusammenhang auf ($r=-0.70$, $p<0.01$ und $r=-0.77$, $p<0.01$).

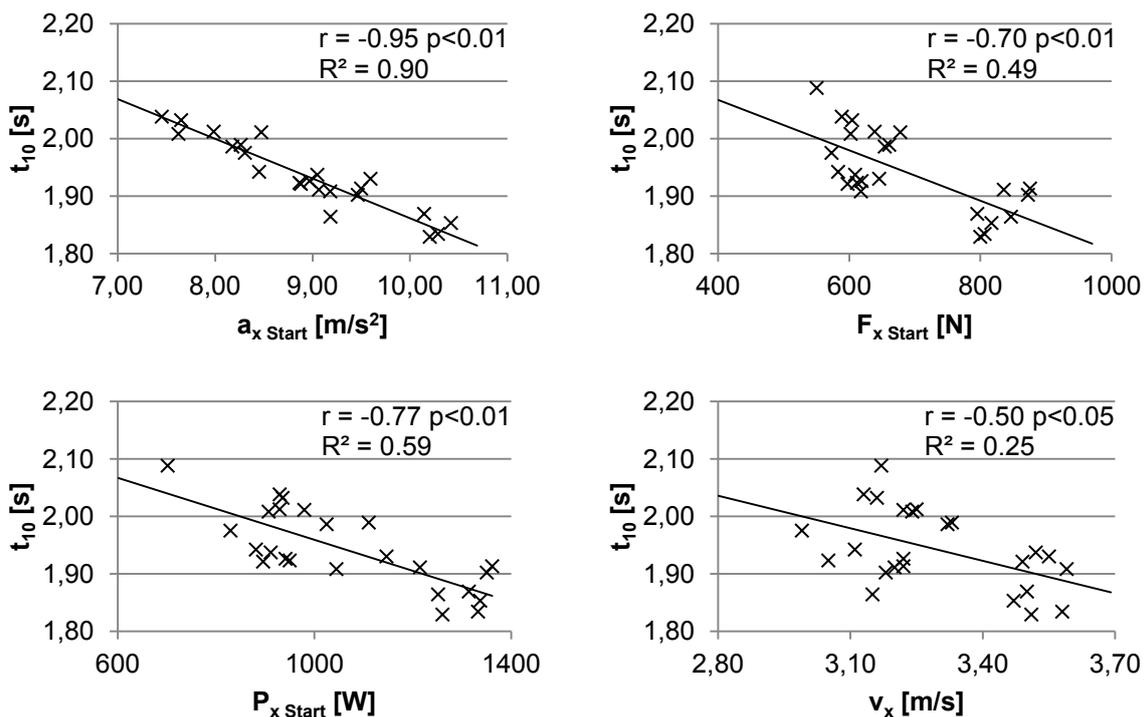


Abb. 5.16: Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) sowie die Regressionsgerade mit deren Bestimmtheitsmaß (R^2) von der Lichtschrankenmessung bei 10 m und der durchschnittlichen horizontalen Beschleunigung (links oben), der durchschnittlichen horizontalen Kraft (rechts oben), der „starting power“ (links unten) und der horizontalen Startgeschwindigkeit (rechts unten) von allen vier Starts der sechs Athleten.

5.2.2 Positionsveränderungen der Startstellung

In den nachfolgenden Abbildungen sind ausgesuchte Positions- und Startparameter der untersuchten Startstellungen (normal, rück, vor, hoch) der sechs Athleten (P3, P4, P8, P10, P13 und P16) dargestellt. Die Unterschiede der verschiedenen Startstellungen lassen sich anhand der Wegkoordinaten von Hüfte (Abb. 5.17), Schulter (Abb. 5.18) und KSP (Abb. 5.19) erkennen. Bei der rückverlagerten Startposition ist beispielsweise die horizontalen Wegkoordinaten des KSP im Mittel um 10.4 cm im Vergleich zur normalen Startposition nach hinten verschoben. Bei vorverlagerter Startposition liegt der KSP im Durchschnitt 4.5 cm vor der normalen Startposition. In vertikaler Richtung zeigt sich eine Erhöhung des KSP von durchschnittlich 3.7 cm bei der hohen Startposition.

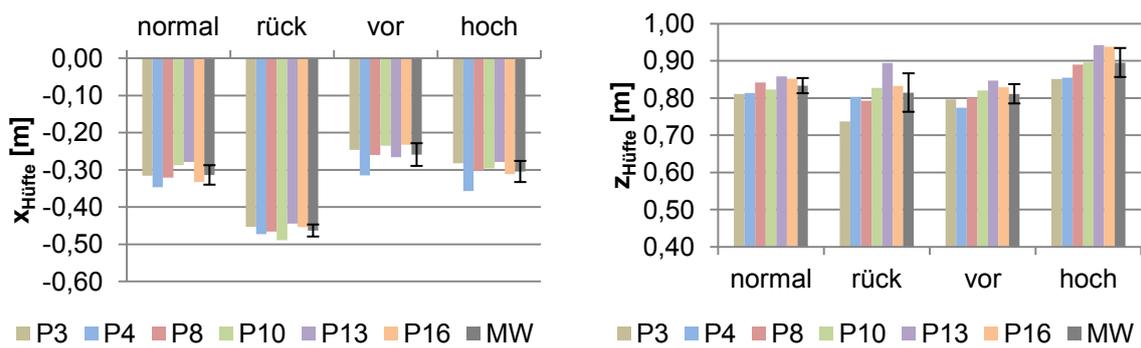


Abb. 5.17: Horizontale (links) und vertikale Wegkoordinaten (rechts) der Hüfte in der Fertig-Position bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung. Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

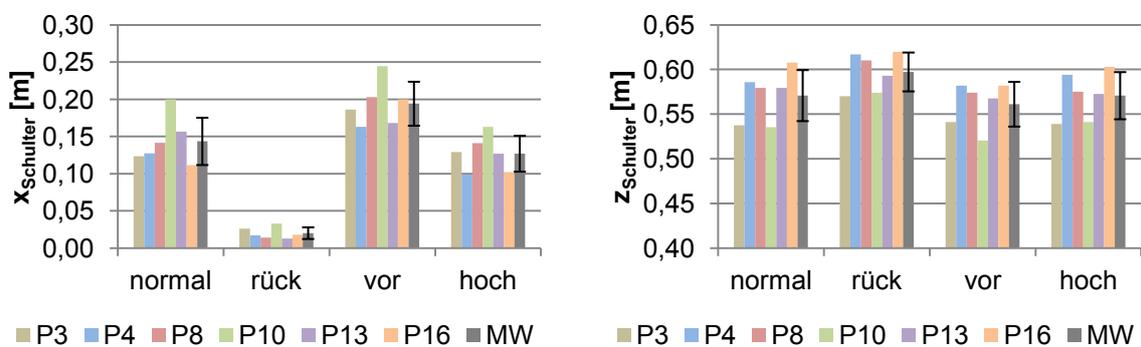


Abb. 5.18: Horizontale (links) und vertikale Wegkoordinaten (rechts) der Schulter in der Fertig-Position bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung. Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

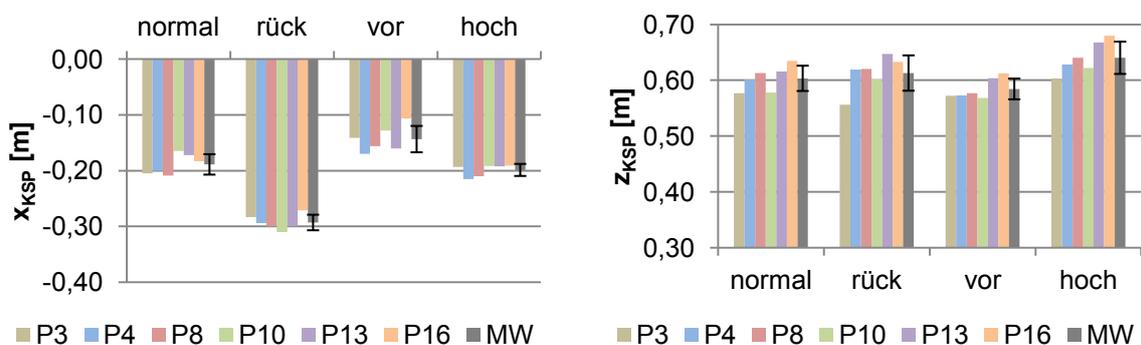


Abb. 5.19: Horizontale (links) und vertikale Wegkoordinaten (rechts) des KSP in der Fertig-Position bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung. Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

Die Kniewinkel des vorderen und hinteren Beins sind bei rückverlagerter Startposition im Mittel kleiner (vorne -8.9° , hinten -17.9°), bei vorverlagerter Startposition im Mittel ähnlich (vorne $+1.2^\circ$, hinten $+2.4^\circ$) und bei hoher Startposition im Mittel größer (vorne $+13.8^\circ$, hinten $+14.6^\circ$) als bei normaler Startposition (Abb. 5.20).

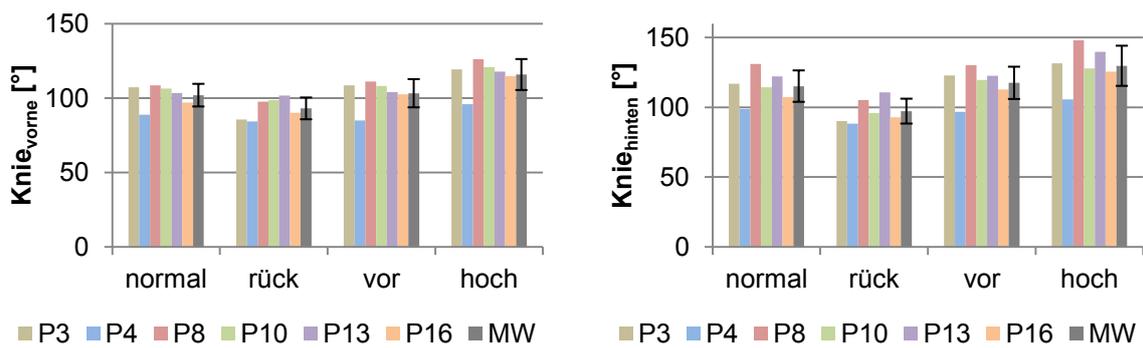


Abb. 5.20: Kniewinkel des vorderen (links) und hinteren Beins (rechts) in der Fertig-Position bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Die Reaktionszeit ist im Durchschnitt nur bei rückverlagerter Startposition (0.18 s) gegenüber der normalen Startposition (0.14 s) erhöht (Abb. 5.21). Proband 3, 10 und 13 zeigen eine deutlich längere Reaktionszeit bei rückverlagerter Startposition, Proband 16 allerdings eine geringere als bei normaler Startposition. Für die Druckzeit zeigen sich im Mittel auch bei rückverlagerter Startposition die größten Werte (0.42 s). Die restlichen Startpositionen unterscheiden sich nur gering (normal: 0.39 s, vor: 0.40 s, hoch: 0.39 s).

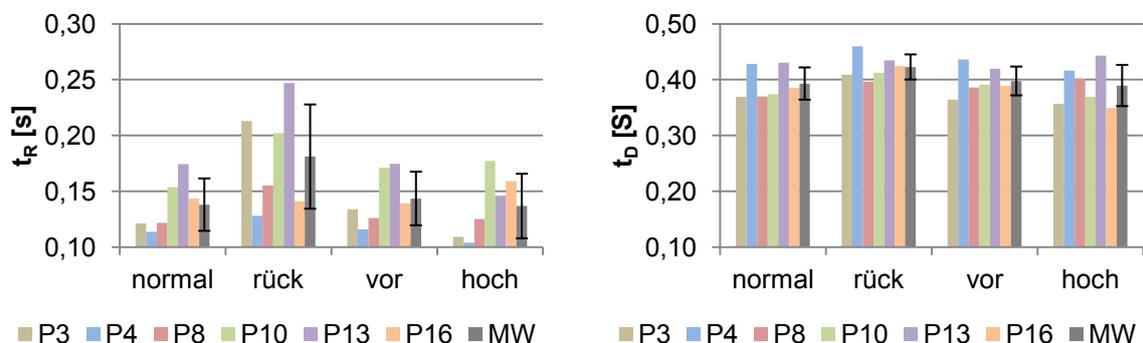


Abb. 5.21: Reaktions- (links) und Druckzeit (rechts) bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Für die ermittelte Startgeschwindigkeit ergeben sich ebenfalls Unterschiede zwischen den untersuchten Startpositionen (Abb. 5.22). In horizontaler Richtung hat die rück- und vorverlagerte Position im Mittel eine höhere und die hohe Startposition im Mittel eine niedrigere Startgeschwindigkeit im Vergleich zur normalen Position (normal: 3.28 m/s, rück: 3.34 m/s, vor: 3.34 m/s, hoch: 3.21 m/s). In vertikaler Richtung zeigt die rückverlagerte Position die durchschnittlich höchste Geschwindigkeit (0.58 m/s), gefolgt von der normalen (0.52 m/s), der hohen (0.47 m/s) und der vorverlagerten Position (0.42 m/s).

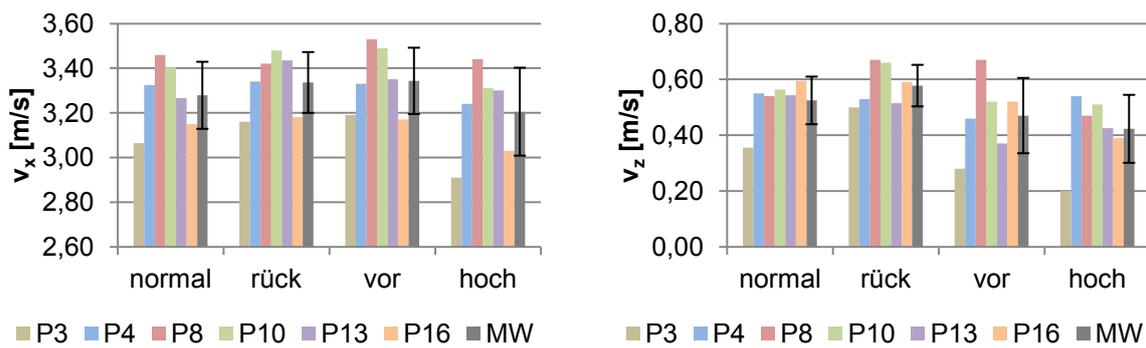


Abb. 5.22: Horizontale (links) und vertikale Startgeschwindigkeit (rechts) bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

In Abb. 5.23 sind der Startwinkel (links) und der Kraftstoßanteil des vorderen Beins (rechts) dargestellt. Den größten Startwinkel zeigt im Mittel die rückverlagerte Startposition (9.8°), dann die normale Startposition (9.1°) gefolgt von der vorverlagerten (7.9°) und der hohen Startposition (7.5°). Die Verteilung von vorderem zu hinterem Bein ist bei der normalen und vorverlagerten Startposition im Durchschnitt ähnlich (normal: 70.1% zu 29.9%, vor: 70.8% zu 29.2%). Bei der rückverlagerten Startposition verschiebt sich das Verhältnis zu Gunsten des hinteren Beins (66.3% zu 33.7%), bei der hohen Startposition zu Gunsten des vorderen Beins (74.1% zu 25.9%).

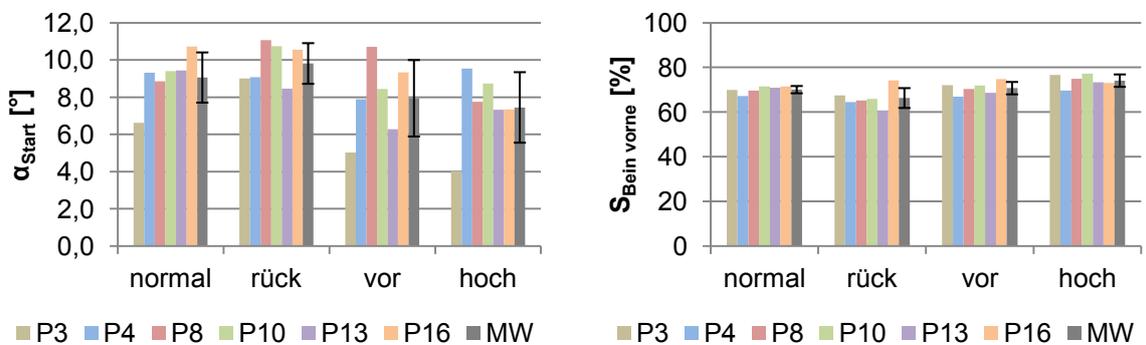


Abb. 5.23: Startwinkel (links) und Kraftstoßanteil des vorderen Beins (rechts) bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Die durchschnittliche horizontale Startbeschleunigung zeigt bei normaler (8.38 m/s^2) und vorverlagerten Startposition (8.44 m/s^2) ein ähnliches Niveau (Abb. 5.24). Die hohe (8.26 m/s^2) und die rückverlagerte Position (7.91 m/s^2) zeigen geringere Beschleunigungen. Die „starting power“ zeigt bei vorverlagerten Startposition im Mittel die größte Leistung (911.7 W), gefolgt von der normalen (904.8 W), rückverlagerten (889.2 W) und hohen Startposition (860.1 W).

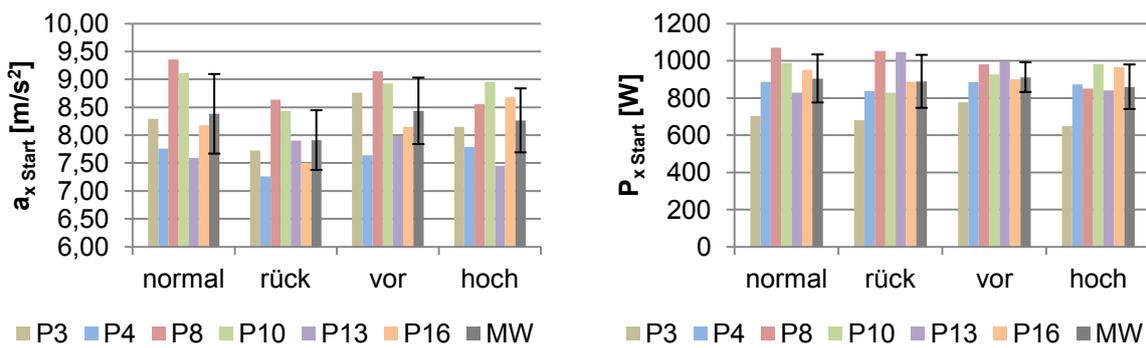


Abb. 5.24: Durchschnittliche horizontale Startbeschleunigung (links) und „starting power“ (rechts) bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Die Unterschiede in den Laufzeiten bewegen sich im Mittel sowohl bei 10 m als auch bei 20 m im Ausmaß bis 0.04 s. Bei der 10 m-Zwischenzeit zeigt die vorverlagerte Startposition mit durchschnittlich 1.97 s die kürzeste Laufzeit. Danach folgen die normale (1.98 s) sowie rückverlagerte (2.01 s) und hohe Startposition (2.01 s). Die Reihenfolge der durchschnittlichen 20 m-Zwischenzeit ist vorverlagerte (3.18 s), normale (3.19 s), rückverlagerte (3.21 s) und hohe Startposition (3.22 s).

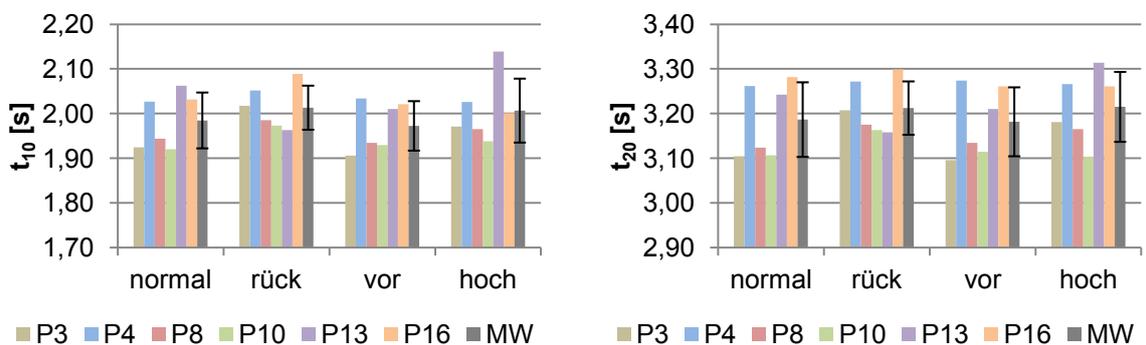


Abb. 5.25: Zwischenzeit bei 10 m (links) und 20 m (rechts) abzüglich der jeweiligen Reaktionszeit bei verschiedenen Startstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

5.2.3 Blockveränderung bei gleicher Startstellung

In den nachfolgenden Abbildungen sind die Startversuche von sechs Athleten (P1, P5, P7, P9, P17 und P19) bei gleicher Start-, aber veränderter Blockposition (normal, eng, enger) dargestellt. Die Wegkoordinaten des KSP zeigen in der Fertig-Position keine großen Unterschiede bei Veränderung des Blockabstands (Abb. 5.26). Der Durchschnitt der horizontalen KSP-Koordinate liegt bei normaler Blockposition bei -20.2 cm , bei enger Blockposition bei -19.8 cm und bei engerer Blockposition bei -20.3 cm . In vertikaler Richtung liegt der KSP im Mittel bei 59.1 cm (normal), bei 59.1 cm (eng) und bei 59.7 cm (enger).

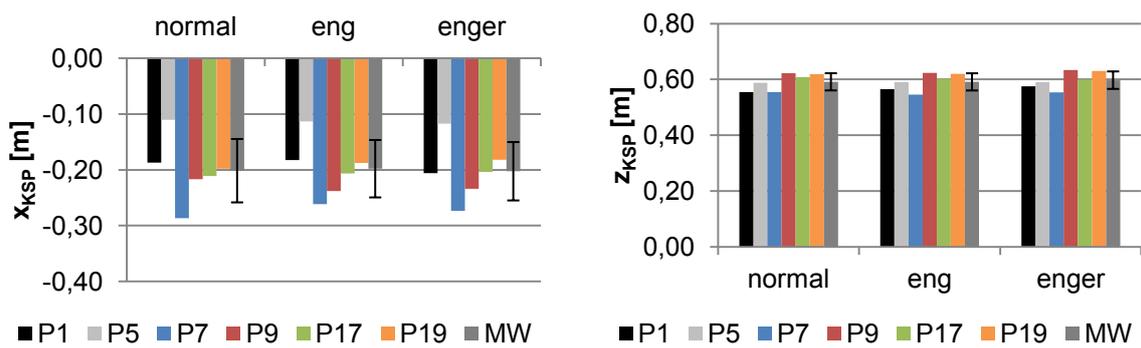


Abb. 5.26: Horizontale (links) und vertikale Wegkoordinaten (rechts) des KSP in der Fertig-Position bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung. Der Koordinatenursprung ist die Startlinie.

In Abb. 5.27 ist für die Kniewinkel des vorderen Beins im Mittel eine leichte Zunahme zu erkennen, je enger die Blockposition wird (normal: 104.8°, eng: 105.0°, enger: 107.6°). Beim hinteren Bein verhält es sich umgekehrt, die Kniewinkel verringern sich, je enger die Blockposition wird (normal: 117.0°, eng: 114.7°, enger: 113.1°).

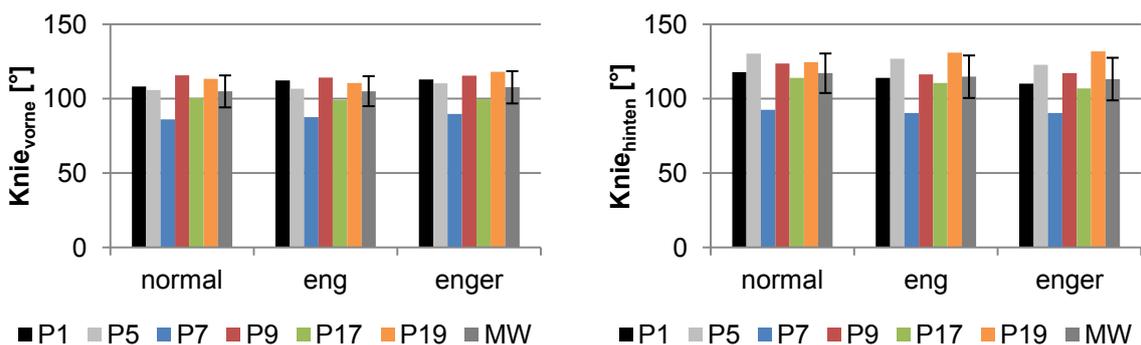


Abb. 5.27: Kniewinkel des vorderen (links) und hinteren Beins (rechts) in der Fertig-Position bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Die Druckzeit zeigt bei enger und engerer Blockeinstellung eine Verringerung von durchschnittlich 0.01 s gegenüber der normalen Blockposition (Abb. 5.28). Die durchschnittliche Reaktionszeit ist bei allen drei Blockpositionen gleich (0.15 s).

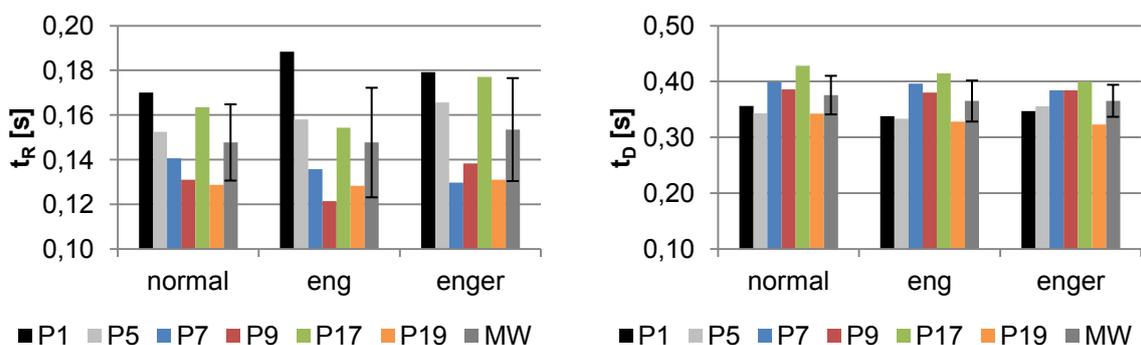


Abb. 5.28: Reaktions- (links) und Druckzeit (rechts) bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Die horizontale Startgeschwindigkeit verringert sich bei enger werdender Blockeinstellung (Abb. 5.29). Bei normaler Blockposition beträgt die horizontale Startgeschwindigkeit durchschnittlich 3.30 m/s, bei enger Blockposition 3.22 m/s und bei engerer Blockposition 3.15 m/s. In vertikaler Richtung ist der Unterschied zwischen den Blockpositionen gering (normal: 0.57 m/s, eng: 0.54 m/s, enger: 0.55 m/s). Eine gemeinsame Zu- oder Abnahme lässt sich bei den Athleten in vertikaler Richtung nicht beobachten.

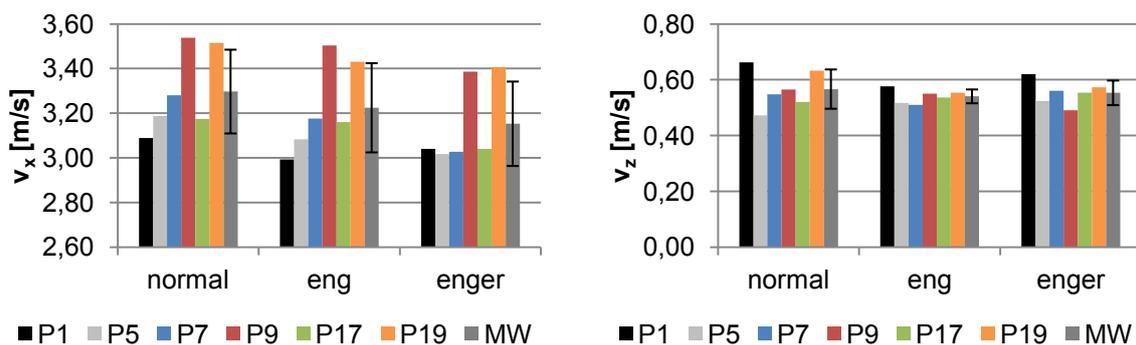


Abb. 5.29: Horizontale (links) und vertikale Startgeschwindigkeit (rechts) bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Die Startwinkel der normalen und engen Blockpositionen liegen im Mittel innerhalb 0.7° . Die engere Blockposition zeigt den größten Startwinkel mit 10.1° gegenüber 9.8° bei normaler und 9.6° bei enger Blockposition (Abb. 5.30). Das Kraftstoßverhältnis zwischen vorderem und hinterem Bein ist bei normaler und enger Blockposition mit jeweils 74.0% zu 26.0% identisch. Bei engerer Blockposition verschiebt es sich zugunsten des vorderen Beins auf 76.1% zu 23.9%.

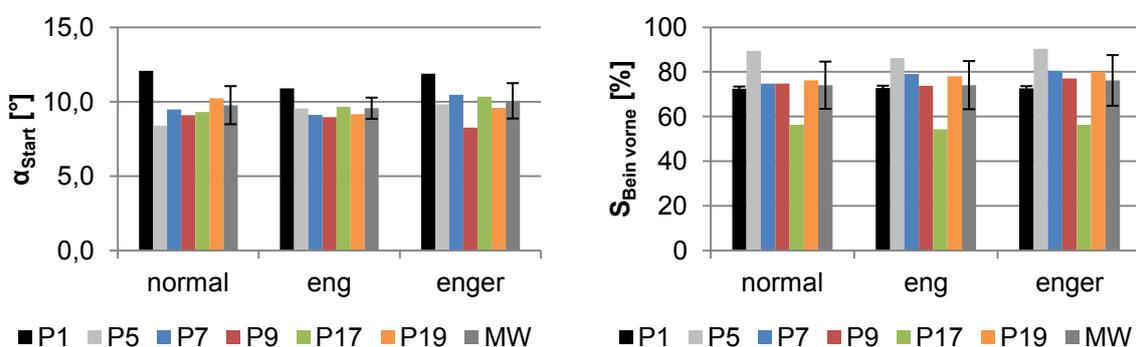


Abb. 5.30: Startwinkel (links) und Kraftstoßanteil des vorderen Beins (rechts) bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Für die durchschnittliche horizontale Startbeschleunigung zeigen sich keine großen Unterschiede zwischen den verschiedenen Blockpositionen (Abb. 5.31). Die Mittelwerte der Athleten betragen 8.84 m/s^2 (normal), 8.91 m/s^2 (eng) und 8.69 m/s^2 (en-

ger). Bei der „starting power“ lässt sich eine Abnahme der Leistung bei enger werdender Blockeinstellung feststellen. So sinkt die Leistung im Durchschnitt von 1045.5 W bei normaler über 1034.5 W bei enger bis auf 973.3 W bei engerer Blockposition.

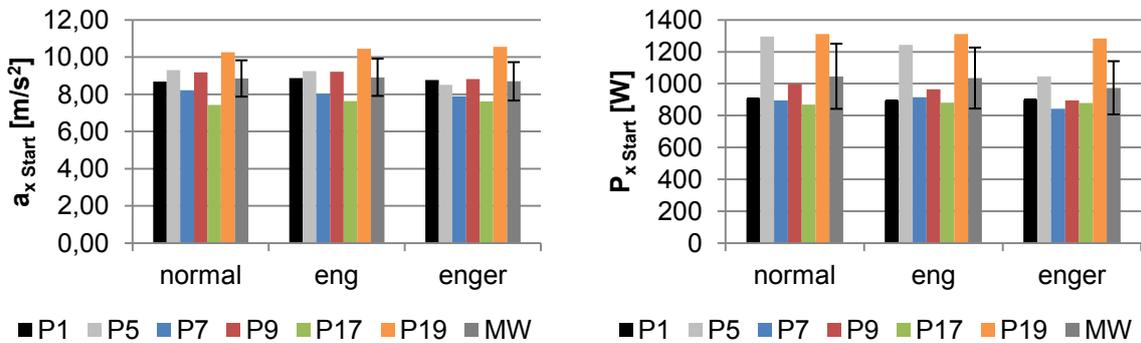


Abb. 5.31: Durchschnittliche horizontale Startbeschleunigung (links) und „starting power“ (rechts) bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Für die Laufzeiten bei 10 m und 20 m lassen sich keine großen Unterschiede feststellen (Abb. 5.32). Bei normaler Blockeinstellung werden durchschnittlich 1.94 s für 10 m und 3.10 s für 20 m gemessen. Für die enge Blockeinstellung sind dies 1.94 s für 10 m und 3.09 s für 20 m und für die engere Blockeinstellung 1.95 s für 10 m und 3.11 s für 20 m. Ausnahme bildet Proband 19 der bei 10 m noch ähnliche Zeiten läuft (normal: 1.85 s, eng: 1.83 s, enger: 1.83 s), aber bei 20 m zunehmend zur engeren Blockeinstellung schneller wird (normal: 2.98 s, eng: 2.95 s, enger: 2.91 s).

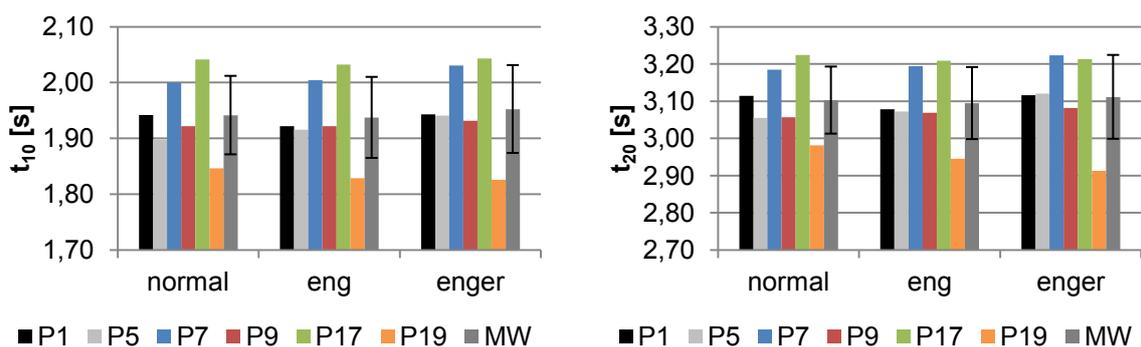


Abb. 5.32: Zwischenzeit bei 10 m (links) und 20 m (rechts) abzüglich der jeweiligen Reaktionszeit bei verschiedenen Blockeinstellungen von sechs Athleten und deren Mittelwert (MW) mit Standardabweichung.

Eine Zusammenfassung der Merkmale und Auswirkungen der unterschiedlichen Start- und Blockpositionen im Vergleich zur normalen, individuellen Startposition ist in Tab. 5.2 aufgezeigt.

Tab. 5.2: Auswirkungen und Tendenzen der verschiedenen Start- und Blockpositionen.

Position	Merkmal im Vergleich zur normalen Startposition	Auswirkung/Tendenz der Startparameter
rück	<ul style="list-style-type: none"> Hüfte, KSP und Schulter rückverlagert kleinere Kniewinkel insgesamt tieferes Sitzen im Block 	<ul style="list-style-type: none"> längere Reaktions- und Druckzeit höhere horizontale und vertikale Startgeschwindigkeit größerer Startwinkel Druckverlagerung auf das hintere Bein geringe Startbeschleunigung Start vermehrt nach oben als nach vorne
vor	<ul style="list-style-type: none"> Hüfte, KSP und Schulter vorverlagert Hüfte, KSP und Schulter etwas tiefer Kniewinkel minimal größer insgesamt näher und tiefer an der Startlinie 	<ul style="list-style-type: none"> höhere horizontale Startgeschwindigkeit geringere vertikale Startgeschwindigkeit geringerer Startwinkel
hoch	<ul style="list-style-type: none"> Hüfte und KSP höher Schulter etwas zurück größere Kniewinkel insgesamt hohes Gesäß 	<ul style="list-style-type: none"> geringere horizontale und vertikale Startgeschwindigkeit geringerer Startwinkel Druckverlagerung auf das vordere Bein
eng	<ul style="list-style-type: none"> KSP fast gleich Kniewinkel hinteres Bein etwas kleiner insgesamt Position fast gleich 	<ul style="list-style-type: none"> geringere Druckzeit geringere horizontale Startgeschwindigkeit
enger	<ul style="list-style-type: none"> KSP fast gleich Kniewinkel vorderes Bein etwas größer Kniewinkel hinteres Bein etwas kleiner insgesamt Position fast gleich 	<ul style="list-style-type: none"> geringere Druckzeit geringere horizontale Startgeschwindigkeit Druckverlagerung auf das vordere Bein

5.3 Diskussion

Der Tiefstart hat bei Sprintern einen wichtigen Stellenwert in der täglichen Trainingsarbeit. Daher lässt sich annehmen, dass der Start aus der individuellen Startposition durch die vielen Wiederholungen im Training einen gefestigten Bewegungsablauf darstellt. Für die Betrachtung der individuellen Startposition stehen in dieser Untersuchung mit Mittelwert, Standardabweichung sowie Variationskoeffizient drei Maße zur Verfügung (Kapitel 5.2.1). Statistische Mittelwertvergleiche (wie z.B. der *t*-Test) sind bei einer Messwiederholung von $n=4$ sicher nicht repräsentativ. Trotzdem lassen sich nach Meinung des Autors interindividuelle Unterschiede beschreiben, gerade bei niedriger, vergleichbarer Standardabweichung. Der Variationskoeffizient gibt Aufschluss, welche Streuung bzw. welche Bandbreite der einzelne Athlet bei einzelnen Start- oder Positionsparametern hat. Aufgrund dieser Basis können Veränderungen in Startparametern (z.B. die Startgeschwindigkeit), die von den veränderteren Startpositionen beeinflusst werden, besser bewertet werden. Letztlich kann geschlussfolgert werden, dass Athleten mit geringer Streuung über ein stabiles Startsystem ver-

fügen. Für die Wegkoordinaten von Hüfte, Schulter und KSP sowie für beide Kniewinkel zeigen sich für alle Athleten insgesamt relativ stabile Werte mit vergleichbaren Streuungen. Die Fertig-Position scheint bei allen Probanden einen gefestigten Bewegungsablauf darzustellen. Auch die daraus resultierenden Startparameter zeigen nur wenige Ausreißer. Die größten Variationen lassen sich vereinzelt bei der vertikalen Startgeschwindigkeit und dem Startwinkel feststellen, wobei der direkte Einfluss der vertikalen Startgeschwindigkeit auf den Startwinkel gezeigt werden konnte. Die Reaktionszeit stellt eine Ausnahme dar, da sie nach einschlägiger Meinung (Mero 1992; Martin 1995; Babic 2009a; Slawinski 2010a; Yu 2012) nur wenig empfänglich für Trainingsinterventionen ist (Kapitel 2.3). Die Streuung der Reaktionszeit ist daher kein Indikator für ein stabiles Startsystem. Die Reaktionszeiten dieser Untersuchung liegen im Bereich anderer Untersuchungen (Dostal 1981; Moravec 1988; Duffy 2003; Lynch 2003; Yu 2012).

Ein weiterer Punkt dieser Untersuchung galt der Beurteilung der Startaktion. Die Diskussion bisheriger Untersuchungen betraf zum einen einen geeigneten Startparameter, der zur Beurteilung herangezogen wird, und zum anderen einen Zeitpunkt, an dem dieser beurteilt wird. Die Frage, die es dabei zu beantworten gilt, ist die der Definition eines guten Starts. Ist der Start mit der größten Startgeschwindigkeit der beste oder der Start, der den besten Übergang zum Beschleunigungslauf ermöglicht? Vieles spricht für die zweite These, da letztlich entscheidend ist, wer als erster durchs Ziel läuft. Allerdings stellt sich hierbei das Problem der Quantifizierbarkeit einer solchen Startleistung. Die Bewertung der Startleistung anhand der besten Zwischenzeit bei 30 m, wie sie beispielsweise Coh (1998; 2004) anwendet, greift dabei zu kurz, da die Problematik der Leistungsmessung sich auf die ersten Schritte nach dem Start erweitert. Die Beurteilung wird schwieriger, da mehr Variablen zu berücksichtigen sind. Dieses Verfahren wird daher als nicht optimal betrachtet. Eine Betrachtung von Parametern, die die Startaktion am Block beschreiben, ist zu bevorzugen. Bezodis (2010b) kann in seiner Untersuchung zeigen, dass keiner der von ihm untersuchten Startparameter die Startaktion in der gleichen Rangfolge beschreibt (Abb. 5.33). Daher empfiehlt er die normalisierte durchschnittliche horizontale Startleistung P_N (Abb. 5.33, vierter Parameter von links), da dieser Wert zu den restlichen Startparametern die höchste Korrelation zeigt. Er ermittelt diese durch:

$$P_N = \frac{\bar{P}}{m \cdot g^{3/2} \cdot l^{1/2}}, \quad \text{wobei} \quad \bar{P} = \frac{m \cdot (v_f^2 - v_i^2)}{2 \cdot \Delta t},$$

wobei m die Masse des Sprinters, g die Erdanziehungskraft, l die Beinlänge, v_i und v_f die horizontale Geschwindigkeit am Anfang und Ende der Blockphase und Δt die Dauer der Blockphase ist.

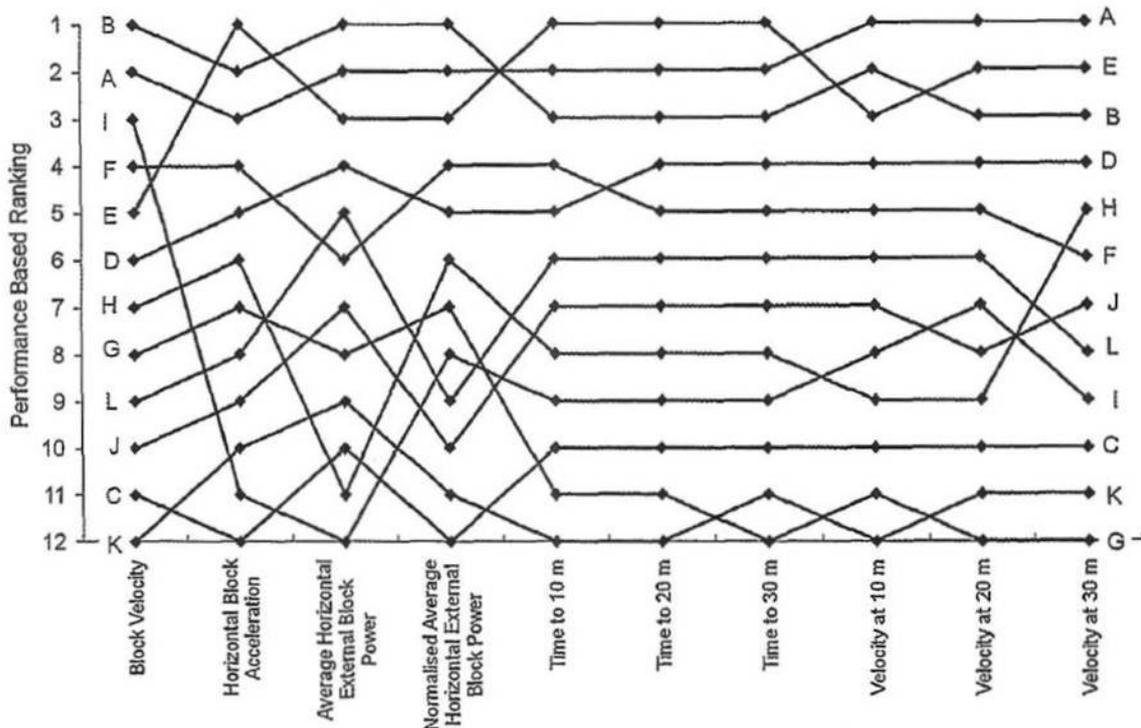


Abb. 5.33: Verschiede Messparameter des Tiefstarts und deren Ränge sortiert nach Leistung von zwölf Athleten (A bis K) (Bezodis et al. 2010).

Bestenfalls gelingt es, einen Startparameter zu finden, der die Blockaktion beschreibt und gleichzeitig einen starken Zusammenhang zur Laufzeit hat. Die Korrelation der durchschnittlichen horizontalen Startbeschleunigung mit der Zwischenzeit bei 10 m zeigt in dieser Untersuchung diesen Zusammenhang ($r = -0.95$, $p < 0.01$). Die durchschnittliche horizontale Kraft und die „starting power“ zeigen weniger starke Zusammenhänge, die horizontale Startgeschwindigkeit hat einen schwachen Zusammenhang zur 10 m-Laufzeit. Die Startbeschleunigung ist daher geeignet, die Startaktion zu beurteilen, da bei größerer Startbeschleunigung auch schnellere Zeiten gelaufen werden. Die Ergebnisse von Mendoza (1993) konnten bestätigt werden. In seiner Untersuchung findet er einen Korrelationskoeffizienten von $r = -0.25$ (kein Signifikanzniveau veröffentlicht) für die horizontale Startgeschwindigkeit mit der 10 m-Laufzeit und $r = -0.68$ ($p < 0.05$) für die „starting power“ mit der 10 m-Laufzeit. In

dieser Untersuchung liegt der Korrelationskoeffizient bei $r = -0.50$ ($p < 0.05$) für die horizontale Startgeschwindigkeit und $r = -0.77$ ($p < 0.01$) für die „starting power“. Die Empfehlung Mendozas, die „starting power“ als leistungsbestimmendes Merkmal des Tiefstarts zu verwenden, kann allerdings nur eingeschränkt bestätigt werden, da die durchschnittliche horizontale Startbeschleunigung den deutlich stärkeren Zusammenhang zeigt.

Die Untersuchung der verschiedenen Start- und Blockstellungen (rück, hoch, vor, eng, enger) zeigt die erwarteten Änderungen in der Fertig-Position gegenüber der normalen Startposition (Tab. 5.2). Die Instruktion der Startposition durch verbale Kommandos war erfolgreich. Der KSP liegt bei rückverlagerter Startposition deutlich weiter von der Startlinie entfernt. Der Athlet „sitzt“ dadurch tiefer im Block und der KSP muss einen längeren Weg bis zum Verlassen des Blocks zurücklegen. Dies zeigt sich an der verlängerten Druckzeit. Der Athlet hat mehr Zeit, um Kraft zu entfalten, und startet mit erhöhter horizontaler Startgeschwindigkeit. Die durchschnittliche horizontale Beschleunigung ist nicht erhöht, sondern kleiner als bei normaler Startposition. Für die vorverlagerte Startposition zeigen sich auch die erwarteten Effekte in der Fertig-Position. Hüfte, KSP und Schulter sind nach vorne verlagert, aber auch gleichzeitig etwas abgesenkt. Die Absenkung war nicht Teil der verbalen Instruktion und scheint daher mit der Vorverlagerung einherzugehen. Für die Schulter ist dies nachvollziehbar, da bei gestrecktem Arm und fixierter Handstützstelle eine Absenkung der Schulter bei Vorverlagerung nicht zu vermeiden ist. Trotz tieferem KSP ist der Startwinkel kleiner gegenüber der normalen Startposition, die horizontale Startgeschwindigkeit ist leicht erhöht. Der Athlet startet flacher und letztlich mit mehr Oberkörpervorneigung. Die Druckzeit und die durchschnittliche horizontale Beschleunigung zeigen keine Unterschiede zur normalen Startposition. Für die Druckzeit war eine Verringerung aufgrund der Vorverlagerung erwartet worden. Auch für die hohe Startstellung zeigen sich die erwarteten Änderungen in der Fertig-Position. Die Hüfte und der KSP sind erhöht. Durch die größeren Kniewinkel hat der Athlet weniger Hub zum Strecken. Es wurde eine verringerte Druckzeit und ein verkleinerter Startwinkel erwartet, da aufgrund der erhöhten Hüfte weniger nach oben gestartet werden muss. Die Frage blieb, ob dadurch verstärkt die Beschleunigung in horizontaler Richtung begünstigt werden könnte. Eine kürzere Druckzeit konnte nicht gemessen werden, die Verkleinerung des Startwinkels aber schon. Die Startgeschwindig-

keit war jedoch vertikal als auch horizontal reduziert. Auch die durchschnittliche horizontale Startbeschleunigung war leicht erniedrigt. Der kleinere Startwinkel hat somit keinen Effekt auf die horizontale Startgeschwindigkeit bzw. die Startbeschleunigung.

In der engen und engeren Blockstellung ist die Startposition bis auf geringfügig veränderte Kniewinkel der normalen Startposition ähnlich. Der KSP ist unverändert, so dass sich von der Ausgangslage des Athleten nichts ändert und nur der Einfluss der Blockweite eine Rolle spielt. Es zeigt sich, dass die Druckzeit bei beiden Blockpositionen abnimmt. Bei gleicher KSP-Position in der Fertig-Position wird bei zurückgesetztem vorderen Block weniger Zeit benötigt, um den gleichen Weg zurückzulegen. Allerdings dürfte sich der Sportler dadurch etwas weniger weit von der Startlinie entfernt haben. Die horizontale Startgeschwindigkeit ist bei beiden Blockpositionen vermindert. Dies wird zum einen der kürzeren Druckzeit als auch dem etwas größeren Kniewinkel des vorderen Beins, und dem damit einhergehenden kleineren Streckweg, zugeschrieben.

5.4 Fazit

Aus der Fülle an untersuchten Startparametern ergaben sich nur wenige aussagekräftige Ergebnisse. Es wurden größere Unterschiede zwischen den einzelnen Positionsvariationen erwartet. Eine Schwäche der vorhandenen Untersuchung liegt sicher an der fehlenden Wiederholung der einzelnen Startpositionen. Aus methodischen Gründen wurde jeweils nur ein Versuch für die jeweilige Startposition gemacht, hauptsächlich um Lern- bzw. Gewöhnungseffekte der Athleten auszuschließen und somit einen sicheren Vergleich zur normalen Startposition zu gewährleisten. Dennoch stellt sich die Frage, ob ein Startversuch pro Athlet pro veränderter Startposition ausreichend ist, um die Auswirkungen hinreichend zu dokumentieren. Es wäre vielleicht sinnvoller, nur eine Startposition pro Messtag zu untersuchen, dafür aber mit mehreren Wiederholungen. Die Überprüfung der Startleistung aus normaler Startposition wird als sehr positiv betrachtet und grundsätzlich empfohlen, bevor mit Positions- oder Blockstellungen experimentiert wird. Besteht für jeden Athleten ein Startprofil aus seiner individuellen Startstellung, bestenfalls zu verschiedenen Zeitpunkten in der Saison (Vorbereitungsphase, Wettkampf), können Verbesserungen, aber auch Veränderungen der Startleistung besser beurteilt werden. Man wäre nicht gezwungen, auf Mittelwerte von Athletenpopulationen zurückzugreifen, sondern

könnte die Individualität des Athleten besser berücksichtigen. Anhand der individuellen Variationskoeffizienten für die jeweiligen Startparameter (v_x , t_D , etc.) lassen sich gut Veränderungen identifizieren.

Allerdings bieten die hier erwähnten kausalen Zusammenhänge auch eine gute Hilfestellung für die Trainingsarbeit beim Tiefstart. Der identifizierte Zusammenhang zwischen der Horizontalbeschleunigung und der 10 m-Laufzeit stellt zudem ein wichtiges Merkmal der Tiefstartdiagnostik dar und sollte in eine Sofortauswertung implementiert werden. Ob dies der einzige leistungsrelevante Startparameter ist, bleibt offen. Die verwendeten Startversuche von $n = 24$ sind gegenüber bisherigen Untersuchungen allerdings überdurchschnittlich. Die teils geringe Stichprobengröße würde erklären, weshalb jede Untersuchung zum Tiefstart einen eigenen „besten“ Parameter zur Beurteilung der Startaktion findet. Zur Frage nach der Definition der Startaktion sollte aus Sicht des Autors der Start und die darauffolgende Beschleunigungsphase getrennt betrachtet werden. Nur so sind beispielsweise Positionsveränderungen auch zweifelsfrei zuordbar.

6 Reaktionszeitbestimmung

Die Bestimmung der Reaktionszeit rückte während der Konzeption des Tiefstartmessplatzes in den Fokus dieser Untersuchung. Die Anforderungen an den Messplatz bestanden darin, die Reaktionszeit zu messen, auszuwerten und eventuelle Fehlstarts automatisch zu erkennen. Im Regelwerk der IAAF lassen sich jedoch keine detaillierten Angaben zur Bestimmung der Reaktionszeit finden. Eigene Anfragen nach technischen Details bei den Herstellern von Startanlagen bzw. Fehlstartkontrollsystemen und bei der IAAF blieben weitestgehend erfolglos (Lipps 2011). So sind Informationen über die Reaktionszeitbestimmung nur aus zweiter Hand verfügbar. Pain (2007) beschreibt die verwendeten Methoden von Seiko, Finish Lynx System Developers und Omega, drei Hersteller von Fehlstartkontrollsystemen, die von der IAAF zugelassen sind. Das System von Seiko arbeitet mit Kraftsensoren und detektiert die Reaktionszeit, wenn eine definierte Kraftschwelle überschritten wird. Dieser Schwellenwert setzt sich aus der Anfangskraft des Athleten in der Fertig-Position plus zusätzlich 20 kg (bzw. 200 N) zusammen. Seiko ist offizieller Zeitnehmer bei Leichtathletik-Weltmeisterschaften. Finish Lynx System Developers verwendet einen Beschleunigungsmesser, der auf dem Startblock befestigt wird. Weiter Informationen sind über das System nicht bekannt. Omega benutzt einen auf Schienen gelagerten Startblock, der gegen einen definierten Widerstand einen elektrischen Kontakt schließt. Omega ist Ausstatter von Olympischen Spielen und stellt somit auch das Fehlstartkontrollsystem bzw. die Reaktionszeitmessung. Ein weiteres System, das von der IAAF zugelassen ist, stellt die Firma Alge-Timing her. Auch dieses System funktioniert mithilfe eines Beschleunigungssensors, der auf der Startblockschiene montiert ist. Technische Details zur Bestimmung der Reaktionszeit sind unbekannt.

Welch dringenden Aufklärungsbedarf sich für die Reaktionszeitbestimmung ergibt, zeigt sich im Vergleich der offiziellen Reaktionszeiten von Olympischen Spielen und Weltmeisterschaften des 100 m-Finallaufs der Männer (Abb. 6.1).

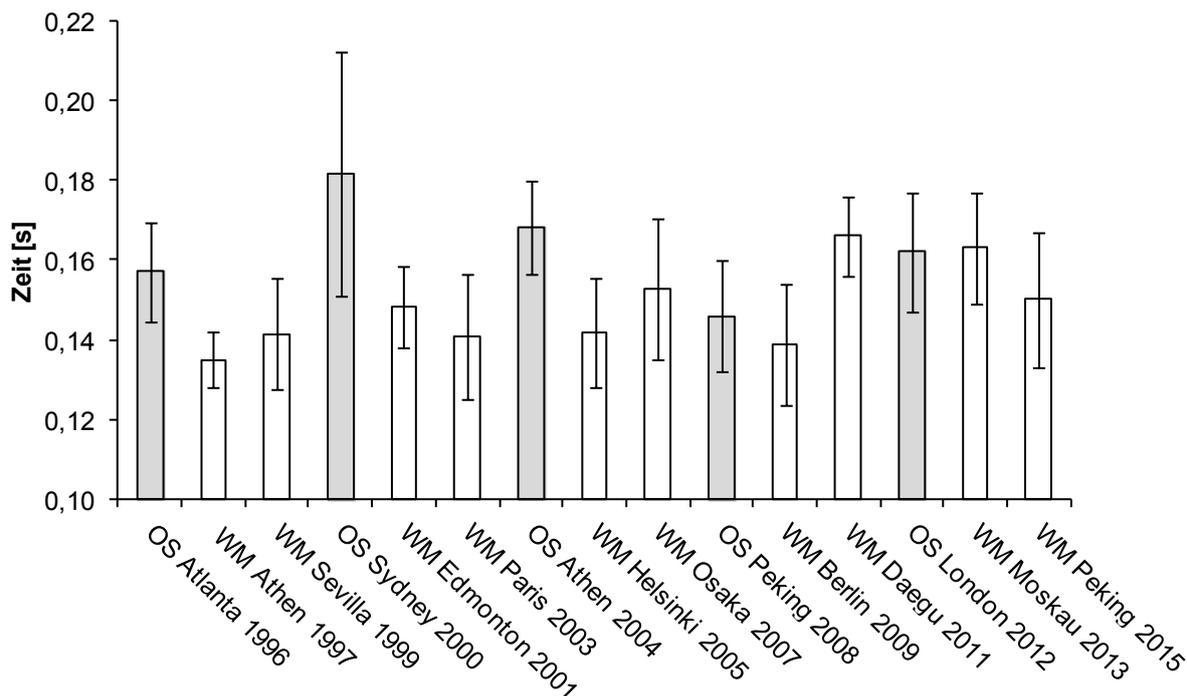


Abb. 6.1: Mittelwerte und Standardabweichungen der offiziell veröffentlichten Reaktionszeiten der Finalläufe über 100m der Männer von 1996 bis 2015. Bei Olympischen Spielen tritt Omega als offizieller Zeitnehmer auf, bei Weltmeisterschaften die Firma Seiko.

Im Zeitraum von 1996 bis 2005 sind die Reaktionszeiten, die bei Olympischen Spielen gemessen wurden, deutlich höher als die von Weltmeisterschaften. Ebenso auffällig sind die Weltmeisterschaften von 2011 und 2013, die deutlich höhere Reaktionszeiten zeigen als die der vergangenen Weltmeisterschaften. Sie legen die Vermutung nahe, dass Seiko ab diesem Zeitpunkt die Parameter zur Bestimmung der Reaktionszeit verändert hat. Unter der Annahme, dass die überwiegend gleichen Athleten bei aufeinanderfolgenden Ereignissen am Start sind, erscheinen diese Unterschiede seltsam. So sind z.B. im Jahr 2000 und 2001 mit Maurice Greene, Ato Boldon, Dwain Chambers, Kim Collins und Aziz Zakari fünf Athleten in beiden Finalläufen gestartet. Die Reaktionszeit ist 2001 durchschnittlich fast vier Hundertstel Sekunden langsamer – nach Meinung des Autors zu viel für einen Zufall. Unterstützt wird diese Vermutung bei direkter Betrachtung einzelner Athleten und deren Reaktionszeit auf den unterschiedlichen Startmesssystemen. Bis auf wenige Ausnahmen sind die Reaktionszeiten bei allen Athleten bei Olympischen Spielen z.T. deutlich höher (Abb. 6.2).

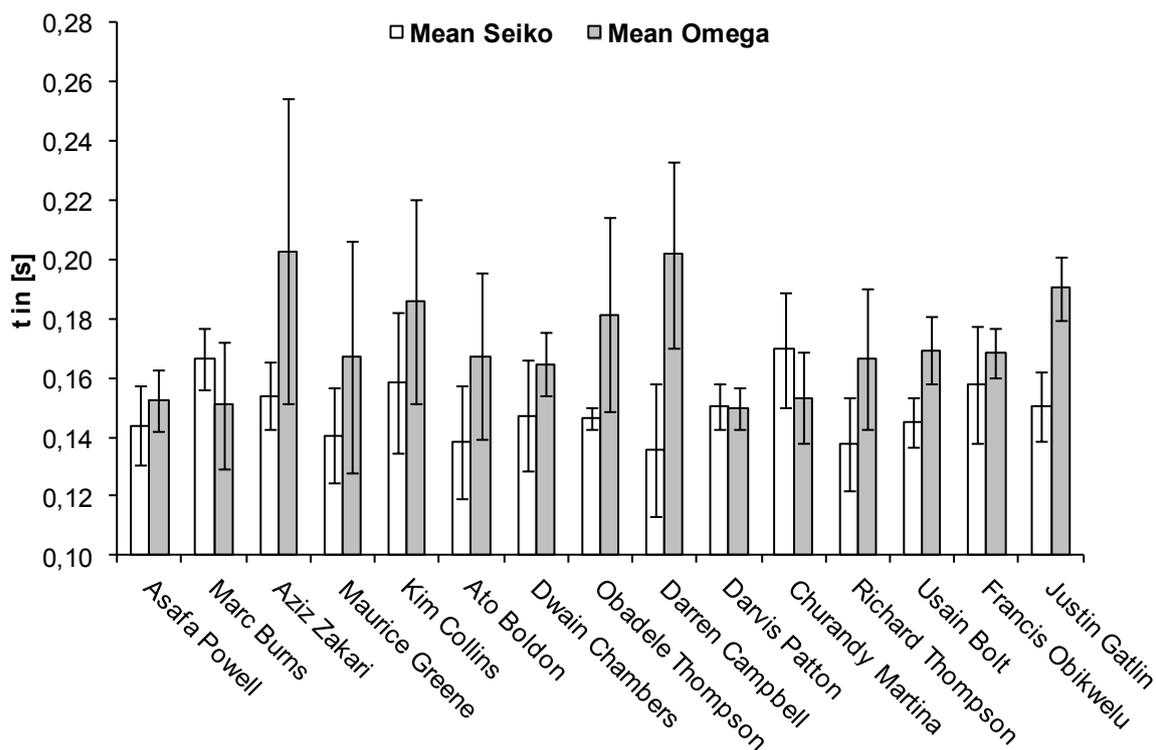


Abb. 6.2: Mittelwerte mit Standardabweichungen der Reaktionszeiten von diversen Athleten, die sowohl bei Olympischen Spielen als auch bei Weltmeisterschaften zwischen 1996 und 2009 im Finallauf standen. Grundlage sind die Reaktionszeiten aus Vorlauf, Viertel- und Halbfinale sowie Finallauf. Für jeden Athleten sind die Reaktionszeiten auf den unterschiedlichen Startsystemen dargestellt (Weltmeisterschaften auf Seiko in weiß und Olympische Spiele auf Omega in grau).

Aufgrund dieser Erkenntnisse sollten Studien, die sich der offiziellen Reaktionszeiten bedienen, immer in Bezug zum verwendeten Messsystem gesehen werden (Dostal 1981; Moravec 1988; Tibshirani 1997; Duffy 2003; Dapena 2005; Brown 2008; Babic 2009a; Babic 2009b; Lipps 2011; Pilianidis 2012; Pavlovic 2014). Letztlich zeigt es aber auch, dass die Reaktionszeit vom verwendeten Messsystem abhängt bzw. das Messsystem oder die Bestimmungsmethode die Reaktionszeit beeinflusst. Im Vordergrund dieser Untersuchung stand daher die Frage, inwieweit unterschiedliche Bestimmungsmethoden die Reaktionszeit beeinflussen und welche Konsequenzen sich daraus für die Reaktionszeitmessung ergeben.

6.1 Methoden

Für die Untersuchung der Reaktionszeit wurden insgesamt 124 Startversuche aus normaler Startposition ausgewertet (Kapitel 3.1). Es wurden nur Starts verwendet, die vom Starter als regulär bewertet wurden. Jeder Start wurde mit neun verschiedenen Methoden zur Reaktionszeitbestimmung untersucht (Tab. 6.1). Dabei kamen fünf manuelle und vier automatisierte Verfahren zum Einsatz.

Tab. 6.1: Verschiede Methoden der Reaktionszeitbestimmung.

Bezeichnung	Erläuterung	Bestimmungsmethode
VID	Zeitpunkt der ersten sichtbaren Bewegung des Athleten im Videobild	manuell
250	Zeitpunkt, bei der die Summe der horizontalen Beinkräfte einen Wert von 250 N überschreiten	automatisch
B+250	Zeitpunkt, bei der die Summe der horizontalen Beinkräfte ausgehend von der Anfangskraft in der Fertig-Position (baseline) einen Wert von 250 N überschreiten	automatisch
EA F_{xB}	Zeitpunkt des ersten Anstiegs der summierten Kraftkurve beider Beine in horizontaler Richtung ausgehend von der Anfangskraft in der Fertig-Position	manuell
EA F_{zB}	Zeitpunkt des ersten Anstiegs der summierten Kraftkurve beider Beine in vertikaler Richtung ausgehend von der Anfangskraft in der Fertig-Position	manuell
EA F_{xH}	Zeitpunkt des ersten Anstiegs der Kraftkurve der Hände in horizontaler Richtung ausgehend von der Anfangskraft in der Fertig-Position	manuell
EA F_{zH}	Zeitpunkt des ersten Anstiegs der Kraftkurve der Hände in vertikaler Richtung ausgehend von der Anfangskraft in der Fertig-Position	manuell
GA F_{xB}	Zeitpunkt, bei der die summierte Kraftkurve beider Beine in horizontaler Richtung ihren größten Anstieg erreicht ($\Delta F_{x,Beine} / \Delta t$)	automatisch
GA F_{zB}	Zeitpunkt, bei der die summierte Kraftkurve beider Beine in vertikaler Richtung ihren größten Anstieg erreicht ($\Delta F_{z,Beine} / \Delta t$)	automatisch

Die Reaktionszeit beginnt mit dem Startschuss bzw. dem Start-TTL, welches von der Startklappe per Kabelverbindung an den Messrechner übertragen wird, und nicht mit dem Startsignal der Lichtschrankenfunkübertragung (Kapitel 3.2.3), welches zeitverzögert eingeht. Die nachfolgend erläuterten Zeitpunkte beschreiben jeweils eine Methode zur Bestimmung der Dauer der Reaktionszeit. Die erste Methode zur Bestimmung der Reaktionszeit erfolgte über das Videobild. Ausgehend von der Startposition, in der der Athlet nach dem Kommando „Fertig“ verharrt, wird der Zeitpunkt der ersten sichtbaren Bewegung manuell markiert. Die Videobildrate von 0.01 s entspricht der Auflösung der Zeitmessung bei Leichtathletik-Veranstaltungen. Eine höhere Videobildrate bringt keine nennenswerten Vorteile. Im Gegenteil, sie erschwert die visuelle Bestimmung der ersten Bewegung (Abb. 6.3).

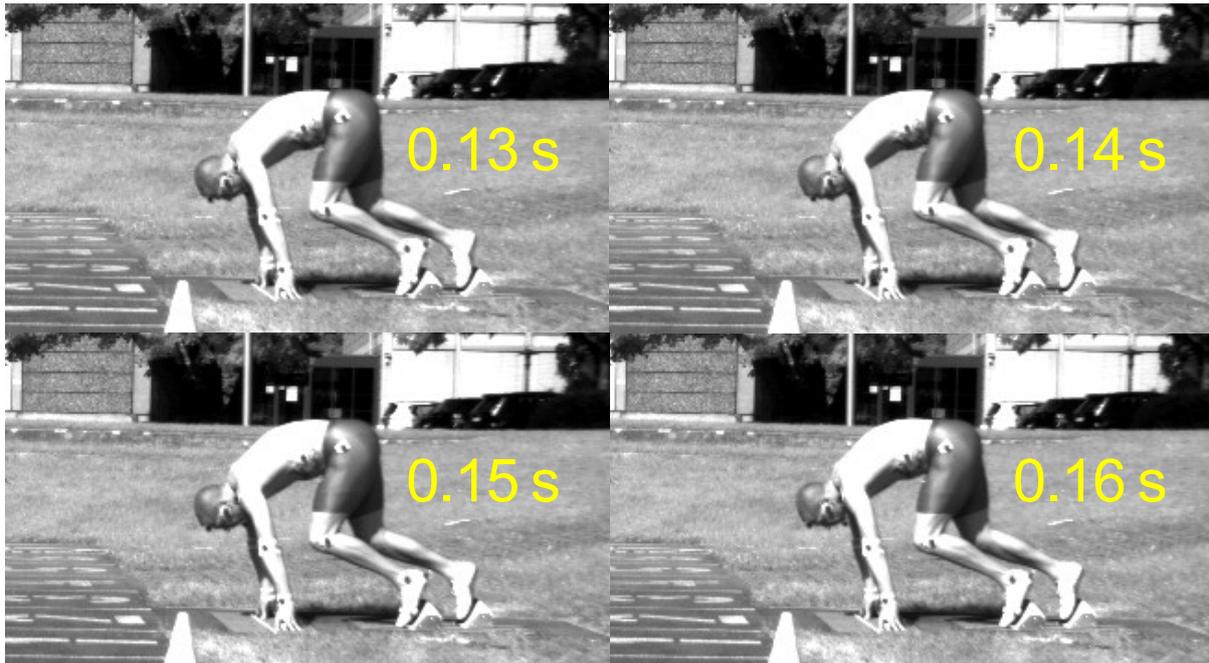


Abb. 6.3: Die erste sichtbare Bewegung des Athleten ist nur bei bewegtem Bild erkennbar. Die Bilder sind im Abstand von 0.01 s aufgenommen. Das rechte obere Bild kennzeichnet den Reaktionsbeginn (0.14 s). Im Verlauf sind das Anheben des Kopfes und ein Vorschieben des Kinns erkennbar.

Eine weitere Bestimmungsmethode ist die Analyse der Kraft-Zeit-Verläufe von Beinen und Händen in horizontaler und vertikaler Richtung. Die Charakteristik von Kraft-Zeit-Verläufen beim Tiefstart ist, dass nach einem Gleichgewichtszustand in der fertig-Position (Kraftkurven bilden eine Baseline) die Kraft-Zeit-Verläufe bei Bewegungsbeginn ansteigen (Abb. 6.4). Diese Anstiege wurden manuell für die Bein- und Armkräfte in horizontaler und vertikaler Richtung mit einer Zeitauflösung von einer Tausendstel Sekunde bestimmt. Für den manuellen Auswerteprozess wurden die Kraft-Zeit-Verläufe in einem Zeitintervall von 0.000 s bis 0.400 s nach dem Startschuss dargestellt. So wurde gewährleistet, dass alle Startversuche unter gleichen Bedingungen ausgewertet wurden und die zeitliche Auflösung des Startdynamogramms nicht die Auswertung beeinflusst. Die Software DiaMess bestimmte automatisch den Zeitpunkt, an dem die Summe der beiden Beine in horizontaler Richtung einen Wert von 250 N überschreitet, sowie den Zeitpunkt, an dem die Summe der beiden Beine in vertikaler Richtung einen Wert überschreiten, der aus der Anfangskraft (baseline) zuzüglich 250 N gebildet wurde. Weiterhin wurden mit DiaMess die Zeitpunkte ermittelt, bei denen die Beinkräfte, sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung, ihren größten Anstieg haben (Tab. 6.1).

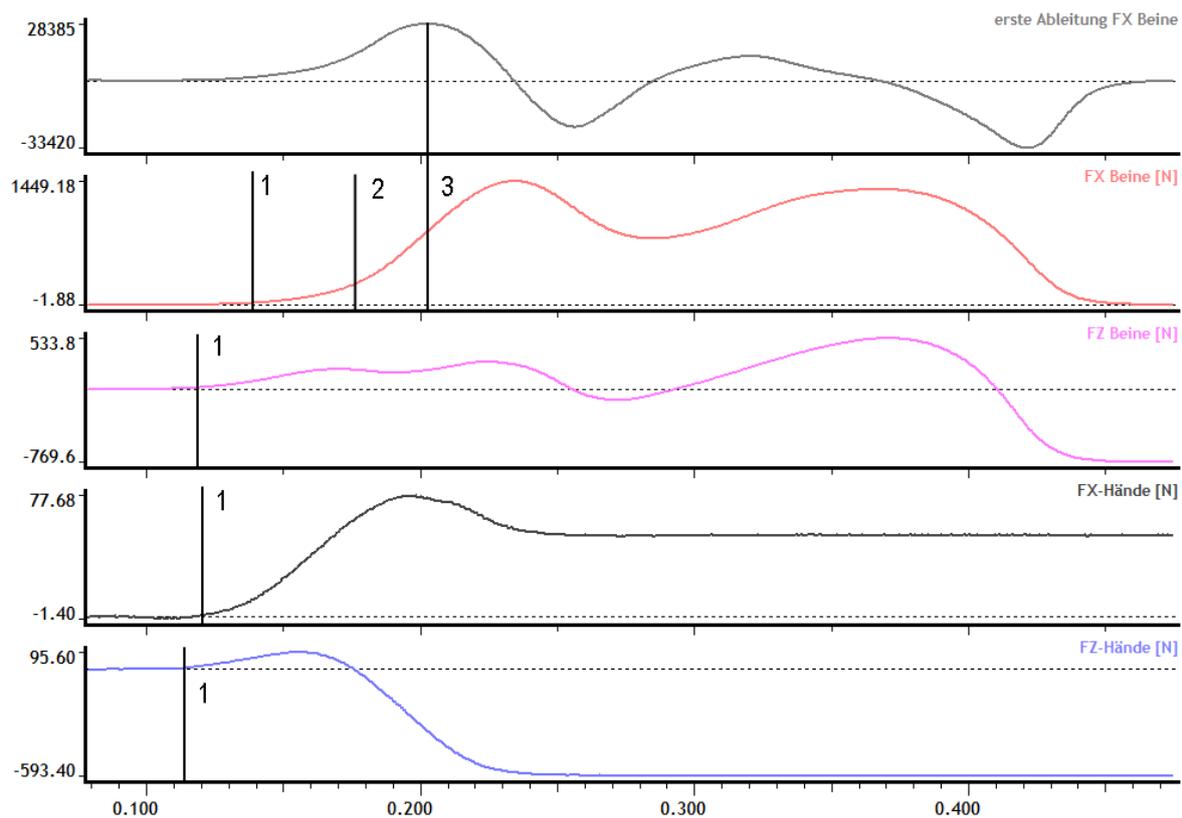


Abb. 6.4: Zeitversatz der ersten Anstiege der Kraftkurven von den Bein- und Armkräften in horizontaler und vertikaler Richtung (1). Zeitpunkt bei Überschreitung von 250 N der Beinkräfte (2). Durch Differenzierung lässt sich der steilste Anstieg der Beinkräfte (3) durch die Extremwertermittlung bestimmen. Der Hochpunkt der ersten Ableitung (ganz oben) kennzeichnet den größten Anstieg.

6.1.1 Statistik

Die Reaktionszeiten der verschiedenen Bestimmungsmethoden wurden auf Normalverteilung geprüft. Weiterhin wurden Mittelwert und Standardabweichung bestimmt. Die Berechnung der statistischen Zusammenhänge erfolgte mit dem Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson. Der Korrelationskoeffizient wurde auf Signifikanz geprüft. Zum Einsatz kam die Statistiksoftware SPSS 22 (IBM 2013).

6.2 Ergebnisse

Die Mittelwerte der 124 Startversuche sind in Abb. 6.5 und Tab. 6.2 dargestellt. Die Bestimmungsmethode, die die Reaktionszeit über die größten Anstiege ermittelt, zeigt die höchsten Werte ($GA F_{xB} = 0.234$ s und $GA F_{zB} = 0.225$ s). $EA F_{zH}$ ermittelt die niedrigsten Werte (0.123 s), gefolgt von VID (0.142 s) und $EA F_{zB}$ (0.152 s). $EA F_{xB}$ und $EA F_{xH}$ sind ungefähr auf gleichem Niveau (0.165 s und 0.164 s). 250 und $B+250$ unterscheiden sich um 0.009 s (0.203 s und 0.212 s). Alle Mittelwerte liegen über der Fehlstartgrenze von 0.100 s. Insgesamt zeigen die Bestimmungsmetho-

thoden 27 Werte unter 0.100 s, davon 24 bei $EA F_{zH}$ und jeweils einmal bei VID , $EA F_{xB}$ und $EA F_{zB}$, wobei es sich um den gleichen Versuch handelt.

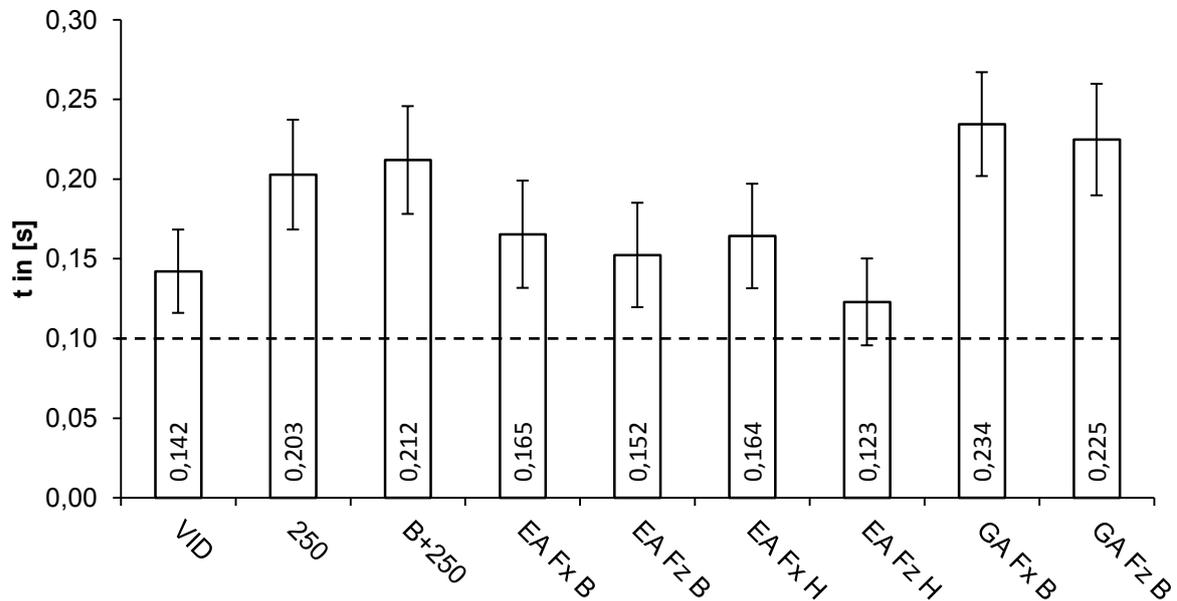


Abb. 6.5: Mittelwerte der einzelnen Bestimmungsmethoden. Die horizontale Linie kennzeichnet 0.100 s, das Limit für einen Fehlstart laut IAAF-Reglement.

Tab. 6.2: Deskriptive Daten aller Bestimmungsmethoden. Median (MED), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), minimaler Wert (MIN) und maximaler Wert (MAX) sind in Sekunden angegeben.

t in [s]	VID	250	B+250	EA F _x B	EA F _z B	EA F _x H	EA F _z H	GA F _x B	GA F _z B
MED	0.140	0.197	0.207	0.161	0.147	0.164	0.121	0.232	0.222
MW	0.142	0.203	0.212	0.165	0.152	0.164	0.123	0.234	0.225
SD	0.026	0.034	0.034	0.034	0.033	0.033	0.027	0.033	0.035
MIN	0.073	0.123	0.135	0.080	0.065	0.102	0.057	0.165	0.117
MAX	0.242	0.312	0.315	0.269	0.252	0.278	0.240	0.338	0.329

Die Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten zeigen die unterschiedlich starken Zusammenhänge zwischen den einzelnen Bestimmungsmethoden auf (Tab. 6.3). So sind beispielsweise die beiden Verfahren 250 und 250+B mit einem Korrelationskoeffizienten von 0.99 ($p < 0.01$) sehr stark miteinander verbunden. Es lässt sich relativ zuverlässig mittels der einen die andere Bestimmungsmethode vorhersagen. Lediglich die Gesamtdauer der Reaktionszeit vergrößert sich im Mittel um 0.009 s. Die Standardabweichungen beider Verfahren sind nahezu identisch. Weiterhin korreliert 250 sehr stark mit $EA F_{xB}$ ($r=0.97$, $p < 0.01$), $EA F_{zB}$ ($r=0.94$, $p < 0.01$), $EA F_{xH}$ ($r=0.91$, $p < 0.01$) und $GA F_{xB}$ ($r=0.96$, $p < 0.01$). Auch für VID ($r=0.84$, $p < 0.01$) und $GA F_{zB}$

($r=0.90$, $p<0.01$) bestehen mit 250 noch hohe Zusammenhänge. Einzig $EA F_{zH}$ ($r=0.74$, $p<0.01$) korreliert nicht so stark. Insgesamt betrachtet bestehen mit Ausnahme von $EA F_{zH}$ starke Zusammenhänge zwischen den Bestimmungsmethoden. Die Reaktionszeitbestimmung per Videobild (VID), die als einzige Methode nicht auf Basis von Kraft-Zeit-Verläufen erfolgte, korreliert zwischen $r=0.79$ und $r=0.85$ mit den restlichen Bestimmungsmethoden.

Tab. 6.3: Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson für die unterschiedlichen Bestimmungsmethoden der Reaktionszeit.

Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient r nach Pearson ($p<0.01$)	VID	250	B+250	EA F_{xB}	EA F_{zB}	EA F_{xH}	EA F_{zH}	GA F_{xB}	GA F_{zB}
VID		0.84	0.85	0.84	0.83	0.85	0.80	0.82	0.79
250	0.84		0.99	0.97	0.94	0.91	0.74	0.96	0.90
B+250	0.85	0.99		0.96	0.92	0.94	0.76	0.97	0.88
EA F_{xB}	0.84	0.97	0.96		0.95	0.90	0.74	0.93	0.85
EA F_{zB}	0.83	0.94	0.92	0.95		0.84	0.75	0.86	0.87
EA F_{xH}	0.85	0.91	0.94	0.90	0.84		0.75	0.91	0.82
EA F_{zH}	0.80	0.74	0.76	0.74	0.75	0.75		0.71	0.71
GA F_{xB}	0.82	0.96	0.97	0.93	0.86	0.91	0.71		0.87
GA F_{zB}	0.79	0.90	0.88	0.85	0.87	0.82	0.71	0.87	

Tab. 6.4 zeigt die Reaktionszeiten der verschiedenen Bestimmungsmethoden von allen 124 Starts abzüglich der Reaktionszeit der Bestimmungsmethode VID . VID fungiert dabei als Referenz-Reaktionszeit. Es sind jeweils die Mittelwerte, Standardabweichung und der kleinste und größte Wert dargestellt. Alle 124 Reaktionszeiten jeder Bestimmungsmethode werden mit dem für ihre Methode ermittelten Zeitversatz aus Tab. 6.4 subtrahiert. Die modifizierten Reaktionszeiten sind in Tab. 6.5 dargestellt.

$$RZ_{mod} = RZ - \text{Zeitversatz}, \quad \text{wobei} \quad \text{Zeitversatz} = MW - SD.$$

Tab. 6.4: Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), minimaler Wert (MIN) und maximaler Wert (MAX) der Differenz der Reaktionszeiten aller Bestimmungsmethoden gegenüber der Reaktionszeiten der Bestimmungsmethode *VID*. Grau hinterlegt ist die des Zeitversatzes, für die einzelnen Bestimmungsmethoden.

Differenz zu <i>VID</i> in [s]	250	B+250	$EA F_{xB}$	$EA F_{zB}$	$EA F_{xH}$	$EA F_{zH}$	$GA F_{xB}$	$GA F_{zB}$
MW	0.061	0.070	0.023	0.010	0.022	-0.019	0.092	0.083
SD	0.019	0.018	0.018	0.018	0.017	0.017	0.019	0.021
MIN	0.026	0.041	-0.007	-0.035	-0.013	-0.061	0.060	0.029
MAX	0.135	0.141	0.091	0.090	0.084	0.043	0.148	0.148
Zeitversatz	0.042	0.052	0.005	-0.008	0.005	-0.036	0.074	0.061

Tab. 6.5: Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), minimaler Wert (MIN) und maximaler Wert (MAX) der Reaktionszeit von *VID* und die modifizierten Reaktionszeiten der übrigen Bestimmungsmethoden. In der letzten Zeile ist die Anzahl der Starts angegeben, die nach Abzug des Zeitversatzes aus Tab. 6.4 unter dem Fehlstartlimit von 0.100 s waren. Ein Startversuch wurde ignoriert, bei dem auch die Videoreaktionszeit kleiner 0.100 s war (Tab. 6.6).

RZ_{mod} in [s]	<i>VID</i>	250	B+250	$EA F_{xB}$	$EA F_{zB}$	$EA F_{xH}$	$EA F_{zH}$	$GA F_{xB}$	$GA F_{zB}$
MW	0.142	0.161	0.160	0.160	0.160	0.159	0.159	0.161	0.163
SD	0.026	0.034	0.034	0.034	0.033	0.033	0.027	0.033	0.035
MIN	0.100	0.114	0.109	0.111	0.118	0.106	0.116	0.105	0.100
MAX	0.242	0.270	0.263	0.264	0.260	0.273	0.276	0.264	0.268
$n < 0.100$ s	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Die Überprüfung der modifizierten Reaktionszeiten zeigt, dass kein Wert unterhalb von 0.100 s liegt (Tab. 6.5, letzte Zeile). Alle Startversuche, die bei *VID* größer oder gleich 0.100 s sind, werden auch bei der modifizierten Reaktionszeitmessung größer oder gleich 0.100 s gemessen.

Bei einem Startversuch wurde nach der Auswertung mit der Bestimmungsmethode *VID*, eine Reaktionszeit unter 0.100 s gemessen, obwohl der Starter den Startversuch als korrekt bewertete. Drei von den acht anderen Bestimmungsverfahren haben den Startversuch wie *VID* ebenfalls unter 0.100 s gemessen ($EA F_{xB}$, $EA F_{zB}$ und $EA F_{zH}$). 250, B+250, $EA F_{xH}$, $GA F_{xB}$ und $GA F_{zB}$ messen den Startversuch über 0.100 s. Nach der Modifikation der Reaktionszeiten mit dem jeweiligen Zeitversatz zeigen alle Bestimmungsverfahren Werte unterhalb 0.100 s (Tab. 6.6).

Tab. 6.6: Reaktionszeitmessung eines Starts, der sich erst nach der Auswertung als Fehlstart herausstellte. Bei der regulären Messung hätten nicht alle Bestimmungsmethoden den Fehlstart erkannt. Die modifizierte Reaktionszeit erkennt den Fehlstart bei allen Bestimmungsmethoden.

t in [s]	VID	250	B+250	EA F_{xB}	EA F_{zB}	EA F_{xH}	EA F_{zH}	GA F_{xB}	GA F_{zB}
$RZ_{regulär}$	0.073	0.123	0.135	0.080	0.065	0.102	0.057	0.165	0.117
$RZ_{modifiziert}$	-	0.081	0.083	0.075	0.073	0.097	0.093	0.091	0.056

6.3 Diskussion

Die Diskussion über die unterschiedlichen Reaktionszeit-Bestimmungsmethoden muss sich stark an der Fehlstartregel und am Limit für die Reaktionszeit orientieren. Die Untersuchung konnte zeigen, dass eine pauschale Beurteilung der Reaktionszeit mit einem Limit von 0.100 s nicht funktioniert, da beispielsweise bei den Handkräften regelmäßig Reaktionszeiten unterhalb 0.100 s gemessen wurden. Somit konnten andere Untersuchungen bestätigt werden, die ebenso Reaktionszeiten (u.a. EMG-Aktivierungszeiten) unter 100 ms gemessen haben (Mero 1990; Pain 2007; Komi 2009). Dementsprechend müsste für jede Bestimmungsmethode eine eigene Fehlstartgrenze bestimmt werden. Die Fehlstartregel der IAAF erlaubt die Startbewegung erst, nachdem der Athlet das Startsignal gehört hat (IAAF 2012). Somit würde allein die erste Bewegung des Athleten als entscheidendes Kriterium für einen gültigen oder ungültigen Start zählen. Diese Regelauslegung spricht für eine Reaktionszeitbestimmung über das Videobild. Zum gleichen Ergebnis gelangt auch Komi (2009), der ebenfalls eine Messung der Reaktionszeit per Videobild fordert. Allerdings ist die Antwort nach der technischen Umsetzung einer solchen Forderung momentan noch unbefriedigend. Komi veranschlagt für die Auswertung eine Dauer von 10–15 s. Die Folge dieser Empfehlung von Komi wäre, dass alle Athleten den Wettkampf beenden und erst nach Zielschluss bekannt gegeben werden könnte, ob der jeweilige Läufer korrekt gestartet ist. Eine nachträgliche Disqualifikation, unter Umständen des Siegers, wäre die Konsequenz. Für die Praxis ist diese Prozedur nur schwer vorstellbar, ebenso wie der Fall eines offensichtlichen bzw. grenzwertigen Fehlstarts, der einen anderen Athleten behindert. Die optische Kontrolle des Starters wäre nach wie vor nötig. Somit muss die Bestimmung der Reaktionszeit über das Videobild aus Gründen des Zeitaufwands zunächst verworfen werden.

Die Reaktionskraftmessung am Startblock ist technisch einfach umzusetzen. Mobile Startblöcke, wie sie für Wettkämpfe benötigt werden, unterliegen momentan noch der

Einschränkungen, keine vertikalen Kräfte messen zu können. Ausnahme ist der mobile Messstartblock von Kistler, der aber nicht von der IAAF zugelassen ist. Für die Reaktionskraftmessung in horizontaler Richtung, wie sie bei bestehenden Fehlstartkontrollsystemen von Seiko und Omega eingesetzt wird, ergeben sich verschiedene Schwierigkeiten. Das Reaktionszeit-Bestimmungsverfahren einer definierten Kraftschwelle (250 und $B+250$) stellt prinzipiell ein zuverlässiges Messverfahren dar. Nachteil dieses Verfahrens ist, dass Athleten mit hohem Körpergewicht oder Athleten, die mit hoher Vorspannung starten, geringere Kraftdifferenzen bis zum Schwellenwert haben (Schnauber 1975). Die Kraftschwelle wird schneller überschritten, als dies bei einem leichteren Läufer der Fall ist, und es wird somit eine kürzere Reaktionszeit vom System gemessen. Ein weiterer Nachteil besteht, wenn Athleten nicht den ganzen Fuß auf dem Startblock stellen, sondern die vorderen Spikenägel auf der Laufbahn sind. Ein Teil der Kraft wirkt nicht auf den Block, was eine spätere Überschreitung der Kraftschwelle zur Folge hat. In diesem Fall würde die Reaktionszeit verzögert gemessen werden. Für die Bestimmungsmethode des ersten Anstiegs von Kraft-Zeit-Verläufen gestaltet sich die Identifizierung des Reaktionszeitbeginns dahingehend schwierig, dass der erste Anstieg im Kraft-Zeit-Verlauf nicht immer eindeutig ist. Aufgrund des sanften Anstiegs ist der Zeitpunkt schwierig zu erkennen und stark vom Rauschen des Signals bzw. der verwendeten Filtereinstellung abhängig. Dies ist vor allem bei softwaregestützten Verfahren (Dostal 1981; Pain 2003) der Fall. Bei manueller Auswertung ergibt sich zudem das Problem, dass die Schwierigkeit zunimmt, einen eindeutigen Zeitpunkt des Kraftanstiegs festzulegen, je höher die Auflösung des zu bewertenden Verlaufs ist (Abb. 6.6).

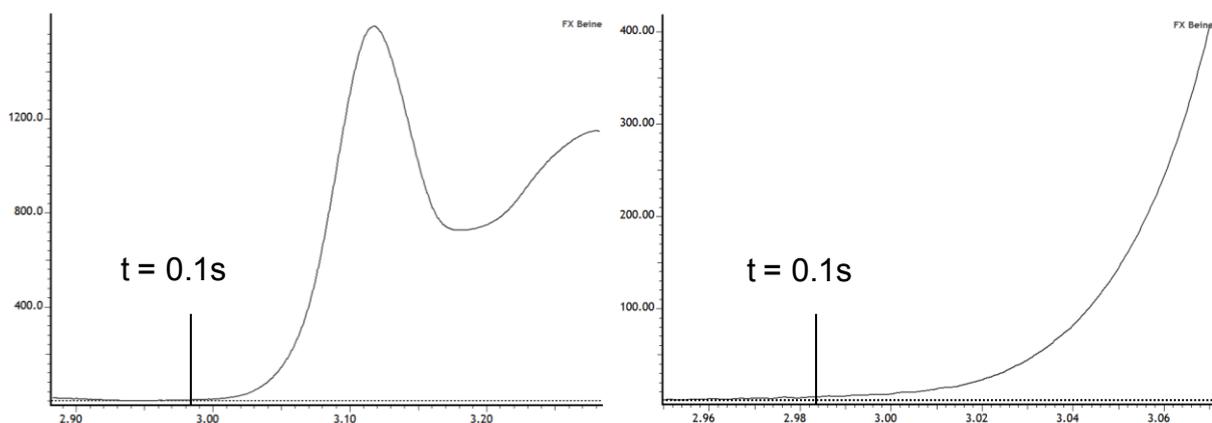


Abb. 6.6: Kraft-Zeit-Verlauf beider Beine in horizontaler Richtung. Im linken Bild beträgt das Zeitintervall 0.4 s, im rechten Bild 0.12 s. Erkennbar ist die Schwierigkeit der Identifizierung des ersten Anstiegs bei unterschiedlicher zeitlicher Auflösung. Je höher die Auflösung, desto schleicher gestaltet sich der Anstieg des Kraftsignals.

Der größte Anstieg im Kraft-Zeit-Verlauf ist hingegen eindeutig bestimmbar. Mittels Software kann der Zeitpunkt des größten Anstiegs über das Maximum der Ableitung von $F_x(t)$ berechnet werden. Signalfilter, die ein eventuelles Rauschen unterdrücken, verzerren den Zeitpunkt des größten Anstiegs nicht nennenswert. Problematisch ist einzig die Möglichkeit mehrerer Anstiege im Kraft-Zeit-Verlauf. Zuckt der Athlet vor der eigentlichen Startbewegung wird ein Ausschlag im Kraftsignal schon vor dem charakteristischen Anstieg im Kraft-Zeit-Verlauf gemessen. Das System würde einen Fehlstart auslösen. Eine Lösung hierfür ist beispielsweise die Kopplung des größten Anstiegs mit dem Maximalkraftwert. Dadurch würde sichergestellt, dass die eigentliche Startbewegung bewertet wird.

6.4 Fazit

Die Reaktionszeitbestimmung anhand der horizontalen Kraft-Zeit-Verläufe ist trotz der angesprochenen Probleme technisch gut umsetzbar und wird in der Praxis bei Wettkämpfen eingesetzt. Die Überprüfung dieser Verfahren in dieser Untersuchung hat gezeigt, dass eine teils erhebliche Diskrepanz zwischen den verschiedenen bestimmten Reaktionszeiten besteht. Alle Bestimmungsmethoden, die auf den horizontalen Kraft-Zeitverläufen basieren, messen längere Reaktionszeiten, als dies bei der Messung der Reaktionszeit durch das Video der Fall ist. Die Reaktionszeitmessung durch das Video wird aufgrund der Startregel jedoch als Referenz betrachtet. Um sie mit den Ergebnissen der Videomessung abzugleichen, wird somit ein spezifischer Zeitversatz für die anderen Verfahren benötigt. Aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen der Videomessung und den einzelnen anderen Verfahren ist ein einfacher Zeitversatz ausreichend, um eine entsprechende Angleichung zu erreichen. Bei einer Normalverteilung der Reaktionszeiten müsste für ein Signifikanzniveau von $p = 0.05$ der Mittelwert von der Differenz zu *VID* abzüglich doppelter Standardabweichung gelten. Da bei allen Bestimmungsmethoden die Verteilung der Reaktionszeiten nicht normalverteilt, sondern rechtsschief ist, wurde für den Zeitversatz der Mittelwert von der Differenz zu *VID* um lediglich eine Standardabweichung verringert. Zum einen liegen die modifizierten Reaktionszeiten dadurch wesentlich näher an der Videoreaktionszeit, zum anderen ergab die Prüfung auf Fehlstarts keinen positiven Befund. Auch für den umgedrehten Fall hat sich dieses Verfahren bewährt. Der ungewollt gemessene Fehlstart wurde von allen Bestimmungsverfahren mit modifizierten Reaktionszeiten erkannt.

Mit den modifizierten Bestimmungsmethoden werden Reaktionszeiten gemessen, die sich deutlich dichter an der ersten Bewegung orientieren, als dies ohne Zeitversatz der Fall ist. Aufgrund der genannten Stärken und Schwächen wird das Bestimmungsverfahren, das die Reaktionszeit anhand der größten Anstiege ermittelt, empfohlen. Es hat sich gegenüber den übrigen vorgestellten Verfahren als robust erwiesen.

7 Zusammenfassung

Die Möglichkeiten des hier entwickelten Messplatzes zur biomechanischen Analyse des Tiefstarts konnten sowohl im Praxiseinsatz, als auch in Bezug auf wissenschaftliche Fragestellungen überzeugen. Das Potenzial des Messplatzes lässt noch genügend Spielraum für weitere interessante Untersuchungen. So ist nur ein ausgewählter Teil der erhobenen Messdaten in diese Arbeit eingeflossen. Alle zum Einsatz gekommenen Messsysteme helfen bei der umfassenden Beurteilung des Tiefstarts. Das Ziel, einen Messplatz zu entwickeln, der ein schnelles Feedback von biomechanischen Parametern an den Sportler ermöglicht, wurde erfüllt. Um Athleten beim Tiefstarttraining zu unterstützen, kann auf die zeitaufwendige 3D-Videoanalyse verzichtet werden. Anhand der Reaktionskraftmessungen werden hinreichend viele Informationen gewonnen, die zur Beurteilung der Qualität des Tiefstarts nötig sind. Der Messplatz sollte unbedingt auch die Reaktionskräfte der Hände erfassen. Es konnte gezeigt werden, dass die Berechnung der horizontalen und vertikalen Geschwindigkeitsanteile sowie des Startwinkels, ohne Berücksichtigung der Handkräfte fehlerhaft ist. Dies trifft vor allem auf die vertikale Komponente zu. In der Fertig-Position lasten 70 - 80% der Gewichtskraft auf den Händen. Fehlt dieser vertikale Kraftstoßanteil der Hände, ergeben sich häufig sogar negative Vertikalgeschwindigkeiten beim Verlassen des Blocks. Die Kraftwirkungsrichtung bzw. der Startwinkel des Athleten würde in diesem Falle nach unten gerichtet sein. Aber auch in horizontaler Richtung haben die Handkräfte Einfluss auf das Messergebnis. So wurde eine um durchschnittlich 2.6% geringere Horizontalgeschwindigkeit gegenüber Starts ohne Handkraftmessung ermittelt. Bisherige Studien, die die Handkräfte nicht berücksichtigen, enthalten somit einen systematischen Messfehler. Eine alleinige Betrachtung der Reaktionskräfte der Beine ist beim Tiefstart nicht angebracht. Die zusätzliche Handkraftmessung wird empfohlen, da auch die vorgestellten Methoden zur Simulation der Handkräfte keine befriedigenden Ergebnisse zeigen konnten.

Die Untersuchungen zu den Auswirkungen von Veränderungen der individuellen Startposition haben entgegen der Erwartungen keine allgemeingültigen Ergebnisse geliefert. Es konnte gezeigt werden, dass die Ausgangslage einer veränderten Startposition aufgrund der verbalen Vorgaben, gut von den Athleten umgesetzt wurde. Die untersuchten biomechanischen Startparameter (z.B. horizontale und vertikale Startgeschwindigkeit, Startwinkel, Startbeschleunigung) zeigten eindeutige Trends,

die aber nicht bei allen Athleten beobachtet werden konnten. Für jede eigene Startpositionsveränderung lassen sich aber Tendenzen zusammenfassen. Bei rückverlagter Startposition sind die deutlichsten Änderungen der Startparameter in der Erhöhung der horizontalen und vertikalen Startgeschwindigkeit zu finden, allerdings auf Kosten einer verlängerten Aktionszeit am Block und einer geringeren Startbeschleunigung. Bei der vorverlagerten und hohen Startposition ist der Startwinkel verringert und bei den beiden engen Startpositionen lässt sich eine kürzere Aktionszeit am Block bei verringerter horizontaler Startgeschwindigkeit feststellen. Rückblickend zeigte sich, dass die Versuchsanordnung in einigen Punkten verbessert werden kann. Es wurde für jede veränderte Startposition (rück, vor, hoch, eng, enger) nur zwei Startversuche pro Athlet gemessen. Mit diesem Versuchsablauf sollten Lern- und Gewöhnungseffekte der Athleten für die jeweiligen Startpositionen ausgeschlossen werden. Allerdings konnte schon bei der individuellen Startposition eine gewisse Streuung der Startparameter nachgewiesen werden, so dass die Ergebnisse der veränderten Startpositionen nicht immer signifikant eindeutige Unterschiede aufwiesen. Für weitere Untersuchungen wäre eine höhere Messwiederholung der veränderten Startpositionen zu empfehlen. Weiterhin wäre es zu empfehlen, für jeden Athleten ein Startprofil zu erstellen, das aus mehreren „normalen“ Tiefstarts aus seiner aktuellen Standardstartposition bestimmt wird. Aufgrund dieses können Veränderungen, sei es im Bewegungsablauf oder im Reaktionskraftverlauf, besser beurteilt werden. Die Rückmeldung der teilnehmenden Athleten und Trainer war trotz allem positiv. Der Tiefstartmessplatz wurde in bestehender Konfiguration vom Olympiastützpunkt Stuttgart übernommen.

Die Untersuchung zur Bestimmung der Reaktionszeit zeigt die Notwendigkeit zur Schaffung klarer Richtlinien durch den Leichtathletikverband, bzw. die IAAF. Es wurde erneut nachgewiesen, dass Fehlstartkontrollsysteme unterschiedlicher Hersteller für denselben Start unterschiedliche Reaktionszeiten messen. Somit ist kein zuverlässiger Vergleich der Reaktionszeit von verschiedenen Startsystemen möglich. Die Unterschiede sind im Aufbau der Messapparaturen (Dehnmessstreifen, Federwiderstände, Beschleunigungssensoren) und in der Datenerfassung und -verarbeitung durch die verwendete Software zu suchen. Daher bleibt die Frage nach Validität offen, auch weil die Hersteller ihre technischen Details geheim halten. Es müssten die Voraussetzungen geschaffen werden, dass alle Hersteller von zugelassenen Fehl-

startkontrollsystemen die gleiche Bestimmungsmethode verwenden, damit die Reaktionszeiten untereinander vergleichbar sind. Da die Bestimmung der Reaktionszeit über das Videobild, aufgrund der momentan noch zu aufwendigen Auswertung, den Anforderungen des Wettkampfsports nicht genügt, ist ein Messverfahren am Startblock zu bevorzugen. Es hat sich gezeigt, dass die erste Bewegung des Athleten nicht mit dem Zeitpunkt des ersten Kraftanstieges der Bodenreaktionskräfte am Block identisch ist. In dieser Untersuchung wurde der zeitliche Versatz bestimmt, der zwischen der ersten Bewegung des Athleten und den Reaktionszeitparametern, die nach verschiedenen Methoden aus den Bodenreaktionskräften berechnet wurden, liegt. Mithilfe dieses Zeitversatzes (je nach Verfahren durchschnittlich zwischen -0.019 s und 0.092 s) konnte eine wesentlich genauere Annäherung an die tatsächlicher Reaktionszeit, die durch die erste Bewegung definiert wurde, erzielt werden. Keiner der 124 ausgewerteten Starts wurde fälschlicherweise als Fehlstart identifiziert, sodass das hier vorgestellte Verfahren zur Fehlstartdiagnose im Wettkampf empfohlen werden kann.

Abschließend lässt sich für die Entwicklung und Evaluation eines Messplatzes zur Tiefstartdiagnostik festhalten, dass der Messplatz über die Möglichkeit der Reaktionskraftmessung der Hände verfügen sollte. Diese ist zentral für eine umfassende Diagnostik. Des Weiteren sollte für jeden Athleten ein Startprofil aus der jeweiligen Standardstartposition angelegt werden, bevor Änderungen der Startposition untersucht werden. Nur so sind die Ergebnisse der biomechanischen Parameter gut interpretierbar. Für eine valide Messung der Reaktionszeit sollte das Messverfahren auf die erste Bewegung des Athleten abgestimmt werden. Bei Messverfahren, die die Reaktionszeit über die Bodenreaktionskräfte erfassen, muss ein spezifischer Zeitversatz berücksichtigt werden, damit die Reaktionszeit mit dem Zeitpunkt der ersten Bewegung kompatibel ist.

8 Anhang

8.1 Anhang zu Kapitel 4

Tab. 8.1: Auswertung der Startblockdynamogramme von vier Starts aus der individuellen Startposition von Proband 5. Dargestellt sind die Geschwindigkeitsanteile in horizontaler (v_x) und vertikaler (v_z) Richtung mit den jeweiligen Handanteilen ($v_{x\text{ H\ddot{a}nde}}$, $v_{z\text{ H\ddot{a}nde}}$). Weiterhin sind Startwinkel (α_{Start}) und die resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) aufgeföhrt. Die Differenz sowie die prozentuale Abweichung ergeben sich aus der Auswertung mit und ohne Handkräfte.

P5	mit H\ddot{a}nde	ohne H\ddot{a}nden	Differenz	%-Abweichung
P5_V1				
v_x [m/s]	3.22	3.20	-0.02	-0.62
v_z [m/s]	0.43	-0.69	-1.12	-260.47
v_{res} [m/s]	3.24	3.27	0.03	0.93
α_{Start} [°]	7.56	-12.17	-19.73	-260.98
$v_{x\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	0.02	0.00	0.02	-100.00
$v_{z\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	1.12	0.00	1.12	-100.00
P5_V2				
v_x [m/s]	3.15	3.12	-0.03	-0.95
v_z [m/s]	0.52	-0.58	-1.10	-211.54
v_{res} [m/s]	3.20	3.18	-0.02	-0.63
α_{Start} [°]	9.37	-10.55	-19.92	-212.59
$v_{x\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	0.03	0.00	0.03	-100.00
$v_{z\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	1.10	0.00	1.10	-100.00
P5_V3				
v_x [m/s]	3.20	3.17	-0.03	-0.94
v_z [m/s]	0.49	-0.50	-0.99	-202.04
v_{res} [m/s]	3.24	3.21	-0.03	-0.93
α_{Start} [°]	8.66	-9.01	-17.67	-204.04
$v_{x\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	0.03	0.00	0.03	-100.00
$v_{z\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	0.99	0.00	0.99	-100.00
P5_V4				
v_x [m/s]	3.18	3.15	-0.03	-0.94
v_z [m/s]	0.45	-0.58	-1.03	-228.89
v_{res} [m/s]	3.21	3.20	-0.01	-0.31
α_{Start} [°]	7.98	-10.45	-18.43	-230.95
$v_{x\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	0.03	0.00	0.03	-100.00
$v_{z\text{ H\ddot{a}nde}}$ [m/s]	1.03	0.00	1.03	-100.00

Tab. 8.2: Auswertung der Startblockdynamogramme von vier Starts aus der individuellen Startposition von Proband 7. Dargestellt sind die Geschwindigkeitsanteile in horizontaler (v_x) und vertikaler (v_z) Richtung mit den jeweiligen Handanteilen ($v_{x\text{ H\ddot{a}nde}}$, $v_{z\text{ H\ddot{a}nde}}$). Weiterhin sind Startwinkel (α_{Start}) und die resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) aufgeföhrt. Die Differenz sowie die prozentuale Abweichung ergeben sich aus der Auswertung mit und ohne Handkräfte.

P7	mit H\ddot{a}nde	ohne H\ddot{a}nden	Differenz	%-Abweichung
P7_V1				
v_x [m/s]	3.33	3.51	0.18	5.41
v_z [m/s]	0.44	-0.55	-0.99	-225.00

P7	mit Hände	ohne Händen	Differenz	%-Abweichung
v_{res} [m/s]	3.36	3.55	0.19	5.65
α_{Start} [°]	7.57	-8.90	-16.47	-217.57
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.18	0	-0.18	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	0.99	0	0.99	-100.00
P7_V2				
v_x [m/s]	3.22	3.39	0.17	5.28
v_z [m/s]	0.63	-0.53	-1.16	-184.13
v_{res} [m/s]	3.28	3.43	0.15	4.57
α_{Start} [°]	11.10	-8.90	-20.00	-180.18
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.17	0.00	-0.17	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.16	0.00	1.16	-100.00
P7_V3				
v_x [m/s]	3.25	3.49	0.24	7.38
v_z [m/s]	0.65	-0.74	-1.39	-213.85
v_{res} [m/s]	3.31	3.57	0.26	7.85
α_{Start} [°]	11.23	-11.92	-23.15	-206.14
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.24	0.00	-0.24	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.39	0.00	1.39	-100.00
P7_V4				
v_x [m/s]	3.32	3.51	0.19	5.72
v_z [m/s]	0.47	-0.79	-1.26	-268.09
v_{res} [m/s]	3.35	3.59	0.24	7.16
α_{Start} [°]	7.99	-12.68	-20.67	-258.70
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.19	0.00	-0.19	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.26	0.00	1.26	-100.00

Tab. 8.3: Auswertung der Startblockdynamogramme von vier Starts aus der individuellen Startposition von Proband 9. Dargestellt sind die Geschwindigkeitsanteile in horizontaler (v_x) und vertikaler (v_z) Richtung mit den jeweiligen Handanteilen ($v_{x\ Hände}$, $v_{z\ Hände}$). Weiterhin sind Startwinkel (α_{Start}) und die resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) aufgeführt. Die Differenz sowie die prozentuale Abweichung ergeben sich aus der Auswertung mit und ohne Handkräfte.

P9	mit Hände	ohne Händen	Differenz	%-Abweichung
P9_V1				
v_x [m/s]	3.55	3.56	0.01	0.28
v_z [m/s]	0.61	-0.40	-1.01	-165.57
v_{res} [m/s]	3.61	3.58	-0.03	-0.83
α_{Start} [°]	9.76	-6.35	-16.11	-165.06
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.01	0.00	-0.01	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.01	0.00	1.01	-100.00
P9_V2				
v_x [m/s]	3.59	3.61	0.02	0.56
v_z [m/s]	0.40	-0.52	-0.92	-230.00
v_{res} [m/s]	3.62	3.65	0.03	0.83
α_{Start} [°]	6.40	-8.23	-14.63	-228.59
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.02	0.00	-0.02	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	0.92	0.00	0.92	-100.00

P9	mit Hände	ohne Händen	Differenz	%-Abweichung
P9_V3				
v_x [m/s]	3.52	3.57	0.05	1.42
v_z [m/s]	0.63	-0.30	-0.93	-147.62
v_{res} [m/s]	3.58	3.58	0.00	0.00
α_{Start} [°]	10.07	-4.84	-14.91	-148.06
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.05	0.00	-0.05	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	0.93	0.00	0.93	-100.00
P9_V4				
v_x [m/s]	3.52	3.53	0.01	0.28
v_z [m/s]	0.63	-0.40	-1.03	-163.49
v_{res} [m/s]	3.58	3.55	-0.03	-0.84
α_{Start} [°]	10.07	-6.40	-16.47	-163.56
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.01	0.00	-0.01	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.03	0.00	1.03	-100.00

Tab. 8.4: Auswertung der Startblockdynamogramme von vier Starts aus der individuellen Startposition von Proband 17. Dargestellt sind die Geschwindigkeitsanteile in horizontaler (v_x) und vertikaler (v_z) Richtung mit den jeweiligen Handanteilen ($v_{x\ Hände}$, $v_{z\ Hände}$). Weiterhin sind Startwinkel (α_{Start}) und die resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) aufgeführt. Die Differenz sowie die prozentuale Abweichung ergeben sich aus der Auswertung mit und ohne Handkräfte.

P17	mit Händen	ohne Hände	Differenz	%-Abweichung
P17_V1				
v_x [m/s]	3.16	3.30	0.14	4.43
v_z [m/s]	0.51	-0.68	-1.19	-233.33
v_{res} [m/s]	3.20	3.37	0.17	5.31
α_{Start} [°]	9.16	-11.63	-20.79	-226.97
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.14	0.00	-0.14	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.19	0.00	1.19	-100.00
P17_V2				
v_x [m/s]	3.13	3.31	0.18	5.75
v_z [m/s]	0.49	-0.75	-1.24	-253.06
v_{res} [m/s]	3.17	3.39	0.22	6.94
α_{Start} [°]	8.84	-12.83	-21.67	-245.14
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.18	0.00	-0.18	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.24	0.00	1.24	-100.00
P17_V3				
v_x [m/s]	3.17	3.36	0.19	5.99
v_z [m/s]	0.59	-0.95	-1.54	-261.02
v_{res} [m/s]	3.22	3.49	0.27	8.39
α_{Start} [°]	10.58	-15.75	-26.33	-248.87
$v_{x\ Hände}$ [m/s]	-0.19	0.00	-0.19	-100.00
$v_{z\ Hände}$ [m/s]	1.54	0.00	1.54	-100.00
P17_V4				
v_x [m/s]	3.24	3.40	0.16	4.94
v_z [m/s]	0.49	-0.81	-1.30	-265.31
v_{res} [m/s]	3.28	3.50	0.22	6.71

P17	mit Händen	ohne Hände	Differenz	%-Abweichung
α_{Start} [°]	8.66	-13.31	-21.97	-253.70
v_x Hände [m/s]	-0.16	0.00	-0.16	-100.00
v_z Hände [m/s]	1.30	0.00	1.30	-100.00

Tab. 8.5: Auswertung der Startblockdynamogramme von vier Starts aus der individuellen Startposition von Proband 19. Dargestellt sind die Geschwindigkeitsanteile in horizontaler (v_x) und vertikaler (v_z) Richtung mit den jeweiligen Handanteilen (v_x Hände, v_z Hände). Weiterhin sind Startwinkel (α_{Start}) und die resultierende Geschwindigkeit (v_{res}) aufgeführt. Die Differenz sowie die prozentuale Abweichung ergeben sich aus der Auswertung mit und ohne Handkräfte.

P19	mit Händen	ohne Hände	Differenz	%-Abweichung
P19_V1				
v_x [m/s]	3.47	3.52	0.05	1.44
v_z [m/s]	0.67	-0.15	-0.82	-122.39
v_{res} [m/s]	3.53	3.52	-0.01	-0.28
α_{Start} [°]	10.92	-2.40	-13.32	-121.98
v_x Hände [m/s]	-0.05	0.00	-0.05	-100.00
v_z Hände [m/s]	0.82	0.00	0.82	-100.00
P19_V2				
v_x [m/s]	3.51	3.56	0.05	1.42
v_z [m/s]	0.63	-0.05	-0.68	-107.94
v_{res} [m/s]	3.57	3.56	-0.01	-0.28
α_{Start} [°]	10.20	-0.83	-11.03	-108.14
v_x Hände [m/s]	-0.05	0.00	-0.05	-100.00
v_z Hände [m/s]	0.68	0.00	0.68	-100.00
P19_V3				
v_x [m/s]	3.50	3.54	0.04	1.14
v_z [m/s]	0.64	-0.10	-0.74	-115.63
v_{res} [m/s]	3.56	3.54	-0.02	-0.56
α_{Start} [°]	10.42	-1.60	-12.02	-115.36
v_x Hände [m/s]	-0.04	0.00	-0.04	-100.00
v_z Hände [m/s]	0.74	0.00	0.74	-100.00
P19_V4				
v_x [m/s]	3.58	3.64	0.06	1.68
v_z [m/s]	0.59	-0.16	-0.75	-127.12
v_{res} [m/s]	3.63	3.64	0.01	0.28
α_{Start} [°]	9.35	-2.49	-11.84	-126.63
v_x Hände [m/s]	-0.06	0.00	-0.06	-100.00
v_z Hände [m/s]	0.75	0.00	0.75	-100.00

8.2 Anhang zu Kapitel 5

Tab. 8.6: Wegkoordinaten und Winkelparameter von vier Versuchen aus Untersuchung Nr. 4.

P1	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
V1	-0.200	0.559	-0.305	0.768	0.141	0.557	109.8	120.7
V2	-0.195	0.539	-0.305	0.732	0.141	0.560	102.8	113.4

V3	-0.196	0.556	-0.311	0.756	0.150	0.565	105.4	115.7
V4	-0.167	0.568	-0.271	0.775	0.178	0.554	113.7	120.7
P5	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
V1	-0.103	0.583	-0.223	0.796	0.262	0.577	103.9	128.8
V2	-0.121	0.582	-0.238	0.799	0.246	0.580	104.4	127.9
V3	-0.112	0.595	-0.228	0.819	0.248	0.576	107.4	131.6
V4	-0.105	0.590	-0.216	0.816	0.254	0.575	107.1	132.0
P7	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
V1	-0.301	0.566	-0.454	0.754	0.057	0.594	87.3	92.4
V2	-0.271	0.540	-0.420	0.715	0.085	0.592	83.2	92.9
V3	-0.287	0.560	-0.436	0.748	0.074	0.595	87.7	93.1
V4	-0.288	0.551	-0.436	0.737	0.081	0.593	85.3	91.4
P9	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
V1	-0.209	0.614	-0.306	0.864	0.105	0.533	113.9	122.7
V2	-0.217	0.627	-0.319	0.877	0.101	0.550	113.9	122.1
V3	-0.226	0.625	-0.321	0.874	0.082	0.542	117.2	125.3
V4	-0.215	0.624	-0.317	0.871	0.099	0.559	117.1	124.3
P17	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
V1	-0.211	0.610	-0.339	0.844	0.110	0.604	99.2	112.1
V2	-0.220	0.608	-0.352	0.843	0.108	0.613	100.5	111.2
V3	-0.205	0.610	-0.323	0.848	0.127	0.604	102.0	117.0
V4	-0.208	0.608	-0.330	0.846	0.120	0.605	99.6	115.1
P19	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
V1	-0.194	0.609	-0.319	0.822	0.173	0.585	108.2	126.0
V2	-0.196	0.615	-0.319	0.828	0.171	0.588	107.8	125.3
V3	-0.195	0.616	-0.318	0.833	0.175	0.588	108.5	130.1
V4	-0.207	0.634	-0.327	0.857	0.170	0.597	111.3	133.8

Tab. 8.7: Startparameter von vier Versuchen aus Untersuchung Nr. 4

P1	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	F_x Start [N]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
V1	0.19	0.36	2.99	0.67	76.2	8.31	573.1	829.4	12.7	1.98	3.20
V2	0.17	0.34	3.05	0.66	69.6	8.87	611.8	949.7	12.2	1.92	3.07
V3	0.19	0.37	3.11	0.71	72.3	8.45	583.1	881.0	12.8	1.94	3.09
V4	0.16	0.36	3.22	0.67	72.8	8.97	618.9	941.3	11.8	1.93	3.11
P5	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	F_x Start [N]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
V1	0.17	0.34	3.22	0.43	88.1	9.50	875.8	1361.4	7.6	1.91	3.08
V2	0.16	0.34	3.15	0.52	89.8	9.18	846.7	1251.6	9.4	1.86	3.06
V3	0.14	0.35	3.20	0.49	89.6	9.07	835.8	1214.6	8.7	1.91	3.04
V4	0.15	0.34	3.18	0.45	90.2	9.46	872.6	1350.5	8.0	1.90	3.03
P7	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	F_x Start [N]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
V1	0.14	0.40	3.33	0.44	75.4	8.26	661.0	1110.5	7.6	1.99	3.17
V2	0.15	0.38	3.22	0.63	73.5	8.47	677.9	979.4	11.1	2.01	3.20

V3	0.15	0.41	3.25	0.65	75.5	7.99	638.8	929.2	11.2	2.01	3.20
V4	0.12	0.41	3.32	0.47	74.8	8.18	654.2	1024.8	8.0	1.99	3.17
P9	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	F_x Start [N]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
V1	0.13	0.37	3.55	0.61	74.2	9.59	645.7	1146.6	9.8	1.93	3.03
V2	0.13	0.39	3.59	0.40	75.3	9.18	617.9	1044.6	6.4	1.91	3.04
V3	0.11	0.39	3.52	0.63	73.3	9.05	609.0	911.1	10.1	1.94	3.08
V4	0.15	0.39	3.49	0.62	76.4	8.88	597.7	895.7	10.1	1.92	3.08
P17	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	F_x Start [N]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
V1	0.15	0.41	3.16	0.51	56.2	7.65	604.5	935.2	9.2	2.03	3.20
V2	0.16	0.42	3.13	0.49	55.9	7.45	588.7	929.4	8.8	2.04	3.22
V3	0.16	0.46	3.17	0.59	56.2	6.97	550.4	701.6	10.6	2.09	3.27
V4	0.18	0.43	3.24	0.49	56.9	7.62	602.3	906.9	8.7	2.01	3.21
P19	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	F_x Start [N]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
V1	0.14	0.33	3.47	0.67	76.8	10.42	817.0	1337.1	10.9	1.85	2.99
V2	0.12	0.34	3.51	0.63	77.1	10.20	800.0	1260.4	10.2	1.83	2.99
V3	0.13	0.35	3.50	0.64	76.2	10.14	795.4	1314.1	10.4	1.87	2.97
V4	0.13	0.35	3.58	0.59	74.9	10.29	806.5	1332.6	9.4	1.83	2.97

Tab. 8.8: Wegkoordinaten und Winkelparameter von unterschiedlichen Startpositionen aus Untersuchung Nr. 5 und 6.

P3	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie links}$ [°]	$\alpha_{Knie rechts}$ [°]
normal	-0.205	0.577	-0.316	0.811	0.124	0.538	107.2	117.0
rück	-0.283	0.556	-0.453	0.737	0.026	0.57	85.6	90.2
vor	-0.141	0.572	-0.246	0.796	0.186	0.541	108.4	122.9
hoch	-0.193	0.603	-0.282	0.851	0.129	0.539	119.3	131.6
P4	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie links}$ [°]	$\alpha_{Knie rechts}$ [°]
normal	-0.200	0.602	-0.347	0.813	0.128	0.586	88.8	98.9
rück	-0.294	0.619	-0.473	0.803	0.017	0.617	84.2	88.3
vor	-0.170	0.573	-0.315	0.774	0.163	0.582	84.9	96.8
hoch	-0.215	0.628	-0.357	0.855	0.099	0.594	95.9	105.7
P8	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie links}$ [°]	$\alpha_{Knie rechts}$ [°]
normal	-0.209	0.613	-0.321	0.842	0.142	0.580	108.5	131.1
rück	-0.300	0.620	-0.466	0.793	0.014	0.610	97.6	105.3
vor	-0.156	0.577	-0.260	0.801	0.203	0.574	111.0	130.1
hoch	-0.210	0.64	-0.302	0.890	0.141	0.575	126.0	148.0
P10	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie links}$ [°]	$\alpha_{Knie rechts}$ [°]
normal	-0.165	0.578	-0.288	0.823	0.200	0.535	106.4	114.4
rück	-0.310	0.602	-0.489	0.828	0.033	0.574	98.7	95.8
vor	-0.128	0.568	-0.235	0.821	0.245	0.521	108.1	119.7
hoch	-0.192	0.622	-0.296	0.896	0.163	0.541	120.8	127.8
P13	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie links}$ [°]	$\alpha_{Knie rechts}$ [°]
normal	-0.172	0.616	-0.279	0.858	0.157	0.579	103.4	122.2

rück	-0.300	0.647	-0.445	0.894	0.013	0.593	101.7	110.8
vor	-0.160	0.604	-0.266	0.847	0.168	0.568	104.1	122.6
hoch	-0.192	0.668	-0.279	0.942	0.127	0.573	117.7	139.7
P16	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.183	0.635	-0.333	0.852	0.112	0.608	97.0	107.2
rück	-0.271	0.633	-0.454	0.832	0.018	0.620	90.1	92.9
vor	-0.106	0.612	-0.232	0.829	0.200	0.582	102.4	112.8
hoch	-0.191	0.680	-0.311	0.938	0.102	0.603	114.7	125.5

Tab. 8.9: Startparameter von unterschiedlichen Startpositionen aus Untersuchung Nr. 5 und 6.

P3	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.12	0.37	3.07	0.36	69.9	8.30	703.6	6.6	1.92	3.10
rück	0.21	0.41	3.16	0.50	67.5	7.73	680.5	9.0	2.02	3.21
vor	0.13	0.36	3.19	0.28	72.0	8.76	776.2	5.0	1.91	3.10
hoch	0.11	0.36	2.91	0.20	76.6	8.15	648.4	4.0	1.97	3.18
P4	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.11	0.43	3.33	0.55	67.2	7.76	887.1	9.3	2.03	3.26
rück	0.13	0.46	3.34	0.53	64.5	7.26	837.6	9.1	2.05	3.27
vor	0.12	0.44	3.33	0.46	66.9	7.64	885.8	7.9	2.03	3.27
hoch	0.10	0.42	3.24	0.54	69.6	7.79	873.0	9.5	2.03	3.27
P8	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.12	0.37	3.46	0.54	69.6	9.36	1070.7	8.9	1.94	3.12
rück	0.16	0.40	3.42	0.67	65.2	8.64	1054.3	11.1	1.99	3.18
vor	0.13	0.39	3.53	0.67	70.4	9.15	982.0	10.7	1.93	3.13
hoch	0.13	0.40	3.44	0.47	74.9	8.56	850.1	7.8	1.97	3.17
P10	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.15	0.37	3.40	0.56	71.5	9.11	988.4	9.4	1.92	3.11
rück	0.20	0.41	3.48	0.66	65.9	8.44	829.3	10.7	1.97	3.16
vor	0.17	0.39	3.49	0.52	71.9	8.93	926.2	8.4	1.93	3.11
hoch	0.18	0.37	3.31	0.51	77.2	8.96	982.7	8.7	1.94	3.10
P13	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.17	0.43	3.27	0.54	70.9	7.59	828.2	9.4	2.06	3.24
rück	0.25	0.43	3.44	0.52	60.7	7.91	1046.1	8.5	1.96	3.16
vor	0.17	0.42	3.35	0.37	68.7	7.99	998.8	6.3	2.01	3.21
hoch	0.15	0.44	3.30	0.43	73.3	7.45	839.7	7.3	2.14	3.31
P16	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.14	0.39	3.15	0.60	71.5	8.18	951.0	10.7	2.03	3.28

rück	0.14	0.42	3.18	0.59	74.2	7.50	887.1	10.6	2.09	3.30
vor	0.14	0.39	3.17	0.52	74.8	8.15	901.0	9.3	2.02	3.26
hoch	0.16	0.35	3.03	0.39	73.1	8.68	966.7	7.3	2.00	3.26

Tab. 8.10: Wegkoordinaten und Winkelparameter von unterschiedlichen Blockpositionen aus Untersuchung Nr. 9 und 10.

P1	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.187	0.555	-0.295	0.757	0.156	0.558	108.1	117.7
eng	-0.182	0.565	-0.295	0.770	0.167	0.565	112.1	113.8
enger	-0.206	0.575	-0.327	0.780	0.139	0.572	112.8	110.0
P5	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.110	0.588	-0.226	0.808	0.253	0.577	105.7	130.1
eng	-0.113	0.590	-0.230	0.814	0.247	0.575	106.6	126.7
enger	-0.117	0.590	-0.234	0.816	0.243	0.576	110.2	122.7
P7	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.287	0.554	-0.437	0.739	0.074	0.594	85.9	92.5
eng	-0.261	0.546	-0.407	0.727	0.108	0.589	87.5	90.3
enger	-0.273	0.554	-0.424	0.739	0.100	0.594	89.7	90.3
P9	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.217	0.623	-0.316	0.872	0.097	0.546	115.5	123.6
eng	-0.238	0.623	-0.348	0.865	0.079	0.555	114.1	116.2
enger	-0.234	0.634	-0.347	0.875	0.086	0.569	115.4	117.1
P17	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.211	0.609	-0.336	0.845	0.116	0.607	100.3	113.9
eng	-0.207	0.602	-0.335	0.835	0.122	0.602	99.1	110.4
enger	-0.203	0.599	-0.335	0.831	0.125	0.596	99.4	106.8
P19	x_{KSP} [m]	z_{KSP} [m]	$x_{Hüfte}$ [m]	$z_{Hüfte}$ [m]	$x_{Schulter}$ [m]	$z_{Schulter}$ [m]	$\alpha_{Knie\ links}$ [°]	$\alpha_{Knie\ rechts}$ [°]
normal	-0.198	0.619	-0.321	0.835	0.172	0.590	113.3	124.4
eng	-0.187	0.620	-0.305	0.844	0.190	0.581	110.4	130.8
enger	-0.182	0.631	-0.294	0.864	0.194	0.582	117.9	131.8

Tab. 8.11: Startparameter von unterschiedlichen Blockpositionen aus Untersuchung Nr. 9 und 10.

P1	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	$a_x\ Start$ [m/s ²]	$P_x\ Start$ [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.17	0.36	3.09	0.66	72.4	8.68	905.3	12.1	1.94	3.11
eng	0.19	0.34	2.99	0.58	72.8	8.87	892.2	10.9	1.92	3.08
enger	0.18	0.35	3.04	0.62	72.6	8.77	898.8	11.9	1.94	3.12
P5	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	$a_x\ Start$ [m/s ²]	$P_x\ Start$ [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.15	0.34	3.19	0.47	89.4	9.30	1294.5	8.4	1.90	3.06
eng	0.16	0.33	3.08	0.52	86.2	9.25	1242.7	9.5	1.92	3.07
enger	0.17	0.36	3.02	0.52	90.4	8.50	1044.3	9.8	1.94	3.12
P7	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	$a_x\ Start$ [m/s ²]	$P_x\ Start$ [W]	α_{Start} [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]

normal	0.14	0.40	3.28	0.55	74.8	8.22	894.6	9.5	2.00	3.18
eng	0.14	0.40	3.18	0.51	79.0	8.02	915.3	9.1	2.00	3.19
enger	0.13	0.38	3.03	0.56	80.5	7.88	841.6	10.5	2.03	3.22
P9	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.13	0.39	3.54	0.57	74.8	9.18	999.5	9.1	1.92	3.06
eng	0.12	0.38	3.50	0.55	73.8	9.21	964.3	9.0	1.92	3.07
enger	0.14	0.38	3.39	0.49	77.1	8.81	894.0	8.2	1.93	3.08
P17	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.16	0.43	3.18	0.52	56.3	7.42	868.3	9.3	2.04	3.22
eng	0.15	0.42	3.16	0.54	54.3	7.64	881.0	9.7	2.03	3.21
enger	0.18	0.40	3.04	0.55	56.3	7.62	877.6	10.3	2.04	3.21
P19	t_R [s]	t_D [s]	v_x [m/s]	v_z [m/s]	Kraftstoß vorderes Bein (%)	a_x Start [m/s ²]	P_x Start [W]	α Start [°]	t_{10m} [s]	t_{20m} [s]
normal	0.13	0.34	3.52	0.63	76.2	10.26	1311.0	10.2	1.85	2.98
eng	0.13	0.33	3.43	0.55	78.1	10.45	1311.2	9.2	1.83	2.95
enger	0.13	0.32	3.41	0.57	80.0	10.55	1283.4	9.6	1.83	2.91

8.3 Anhang zu Kapitel 6

Tab. 8.12: Reaktionszeiten von 124 Startversuchen. Für jeden Start wurden 9 verschiedene Möglichkeiten zur Bestimmung der Reaktionszeit berechnet. Es handelt sich ausschließlich um Startversuche aus normaler Startposition.

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _{xB}	EA F _{zB}	EA F _{xH}	EA F _{zH}	GA F _{xB}	GA F _{zB}
1	P1	0.139	0.168	0.188	0.135	0.135	0.163	0.113	0.214	0.202
1	P1	0.163	0.225	0.247	0.174	0.143	0.223	0.132	0.269	0.242
1	P2	0.133	0.186	0.194	0.157	0.141	0.156	0.096	0.219	0.208
1	P2	0.142	0.202	0.212	0.164	0.148	0.155	0.111	0.235	0.222
1	P2	0.158	0.225	0.234	0.185	0.172	0.187	0.129	0.259	0.250
1	P8	0.129	0.182	0.189	0.139	0.122	0.152	0.110	0.214	0.212
1	P8	0.116	0.171	0.176	0.135	0.128	0.119	0.102	0.200	0.201
1	P8	0.133	0.192	0.202	0.153	0.145	0.170	0.099	0.223	0.224
1	P11	0.143	0.217	0.227	0.154	0.152	0.186	0.128	0.241	0.232
1	P11	0.140	0.227	0.236	0.161	0.151	0.191	0.121	0.254	0.255
1	P11	0.142	0.212	0.227	0.166	0.152	0.177	0.122	0.250	0.237
1	P11	0.152	0.271	0.281	0.223	0.207	0.236	0.129	0.300	0.300
1	P12	0.156	0.226	0.233	0.198	0.183	0.193	0.156	0.264	0.248
1	P12	0.138	0.215	0.223	0.187	0.144	0.187	0.122	0.249	0.242
1	P12	0.123	0.191	0.200	0.156	0.129	0.157	0.101	0.223	0.220

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _x B	EA F _z B	EA F _x H	EA F _z H	GA F _x B	GA F _z B
1	P9	0.147	0.188	0.206	0.160	0.145	0.183	0.158	0.207	0.176
1	P9	0.142	0.183	0.200	0.136	0.125	0.178	0.157	0.205	0.201
1	P9	0.142	0.180	0.198	0.140	0.126	0.164	0.143	0.202	0.204
1	P14	0.132	0.216	0.227	0.183	0.160	0.180	0.125	0.254	0.201
1	P14	0.115	0.199	0.215	0.156	0.116	0.166	0.086	0.245	0.177
1	P14	0.131	0.218	0.227	0.187	0.149	0.180	0.100	0.250	0.212
1	P20	0.149	0.213	0.228	0.180	0.137	0.161	0.130	0.252	0.214
1	P20	0.148	0.222	0.238	0.190	0.147	0.166	0.130	0.264	0.208
1	P20	0.160	0.227	0.244	0.195	0.150	0.187	0.144	0.287	0.212
2	P1	0.144	0.177	0.195	0.143	0.133	0.171	0.118	0.217	0.211
2	P1	0.156	0.219	0.228	0.180	0.164	0.179	0.116	0.260	0.248
2	P1	0.144	0.198	0.212	0.161	0.158	0.164	0.120	0.237	0.200
2	P1	0.178	0.234	0.247	0.191	0.192	0.206	0.164	0.253	0.251
2	P10	0.124	0.163	0.174	0.132	0.137	0.120	0.102	0.197	0.197
2	P10	0.117	0.159	0.169	0.131	0.127	0.114	0.092	0.200	0.163
2	P10	0.116	0.158	0.168	0.134	0.118	0.122	0.091	0.184	0.167
2	P10	0.128	0.179	0.189	0.154	0.146	0.142	0.113	0.211	0.177
2	P10	0.120	0.164	0.177	0.137	0.127	0.120	0.091	0.204	0.209
2	P12	0.115	0.191	0.200	0.160	0.119	0.165	0.095	0.232	0.221
2	P12	0.117	0.166	0.177	0.140	0.121	0.137	0.093	0.204	0.197
2	P12	0.166	0.246	0.253	0.202	0.177	0.200	0.154	0.292	0.262
2	P13	0.100	0.172	0.178	0.131	0.122	0.131	0.080	0.205	0.203
2	P13	0.105	0.203	0.207	0.159	0.154	0.142	0.080	0.224	0.225
2	P13	0.133	0.229	0.234	0.182	0.177	0.171	0.123	0.254	0.254
2	P13	0.138	0.243	0.248	0.207	0.189	0.183	0.132	0.268	0.270
2	P13	0.121	0.216	0.221	0.179	0.171	0.171	0.104	0.239	0.239
3	P3	0.133	0.197	0.207	0.156	0.145	0.149	0.120	0.238	0.196
3	P3	0.155	0.234	0.242	0.187	0.176	0.188	0.139	0.264	0.266
3	P3	0.148	0.217	0.226	0.175	0.160	0.165	0.140	0.247	0.245
3	P3	0.137	0.204	0.214	0.165	0.156	0.172	0.101	0.239	0.233
3	P3	0.145	0.220	0.233	0.167	0.156	0.187	0.141	0.258	0.255
3	P8	0.100	0.167	0.172	0.134	0.123	0.121	0.085	0.195	0.196
3	P8	0.141	0.207	0.212	0.171	0.169	0.164	0.109	0.233	0.237
3	P8	0.199	0.280	0.283	0.238	0.233	0.220	0.165	0.300	0.300
3	P8	0.167	0.249	0.252	0.203	0.211	0.183	0.126	0.272	0.272
3	P8	0.145	0.217	0.220	0.178	0.178	0.176	0.107	0.240	0.245
3	P15	0.219	0.285	0.287	0.236	0.210	0.224	0.185	0.304	0.300
3	P15	0.197	0.275	0.279	0.244	0.222	0.243	0.240	0.300	0.288
3	P15	0.240	0.311	0.315	0.269	0.244	0.278	0.195	0.338	0.329
3	P15	0.242	0.312	0.315	0.267	0.248	0.276	0.181	0.338	0.324
3	P6	0.130	0.192	0.204	0.156	0.120	0.160	0.103	0.234	0.179
3	P6	0.141	0.184	0.197	0.148	0.132	0.157	0.113	0.226	0.176
3	P6	0.118	0.165	0.173	0.127	0.112	0.126	0.094	0.197	0.163

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _x B	EA F _z B	EA F _x H	EA F _z H	GA F _x B	GA F _z B
3	P6	0.120	0.180	0.193	0.146	0.130	0.154	0.100	0.224	0.168
3	P6	0.073	0.123	0.135	0.080	0.065	0.102	0.057	0.165	0.117
4	P1	0.185	0.238	0.246	0.202	0.198	0.191	0.154	0.260	0.256
4	P1	0.167	0.207	0.216	0.177	0.174	0.171	0.139	0.232	0.223
4	P1	0.188	0.244	0.255	0.202	0.199	0.200	0.145	0.273	0.275
4	P1	0.164	0.209	0.218	0.174	0.168	0.178	0.109	0.228	0.220
4	P7	0.141	0.187	0.207	0.137	0.142	0.180	0.126	0.238	0.225
4	P7	0.149	0.192	0.208	0.160	0.151	0.186	0.128	0.241	0.220
4	P7	0.148	0.208	0.225	0.177	0.155	0.184	0.106	0.257	0.227
4	P7	0.124	0.182	0.196	0.148	0.130	0.164	0.081	0.225	0.219
4	P5	0.167	0.215	0.216	0.180	0.163	0.173	0.140	0.238	0.236
4	P5	0.156	0.206	0.208	0.161	0.156	0.143	0.119	0.228	0.227
4	P5	0.139	0.201	0.203	0.164	0.151	0.148	0.098	0.223	0.222
4	P5	0.148	0.202	0.203	0.170	0.152	0.151	0.132	0.223	0.221
4	P9	0.130	0.173	0.183	0.137	0.122	0.130	0.122	0.211	0.214
4	P9	0.132	0.181	0.191	0.148	0.134	0.139	0.137	0.227	0.230
4	P9	0.113	0.173	0.186	0.132	0.123	0.136	0.122	0.225	0.231
4	P9	0.149	0.210	0.221	0.156	0.144	0.165	0.139	0.248	0.255
4	P17	0.148	0.234	0.242	0.204	0.189	0.178	0.147	0.257	0.258
4	P17	0.162	0.248	0.259	0.214	0.207	0.196	0.167	0.278	0.276
4	P17	0.162	0.297	0.303	0.253	0.252	0.219	0.173	0.300	0.277
4	P17	0.182	0.281	0.289	0.249	0.234	0.240	0.186	0.300	0.300
4	P19	0.137	0.175	0.183	0.142	0.132	0.133	0.113	0.208	0.203
4	P19	0.121	0.165	0.172	0.131	0.123	0.128	0.118	0.197	0.208
4	P19	0.131	0.179	0.185	0.142	0.134	0.139	0.116	0.207	0.208
4	P19	0.126	0.175	0.183	0.145	0.131	0.136	0.112	0.204	0.211
5	P10	0.128	0.190	0.198	0.162	0.148	0.138	0.103	0.216	0.181
5	P13	0.172	0.263	0.267	0.226	0.195	0.201	0.137	0.285	0.289
6	P16	0.130	0.174	0.179	0.141	0.133	0.149	0.095	0.200	0.177
6	P3	0.107	0.156	0.168	0.116	0.112	0.141	0.096	0.195	0.195
6	P4	0.108	0.162	0.170	0.133	0.118	0.129	0.102	0.181	0.161
6	P8	0.120	0.183	0.188	0.130	0.130	0.129	0.109	0.206	0.209
7	P1	0.145	0.194	0.202	0.151	0.152	0.154	0.095	0.221	0.224
7	P1	0.168	0.242	0.248	0.211	0.192	0.200	0.137	0.265	0.261
7	P1	0.148	0.192	0.200	0.145	0.139	0.149	0.132	0.224	0.223
7	P1	0.159	0.193	0.200	0.164	0.158	0.153	0.119	0.221	0.221
7	P5	0.117	0.179	0.182	0.143	0.134	0.126	0.096	0.206	0.203
7	P5	0.119	0.184	0.188	0.149	0.110	0.127	0.099	0.214	0.208
7	P5	0.111	0.159	0.161	0.121	0.120	0.111	0.091	0.183	0.183
7	P5	0.136	0.190	0.194	0.149	0.146	0.139	0.082	0.216	0.217
7	P9	0.129	0.168	0.184	0.122	0.125	0.132	0.136	0.194	0.186
7	P9	0.119	0.181	0.190	0.155	0.147	0.154	0.139	0.202	0.198
7	P9	0.122	0.180	0.192	0.132	0.127	0.137	0.133	0.218	0.221

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _{xB}	EA F _{zB}	EA F _{xH}	EA F _{zH}	GA F _{xB}	GA F _{zB}
7	P17	0.171	0.218	0.228	0.184	0.177	0.182	0.141	0.250	0.249
7	P17	0.128	0.180	0.188	0.161	0.155	0.162	0.132	0.207	0.208
7	P17	0.134	0.196	0.203	0.174	0.164	0.158	0.128	0.223	0.223
7	P17	0.171	0.232	0.239	0.205	0.195	0.186	0.159	0.256	0.258
7	P19	0.119	0.170	0.175	0.120	0.114	0.129	0.103	0.202	0.202
7	P19	0.130	0.182	0.187	0.134	0.130	0.122	0.095	0.209	0.210
7	P19	0.121	0.171	0.176	0.126	0.118	0.124	0.107	0.199	0.202
7	P19	0.123	0.164	0.170	0.129	0.122	0.118	0.103	0.198	0.199
7	P19	0.125	0.173	0.179	0.134	0.127	0.130	0.113	0.206	0.207
8	P1	0.162	0.214	0.219	0.178	0.156	0.167	0.137	0.233	0.232
8	P1	0.116	0.160	0.165	0.128	0.121	0.127	0.107	0.179	0.182
8	P7	0.140	0.216	0.227	0.168	0.153	0.162	0.126	0.254	0.238
8	P18	0.174	0.201	0.219	0.183	0.167	0.195	0.152	0.245	0.237
8	P18	0.175	0.201	0.222	0.174	0.140	0.188	0.130	0.249	0.246
8	P18	0.160	0.198	0.213	0.172	0.153	0.183	0.143	0.233	0.234
8	P9	0.103	0.164	0.172	0.121	0.112	0.124	0.115	0.211	0.216
8	P9	0.153	0.194	0.201	0.151	0.141	0.152	0.146	0.235	0.236
9	P1	0.178	0.226	0.236	0.190	0.187	0.186	0.142	0.253	0.249
9	P7	0.136	0.195	0.211	0.163	0.143	0.174	0.094	0.241	0.223
9	P9	0.123	0.177	0.189	0.140	0.129	0.138	0.130	0.226	0.231
9	P17	0.162	0.273	0.281	0.234	0.230	0.208	0.170	0.289	0.277
10	P5	0.148	0.204	0.206	0.163	0.154	0.146	0.109	0.226	0.225
10	P19	0.126	0.172	0.179	0.137	0.129	0.134	0.117	0.202	0.208

Tab. 8.13: „Korrigierte“ Reaktionszeiten aufgrund des ermittelten Zeitversatzes. VID dient als Referenz und ist nicht verändert (Tab. 8.12). Die restlichen Bestimmungsmethoden wurden mit dem jeweils ermittelten Zeitversatz addiert.

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _{xB}	EA F _{zB}	EA F _{xH}	EA F _{zH}	GA F _{xB}	GA F _{zB}
1	P1	0.139	0.107	0.118	0.112	0.125	0.141	0.132	0.122	0.119
1	P1	0.163	0.164	0.177	0.151	0.133	0.201	0.151	0.177	0.159
1	P2	0.133	0.125	0.124	0.134	0.131	0.134	0.115	0.127	0.125
1	P2	0.142	0.141	0.142	0.141	0.138	0.133	0.130	0.143	0.139
1	P2	0.158	0.164	0.164	0.162	0.162	0.165	0.148	0.167	0.167
1	P8	0.129	0.121	0.119	0.116	0.112	0.130	0.129	0.122	0.129
1	P8	0.116	0.110	0.106	0.112	0.118	0.097	0.121	0.108	0.118
1	P8	0.133	0.131	0.132	0.130	0.135	0.148	0.118	0.131	0.141
1	P11	0.143	0.156	0.157	0.131	0.142	0.164	0.147	0.149	0.149

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _{x,B}	EA F _{z,B}	EA F _{x,H}	EA F _{z,H}	GA F _{x,B}	GA F _{z,B}
1	P11	0.140	0.166	0.166	0.138	0.141	0.169	0.140	0.162	0.172
1	P11	0.142	0.151	0.157	0.143	0.142	0.155	0.141	0.158	0.154
1	P11	0.152	0.210	0.211	0.200	0.197	0.214	0.148	0.208	0.217
1	P12	0.156	0.165	0.163	0.175	0.173	0.171	0.175	0.172	0.165
1	P12	0.138	0.154	0.153	0.164	0.134	0.165	0.141	0.157	0.159
1	P12	0.123	0.130	0.130	0.133	0.119	0.135	0.120	0.131	0.137
1	P9	0.147	0.127	0.136	0.137	0.135	0.161	0.177	0.115	0.093
1	P9	0.142	0.122	0.130	0.113	0.115	0.156	0.176	0.113	0.118
1	P9	0.142	0.119	0.128	0.117	0.116	0.142	0.162	0.110	0.121
1	P14	0.132	0.155	0.157	0.160	0.150	0.158	0.144	0.162	0.118
1	P14	0.115	0.138	0.145	0.133	0.106	0.144	0.105	0.153	0.094
1	P14	0.131	0.157	0.157	0.164	0.139	0.158	0.119	0.158	0.129
1	P20	0.149	0.152	0.158	0.157	0.127	0.139	0.149	0.160	0.131
1	P20	0.148	0.161	0.168	0.167	0.137	0.144	0.149	0.172	0.125
1	P20	0.160	0.166	0.174	0.172	0.140	0.165	0.163	0.195	0.129
2	P1	0.144	0.116	0.125	0.120	0.123	0.149	0.137	0.125	0.128
2	P1	0.156	0.158	0.158	0.157	0.154	0.157	0.135	0.168	0.165
2	P1	0.144	0.137	0.142	0.138	0.148	0.142	0.139	0.145	0.117
2	P1	0.178	0.173	0.177	0.168	0.182	0.184	0.183	0.161	0.168
2	P10	0.124	0.102	0.104	0.109	0.127	0.098	0.121	0.105	0.114
2	P10	0.117	0.098	0.099	0.108	0.117	0.092	0.111	0.108	0.080
2	P10	0.116	0.097	0.098	0.111	0.108	0.100	0.110	0.092	0.074
2	P10	0.128	0.118	0.119	0.131	0.136	0.120	0.132	0.119	0.094
2	P10	0.120	0.103	0.107	0.114	0.117	0.098	0.110	0.112	0.126
2	P12	0.115	0.130	0.130	0.137	0.109	0.143	0.114	0.140	0.138
2	P12	0.117	0.105	0.107	0.117	0.111	0.115	0.112	0.112	0.114
2	P12	0.166	0.185	0.183	0.179	0.167	0.178	0.173	0.200	0.179
2	P13	0.100	0.111	0.108	0.108	0.112	0.109	0.099	0.113	0.120
2	P13	0.105	0.142	0.137	0.136	0.144	0.120	0.099	0.132	0.142
2	P13	0.133	0.168	0.164	0.159	0.167	0.149	0.142	0.162	0.171
2	P13	0.138	0.182	0.178	0.184	0.179	0.161	0.151	0.176	0.187
2	P13	0.121	0.155	0.151	0.156	0.161	0.149	0.123	0.147	0.156
3	P3	0.133	0.136	0.137	0.133	0.135	0.127	0.139	0.146	0.113
3	P3	0.155	0.173	0.172	0.164	0.166	0.166	0.158	0.172	0.183
3	P3	0.148	0.156	0.156	0.152	0.150	0.143	0.159	0.155	0.162
3	P3	0.137	0.143	0.144	0.142	0.146	0.150	0.120	0.147	0.150
3	P3	0.145	0.159	0.163	0.144	0.146	0.165	0.160	0.166	0.172
3	P8	0.100	0.106	0.102	0.111	0.113	0.099	0.104	0.103	0.113
3	P8	0.141	0.146	0.142	0.148	0.159	0.142	0.128	0.141	0.154
3	P8	0.199	0.219	0.213	0.215	0.223	0.198	0.184	0.208	0.217
3	P8	0.167	0.188	0.182	0.180	0.201	0.161	0.145	0.180	0.189

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA F _{x,B}	EA F _{z,B}	EA F _{x,H}	EA F _{z,H}	GA F _{x,B}	GA F _{z,B}
3	P8	0.145	0.156	0.150	0.155	0.168	0.154	0.126	0.148	0.162
3	P15	0.219	0.224	0.217	0.213	0.200	0.202	0.204	0.212	0.217
3	P15	0.197	0.214	0.209	0.221	0.212	0.221	0.259	0.208	0.205
3	P15	0.240	0.250	0.245	0.246	0.234	0.256	0.214	0.246	0.246
3	P15	0.242	0.251	0.245	0.244	0.238	0.254	0.200	0.246	0.241
3	P6	0.130	0.131	0.134	0.133	0.110	0.138	0.122	0.142	0.096
3	P6	0.141	0.123	0.127	0.125	0.122	0.135	0.132	0.134	0.093
3	P6	0.118	0.104	0.103	0.104	0.102	0.104	0.113	0.105	0.080
3	P6	0.120	0.119	0.123	0.123	0.120	0.132	0.119	0.132	0.085
3	P6	0.073	0.062	0.065	0.057	0.055	0.080	0.076	0.073	0.034
4	P1	0.185	0.177	0.176	0.179	0.188	0.169	0.173	0.168	0.173
4	P1	0.167	0.146	0.146	0.154	0.164	0.149	0.158	0.140	0.140
4	P1	0.188	0.183	0.185	0.179	0.189	0.178	0.164	0.181	0.192
4	P1	0.164	0.148	0.148	0.151	0.158	0.156	0.128	0.136	0.137
4	P7	0.141	0.126	0.137	0.114	0.132	0.158	0.145	0.146	0.142
4	P7	0.149	0.131	0.138	0.137	0.141	0.164	0.147	0.149	0.137
4	P7	0.148	0.147	0.155	0.154	0.145	0.162	0.125	0.165	0.144
4	P7	0.124	0.121	0.126	0.125	0.120	0.142	0.100	0.133	0.136
4	P5	0.167	0.154	0.146	0.157	0.153	0.151	0.159	0.146	0.153
4	P5	0.156	0.145	0.138	0.138	0.146	0.121	0.138	0.136	0.144
4	P5	0.139	0.140	0.133	0.141	0.141	0.126	0.117	0.131	0.139
4	P5	0.148	0.141	0.133	0.147	0.142	0.129	0.151	0.131	0.138
4	P9	0.130	0.112	0.113	0.114	0.112	0.108	0.141	0.119	0.131
4	P9	0.132	0.120	0.121	0.125	0.124	0.117	0.156	0.135	0.147
4	P9	0.113	0.112	0.116	0.109	0.113	0.114	0.141	0.133	0.148
4	P9	0.149	0.149	0.151	0.133	0.134	0.143	0.158	0.156	0.172
4	P17	0.148	0.173	0.172	0.181	0.179	0.156	0.166	0.165	0.175
4	P17	0.162	0.187	0.189	0.191	0.197	0.174	0.186	0.186	0.193
4	P17	0.162	0.236	0.233	0.230	0.242	0.197	0.192	0.208	0.194
4	P17	0.182	0.220	0.219	0.226	0.224	0.218	0.205	0.208	0.217
4	P19	0.137	0.114	0.113	0.119	0.122	0.111	0.132	0.116	0.120
4	P19	0.121	0.104	0.102	0.108	0.113	0.106	0.137	0.105	0.125
4	P19	0.131	0.118	0.115	0.119	0.124	0.117	0.135	0.115	0.125
4	P19	0.126	0.114	0.113	0.122	0.121	0.114	0.131	0.112	0.128
5	P10	0.128	0.129	0.128	0.139	0.138	0.116	0.122	0.124	0.098
5	P13	0.172	0.202	0.197	0.203	0.185	0.179	0.156	0.193	0.206
6	P16	0.130	0.113	0.109	0.118	0.123	0.127	0.114	0.108	0.094
6	P3	0.107	0.095	0.098	0.093	0.102	0.119	0.115	0.103	0.112
6	P4	0.108	0.101	0.100	0.110	0.108	0.107	0.121	0.089	0.078
6	P8	0.120	0.122	0.118	0.107	0.120	0.107	0.128	0.114	0.126
7	P1	0.145	0.133	0.132	0.128	0.142	0.132	0.114	0.129	0.141

Untersuchung	Proband	VID	250	B+250	EA $F_{x,B}$	EA $F_{z,B}$	EA $F_{x,H}$	EA $F_{z,H}$	GA $F_{x,B}$	GA $F_{z,B}$
7	P1	0.168	0.181	0.178	0.188	0.182	0.178	0.156	0.173	0.178
7	P1	0.148	0.131	0.130	0.122	0.129	0.127	0.151	0.132	0.140
7	P1	0.159	0.132	0.130	0.141	0.148	0.131	0.138	0.129	0.138
7	P5	0.117	0.118	0.112	0.120	0.124	0.104	0.115	0.114	0.120
7	P5	0.119	0.123	0.118	0.126	0.100	0.105	0.118	0.122	0.125
7	P5	0.111	0.098	0.091	0.098	0.110	0.089	0.110	0.091	0.100
7	P5	0.136	0.129	0.124	0.126	0.136	0.117	0.101	0.124	0.134
7	P9	0.129	0.107	0.114	0.099	0.115	0.110	0.155	0.102	0.103
7	P9	0.119	0.120	0.120	0.132	0.137	0.132	0.158	0.110	0.115
7	P9	0.122	0.119	0.122	0.109	0.117	0.115	0.152	0.126	0.138
7	P17	0.171	0.157	0.158	0.161	0.167	0.160	0.160	0.158	0.166
7	P17	0.128	0.119	0.118	0.138	0.145	0.140	0.151	0.115	0.125
7	P17	0.134	0.135	0.133	0.151	0.154	0.136	0.147	0.131	0.140
7	P17	0.171	0.171	0.169	0.182	0.185	0.164	0.178	0.164	0.175
7	P19	0.119	0.109	0.105	0.097	0.104	0.107	0.122	0.110	0.119
7	P19	0.130	0.121	0.117	0.111	0.120	0.100	0.114	0.117	0.127
7	P19	0.121	0.110	0.106	0.103	0.108	0.102	0.126	0.107	0.119
7	P19	0.123	0.103	0.100	0.106	0.112	0.096	0.122	0.106	0.116
7	P19	0.125	0.112	0.109	0.111	0.117	0.108	0.132	0.114	0.124
8	P1	0.162	0.153	0.149	0.155	0.146	0.145	0.156	0.141	0.149
8	P1	0.116	0.099	0.095	0.105	0.111	0.105	0.126	0.087	0.099
8	P7	0.140	0.155	0.157	0.145	0.143	0.140	0.145	0.162	0.155
8	P18	0.174	0.140	0.149	0.160	0.157	0.173	0.171	0.153	0.154
8	P18	0.175	0.140	0.152	0.151	0.130	0.166	0.149	0.157	0.163
8	P18	0.160	0.137	0.143	0.149	0.143	0.161	0.162	0.141	0.151
8	P9	0.103	0.103	0.102	0.098	0.102	0.102	0.134	0.119	0.133
8	P9	0.153	0.133	0.131	0.128	0.131	0.130	0.165	0.143	0.153
9	P1	0.178	0.165	0.166	0.166	0.176	0.163	0.161	0.160	0.166
9	P7	0.136	0.134	0.141	0.139	0.132	0.152	0.113	0.149	0.140
9	P9	0.123	0.116	0.119	0.117	0.118	0.115	0.149	0.134	0.148
9	P17	0.162	0.212	0.211	0.210	0.219	0.185	0.189	0.197	0.194
10	P5	0.148	0.143	0.136	0.139	0.143	0.123	0.128	0.133	0.142
10	P19	0.126	0.111	0.109	0.113	0.118	0.111	0.136	0.110	0.125

Literaturverzeichnis

- Atwater A. (1982). "Kinematic analysis of sprinting." *Track and Field Quarterly Review* **2**.
- Babic V. & Delalija A. (2009a). "Reaction Time Trends in the Womens Sprint and Hurdle Events at the 2004 Olympic Games." *New Studies in Athletics* **24**(1): 49-57.
- Babic V. & Delalija A. (2009b). "Reaction Time Trends in the Sprint and Hurdle Events at the 2004 Olympic Games: Differences between Male and Female Athletes." *New Studies in Athletics* **24**(1): 59-68.
- Bauersfeld K.-H. & Schröter G. (1992). *Grundlagen der Leichtathletik*. Berlin, Sport und Gesundheit Verlag GmbH.
- Baumann W. (1976). Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. *Biomechanics V-B*. P.V. Komi. Baltimore, University Park Press. **5-B**: 195-199.
- Baumann W. (1985). Biomechanische Analyse des 100m-Sprints der Frauen. *Frauenleichtathletik*. M. N., A. D. and H. B. Niedernhausen/Taunus, Schors-Verlag: 203-225.
- Baumann W., Schwirtz A. & Groß V. (1986). Biomechanik des Kurzstreckenlaufs. *Biomechanik der Leichtathletik*. R. Ballreich and A. Kuhlow. Stuttgart, Enke. **1**: 1-15.
- Bezodis N., Salo A. & Trewartha G. (2010a). Kinematic aspects of Block phase technique in sprinting. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. **28**: 1-4.
- Bezodis N. E., Salo A. I. T. & Trewartha G. (2010b). "Choice of sprint start performance measure affects the performance - based ranking within a group of sprinters: which is the most appropriate measure?" *Sports Biomech* **9**(4): 258-269.
- Biancani A. W. (1978). "Adjustable foot width starting." *Track and Field quarterly Review* **78**(3): 23-28.
- Blader F. B. (1968). The Analysis of Movements and Forces in the Sprint Start. *Biomechanics: Technique of drawings of movement and movement analysis*. Basel, New York, Karger. **1**: 278-281.
- Borsow V. (1979). "Die optimale Startstellung des Sprinters." *Die Lehre der Leichtathletik* **30**(12): 431.
- Bös K., Hänsel F. & Schott N. (2004). *Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft*. Hamburg, Czwalina Verlag.
- Bracic M. (2010). "An investigation of the influence of bilateral deficit on the counter-movement jump performance in elite sprinters." *Kinesiology* **42**(1): 73-81.
- Bradshaw E., Maulder P. S. & Keogh J. W. (2006). Biological movement variability during the sprint start. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. Salzburg, Austria. **24**: p.785-789. 785p.
- Bradshaw E. J., Maulder P. S. & Keogh J. W. L. (2007). "Biological movement variability during the sprint start: performance enhancement or hindrance?" *Sports Biomechanics* **6**(3): 246-260.
- Brown A. (2008). "'Go' Signal Intensity influences the Sprint Start." *Medicine & Science in Sports & Exercise* **40**(6): 1142-1148.
- Brown N. (2010). Effects of an angled starting block on sprint start kinematics. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. **28**: 1-2.

- Clauser C. E., McConville J. T. & Young J. W. (1969). *Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body*. Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.
- Coh M., Jost B., Skof B., Tomazin K. & Dolenc A. (1998). "Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters." *Gymnica* **28**: 33-42.
- Coh M. (2004). "Vergleichende Analyse kinematischer und kinetischer Parameter des Sprintstarts und der Startbeschleunigung von Elitesprintern." *Leistungssport* **34**(2): 50-56.
- Coh M. & Tomazin K. (2006a). "Kinematic analysis of the sprint start and acceleration from the blocks." *New Studies in Athletics* **21**(3): 22-33.
- Coh M., Tomazin K. & Stanko S. (2006b). "The biomechanical model of the sprint start and block acceleration." *Physical Education and Sport* **4**(2): 103-114.
- Coh M., Peharec S. & Bacic P. (2007). "The sprint start: Biomechanical analysis of kinematic, dynamic and electromyographic parameters." *New Studies in Athletics* **22**(3): 29-38.
- Coh M., Peharec S. & Bacic P. (2009a). "Kinematische, dynamische und elektromyografische Merkmale des Sprintstarts." *Leistungssport* **39**.
- Coh M., Peharec S., Bacic P. & Kampmiller T. (2009b). "Dynamic factors and electromyographic activity in a sprint start." *Biology of Sport* **26**(2): 137-147.
- Coh M. & Bracic M. (2010). "Kinematik, dynamic and EMG factors of a sprint start." *Track Coach* **193**: 6172-6177.
- Dapena J. (2005). "The "load gun" starting system currently used at the Olympic Games does not work properly." Retrieved 19.06.2013, from <http://www.trackandfieldnews.com/features/2005/start-problem.html>.
- de Leva P. (1996). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters." *Journal of Biomechanics* **29**: 1223-1230.
- Debaere S. (2010). Performance determining factors in elite sprinters during sprint start and two following successive supports. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. **28**: 1-2.
- Dempster W. T. (1955). *Space requirements of the seated operator*. Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.
- Desiprés M. (1973). Comparison of the Kneeling and Standing Sprint Starts. *Biomechanics III*. Basel, Karger. **8**: 364-369.
- DLV (2012). Internationale Wettkampfregelein (IWR) 2012-2013. 1.10. F. Arbeitsgemeinschaft der Regelkommission von DLV, ÖLV und SLV. Kaiserslautern, KD Medienpark Faber GmbH.
- Dostal E. (1981). Analyse der Reaktionszeiten im Sprint bei den Europameisterschaften in Prag 1978. *Leichtathletiktraining*. A. D. and M. N. **5/6**: 327-331.
- Duffy K. (2003). "Reaction times and sprint false starts." Retrieved 09.07.2012, from <http://www.condellpark.com/kd/reactiontime.htm#scatter>.
- Fortier S. (2005). "Starting block performance in sprinters: a statistical method for identifying discriminative parameters of the performance and an analysis of the effect of providing feedback over a 6-week period." *Journal of Sports Science and Medicine* **4**: 134-143.
- Guissard N. & Duchateau J. (1990). "Electromyography of the sprint start." *Journal of human movement studies* **18**(3): 97-106.

- Guissard N., Duchateau J. & Hainaut K. (1992). "EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities." *Med Sci Sports Exerc* **24**(11): 1257-1263.
- Gundlach H. (2005). "Musealien zur Sprintforschung." Retrieved 16.07.2013, from <http://www.sportmuseum-leipzig.de/Ablage-Zeitung/1-2005/Seite-4>.
- Gutierrez-Davilla M., Dapena J. & Campos J. (2006). "The effect of muscular pre-tensing on the sprint start." *J Appl Biomech* **22**(3): 194-201.
- Hanavan E. P. (1964). *A mathematical model of the human body*. Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.
- Harland M. J. & Steele J. R. (1997). "Biomechanics of the sprint start." *Sports Med* **23**(1): 11-20.
- Hatze H. (1980). "A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments." *Journal of Biomechanics* **13**: 833-843.
- Helmick K. (2003). "Biomechanical analysis of sprint start positioning." *Track Coach* **163**: 5209-5214.
- Henry F. M. (1952). "Force-time characteristics of the sprint start." *Res Q* **23**: 301-318.
- Hoster M. & May E. (1978). "Ueberlegungen zur Biomechanik des Sprintstarts in der Leichtathletik." *Leistungssport* **8**(3): 267-273.
- Hoster M. (1981). "Weg-, Zeit- und Kraft-Parameter als Einflussgrößen beim Sprintstart in der Leichtathletik." *Leistungssport* **11**(2): 110-117.
- IAAF (2012). *Competition Rules 2012-2013*. I.A.o.A. Federation. Monaco, Imprimerie Multiprint.
- IBM (2013). *IBM SPSS Statistics*.
- Ilbeigi S., Yousefi M., Nasirzadeh A. & van Gheluwe B. (2012). *The effect of gender and anthropometrical parameters on dynamic of sprint start among young elite sprinters*. 30th Annual Conference of Biomechanics in Sports, Melbourne.
- Johnson M. D. & Buckley J. G. (2001). "Muscle power patterns in the mid acceleration phase of sprinting." *Journal of Sports Science* **19**: 263-272.
- Jonath U., Krempel R., Haag E. & Müller H. (1995). *Leichtathletik 1*. Reinbek bei Hamburg, Rowolth Taschenbuch Verlag GmbH.
- Julin A. L. & Dapena J. (2003). "Sprinters at the 1996 Olympic Games in Atlanta did not hear the starter's gun though the loudspeakers on the starting blocks." *New Studies in Athletics* **18**(1): 23-27.
- Komi P. V. & Karlsson J. (1978). "Skeletal muscle fibre types, enzyme activities and physical performance in young males and females." *Acta Physiologica Scandinavica* **103**(2): 210-218.
- Komi P. V. (2009). "IAAF Sprint Start Research Project: Ist the 100 ms limit still valid?" *New Studies in Athletics* **24**(1): 37-47.
- Lipps D. B., Galecki A. T. & Ashton-Miller J. A. (2011). "On the Implications of a Sex Difference in the Reaction Times of Sprinters at the Beijing Olympics." *PLoS One* **6**(10): e26141.
- Lynch M. (2003). "Sprint starting." Retrieved 15.12.2009, from <http://www.lollylegs.com/training/starting.aspx>.
- Maraj B. (2004). "Reaction time analys in the sprint start." Retrieved 02.02.2012, from <http://www.scaa.ca/pdf/Maraj%20UA%20SSAA%2004-6.pdf>.
- Martin D. E. & Buoncristiani J. F. (1995). "Influence of reaction time on athletic performance." *New Studies in Athletics* **10**(1): 67-79.

- Maulder P. S., Bradshaw E. J. & Keogh J. W. L. (2008). "Kinematic alterations due to different loading schemes in early acceleration sprint performance from starting blocks." *Journal of Strength and Conditioning Research* **22**(6): 1992-2002.
- McClements J. D. (1996). "Using immediate kinetic and kinematic feedback measured by the Saskatchewan Sprint Start System to improve sprinting performance." *New Studies in Athletics* **11**(2-3): 137-139.
- Mendoza L. & Schöllhorn W. (1993). "Training of the sprint start technique with biomechanical feedback." *Journal of sports sciences* **11**(1): 25-29.
- Menely R. C. & Rosemier R. A. (1968). "Effectiveness of four track starting positions on acceleration." *Res Q* **39**(1): 161-165.
- Mero A., Luhtanen P. & Komi P. V. (1983). "A biomechanical study of the sprint start." *Scand J Sports Sci* **5**(1): 20-28.
- Mero A. (1988). "Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting." *Res Q Exerc Sport* **59**(2): 94-98.
- Mero A. & Komi P. V. (1990). "Reaction time and electromyographic activity during a sprint start." *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* **61**(1-2): 73-80.
- Mero A., Komi P. V. & Gregor R. J. (1992). "Biomechanics of sprint running. A review." *Sports Med* **13**(6): 376-392.
- Michel S. (2001). "Der Start ist (fast) alles." *Leichtathletik konkret* **23**: 54-55.
- 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 Athletic." *New Studies in Athletics* **3**: 61-96.
- Muybridge E. (1907). *The human figure in motion*. London, Chapman & Hall, LD.
- Ozolin E. (1988). "The technique of the sprint start." *Modern Athlete and Coach* **26**(3): 38-39.
- Pain M. T. G. (2003). "Identifying reaction times in sprint starts: hardware and software development." *International Journal of Computer Science in Sport* **2**(2): 129-131.
- Pain M. T. G. & Hibbs A. (2007). "Sprint starts and the minimum auditory reaction time." *Journal of sports sciences* **25**(1): 79-86.
- Parry T. (2003). "Lateral foot placement analysis of the sprint start." *New Studies in Athletics* **18**(1): 13-22.
- Pavlovic R., Bonacin D. & Bonacin D. (2014). "Differences in the time of start reaction in the sprint disciplines in the finals of the olympic games (Athens, 2004 - London, 2012)." *Acta Kinesiologica* **8**(1): 53-61.
- Payne A. H. & Blader F. B. (1971). *The Mechanics of the Sprint Start. Biomechanics II*. Basel, Karger. **6**: 225-231.
- 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.
- Reinsch C. H. (1967). "Smoothing by spline functions." *Numer. Math.* **10**: 177-183.
- Rhoades J. (2006). effects of starting block width spacing on sprinting kinematics. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. Salzburg, Austria. **24**: 1.
- Salo A. I. T. & Bezodis I. (2004). "Which starting style is faster in sprint running--standing or crouch start?" *Sports Biomechanics* **3**(1): 43-53.

- Sanderson L. (1991). "Development of apparatus to provide immediate accurate feedback to sprinters in the normal training environment." *New Studies in Athletics* **6**(2): 33-41.
- Schnauber H. & Singer R. (1975). "Untersuchung des Kraftverlaufs beim Tiefstart." *Leistungssport* **5**(6): 433-438.
- Schot P. K. & Knutzen K. M. (1992). "A biomechanical analysis of four sprint start positions." *Res Q Exerc Sport* **63**(2): 137-147.
- Schwarz M. (2010). Evaluierung eines Messplatzes zur kinematischen und dynamischen Analyse eines Tiefstarts. Tübingen, Universität Tübingen.
- Schwarz M., Mertens S., Gugel D., Knoll J. & Egerer T. (2012). *hatnut - Jedem Kopf eine Mütze*. Freiburg, Christophorus Verlag GmbH & Co. KG.
- Slawinski J., Bonnefoy A., Jean-Michel L., Guy O., Annie R., Raphael D. & Laurence C. (2010a). "Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start." *Journal of Strength and Conditioning Research* **24**(4): 896-905.
- Slawinski J., Bonnefoy A., Ontanon G., Leveque J.-M., Miller C., Riquet A., Chèze L. & Dumas R. (2010b). "Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters." *Journal of Biomechanics* **34**(8): 1494-1504.
- Slawinski J., Dumas R., Cheze L., Ontanon G., Miller C. & A. M.-B. (2012). "3D Kinematic of Bunched, medium and Elongated Sprint Start." *International Journal of Sports Medicine* **33**: 555-560.
- Sprintstartblock-Dynamometer (2012). *Technisches Datenblatt*. Winterthur, Kistler Instrumente AG.
- Stock M. (1962). "Influence of various track starting positions on speed." *Res Q* **33**(4): 607-614.
- Tibshirani R. (1997). "Who Is the Fastest Man in the World?" *The American Statistician* **51**(2): 106-111.
- van Coppenolle H., Delecluse C., Goris M., Seagrave L. & Kraayenhof H. (1989). *Evaluation of the start action of worldclass female sprinters*. Proceedings of the First IOC World Congress on Sport Sciences, Colorado Springs, U.S. Olympic Committee.
- Vanegas G. & Hoshizaki T. B. (1986). "Optimization of an asymmetrical motor skill: Sprint start." *Int J Sport Biomech* **2**(1): 29-40.
- "What Drummonds block really said." (2003). *Track and Field News* **56**(10): 1.
- Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D. D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O. & Stokes I. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part I. Ankle, hip and spine." *Journal of Biomechanics* **35**: 543-548.
- Wu G., van der Helm F. C., Veeger H. E., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A. R., McQuade K., Wang X., Werner F. W. & Buchholz B. (2005). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part II. Shoulder, elbow, wrist and hand." *Journal of Biomechanics* **38**: 981-992.
- Yu L.-C., Wu Y.-L., Yeh M.-C. & Tsai C.-L. (2012). Dynamical effects of sprint start on different starting blocks. *30th Annual Conference of Biomechanics in Sports*. Melbourne.

- Zatsiorsky V. M. & Seluyanov V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics VIII-B*. H. Matsui and K. Kobayashi. Champaign, Human Kinetics.
- Zatsiorsky V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. Champaign, Human Kinetics.

Nachwort

Ich möchte den Personen danken, die mir bei der Entstehung dieser Arbeit geholfen und mich während der langen Zeit unterstützt haben. In erster Linie Prof. Dr. Veit Wank, der durch die Hilfe und Betreuung zum Gelingen des Promotionsvorhabens beigetragen hat. Es zeichnete ihn aus, dass er bei jedem Messtermin persönlich die Startklappe bedient hat und oftmals bis in frühe Morgenstunden neue Programmierlösungen erarbeitet hat. Ich danke Dr. Hendrik Heger für seinen fachlichen Rat und ebenfalls für die Unterstützung bei den Messterminen. Weiterer Dank gilt den vielen damaligen wissenschaftlichen Hilfskräften, die ebenfalls immer ihre Zeit und Arbeitskraft zur Verfügung stellten. Hier sei Mario Heilemann, Dennis Murr und Kathrin Fuchs erwähnt. Bedanken möchte ich mich bei allen Athleten, die bereit waren bei den Messungen mitzumachen. Oftmals mussten sie ihre kostbare Trainingszeit mit Warten bzw. Messvorbereitungen verbringen.

Meinem persönlichen Umfeld möchte ich für die Geduld und Ausdauer danken. Meiner Frau Theresa Schwarz, die es geschafft hat mich auch in schwierigen Phasen der Promotion zu motivieren und mir stets Rückhalt geboten hat. Meinen Eltern Elisabeth Herrmann und Manfred Schwarz, die mich sowohl in finanzieller als auch in gestalterischer Sicht unterstützt haben. Harold Herrmann, der mir vor allem am Anfang meiner Laufbahn Orientierung gab und leider zu früh von uns gegangen ist. Ich danke meinen ehemaligen Kommilitonen Mark Müller, Tobias Hein, Dietmar Gugel, Tobias Egerer, Sebastian Mertens und Julian Knoll für ihre Freundschaft. Auch ihretwegen hat die Arbeit länger gedauert als geplant (Schwarz et al. 2012). Schließen möchte ich mit der Erkenntnis, dass ein Teil der Befähigung, die eine erfolgreiche Promotion verlangt, darin besteht, das Ziel trotz Stolpersteinen nicht aus den Augen zu verlieren.