

**Untersuchung zur Quantifizierung des Energieeintrags und
-transfers innerhalb der oberen Extremitäten und deren
Bedeutung für die Wettkampfleistung im Speerwurf der Männer**

Von der Sportwissenschaftlichen Fakultät

der Universität Leipzig

genehmigte

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor philosophiae

(Dr. phil.)

vorgelegt von

M.Sc. Hans-Peter Köhler

geboren am 04.04.1986 in Leipzig

Betreuerin: Prof. Dr. Maren Witt

Gutachter: Prof. Dr. Maren Witt

Prof. Dr. Veit Wank

PD Dr. Frank Lehmann

Tag der Verleihung 05.05.2020

Für meine Großeltern

Zusammenfassung

Für das Erlernen der Technik des Speerwurfs wird ein Technikmodell verwendet, dem sowohl Erkenntnisse aus der Praxis als auch Forschungsergebnisse aus anderen Schlagwurfdisziplinen (Baseball, Handball) teilweise widersprechen. So wird im Baseball ein Antrieb des Wurfarms vor allem durch die vorgeschalteten Segmente beschrieben, während im Technikmodell des Speerwurfs Elemente, die einen aktiven Antrieb des Ellenbogens kennzeichnen, verankert sind. Wie genau der Antrieb der Gelenke und des Speers im Speerwurf erfolgt, war bisher noch nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. In dieser Arbeit wird die Frage aufgeworfen, inwieweit sich die Antriebsmechanismen im Speerwurf und im Baseball ähneln. Für die Beantwortung dieser Fragestellung wurde ein Körpermodell in Anlehnung an [Roach \(2012\)](#) entwickelt, das sich aus sechs starren Segmenten (Hand, Unterarm, Oberarm, Thorax, Abdomen, Becken) zusammensetzt. Dieses Modell wurde mit den Bewegungsdaten von zehn männlichen Speerwerfern des D/C–A-Kaders gespeist. Die Probanden wurden dazu mit 24 reflektierenden Markern an markanten Körperpunkten präpariert und ihre Speerwurfbewegung mit einem Infrarotkamarasystem aufgezeichnet. Zusätzlich wurde der Einfluss der Gerätelast auf die Antriebsmechanismen durch eine Variation der Gerätemasse untersucht (Unterlast/Überlast). Mithilfe der Fusion der Bewegungsdaten mit dem Körpermodell sowie den Methoden der inversen Kinematik und Kinetik erfolgte die Berechnung verschiedener biomechanischer Verläufe und Kenngrößen. Durch zusammenhangsprüfende Verfahren wurde der Einfluss dieser Kenngrößen auf die Abwurfparameter geprüft. Für Vergleiche zwischen den verschiedenen Speerlasten wurden unterschiedsprüfende Verfahren angewendet. Die Ergebnisse zeigen, dass der Großteil der für die Abwurfgeschwindigkeit nötigen Energie bereits vor dem Einsatz des Wurfarms erzeugt wird; der Arm selbst fungiert nur noch als Energieüberträger. Das Schultergelenk ist das letzte Gelenk, das durch einen Eintrag von Energie zur Endgeschwindigkeit beiträgt; Ellenbogen- und Handgelenk sind lediglich Überträger. Dem Ellenbogen kommt trotzdem eine wichtige Rolle zu: Durch seine Beugung kann das Massenträgheitsmoment des Arms und somit die Vorspannung der Schultermuskulatur verändert werden. Eine Veränderung der Gerätemasse bewirkt weiterhin eine Veränderung der Antriebsmechanismen; Lasten, die nicht dem Wettkampfgewicht entsprechen, führen zu einer Störung des Energietransfers auf der Grundlage einer veränderten Belastung des aktiven und des passiven Bewegungsapparats. Aus den Ergebnissen können Ableitungen getroffen werden, die zu einer Ergänzung des Technikmodells und des Lehrwegs beitragen und weiterhin eine bessere Planung beidem Einsatz unterschiedlicher Wurfgeräte ermöglichen.

Abstract

A technique model is used to learn the technique of javelin throwing. However, this technique has been partly contradicted both by practical experience as well as by research results from other disciplines (baseball, handball). In baseball, for example, a propulsion of the throwing arm is described primarily by the proximal segments, while the technical model of the javelin throw contains elements that characterize an active propulsion of the elbow. Exactly how the propulsion of the joints and the javelin takes place in the javelin throw has not yet been the subject of scientific investigations. This thesis raises the question as to what extent the driving mechanisms in javelin throwing and baseball are similar. To answer this question, a body model based on [Roach \(2012\)](#) was developed which consists of six rigid segments (hand, forearm, upper arm, thorax, abdomen, pelvis). This model was fed with the motion data of ten male javelin throwers of the D/C–A squad. The test subjects were prepared with 24 reflective markers at prominent body points and their javelin movements were recorded using an infrared camera system. In addition, the influence of the device load on the drive mechanisms was investigated by varying the device load (underload/overload). By consolidating the motion data with the body model and the methods of inverse kinematics and kinetics, various biomechanical processes and parameters were calculated. The influence of these parameters on the release parameters was examined by means of contrast-checking procedures. Differential testing methods were used for comparisons between the different javelin loads. The results show that the majority of the energy required for the release speed has already been generated before the use of the throwing arm; the arm itself only functions as an energy transmitter. The shoulder joint is the last joint that contributes to the final speed through an input of energy; the elbow and wrist are merely transmitters. Nevertheless, the elbow plays an important role: By bending it, the moment of inertia of the arm and thus the pretension of the shoulder muscles can be changed. A change in the mass of the device also leads to a change in the driving mechanisms; loads that do not correspond to the competition weight cause a disturbance of the energy transfer based on a changed load on the active and passive musculoskeletal system. From the results, conclusions can be drawn which complement both the technical model and the educational path and further enable better implementation of different throwing devices.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	VII
Verzeichnis der Formelzeichen	VIII
Abbildungsverzeichnis	IX
Tabellenverzeichnis	XIV
1 Einleitung	1
2 Theoretische Ausgangsposition	3
2.1 Grundlagen des Energietransfers	3
2.2 Aktueller Stand des Technikmodells im Speerwurf	7
2.3 Erkenntnisse aus anderen Schlagwurfdisziplinen	16
2.4 Einfluss schwerer und leichter Wurfgeräte	21
3 Problemstellung und Forschungsfrage	24
4 Untersuchungsmethoden	26
4.1 Datenerfassung	27
4.1.1 Probanden	27
4.1.2 Eingesetzte Messverfahren	27
4.1.3 Versuchsablauf	28
4.2 Körpermodell	30
4.2.1 Körpersegmentdefinition	30
4.2.2 Trägheitseigenschaften der Körpersegmente	33
4.2.3 Modellanpassungen	34
4.3 Datenverarbeitung	35
4.3.1 Bestimmung des Abwurfzeitpunkts und der Abwurfgeschwindigkeit	35
4.3.2 Datenauswahl	37
4.3.3 Datenfilterung	39
4.3.4 Datenaufbereitung und -modellierung	42
4.3.4.1 Kinematik	42
4.3.4.2 Kinetik	44
4.3.5 Gelenkkoordinatensysteme	46
4.3.6 Normalisierung	48
4.3.6.1 Normalisierung kinetischer Variablen	48
4.3.6.2 Normalisierung zeitlicher Variablen	50

4.3.7	Parametrisierung und statistische Auswertung	51
4.3.7.1	Parametrisierung	51
4.3.7.2	Statistik	54
4.4	Methodenkritik	57
5	Ergebnisse	58
5.1	Veränderungen unter Variation der Gerätelast	58
5.1.1	Unterlast	58
5.1.2	Überlast	69
5.1.3	Zusammenfassung	77
5.1.3.1	Zusammenführung der Ergebnisse von Über- und Unterlast	77
5.1.3.2	Einordnung der Daten in vorliegende Studien	82
5.2	Energietransfer und -erzeugung	90
5.2.1	Energietransfer	91
5.2.2	Energieerzeugung	97
5.2.3	Einfluss des Ellenbogens	101
6	Diskussion	103
6.1	Energieerzeugung und -transfer	103
6.2	Variation der Gerätelast	114
7	Trainingspraktische Konsequenzen	119
8	Zusammenfassung und Ausblick	121
	Literaturverzeichnis	123
	Anhang	131

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Beschreibung
Abd.	Abduktion
Add.	Adduktion
ant.	anterior
Ar.	Außenrotation
d.Ext.	Dorsalextension
DLV	Deutscher Leichtathletik Verband
DoF	Degrees of Freedom
DVZ	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus
EG	Ellenbogengelenk
Ext.	Extension
Flex.	Flexion
h.Ext.	horizontale Extension
h.Flex.	horizontale Flexion
HG	Handgelenk
IAAF	International Association of Athletics Federations
IAT	Institut für Angewandte Trainingswissenschaft
ICC	Intraclass-Correlation-Coefficient
inf.	inferior
Ir.	Innenrotation
Ir_{t3} .	Innenrotation zum Zeitpunkt des Abwurfs
ISB	International Society of Biomechanics
KSP	Körperschwerpunkt
LKS	Laborkoordinatensystem
LoA	Limits of Agreement
med.	medial
p.Flex.	Palmarflexion
pal.	palmar
prox.	proximal
RMSE	Root-Mean-Square-Error
SG	Schultergelenk
SKS	Segmentkoordinatensystem
sup.	superior
Val.	Valgus
Var.	Varus
WM	Weltmeisterschaften

Verzeichnis der Formelzeichen

Bezeichner	Einheit	Beschreibung
a_{com}	$m s^{-2}$	Beschleunigung des Segmentschwerpunkts
CI_{90}	-	90%-Konfidenzintervall
\mathbf{F}	N	Gelenkreaktionskraft
\mathbf{F}_a	N	Beschleunigungskraft
f_c	Hz	Grenzfrequenz
$f_{c,opt}$	Hz	optimale Grenzfrequenz
f_s	Hz	Messfrequenz
g	-	Effektstärke nach Hedges
\mathbf{I}	$kg m^2$	3x3-Matrix des Massenträgheitsmoments um die Hauptträgheitsachsen
l_k	m	Körperhöhe
l_s	m	Segmentlänge
\mathbf{M}	Nm	Gelenkmoment
m_k	kg	Körpermasse
m_s	kg	Segmentmasse
\bar{m}_s	%	relative Segmentmasse
\mathbf{p}_{com}	m	Ortsvektor des Segmentschwerpunkts
P_a	W	Beschleunigungsleistung
P_m	W	Gelenkleistung
P_m^-	W	exzentrische Gelenkleistung
P_m^+	W	konzentrische Gelenkleistung
P_t	W	Transferleistung
R^2	-	Bestimmtheitsmaß
r	-	Pearson-Korrelationskoeffizient
s	-	Standardabweichung
\mathbf{v}_{com}	$m s^{-1}$	Geschwindigkeit des Segmentschwerpunkts
v_0	$m s^{-1}$	Abwurfgeschwindigkeit des Speers
W_m^-	J	exzentrische Gelenkarbeit
W_m^+	J	konzentrische Gelenkarbeit
W_t	J	Transferarbeit
\bar{x}	-	Mittelwert
α	-	Irrtumswahrscheinlichkeit
$\dot{\theta}$	$^\circ/s$	Segmentwinkelgeschwindigkeit
$\ddot{\theta}$	$^\circ/s^2$	Segmentwinkelbeschleunigung
ω	$^\circ/s$	Gelenkwinkelgeschwindigkeit

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Gelenkreaktionskräfte (F_j) und lineare Geschwindigkeit (v_j) des Gelenks sowie die Beschleunigung des Segmentschwerpunkts von Segment 2 ($a_{com,2}$) (modifiziert, nach Gordon, Robertson & Winter, 1980 ; Winter, 2009).	5
Abb. 2	Phasenstruktur der leichtathletischen Wurfdisziplinen nach Bartonietz (1987) .	7
Abb. 3	Bildreihe zur Speerwurftechnik in der Hauptphase der Bewegung. (b) - Aufsatz des Druckbeins, (d) - Aufsatz des Stemmbeins, (t) - Abwurf.	9
Abb. 4	Entwicklung der linearen Geschwindigkeiten verschiedener Gelenkpunkte von Beginn der Hauptphase bis kurz nach dem Abwurf. Die vertikalen Linien repräsentieren von links nach rechts: Aufsatz Druckbein, Aufsatz Stemmbein und Abwurf (eigene Darstellung) (Fuchser, 2008).	11
Abb. 5	Entwicklung der linearen Geschwindigkeiten verschiedener Gelenkpunkte von Beginn der Hauptphase bis kurz nach dem Abwurf. Die vertikalen Linien repräsentieren von links nach rechts: Aufsatz Druckbein, Aufsatz Stemmbein und Abwurf (eigene Darstellung).	12
Abb. 6	Beschleunigungskraft- und Beschleunigungs-Zeit Diagramme. (a) Beschleunigungskraft-Zeit Verläufe bei unterschiedlichen maximalen Leistungen bei Modellsimulationen (b) Beschleunigungs-Zeit Verläufe für Athleten unterschiedlicher Leistungsklassen. (c) Beschleunigungs-Zeit-Verlauf einer Sportlerin in unterschiedlichen Trainingsphasen (Bartonietz, 1987, 2000).	14
Abb. 7	Beitrag der Segment-/Gelenkbewegungen zur erzielten maximalen Geschwindigkeit der Fingerspitzen. Insgesamt gibt es 11 Bewegungen, aus denen die Geschwindigkeit resultiert. Oberkörper (trunk) C: lineare Geschwindigkeit des Oberkörpers in drei Bewegungsrichtung; AP: anterior/posterior; ML: mediolaterale Neigung; TW: Längsachsenrotation. Schulter (shoulder) IE: Innen-/Außenrotation; ED: Add-/Abduktion; k: horizontale Flexion/Extension. Ellenbogen (elbow) EF: Extension/Flexion; PS: Pronation/Supination. Handgelenk (wrist) FE: Palmarflexion/Dorsalextension; UR: ulnar/radial Abduktion (nach Hirashima, Kudo, Watarai & Ohtsuki, 2007).	18
Abb. 8	Vergleich des Leistungs-Zeit-Verlaufs für die Innen- und Außenrotation (links) und Ellenbogenextension/flexion (rechts) unter normalen (blau) und beschränkten (rot) Bedingungen. Die negativen Anteile der Leistung entsprechen der Energiemenge, die durch das tendo-muskuläre System absorbiert wird. Neben dem jeweiligen Verlauf: Vergleich der geleisteten Arbeit als Integrale der jeweiligen Leistungsanteile zwischen der normalen (grau) und der beschränkten (rot) Bewegungsamplitude für die Anteile an zwischengespeicherter (negativ) und abgegebener (positiv) Arbeit (nach Roach & Lieberman, 2014).	20
Abb. 9	Freikörperbild des Wurfarms im Baseball. Mit dem Abduktionswinkel (θ_1) und dem Ellenbogenwinkel (θ_2), dem Masseträgheitsmoment (M_x) des Arms um die Längsachse des Oberarms, dem Drehmoment der Innenrotation des Oberkörpers (τ_{in}) sowie der Trägheitstensoren des Ober- (I_1) und Unterarms (I_2) mit deren Schwerpunkten ($L_1; L_2$) (nach Roach, Lieberman, Gill, Palmer & Gill, 2012).	20
Abb. 10	Übersicht über die Arbeitsschritte während der Untersuchung und Auswertung sowie die Beeinflussungen untereinander.	26
Abb. 11	Ansicht des Messplatzaufbaus von vorn rechts (linke Seite der Abbildung) und als Draufsicht (rechte Seite der Abbildung). Der hellrote Bereich stellt den kalibrierten Messraum dar, die hellgrauen Bereiche die Sichtbereiche der Kameras (nur in Breite und Höhe). Das gesamte Quadrat hat eine Grundfläche von 10 x 10 m.	28
Abb. 12	Anbringung der Marker an den Probanden. Abbildung links: Marker an den Punkten Fossa jugularis sterni, Synchrondrosis xiphosternalis, Articulatio acromioclavicularis links und rechts. Abbildung Mitte: Spina iliaca posterior superior links und rechts, Crista iliaca rechts, Trochanter major rechts, Epicondylus medialis & laterals humeri. Abbildung rechts: Basis phalangis des 3. Fingers, Caput metacarpalis des 2. & 5. Fingers, Processus styloideus ulnae und radii.	29
Abb. 13	Schematische Darstellung des Speers sowie der zugehörigen Abmessungen- A = von der Spitze zum vorderen Reflektionsmarker (JAV_F), B = von der Spitze zum Schwerpunkt, C = von der Spitze zum hinteren Reflektionsmarker (JAV_R) und D = Gesamtlänge des Speers.	30
Abb. 14	Darstellung des Körpermodells mit den Achsen der Segmente (rot = Breitenachse, grün = Tiefenachse, blau = Längsachse). Links: Darstellung der unterschiedlichen Landmarks (hellblau) und Targets (grau). Mitte: Abbildung der unterschiedlichen Körpersegmente und der Targets sowie der Segmentkoordinatensysteme mit dem jeweiligen Ursprung im Segmentschwerpunkt. Rechts: Frontalansicht des Modells. Anmerkung: Die geometrischen Formen sind nur zur Verdeutlichung der Segmente bzw. deren Anfang und Ende. Für die Ermittlung der Trägheitseigenschaften siehe Kap. 4.2.2.	31

Abb. 15 Bildung eines Segmentkoordinatensystems aus den Körpermarkern. Links: Richtungsvektor von der Mitte der distalen Definitionsmarker zum Mittelpunkt der proximalen Definitionsmarker als Längsachse (k). Mitte: Kreuzprodukt der Längsachse (k) mit dem Richtungsvektor vom distal gelegenen medialen Marker zum lateralen Marker als Tiefenachse (j). Rechts: Kreuzprodukt von Längs- (k) und Tiefenachse (j) zur Bildung der Breitachse (i) (modifiziert, nach [C-Motion, 2017](#)). 32

Abb. 16 Ermittlung des Abwurfzeitpunkts aus den Beschleunigungsdaten. Die Raute markiert dabei den als letzten Kontakt mit der Hand identifizierten Zeitpunkt. Auf der rechten Seite ist das nächstgelegene Standbild der Videoaufzeichnung hinzugefügt. 37

Abb. 17 Beispielhafte Darstellung der Residuenanalyse zur Bestimmung der optimalen Cutoff-Frequenz ($f_{c,opt}$) für einen Butterworth-Tiefpassfilter. Hierfür wird eine lineare Regressionslinie (A), auf der Basis der Root-mean-square-Residuen zwischen den beiden Stützstellen $f_{c,b}$ und $f_{c,e}$, erzeugt. Diese schneidet im Punkt P_1 die Y-Achse. Ausgehend von diesem Punkt wird eine horizontale Linie erzeugt, die im Punkt P_2 die Residuuumkurve (blau) schneidet. Die zum Punkt P_2 gehörende Cutoff-Frequenz stellt die optimale Filterfrequenz dar. 40

Abb. 18 Beispielhafte Darstellung der Filterergebnisse. Die linke Seite zeigt einen Versuch, bei dem bereits im ungefilterten Zustand eine hohe Übereinstimmung (RMSE $13,66 \text{ m s}^{-2}$) zwischen dem Beschleunigungssignal aus dem Beschleunigungssensor und dem berechneten Beschleunigungssignal besteht, eine Glättung bringt hier nur geringfügige Veränderungen (RMSE $12,31 \text{ m s}^{-2}$). Demgegenüber zeigt die rechte Seite zu Beginn eine deutlich höhere Abweichung (RMSE $39,07 \text{ m s}^{-2}$), die sich durch die entsprechende Filterprozedur verringert (RMSE $16,21 \text{ m s}^{-2}$) und sich somit an den Verlauf des Beschleunigungssensors annähert. 41

Abb. 19 Grafische Darstellung des Gelenkkoordinatensystems im Schultergelenk mit den Achsen für die horizontale Flexion/Extension (i_s), Abduktion/Adduktion (j_s) und Innen-/Außenrotation (k_s) für die Momente und Winkelgeschwindigkeiten (Nr. 1–3). Nr. 4–6 zeigen die selben Achsen, jedoch mit den Bezeichnungen für die Kräfte mit superior/inferior (i_s), anterior/posterior (j_s) und proximal/distal (k_s) (nach [Fleisig, Andrews, Dillman & Escamilla, 1995](#), modifiziert). 46

Abb. 20 Grafische Darstellung des Gelenkkoordinatensystems im Ellenbogengelenk mit den Achsen für die Flexion/Extension (i_e), Varus/Valgus (j_e), sowie medial/lateral (i_e), anterior/posterior (j_e) und proximal/distal (k_e) (nach [Fleisig et al., 1995](#), modifiziert). 47

Abb. 21 Grafische Darstellung des Gelenkkoordinatensystems im Handgelenk mit den Achsen für die Dorsalexension/Palmarflexion (i_h), Ulnar-/Radialabduktion (j_h), sowie radial/ulnar (i_h), dorsal/palmar (j_h) und proximal/distal (k_h) (nach [Barrentine, Matsuo, Escamilla, Fleisig & Andrews, 1998](#), modifiziert). 48

Abb. 22 Ermittlung der Einsatzpunkte der unterschiedlichen Bewegungen aus den Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufen der jeweiligen Bewegung. Ausgehend vom Maximum der Bewegungsgeschwindigkeit (\blacklozenge) wurde rekursiv der erste Wert ermittelt, der ein gegenläufiges Vorzeichen (\blacklozenge) aufwies. Von diesem Wert ausgehend wurde der Bewegungsbeginn als der zum nächstgelegenen Funktionswert (in Richtung Maximum) (\blacklozenge) gehörige Zeitwert definiert. 52

Abb. 23 Berechnung der mechanischen Arbeit aus der mechanischen Leistung. Links: Die Größe der roten Fläche, als Integral über dem Teilabschnitt der Gelenkleistung (negative Leistung) entspricht der exzentrischen Gelenkarbeit (W_m^-) über dem grün markierten Bereich der konzentrischen Gelenkarbeit (W_m^+). Rechts: Die Größe des grün markierten Bereichs als Integral über dem Teilabschnitt der Transferleistung entspricht der Menge an Energie, die von proximal nach distal transferiert wird, also der Transferarbeit (W_t^+); die Fläche des rot markierten Bereichs entspricht dem Energietransfer von distal nach proximal (W_t^-). 53

Abb. 24 Beispielhafte Darstellung der Gelenkwinkel-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes. 59

Abb. 25 Beispielhafte Darstellung der Gelenkwinkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800 g Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen- und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes. 60

Abb. 26 Beispielhafte Darstellung der Geschwindigkeit-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes. 62

Abb. 27	Beispielhafte Darstellung der Gelenkkraft-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen- und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.	63
Abb. 28	Beispielhafte Darstellung der Gelenkmoment-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.	65
Abb. 29	Beispielhafte Darstellung der Leistung-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes. Links ist die Transferleistung der Gelenke abgebildet, rechts die Muskelleistung.	66
Abb. 30	Links: Vergleich der maximalen Beschleunigungskraft (\hat{F}_a) des Speers zwischen den drei verschiedenen Gerätemassen. Rechts: Vergleich der maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a) des Speers zwischen den drei Gerätelasten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	77
Abb. 31	Vergleich des maximalen horizontalen Extensionswinkels im Schultergelenk ($\hat{\phi}_{h.Ext.}$) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	78
Abb. 32	Links: Vergleich der maximalen Gelenkmomente (\hat{M}) in den Bewegungen für die drei unterschiedlichen Gerätelasten. Rechts: Vergleich der maximalen konzentrischen (P_m^+) und exzentrischen Gelenkleistung (P_m^-) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	78
Abb. 33	Links: Vergleich der Abwurfgeschwindigkeit (v_0) zwischen den unterschiedlichen Gerätelasten. Rechts: Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeit des Handgelenks ($ \hat{v}_h $) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschied deutlich gemacht, ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	79
Abb. 34	Vergleich der maximalen Gelenkreaktionskraft in proximaler Richtung ($\hat{F}_{prox.}$) an Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk zwischen den unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	79
Abb. 35	Links: Vergleich der relativen Zeitpunkte (*t), an denen die unterschiedlichen Bewegungen/Ereignisse begannen bzw. auftraten, zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Mitte: Vergleich der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten ($\hat{\omega}$) für die Bewegungen im Schulter- und Ellenbogengelenk. Rechts: Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeit des Ellenbogengelenks ($ \hat{v}_e $) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	80
Abb. 36	Links: Vergleich der maximalen Transferleistung (\hat{P}_t) des Schulter- und Ellenbogengelenks zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Rechts: Vergleich der Transferarbeit (\hat{W}_{+t}) des Schulter- (SG) und Ellenbogengelenks (EG) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.	81
Abb. 37	Zusammenhang der maximalen Beschleunigungskraft (\hat{F}_a , links) und der maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a , rechts) mit der Abfluggeschwindigkeit des Speers für die unterschiedlichen Wurfgewichte.	90
Abb. 38	Links: Zusammenhang der maximalen, relativen Transferleistung ($^*\hat{P}_t^+$) der Gelenke zur maximalen Beschleunigungsleistung des Speers (\hat{P}_a). Rechts: Zusammenhang der relativen Transferarbeit ($^*\hat{W}_t^+$) der Gelenke zur kinetischen Energie des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs (E_{kin}).	91
Abb. 39	Links: Beispielhafter Transferleistung-Zeit-Verlauf für die unterschiedlichen Bewegungsrichtungen des Schultergelenks (Summe ist die gesamte Transferleistung des Gelenks). Rechts: Zusammenhang der maximalen Transferleistung der unterschiedlichen Richtungen ($^*\hat{P}_{t,i}^+$) zur maximalen Transferleistung im Schultergelenk ($^*\hat{P}_t^+$) mit $i = ant. = anterior/posterior; sup. = superior/inferior; prox. = proximal/distal.$	92
Abb. 40	Links: Beispielhafter Kraft-Zeit-Verlauf und Geschwindigkeit-Zeit-Verlauf auf den Achsen anterior/posterior und proximal/distal des Schultergelenks. Rechts: Zusammenhang der maximalen Kraft ($^*\hat{F}_i$) zu den maximalen Transferleistungen ($^*\hat{P}_{t,i}^+$) des Schultergelenks auf den jeweils gleichen Achsen mit $i \hat{=} ant. = anterior; prox. = proximal.$	92

Abb. 41 Links: Zusammenhang der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}_i) zur maximalen Transferleistung auf den gleichen Bewegungsachsen im Schultergelenk mit $i \hat{=} ant.$ = anterior; prox. = proximal. Rechts: Zusammenhang des Wegs des Schultergelenks, der im Intervall vom Aufsatz des Druckbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) in Bewegungsrichtung (anterior) zurückgelegt wurde ($\hat{s}_{t_2-t_3,ant.}$), zur Geschwindigkeit in Richtung anterior. 93

Abb. 42 Links: Beispielhafter Transferleistung-Zeit-Verlauf für die unterschiedlichen Achsen des Ellenbogengelenks (Summe ist die gesamte Transferleistung des Gelenks) . Rechts: Zusammenhang der maximalen Transferleistung der unterschiedlichen Richtungen ($^* \hat{P}_{t,i}^+$) zur maximalen Transferleistung im Ellenbogengelenk $^* \hat{P}_t^+$ mit $i \hat{=} med.$ = medial/ lateral; sup. = anterior/superior; prox. = proximal/distal. 93

Abb. 43 Links: Beispielhafter Kraft-Zeit-Verlauf und Geschwindigkeit-Zeit-Verlauf auf den Achsen medial/lateral und proximal/distal des Ellenbogengelenks. Rechts: Zusammenhang der maximalen Kraft ($^* \hat{F}_i$) zu den maximalen Transferleistungen ($^* \hat{P}_{t,i}^+$) des Ellenbogengelenks auf den jeweils gleichen Achsen mit $i \hat{=} med.$ = medial; prox. = proximal. 94

Abb. 44 Links: Zusammenhang der maximalen linearen Geschwindigkeiten des Ellenbogens (\hat{v}_i , links) zur maximalen Transferleistung auf den gleichen Bewegungsachsen mit $i \hat{=} med.$ = medial; prox. = proximal. Rechts: Zusammenhang des Wegs des Ellenbogengelenks, der im Intervall vom Aufsatz des Druckbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) in den jeweiligen Richtungen zurückgelegt wurde ($\hat{s}_{t_2-t_3,i}$), zur jeweiligen Geschwindigkeit mit $i \hat{=} med.$ = medial/lateral; prox. = proximal/distal. 95

Abb. 45 Links: Beispielhafter Transferleistungs-Zeit-Verlauf für die unterschiedlichen Achsen des Handgelenks (Summe ist die gesamte Transferleistung des Gelenks) . Rechts: Zusammenhang der maximalen, relativen Transferleistung der unterschiedlichen Richtungen ($^* \hat{P}_{t,i}^+$) zur maximalen Relativen Transferleistung im Handgelenk $^* \hat{P}_t^+$ mit $i \hat{=} rad.$ = radial/ ulnar; pal. = palmar/ dorsal; prox. = proximal/ distal. 95

Abb. 46 Links: Beispielhafter Kraft-Zeit-Verlauf und Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf auf den Achsen palmar/ dorsal und proximal/ distal des Handgelenks. Rechts: Zusammenhang der maximalen, relativen Kraft ($^* \hat{F}_i$) zu den maximalen Transferleistungen ($^* \hat{P}_{t,i}^+$) auf den jeweils gleichen Achsen des Handgelenks mit $i \hat{=} pal.$ = palmar; prox. = proximal. 96

Abb. 47 Links: Zusammenhang der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}_i , links) zur maximalen Transferleistung auf den gleichen Bewegungsachsen des Handgelenks mit $i = pal.$ = medial; prox. = proximal. Rechts: Zusammenhang des Wegs des Handgelenks, der im Intervall vom Aufsatz des Stemmbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) in den jeweiligen Richtungen zurückgelegt wurde ($\hat{s}_{t_2-t_3,i}$), zur jeweiligen Geschwindigkeit mit $i \hat{=} med.$ = medial/ lateral; prox. = proximal/ distal. 96

Abb. 48 Zusammenhang der maximalen relativen konzentrischen Gelenkleistung ($^* \hat{P}_m^+$, links) und der verrichteten relativen Gelenkarbeit ($^* W_m^+$, rechts) der unterschiedlichen Gelenke Schultergelenk, Ellenbogengelenk und Handgelenk zur maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a) des Speers und zur kinetischen Energie des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs (E_{kin}). 97

Abb. 49 Links: Beispielverlauf der Gelenkleistung im Schultergelenk (Summe) und der Anteile bei einer Aufteilung auf die unterschiedlichen Bewegungsebenen. Rechts: Zusammenhang der maximalen konzentrischen Gelenkleistung der einzelnen Bewegungsebenen ($^* \hat{P}_{m,i}^+$, mit $i \hat{=} h.Flex$ = horizontale Flexion; Abd. = Abduktion, Ir. = Innenrotation) mit der maximalen konzentrischen Gesamtleistung ($^* \hat{P}_m^+$) des Schultergelenks. 98

Abb. 50 Links: Korrelation der Summe aus maximaler horizontaler Flexions-/Extensions- und Abduktions-/ Adduktionsleistung ($^* P_{m,h.Flex+Abd}^+$) und der maximalen konzentrischen Leistung des Schultergelenks ($^* P_m^+$). Rechts: Beispielhafter Gelenkmoment- und Gelenkwinkelgeschwindigkeit-Zeit-Verlauf. 98

Abb. 51 Links: Zusammenhang der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten der unterschiedlichen Bewegungen ($^* \hat{\omega}_i^+$) zu den maximalen konzentrischen Gelenkleistung ($^* \hat{P}_{m,i}^+$) der gleichen Bewegungsebene. Rechts: Zusammenhang der maximalen Gelenkmomente der unterschiedlichen Bewegungen ($^* \hat{M}_i^+$) zu der maximalen konzentrischen Gelenkleistung ($^* \hat{P}_{m,i}^+$) der gleichen Bewegungsebene. Mit $i \hat{=} h.Flex.$ = horizontale Flexion; abd. = Abduktion. 99

Abb. 52 Links: Beispielverläufe der Gelenkmomente für die Unterschiedlichen Bewegungsachsen und die Summe der Momente. Rechts: Zusammenhang des des maximalen Moments der Summe aller Bewegungsachsen ($^* \hat{M}_\Sigma$) mit der maximalen konzentrischen Muskelleistung ($^* \hat{P}_m^+$). 100

Abb. 53 Relative Anteile der unterschiedlichen Momente in den verschiedenen Bewegungsrichtungen der Schulter (M_i/\hat{M}_Σ) an der maximalen Summe der Schultermomente ($^* \hat{M}_\Sigma$). 100

Abb. 54 Links: Zerlegung der Gelenkleistung des Ellenbogens in die unterschiedlichen Bewegungsebenen. Rechts: Zusammenhang des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes ($\phi_{Flex.,t2}$) mit den relativen Momenten im Schultergelenk (${}^* \hat{M}_i$) mit i = Innenrotations- (Ir.) bzw. horizontales Flexionsmoment (h.Flex.). 101

Abb. 55 Zusammenhang des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes ($\phi_{Flex.,t2}$) mit der maximalen relativen konzentrischen Gelenkleistung im Schultergelenk (${}^* \hat{P}_m^+$). 102

Abb. 56 3D-Scatterplot für die multiple lineare Regression zum Zustandekommen des maximalen relativen Schultermoments (${}^* \hat{M}_\Sigma$) aus den beiden Variablen der maximalen Schultergeschwindigkeit in Bewegungsrichtung ($\hat{v}_{ant.}$) und dem maximalen Flexionswinkels des Ellenbogens ($\hat{\phi}_{flex.}$). 102

Abb. 57 Stellung der Längsachse des Oberkörpers zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes (links) und zum Zeitpunkt des Abwurfs (rechts) für drei unterschiedliche Leistungsklassen (> 88 m, $80-87,99$ m, $72-79,99$ m) (nach [Droske, 2019](#)). 105

Abb. 58 Entwicklung der resultierenden linearen Geschwindigkeiten des Schulter- (v_s) und Ellenbogengelenks (v_e) sowie der Geschwindigkeit in anteriorer Richtung ($v_{ant.}$). 106

Abb. 59 Bewegungssequenz des Wurfarms in Draufsicht, vom Aufsatz des Stemmbeins (a) bis zum Abwurf (j) anhand des Modells. Die Zeitangaben zeigen die Zeit vor dem Abwurf. Besondere Zeitpunkte sind in den folgenden Bildern dargestellt: (a) Aufsatz des Stemmbeins; (d) Einsatz der horizontalen Flexion; (f) Einsatz der Ellenbogenextension; (h) Einsatz der Innenrotation. 106

Abb. 60 Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verlauf und Gelenkmoment-Zeit-Verlauf für die Extension/ Flexion im Ellenbogengelenk. 107

Abb. 61 Links: Leistungs-Zeit-Verlauf (schwarz) und kinetischen Energie-Zeit-Verlauf (rot). Die graue Fläche unter der Leistungskurve entspricht der Differenz an kinetischer Energie (ΔE_{kin}) des Speers zwischen den Zeitpunkten des Leistungsmaximums und des Abwurfs. Rechts: Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Diagramm der Innen-/Außenrotation im Schultergelenk und Flexion/Extension im Ellenbogengelenk. 108

Abb. 62 Scatterplot für den Zusammenhang der aus 10% der in der Schulter verrichteten Arbeit entstehenden Geschwindigkeit (v_{Ekin}) und der Abfluggeschwindigkeit des Speers (v_0) 112

Abb. 63 Absoluter (links) und relativer (rechts) Anteil der unterschiedlichen Geschwindigkeitsanteile an der Abwurfgeschwindigkeit. Erzeugung meint in diesem Fall den Anteil an der Abwurfgeschwindigkeit, der durch das Schultergelenk erzeugt wird; Anlauf der Geschwindigkeitsanteil der durch den Anlauf bis zum Aufsatz des Druckbeines erzeugt wird; und Transfer der Anteil an Energie, der über das Schultergelenk übertragen und durch die Arbeit von Beinen und Rumpf zwischen Aufsatz Druckbein und der Hauptphase des Schultergelenks erzeugt wird. 112

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Auflistung aller für die Versuche genutzten Marker (Markerabkürzungen) und deren Anbringungsorte. Mit „*“ markierte Marker wurden lediglich im statischen Versuch zur Modellbildung angebracht (Kalibriermarker).	28
Tab. 2	Abmaße der verschiedenen Speere mit m_{sp} - Speermasse, A = Distanz von der Spitze zum ersten Reflektionsmarker, B = Distanz von der Spitze zum Schwerpunkt des Speers, C = Distanz von der Spitze zum hinteren Reflektionsmarker, D = Gesamtlänge des Speeres, d = Durchmesser nach IAAF-Spezifikationen (Hamm, Hartz, Hindenburg & Razen, 2018).	30
Tab. 3	Überblick über die unterschiedlichen Segmente und deren Definition. Die mit „MID“ bezeichneten Marker sind die geometrischen Mittelpunkte aus den angegebenen Markern: MID_IAS = Spina iliaca anterior superior links und rechts, MID_TM = Trochanter major links und rechts, MID_ICT = Crista iliaca links und rechts, MID_TH10 = Processus spinosus 10. Halswirbel und Syndrosis Xyphosternalis, MID_EL = Epicondylus humeri medialis und lateralis, MID_WR = Processus styloideus ulnae und radii. Die spurbildenden Marker werden für die Verfolgung der jeweiligen Segmente in den Bewegungsversuchen verwendet.	31
Tab. 4	Angaben zu den genutzten Trägheitseigenschaften der verschiedenen Körpersegmente nach de Leva (1996). Dabei sind \bar{m}_s = Segmentmasse prozentual zur Körpermasse, \bar{l}_{SSP} = Lage des Segmentsschwerpunkts von proximal nach distal in Relation zur Segmentlänge, $\bar{r}_{sag}, \bar{r}_{tra}, \bar{r}_{lon}$ = prozentualer Segmentradius um die Sagittal-, Transversal-, Longitudinalachse im Verhältnis zur Segmentlänge.	33
Tab. 5	Überblick über die Versuchsauswahl der verschiedenen Probanden für die unterschiedlichen Speergewichte. Aufgeführt sind die vorhandenen Daten für Marker (M), Beschleunigungssensor (S) und Markerlücken (L); dabei markiert ein „✓“, dass die Daten komplett bzw. keine Markerlücken vorhanden sind. Durch ein „✗“ werden fehlende Daten bzw. vorhandene Markerlücken gekennzeichnet. Weiterhin sind die Abwurfgeschwindigkeiten aufgeführt (v_0). Die fett markierten Versuche kennzeichnen die für die weiteren Analysen ausgewählten Versuche; kursiv markierte Werte wurden aufgrund von fehlenden Daten ersetzt.	38
Tab. 6	Vergleich der Beschleunigungen aus dem doppelten Differential des Ortsvektors des Speersschwerpunkts im gefilterten und ungefilterten Zustand mit der Beschleunigung des Beschleunigungssensors. Verglichen werden die quadratischen Abweichungen (RMSE) im gefilterten und ungefilterten Zustand, der Intraclass-Correlation-Coefficient (ICC) und die Limits of Agreement (LoA). Weiterhin angegeben ist die maximale Beschleunigung (\hat{a}) für die unterschiedlichen Filterzustände und den Sensor.	40
Tab. 7	Überblick über unterschiedlichen Gelenke, deren umschließende Segmente und die zugehörige Rotationssequenz. Zusätzlich dazu sind die anatomischen Bedeutungen der unterschiedlichen Rotationen dargestellt, wie sie sich aus den Rotationen ergeben.	43
Tab. 8	Bedeutung unterschiedlicher Normalisierungsverfahren für den Einfluss von Körpermasse (m_k) und Körperhöhe (l_k) auf die berechneten Momente im Rohzustand (unnormalisiert) und die drei Relativierungsvarianten (Körpermasse; Körpermasse x Körperhöhe; Segmentlänge x Segmentmasse). Angegeben sind das Bestimmtheitsmaß (R^2) und das Signifikanzniveau (p). \hat{M}_{ir}^s = maximales Innenrotationsmoment, \hat{M}_{flex}^s = maximales Flexionsmoment, \hat{M}_{abd}^s = maximales Abduktionsmoment.	49
Tab. 9	Überblick über die Bewegungsebenen bzw. -richtungen, für die die maximalen Winkel ($\hat{\phi}$), Gelenkwinkelgeschwindigkeiten ($\hat{\omega}$), linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) und Wege ($\hat{s}_{t_2-t_3}$) aus dem Schulter- (SG), Ellenbogen- (EG) und Handgelenk (HG) erhoben wurden. Bei den linearen Geschwindigkeiten gibt ein $ v $ die resultierende Geschwindigkeit des jeweiligen Gelenks an.	51
Tab. 10	Überblick über die unterschiedlichen Bewegungsebenen bzw. -richtungen für die in den Gelenken Schulter- (SG), Ellenbogen- (EG) und Handgelenk erhobenen maximalen Gelenkmomente (\hat{M}) und Gelenkreaktionskräfte (\hat{F}).	53
Tab. 11	Vergleich der Messgrößen zwischen den beiden Wurfgewichten 700 g und 800 g. Mit v_0 = Abwurfgeschwindigkeit, v_{t_1} = Eingangsgeschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt t_1 , v_{t_2} = Eingangsgeschwindigkeit des Speeres zum Zeitpunkt t_2 , $t_{t_1-t_3}$ = Phasendauer vom Zeitpunkt des Druckbeinausfalls (t_1) bis zum Abwurf (t_3), $t_{t_2-t_3}$ = Phasendauer vom Zeitpunkt des Stemmbeinausfalls (t_2) bis zum Abwurf (t_3), \hat{a} = maximale Beschleunigung des Speers, \hat{F}_a = maximale Beschleunigungskraft, \hat{P}_a = maximale Beschleunigungsleistung. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie die Effektstärke (g) mit ihrem 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllen nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	58

Tab. 12	Vergleich der maximal erreichten Winkelstellungen ($\hat{\phi}$) zwischen dem leichten (700 g) und dem normalen (800 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	60
Tab. 13	Vergleich der maximalen Winkelgeschwindigkeiten $\hat{\omega}$ zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	61
Tab. 14	Vergleich der relativen Zeitpunkte (*t) des Einsatzes der Hauptbewegungen im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	62
Tab. 15	Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) und deren relativer zeitlicher Lage (*t) im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk bei leichtem (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	63
Tab. 16	Vergleich der maximalen Gelenkreaktionskräfte (\hat{N}) in den diversen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	64
Tab. 17	Vergleich der maximalen Gelenkmomente \hat{M} in den verschiedenen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	65
Tab. 18	Vergleich konzentrischen (P_m^+) und exzentrischen Gelenkleistung (P_m^-), sowie der der Transferleistung (P_t^+), im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk im Vergleich zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speer. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	67
Tab. 19	Vergleich der der verrichteten konzentrischen (W_m^+) und exzentrischen Gelenkarbeit (W_m^-), sowie der Transferarbeit (W_t^+) im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	68
Tab. 20	Vergleich der Messgrößen zwischen den beiden Wurfgewichten 800 g und 900 g. Mit v_0 - Abwurfgeschwindigkeit, v_{t1} = Eingangsgeschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt t_1 , v_{t2} = Eingangsgeschwindigkeit des Speeres zum Zeitpunkt t_2 , t_{t1-t3} = Phasendauer vom Zeitpunkt des Druckbeinausfalls (t_1) bis zum Abwurf (t_3), t_{t2-t3} = Phasendauer vom Zeitpunkt des Stemmbeinausfalls (t_2) bis zum Abwurf (t_3), \hat{a} = maximale Beschleunigung des Speeres, \hat{F}_a = maximale Beschleunigungskraft, \hat{P}_a = maximale Beschleunigungsleistung. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	69
Tab. 21	Vergleich der maximal erreichten Winkelstellungen ($\hat{\phi}$) zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	70
Tab. 22	Vergleich der maximalen Winkelgeschwindigkeiten $\hat{\omega}$ zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	71

Tab. 23	Vergleich der relativen Zeitpunkte (*t) des Einsatzes der Hauptbewegungen im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem normalen (800 g) und dem schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	72
Tab. 24	Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) und deren relativer zeitlicher Lage (*t) im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk bei normalen (800 g) und schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	72
Tab. 25	Vergleich der maximalen Gelenkreaktionskräfte (\hat{F}) in den diversen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem normalen (800 g) und dem schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	73
Tab. 26	Vergleich der maximalen Gelenkmomente (\hat{M}) in den verschiedenen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	74
Tab. 27	Vergleich konzentrischen (P_m^+) und exzentrischen Gelenkleistung (P_m^-), sowie der der Transferleistung (P_t^+), im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk im Vergleich zwischen dem normalen (800 g) und dem schweren (900 g) Speer. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.	75
Tab. 28	Vergleich der verrichteten konzentrischen (W_m^+) und exzentrischen Gelenkarbeit (W_m^-), sowie der Transferarbeit (W_t^+) im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Speer. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).	76
Tab. 29	Vergleich der kinematischen Parameter der vorliegenden Studie mit Daten unterschiedlicher Sportarten aus der Literatur. Angegeben sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$) für die horizontale Extension (h.Ext.), Außenrotation (Ar.), Flexion (Flex.), Dorsalextension (d.Ext.), horizontale Flexion (h.Flex.), Abduktion (Abd.), Innenrotation zum Zeitpunkt des Abwurfs (Ir_{t3}), Innenrotation (Ir.), Extension (Ext.), Palmarflexion (p.Flex.)	88
Tab. 30	Vergleich kinematischer Größen aus der vorliegenden Studie mit Daten unterschiedlicher Sportarten aus der Literatur. Angegeben sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$) für die horizontale Flexion (h.Flex.), Innenrotation (Ir.), Flexion (Flex.), Varus (Var.), Dorsalextension (d.Ext.), Palmarflexion (p.Flex.), anterior (ant.), proximal (prox.) für Schulter- (SG) und Ellenbogengelenk (EG), medial (med.). Mit „†“ gekennzeichnete Werte wurden nach dem Abwurf erfasst.	89

1 Einleitung

Ein Wimpernschlag – ein kurzer Moment, der im Speerwurf über Sieg oder Niederlage entscheidet: In den letzten ca. 120 ms realisieren die Athleten rund drei Viertel ihrer Hauptaufgabe, dem Speer eine möglichst hohe Geschwindigkeit zu erteilen, und je höher die Geschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs ist, desto größer wird im Regelfall die Wurfweite, also das primäre Ziel des Speerwerfers.

Der Speer hat sich in den letzten 400.000 Jahren von einer Jagd- und Kampfzweckwaffe zu einem Sportgerät gewandelt, und die Disziplin Speerwurf wurde 1906 (Frauen 1932) in das olympische Programm aufgenommen. In dieser Zeit, also zu Beginn des 20. Jahrhunderts, entwickelte sich die Urform der noch heute bestehenden Wettkampftechnik. Seit dieser Zeit haben sich sowohl die Eigenschaften des Wettkampfgeräts als auch die sportliche Technik weiterentwickelt. Nach dem Weltrekordwurf von Uwe Hohn im Jahre 1984 mit 104,80 m wurden die Stadien für Weiten von solchem Ausmaß zu klein. Somit wurde im Jahr 1986 das noch heute gültige Wettkampfgerät der Männer eingeführt (Frauen 1999). Durch eine Verlagerung des Masseschwerpunkts um 4 cm in Richtung Speerspitze erfolgte eine Veränderung der Flugeigenschaften des Speers, sodass sich die Speerspitze zeitiger senkt und somit die Gleitphase verkürzt. Gleichwohl wurde der noch heute gültige Weltrekord von 98,48 m bereits 1996 durch Jan Železný erzielt, der die magische Grenze von 100 m fast erneut durchbrach (Strüder, Jonath & Scholz, 2013; Terauds, 1985).

Erstaunlich bei der Entwicklung des Speerwurfs ist jedoch, dass es sowohl in der Vergangenheit als auch in der Gegenwart unterschiedlichen Phänotypen von Werfern möglich gewesen ist, Spitzenleistungen und Weltrekorde zu erzielen: Vergleicht man hierzu die beiden Weltrekordhalter mit dem alten und neuen Speer Uwe Hohn (1,98 m; 118 kg) und Jan Železný (1,86 m; 86 kg), dann werden bereits bei ihnen deutliche körperliche Unterschiede sichtbar. Auch die derzeitigen deutschen Topathleten zeigen kein homogenes Erscheinungsbild. Trotz dieser offensichtlichen körperlichen Unterschiede wird für alle Athleten das gleiche Technikmodell als Ausgangspunkt im Trainingsprozess verwendet. Durch eine Suche nach übergreifenden und grundlegenden Funktionsmechanismen können individuelle Variationsmöglichkeiten wissenschaftlich fundiert werden, um eine bessere Abschätzung von Chancen und Risiken bei Technikveränderungen zu treffen. Dadurch kann zu einer Optimierung des Trainingsprozesses beigetragen werden.

Als ehemaliger Athlet und ehrenamtlicher Trainer beschäftigt sich der Autor schon seit Langem mit der Frage, was die Technik des Speerwurfs ausmacht und durch welche Prinzipien es möglich ist, einem Speer in einer solch kurzen Zeit eine Geschwindigkeit von teilweise über 30 m s^{-1} zu verleihen. In der gegenwärtigen Literatur finden sich häufig kinematische Beschreibungen der Techniken bei Wettkämpfen, und es konnte immer wieder gezeigt werden, dass die im Anlauf generierte Energie einen großen Einfluss auf die Abwurfgeschwindigkeit hat. Dies geht auch aus den Daten hervor, die auf dem Messplatz des Instituts für Angewandte Trainingswissenschaft seit den 1980er Jahren erhoben worden sind. Zum optimalen Transfer dieser Energie liegen bisher aber vorrangig phänome-

nologische Beschreibungen vor. [Morriss & Bartlett \(1996, S.441\)](#) formulieren dies folgendermaßen: „What is also common to most studies is a lack of explanation that links a strong block at final foot strike to the athlete’s capacity to accelerate the javelin.“ Technikanweisungen, vor allem für die oberen Extremitäten, wurden in der Vergangenheit meist anhand von erfahrungsbasiertem Wissen, qualitativen Beobachtungen und best-practice-Techniken formuliert. Eine quantitativ vollständige Beschreibung der Bewegungen der oberen Extremität und der Mechanismen, wie eine Beschleunigung des Speers durch den Wurfarm auf solch enorme Geschwindigkeiten erfolgt, war bisher noch nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Für den Praktiker ergibt sich daraus die Unsicherheit, welche Abweichungen und Varianten des empirisch gewonnenen Technikmodells positive bzw. negative Effekte hervorrufen können. Zur Schließung dieser Lücke trägt die vorliegende Arbeit bei. Im theoretischen Teil der Arbeit werden zunächst die physikalischen Grundlagen zur Umverteilung und Generierung von Energie ausgeführt, gefolgt von den Erkenntnissen zur speziellen Speerwurftechnik und den Ergebnissen aus anderen Schlagwurfdisziplinen. Aus den dargestellten Theoriepositionen erfolgt die Ableitung des Forschungsdefizits, sowie der daraus folgenden Fragestellung. Im Teil der Untersuchungsmethoden wird der eingeschlagene Lösungsweg skizziert; hierzu gehört die Entwicklung des Körpermodells, das für die Untersuchungen verwendet wurde. Weiterhin wird die Aufnahme empirischer Daten geschildert und gezeigt, wie durch eine Fusion mit dem Körpermodell im Rahmen der Datenverarbeitung die zur Beantwortung benötigten kinematischen und kinetischen Daten bestimmt wurden. Anschließend erfolgt die Darstellung der Ergebnisse, gefolgt von deren Diskussion hinsichtlich der Bedeutung des Wurfarms für die Beschleunigung des Geräts. Die Arbeit schließt mit Empfehlungen für die Sportpraxis und einer Zusammenfassung der vorliegenden Arbeit sowie einem Ausblick auf zukünftige Forschungsfelder.

2 Theoretische Ausgangsposition

Für das Verständnis der sportlichen Technik im Speerwerfen spielt die Betrachtung der Generierung und des Transfers von mechanischer Energie eine zentrale Rolle. Von den theoretischen Vorüberlegungen zu den physikalischen Grundlagen des Energietransfers und sowohl den speerwurfspezifischen als auch baseball- und handballspezifischen Theorien und Erkenntnissen hinsichtlich der Entwicklung einer hohen Abwurfgeschwindigkeit werden die Problemstellung und die daraus folgende Fragestellung abgeleitet.

2.1 Grundlagen des Energietransfers

Zielstellung im Speerwurf ist das Erreichen einer möglichst großen Wurfweite des nach den Normen der International Association of Athletics Federations (IAAF) 2,60–2,70 m langen und mindestens 800 g schweren Speers. Der wichtigste Faktor, um möglichst hohe Wurfweiten zu generieren, ist die Abfluggeschwindigkeit des Speers ([Bartonietz, 2000](#); [Killing, Ritschel, Salzer, Schult, Deyhle, Isele, Lehmann, Badura, Heinicke & Müller, 2011](#); [Lehmann, 2016](#); [Morriss, Bartlett & Navarro, 2001](#); [Wank, Menzel & Wagner, 2009](#)). Andere Einflussfaktoren wie Abwurfwinkel und -höhe sowie aerodynamische Faktoren wie Anström- und Verkantungswinkel gilt es zu optimieren ([Bartonietz, 2000](#)). Dabei werden 70–75 % der späteren Abfluggeschwindigkeit des Geräts in den letzten 100 bis 120 ms generiert ([Lehmann, Badura, Schaa & Perlt, 2010](#); [Morriss & Bartlett, 1996](#); [Salo & Viitasalo, 1995](#)). Wie bereits zuvor benannt, ist die Abwurfgeschwindigkeit (v_0) das entscheidende Kriterium zum Erzielen hoher Wurfweiten im Speerwurf. Der Zustand des Geräts kann zum Zeitpunkt des Abwurfs durch seine potentielle und kinetische Energie beschrieben werden. Dies ist nicht nur sein Zustand zu diesem Zeitpunkt, sondern auch gleichzeitig die Zielgröße. Für einen 800-g-Speer, der mit einer Geschwindigkeit von 30 m s^{-1} auf einer Höhe von 2 m abgeworfen wird, entspricht das einer Gesamtenergie (E_{ges}) von 375,7 J, wobei 360 J auf die kinetische und 15,7 J auf die potentielle Energie entfallen. Für hohe Abwurfgeschwindigkeiten kann folglich der Teil der potentiellen Energie ignoriert werden; der Sportler muss sein Gerät lediglich beschleunigen, wofür eben genau diese Menge an Energie benötigt wird ([Bartonietz, 2000](#)).

Ein 90 kg schwerer Werfer, der am Ende seines Anlaufs eine Geschwindigkeit von 6 m s^{-1} hat, bringt bereits 1620 J kinetischer Energie als Voraussetzung für den Abwurf mit. Da der Speer zu diesem Zeitpunkt die gleiche Geschwindigkeit besitzt (14,4 J), sind im Folgenden noch 345,6 J nötig, die am Speer verrichtet werden müssen. Theoretisch ist somit im Gesamtsystem aus Werfer und Gerät bereits mit Ende des Anlaufs mehr Energie vorhanden, als für die Endgeschwindigkeit des Geräts nötig ist. Es stellt sich die prinzipielle Frage, ob der Betrag an Energie im Körper bereits ausreicht und durch Umverteilung eine weitere Geschwindigkeitserhöhung des Speers erreicht werden kann oder ob ein zusätzlicher Eintrag von Energie durch Muskelarbeit nötig ist.

Neben der Umverteilung der mechanischen Energie innerhalb der Gliederkette des Körpersystems kann eine Umwandlung zwischen verschiedenen Energieformen erfolgen. Hierzu zählen die potentielle Energie (E_{pot}) und die elastische Energie (E_{elast}) sowie die beiden kinetischen Energieformen translatorische Energie (E_{trans}) und rotatorische Energie (E_{rot}). Alle Energiearten beschreiben gemeinsam den Zustand des Körpers, wobei nicht zwingend alle Arten mechanischer Energie zur selben Zeit an einem Körper auftreten (Böge & Böge, 2019; Gordon & Robertson, 2014).

$$E_{ges} = E_{pot} + E_{trans} + E_{rot} + E_{elast} = m\mathbf{g}h + \frac{1}{2}m\mathbf{v}^2 + \frac{1}{2}\mathbf{I}\boldsymbol{\omega}^2 + \frac{1}{2}D\mathbf{s}^2 \quad .$$

Dabei sind \mathbf{g} - Erdbeschleunigung, h - Höhe, m - Masse des Körpers/Segments, \mathbf{v} - lineare Geschwindigkeit, \mathbf{I} - Massenträgheitsmoment, $\boldsymbol{\omega}$ - Rotationsgeschwindigkeit, D - Federkonstante in Vertretung der elastischen Eigenschaften des Muskels und \mathbf{s} - Strecke.¹

Das Sportgerät, in dem Fall der Speer, ist innerhalb sportlicher Bewegungen jedoch nicht der einzige Körper, dessen Energie verändert werden muss, um hohe Abwurfgeschwindigkeiten zu erreichen. Auch die mechanische Energie des Wurfarms bzw. seiner Segmente muss verändert werden, damit sie genügend Energie haben, um Arbeit aneinander und im Endeffekt am Speer zu verrichten.

Um die mechanische Energie eines Körpersegments zu erhöhen, gibt es im menschlichen Körper prinzipiell zwei unterschiedliche Möglichkeiten: Die erste Möglichkeit ist die Veränderung der Energie eines Körperteils durch den Einsatz von Muskelkraft. Durch die linearen Muskelkräfte, die durch einen inneren Hebel an einem Gelenk wirken, wird ein Moment erzeugt, das im Allgemeinen als Muskel- oder Gelenkmoment (engl. joint moment) bezeichnet wird. Das Segment mit seiner Masse, Beschleunigung, Winkelgeschwindigkeit und -beschleunigung sowie seinem Massenträgheitsmoment und der Lage seines Segment Schwerpunkts erzeugt ein externes Moment (zur Berechnung siehe Kap. 4.3.4.2). Dieses ist in seiner Größe äquivalent zum internen Moment, jedoch wirkt es in entgegengesetzter Richtung. Da es nur begrenzt möglich ist, Muskelkräfte bei sportlichen Bewegungen in vivo zu messen, und auch die Länge der Hebel im Individuum nur durch aufwendige Verfahren bestimmt werden können, wird die aufgebrachte Muskelkraft über die Berechnung des externen Gelenkmoments angenähert. Diese Methodik wird als inverse Dynamik bzw. Kinetik bezeichnet. Dabei kann jedoch nicht auf die Aktivität eines einzelnen Muskels geschlossen werden, sondern vielmehr wird Auskunft über die Aktivität aller Agonisten und Synergisten eines Gelenks gegeben, die das entsprechende Moment erzeugen (Selbie, Hamill & Kepple, 2014; Zatsiorsky, 2002). Befinden sich die Segmente, die durch das Gelenk verbunden werden, darüber hinaus in Bewegung, dann wird durch das Gelenkmoment Arbeit verrichtet und Energie transferiert. Die Rate, mit der Arbeit durch die Gelenkmomente verrichtet bzw. transferiert wird, ist dabei

$$P_s = \mathbf{M} \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}$$

¹ Um die Unterscheidung zwischen Maßeinheiten, Skalaren, Matrizen und Vektoren zu erleichtern, werden Matrizen und Vektoren **fett** und Skalare *kursiv* dargestellt.

und wird im Weiteren als Segmentleistung bezeichnet. Dabei ist $\dot{\theta}$ - Vektor der Segmentwinkelgeschwindigkeit des zu betrachtenden Segments und \mathbf{M} - Gelenkmoment des Gelenks. Ein Vereinfachung dieser Methode stellt die Gelenkleistung dar, wobei diese den Fall des Energietransfers durch die Muskulatur vernachlässigt (Selbie et al., 2014). Verwendet man statt der Segmentwinkelgeschwindigkeit die Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω), also die Differenz der Winkelgeschwindigkeiten des proximalen ($\dot{\theta}_p$) und distalen ($\dot{\theta}_d$) Segments so erhält man die Gelenkleistung (P_m) mit:

$$P_m = \mathbf{M} \cdot (\dot{\theta}_p - \dot{\theta}_d) = \mathbf{M} \cdot \omega \quad .$$

Ist das Skalarprodukt der beiden Komponenten positiv, ist also die Gelenkleistung positiv, dann unterliegt die Muskulatur einer konzentrischen Arbeitsweise und Energie wird zu den Segmenten hinzugefügt; die Summe der mechanischen Energie beider Segmente steigt. Ist die Gelenkleistung hingegen negativ, dann unterliegt die Muskulatur einer exzentrischen Arbeitsweise; mechanische Energie wird aus dem System beider Segmente entfernt und im Muskel-Sehnen-Komplex unter Verlust als elastische Energie gespeichert (Gordon & Robertson, 2014; Gordon et al., 1980; Zatsiorsky, 2002).

Neben der Arbeit der Muskulatur gibt es im Gliedersystem noch einen zweiten Weg, den der Körper nutzen kann, um die mechanische Energie eines Segments zu verändern. Dieser Weg kommt auch in Frage, wenn es um die Beschleunigung oder Verzögerung von Sportgeräten geht. Jedes Körpersegment übt Kräfte auf seine benachbarten Segmente aus und, basierend auf dem dritten Newtonschen Axiom („actio et reactio“), vice versa (Abb. 1). Die Kräfte, die die Segmente aufeinander ausüben, sind in ihrer Größe gleich, besitzen jedoch ein gegenläufiges Vorzeichen. Wie auch die Gelenkmomente können die Reaktionskräfte am Gelenk nicht gemessen werden. Auch hier bedient man sich der Methoden der inversen Dynamik. Die am jeweiligen Gelenk wirkenden Reaktionskräfte (engl. joint reaction force) werden über die Beschleunigungen der Segmentschwerpunkte distal

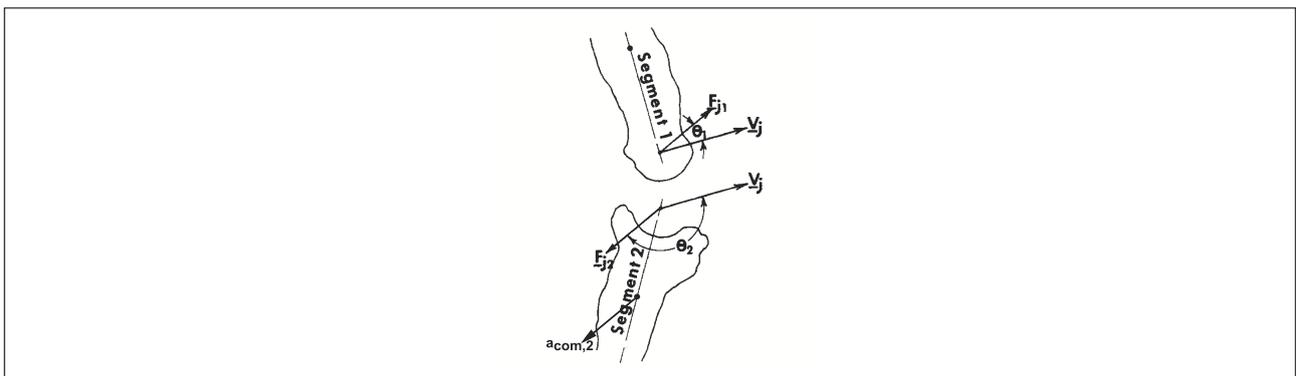


Abb. 1 Gelenkreaktionskräfte (F_j) und lineare Geschwindigkeit (v_j) des Gelenks sowie die Beschleunigung des Segmentschwerpunkts von Segment 2 ($a_{com,2}$) (modifiziert, nach Gordon et al., 1980; Winter, 2009).

des Gelenks bestimmt. Für das Beispiel aus Abb. 1, unter der Annahme, dass Segment 2 distal des Gelenks liegt, ergibt sich die Gelenkreaktionskraft als

$$F_{j2} = m_{s,2} a_{com,2} \quad .$$

Dabei sind $m_{s,2}$ - Masse und $a_{com,2}$ - Beschleunigung des Segmentschwerpunkts von Segment 2. Die Reaktionskräfte entsprechen dabei nicht nur den zwischen den beiden Segmenten wirkenden Kräften, sondern darüber hinaus der Belastung des passiven Bewegungsapparats, also den Kräften, die die Kapseln und Bänder des Gelenks aufbringen müssen, um die Integrität des Gelenks zu gewährleisten (Cavanagh, 1984; Selbie et al., 2014; Zatsiorsky, 2002).

Findet darüber hinaus eine translatorische Bewegung des Gelenks statt, dann verrichtet ein Segment Arbeit am anderen. Somit erfolgt ein Energietransfer zwischen den beiden benachbarten Segmenten. Die Rate, mit der mechanische Energie zwischen den beiden Segmenten aus dem Beispiel transferiert wird, ist

$$P_{t,1} = F_{j1} v_j \cos \theta_1 \qquad P_{t,2} = F_{j2} v_j \cos \theta_2 \quad .$$

Dabei ist v_j die lineare Geschwindigkeit des Gelenks. Im Fall von $P_{t,1}$ wird das Produkt positiv, Energie strömt in Segment 1. Im Fall von $P_{t,2}$ wird das Produkt negativ, wodurch ein Energieausstrom angezeigt ist. Daraus ergibt sich $P_{t,1} = -P_{t,2}$, der Energieausfluss aus Segment 2 ist gleichgroß dem Einstrom mechanischer Energie in Segment 1. Im dreidimensionalen Fall kann der Energiefluss zwischen beiden Segmenten vereinfacht als

$$P_t = \mathbf{F} \cdot \mathbf{v}$$

berechnet werden und wird im Weiteren als Transferleistung bezeichnet (Gordon & Robertson, 2014; Winter, 2009).

In Bezug auf die Energie der Segmente lässt sich mit den vorangestellten Methoden der Ein- und Ausstrom von mechanischer Energie eines Segments annähernd beschreiben. Die Rate, mit der sich die mechanische Energie eines Segments verändert, ist gleich der Summe aus den Energieströmen aus Transfer- und Segmentleistung aller am Segment angrenzenden Gelenke mit (Gordon & Robertson, 2014; Gordon et al., 1980):

$$\dot{E}_{ges} = \sum_j P_{t,j} + P_{s,j} \quad .$$

Die Rate der Energieänderung eines Segments ist somit abhängig von der Leistung, die am Gelenk übertragen bzw. erzeugt wird. Im Fall eines Wurfgeräts entfällt die Leistung aufgrund der Gelenkmomente; der Speer ist abhängig von der zu ihm transferierten Energie bzw. an ihm verrichteten Arbeit.

Da im Speerwurf bzw. in den Wurfdisziplinen allgemein die Erhöhung der Energie der Segmente und des Sportgeräts in relativ kurzer Zeit absolviert werden muss, somit nur wenig Zeit zur Übertragung zur Verfügung steht und weiterhin der Beschleunigungsweg begrenzt ist, wirkt die Leistung als limitierender Faktor (Bartonietz, 2006).

2.2 Aktueller Stand des Technikmodells im Speerwurf

Das Technikmodell im Speerwurf lässt sich, wie auch die anderen Wurfdisziplinen der Leichtathletik, in das klassische Phasenmodell – Vorbereitungs-, Haupt- und Endphase – sportlicher Bewegungen nach Schnabel (2007) unterteilen. Das von Bartonietz (2000) speziell für die Anforderungen der Wurfdisziplinen aufgestellte Phasenmodell zeigt Abb. 2. Die Abbildung soll verdeutlichen, in welcher Reihenfolge die Bewegungen der unterschiedlichen Körperteile in der Hauptphase stattfinden (v.l.n.r) und dass, entsprechend der Ergebnisbeziehung, der Ausgang eines Bewegungsabschnitts von der Qualität des vorgeschalteten Ereignisses abhängig ist (Schnabel, 2007). Durch die nacheinandergeschalteten Bewegungen soll eine Impuls- bzw. Energieübertragung stattfinden, um eine möglichst hohe Beschleunigung zu generieren. Die Technik im Speerwerfen ist deshalb darauf ausgelegt, die in der Vorbereitungsphase erzeugte kinetische Energie des Gesamtsystems von Sportler und Gerät über die verschiedenen Körpersegmente möglichst verlustfrei zu übertragen und an das Gerät abzugeben (Bartonietz, 1987, 2000; Killing et al., 2011; Tidow, 2008). So kommen Salo & Viitasalo (1995, S. 43) zu dem Schluss, dass „[...] die Technik der Wurfespezialisten eher auf dem

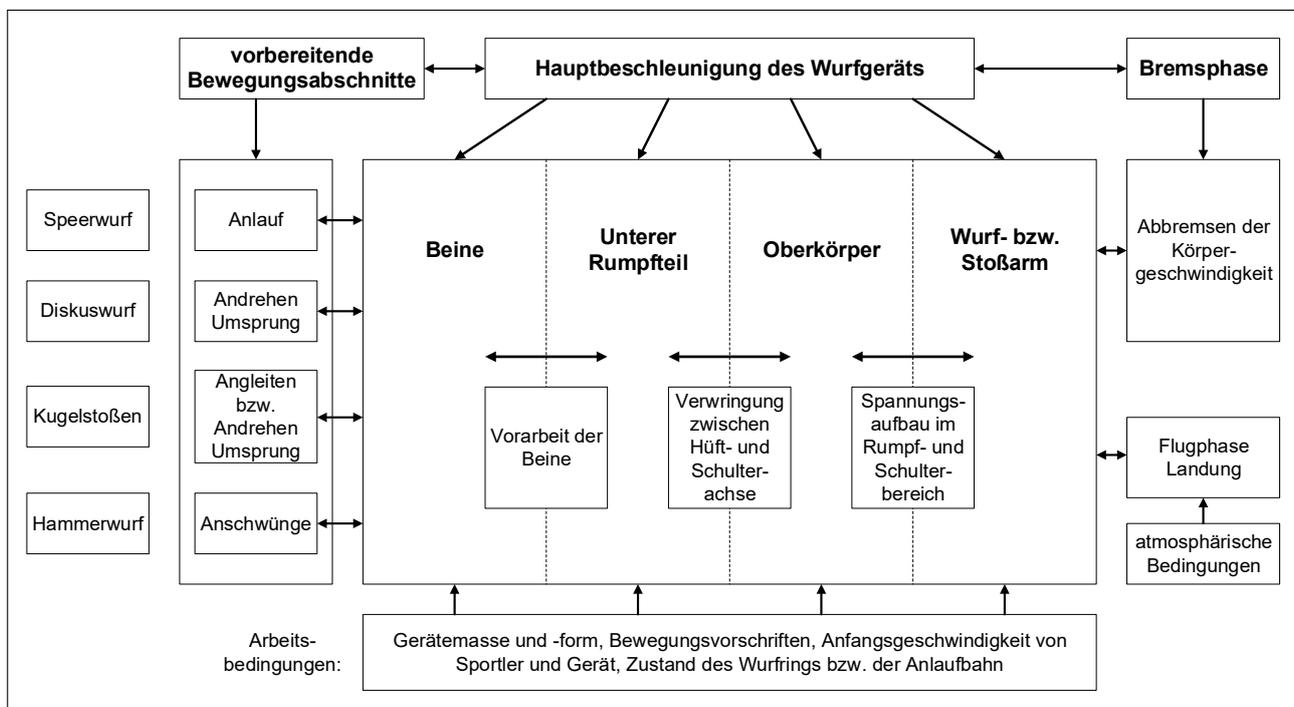


Abb. 2 Phasenstruktur der leichtathletischen Wurfdisziplinen nach Bartonietz (1987).

Transfer kinetischer Energie und wahrscheinlich auf einer effektiveren Ausnutzung der exzentrischen Muskelkontraktion und elastischen Energie basiert.“ Im Folgenden sollen vor allem die Erkenntnisse für die Hauptphase der Bewegung näher betrachtet werden; besonderes Augenmerk liegt dabei auf dem Wurfarm.

Die Hauptphase der Speerwurfbewegung beginnt nach Abschluss der Vorbereitungsphase und unterteilt sich nochmals in die Druckbein- (Abb. 3 b–d) und Abwurfphase (Abb. 3 d–t) (Killing et al., 2011).² Die Druckbeinphase beginnt mit dem Ende des Impulsschritts zu dem Zeitpunkt, an dem der „KSP [Körperschwerpunkt] des Werfers [...] über die Unterstütsungsfläche des rechten Beines gelangt“ (Lenz & Losch, 2016, S. 598). Vereinfacht wird der Beginn der Hauptphase meist als der Aufsatz des rechten Fußes betrachtet (Abb. 3 b) (Killing et al., 2011; Lenz & Losch, 2016). Zu diesem Zeitpunkt sollte der Werfer eine optimal hohe Geschwindigkeit des Systems aus Werfer und Gerät erreichen, um optimale Ausgangsbedingungen für die Hauptphase der Bewegung in Form einer möglichst hohen kinetischen Energie zu schaffen (Bartonietz, 2000, 2007). Diese Aussage wird durch die Ergebnisse von Murakami, Tanabe, Ishikawa, Isolehto, Komi & Ito (2006) und Tsuchi, Murakami, Endo, Takesako & Gomi (2007) unterstützt: Bei der Analyse der Weltmeisterschaften (WM) 2005 und 2007 stellen die Autoren fest, dass die Eingangsgeschwindigkeit im positiven Zusammenhang mit der erzielten Wurfweite ($r = 0,742$; $p < 0,001$; $r = 0,596$; $p < 0,05$) steht. Empirische Untersuchungen zur Geschwindigkeit zu diesem Zeitpunkt zeigen durchschnittlich $5,97 \text{ m s}^{-1}$ (Morriss, Bartlett & Fowler, 1997) und $6,66 \text{ m s}^{-1}$ (Lehmann, 2010) bei der Auswertung der WM 1995 und 2009. Dörr (1991) und Tidow (1996, 2008) fordern Geschwindigkeiten zwischen $6,2\text{--}7,2 \text{ m s}^{-1}$. Lehmann (2016) merkt dazu zusätzlich an, dass eine Geschwindigkeitserhöhung im Anlauf nur bis zu dem Punkt erfolgen sollte, an dem die Geschwindigkeitssteigerung des Speers in der Abwurfphase noch gewährleistet werden kann. Es gilt somit, eine individuell optimale Geschwindigkeit zu finden. Neben der möglichst hohen Eingangsgeschwindigkeit des Werfers mit seinem Gerät muss die Körperposition so gestaltet werden, dass möglichst wenig Geschwindigkeit bis zum Aufsatz des Stemmbeins verloren geht (Adamczewski, 1995). Hierzu gehört ein Fußaufsatz mit einem Aufsatzwinkel kleiner als 45° zur Wurfrichtung und einer optimalen Rumpfrücklage. Durch eine zu große Rücklage befindet sich der KSP zu weit hinter der Stützstelle des Druckbeins; somit kommt es zu großen horizontalen Bremskräften, wodurch die Geschwindigkeit in der Folge reduziert wird (Adamczewski, 1995; Bartonietz, 2000; Bartonietz & Emrich, 1997). Die Verbindungslinie zwischen beiden Schultern, in den Wurfdisziplinen als Schulterachse bezeichnet, ist mindestens parallel zur Wurfrichtung, wobei die linke Schulter die Bewegung führt; ebenso ist die Breitenachse der Hüfte in etwa parallel zur Wurfrichtung. Die Praxis zeigt jedoch, dass dies nicht ganz erreicht wird (ca. 150°) (Lehmann et al., 2010).

² Die Anzahl der Teilphasen und deren Bezeichnungen sind in der Literatur vielfältig. Die Anzahl in den verschiedenen Modellen reicht von einer bis hin zu vier Teilphasen.

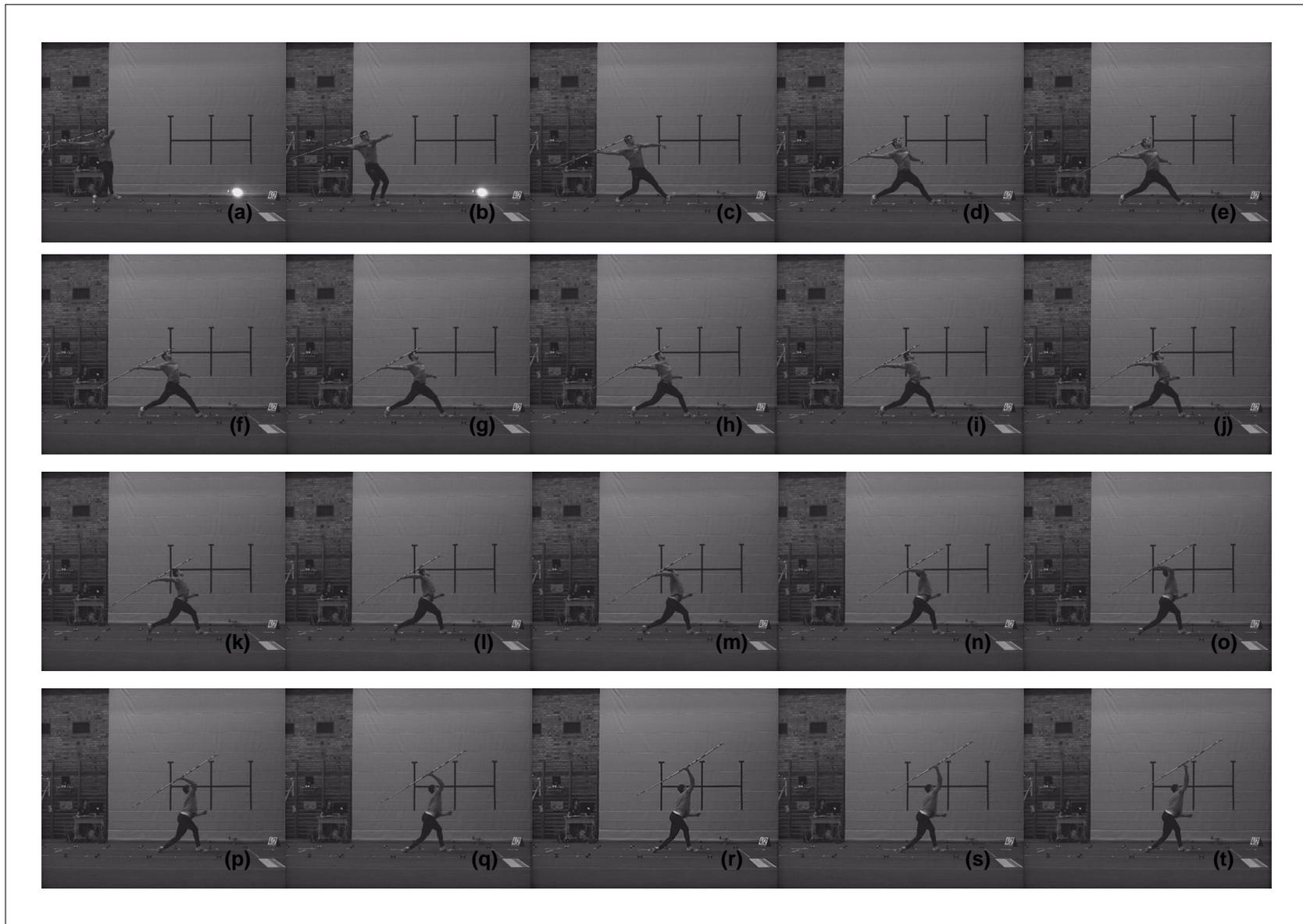


Abb. 3 Bildreihe zur Speerwurftechnik in der Hauptphase der Bewegung. (b) - Aufsatz des Druckbeins, (d) - Aufsatz des Stemmbeins, (t) - Abwurf.

[Lehmann et al. \(2010\)](#) zeigen bei der Auswertung der WM 2009, dass die drei Medaillengewinner gegenüber den anderen Finalisten ihre Schulter geringfügig mehr zurückführten (194° vs. 191°). Diese Position dient der Sicherung eines langen Beschleunigungswegs. Weiterhin ist zu diesem Zeitpunkt der Arm möglichst gestreckt in Verlängerung der Schulterachse bei einem Abduktionswinkel von 90° zu halten ([Killing et al., 2011](#)).

Nach dem Aufsatz des Druckbeins soll dieses aktiv nach vorn unten „arbeiten“ (Abb. 3 b–d), um bis zum Aufsatz des Stemmbeins mindestens einem Geschwindigkeitsverlust entgegen zu wirken ([Adamczewski, 1995](#); [Dörr, 1991](#)). Durch diesen aktiven Einsatz soll zusätzlich die wurfseitige Hüfte aktiv nach vorn geführt werden, wodurch eine Verwringung zwischen Schulter und Hüftachse aufgebaut wird ([Killing et al., 2011](#)). Das möglichst gestreckte Stemmbein sollte so schnell wie möglich nach dem Druckbein auf dem Boden aufsetzen; Zeiten unterhalb von 200 ms und ein Aufsatzwinkel von 45° sind hierfür anzustreben ([Bartonietz, 2000](#); [Campos, Brizuela & Ramón, 2004](#); [Killing et al., 2011](#); [Lehmann, 2005](#)).

Mit dem Aufsatz des Stemmbeins (Abb. 3 d) beginnt die Abwurfphase. [Killing et al. \(2011\)](#) fordern, dass die Schulterachse und der Wurfarm keinesfalls vorzeitig aktiviert werden sollten, um einer vorzeitigen Verkürzung des Beschleunigungswegs entgegen zu wirken. Im Falle des Arms bedeutet dies keine verfrühte Beugung und für die Schulterachse keine Drehung in Wurfrichtung. Die Ergebnisse sowohl von [Lehmann et al. \(2010\)](#) als auch von [Morriss et al. \(1997\)](#) widersprechen dieser Forderung. [Lehmann et al. \(2010\)](#) zeigen, dass die Schulterachse der Medaillengewinner zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes bereits weiter nach vorne gedreht war, und auch [Campos et al. \(2004\)](#) zeigen, dass die Schulterachse im Vergleich zu ihrer Ausgangsposition zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes bereits gedreht war. [Lehmann et al. \(2010\)](#) weisen jedoch darauf hin, dass durch eine effektive Arbeit der Beine auch die Hüftachse bereits weiter nach vorn gedreht ist und die Medaillengewinner in der Folge eine größere Verwringung zwischen Hüft- und Schulterachse aufweisen. Für den Ellenbogenwinkel zeigen unterschiedliche Autoren, dass zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes bereits eine deutliche Beugung vorliegt ([Bartlett, Müller, Lindinger, Brunner & Morriss, 1996](#); [Campos et al., 2004](#); [Lehmann et al., 2010](#); [Morriss & Bartlett, 1996](#)). [Lehmann et al. \(2010\)](#) geben den Flexionswinkel zu diesem Zeitpunkt mit 66° für die drei Erstplatzierten der WM 2009 an, [Bartlett et al. \(1996\)](#) berichten $54,0 \pm 7,8^\circ$ für eine Gruppe von Spitzenwerfern und [Campos et al. \(2004\)](#) $52 \pm 15^\circ$ für die Teilnehmer der WM 1999. [Morriss & Bartlett \(1996\)](#) merken zu der Forderung nach einem möglichst gestreckten Ellenbogen kritisch an, dass der Ellenbogenwinkel zu diesem Zeitpunkt irreführend sein kann. Sie weisen darauf hin, dass durch die Beugung des Ellenbogens Beschleunigungsweg verloren geht und dass dieser negative Effekt jedoch durch eine Verbesserung der Arbeitsbedingungen der Muskulatur im Schultergelenk vermutlich übertroffen werden kann ([Morriss & Bartlett, 1996](#)).

Durch den flachen Aufsatz des gestreckten Stemmbeins kommt es zur Bildung eines Widerlagers und in dessen Folge zu einer Verringerung der Geschwindigkeit des KSP. Die Stabilität des Stemm-

beins wird dabei immer wieder als wichtiger Faktor betont; dieses sollte im Verlauf der Abwurfphase so wenig wie möglich gebeugt werden (Bartonietz, 2000; Murakami et al., 2006; Salo & Viitasalo, 1995). Zusätzlich zum Stemmbein sollte mithilfe der Gegenwurfarmseite der sogenannte „Block“ aufgebaut werden. Dabei handelt es sich um eine Stabilisierung der gesamten Gegenwurfarmseite über das gestreckte Stemmbein bis hin zur Schulter, sodass sich neben dem Widerlager am Boden eine Drehachse bildet, um die in der Folge Hüfte und Oberkörper drehen (Abb. 4) (Lehmann, Badura, Schaa & Perlt, 2012).

Durch den Aufsatz des Stemmbeins kommt es schlagartig zu einer Reduktion der Geschwindigkeit des KSP. Die dabei abgebremste Energie bzw. der dabei abgebremste Impuls bildet den Ausgangspunkt für die Übertragung durch die Gliederkette und die Beschleunigung des Geräts (Adamczewski, Perlt & Wiese, 2003; Bartonietz, 2000; Killing et al., 2011). In Folge der Geschwindigkeitsverringernung des Unterkörpers und der Bildung des Blocks treten die verschiedenen Körpersegmente hüftaufwärts konsekutiv in die Hauptphase ihrer Bewegungen ein. Liu, Leigh & Yu (2010, 2014) und Bartlett et al. (1996) konnten diese Bewegungssequenz im Speerwurf nachweisen und machen dabei zusätzlich deutlich, dass es zwischen Anfängern, Fortgeschrittenen und Profis keine Unterschiede gibt. Durch das nacheinander gestaffelte Eintreten der verschiedenen Körperglieder in ihre jeweilige Hauptphase soll die maximale Geschwindigkeit des Endglieds der Gliederkette durch eine Addition der Teilimpulse erreicht werden. Es besteht dabei ein enger Bezug zum Prinzip der zeitlichen Koordination der Teilimpulse von Hochmuth (1982). Bereits Alexander (1991) konnte an einem einfachen Wurfmodell nachweisen, dass eine Maximierung der Endgeschwindigkeit nur bei einer optimalen Koordination der Teilkörperbewegungen stattfinden kann. So zeigen sich auch für den Speerwurf diese typischen Koordinationsmuster, wobei die Bewegung mit den am weitesten vom Wurfgerät entfernten Segmenten beginnt und sich dann über die Gliederkette hin zum Speer fortsetzt.

Die zeitlich nacheinander stattfindenden Bewegungen in der Gliederkette ermöglichen den Energietransfer auf Basis des Impulserhaltungssatzes (Bartonietz, 2000; Morriss & Bartlett, 1996). Durch die Beschleunigung des proximalen Körperglieds und die anschließende Bremsbewegung soll ein Energietransfer nach distal erfolgen. Bartonietz (2000) merkt hierzu an, dass ein Abbremsen der proxima-

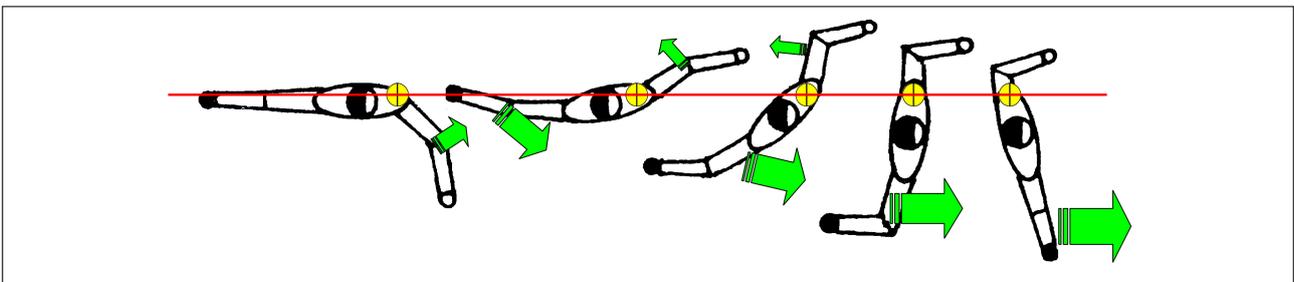


Abb. 4 Entwicklung der linearen Geschwindigkeiten verschiedener Gelenkpunkte von Beginn der Hauptphase bis kurz nach dem Abwurf. Die vertikalen Linien repräsentieren von links nach rechts: Aufsatz Druckbein, Aufsatz Stemmbein und Abwurf (eigene Darstellung) (Fuchser, 2008).

len Segmente nicht zwingend zur Geschwindigkeitserhöhung beiträgt. Am Beispiel des Oberkörpers merkt er an, dass dessen Geschwindigkeit so lange wie möglich aufrecht erhalten bleiben sollte, um die Beschleunigung des Wurfarms und Speers zu unterstützen. Das Abbremsen des Oberkörpers geschieht dann automatisch durch die Beschleunigung des Wurfarms und die dadurch entstehenden Reaktionskräfte. Durch die Beschleunigung des proximalen und die Trägheit des distalen Segments kommt es weiterhin durch die Dehnung der Gelenkstrukturen zur Schaffung optimaler Bedingungen für die muskulären Antriebe und die Ausnutzung von Anfangskräften bzw. die Zwischenspeicherung von Energie in elastischen Strukturen, wie es auch im Prinzip der Anfangskraft von Hochmuth (1982) formuliert wird. Auch Mero, Komi, Korjus, Navarro & Gregor (1994) gehen davon aus, dass der Transfer der Energie auf der Ausnutzung mehrerer Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen (DVZ) in Folge des Nacheinanderausführens der unterschiedlichen Körperbewegungen beruht.

Der von proximal nach distal verlaufenden Sequenz der Bewegungen folgen auch die linearen Geschwindigkeiten der Segmente und Gelenke. Mehr distale Segmente weisen höhere Geschwindigkeiten auf als die proximalen, wobei sich das Geschwindigkeitsmaximum dem Abwurfzeitpunkt annähert (siehe Abb. 5). Die maximalen Ausprägungen der Geschwindigkeiten sollen Rückschlüsse über die Güte des Energietransfers zulassen und bieten Unterscheidungen zwischen unterschiedlichen Leistungsklassen, wobei bessere Werfer höhere Geschwindigkeiten erreichen (Bartoniets, 1987, 2000; Morriss & Bartlett, 1996). Mero et al. (1994) berichten Geschwindigkeiten für das Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk von $9,1 \pm 0,5$, $15,5 \pm 1,3$ und $20,9 \pm 1,4 \text{ m s}^{-1}$. Lehmann et al. (2012) beschreiben zusätzlich einen signifikanten Zusammenhang für die lineare Geschwindigkeit der Schulter ($r = 0,74$; $p < 0,01$) und des Ellenbogens ($r = 0,64$; $p < 0,01$) zur Abwurfgeschwindigkeit.

Mit dem Fortschreiten der Hauptphase und der damit verbundenen Drehung der Segmente wird nach dem Stemmbeinaufsatz eine als „Schlüsselstelle“ für den Energietransfer angesehene Positi-

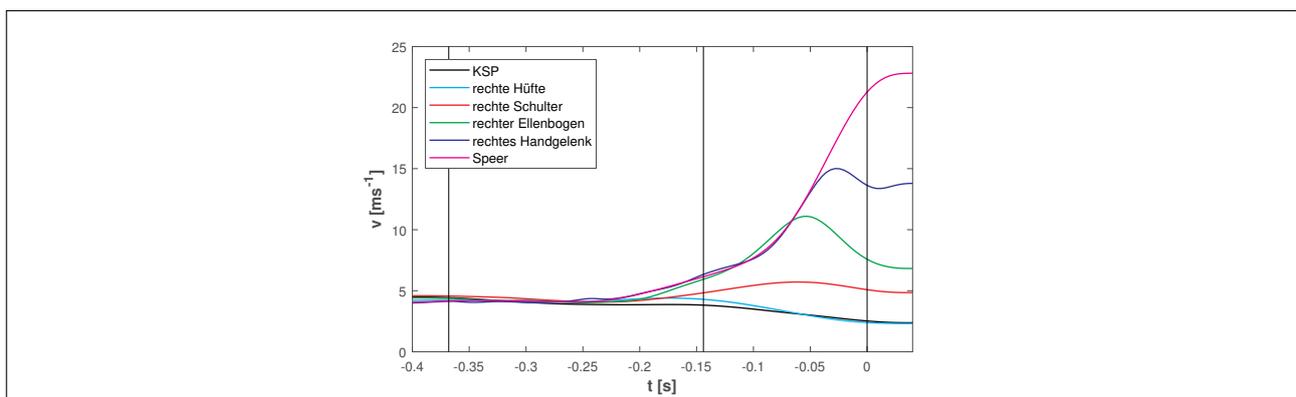


Abb. 5 Entwicklung der linearen Geschwindigkeiten verschiedener Gelenkpunkte von Beginn der Hauptphase bis kurz nach dem Abwurf. Die vertikalen Linien repräsentieren von links nach rechts: Aufsatz Druckbein, Aufsatz Stemmbein und Abwurf (eigene Darstellung).

on des Oberkörpers und der oberen Extremitäten erreicht. Die als Bogenspannung³ bezeichnete Position wird von unterschiedlichen Autoren zu verschiedenen Zeitpunkten bzw. in verschiedenen Körperstellungen definiert (Bartonietz, 1987; Bartonietz & Dörr, 1986; Killing et al., 2011; Lenz & Losch, 1998; Schwuchow, 1986; Strüder et al., 2013; Tidow, 1996, 2008). Tidow (1996) sowie Lenz & Losch (2016) sehen die Bogenspannung als erreicht an, wenn die Schulter- und Hüftachse orthogonal zur Wurfrichtung stehen (Abb. 3 j). Killing et al. (2011, S.47) sehen sie bereits eher als erreicht an: Sie führen aus, dass „[...] bei maximal verzögerter Wurfschulter und möglichst gestrecktem Wurfarm auch die höchstmögliche Bogenspannung erreicht“ ist (Abb. 3 f). Obwohl die verschiedenen Autoren unterschiedliche Oberkörperpositionen als Bogenspannung charakterisieren, sind sie sich bezüglich der Armhaltung einig: Bartonietz (1987), Killing et al. (2011), Tidow (1996, 2008) und Dörr (1991) fordern zu diesem Zeitpunkt einen so wenig wie möglich gebeugten Wurfarm. Wie jedoch bereits für den Aufsatz des Stemmbeins gezeigt wurde, ist in der Praxis bereits zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes eine deutliche Beugung im Ellenbogen erkennbar. Sowohl in der deutschen als auch in der internationalen Literatur wurden bisher noch keine Angaben zu den erreichten Gelenkwinkeln im Schultergelenk gemacht; eine etwaige Quantifizierung der Bogenspannung oder deren genaue zeitliche Lage wurde nicht beschrieben.

Neben dem Transfer von Energie wird dem Technikelement der Bogenspannung die Funktion der Sicherung und Gewährleistung eines optimal langen Beschleunigungswegs zugeschrieben. Die Untersuchungen von Murakami et al. (2006) konnten einen mäßigen Zusammenhang des Beschleunigungswegs und der Wurfweite nachweisen ($r = 0,426$; $p < 0,01$). Lehmann et al. (2010) kommen demgegenüber zu einem anderen Schluss: Für sie „[...] spielt weniger die Länge des Beschleunigungswegs, als vielmehr die Intensität der Beschleunigung eine leistungsentscheidende Rolle“ (Lehmann et al., 2010, S.73).

Auch Simulationen von Bartonietz (1987, 2000) und Schwuchow (1986) unterstützen diese These (vgl. Abb. 6 a). Die Abbildung zeigt die nötigen Beschleunigungskräfte und deren Veränderung mit zunehmender Abwurfgeschwindigkeit. Es ist zu erkennen, dass es durch eine effektive Verzögerung der Wurfbewegung zu einem späteren Anstieg der Beschleunigungskurve mit einer höheren maximalen Beschleunigung und somit im Endeffekt zu einer größeren Abwurfgeschwindigkeit kommt (Bartonietz, 1987, 2000; Schwuchow, 1986). Die Simulationsergebnisse konnten mit praktischen Beispielen belegt werden. Sowohl im inter- als auch intraindividuellen Vergleich zeigt sich, dass mit einer ausgeprägten Wurfverzögerung bzw. dem zu messenden späteren Anstieg der Beschleunigung eine größere maximale Beschleunigung einhergeht (Abb. 6 b, c). Die Ergebnisse sprechen dafür, dass es vor allem nötig ist, den Transfer der im System vorhandenen Energie zu maximieren und diese somit am Ende für die Beschleunigung des Geräts zur Verfügung zu stellen. Dahingehend gibt es Empfehlungen von Adamczewski et al. (2003): Nach deren Untersuchungsstand „sollte

³ Es ist anzumerken, dass die beiden Positionen Bogenspannung und Verwringung nur im deutschen Sprachraum vorkommen.

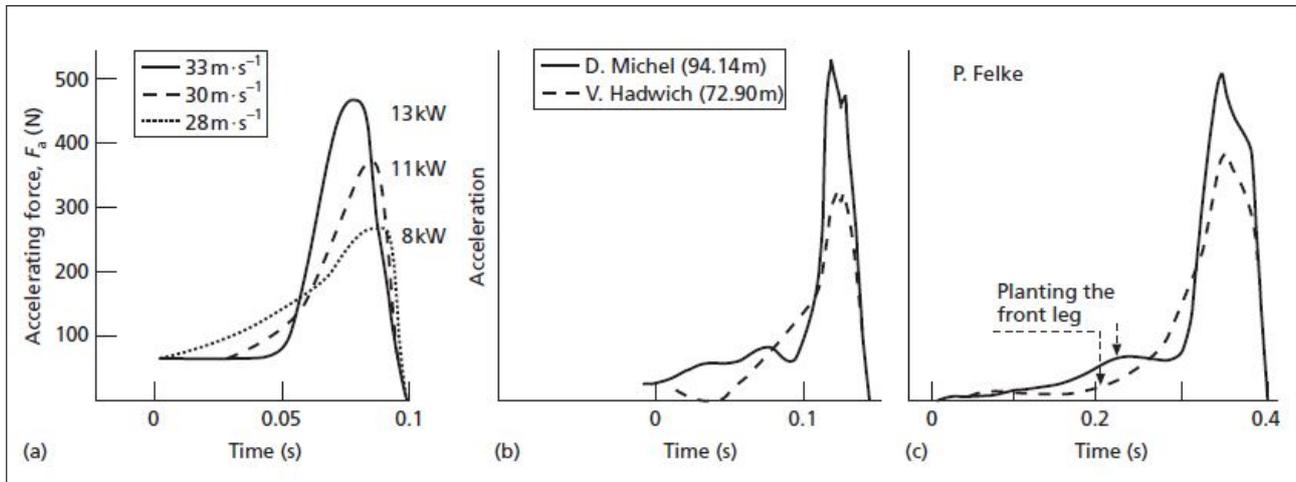


Abb. 6 Beschleunigungskraft- und Beschleunigungs-Zeit Diagramme. (a) Beschleunigungskraft-Zeit Verläufe bei unterschiedlichen maximalen Leistungen bei Modellsimulationen (b) Beschleunigungs-Zeit Verläufe für Athleten unterschiedlicher Leistungsklassen. (c) Beschleunigungs-Zeit-Verlauf einer Sportlerin in unterschiedlichen Trainingsphasen (Bartonietz, 1987, 2000).

die Speerbeschleunigung in der zeitlichen Mitte zwischen dem Setzen des Stemmbeines und dem Abflug des Speeres noch keine 40 % des [Beschleunigungs-] Maximums“ erreichen (Adamczewski et al., 2003, S. 63). Ein Abbild der im Körper ablaufenden Prozesse stellt die Beschleunigungsmessung dennoch nicht dar. Lediglich die Beurteilung der Bogenspannung bzw. deren Effektivität im Hinblick auf den Transfer von Energie wird möglich (Adamczewski, 1995).

Nach dem Erreichen der maximalen Bogenspannung soll der Sportler die Schulter nach vorn „schlagen“ (Killing et al., 2011, S. 147) und der Ellenbogen bewegt sich dabei in Richtung Speerschaft (Abb. 3 f–n); Arm und Hand folgen passiv dem Oberkörper. Wenn die rechte Schulter ihre vorderste Position erreicht hat, wird deren Geschwindigkeit abgebremst und es beginnt ein Beschleunigen des Oberarms mit einer anschließenden aktiven Streckung des Ellenbogens, um den Speer final zu beschleunigen (Abb. 3 o–t). Der aktive Einsatz des Unterarms wird allgemein als „Unterarmschleuder“ oder „Unterarmpeitsche“ bezeichnet, an deren Ende der Speer die Hand verlässt (Dörr, 1991; Killing et al., 2011; Lenz & Losch, 1998; Strüder et al., 2013; Tidow, 1996).

Bis auf die linearen Geschwindigkeiten der einzelnen Körpersegmente/Gelenke ist die Kinematik der oberen Extremitäten im Speerwurf nur wenig untersucht. Lediglich zwei Veröffentlichungen sind hierzu zu finden. Für die in der Hauptphase der Bewegung auftretenden Streckgeschwindigkeit des Ellenbogens berichten Morriss et al. (1997) 2327 ± 393 °/s und Mero et al. (1994) 1902 ± 710 °/s. Die Winkelgeschwindigkeit in der Innenrotation des Schultergelenks beziffern Morriss et al. (1997) auf 1474 ± 495 °/s.

Über die Belastungen, die an die Gelenke in Form von Gelenkmomenten und -kräften gestellt werden, ist nur wenig bekannt. Leigh (2012) berichtet in seiner Dissertation Gelenkmomente von 156 N m in der horizontalen Flexion und 79 N m für die Innenrotation. Die Belastung der Gelenkstrukturen in Form der Reaktionskräfte gibt er für die Scherkräfte im Schultergelenk mit 440 N an. Eine

Zusammenhangsanalyse zum Wettkampfergebnis wird nicht durchgeführt, jedoch zeigt er auf, welche Technikparameter die Gelenkmomente und -kräfte beeinflussen. Das Innenrotationsmoment der Schulter zeigt dabei einen Zusammenhang mit dem horizontalen Extensionswinkel ($r = 0,711$; $p < 0,001$), dem Außenrotationswinkel ($r = 0,617$; $p < 0,001$) und dem Flexionswinkel des Ellenbogens ($r = 0,445$; $p = 0,012$) zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass in der Vergangenheit genaue technische Anforderungen formuliert wurden. Die unterschiedlichen Autoren stellen die Bedeutung der Beinarbeit und des „Blocks“ in den Vordergrund. Für die obere Extremität gibt es bisher keine qualitativ vollständige Beschreibung der Bewegungen, die Technikanweisungen der oberen Extremitäten wurden bisher nicht durch wissenschaftliche Ergebnisse untermauert. Ergebnisse aus der Praxis stellen weiterhin die formulierten Technikanforderungen in Frage und auch unterschiedliche Autoren äußern sich kritisch zu den gemachten Formulierungen. Wie es bereits [Morriss & Bartlett \(1996\)](#) formulieren fehlt somit eine Verbindung zwischen den Elementen der Beinarbeit und der Beschleunigung des Speeres sowie den dazwischenliegenden Bewegungen des Armes. Es erfolgte bisher lediglich eine phänomenologische Beschreibung der Schlüsselpositionen und der Aktionen des Wurfarms. Wie genau der Antrieb des Speeres durch den Wurfarm erfolgt muss daher genauer betrachtet werden um die Technikanweisungen zu präzisieren.

2.3 Erkenntnisse aus anderen Schlagwurfdisziplinen

Vergleicht man die Bewegungsabläufe im Speerwerfen mit anderen Sportarten, so zeigt sich eine große Übereinstimmung mit den Bewegungsabläufen im Handball und Baseball. Wie auch im Speerwurf ist in diesen Sportarten die Abwurfgeschwindigkeit einer der wesentlichen Faktoren, die über den Erfolg der sportlichen Handlung entscheiden (Fleisig & Escamilla, 1996; Sakurai, Ikegami, Okamoto, Yabe & Toyoshima, 1993; Van Den Tillaar & Cabri, 2012). Im Handball ist dies ein Wurf ins Tor, im Baseball für den Werfer (engl. pitcher), den Ball so zu werfen, dass der Schlagmann (engl. batter) den Ball nicht mit dem Schläger schlagen kann.

Wie auch im Speerwurf werden in beiden Sportarten rund 75 % der Abwurfgeschwindigkeit in den letzten 100 ms erzeugt (Jöris, Edwards van Muyen, van Ingen Schenau & Kemper, 1985; Pappas, Zawacki & Sullivan, 1985). Dabei unterscheiden sich die Sportarten hinsichtlich ihrer Wurfgeräte und den Regularien, denen die Technik unterliegt. Im Handball der Männer ist das Spielgerät ein Ball mit einem Umfang von 58–60 cm und einer Masse von 425–475 g. Im Vergleich dazu ist der Ball im Baseball deutlich leichter und kleiner, die Masse beträgt 142–149 g und der Umfang 22,8–23,5 cm (DHB, 2016; MLB, 2011).

Von den Regelwerken aus betrachtet unterscheiden sich die beiden Sportarten Hand- und Baseball vom Speerwurf durch das Fehlen eines Anlaufs. Während im Baseball durch das Regelwerk explizit der durchgehende Kontakt des rechten Fußes des Werfers zu seiner Abdruckplatte (engl. pitcher's plate) vorgeschrieben ist, muss im Spielbetrieb des Handballs nicht zwangsläufig Bodenkontakt bestehen (ausgenommen sind hier Ein-, Frei- und 7-m-Würfe). In beiden Sportarten haben die Werfer die Möglichkeit, aus einer Vielzahl von Wurfvarianten zu wählen (DHB, 2016; MLB, 2011). Im Baseball stellt die Variante, bei der dem Ball eine höchstmögliche Geschwindigkeit verliehen wird (engl. fastball), die wichtigste Variante dar (Sakurai et al., 1993). Auch im Handball existieren unterschiedliche Wurftechniken. Die Grundtechnik des Handballs stellt jedoch der Schlagwurf aus dem Stand mit einer höchstmöglichen Abwurfgeschwindigkeit dar (Braun, Büsch, Schütz & Sommerfeld, 2016; Müller, 1982). Nachfolgend soll auf die kinematischen und kinetischen Erkenntnisse zu beiden Techniken eingegangen werden.

Unterschiedliche Untersuchungen in beiden Sportarten stellen heraus, dass die Abwurfgeschwindigkeit des jeweiligen Balls durch eine Aufeinanderfolge von Bewegungen zustande kommt, die an den Beinen startet und sich über den Rumpf und Wurfarm zum Ball hin fortsetzt. Diese Sequenz der Bewegungen wird in der Literatur als kinematische Kette bzw. kinetic chain oder proximal-to-distal sequence bezeichnet (Fleisig & Escamilla, 1996; Hirashima, Yamane, Nakamura & Ohtsuki, 2008; Naito & Maruyama, 2008; Roach, Venkadesan, Rainbow & Lieberman, 2013; Wagner, Pfusterschmied, Klous, von Duvillard & Müller, 2012). Welche der Bezeichnungen auch genutzt wird, das erklärte Prinzip stellt sich gleich dar und ist im deutschsprachigen Raum auch als „Prinzip der zeitlichen Koordination der Teilimpulse“ bekannt (Hochmuth, 1982). Durch die Beschleunigung proximaler Segmente und deren anschließendes Abbremsen wird nach dem Impulserhaltungssatz

Energie auf das nachfolgende Segment übertragen. Somit kommt es zu einem Transfer kinetischer Energie von den Beinen über den Rumpf, den Oberarm, den Unterarm und die Hand zum Ball. Da es zusätzlich zu einer Abnahme der Segmentmassen von proximal nach distal kommt, steigen die Geschwindigkeiten an.

Im Handball äußern sich verschiedene Autoren kritisch zum Ablauf dieser Sequenz. [Van den Tillaar & Ettema \(2009\)](#) sowie [Wagner, Pfusterschmied, Tilp, Landlinger, von Duvillard & Müller \(2014\)](#) zeigen, dass sich die maximalen Winkelgeschwindigkeiten nicht in einer solchen Reihenfolge darstellen, sondern die maximale Extensionsgeschwindigkeit des Ellenbogens eher auftritt als die maximale Geschwindigkeit der Innenrotation im Schultergelenk. Sie zeigen weiterhin, dass die Ellenbogenstreckung vor der Innenrotation der Schulter beginnt. Die Autoren vermuten, dass durch den eher einsetzenden Beginn der Extension im Ellenbogen das Massenträgheitsmoment um die Längsachse des Oberarms verringert wird und somit bessere Voraussetzungen für den Antrieb geschaffen werden. Da sich die linearen Geschwindigkeiten dennoch stetig erhöhten, schlussfolgern die Autoren, dass die Abweichung keine Beeinträchtigung der Wurfbewegung darstellt ([van den Tillaar & Ettema, 2009](#); [Wagner, Buchecker, von Duvillard & Müller, 2010](#); [Wagner et al., 2012](#)). [Van den Tillaar & Ettema \(2009\)](#) zeigen weiterhin, dass die maximale lineare Geschwindigkeit des Oberkörpers erst nach der maximalen Geschwindigkeit des Ellenbogens erreicht wird. Sie vermuten, dass die durch die Beschleunigung des Oberarms auftretenden Gelenkreaktionskräfte nicht ausreichen, um die im Vergleich relativ schwere Masse des Oberkörpers zu stoppen, bzw. der Oberkörper in der Lage ist, aufgrund seiner hohen Masse nur mit geringem Geschwindigkeitsverlust einen großen Impuls auf den Oberarm zu übertragen ([van den Tillaar & Ettema, 2009](#)).

Zum Einfluss kinematischer Variablen auf die Abfluggeschwindigkeit des Balls zeigen [van den Tillaar & Ettema \(2007\)](#), dass die Winkelgeschwindigkeit der Innenrotation im Schultergelenk zum Zeitpunkt des Ballabwurfs einen signifikanten Einfluss ($r = 0,67$; $p < 0,05$) auf die Ballgeschwindigkeit hat. Weiterhin wird der Ellenbogenwinkel zum Zeitpunkt des Abwurfs ($r = -0,64$; $p < 0,05$) als signifikanter Einflussfaktor beschrieben. Sportler, die zum Zeitpunkt des Ballabwurfs einen gestreckteren Ellenbogen aufwiesen, erzielten höhere Abwurfgeschwindigkeiten. Dies steht auch in Übereinstimmung mit den zuvor publizierten Erkenntnissen von [van den Tillaar & Ettema \(2004\)](#). Sie berichten in ihrer Analyse, dass 67 % der Ballabfluggeschwindigkeit durch die Innenrotation im Schultergelenk und die Extension des Ellenbogens erklärt werden können. Als Einschränkung geben sie jedoch an, dass dies nur der Fall ist, wenn die Winkelgeschwindigkeiten beider Bewegungen verlustfrei auf den Ball übertragen werden können. Auch wenn es sich nur um eine modellhafte Annahme handelt, kommen die Autoren zu dem Schluss, dass der Einfluss beider Bewegungen auf die Abfluggeschwindigkeit außerordentlich hoch ist ([van den Tillaar & Ettema, 2004](#)).

Im Gegensatz zum Speerwerfen und Handball ist das Werfen des Baseballs eine der am besten untersuchten Wurfbewegungen. Eine Vielzahl von Untersuchungen wurde sowohl aus kinematischer als auch aus kinetischer Perspektive durchgeführt. Die proximal-distale Sequenz nimmt dabei oft-

mals eine zentrale Rolle ein; die Bedeutung der Antriebe der Beine, der Hüfte und des Oberkörpers werden immer wieder betont.

Hirashima et al. (2007) konnten zeigen, dass an der Geschwindigkeit des Balls insgesamt elf Bewegungen beteiligt sind, wovon die vier Bewegungen Längsachsenrotation des Oberkörpers, Innenrotation des Oberarms, Ellenbogenextension und Handgelenksflexion als wichtigste Bewegungen herausgestellt werden (Abb. 7). Sie weisen weiterhin darauf hin, dass der Antrieb der jeweiligen Bewegung nicht nur durch den sofortigen Effekt der Muskulatur des jeweiligen Segments erfolgt, sondern durch Interaktionseffekte sogenannte „interaction-torques“ entstehen (Hirashima et al., 2007). Dabei handelt es sich um Kräfte bzw. Momente, die am zu betrachtenden Gelenk aufgrund der Bewegung in fernerer Segmenten entstehen (Hollerbach & Flash, 1982). In ihrer weiteren Analyse kommen Hirashima et al. (2007) zu dem Schluss, dass die Extension des Ellenbogens und des Handgelenks ausschließlich durch Interaktionseffekte entstehen, die nicht durch die aktive Muskulatur des jeweiligen Gelenks verursacht werden. Die Innenrotation im Schultergelenk hingegen wird aus einer Mischung aus Interaktions- und Gelenkmomenten angetrieben. Weiterhin führen die Autoren aus, dass an den Gelenken, die vorrangig durch Interaktionseffekte angetrieben werden, die Muskulatur weniger zur Bewegung des Gelenks beiträgt, sondern die Geschwindigkeit von diesem kontrolliert (Hirashima et al., 2007).

Auch andere Autoren vertreten die Auffassung, dass die Bewegungen der distalen Segmente vor allem durch Interaktionseffekte und somit durch einen Transfer von Energie generiert werden. So führen Werner, Fleisig, Dillman & Andrews (1993, S.277) aus, dass diese „[...] muscle activity and resulting extension torque [of the triceps], however, were not large enough to produce the high elbow angular velocity seen.“ Laut den Autoren entstehen durch die Rotation des Oberkörpers in Wurfrichtung Zentrifugalkräfte, die die Masse des Unterarms vom Körper wegziehen; dies wird durch

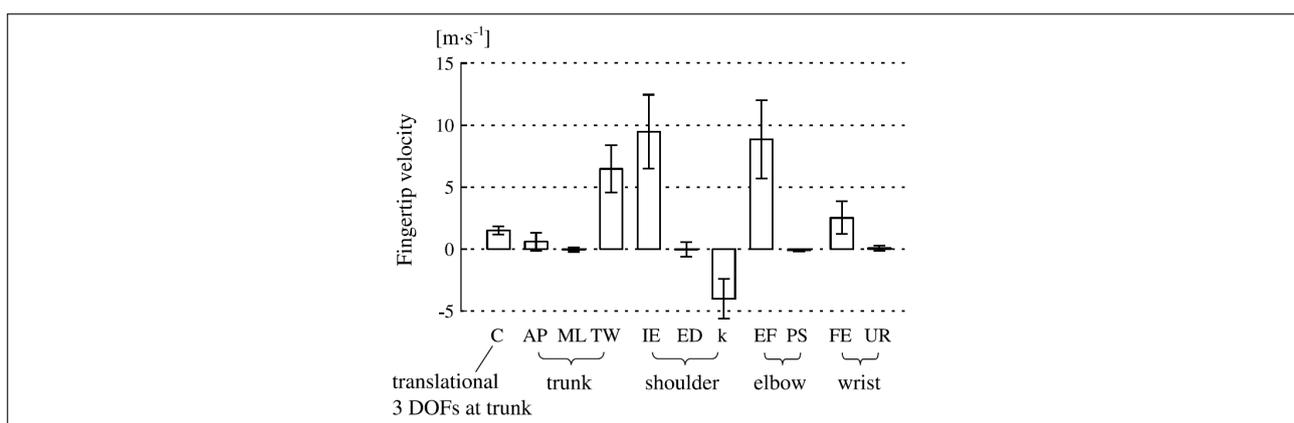


Abb. 7 Beitrag der Segment-/Gelenkbewegungen zur erzielten maximalen Geschwindigkeit der Fingerspitzen. Insgesamt gibt es 11 Bewegungen, aus denen die Geschwindigkeit resultiert. Oberkörper (trunk) C: lineare Geschwindigkeit des Oberkörpers in drei Bewegungsrichtung; AP: anterior/posterior; ML: mediolaterale Neigung; TW: Längsachsenrotation. Schulter (shoulder) IE: Innen-/Außenrotation; ED: Add-/Abduktion; k: horizontale Flexion/Extension. Ellenbogen (elbow) EF: Extension/Flexion; PS: Pronation/Supination. Handgelenk (wrist) FE: Palmarflexion/Dorsalextension; UR: ulnar/radial Abduktion (nach Hirashima et al., 2007).

eine Aktivität des m. biceps brachii unterbunden. Kurz bevor die maximale Außenrotation erreicht ist, lässt diese Aktivität nach und die wirkenden Zentrifugalkräfte unterstützen die Ellenbogenextension (Werner et al., 1993).

Naito & Maruyama (2008) ermitteln für die hohen Streckgeschwindigkeiten im Ellenbogen, dass diese vor allem durch die Rotationsgeschwindigkeit des Oberkörpers um seine Längsachse produziert werden (63,4%). Die Momente, die aufgrund der Muskelkraft am Ellenbogen produziert werden, gehen sogar stark negativ in die Ellenbogenstreckgeschwindigkeit ein (-37,5%). Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor, den die Autoren für die Streckgeschwindigkeit im Ellenbogen bestimmen konnten, ist die horizontale Flexion im Schultergelenk. Die hierdurch produzierten Winkelgeschwindigkeiten und die dann wiederum produzierten Fliehkräfte machen 33,6% der Streckgeschwindigkeit im Ellenbogen aus (Naito & Maruyama, 2008).

Stodden, Fleisig, McLean & Andrews (2005) zeigen in diesem Zusammenhang, dass die Kräfte, die aufgrund der Zentrifugalkräfte im Schulter- und Ellenbogengelenk auftreten, in Relation zur Abwurfgeschwindigkeit stehen: Je höher die Abwurfgeschwindigkeit des Balls, desto höher sind auch die auftretenden Kräfte im Gelenk. Ebenso zeigt sich, dass das Flexionsmoment mit der Abwurfgeschwindigkeit korreliert⁴. Die Autoren argumentieren, dass durch höhere Drehgeschwindigkeiten des Oberkörpers größere Zentrifugalkräfte entstehen, denen die Gelenkstrukturen entgegenwirken müssen. Sie führen weiterhin aus, dass das Flexionsmoment, wie es auch bereits andere Autoren beschrieben, die Extension des Ellenbogens kontrolliert, um eine Überstreckung zu vermeiden (Stodden et al., 2005).

Ein weiterer wichtiger Mechanismus, der zur Erhöhung der Leistung beiträgt, wurde erstmals von Roach & Lieberman (2014) für Wurfdisziplinen nachgewiesen. In ihren Untersuchungen an Baseballspielern zeigen Sie, dass bis zu 54% der in der Beschleunigungsphase geleisteten Arbeit in der Innenrotation der Schulter über eine Zwischenspeicherung von Energie in der Schultermuskulatur generiert wird. In ihren Untersuchungen belegen Roach & Lieberman (2014) weiterhin, dass eine Begrenzung der Außenrotation eine deutliche Reduzierung der gespeicherten Energie nach sich zieht und dann die nachfolgenden Gelenke beeinflusst (Abb. 8). Es kommt zu einer deutlichen Reduzierung der Winkelgeschwindigkeiten und der geleisteten Arbeit bei der Ellenbogenstreckung mit der Folge einer deutlichen Minderung der Abfluggeschwindigkeit (27,7 vs. 24,9 m s⁻¹).

Den Mechanismus, den Roach et al. (2013) für die Speicherung und Abgabe von Energie verantwortlich machen, beschreiben die Autoren wie folgt (Abb. 9): Durch die Drehung der Schulterachse in Wurfrichtung, die durch die vorhergehende Arbeit der Beine und der Hüfte initiiert wird, und eine Beugung des Ellenbogens von ca. 90° kommt es zu einer Maximierung des Massenträgheitsmoments um die Längsachse des Oberarms. Die Rotation des Oberkörpers in Wurfrichtung und das erhöhte Trägheitsmoment bedingen ein Zurückbleiben des Arms hinter dem Oberkörper, wodurch

⁴ Die Autoren geben für die einzelnen Zusammenhänge keine statistischen Kenngrößen an; sie unterscheiden lediglich zwischen signifikant und nicht signifikant.

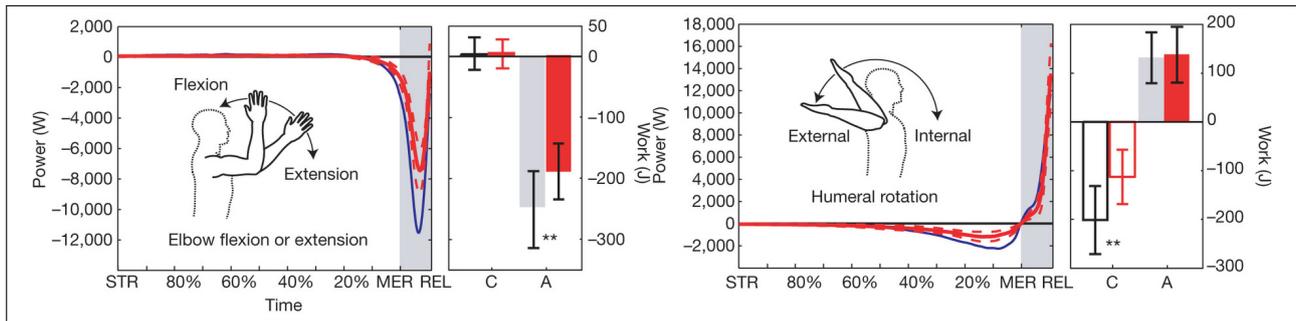


Abb. 8 Vergleich des Leistungs-Zeit-Verlaufs für die Innen- und Außenrotation (links) und Ellenbogenextension/-flexion (rechts) unter normalen (blau) und beschränkten (rot) Bedingungen. Die negativen Anteile der Leistung entsprechen der Energiemenge, die durch das tendo-muskuläre System absorbiert wird. Neben dem jeweiligen Verlauf: Vergleich der geleisteten Arbeit als Integrale der jeweiligen Leistungsanteile zwischen der normalen (grau) und der beschränkten (rot) Bewegungsamplitude für die Anteile an zwischengespeicherter (negativ) und abgegebener (positiv) Arbeit (nach Roach & Lieberman, 2014).

der Oberarm passiv in die Außenrotation gedrückt wird. In der Folge kommt es zu einer Dehnung der Muskeln, Bänder und Sehnen, die die Schulter kreuzen. Die Auswärtsdrehung wird dabei durch ein Drehmoment in die Gegenrichtung kontrolliert und abgebremst, wodurch die Muskulatur einer exzentrischen Kontraktion unterliegt und es zur Speicherung von Energie kommt (Roach et al., 2012, 2013). Für diese Phase der Bewegung zeigen auch Fleisig, Barrentine, Zheng, Escamilla & Andrews (1999) einen signifikanten Unterschied zwischen vier Leistungsklassen: Je höher die Expertise der Athleten ist, desto größer wird auch das Drehmoment der Abbremsbewegung. Um das Massenträgheitsmoment des Arms zu verringern und die Streckung im Ellenbogengelenk mit Beginn der Beschleunigungsphase zu unterstützen, wird der m. biceps brachii deaktiviert (Hirashima, Kadota, Sakurai, Kudo & Ohtsuki, 2002). Damit kommen die Sehnen und Bänder, die über das Schultergelenk ziehen, in eine konzentrische Arbeitsweise und können die gespeicherte elastische Energie abgeben (Roach et al., 2012, 2013).

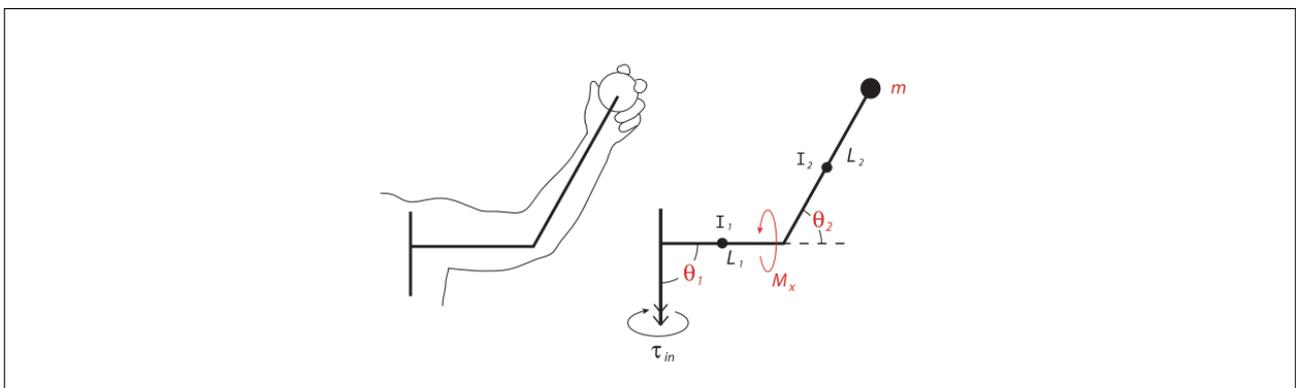


Abb. 9 Freikörperbild des Wurfarms im Baseball. Mit dem Abduktionswinkel (θ_1) und dem Ellenbogenwinkel (θ_2), dem Massenträgheitsmoment (M_x) des Arms um die Längsachse des Oberarms, dem Drehmoment der Innenrotation des Oberkörpers (τ_{in}) sowie der Trägheitensoren des Ober- (I_1) und Unterarms (I_2) mit deren Schwerpunkten (L_1 ; L_2) (nach Roach et al., 2012).

Bei einem Vergleich koreanischer und amerikanischer Pitcher ([Escamilla, Moorman, Fleisig, Barrentine & Andrews, 2002](#)) sowie der Werfer, die an den Olympischen Spielen 1996 teilnahmen ([Escamilla, Fleisig, Zheng, Barrentine & Andrews, 2001](#)), kommen die Autoren zu ähnlichen Erkenntnissen: Die Spieler mit den höchsten Abwurfgeschwindigkeiten des Balles zeigen eine größere horizontale Extension im Schultergelenk im Vergleich zu den Spielern mit geringeren Abwurfgeschwindigkeiten. Die Autoren folgern daraus, dass die größere Extension und die damit verbundene größere Vordehnung der Schultermuskulatur eine verbesserte Ausnutzung des DVZ mit sich bringt ([Escamilla et al., 2001, 2002](#)).

Zusammenfassend kann man feststellen, dass im Baseball die Funktionsweise der Wurfbewegung, nicht nur aus kinematischer Sicht, sondern auch aus kinetischer Sicht bereits genauer untersucht wurde. Die verschiedenen Autoren stellen dabei die Längsachsenrotation des Oberkörpers, die Innenrotation des Schultergelenks und die Ellenbogenextension als die wichtigsten Bewegungen der oberen Extremitäten und des Oberkörpers heraus. Ein weiterer zentraler Punkt, den die kinetischen Analysen offenbaren, betrifft den Antrieb der jeweiligen Bewegungen. Die Autoren zeigen, dass der Antrieb der Bewegungen der oberen Extremitäten zu einem großen Teil durch vorgeschaltete Segmente und somit durch einen Transfer von Energie erfolgt. In diesem Zusammenhang wird von den Autoren herausgestellt, dass neben dem Transfer von Energie ebenso die Zwischenspeicherung und Abgabe dieser im Schultergelenk zu einer Verbesserung der Abwurfgeschwindigkeit beiträgt.

2.4 Einfluss schwerer und leichter Wurfgeräte

Die Verwendung von Wurfgeräten mit unterschiedlichen Massen gehört im Speerwurf und auch in den anderen Wurfdisziplinen der Leichtathletik zu den speziellen Trainingsmitteln ([Bartonietz, 2008](#); [Hinz, 1991](#); [Lehmann, 2016](#)). Ausgehend vom Wettkampfgewicht gibt es prinzipiell die Möglichkeit, leichtere oder schwerere Geräte einzusetzen. [Bartonietz \(1992\)](#) fordert in diesem Zusammenhang, dass durch den Einsatz unterschiedlicher Geräte das Training darauf ausgerichtet werden soll, unter disziplinspezifischen Arbeitsbedingungen das Niveau der Beschleunigungsleistung der Gelenkantriebe zu entwickeln. Die disziplinspezifischen Anforderungen beziehen sich dabei vor allem auf die zeitliche Struktur sowie kinematische Aspekte ([Hinz, 1991](#)). Eine Veränderung der Last sollte in dem Zusammenhang keine Veränderung der Bewegungsstruktur mit sich bringen ([Bartonietz, 2008](#); [Harre, 2008](#); [Hinz, 1991](#)).

Schwereren Geräten wird durch ihre größere Masse und den damit verbundenen Trägheitseigenschaften ein Beitrag zur Entwicklung der speziellen Krafftigkeiten und daraus resultierend der Verbesserung der Beschleunigungskräfte zugeschrieben ([Bartonietz, 2008](#); [Hinz, 1991](#); [Lehmann, 2016](#)). Weiterhin soll durch den Einsatz der schwereren Geräte der Spannungsaufbau in Form der Wurfarmverzögerung unterstützt werden ([Bartonietz, 2008](#); [Lehmann, 2016](#)).

Vom Einsatz leichterer Geräte wird demgegenüber eine Verbesserung der spezifischen Schnelligkeitsfähigkeiten erwartet. Durch die geringere Masse und die damit verbundene geringere Trägheit sollen höhere Bewegungs- und Abwurfgeschwindigkeiten erzielt werden. Durch die erhöhten Bewegungsgeschwindigkeiten erfolgt eine Verbesserung der azyklischen Schnelligkeit (Bauersfeld & Voß, 1992) sowie die Ausbildung von Steuer- und Regelungsprogrammen, die den Geschwindigkeiten der zu erwartenden Wettkampfleistung gerecht werden (prognostische Schnelligkeitsleistungen) (Witt, 2008).

Zu den genauen Veränderungen auf kinematischer und kinetischer Ebene ist im Speerwurf weniger bekannt, da es dazu bisher keine Untersuchungen gab. Aus diesem Grund wird im Folgenden auf die Erkenntnisse aus anderen Schlagwurfdisziplinen eingegangen.

Während für Trainingsprogramme mit leichten und schweren Bällen eine Vielzahl von Studien sowohl im Handball als auch im Baseball vorliegen (Caldwell, Alexander & Ahmad, 2019; DeRenne & Szymanski, 2009; van den Tillaar, 2004), ist über die Auswirkungen auf die Kinematik und Kinetik der Bewegung auch in diesen Sportarten nur wenig bekannt.

In einer Untersuchung der Auswirkungen auf die Kinematik des Schlagwurfs mit Wurfgewichten von 0,206–0,818 kg stellen van den Tillaar & Ettema (2004) fest, dass es mit dem Anstieg der Ballmasse zu einer Verlängerung der Hauptbeschleunigungsphase kommt ($F_{6,36} = 2,95$; $p = 0,017$). Gleichzeitig nimmt die Abwurfgeschwindigkeit signifikant ab ($F_{6,36} = 134$; $p < 0,001$). Bei der Kinematik der Gelenke kam es mit einem Anstieg der Ballmasse zu einer Abnahme der maximalen Winkelgeschwindigkeiten in der Innenrotation ($F_{6,18} = 6,33$; $p = 0,001$), Ellenbogenextension ($F_{6,36} = 17,28$; $p < 0,001$) und Palmarflexion ($F_{6,30} = 134$; $p = 0,007$) des Handgelenks. Neben einer Veränderung der Winkelgeschwindigkeiten zeigen die Autoren auch eine Veränderung im Timing der Bewegung: Mit einer Zunahme der Ballmasse kommt es neben der Verlängerung der Hauptbeschleunigungsphase auch zu einer frühzeitigeren Initiierung der Innenrotation im Schultergelenk ($F_{1,5} = 23,17$; $p = 0,005$) und der Ellenbogenflexion ($F_{1,6} = 11,37$; $p = 0,015$); die absoluten Startzeitpunkte waren weiter entfernt vom Abwurfzeitpunkt. In Kombination mit der Verlängerung der Hauptbeschleunigungsphase erkennen die Autoren jedoch keine Veränderungen; die relativen Zeitpunkte der Bewegungseinsätze bleiben unverändert (van den Tillaar & Ettema, 2004).

Für die Kinematik der Bewegungen der Einzelgelenke kommen Braun et al. (2016) in ihrer Untersuchung von Nachwuchshandballern auf gleiche Ergebnisse: Mit einer Zunahme des Ballgewichts von 300 auf bis zu 800 g kommt es zu einer Verringerung der maximalen Winkelgeschwindigkeit der Innenrotation und horizontalen Flexion der Schulter sowie der Ellenbogenextension. Die Abnahme der Winkelgeschwindigkeit tritt jedoch je nach Bewegung bei unterschiedlichen Ballgewichten auf: Während die Ellenbogenflexion bereits ab einem Zusatzgewicht von 100 g signifikant abnimmt, erreichen die horizontale Schulterflexion und die Innenrotation erst mit dem höchsten Ballgewicht eine signifikante Veränderung. Die Autoren stellen weiterhin fest, dass es bei einer Zu- bzw. Abnahme der Ballmasse von ± 100 g (22 % des Wettkampfgewichts) zu einer signifikanten Veränderung der Ab-

fluggeschwindigkeit kommt. Die Bewegungsstruktur, also die zeitliche Abfolge der unterschiedlichen Bewegungen, zeigt sich bei den Untersuchungen unverändert (Braun et al., 2016).

Untersuchungen zur Veränderung der Kinematik und Kinetik bei Gewichtsveränderungen wurden auch von Friedrich (2017) und Stockmar (2017) durchgeführt. Die Autoren zeigen bei einer Lasterhöhung um 20 %, dass es trotz einer Veränderung der Winkelgeschwindigkeiten in der Schulterinnenrotation und der Extension des Ellenbogens zu keiner Veränderung der Gelenkmomente und der Gelenkleistung kommt. Dabei ist anzumerken, dass die Untersuchung an Sportlern durchgeführt wurden, die sich an der Übergangsgrenze von einer Altersklasse in die nächste befanden und im Spielbetrieb bereits mit beiden Bällen umgehen mussten (Friedrich, 2017; Stockmar, 2017).

Zu ähnlichen Ergebnissen wie im Handball gelangen auch unterschiedliche Untersuchungen im Baseball. Fleisig, Diffendaffer, Aune, Ivey & Laughlin (2017) zeigen für den Baseball, dass bei Würfeln mit Gewichten zwischen 114 g (4 oz.) und 198 g (7 oz.) (Abstufung 28 g [1 oz.]) eine Verringerung bzw. Erhöhung der Last um eine Gewichtsstufe bereits signifikante Veränderungen der Abwurfgeschwindigkeiten mit sich bringt. Eine Veränderung der Gelenkwinkelamplitude beobachteten die Autoren nicht. Die Winkelgeschwindigkeiten der Ellenbogenextension und der Schulterinnenrotation nahm signifikant ab; demgegenüber brachte die Verringerung der Last zwar eine signifikant höhere Abwurfgeschwindigkeit, die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten zeigten jedoch keine Veränderungen. Über alle Ballgewichte hinweg kam es laut Fleisig et al. (2017) zusätzlich zu einer Abnahme der in Richtung proximal wirkenden Reaktionskräfte im Schultergelenk; weiterhin nahmen die Gelenkmomente der Innenrotation und der horizontalen Extension im Schultergelenk sowie das Varus- und Flexionsmoment im Ellenbogengelenk ab. Signifikante Unterschiede weisen die Autoren jedoch erst ab der höchsten Laststufe nach. Sie führen die Abnahme der Momente und Kräfte auf eine geringere Beschleunigung des Balls zurück, was sich in den geringeren Abfluggeschwindigkeiten zeigt (Fleisig et al., 2017).

Zusammenfassend lassen sich unterschiedliche Veränderungen der Gelenkkinematik und -kinetik mit einer Lastveränderung feststellen. Mit der Zunahme der Gerätemasse kommt es zu einer Verringerung der Abwurfgeschwindigkeiten sowie der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten. Aus kinetischer Sicht kommt es zu einer Abnahme der Gelenkreaktionskräfte sowie von Gelenkmomenten. Erkenntnisse speziell zum Speerwurf gibt es dahingehend nicht. Um jedoch die Auswirkungen auf die verschiedenen Funktionssysteme des Körpers besser verstehen und darauf aufbauend den Einsatz spezieller Gerät im Verlauf eines Trainings- und Wettkampfbjahres besser planen zu können, müssen die Abläufe im Gliedersystem des Wurfarmes unter mechanischen Gesichtspunkten betrachtet werden.

3 Problemstellung und Forschungsfrage

Am Beispiel der Sportart Baseball konnte gezeigt werden, dass die Bewegungen der oberen Extremitäten in den Schlagwurfdisziplinen sehr stark von den Bewegungen der vorgeschalteten Segmente abhängen und zum großen Teil durch Energie aus den direkt vorgeschalteten sowie auch weiter entfernten Segmenten angetrieben werden. Auch die Speicherung und Abgabe elastischer Energie im Schultergelenk spielt im Baseball eine wichtige Rolle für die notwendigen hohen Abwurfgeschwindigkeiten.

Untersuchungen im Speerwurf fehlen demgegenüber bisher. Zugrundeliegende Mechanismen, also die im Gelenk ablaufenden Prozesse der Energieübertragung und -erzeugung auf der Basis von Gelenkmomenten und -kräften, fanden bisher keine Beachtung. Forschungsvorhaben beschäftigten sich fast ausschließlich mit der Analyse kinematischer Größen. [Bartonietz \(2000, S.428\)](#) merkt hierzu an:

„[...] it must be remembered that the movement pattern shown by kinematic data is only the end result and external picture of energy transfer in the chain system. No conclusion about energy flow mechanisms can be made without incorporating information about joint moments and joint power.“

Bereits die Erkenntnisse aus den kinematischen Untersuchungen im Speerwurf stellen die in der Literatur formulierten Technikanweisungen infrage und auch Erkenntnisse aus dem Baseball stehen diesen zum Teil deutlich entgegen. Um daher eine Präzisierung des Technikmodells vornehmen zu können, ist eine Untersuchung der zugrundeliegenden Mechanismen, wie sie auf der Ebene der Gelenkkräfte und -momente geschehen, und deren Bezug zu kinematischen Größen angezeigt. Weiterhin sollen durch eine Veränderung der Gerätemasse gezielt Variationen innerhalb der Antriebsmechanismen provoziert werden, um daraus Empfehlungen für eine individuelle Technikoptimierung ableiten zu können.

Bezugnehmend auf das einleitend dargestellte Forschungsdefizit wird die Zielstellung folgendermaßen formuliert: Es sollen die zugrundeliegenden Mechanismen auf Ebene der Gelenke aufgeklärt werden, die zu einer höheren Abwurfgeschwindigkeit des Speers führen. Wie gezeigt werden konnte, unterscheiden sich die Ergebnisse zur Antriebsgestaltung im Baseball von den formulierten Technikanweisungen im Speerwurf; jedoch wurden die Mechanismen im Speerwurf nur phänomenologisch beschrieben. Aus diesem Grund wird die übergreifende Fragestellung der Arbeit wie folgt formuliert:

Lassen sich die Erkenntnisse aus dem Baseball zum Antrieb der oberen Extremitäten auf den Speerwurf übertragen?

Ausgehend davon werden drei Teilfragestellungen formuliert. Wie sich aus der Literaturanalyse ergibt, geschieht der Antrieb der oberen Extremitäten und somit auch des Wurfgeräts vor allem durch vorgeschaltete Körpersegmente. Der Transfer von Energie durch das Gliedersystem des Sportlers spielt somit eine tragende Rolle. Weiterhin konnte im Baseball gezeigt werden, dass auch die

Zwischenspeicherung und Abgabe elastischer Energie zu einer weiteren Steigerung der Abwurfgeschwindigkeit führt. Aus diesem Umstand leitet sich die erste Teilfragestellung ab:

1. Welche Rolle spielen der Transfer und die Generierung von Energie sowie die Zwischenspeicherung und Abgabe elastischer Energie für das Ergebnis im Speerwurf?

In diesem Zusammenhang wird erwartet, dass der Hauptantrieb der Bewegungen und des Speers durch einen Transfer mechanischer Energie stattfindet. In der Endphase der Bewegung spielt zusätzlich die Abgabe von zwischengespeicherter Energie eine wichtige Rolle. Der Nachweis soll anhand der Gelenk- und Transferleistung stattfinden; durch eine Zusammenhangsprüfung mit den Parametern des Speers wie Abwurfgeschwindigkeit und Beschleunigungsleistung erfolgt die Nachweisführung.

Durch eine Flexion/Extension des Ellenbogens kann eine Veränderung des Massenträgheitsmoments des Arms um seine Längsachse erreicht werden. Im Baseball wird die Beugung des Ellenbogens als eine wichtige Voraussetzung für den Antrieb des zu werfenden Balls betrachtet; im Speerwurf hingegen existiert die Anweisung, den Ellenbogen so wenig wie möglich zu beugen. Aus diesem Gegensatz innerhalb beider Sportarten leitet sich die zweite Teilfragestellung ab:

2. Welche Rolle spielen das Massenträgheitsmoment des Wurfarms und dessen Veränderung innerhalb des Bewegungsablaufs?

Es wird erwartet, dass durch die Beugung und Streckung des Ellenbogens Einfluss auf die Antriebsgestaltung des Schultergelenks genommen werden kann, indem durch eine Veränderung des Ellenbogenwinkels sich die Verteilung der Gelenkmomente verändert. Die Nachweisführung erfolgt anhand des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes und des maximalen Ellenbogenwinkels. Diese Winkel sollen in Zusammenhang mit den Gelenkmomenten und -leistung im Schultergelenk gebracht werden, um Aussagen über die Veränderung der Gelenkmomente und -leistung zu treffen.

Wie bereits im Baseball gezeigt wurde, kann durch eine Variation der Gerätelast Einfluss auf die Gelenkmomente und -kräfte genommen werden. Um die Antriebsmechanismen der oberen Extremitäten besser zu verstehen und weiterhin Einflussfaktoren zu finden, mit denen ein gezielter Eingriff in diese Mechanismen möglich ist, wird die dritte Teilfrage aufgeworfen:

3. Welche Auswirkungen hat eine Veränderung der Gerätemasse auf die Antriebsmechanismen der oberen Extremitäten?

Mit einer Zunahme der Masse wird sowohl eine Abnahme der Winkelgeschwindigkeiten als auch der Gelenkmomente und -kräfte erwartet, so wie sie auch im Baseball und Handball nachgewiesen wurde. Darauf aufbauend wird eine sinkende Gelenkleistung mit einer Zunahme der Gerätelast erwartet.

4 Untersuchungsmethoden

Die Untersuchungen wurden als exploratives Design geplant und durchgeführt. Einen Überblick über den gesamten Ablauf des Vorgehens bietet Abb. 10. Ausgehend von der Messwerterfassung mit der Beschreibung der Probanden und dem zugehörigen Versuchsaufbau sowie der Versuchsdurchführung wird im darauffolgenden Abschnitt das Vorgehen zur Modellierung des Körpers erläutert. Dazu gehören die Erstellung und Abwandlung des Körpermodells und die Ermittlung der Trägheitseigenschaften der verschiedenen Körpersegmente. Das letzte Unterkapitel bildet das Vorgehen zur Messwertverarbeitung. Hier wird die Methodik zur Auswahl der Versuche, die Filterung der Markertrajektorien, die Berechnung der kinematischen und kinetischen Größen sowie die darauf angewendete Normalisierung bzw. Transformation beschrieben. Der vorletzte Punkt in diesem Kapitel ist die Extraktion von aussagekräftigen Parametern und die darauf angewendete Statistik. Im letzten Abschnitt werden die angewandten Methoden kritisch hinterfragt und Stellung zu aufgetretenen Problemen bezogen.

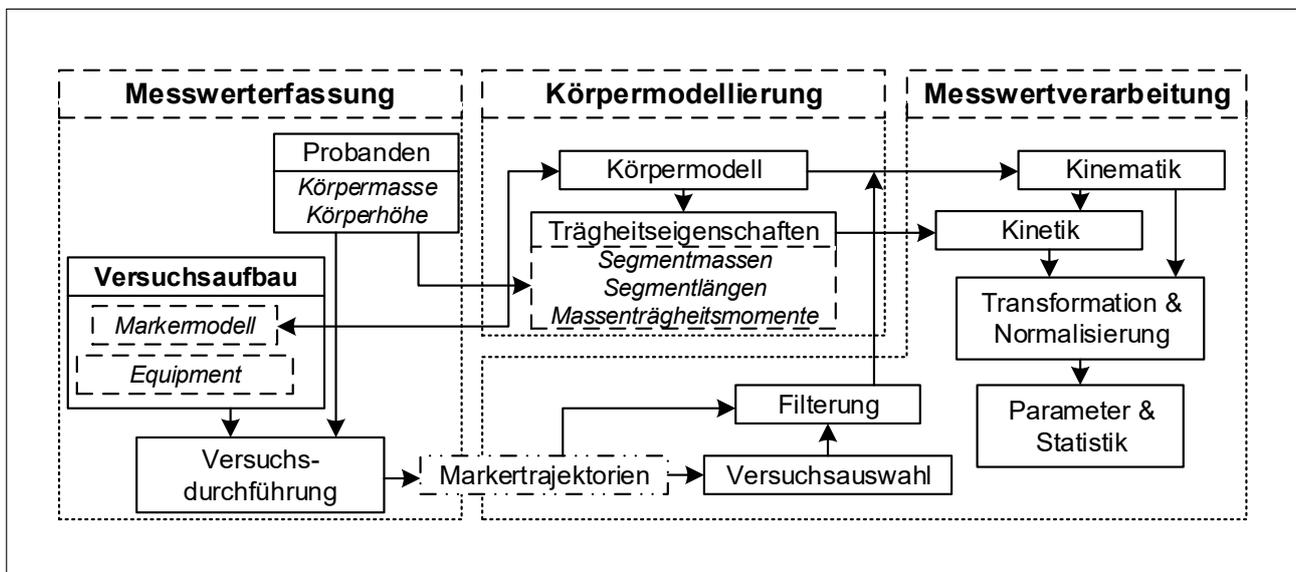


Abb. 10 Übersicht über die Arbeitsschritte während der Untersuchung und Auswertung sowie die Beeinflussungen untereinander.

4.1 Datenerfassung

Im nachfolgenden Abschnitt wird der Vorgang der Datenerhebung beschrieben. Dabei wird sowohl auf die teilnehmenden Probanden als auch die verwendeten Messverfahren eingegangen.

4.1.1 Probanden

Die Untersuchungen fanden im Rahmen der Leistungsdiagnostik des Speerwurfkaders des Deutschen Leichtathletik Verbands(DLV) in Kooperation mit dem Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT) statt.

Insgesamt nahmen 10 männliche Probanden aus unterschiedlichen Kaderstufen (A–D/C) an den Untersuchungen teil. Die mittlere Bestweite aller Probanden zum Zeitpunkt der Untersuchungen betrug $77,71 \pm 10,34$ m (Spannweite: 62,97–91,28 m). Im Mittel waren die Sportler $22,6 \pm 3,4$ Jahre alt, bei einer Körperhöhe (l_k) von $1,88 \pm 0,07$ m und einer Körpermasse (m_k) von $92,8 \pm 10,8$ kg. Alle Studienteilnehmer waren Rechtshänder. Alle Probanden waren frei von Verletzungen und gesundheitlichen Einschränkungen; die Teilnahme an der Studie erfolgte freiwillig. Alle Teilnehmer wurden vor den Untersuchungen zu Risiken, Ablauf und Nutzen aufgeklärt und bestätigten ihre Zustimmung.

4.1.2 Eingesetzte Messverfahren

Die Untersuchungen erfolgten in der Testhalle des IAT Leipzig. Hierfür wurde ein Infrarotmesssystem der Firma Qualisys (Qualisys AB, Göteborg, Schweden) mit 12 Infrarotkameras (Oqus 7+) und 2 Videokameras (Oqus 210c) derart aufgebaut, dass die letzten drei Bodenkontakte (Abdruck zum Impulsschritt, Landung Druckbein, Landung Stemmbein) inklusive der finalen Beschleunigungsphase bis zum Zeitpunkt, an dem der Speer die Hand bereits verlassen hat, aufgezeichnet werden konnten. Die Kameras wurden hierfür beidseitig neben der Anlaufbahn platziert, sodass ein Oval um den Anlaufbereich entstand (Abb. 11). Somit wurde auf einer Strecke von ca. 8 m der Bewegungsraum durch das Motion-Capturing-System erfasst. Die Aufnahmefrequenz (f_s) der Infrarotkameras betrug 250 Hz. Die beiden Videokameras wurden zusätzlich so ausgerichtet, dass Videobilder von der Seite des Wurfarms und aus der Rückansicht des Sportlers aufgenommen werden konnten. Die Aufnahmefrequenz der Videokameras betrug 125 Hz. Der Messraum wurde an jedem der beiden Messtage vor und nach den Messungen kalibriert. Weiterhin wurde ein Beschleunigungssensor (ESYS GmbH, Berlin, Messbereich $\pm 500 \text{ m s}^{-2}$, $\pm 2000 \text{ }^\circ/\text{s}$) über dem Schwerpunkt des Speers montiert, um die Speerbeschleunigung zu erfassen.

Um die Bewegungen der Sportler aufzuzeichnen, wurden insgesamt 24 reflektierende Marker am Körper der Probanden befestigt (Tab. 1, Abb. 12). Das Markerset orientierte sich an den Vorgaben von [Roach \(2012\)](#); [Roach et al. \(2013\)](#) und [Roach & Lieberman \(2014\)](#). Auf die Anbringung von rigiden Markerclustern wurde verzichtet, da Voruntersuchungen ergaben, dass dadurch einzelne Bewe-

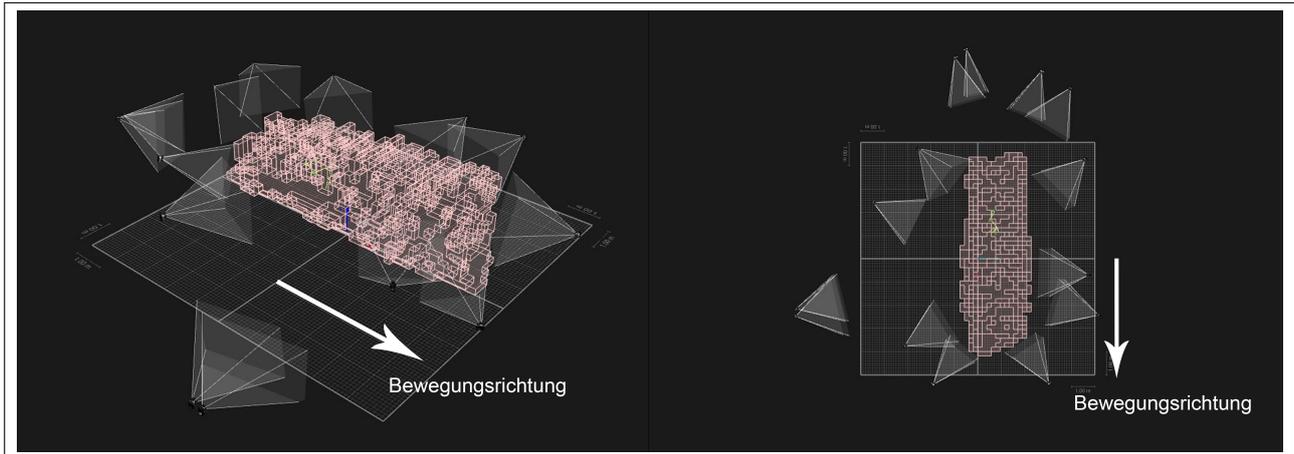


Abb. 11 Ansicht des Messplatzaufbaus von vorn rechts (linke Seite der Abbildung) und als Draufsicht (rechte Seite der Abbildung). Der hellrote Bereich stellt den kalibrierten Messraum dar, die hellgrauen Bereiche die Sichtbereiche der Kameras (nur in Breite und Höhe). Das gesamte Quadrat hat eine Grundfläche von 10 x 10 m.

gungen nicht richtig erfasst werden können und die Gefahr besteht, dass sich die Cluster aufgrund ihrer Größe und der darunterliegenden kleineren Segmente verschieben (Friedrich, 2017; Stockmar, 2017). Für die Anbringung der Marker wurden die Empfehlungen von van Sint Jan (2007) verwendet. Um ein Abfallen der Marker, z. B. infolge von Schweißbildung oder hohen Beschleunigungen, zu verhindern, wurden die Marker mit doppelseitigem Toupetklebeband befestigt und zusätzlich mit handelsüblichem Pflasterklebeband gesichert.

4.1.3 Versuchsablauf

Die teilnehmenden Sportler wurden vor Beginn der Untersuchung über das Vorhaben informiert und deren Einverständnis zur Teilnahme wurde eingeholt.

Tab. 1 Auflistung aller für die Versuche genutzten Marker (Markerabkürzungen) und deren Anbringungsorte. Mit „*“ markierte Marker wurden lediglich im statischen Versuch zur Modellbildung angebracht (Kalibriermarker).

Markerabkürzung	Anbringungsort
R_TM*, L_TM*	Trochanter major, rechts & links
R_ICT*, L_ICT*	Crista iliaca, rechts & links
R_IAS, L_IAS	Spina iliaca anterior superior, rechts & links
R_IPS, L_IPS	Spina iliaca posterior superior, rechts & links
SJN	Fossa jugularis sterni
SSN	Synchondrosis xiphosternalis
C7	Processus spinosus des 7. Halswirbels
TH10	Processus spinosus des 10. Brustwirbels
R_ACG, L_ACG	Articulatio acromioclavicularis, rechts & links
HDT	Tuberositas deltoidea, rechts
ELB_L, ELB_M	Epicondylus lateralis & medialis humeri, rechts
WR_U, WR_R	Processus styloideus ulnae & radii, rechts
MC2, MC5	Caput metacarpale lateralis des 2. & 5. Fingers, rechts
EFFE	Basis phalangis des 3. Fingers, rechts
JAV_F	Am Speer, vor der Bindung
JAV_R	Am Speer, hinter der Bindung



Abb. 12 Anbringung der Marker an den Probanden. Abbildung links: Marker an den Punkten Fossa jugularis sterni, Synchrondrosis xiphosternalis, Articulatio acromioclavicularis links und rechts. Abbildung Mitte: Spina iliaca posterior superior links und rechts, Crista iliaca rechts, Trochanter major rechts, Epicondylus medialis & laterals humeri. Abbildung rechts: Basis phalangis des 3. Fingers, Caput metacarpalis des 2. & 5. Fingers, Processus styloideus ulnae und radii.

Danach begannen sie mit einer eigenständigen und individuellen Erwärmung von ca. 30 min. Nach der Erwärmung wurden die Marker wie bereits in Kap. 4.1.2 beschrieben an den Sportlern angebracht. Die Probanden absolvierten ihre Messaufnahmen einzeln und nacheinander. Für die spätere Kalibrierung des Körpermodells wurden zu Beginn der Untersuchungsreihe für jeden Probanden zwei Messungen ohne Bewegungsablauf durchgeführt. Für die erste Messung nahmen die Probanden eine statische Position ein. Die Probanden waren dazu angehalten, in aufrechter Position mit gestreckten Extremitäten zu verharren, wobei die Arme einen kleinen Abstand zum Rest des Körpers haben sollten. Die zweite Messung diente zur Bestimmung der Rotationsachse des Schultergelenks. Hierfür waren die Sportler angehalten, nach den Empfehlungen von [Begon, Monnet & Lacouture \(2007\)](#), mit dem gestreckten Wurfarm eine kreisförmige Bewegung durchzuführen, wobei alle drei Bewegungsebenen (Adduktion/Abduktion, horizontale Flexion/Extension, Innenrotation/Außenrotation) einbezogen wurden. Aus den damit gewonnenen Daten erfolgte später die Berechnung des Drehzentrums des Schultergelenks (die Erläuterung hierzu erfolgt in Kap. 4.2). Die Kalibrierversuche erfolgten mit dem kompletten Markersset. Bei Verlust eines Markers in den Bewegungsversuchen wurde eine erneute Kalibrierung durchgeführt.

Nach der Kalibrierung wurden die nur für den statischen Versuch benötigten Marker entfernt und die Sportler absolvierten Würfe mit unterschiedlichen Gewichten in einer randomisierten Folge, um Reihenfolgeeffekte auszuschließen. Es kamen Wurfgewichte von 752 g, 836 g und 895 g zum Einsatz. Eine größere Abstufung der Speergewichte im Bereich der IAAF-Spezifikationen war aufgrund des zusätzlich aufgebrachten Beschleunigungssensors nicht möglich. Die Speere werden im Folgenden als 700-, 800- und 900-g-Speere bezeichnet. Mit jedem Gerätegewicht führten die Probanden jeweils drei Würfe durch. Da das Werfen von schweren Geräten nicht den Anforderungen des Nachwuchstrainings entspricht und somit nicht zu den eingesetzten Trainingsmitteln zählt ([Lehmann, 2016](#)), wurden die Versuche mit dem schweren Speer (900 g) lediglich von den Sportlern im Erwachsenenalter durchgeführt (n = 6). Dies sollte zum einen eine Überlastung der jüngeren Sportler vermeiden und somit das Verletzungsrisiko minimieren und zum anderen sollte einer Verfälschung

Tab. 2 Abmaße der verschiedenen Speere mit m_{sp} - Speermasse, A = Distanz von der Spitze zum ersten Reflektionsmarker, B = Distanz von der Spitze zum Schwerpunkt des Speers, C = Distanz von der Spitze zum hinteren Reflektionsmarker, D = Gesamtlänge des Speeres, d = Durchmesser nach IAAF-Spezifikationen (Hamm et al., 2018).

m_{sp} [g]	A [cm]	B [cm]	C [cm]	D [cm]	d [cm]
752	53,0	74,0	111,5	210,0	1,275
836	38,5	80,0	118,5	241,5	1,375
895	77,5	97,0	137,5	245,5	1,375

von Ergebnissen vorgebeugt werden, da durch den fehlenden Einsatz im Training von unzureichender Stabilität in der Ausführung ausgegangen werden konnte. Die eingesetzten Speere wurden vor dem Einsatz gewogen und vermessen; die zugehörigen Werte sind im Abb. 13 und Tab. 2 aufgeführt.

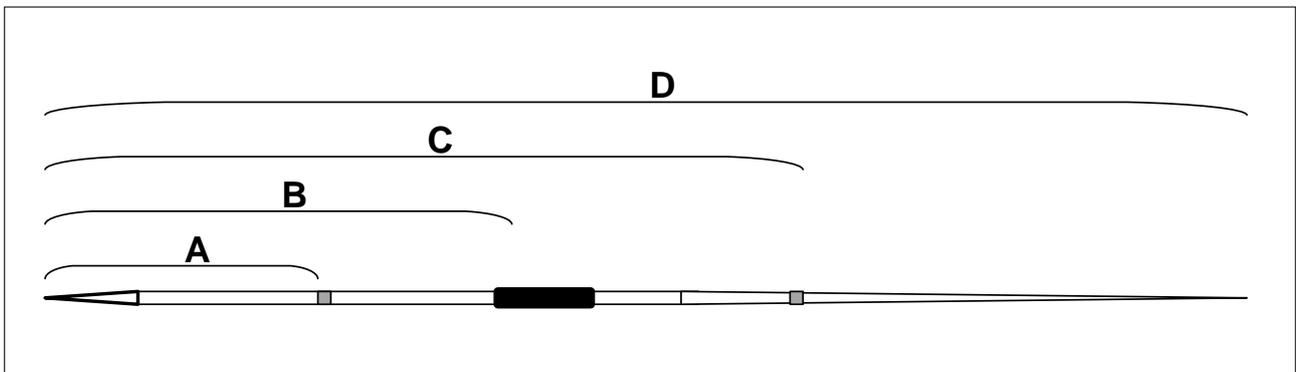


Abb. 13 Schematische Darstellung des Speers sowie der zugehörigen Abmessungen- A = von der Spitze zum vorderen Reflektionsmarker (JAV_F), B = von der Spitze zum Schwerpunkt, C = von der Spitze zum hinteren Reflektionsmarker (JAV_R) und D = Gesamtlänge des Speers.

4.2 Körpermodell

Zur Berechnung der kinematischen und kinetischen Größen erfolgte die Erstellung eines Körpermodells, dessen Erstellung in den nachfolgenden Abschnitten erläutert wird. Für die Modellierung des Mehrkörpersystems und die spätere Bewegungsrekonstruktion wurde die Modellierungsumgebung Visual 3D (Ver. 6.01.30, C-Motion, Germantown, USA) verwendet.

4.2.1 Körpersegmentdefinition

Die Grundlage für die Analyse der Bewegungen bildete der Aufbau eines Menschmodells. Hierfür wurde in Anlehnung an Roach et al. (2013) ein Körpermodell entwickelt, das sich aus insgesamt sechs starren Segmenten zusammensetzt. Hierzu zählen Hand, Unterarm, Oberarm, Thorax, Abdomen und Becken (Abb. 14). Auf die Modellierung des Speers musste verzichtet werden, da es keine Möglichkeit gab, drei nicht kollineare Punkte am Speer zu befestigen.

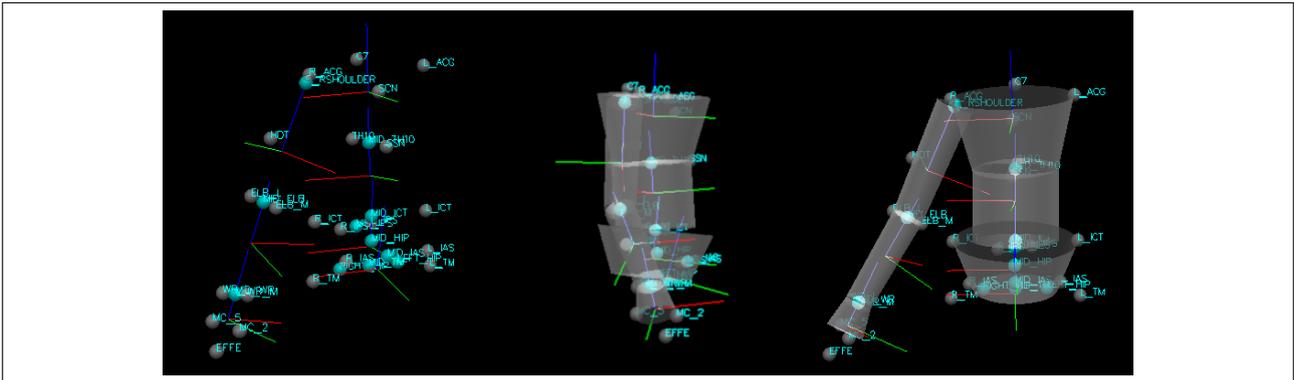


Abb. 14 Darstellung des Körpermodells mit den Achsen der Segmente (rot = Breitenachse, grün = Tiefenachse, blau = Längsachse). Links: Darstellung der unterschiedlichen Landmarks (hellblau) und Targets (grau). Mitte: Abbildung der unterschiedlichen Körpersegmente und der Targets sowie der Segmentkoordinatensysteme mit dem jeweiligen Ursprung im Segmentenschwerpunkt. Rechts: Frontalansicht des Modells. Anmerkung: Die geometrischen Formen sind nur zur Verdeutlichung der Segmente bzw. deren Anfang und Ende. Für die Ermittlung der Trägheitseigenschaften siehe Kap. 4.2.2.

Um die Bewegungen jedes Segments zu verfolgen, kann aufgrund der Starrheitsannahme jedes Segment vereinfacht durch ein Koordinatensystem (Segmentkoordinatensystem [SKS]) dargestellt werden. Dessen Ursprung liegt im Schwerpunkt des Segments und es verändert seine Position und Orientierung den Bewegungen des Segments folgend (Hamill, Selbie & Kepple, 2014). Somit wurde die Bewegung jedes Segments durch insgesamt 6 Freiheitsgrade (3 translatorische, 3 rotatorische) beschrieben.⁵ Um dieses Koordinatensystem zu definieren und somit die unterschiedlichen Segmente zu verfolgen, wurden die reflektierenden Marker („Targets“) aus dem Markermodell verwendet.

Jedes Segment wurde durch drei Marker definiert und zusätzlich durch mindestens drei Marker erfasst (spurbildende Marker), wobei eine Dopplung hier nicht ausgeschlossen ist. (Tab. 3).

Tab. 3 Überblick über die unterschiedlichen Segmente und deren Definition. Die mit „MID“ bezeichneten Marker sind die geometrischen Mittelpunkte aus den angegebenen Markern: MID_IAS = Spina iliaca anterior superior links und rechts, MID_TM = Trochanter major links und rechts, MID_ICS = Crista iliaca links und rechts, MID_TH10 = Processus spinosus 10. Halswirbel und Syndrosis Xyphosternalis, MID_ELB = Epicondylus humeri medialis und lateralis, MID_WR = Processus styloideus ulnae und radii. Die spurbildenden Marker werden für die Verfolgung der jeweiligen Segmente in den Bewegungsversuchen verwendet.

Segment	Definierende Marker			Spurbildende Marker
	Proximal	Distal		
		lateral	medial	
Becken	MID_TM	MID_IAS	MID_IPS	L_IPS, R_IPS, R_IAS
Abdomen	MID_ICS	SSN	TH10	L_IPS, R_IPS, SSN, TH10
Thorax	MID_TH10	R_ACG	L_ACG	TH10, SSN, C7, SCN
Oberarm	F_SHOULDER	ELB_L	ELB_R	F_SHOULDER, ELB_L, ELB_M
Unterarm	MID_ELB	WR_U	WR_R	MID_ELB, WR_U, WR_R
Hand	MID_WR	MC_2	MC_5	MID_WR, MC2, MC5

⁵ In der englischsprachigen Literatur sind Modelle dieser Art als „6 Degrees of Freedom (DoF)“ zu finden.

Um eine Definition der Segmente durch drei Marker zu gewährleisten, erfolgte zusätzlich die Konstruktion von sogenannten „Landmarks“. Diese sind als geometrische Konstruktion aus den Targets zu verstehen und entsprechend gekennzeichnet (durch das Präfix „MID“). Bei den so gekennzeichneten Markern handelt es sich jeweils um den geometrischen Mittelpunkt zweier Targets (siehe Tab. 3).

Neben der Konstruktion von Markern erfolgte für das Schultergelenk die Berechnung des Rotationszentrums durch den als sehr robust für Kugelgelenke beschriebenen funktionellen Ansatz von Schwartz & Rozumalski (2005) (Ehrig, Taylor, Duda & Heller, 2006; Monnet, Desailly, Begon, Vallée & Lacouture, 2007). Hierfür wurde der in Kap. 4.1.3 beschriebene dynamische Kalibrierversuch verwendet. Mit den Markern, die die beiden Segmente Thorax und Oberarm definieren, wurde für jede Kombination von drei Frames die Rotationsachse errechnet. Im Anschluss kam es zur Berechnung der Schnittpunkte aller Kombinationen von Rotationsachsen, bei denen die Bewegung vom ersten bis zum dritten Frame mehr als 2° beträgt. Die so entstehende Vielzahl an Schnittpunkten wurde im Anschluss verkleinert, indem eine Kugel von 5 cm Durchmesser um den Mittelwert aller Schnittpunkte aufgespannt wurde und alle Rotationszentren ausgeschlossen wurden, die nicht innerhalb dieser Kugel lagen. Anschließend wurde die Kugel verkleinert und der Vorgang wiederholt, bis nur noch 500 Schnittpunkte übrig waren. Der daraus gebildete Mittelwert bildete das funktionelle Gelenk und wird relativ zu den Ellenbogenmarkern (ELB_M, ELB_L) und dem Marker des Oberarms (HDT) gespeichert, um später in jedem weiteren Versuch die absolute Position des Rotationszentrums des Schultergelenks zu rekonstruieren (C-Motion, 2017; Schwartz & Rozumalski, 2005).

Nach der Berechnung aller benötigten Landmarks erfolgte für jedes Segment die Aufstellung eines Segmentkoordinatensystem (SKS), da dies ausschlaggebend für alle weiteren Berechnungen war. Dies geschah derart, dass ein Orthonormalsystem die jeweiligen Breiten- (i), Tiefen- (j) und Längsachse (k) des Segments repräsentierte (Abb. 15). Die Längsachse des Segments bildete sich dabei als der normierte Richtungsvektor vom Mittelpunkt der distal definierenden Marker zum pro-

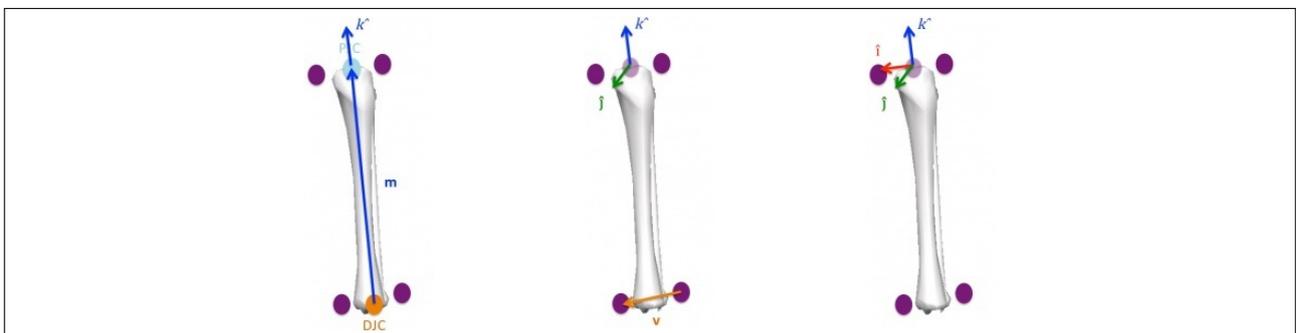


Abb. 15 Bildung eines Segmentkoordinatensystems aus den Körpermarkern. Links: Richtungsvektor von der Mitte der distalen Definitionsmarker zum Mittelpunkt der proximalen Definitionsmarker als Längsachse (k). Mitte: Kreuzprodukt der Längsachse (k) mit dem Richtungsvektor vom distal gelegenen medialen Marker zum lateralen Marker als Tiefenachse (j). Rechts: Kreuzprodukt von Längs- (k) und Tiefenachse (j) zur Bildung der Breitachse (i) (modifiziert, nach C-Motion, 2017).

ximalen Marker. Die Tiefenachse bildet sich als Kreuzprodukt aus der Längsachse und dem Richtungsvektor vom medialen zum lateralen Marker am distalen Ende und letztendlich bildet sich die Breitenachse aus dem Kreuzprodukt von Längs- und Tiefenachse. Mithilfe der sogenannten spurbildenden Marker („Trackingmarker“) erfolgte in den jeweiligen Versuchen die Verfolgung der Segmente und die Rekonstruktion des SKS. Da die Trackingmarker nicht zwangsläufig den definierenden Markern entsprechen, erfolgt innerhalb des Modellierungssystems die Speicherung der Position der Definitionsmarker und der Spurmarker relativ zueinander und eine Rekonstruktion der Definitionsmarker in jedem Frame ausgehend von der zuvor gespeicherten relativen Position.

Da innerhalb der eigentlichen Versuche mit einer Verschiebung von Markern zu rechnen ist, erfolgte in den Bewegungsversuchen eine Optimierung der Segmente, auch als „segment optimization“ bezeichnet (Lu & O'Connor, 1999). Bei der von Cappello, La Palombara & Leardini (1996) veröffentlichten und hier eingesetzten Methode werden, ausgehend von der relativen Position der Marker jedes Segments zueinander im statischen Versuch, in jedem Frame der Bewegungsversuche die Fehlerquadrate zwischen der gemessenen Position und der Vorhersage der relativen Position in Bezug zu den anderen Markern minimiert. Dadurch wird die Lage der Marker zueinander stabilisiert und die Verfälschung von Markerpositionen durch Hautverschiebung verkleinert (Cappello, Cappozzo, La Palombara, Lucchetti & Leardini, 1997; Cappello et al., 1996).

4.2.2 Trägheitseigenschaften der Körpersegmente

Für die Berechnung der Segment- und Gelenkkinetik sind neben der im vorangegangenen Kapitel dargestellten Definition der Segmente und der zugehörigen Koordinatensysteme Informationen über die Segmentmassen, Segmentlängen, Trägheitsmomente und die Lage der Segmentenschwerpunkte nötig. Da für diese Untersuchungen keine individualisierten Parameter zur Verfügung standen, wurden die Daten von de Leva (1996) verwendet (Tab. 4). Diese zeigen im Vergleich zu einem individualisierten Modell zwar Abweichungen hinsichtlich der Lage des Segmentenschwerpunktes und der Segmentradien. Untersuchungen für die unteren Extremitäten zeigten jedoch, dass die Ergebnisse der inversen Dynamik nur sehr geringfügig auf diese Unterschiede reagieren (Arena, McLaughlin,

Tab. 4 Angaben zu den genutzten Trägheitseigenschaften der verschiedenen Körpersegmente nach de Leva (1996). Dabei sind \bar{m}_s = Segmentmasse prozentual zur Körpermasse, \bar{l}_{SSP} = Lage des Segmentenschwerpunkts von proximal nach distal in Relation zur Segmentlänge, \bar{r}_{sag} , \bar{r}_{tra} , \bar{r}_{lon} = prozentualer Segmentradius um die Sagittal-, Transversal-, Longitudinalachse im Verhältnis zur Segmentlänge.

Segment	\bar{m}_s [%]	\bar{l}_{SSP} [%]	\bar{r}_{sag} [%]	\bar{r}_{tra} [%]	\bar{r}_{lon} [%]
Becken	15,96	29,99	71,60	45,40	65,90
Abdomen	16,33	45,02	48,20	38,30	46,80
Thorax	11,17	61,15	61,50	55,10	58,70
Oberarm	2,71	57,72	28,50	26,90	15,80
Unterarm	1,62	45,74	27,60	26,50	12,10
Hand	0,61	79,00	62,80	51,30	40,10

Nguyen, Smoliga & Ford, 2017; Muller, Germain, Pontonnier & Dumont, 2015; Rao, Amarantini, Berton & Favier, 2006; Rossi, Lyttle, El-Sallam, Benjanuvatra & Blanksby, 2013).

Mit den prozentualen Angaben der Segmentmasse und -radien und der Lage der Segmentschwerpunkte wurden individuell für jeden Sportler die Trägheitseigenschaften der Segmente ermittelt. Dazu gehören die Lage des Segmentschwerpunkts (\mathbf{p}_{com}), die Segmentmasse (m_s) und das Massenträgheitsmoment (\mathbf{I}). Um Letzteres für die drei Hauptträgheitsachsen der Segmente zu bestimmen, erfolgte die Berechnung anhand der Vorschrift von de Leva (1996) und den zugehörigen Daten aus Tab. 4 mit:

$$\mathbf{I} = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (m_k \cdot \bar{m}_s)(l_s \cdot \bar{r}_{sag})^2 & 0 & 0 \\ 0 & (m_k \cdot \bar{m}_s)(l_s \cdot \bar{r}_{tra})^2 & 0 \\ 0 & 0 & (m_k \cdot \bar{m}_s)(l_s \cdot \bar{r}_{lon})^2 \end{bmatrix} \cdot [1]$$

Dabei ist m_k die Körpermasse und l_s die Segmentlänge, wobei Letztere aus der Definition der Segmente bzw. den Abständen der definierenden Marker individuell bestimmt wurde.

4.2.3 Modellanpassungen

Das ursprüngliche Modell von Roach et al. (2013) wurde nach ersten Untersuchungen (Friedrich, 2017; Stockmar, 2017) einigen Veränderungen unterzogen und entsprechend den Ergebnissen aus diesen angepasst.

Der Oberkörper im Ausgangsmodell wurde ursprünglich als starre Verbindung zwischen Throax, Abdomen und Hüfte modelliert. Dieses Vorgehen ist auch in anderen Veröffentlichungen zu finden; hierbei wurde meistens der Oberkörper aus den Elementen von Thorax und Abdomen erstellt (Aguinaldo, Buttermore & Chambers, 2007; Feltner & Dapena, 1986; Naito, Takagi & Maruyama, 2011; Roach et al., 2013). Jedoch weist bereits de Leva (1996) darauf hin, dass ein starrer Oberkörper die Berechnung der Kinematik am Oberkörper und den oberen Extremitäten verfälscht. Auch neuere Untersuchungen zeigen, dass die Teilung des Oberkörpers in zwei Segmente eine Verbesserung für die Berechnung kinematischer Größen des Oberkörpers und der oberen Extremitäten bringt (Kudo, Fujimoto, Sato & Nagano, 2018; Roemer, Köhler & Witt, 2018). Deshalb wurde in der vorliegenden Untersuchung der Oberkörper aus zwei Segmenten modelliert. Hierfür wurde der Oberkörper auf der Höhe der Verbindungslinie zwischen Processus xiphoideus und Pars thoracica 10 geteilt (de Leva, 1996).

Neben dem Körpermodell von Roach et al. (2013) wurden zusätzlich die Trägheitseigenschaften der Segmente gegenüber dem Ausgangsmodell verändert. Im Ausgangsmodell wurden die Massenträgheitsmomente nach dem geometrischen Modell von Hanavan (1964) ermittelt und zusammen mit den Kadaverdaten von Dempster (1955) die Trägheitseigenschaften komplettiert. Da jedoch die Daten von Dempster (1955) vor allem auf älteren, verstorbenen Probanden und lediglich auf einer

geringen Probandenzahl ($n = 8$) beruhen, erfolgte die Anwendung neuerer Daten. Als Grundlage dienten die von [Zatsiorsky & Seluyanov \(1983\)](#) anhand von 100 jungen Probanden erhobenen und anschließend von [de Leva \(1996\)](#) modifizierten Daten aus bildgebenden Verfahren. Somit wurden vor allem die Massenträgheitsmomente unabhängig von den geometrischen Formen nach [Hanavan \(1964\)](#) ermittelt.

4.3 Datenverarbeitung

Nach der Datenaufzeichnung erfolgte die Verarbeitung der Daten in unterschiedlichen Softwaresystemen. Das Vorgehen dazu wird nachfolgend dargestellt.

Die erste Bearbeitung erfolgte in der zu dem Kamerasystem zugehörigen Software Qualisys Track Manager (Ver. 2.17, Göteborg, Schweden). Die unterschiedlichen Marker wurden entsprechend der bereits gezeigten Tab. 1 zugeordnet und auf Vollständigkeit geprüft. Lücken von bis zu 25 Frames (100 ms) wurden mit einer Polynomfunktion dritten Grades interpoliert und geschlossen ([Roach & Lieberman, 2014](#)).

Weiterhin erfolgte in den parallel aufgezeichneten Videos die Bestimmung folgender Zeitpunkte in Anlehnung an [Adamczewski \(1995\)](#) und [Lehmann, Badura & Perlt \(2009\)](#):

- t_1 – Aufsatz Druckbein, als erster Bodenkontakt des (rechten) Druckbeins
- t_2 – Aufsatz Stemmbein, als erster Bodenkontakt des (linken) Stemmbeins
- t_3 – Abwurf, als letzter Kontakt des Speers mit der Hand.⁶

Danach wurden die Versuche auf 10 Frames (40 ms) vor bzw. nach den Ereignissen von t_1 und t_3 gekürzt und anschließend in das *.c3d-Format (Motion Lab Systems) als Quasistandard für Motion-Capture-Systeme exportiert, um die Daten weiterverarbeiten zu können.

4.3.1 Bestimmung des Abwurfzeitpunkts und der Abwurfgeschwindigkeit

Die Bestimmung des Abwurfzeitpunkts ist in herkömmlichen Videoanalysen durchaus subjektiv geprägt und durch geringere Bildfrequenzen und Auflösungen von Bewegungsunschärfe beeinflusst. Deshalb erfolgte die Bestimmung über die Beschleunigung des Speerschwerpunkts. Hierfür wurde als erstes der Speerschwerpunkt aus den beiden am Speer befestigten Markern rekonstruiert. Mit den Daten aus Tab. 2 (Kap. 4.1) konnte der Schwerpunkt (\mathbf{p}_{sp}) des Speers ermittelt werden als:

$$\mathbf{p}_{sp} = \mathbf{p}_1 + \left[\frac{C - B}{C - A} \right] (\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1) \quad . \quad [2]$$

⁶ Dieser Zeitpunkt diente nur als erster Anhaltspunkt; die endgültige Bestimmung des Abwurfzeitpunkts wird in Kap. 4.3.1 dargestellt.

Dabei sind A, B, C die Abstände aus Tab. 2 sowie \mathbf{p}_1 und \mathbf{p}_2 die Ortsvektoren des vorderen respektive hinteren Speermarkers.

Durch die zweifache Anwendung des Differenzenquotienten erfolgte die Ermittlung der Geschwindigkeit (\mathbf{v}_{com}) bzw. der Beschleunigung (\mathbf{a}_{com}) des Schwerpunkts des Speers. Da sich die so berechnete Beschleunigung im Laborkoordinatensystem (LKS) befindet, musste zusätzlich eine Drehung der Daten erfolgen, damit die Beschleunigung im Rahmen der Dimensionen des Speers interpretiert werden kann. Hierfür wurde zunächst die Orthonormalbasis gebildet mit:

$$\mathbf{i}_{sp} = \frac{\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2}{\|\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2\|} \quad \mathbf{j}_{sp} = \frac{\mathbf{i}_{sp} \times [0 \ 0 \ 1]^T}{\|\mathbf{i}_{sp} \times [0 \ 0 \ 1]^T\|} \quad \mathbf{k}_{sp} = \frac{\mathbf{i}_{sp} \times \mathbf{j}_{sp}}{\|\mathbf{i}_{sp} \times \mathbf{j}_{sp}\|} \quad , \quad [3]$$

wobei mit \mathbf{i}_{sp} die Längsachse, mit \mathbf{j}_{sp} die Breitenachse und \mathbf{k}_{sp} die Tiefenachse abgebildet wird.^{7,8} Mithilfe der drei so entstehenden Einheitsvektoren kann die Rotationsmatrix \mathbf{R}_{sp} gebildet werden mit:

$$\mathbf{R}_{sp} = [\mathbf{i}_{sp} \ \mathbf{j}_{sp} \ \mathbf{k}_{sp}]^T \quad . \quad [4]$$

Durch Multiplikation der Matrix mit dem Beschleunigungsvektor konnte somit die Beschleunigung innerhalb des Koordinatensystems des Speeres dargestellt werden durch:

$$\mathbf{a}_{sp} = \mathbf{R}_{sp} \mathbf{a}_{com} \quad . \quad [5]$$

In der Zeitreihe der so entstandenen Beschleunigung entlang der Längsachse erfolgte die Suche nach dem Zeitpunkt des letzten Kontaktes mit der Hand und somit die Bestimmung des Abwurfzeitpunkts (t_3). Dieser wird definiert als der Punkt an dem die Beschleunigung letztmalig ≥ 0 ist (Abb. 16).

$$t_3 := \max(t) \text{ mit } a(t)_{sp,i} \geq 0 \quad [6]$$

Um die Übereinstimmung zu den manuell bestimmten Zeitpunkten zu überprüfen und somit Aufschluss über die Genauigkeit zu bekommen, erfolgte ein Vergleich zwischen der manuellen und der automatischen Methode. Mit im Mittel $-1,24 \pm 2,27$ Frames, erkannte die automatische Methode den Abwurfzeitpunkt früher. Mit einem Intraclass-Correlation-Coefficient (ICC) (Weir, 2005) von $ICC(3,1) = 0,993$ und den Limits of Agreement (LoA) (Bland & Altman, 1986) von $LoA = -1,2 \pm 4,5$ ist die gezeigte Methode als vergleichbar einzuschätzen (siehe auch Anhang A.1). Der geringe Unterschied ist dabei durch die unterschiedlichen Aufnahmefrequenzen zu erklären. Da die Frequenz

⁷ Die Breiten- und die Tiefenachse sind dabei keine echten Körperachsen, da sie bei einer Rotation des Speers um seine Längsachse unveränderlich sind. Da jedoch lediglich die Längsachse zur Bestimmung des Abwurfzeitpunkts herangezogen wird, ist dieser Nachteil zu vernachlässigen.

⁸ Hinweis: Im Regelfall werden Körperachsen bzw. entsprechende Koordinatensysteme mit der Standard X-Y-Z Konvention bezeichnet. Um jedoch einer Verwechslung mit den Dimensionen des Raumes und den entsprechenden Koordinatenachsen von Vektoren entgegen zu wirken, werden im Folgenden die Aufstellung von Koordinatensystemen mit einer i-j-k-Konvention beschrieben, die äquivalent zu den Standardbezeichnungen ist.

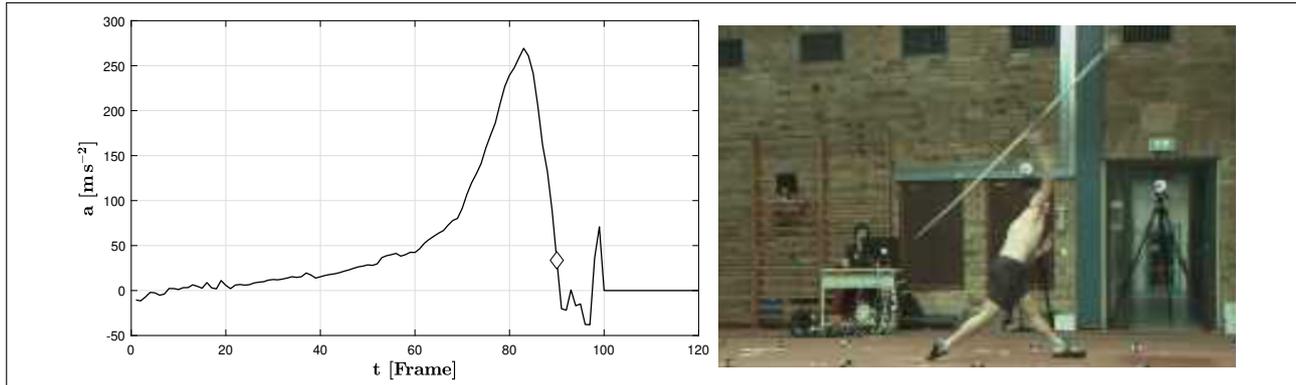


Abb. 16 Ermittlung des Abwurfzeitpunkts aus den Beschleunigungsdaten. Die Raute markiert dabei den als letzten Kontakt mit der Hand identifizierten Zeitpunkt. Auf der rechten Seite ist das nächstgelegene Standbild der Videoaufzeichnung hinzugefügt.

der Videokameras halb so groß war wie die der Infrarotkameras und sich somit das Ereignis des letzten Kontaktes innerhalb des von der Kamera übersprungenen Frames befinden kann, ist eine Auffindung durch die Berechnung der Beschleunigung genauer.

Mit dem so gewonnenen Zeitpunkt erfolgte im Anschluss die Bestimmung der Abwurfgeschwindigkeit (v_0). Da für die Berechnung der Beschleunigung bereits der Differenzenquotient für die Geschwindigkeit errechnet werden musste, erfolgte die Bestimmung der Abfluggeschwindigkeit als die Geschwindigkeit zum Zeitpunkt $t_3 + 1$ Frame mit

$$v_0 = \|\mathbf{v}(t_3 + 1)\| \quad . \quad [7]$$

4.3.2 Datenauswahl

Bis zu diesem Zeitpunkt erfolgten die Berechnungen für alle absolvierten Würfe. Um im Weiteren nur noch mit den besten Versuchen jedes Probanden pro Speergewicht zu arbeiten, erfolgte die Auswahl der Bestversuche anhand folgender Kriterien:

- a. Vorhandensein aller Daten von Beschleunigungssensor⁹ und Infrarotsystem;
- b. nach der Interpolation von Markerlücken bleiben keine Lücken bestehen, die die Modellbildung beeinflussen;
- c. höchste Abwurfgeschwindigkeit¹⁰ aus den Versuchen.

⁹ Gilt nicht für den 900-g-Speer, da hier der Beschleunigungssensor ausgefallen war.

¹⁰ Die hier ermittelten Abwurfgeschwindigkeiten dienen nur der Auswahl der Versuche. Die für die spätere Auswertung verwendeten Geschwindigkeiten wurden nach dem selben vorgehen, jedoch mit geglätteten Daten ermittelt.

Nach diesem Auswahl-schema musste lediglich ein Versuch ersetzt werden; einen Überblick hierzu liefert Tab. 5. Alle nachfolgenden Berechnungen wurden nur für die ausgewählten Versuche durchgeführt.

Tab. 5 Überblick über die Versuchsauswahl der verschiedenen Probanden für die unterschiedlichen Speergewichte. Aufgeführt sind die vorhandenen Daten für Marker (M), Beschleunigungssensor (S) und Markerlücken (L); dabei markiert ein „✓“, dass die Daten komplett bzw. keine Markerlücken vorhanden sind. Durch ein „↯“ werden fehlende Daten bzw. vorhandene Markerlücken gekennzeichnet. Weiterhin sind die Abwurfgeschwindigkeiten aufgeführt (v_0). Die fett markierten Versuche kennzeichnen die für die weiteren Analysen ausgewählten Versuche; kursiv markierte Werte wurden aufgrund von fehlenden Daten ersetzt.

Vers.-Nr.	700 g				800 g				900 g				
	Daten			v_0	Daten			v_0	Daten			v_0	
	M	S	L		M	S	L		M	S	L		
P1	1	✓	✓	✓	27,65	✓	✓	✓	28,10	✓	↯	✓	25,83
	2	✓	✓	✓	28,05	↯	✓	↯		✓	↯	✓	26,41
	3	✓	✓	✓	27,64	✓	✓	✓	28,96	✓	↯	✓	26,29
P2	1	✓	✓	↯	24,64	✓	✓	✓	25,32	✓	↯	✓	23,09
	2	✓	✓	✓	25,50	↯	✓	↯		✓	↯	✓	23,07
	3	↯	↯	↯		✓	✓	✓	25,13	✓	↯	✓	23,39
P3	1	✓	✓	✓	26,47	✓	✓	✓	27,97	✓	↯	✓	25,15
	2	✓	✓	✓	26,11	✓	✓	✓	26,73	✓	↯	✓	26,20
	3	↯	↯	↯		✓	✓	✓	27,77	✓	↯	✓	26,64
P4	1	✓	✓	✓	24,48	✓	✓	✓	25,47	✓	↯	✓	21,75
	2	✓	✓	✓	24,62	✓	✓	✓	25,39	✓	↯	✓	23,12
	3	↯	↯	↯		✓	✓	✓	25,55	✓	↯	✓	23,20
P5	1	✓	✓	✓	25,32	✓	✓	✓	23,76	✓	↯	✓	22,94
	2	✓	✓	✓	25,15	✓	✓	✓	24,99	✓	↯	✓	23,95
	3	✓	✓	✓	24,52	✓	✓	✓	25,28	✓	↯	✓	21,07
P6	1	✓	✓	✓	24,28	✓	↯	✓	24,52	✓	↯	✓	21,51
	2	✓	✓	↯	23,37	✓	✓	✓	24,26	✓	↯	✓	22,55
	3	↯	↯	↯		↯	↯	↯		↯	↯	↯	
P7	1	✓	✓	✓	22,45	✓	✓	✓	23,37				
	2	✓	✓	✓	21,65	✓	✓	✓	23,57				
	3	✓	✓	✓	23,47	✓	✓	✓	22,76				
P8	1	✓	✓	✓	22,68	✓	✓	✓	23,47				
	2	✓	✓	✓	23,53	✓	✓	✓	23,20				
	3	✓	✓	✓	23,25	✓	✓	✓	23,56				
P9	1	✓	✓	✓	22,79	✓	✓	✓	22,78				
	2	✓	✓	✓	22,83	↯	✓	↯					
	3	✓	✓	✓	23,32	✓	✓	↯					21,14
P10	1	✓	✓	↯	24,50	✓	✓	✓	25,64				
	2	✓	✓	✓	23,91	✓	✓	✓	26,54				
	3	✓	✓	✓	24,87	✓	✓	✓	25,65				

4.3.3 Datenfilterung

Um die Voraussetzung für die Berechnung von Kräften zu verbessern und Störgrößen wie Hautverschiebungen oder Rauschen zu verringern bzw. zufällige Fehler in den Daten zu minimieren, erfolgte eine Filterung der Ortskoordinaten, die zu einer Glättung dieser Verläufe führt (Winter, 2009). Eine gängige Methode hierfür sind unterschiedliche Tiefpassfilter, wobei Butterworth-Filter das mit am häufigsten eingesetzte Mittel zur Rauschreduzierung sind (Yu, Gabriel, Noble & An, 1999). Dabei handelt es sich um digitale Tiefpassfilter, die unterhalb der Grenzfrequenz (f_c) die Signalanteile ungehindert passieren lassen, Signalanteile darüber dämpfen und somit zu einer Abschwächung höherfrequenter Signalanteile führen. Um die dafür nötige optimale Grenzfrequenz ($f_{c,opt}$) zu bestimmen, wurde eine Residuenanalyse nach Winter (2009) in Matlab (Ver. 9.3, The MathWorks, Natick, USA) durchgeführt. Hierfür wurden die Rohverläufe der Koordinaten aller später zu berücksichtigenden Versuche der unterschiedlichen Probanden, getrennt nach jedem Marker und für jede Komponente des dreidimensionalen Raums (X,Y,Z), mit unterschiedlichen Frequenzen (1 bis 120 Hz, Schrittbreite 0,1 Hz) mit einem zero-lag Butterworthfilter vierter Ordnung geglättet und das Residuum pro Cutoff-Frequenz bestimmt mit

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2} \quad . \quad [8]$$

Dabei ist n die Anzahl der Datenpunkte, x_i sind die Rohdaten am i-ten Messpunkt und \hat{x}_i sind die gefilterten Daten am i-ten Messpunkt. Mit der so entstehenden Residuumkurve (Abb. 17, links) erfolgte die Bestimmung der optimalen Filterfrequenz durch die Bildung einer linearen Regressionsgeraden (Methode der kleinsten Quadrate) mit den Werten zwischen $f_{c,b}$ und $f_{c,e}$ für jede Regressionskurve, mit (Yu et al., 1999):

$$f_{c,b} = \frac{f_s}{10} \quad \quad \quad f_{c,e} = \frac{f_s}{2} - 5 \quad . \quad [9]$$

Mit der so entstehenden Regressionsgleichung der Form (Abb. 17, rechts):

$$y = a \cdot f_c + b \quad , \quad [10]$$

wobei a der Anstieg und b die Verschiebung darstellt, ergibt sich die optimale Filterfrequenz ($f_{c,opt}$) als der erste Wert, der das Kriterium $R(f_c) \leq b$ erfüllt, mit:

$$f_{c,opt} := \min(f_c) \text{ mit } R(f_c) \leq b \quad . \quad [11]$$

Um im weiteren Vorgehen alle Versuche mit denselben Frequenzen zu glätten, erfolgte eine Mittelung der bestimmten optimalen Grenzfrequenzen pro Marker und Komponente über die Versuche

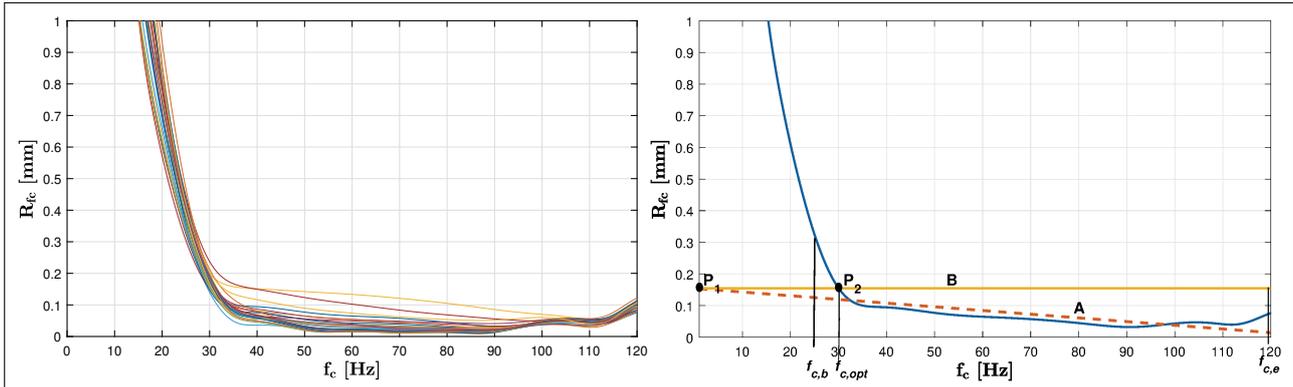


Abb. 17 Beispielhafte Darstellung der Residuenanalyse zur Bestimmung der optimalen Cutoff-Frequenz ($f_{c,opt}$) für einen Butterworth-Tiefpassfilter. Hierfür wird eine lineare Regressionslinie (A), auf der Basis der Root-mean-square-Residuen zwischen den beiden Stützstellen $f_{c,b}$ und $f_{c,e}$, erzeugt. Diese schneidet im Punkt P_1 die Y-Achse. Ausgehend von diesem Punkt wird eine horizontale Linie erzeugt, die im Punkt P_2 die Residuumkurve (blau) schneidet. Die zum Punkt P_2 gehörende Cutoff-Frequenz stellt die optimale Filterfrequenz dar.

aller Probanden. Um eine Gesamtfrequenz zur Glättung für jeden Marker zu ermitteln, wurde zusätzlich das arithmetische Mittel über alle Komponenten eines Markers berechnet. Die so bestimmten und weiter im Vorgehen angewendeten Grenzfrequenzen für jeden Marker befinden sich im Anhang (Anhang A.2).

Um die Auswirkungen der Filterung zu überprüfen, erfolgte im Anschluss an die Bestimmung der optimalen Filterfrequenz ein Vergleich der Beschleunigungssignale, die mit dem Beschleunigungssensor am Speer aufgenommen wurden, und den Beschleunigungen, die durch doppelte Differenzierung aus den Positionsdaten des Schwerpunkts des Speers berechnet werden konnten (vgl. Kap. 4.3.1). Die Quantifizierung der Veränderungen erfolgte anhand der Beschleunigung in Längsrichtung des Speers durch die Berechnung des Root-Mean-Square-Error (RMSE) über alle aufgezeichneten Kurven, die Berechnung des ICC und die LoA für die maximalen Beschleunigungswerte. In Tab. 6 sind hierfür die entsprechenden Werte aufgeführt. Es zeigt sich, dass durch die Filterprozedur eine Verbesserung der Signalgüte des Signalverlaufs im Vergleich zum Beschleunigungssignal des Beschleunigungssensors erreicht wird. Während beim 700-g-Speer bereits von Beginn an ein etwas niedriger RMSE zu beobachten war, wird trotzdem eine Verbesserung durch die Filterprozedur erreicht. Im Vergleich dazu ist die Veränderung für den 800-g-Speer größer, hier wird eine

Tab. 6 Vergleich der Beschleunigungen aus dem doppelten Differential des Ortsvektors des Speerschwerpunkts im gefilterten und ungefilterten Zustand mit der Beschleunigung des Beschleunigungssensors. Verglichen werden die quadratischen Abweichungen (RMSE) im gefilterten und ungefilterten Zustand, der Intraclass-Correlation-Coefficient (ICC) und die Limits of Agreement (LoA). Weiterhin angegeben ist die maximale Beschleunigung (\hat{a}) für die unterschiedlichen Filterzustände und den Sensor.

	700 g				800 g			
	\hat{a} [m s^{-2}]	RMSE [m s^{-2}]	ICC	LoA	\hat{a} [m s^{-2}]	RMSE [m s^{-2}]	ICC	LoA
ungefiltert	265,06 ± 35,93	14,92 ± 3,89	0,977	-11,05 ± 38,47	266,34 ± 45,86	18,96 ± 7,23	0,874	1,20 ± 40,26
gefiltert	255,60 ± 34,73	12,36 ± 3,48	0,900	-20,51 ± 32,31	246,13 ± 41,30	12,92 ± 2,15	0,964	-19,01 ± 24,18
Sensor	276,11 ± 39,01				265,14 ± 49,92			

Verringerung des RMSE um $6,04 \text{ m s}^{-2}$ erreicht. Jedoch bringt die Filterung auch ungewollte Effekte mit sich: Es kommt zu einer Veränderung der maximalen Beschleunigungen; durch die Filterung werden diese deutlich verringert. Dies zeigen die maximalen Beschleunigungswerte und auch die LoA. Es kommt zu einer systematisch kleineren Ausprägung der maximalen Beschleunigungen durch die Filterprozeduren. Die Paralleltestreliabilität auf der Grundlage des ICC zeigt sich jedoch sowohl im gefilterten als auch ungefilterten Zustand als gut bis sehr gut.

Zur Verdeutlichung der Unterschiede zwischen gefilterten und ungefilterten Daten ist Abb. 18 beigefügt. Es ist zu erkennen, dass bereits innerhalb der Rohsignale deutliche Unterschiede in der Signalgüte und der Übereinstimmung mit dem Beschleunigungssensor bestehen. Während Abb. 18, links, bereits ohne Filterung einen deutlich geringeren Unterschied aufweist als der Beschleunigungsverlauf der rechten Seite, ist die Verringerung der Unterschiede durch die Filterprozedur nur marginal. Demgegenüber ist die Veränderung im Versuch auf der rechten Seite deutlich größer, der RMSE wird mehr als halbiert. Es zeigt sich also zum einen, dass durch die Filterprozedur große Fehler innerhalb eines Datenverlaufs verkleinert werden und zum anderen, dass sich die Unterschiede auch zwischen den verschiedenen Beschleunigungsverläufen der unterschiedlichen Probanden annähern. Problematisch ist hingegen die Verringerung der maximalen Beschleunigungswerte, in beiden Abbildungen ist eine Verkleinerung der maximalen Beschleunigung zu beobachten.

Die vorliegende Prozedur zur Filterung der Markertrajektorien wird anhand der berechneten Kenngrößen als für das weitere Vorhaben geeignet eingeschätzt; eine weitere Glättung der Beschleunigungsverläufe wäre mit kleineren Filterfrequenzen zwar möglich, jedoch würde dies die Beschleunigungsmaxima weiter verringern und somit durch „Überglättung“ zu unrealistischen Ergebnissen führen (Hatze, 1981).

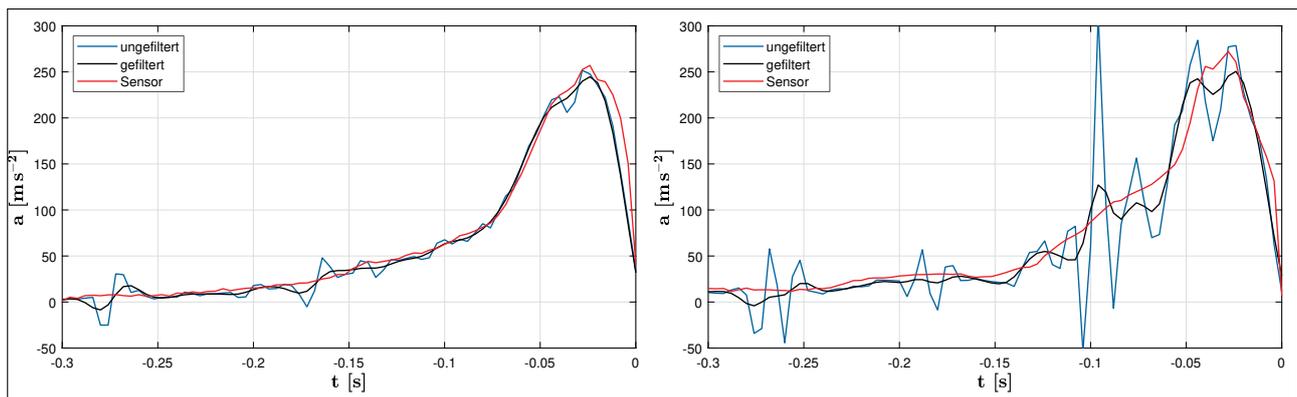


Abb. 18 Beispielhafte Darstellung der Filterergebnisse. Die linke Seite zeigt einen Versuch, bei dem bereits im ungefilterten Zustand eine hohe Übereinstimmung (RMSE $13,66 \text{ m s}^{-2}$) zwischen dem Beschleunigungssignal aus dem Beschleunigungssensor und dem berechneten Beschleunigungssignal besteht, eine Glättung bringt hier nur geringfügige Veränderungen (RMSE $12,31 \text{ m s}^{-2}$). Demgegenüber zeigt die rechte Seite zu Beginn eine deutlich höhere Abweichung (RMSE $39,07 \text{ m s}^{-2}$), die sich durch die entsprechende Filterprozedur verringert (RMSE $16,21 \text{ m s}^{-2}$) und sich somit an den Verlauf des Beschleunigungssensors annähert.

4.3.4 Datenaufbereitung und -modellierung

Die Datenaufbereitung und Berechnung der Parameterverläufe erfolgte in der Modellierungsumgebung Visual 3D (Ver. 6.01.30, C-Motion, Germantown, USA). Für jeden Probanden wurden die Versuchsdaten pro Speergewicht, die Kalibrierposition und der zugehörige Bewegungsversuch eingelesen. Mithilfe der Kalibrierposition und der anthropometrischen Daten wurde das Körpermodell auf die individuellen Eigenschaften des Probanden skaliert und anschließend auf den Bewegungsversuch angewendet. Dessen Markertrajektorien wurden zuvor mit $f_{c,opt}$ geglättet. Im Anschluss erfolgte die Berechnung der Verläufe von Gelenkwinkeln, Gelenk- und Segmentwinkelgeschwindigkeiten, Drehmomenten sowie der mechanischen Leistung und Arbeit. Die Grundlagen hierzu werden in den folgenden Kapiteln dargestellt.

4.3.4.1 Kinematik

Die Berechnungen der linearen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen erfolgte über das Differential der Ortsvektoren des jeweiligen Segments als:

$$\mathbf{v}_{com,i} = \dot{\mathbf{p}}_{com,i} \quad [12]$$

$$\mathbf{a}_{com,i} = \dot{\mathbf{v}}_{com,i} = \ddot{\mathbf{p}}_{com,i} \quad [13]$$

Die Berechnung der Gelenkwinkel erfolgte auf der Grundlage von Cardan- bzw. Euler-Winkeln. Mit den in Kap. 4.2.1 beschriebenen Segmentkoordinatensystemen und den daraus resultierenden Rotationsmatrizen eines jeden Segments (\mathbf{R}_i) mit

$$\mathbf{R}_i = [\mathbf{i} \quad \mathbf{j} \quad \mathbf{k}] = \begin{bmatrix} i_X & j_X & k_x \\ i_Y & j_Y & k_Y \\ i_Z & j_Z & k_Z \end{bmatrix} \quad [14]$$

konnten die Winkel durch die Anwendung der Elementardrehungen mit

$$\mathbf{D}_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad \mathbf{D}_y = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad \mathbf{D}_z = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [15]$$

um die unterschiedlichen Achsen ermittelt werden. Da es für diese Rotationen unterschiedliche Sequenzen gibt (6 Euler- und 6 Cardan-Sequenzen) und die unterschiedlichen Drehungen nicht kommutativ bezüglich ihrer Hintereinanderausführung sind, musste die Reihenfolge an die jeweilige Bewegung bzw. das jeweilige Gelenk angepasst werden (Hamill et al., 2014; Wittenburg, 2005; Zatsiorsky, 1998). Für die Gelenke des Arms kamen die Empfehlungen der International Society of Biomechanics (ISB) zum Einsatz (Wu, Van Der Helm, Veeger, Makhsous, Van Roy, Anglin, Nagels, Karduna, McQuade, Wang, Werner & Buchholz, 2005). Einen Überblick über die Rotations-

reihenfolgen der unterschiedlichen Gelenke, die umschließenden Segmente und die Bedeutung der verschiedenen Rotationen bietet Tab. 7. Je nach gewählter Drehkonvention wird die Dekompositionsmatrix als das Produkt der entsprechenden Drehungen bzw. der zugehörigen Drehmatrizen und ihrer Reihenfolge aufgestellt, hier als Beispiel für die X-Y-Z-Sequenz mit

$$\mathbf{D}_{xyz} = \mathbf{D}_z \mathbf{D}_y \mathbf{D}_x = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha + \sin \gamma \cos \alpha & \sin \gamma \sin \alpha - \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ -\sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha \cos \beta - \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha & \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha + \cos \gamma \sin \alpha \\ \sin \beta & -\cos \beta \sin \alpha & \cos \beta \cos \alpha \end{bmatrix} . \quad [16]$$

Dabei sind die numerischen Einträge der Rotationsmatrix des Segments (\mathbf{R}_i) gleich den Einträgen der entsprechenden Dekompositionsmatrix (\mathbf{D}):

$$\mathbf{R}_i = \mathbf{D}_{xyz} . \quad [17]$$

Durch Umformung und Auflösung der entsprechenden Einträge beider Matrizen ergeben sich die Rotationswinkel für die oben genannte Sequenz wie folgt (Hamill et al., 2014; Zatsiorsky, 1998):

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{32}}{R_{33}} \right) \quad \beta = \tan^{-1} \left(\frac{R_{31}}{\sqrt{R_{11}^2 + R_{21}^2}} \right) \quad \gamma = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{21}}{R_{11}} \right) . \quad [18]$$

Da die Berechnung mit der Rotationssequenz eines einzelnen Segments lediglich die Orientierung des Segments gegenüber des LKS beschreibt, ist für die Berechnung eines Gelenkwinkels zusätzlich die Transformation des distalen SKS in das proximale SKS nötig, um die Drehung beider Segmente zueinander zu beschreiben. Dies geschieht durch

$$\mathbf{R}_{i,i+1} = \mathbf{R}_{i+1} \mathbf{R}_i^T , \quad [19]$$

wobei \mathbf{R}_i und \mathbf{R}_{i+1} die Segmente sind, die ein Gelenk proximal respektive distal umschließen. Ausgehend von ermittelten Gelenkwinkeln erfolgte die Berechnung der Winkelgeschwindigkeiten. Da es

Tab. 7 Überblick über unterschiedlichen Gelenke, deren umschließende Segmente und die zugehörige Rotationssequenz. Zusätzlich dazu sind die anatomischen Bedeutungen der unterschiedlichen Rotationen dargestellt, wie sie sich aus den Rotationen ergeben.

Gelenk	proximales Seg.	dist Seg.	Rotationssequenz	Bewegung
Schulter	Thorax	Oberarm	Z-Y-Z	1. hor. Flexion/Extension 2. Adduktion/Abduktion 3. Innen-/Außenrotation
Ellenbogen	Oberarm	Unterarm	X-Y-Z	1. Flexion/Extension 2. (Varus/Valgus) 3. Pronation/Supination
Handgelenk	Unterarm	Hand	X-Y-Z	1. Palmarflexion/Dorsalextension 2. Radial-/Ulnarabduktion 3. -

sich bei den Gelenkwinkeln um Winkel mit sich verändernden Bezugsachsen handelt, kann die Winkelgeschwindigkeit nicht als einfacher Differenzenquotient berechnet werden. Vielmehr müssen die Drehungen um die sich verändernden Achsen der zweiten und dritten Drehung rückgängig gemacht werden, um die Winkelgeschwindigkeit im Ausgangssystem darstellen zu können:

$$\begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\alpha} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \mathbf{D}_z^T \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\beta} \\ 0 \end{bmatrix} + \mathbf{D}_x^T \mathbf{D}_y^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} . \quad [20]$$

Auf diese Weise wurden die folgenden Größen bestimmt:

- a. Segmentwinkelgeschwindigkeit ($\dot{\theta}$) als die Drehrate des jeweiligen Segments im Raum;
- b. Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω) als die relative Geschwindigkeit der gelenkumschließenden Segmente, wobei die Geschwindigkeit des distalen Segments relativ zum proximalen Segment bestimmt wurde.

4.3.4.2 Kinetik

Mithilfe der Trägheitseigenschaften des Körpermodells lassen sich mit den bereits berechneten kinematischen Größen und den rekursiven Gleichungen der inversen Dynamik die kinetischen Einflussvariablen ermitteln. Die Berechnung der kinetischen Größen erfolgte als interne Kräfte bzw. Momente. Bei den Momenten handelt es sich um sogenannte „netto“ oder NET Momente. Dabei ist dies die Summe aller Momente, die durch die aktuiierenden Muskeln (Agonisten, Synergisten) eines Gelenks aufgebracht werden und der jeweiligen Bewegungsrichtung entsprechen. In den Grenzbereichen der Gelenke werden die aufgebrachten Momente zusätzlich von passiven Strukturen (Kapseln, Sehnen, Bänder und knöchernen Strukturen) beeinflusst; eine Unterscheidung wird durch die Berechnung jedoch nicht vorgenommen. Die entstehenden Momente werden deshalb im Weiteren als Gelenkmomente bezeichnet.

Bei den Kräften handelt es sich um die Gelenkreaktionskraft, die durch die Segmentgewichte und Beschleunigungskräfte zweier Segmente am verbindenden Gelenk entstehen bzw. denen die passiven Gelenkstrukturen entgegenwirken müssen (Cavanagh, 1984; Selbie et al., 2014; Zatsiorsky, 2002).

Die Berechnung der Gelenkreaktionskraft (\mathbf{F}) am k-ten Gelenk erfolgte mit:

$$\mathbf{F}_k = \sum_{i=1}^n m_{s,i} (\mathbf{a}_{com,i} - \mathbf{g}) . \quad [21]$$

Dabei ist n die Anzahl der Segmente distal des Gelenks, $m_{s,i}$ die Masse des i-ten Segments, $\mathbf{a}_{com,i}$ die Beschleunigung des Massezentrums des i-ten Segments und \mathbf{g} der Vektor der Erdbeschleunigung mit $\mathbf{g} = [0 \ 0 \ 9,81]^T$.

Nach demselben rekursiven Vorgehen ergibt sich das auf das k-te Gelenk wirkende Gelenkmoment (\mathbf{M}) als das NET-Moment durch (Selbie et al., 2014; Zatsiorsky, 2002):

$$\mathbf{M}_k = \sum_{i=1}^n \left[\mathbf{I}_i \ddot{\boldsymbol{\theta}}_i + \dot{\boldsymbol{\theta}}_i \times (\mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\theta}}_i) \right] \mathbf{R}_i + \mathbf{r}_{k,i} \times m_{s,i} (\mathbf{a}_{com,i} - \mathbf{g}) \quad . \quad [22]$$

Dabei ist \times das Vektorprodukt, n die Anzahl der distal vom k-ten Gelenk liegenden Segmente, $\dot{\boldsymbol{\theta}}_i$ $\ddot{\boldsymbol{\theta}}_i$ die Winkelgeschwindigkeit respektive -beschleunigung des i-ten Segments, $\mathbf{r}_{k,i}$ der Abstandsvektor des Gelenks zum Schwerpunkt des i-ten Segments und \mathbf{R}_i die Rotationsmatrix vom SKS in das LKS des i-ten Segments¹¹.

Aus den vorher genannten Komponenten der Gelenkmomente und der Gelenkwinkelgeschwindigkeit erfolgte die Berechnung der Gelenkleistung (P_m) am k-ten Gelenk durch:

$$P_{m,k} = \mathbf{M}_k \cdot \boldsymbol{\omega}_k \quad . \quad [23]$$

Dabei ist „ \cdot “ das Skalarprodukt. Positive Werte spiegeln die Rate wider, mit der Arbeit verrichtet wird (konzentrische Gelenkleistung), und negative Werte die Rate der Energieaufnahme bzw. Zwischenspeicherung in den Strukturen des Gelenks (exzentrische Gelenkleistung). Neben der Gelenkleistung an den jeweiligen Gelenken wurde die Transferleistung (P_t) am k-ten Gelenk als Rate, mit der Energie zwischen den gelenkumschließenden Segmenten transferiert wird, berechnet durch

$$P_{t,k} = \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{v}_k \quad . \quad [24]$$

Dabei ist \mathbf{F}_k die Gelenkkraft und \mathbf{v}_k die lineare Geschwindigkeit des k-ten Gelenks. Positive Werte zeigen einen Transfer der Energie von proximal nach distal an; negative Beträge entsprechend entgegengesetzt. Ursprünglich handelt es sich bei den Leistungsgrößen nicht um vektorielle Größen. In Veröffentlichungen in den Bereichen der Ganganalyse und auch zu anderen Bewegungen hat es sich etabliert, die Leistung zusätzlich nach den unterschiedlichen Bewegungsachsen zu unterscheiden bzw. einzeln zu betrachten (Hines, Tillin, Luo & Lee, 2018; Roach & Lieberman, 2014; Samson, Desroches, Cheze & Dumas, 2009). Dementsprechend wurde zusätzlich die Transfer- und Gelenkleistung für die unterschiedlichen Bewegungsachsen berechnet.

Zusätzlich zu den Parametern an den Einzelgelenken erfolgte die Berechnung der Beschleunigungskraft (\mathbf{F}_a) sowie darauf aufbauend die Beschleunigungsleistung (P_a) am Speer. Hierfür wurden analog zu Abschnitt 4.3.1 die Geschwindigkeit und die Beschleunigung des Speerschwerpunkts berech-

¹¹ Für eine vereinfachte Berechnung wurden die Trägheitstensoren und die Winkelgeschwindigkeiten im LKS jedes Segments berechnet. Somit musste das Massenträgheitsmoment nicht zu jedem Zeitschritt neu berechnet werden.

net, jedoch mit dem Unterschied, dass die Markertrajektorien vorab mit der optimalen Filterfrequenz geglättet worden waren. Anschließend erfolgte die Berechnung der jeweiligen Verläufe mit:

$$\mathbf{F}_a = \mathbf{a}_{com,sp} m_{sp} \quad [25]$$

$$P_a = \mathbf{F}_a \cdot \mathbf{v}_{com,sp} \quad [26]$$

Für die weiteren Betrachtungen wurde nur die Beschleunigungskraft bzw. -leistung entlang der Längsachse des Speers berücksichtigt (Adamczewski, 1995; Bartonietz, 1987).

4.3.5 Gelenkkoordinatensysteme

Mit Ausnahme der berechneten Cardan-/Euler-Winkel besitzen alle weiteren berechneten Parameterverläufe nur Aussagekraft hinsichtlich der Beschreibung von Bewegungen oder Kräften bzw. deren Derivaten im Bezugssystem der einzelnen Segmente. Da deren Koordinatensysteme bewegungsabhängigen Veränderungen (vor allem rotatorischer Natur) unterliegen, ist eine eindeutige Zuordnung zu anatomischen Bewegungen nicht möglich (Grood & Suntay, 1983). Deshalb erfolgte das Aufstellen von Gelenkkoordinatensystemen, in denen eine Interpretation hinsichtlich anatomischer Bewegungen möglich ist, und die Transformation der Parameterverläufe in das entsprechende Bezugssystem.

Das Koordinatensystem für Schulter, Ellenbogen und Handgelenk wurde in Anlehnung an Feltner & Dapena (1989) und Fleisig et al. (1995) berechnet. Das Koordinatensystem für das Schultergelenk setzt sich aus den drei Vektoren \mathbf{i}_s , \mathbf{j}_s , \mathbf{k}_s zusammen, wobei diese eine Orthonormalbasis bilden (Abb. 19). Dabei sind die drei Vektoren folgendermaßen definiert: Die Achse für die Innen- und Außenrotation (proximal/distal)¹² im Schultergelenk \mathbf{k}_s entspricht der Längsachse des definierten Segmentkoordinatensystems des Oberarmes (\mathbf{k}_{oa}) (Kap. 4.2). Mithilfe der so gewonnenen Achse und dem Kreuzprodukt mit der Längsachse des Thorax (\mathbf{k}_{th}) ergibt sich die Achse für Adduktion

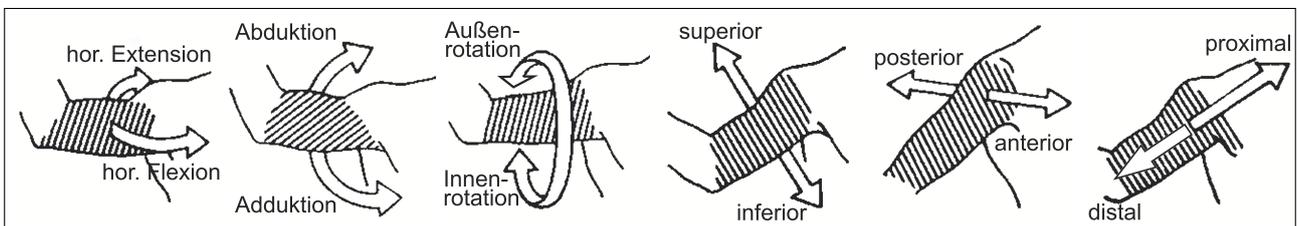


Abb. 19 Grafische Darstellung des Gelenkkoordinatensystems im Schultergelenk mit den Achsen für die horizontale Flexion/Extension (\mathbf{i}_s), Abduktion/Adduktion (\mathbf{j}_s) und Innen-/Außenrotation (\mathbf{k}_s) für die Momente und Winkelgeschwindigkeiten (Nr. 1–3). Nr. 4–6 zeigen die selben Achsen, jedoch mit den Bezeichnungen für die Kräfte mit superior/inferior (\mathbf{i}_s), anterior/posterior (\mathbf{j}_s) und proximal/distal (\mathbf{k}_s) (nach Fleisig et al., 1995, modifiziert).

¹² Bei den dargestellten Gelenkbewegungen handelt es sich jeweils um Bewegungen *um* diese Achse (Momente, Winkelgeschwindigkeiten); im Falle von Bewegungen *entlang* dieser (Kräfte, lineare Geschwindigkeiten) ist in den Klammern dahinter zusätzlich die Bezeichnung aufgeführt.

und Abduktion (anterior/posterior) (\mathbf{j}_s). Aus dem Kreuzprodukt der beiden so gewonnenen Achsen wird die Achse für die horizontale Flexion und Extension (superior/inferior) errechnet (\mathbf{i}_s).

$$\mathbf{k}_s = \mathbf{k}_{oa} \quad \mathbf{j}_s = \frac{\mathbf{k}_s \times \mathbf{k}_{th}}{\|\mathbf{k}_s \times \mathbf{k}_{th}\|} \quad \mathbf{i}_s = \frac{\mathbf{k}_s \times \mathbf{j}_s}{\|\mathbf{k}_s \times \mathbf{j}_s\|} \quad [27]$$

Für die Bewegungen im Ellenbogengelenk erfolgte eine ähnliche Aufstellung des Gelenkkoordinatensystems (\mathbf{i}_e , \mathbf{j}_e , \mathbf{k}_e ; Abb. 20). Die Achse für die Pronation und Supination (\mathbf{k}_e) entspricht der Längsachse des Unterarms (\mathbf{k}_{ua}). Für die Flexion und Extension (\mathbf{i}_e) wird die Rotationsachse als das Kreuzprodukt aus der Innen- und Außenrotationsachse des Schultergelenks und der Pronations- und Supinationsachse des Ellenbogens gebildet. Die dritte Achse bildet sich aus dem Kreuzprodukt der beiden vorangegangenen und kann hinsichtlich Varus und Valgus interpretiert werden (\mathbf{j}_e).

$$\mathbf{k}_e = \mathbf{k}_{ua} \quad \mathbf{i}_e = \frac{\mathbf{k}_e \times \mathbf{k}_s}{\|\mathbf{k}_e \times \mathbf{k}_s\|} \quad \mathbf{j}_e = \frac{\mathbf{k}_e \times \mathbf{i}_e}{\|\mathbf{k}_e \times \mathbf{i}_e\|} \quad [28]$$

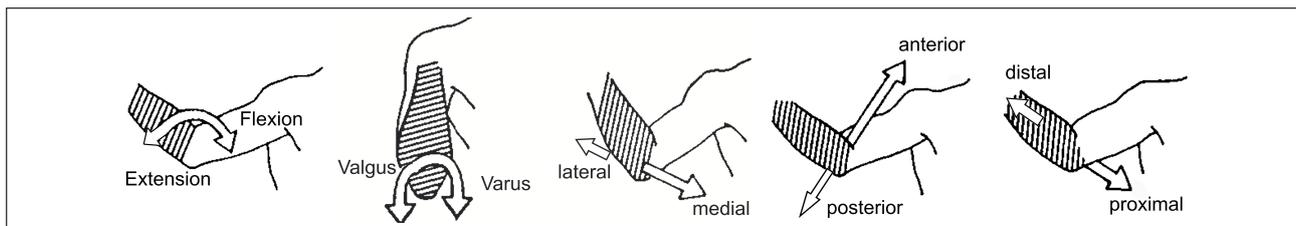


Abb. 20 Grafische Darstellung des Gelenkkoordinatensystems im Ellenbogengelenk mit den Achsen für die Flexion/Extension (\mathbf{i}_e), Varus/Valgus (\mathbf{j}_e), sowie medial/lateral (\mathbf{i}_e), anterior/posterior (\mathbf{j}_e) und proximal/distal (\mathbf{k}_e) (nach Fleisig et al., 1995, modifiziert).

Auch für die Bewegungen im Handgelenk erfolgte die Aufstellung eines eigenen Koordinatensystems (\mathbf{i}_h , \mathbf{j}_h , \mathbf{k}_h ; Abb. 21). Die Dorsalextension bzw. Palmarflexion (radial/ulnar) (\mathbf{i}_h) entspricht der Breitenachse des Unterarms (\mathbf{i}_{ua}). Die Achse für die Radial-/Ulnarabduktion (dorsal/palmar) (\mathbf{j}_h) folgt aus dem Kreuzprodukt zwischen der Extensionsachse und der Längsachse des Unterarms (\mathbf{k}_{ua}). Der letzten entstehenden Achse (\mathbf{k}_h) kann keine rotatorische Bewegung zugeordnet werden; im Falle translatorischer Größen handelt es sich um die Richtungen proximal/distal.

$$\mathbf{i}_h = \mathbf{i}_{ua} \quad \mathbf{j}_h = \frac{\mathbf{i}_h \times \mathbf{k}_{ua}}{\|\mathbf{i}_h \times \mathbf{k}_{ua}\|} \quad \mathbf{k}_h = \frac{\mathbf{j}_h \times \mathbf{i}_h}{\|\mathbf{j}_h \times \mathbf{i}_h\|} \quad [29]$$

Aus den so entstehenden Orthonormalbasen können entsprechende Rotationsmatrizen für die unterschiedlichen Gelenke aufgestellt werden. Durch die Multiplikation dieser mit den vektoriellen Grö-

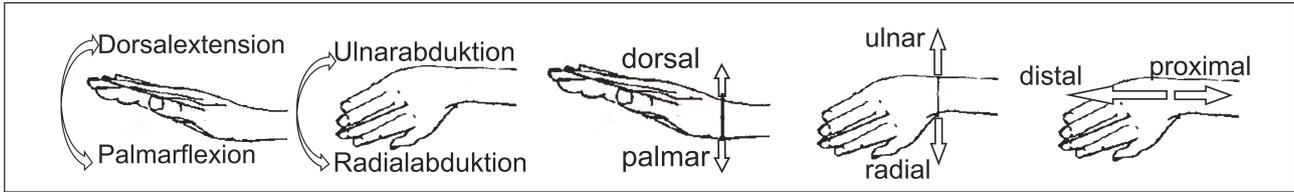


Abb. 21 Grafische Darstellung des Gelenkkoordinatensystems im Handgelenk mit den Achsen für die Dorsalextension/Palmarflexion (\mathbf{i}_h), Ulnar-/Radialabduktion (\mathbf{j}_h), sowie radial/ulnar (\mathbf{i}_h), dorsal/palmar (\mathbf{j}_h) und proximal/distal (\mathbf{k}_h) (nach Barrentine et al., 1998, modifiziert).

Ben erfolgt die Überführung in diese Koordinatensysteme; als Beispiel hier die Überführung der Gelenkwinkelgeschwindigkeit der Schulter vom LKS ($\boldsymbol{\omega}$) in das Koordinatensystem der Schulter ($\boldsymbol{\omega}_s$)

$$\boldsymbol{\omega}_s = \mathbf{R}_s^T \boldsymbol{\omega} = [\mathbf{i}_s \quad \mathbf{j}_s \quad \mathbf{k}_s]^T \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} i_{s,x} & i_{s,y} & i_{s,z} \\ j_{s,x} & j_{s,y} & j_{s,z} \\ k_{s,x} & k_{s,y} & k_{s,z} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{pmatrix} . \quad [30]$$

4.3.6 Normalisierung

4.3.6.1 Normalisierung kinetischer Variablen

Für die Berechnung von Kräften und Momenten und den daraus ermittelten Derivaten spielen die Körpermasse bzw. die Teilkörpermassen eine wichtige Rolle. Daraus resultiert eine Abhängigkeit der Ergebnisse, die einen Vergleich der Parameter zwischen unterschiedlichen Probanden nicht problemlos zulässt. Um einen interindividuellen Vergleich zu ermöglichen, war es deshalb nötig, die berechneten Momente und Kräfte zu normalisieren. Kräfte werden sowohl in der Ganganalyse als auch in den Veröffentlichungen aus dem Gebiet des Baseballs anhand der Körpermasse normalisiert (Post, Laudner, McLoda, Wong & Meister, 2015; Winter, 2009). Für die Momente kommt noch eine weitere Variante in Frage: die Relativierung anhand des Produkts von Körperhöhe und Körpermasse (Moisio, Sumner, Shott & Hurwitz, 2003; Oi, Slowik, Diffendaffer, Takagi, Tanaka, Nobuhara, Yoshiya & Fleisig, 2019; Post et al., 2015; Wannop, Worobets & Stefanyshyn, 2012). Da für die Momente der oberen Extremitäten in der Literatur Veröffentlichungen zu beiden Normalisierungsverfahren zu finden sind, erfolgte die Überprüfung beider Varianten, um für die Momente das bestmögliche Normalisierungsverfahren zu ermitteln. Zusätzlich dazu erfolgte die Relativierung anhand einer dritten Variante. Bei dieser handelt es sich um das Produkt aus der Summe der (individuellen) Segmentlängen des Arms und der Summe deren Massen. Diese Variante wurde zusätzlich herangezogen, um die individuellen Hebel der oberen Extremitäten zu berücksichtigen.

Durch eine Regressionsanalyse erfolgte die Ermittlung des Einflusses von Körpermasse und Körperhöhe auf die errechneten Momente im Urzustand und für die Werte, die durch die verschiedenen Normalisierungsverfahren entstanden waren (Moisio et al., 2003; Pierrynowski & Galea, 2001; Wannop et al., 2012). Im Zuge dessen wurde das Bestimmtheitsmaß (R^2) und somit der Anteil der

Varianz, der durch die beiden Einflussvariablen Körpermasse und Körperhöhe aufgeklärt wird, ermittelt. Einen Überblick zu den Ergebnissen bietet Tab.8. Es zeigt sich, dass im unnormalisierten Zustand vor allem die Körpermasse einen deutlichen Einfluss auf die Momente hat, der durch eine entsprechende Normalisierung mit der Körpermasse verringert wird. Eine weitere Verringerung des Einflusses wird mit der Normalisierung durch das Produkt von Körpermasse und Körperhöhe erzielt. Auch die Normalisierung anhand der dritten Variante erzielt nochmals Verbesserungen gegenüber der Relativierung durch die Körpermasse. Im Vergleich der beiden Varianten, die Längen und Massen berücksichtigen, zeigen sich nur noch geringfügige Unterschiede. Für das Innenrotationsmoment bringt die Normalisierung anhand der individuellen Segmentlängen nochmals einen Vorteil, während die anderen Momente eine geringfügige Verschlechterung zeigen. Ein vergleichbares Bild wie für die Körpermasse zeigt sich auch für die Körperhöhe. Zwar ist bereits der Einfluss im unnormalisierten Zustand deutlich kleiner, jedoch zeigt sich auch hier mit der Normalisierung eine Abnahme des Einflusses. Wie auch schon bei der Körpermasse bringen die beiden Verfahren, die Längen und Massen berücksichtigen, die besten Ergebnisse, wobei diese je nach Bewegungsrichtung bei unterschiedlichen Normalisierungsverfahren zu finden sind. Um eine Entscheidung für eines der beiden Verfahren zu treffen, erfolgte die Mittelung der Bestimmtheitsmaße für die jeweiligen Varianten. Im Mittel liegt das Bestimmtheitsmaß für das Produkt aus Körpermasse und -höhe bei $0,055 \pm 0,068$ und für das Produkt der Segmentlängen und Massen bei $0,064 \pm 0,053$. Im Folgenden wurde das Verfahren mit dem Produkt aus Körperhöhe und -masse zur Normalisierung von Momenten verwendet, wie es bereits auch in anderen Untersuchungen angewendet worden war (Oiet al., 2019; Post et al., 2015).

Tab. 8 *Bedeutung unterschiedlicher Normalisierungsverfahren für den Einfluss von Körpermasse (m_k) und Körperhöhe (l_k) auf die berechneten Momente im Rohzustand (unnormalisiert) und die drei Relativierungsvarianten (Körpermasse; Körpermasse x Körperhöhe; Segmentlänge x Segmentmasse). Angegeben sind das Bestimmtheitsmaß (R^2) und das Signifikanzniveau (p). \hat{M}_{ir}^s = maximales Innenrotationsmoment, \hat{M}_{flex}^s = maximales Flexionsmoment, \hat{M}_{abd}^s = maximales Abduktionsmoment.*

Moment		unnormalisiert		m_k		$m_k l_k$		$\sum m_s \sum l_s$	
		R^2	p	R^2	p	R^2	p	R^2	p
\hat{M}_{ir}^s	m_k	0,627	0,006	0,151	0,266	0,093	0,392	0,031	0,621
	l_k	0,244	0,147	0,124	0,317	0,032	0,619	0,023	0,678
\hat{M}_{flex}^s	m_k	0,616	0,007	0,030	0,633	<0,001	0,959	0,024	0,667
	l_k	0,090	0,399	0,013	0,751	0,134	0,298	0,186	0,212
\hat{M}_{abd}^s	m_k	0,588	0,009	0,033	0,617	0,001	0,917	0,016	0,125
	l_k	0,116	0,334	<0,001	0,959	0,066	0,474	0,102	0,368

Hof (1996) schlägt weiterhin eine Normalisierung der Daten hin zu einem dimensionslosen Maß vor. Da es sich in diesem Falle für die Kräfte und Momente nur um einen zusätzlichen, aber konstanten Faktor im Divisor handelt, ergibt sich daraus:¹³

$${}^*M = \frac{M}{m_k l_k g} \qquad {}^*F = \frac{F}{m_k g} \quad . \qquad [31]$$

Darauf aufbauend wurden die Derivate Leistung, Energie und Arbeit mit der Methode der Momente normalisiert, so wie es auch Hof (1996) empfiehlt.

4.3.6.2 Normalisierung zeitlicher Variablen

Um eine verbesserte Vergleichbarkeit zwischen den unterschiedlichen Probanden herzustellen, erfolgte neben der Normalisierung von kinetischen Variablen zusätzlich die zeitliche Normalisierung von Parametern und Parameterverläufen. Hierfür wurden die ermittelten zeitlichen Parameter auf die Länge der gesamten Hauptphase (Aufsatz des Druckbeins (t_1) bis zum Abwurf (t_3)) relativiert (Leigh, 2012; Liu et al., 2010, 2014). Der relative Zeitpunkt des m-ten Ereignisses in Prozent ist somit¹⁴:

$${}^*t_m = \frac{t_m}{t_3 - t_1} * 100 \quad . \qquad [32]$$

Neben der Normalisierung einzelner Zeitpunkte erfolgte weiterhin die Zeitnormalisierung des gesamten Verlaufs vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurf. Hierfür wurden die Datenverläufe mittels kubischer Splines auf 101 äquidistante Datenpunkte interpoliert (Leigh, 2012; Liu et al., 2010, 2014). Durch diese Interpolation nehmen die Verläufe aller Sportler Werte zwischen 0% (Druckbeinaufsatz, t_1) und 100% (Abwurf, t_3) an. Dadurch können die Parameterverläufe zwischen den Probanden besser verglichen werden.

¹³ Ab dem folgenden Kapitel werden die normalisierten Kräfte und Momente sowie alle Derivate mit dem „*“ gekennzeichnet.

¹⁴ Wie bereits bei den kinetischen Variablen erfolgt die Kennzeichnung eines relativen Zeitpunktes durch das voranstellen eines „*“.

4.3.7 Parametrisierung und statistische Auswertung

4.3.7.1 Parametrisierung

Speerkinematik und -kinetik

Für die Quantifizierung der Unterschiede zwischen den Wurfgewichten erfolgte die Extraktion der folgenden Parameter: Abwurfgeschwindigkeit (v_0), maximale Beschleunigung (\hat{a}), maximale Beschleunigungskraft (\hat{F}_a) sowie deren relativer Zeitpunkt ($^*t_{\hat{F}_a}$) und die maximale Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a). Aus der Abwurfgeschwindigkeit wurde zusätzlich die kinetische Energie des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs (E_{kin}) errechnet. Diese wurden gleichzeitig für die Zusammenhangsprüfung zwischen den kinematischen und kinetischen Merkmalen der Gelenke sowie den kinematischen und kinetischen Merkmalen des Speers genutzt.

Für einen Vergleich der Eingangsvoraussetzungen zwischen den verschiedenen Wurfgewichten wurden zusätzlich die Eingangsgeschwindigkeiten zu den Zeitpunkten t_1 und t_2 (v_{t1} ; v_{t2}) aus den Geschwindigkeitsverläufen des Speers extrahiert. Weiterhin erfolgte die Bestimmung der Phasendauern für die gesamte Hauptphase (t_{t1-t3}) und die Abwurfphase (t_{t2-t3}).

Gelenkinematik

Zur Beschreibung der Gelenkinematik erfolgte die Extraktion von maximalen Winkelausprägungen ($\hat{\phi}$) und Winkelgeschwindigkeiten ($\hat{\omega}$) sowie maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) für die drei Gelenke Schultergelenk (SG), Ellenbogengelenk (EG) und Handgelenk (HG). Weiterhin erfolgte die Bestimmung der im Intervall $t_2 - t_3$ zurückgelegten Wege (\hat{s}_{t2-t3}). Einen Überblick zu den extrahierten Ereignissen bietet Tab. 9.

Tab. 9 Überblick über die Bewegungsebenen bzw. -richtungen, für die die maximalen Winkel ($\hat{\phi}$), Gelenkwinkelgeschwindigkeiten ($\hat{\omega}$), linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) und Wege (\hat{s}_{t2-t3}) aus dem Schulter- (SG), Ellenbogen- (EG) und Handgelenk (HG) erhoben wurden. Bei den linearen Geschwindigkeiten gibt ein $|v|$ die resultierende Geschwindigkeit des jeweiligen Gelenks an.

	SG	EG	HG
$\hat{\phi}$	horizontale Extension (h.Ext.) Adduktion (Add.) Außenrotation (Ar.)	Flexion (Flex.) Valgus (Val.)	Dorsalextension (d.Ext.)
$\hat{\omega}$	horizontale Extension (h.Ext.) horizontale Flexion (h.Flex.) Adduktion (Add.) Abduktion (Abd.) Außenrotation (Ar.) Innenrotation (Ir.)	Extension (Ext.) Flexion (Flex.)	Palmarflexion (p.Flex.) Dorsalextension (d.Ext.)
\hat{v}	$ v_s $ anterior (ant.)	$ v_e $ medial (med.)	$ v_h $ palmar (pal.) proximal (prox.)
\hat{s}_{t2-t3}	anterior (ant.)	medial (med.) proximal (prox.)	palmar (pal.) proximal (prox.)

Neben den maximalen Ausprägungen der Winkel und Winkelgeschwindigkeiten wurden aus den Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufen die relativen Zeitpunkte extrahiert, an denen die unterschiedlichen Teilkörperbewegungen einsetzen und die die Hauptphasen der jeweiligen Bewegungsebenen repräsentieren. Hierzu gehören im Schultergelenk: horizontale Flexion (${}^*t_{h.Flex.}$), Abduktion (${}^*t_{Abd.}$) und Innenrotation (${}^*t_{Ir.}$); im Ellenbogengelenk: Extension (${}^*t_{Ext.}$); und im Handgelenk: Palmarflexion (${}^*t_{p.Flex.}$) (Liu et al., 2010). Für die Ermittlung des jeweiligen Bewegungseinsatzes wurden die Zeitpunkte gesucht, an denen die Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufe letztmalig eine Nullstelle vor dem entsprechenden Geschwindigkeitsmaximum aufweisen. Hierfür wurde rekursiv vom jeweiligen Geschwindigkeitsmaximum die nächstliegende Änderung des Vorzeichens ermittelt. Von diesem Wert ausgehend wurde der Bewegungsbeginn als der Zeitwert definiert, der dem nächsten Funktionswert in Richtung des Maximums zugehörig ist (Abb. 22) (Warschun, 2014).

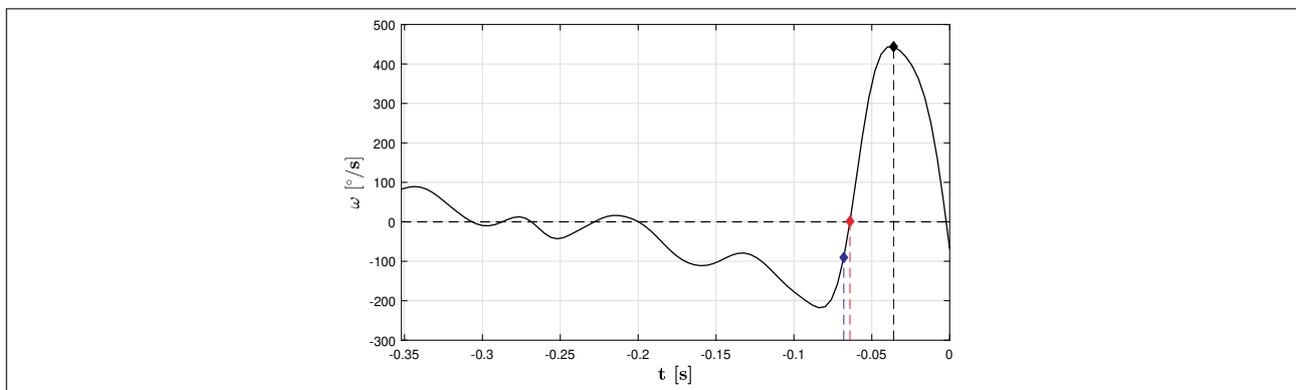


Abb. 22 Ermittlung der Einsatzpunkte der unterschiedlichen Bewegungen aus den Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufen der jeweiligen Bewegung. Ausgehend vom Maximum der Bewegungsgeschwindigkeit (♦) wurde rekursiv der erste Wert ermittelt, der ein gegenläufiges Vorzeichen (◆) aufwies. Von diesem Wert ausgehend wurde der Bewegungsbeginn als der zum nächstgelegenen Funktionswert (in Richtung Maximum) (◆) gehörige Zeitwert definiert.

Gelenkkinetik

Für die Beschreibung der Beanspruchung der aktiven Gelenkstrukturen erfolgte die Extraktion maximaler Gelenkmomente (\hat{M}). Zur Quantifizierung der Beanspruchung der passiven Gelenkstrukturen wurden die maximalen Gelenkreaktionskräfte (\hat{F}) berechnet. Einen Überblick über die ausgewerteten Bewegungsrichtungen in den unterschiedlichen Gelenken bietet Tab. 10. Für die Gelenkmomente im Schultergelenk erfolgte zusätzlich die Bestimmung des maximalen Summenmoments (\hat{M}_{Σ}). Dabei handelt es sich um das Maximum aus den aufsummierten Gelenkmomentverläufen.

Um den Transfer von Energie von proximal nach distal zu quantifizieren, erfolgte die Bestimmung der maximalen Transferleistung (\hat{P}_t^+) der einzelnen Gelenke. Es erfolgte weiterhin eine Bestimmung der maximalen Transferleistung in den einzelnen linearen Bewegungsrichtungen der Gelenke ($\hat{P}_{t,i}^+$). Außerdem erfolgte die Bestimmung der Rate, mit der Energie im Gelenk aufgenommen (exzentrische Gelenkleistung P_m^-) und Arbeit durch das jeweilige Gelenk (konzentrische Gelenkleistung P_m^+)

Tab. 10 Überblick über die unterschiedlichen Bewegungsebenen bzw. -richtungen für die in den Gelenken Schulter- (SG), Ellenbogen- (EG) und Handgelenk erhobenen maximalen Gelenkmomente (\hat{M}) und Gelenkreaktionskräfte (\hat{F}).

	SG	EG	HG
\hat{M}	horizontale Extension (h.Ext.) Adduktion (Add.) Abduktion (Abd.) Innenrotation (Ir.)	Flexion (Flex.) Extension (Ext.) Varus (Var.)	Dorsalextension (d.Ext.) Palmarflexion (p.Flex.)
\hat{F}	superior (sup.) inferior (inf.) anterior (ant.) proximal (prox.)	medial (med.) anterior (ant.) proximal (prox.)	palmar (pal.) proximal (prox.)

verrichtet wird. Wie bereits bei der Transferleistung erfolgte die Bestimmung der maximalen Leistung der einzelnen rotatorischen Bewegungsebenen ($\hat{P}_{m,i}^+$). Aufbauend auf Gelenk- und Transferleistung wurden die entsprechenden Energiebeträge für die konzentrische (W_m^+) und exzentrische Gelenkarbeit (W_m^-), sowie die Transferarbeit (W_t^+) der jeweiligen Gelenke quantifiziert (Olney, MacPhail, Hedden & Boyce, 1990). Die jeweilige Arbeit am k-ten Gelenk wird dabei als

$$W_{m,k}^{+-} = \int_{t_a}^{t_b} \mathbf{M}_k \cdot \boldsymbol{\omega}_k dt = \int_{t_a}^{t_b} P_{m,k} dt \tag{33}$$

$$W_{t,k}^{+-} = \int_{t_a}^{t_b} \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{v}_k dt = \int_{t_a}^{t_b} P_{t,k} dt \tag{34}$$

berechnet (siehe auch Abb. 23).

Die Gelenkarbeit spiegelt hierbei den Teil der Arbeit wieder, mit dem die Energie des Gesamtsystems bzw. der Segmente verändert wird, und dementsprechend die Gelenkleistung die Rate mit der dies

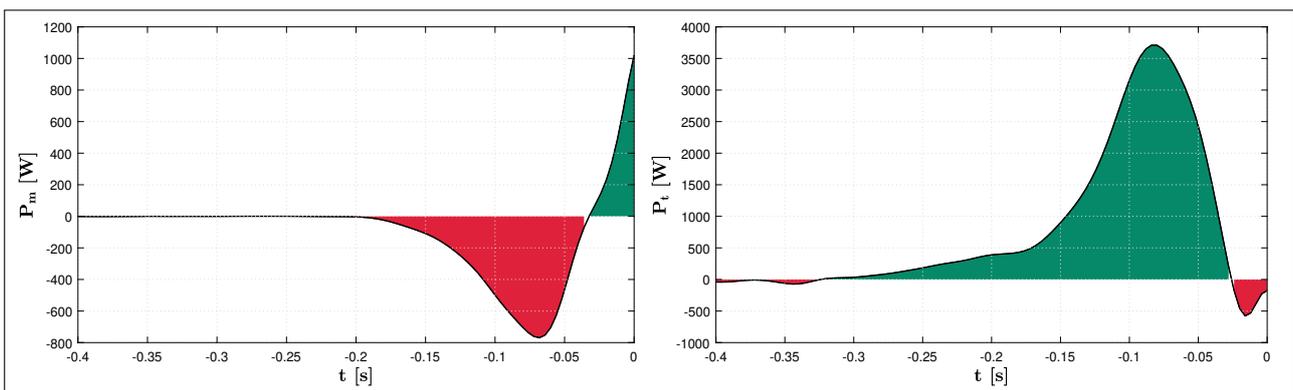


Abb. 23 Berechnung der mechanischen Arbeit aus der mechanischen Leistung. Links: Die Größe der roten Fläche, als Integral über dem Teilabschnitt der Gelenkleistung (negative Leistung) entspricht der exzentrischen Gelenkarbeit (W_m^-) über dem grün markierten Bereich der konzentrischen Gelenkarbeit (W_m^+). Rechts: Die Größe des grün markierten Bereichs als Integral über dem Teilabschnitt der Transferleistung entspricht der Menge an Energie, die von proximal nach distal transferiert wird, also der Transferarbeit (W_t^+); die Fläche des rot markierten Bereichs entspricht dem Energietransfer von distal nach proximal (W_t^-).

geschieht. Die Transferarbeit bzw. die Transferleistung spiegeln die Menge an Energie bzw. die Rate der Energieänderung der jeweiligen Segmente wieder, die Energie des Gesamtsystems bleibt dabei unverändert (Gordon & Robertson, 2014; Gordon et al., 1980; Winter, 1983).

4.3.7.2 Statistik

Die statistische Aufbereitung der Daten erfolgte mit Matlab (Ver. 9.3, The MathWorks, Natick, USA). Neben der Darstellung der deskriptiven Statistik mit Mittelwert (\bar{x}) und Standardabweichung (s) erfolgte, je nach Hypothese, die Durchführung entsprechender statistischer Tests. Für die Prüfung auf Unterschiede zwischen den verschiedenen Speergewichten wurden die absoluten kinetischen Werte verwendet. Für Zusammenhang prüfende Verfahren erfolgte die Verwendung der relativierten kinetischen Größen.

Vor der eigentlichen Anwendung der statistischen Tests erfolgte die Überprüfung der Voraussetzungen mittels Normalverteilungstest nach Shapiro-Wilk (Shapiro & Wilk, 1965). Für Unterschiedshypothesen erfolgte die Überprüfung der Normalverteilung der Differenzen; für die Zusammenhangshypothesen die Normalverteilung beider Variablen, die in Zusammenhang gebracht werden sollen (Bortz & Schuster, 2010). Im Falle vorliegender Normalverteilung erfolgte die Anwendung eines t-Tests zur Überprüfung der Unterschiede. War die Normalverteilung nicht gegeben, erfolgte gleichwohl die Durchführung des parametrischen t-Tests,¹⁵ da dieser auf die Verletzung der Voraussetzung robust reagiert (Bortz & Schuster, 2010).

Für die Zusammenhangshypothesen erfolgte sowohl im Falle einer Normalverteilung beider Variablen als auch im Falle fehlender Normalverteilung die Berechnung des Pearson-Korrelationskoeffizienten (r), da die Berechnung des Korrelationskoeffizienten unabhängig von ihren Verteilungseigenschaften ist. Lediglich die Prüfung der Signifikanz setzte eine Normalverteilung voraus. Da es sich hierbei um einen t-Test handelt und dieser robust auf die Verletzung reagiert wurde trotz einer Verletzung die Korrelation berechnet (Bortz & Schuster, 2010). In einem Einzelfall wurde zusätzlich eine Multiple-lineare Regression ermittelt. Die Beurteilung des Zusammenhangs erfolgte auf der Grundlage von Bühl (2014) mit:

$ r $	\leq	0,2	sehr gering
		0,5	gering
		0,7	mittel
		0,9	hoch / stark
	$>$	0,9	sehr hoch / stark .

Für alle unterschieds- und zusammenhangsprüfenden Verfahren wurde die kritische Irrtumswahrscheinlichkeit (α) a priori auf 5% gesetzt (Bortz & Schuster, 2010).

¹⁵ Auf eine Verletzung der Normalverteilung wird im Weiteren durch ein „†“ am p-Wert hingewiesen

Um Aussagen über die Größe der Unterschiede treffen zu können erfolgte weiterhin die Berechnung von Effektgrößen für Unterschiedshypothesen. Als Effektmaß kam Hedges' g , als eine Spezifizierung von Cohens d , zur Anwendung, da hier eine Korrektur für kleine Gruppengrößen vorgesehen ist. Die Berechnung erfolgte mit (Kline, 2013):

$$g = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_2^2}{2}}} \quad [35]$$

Hierbei sind x_1 und x_2 die Mittelwerte der jeweiligen Untersuchungskonditionen; s_1 und s_2 die zugehörigen Standardabweichungen. Da es durch die geringe Gruppengröße zu einer Verzerrung der Effektstärken kommen kann, wurde ein entsprechender Korrekturfaktor angewendet mit (Kline, 2013):

$$g_{\text{korrr}} = g \sqrt{\frac{n-2}{n-1}} \quad [36]$$

Dabei ist n die Anzahl aller Wertepaare. Da durch eine Punktschätzung der Effektgrößen eine Über- bzw. Unterschätzung der Effekte möglich ist, erfolgte zusätzlich die Bestimmung des 90%-Konfidenzintervalls (CI_{90}) für die Effektstärken g und den Korrelationskoeffizienten r , da es sich bei diesem ebenfalls um ein Effektmaß handelt (Batterham & Hopkins, 2006; Büsch & Strauß, 2016). Die Berechnungen der Konfidenzintervalle erfolgte nach Bonett (2015) und Leonhart (2013) mit:

$$\text{Hedges' } g : CI_{90} = g \pm s_e z_{1-\alpha/2} \quad [37]$$

$$\text{Korrelationskoeffizient } r : CI_{90} = \tanh(\tanh^{-1}(r) \pm z_{1-\alpha/2} + \frac{1}{\sqrt{n-3}}) \quad [38]$$

Hierbei wird der Standardfehler s_e nach den Vorschriften von Bonett (2015, Formel 9) ermittelt, r ist der zuvor ermittelte Korrelationskoeffizient, n ist die Größe des Stichprobenumfangs und $z_{1-\alpha/2}$ ist der kritische Wert der z-Statistik für das entsprechende α . Da für die Berechnung der Konfidenzintervalle eine Irrtumswahrscheinlichkeit α von 5% als zu konservativ angesehen wird, kam in diesem Falle eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 10\%$ zur Anwendung (Batterham & Hopkins, 2006; Knudson, 2009). Die Beurteilung der Effekte erfolgte nach den Empfehlungen von Rhea (2004) mit:

$ g \leq 0,25$	geringfügig
$= 0,26 - 0,50$	klein
$= 0,51 - 1,00$	mäßig
$> 1,00$	groß

Büsch & Strauß (2016, S. 56) merken zu den Effektgrößen an, „[...] dass der wahre Effekt unbedeutend sein kann, wenn das Vertrauensintervall den Null-Effekt [...] einschließt.“ Daran angelehnt werden bei den Unterschieds- und Zusammenhangsprüfungen nicht nur die p -Werte zur Prüfung auf

Bedeutsamkeit herangezogen. Die Nullhypothese wird abgelehnt bzw. von einem bedeutsamen Unterschied oder Zusammenhang wird ausgegangen, wenn mindestens eine der beiden Bedingungen erfüllt ist:

1. Der p -Wert unterschreitet das zuvor festgelegte Signifikanzniveau, $p < \alpha$ (es gibt keine Differenzierung zwischen unterschiedlichen Signifikanzstufen);

oder

2. das 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}) des Effekts g schließt den Nulleffekt nicht ein. In diesem Fall wird von einem bedeutsamen Effekt oder Effektintervall berichtet.

4.4 Methodenkritik

Auf methodenkritische Aspekte wurde bereits bei der Beschreibung des methodischen Vorgehens in den vorangehenden Kapiteln hingewiesen. Für die Bewertung der Ergebnisse sollen diese noch einmal zusammengefasst werden.

Bei der vorliegenden Gruppengröße von zehn Probanden handelt es sich aus statistischer Sicht um eine geringe Fallzahl. Dies bedeutet, dass die Power der Tests unter Umständen nur relativ gering ausfällt. Da es sich jedoch um Athleten aus dem (Nachwuchs-)Hochleistungsbereich handelt, in dem generell nur wenige Sportler zu finden sind, kann von einer in diesem Bereich normalen Stichprobe ausgegangen werden. Vergleicht man zusätzlich den Gruppenmittelwert der persönlichen Bestleistungen von $77,71 \pm 10,34$ m mit den Werten aus der von der IAAF geführten Weltjahresbestenliste des Jahres 2017, dann ordnet sich die Untersuchungsgruppe unter den besten 100 des Jahres 2017 ein (Platz 100: $77,49$ m). Auch der Mittelwert der besten 100 Werte der Weltjahresbestenliste liegt mit $81,82 \pm 3,77$ m nur wenig über den Werten der Untersuchungsgruppe. Dies spricht insgesamt für ein sehr hohes Niveau der Untersuchungsgruppe, das mit einer weiteren Erhöhung der Probanden mit geringerer Expertise nicht hätte gehalten werden können.

Für die Untersuchungsdurchführung, insbesondere für das Anbringen der Marker, ist eine weitere Schwachstelle anzumerken: Die Definition der Segmente im Modell und somit die daraus berechneten Daten sind abhängig von der Anbringung der Marker an den jeweiligen Probanden. Für die Segmente mit kleinen Umfängen merken [Wu et al. \(2005\)](#) an, dass bereits kleine Verschiebungen der Marker größere Auswirkungen auf die Definition von Koordinatensystemen haben. Aus diesem Grund erfolgte die Präparierung der Probanden von zwei erfahrenen Assistenten nach den Vorgaben von [van Sint Jan \(2007\)](#). Durch die Bewegungen der Sportler war weiterhin mit einer Verschiebung der Marker im Verlauf der Bewegung zu rechnen. Um dieser Verschiebung entgegen zu wirken und die Auswirkungen auf die Modellierung zu vermindern, wurden verschiedene Vorkehrungen getroffen und Verfahren angewendet (Sicherung mit Tape, Segmentoptimierung, Datenfilterung, vgl. vorherige Kapitel). Es muss trotzdem davon ausgegangen werden, dass die Daten Bewegungsartefakte enthalten können.

Innerhalb der Modellierung ist der Verzicht auf die Modellierung des Wurfgeräts aufgrund fehlender Voraussetzungen (drei nicht kollineare Punkte) das größte Manko. Während bei Bällen aufgrund der Form nur von einem geringen Einfluss ausgegangen werden kann ([Friedrich, 2017](#)), ist bei einem Speer aufgrund seiner Länge von einem größeren Einfluss des Massenträgheitsmoments auf die Modellierung der Gelenkkinetik auszugehen; die Kinematik und die Gelenkreaktionskräfte sind von der fehlenden Modellierung nicht betroffen. Weiterhin wurde das zusätzliche Moment, das durch die Lage des Speerschwerpunkts im vorderen Teil des Gerätes entsteht, nicht berücksichtigt. Gleichwohl wurde zumindest der vergrößerten Masse des Gerätes Rechnung getragen und die vorliegenden Untersuchungen bieten erste Anhaltspunkte hinsichtlich der kinetischen Einflüsse auf die oberen Extremitäten.

5 Ergebnisse

5.1 Veränderungen unter Variation der Gerätelast

In den folgenden beiden Unterkapiteln werden die Ergebnisse zu den Auswirkungen der Variation der Gerätelast dargestellt. Die Variationen mit Unterlast und Überlast werden aus Gründen der Übersichtlichkeit getrennt, da die Vergleiche auf der Basis unterschiedlicher Gruppengrößen (Unterlast $n = 10$; Überlast $n = 6$) geschehen.

5.1.1 Unterlast

Speer

Vor der Betrachtung der Unterschiede in der Kinematik und Kinetik der Einzelgelenke werden zuerst die Ausgangsbedingungen und erbrachten Leistungen mit dem leichteren Speer (700 g) und dem normalen Wettkampfgerät (800 g) betrachtet. Einen Überblick hierzu bietet Tab. 11. Die Einzeldaten jedes Probanden und Angaben zur Normalverteilung der Daten bzw. Differenzen sind in Anhang B für alle nachfolgenden Ergebnisse aufgeführt. Die Eingangsgeschwindigkeiten v_{t_1} und v_{t_2} zeigen ebenso wie die zugehörigen Phasendauern ($t_{t_1-t_3}$ und $t_{t_2-t_3}$) keine Unterschiede zwischen den beiden Speergewichten. Bei der Betrachtung der Parameter des Speers zeigt sich ein etwas verändertes Bild: Während die Abfluggeschwindigkeit (v_0) des Wurfgeräts zwischen den beiden unterschiedlichen Geräten keinen statistischen Unterschied zeigt, ist bei der maximalen Beschleunigung (\hat{a}) bereits ein deutlicher Unterschied erkennbar. Mit dem leichteren Speer wird eine größere maxi-

Tab. 11 Vergleich der Messgrößen zwischen den beiden Wurfgewichten 700 g und 800 g. Mit v_0 = Abwurfgeschwindigkeit, v_{t_1} = Eingangsgeschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt t_1 , v_{t_2} = Eingangsgeschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt t_2 , $t_{t_1-t_3}$ = Phasendauer vom Zeitpunkt des Druckbeinaufsatzes (t_1) bis zum Abwurf (t_3), $t_{t_2-t_3}$ = Phasendauer vom Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes (t_2) bis zum Abwurf (t_3), \hat{a} = maximale Beschleunigung des Speers, \hat{F}_a = maximale Beschleunigungskraft, \hat{P}_a = maximale Beschleunigungsleistung. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie die Effektstärke (g) mit ihrem 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllen nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

		700 g		800 g		Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
v_{t_1}	[ms ⁻¹]	5,19 ± 0,58	5,25 ± 0,67	5,25 ± 0,67	5,25 ± 0,67	-1,155	0,278	-0,085	[-0,254; 0,034]
v_{t_2}	[ms ⁻¹]	6,91 ± 1,00	6,90 ± 0,89	6,90 ± 0,89	6,90 ± 0,89	0,057	0,956	0,007	[-0,240; 0,182]
$t_{t_1-t_3}$	[s]	0,35 ± 0,03	0,35 ± 0,03	0,35 ± 0,03	0,35 ± 0,03	-0,668	0,521	-0,128	[-0,438; 0,234]
$t_{t_2-t_3}$	[s]	0,15 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,15 ± 0,02	-1,428	0,187	-0,241	[-0,526; 0,034]
v_0	[ms ⁻¹]	24,11 ± 1,76	23,92 ± 2,17	23,92 ± 2,17	23,92 ± 2,17	0,801	0,444	0,092	[-0,106; 0,316]
\hat{a}	[ms ⁻²]	255,60 ± 34,73	246,13 ± 41,30	246,13 ± 41,30	246,13 ± 41,30	1,843	0,098	0,234	[0,001; 0,483]
\hat{F}_a	[N]	192,21 ± 26,12	205,76 ± 34,53	205,76 ± 34,53	205,76 ± 34,53	-2,961	0,016	-0,417	[-0,732; -0,135]
* $t_{\hat{F}_a}$	[%]	92,56 ± 1,01	91,42 ± 2,69	91,42 ± 2,69	91,42 ± 2,69	-0,102	0,127†	0,527	[-0,042; 1,132]
\hat{P}_a	[W]	3768,71 ± 711,20	4030,54 ± 997,71	4030,54 ± 997,71	4030,54 ± 997,71	-1,948	0,083	-0,285	[-0,575; -0,015]

male Beschleunigung erreicht; der Unterschied ist jedoch nicht statistisch signifikant. Auf Basis des 90%-Konfidenzintervalls ist jedoch von einem tatsächlichen Unterschied auszugehen. Die Effektstärke ist dabei als mittlerer Effekt zu bewerten. Die zugrundeliegende maximale Beschleunigungskraft (\hat{F}_a) hingegen zeigt, dass auf der Grundlage der höheren Masse des Geräts eine signifikant höhere maximale Beschleunigungskraft für den Speer mit Wettkampfmasse erreicht wird, wobei der dabei auftretende Effekt als klein einzustufen ist. Die zum Beschleunigungskraftmaximum gehörende Lage (${}^*t_{\hat{F}_a}$) zeigt zwischen den beiden Wurfgewichten nur geringfügige Unterschiede ohne statistische Bedeutung. Das Maximum des leichteren Speers liegt zeitlich näher am Abwurfzeitpunkt; der Speer konnte somit länger beschleunigt werden. Auch die maximale Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a) zeigt eine deutliche, aber nicht signifikante Veränderung. Mit einer Abnahme des Speergewichts sinkt die maximale Beschleunigungsleistung. Die Effektstärke und das zugehörige 90%-Konfidenzintervall indizieren jedoch einen tatsächlichen Effekt der Speergewichtsveränderung auf die maximale Beschleunigungsleistung; dieser ist dabei als klein einzustufen.

Gelenkwinkel

Für die Betrachtung der Gelenkwinkel zeigt Abb. 24 beispielhafte Gelenkwinkel-Zeit-Verläufe in den Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. In Tab. 12 sind die zugehörigen ermittelten Parameter aufgeführt, sowohl für das leichte als auch das normale Wurfgerät.

Die Verringerung der Gerätelast bewirkte in den maximalen Winkelstellungen des Schultergelenks in den drei unterschiedlichen Bewegungsebenen keine Veränderungen; sowohl die t-Statistik als auch die Effektstärken mit Konfidenzintervall zeigen weder signifikante Unterschiede noch bedeutsame Effektintervalle (Tab. 12). Demgegenüber zeigt sich im Ellenbogen eine signifikante Verringerung der maximalen Valgusstellung mit der Verringerung der Gerätelast; es handelt sich dabei um einen geringen Effekt. Der maximale Flexionswinkel blieb im Vergleich zwischen den beiden Wurfgewichten statistisch unverändert.

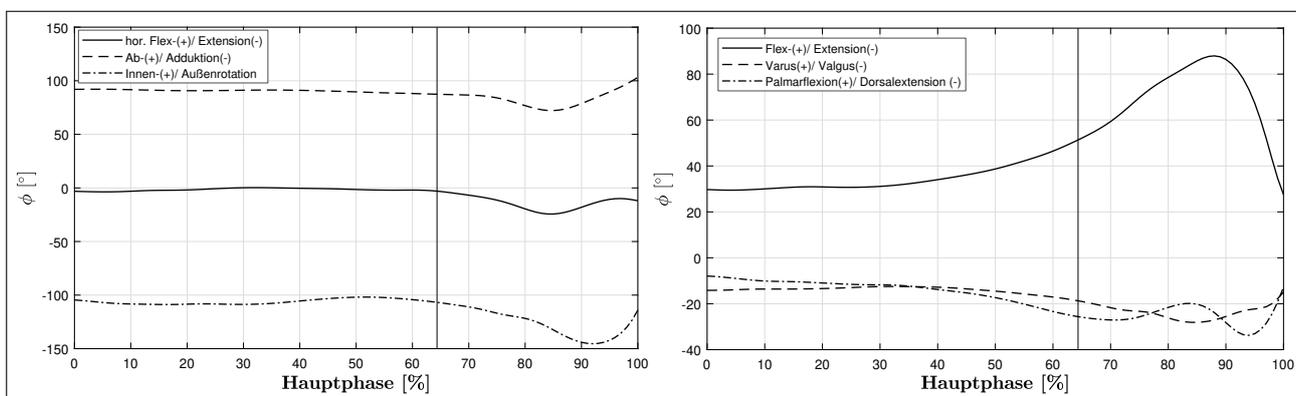


Abb. 24 Beispielhafte Darstellung der Gelenkwinkel-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.

Auch im Handgelenk ist eine Veränderung zu beobachten: Mit der Gewichtsreduktion kam es zu einer Vergrößerung der dorsalen Extension. Diese Veränderung ist signifikant; der Effekt ist als gering zu bewerten.

Tab. 12 Vergleich der maximal erreichten Winkelstellungen ($\hat{\phi}$) zwischen dem leichten (700 g) und dem normalen (800 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

ϕ [°]	700 g		800 g		Differenz		Effektstärke	
	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}		
SG	Ar	143,50 ± 10,77	143,35 ± 9,56	0,096	0,926	0,014	[-0,254; 0,233]	
	Abd	75,74 ± 9,77	75,43 ± 9,28	0,209	0,839	0,031	[-0,203; 0,331]	
	h.Ext	24,38 ± 9,76	25,78 ± 9,71	-1,194	0,263	-0,136	[-0,346; 0,066]	
EG	Flex	97,00 ± 5,63	98,49 ± 7,14	-1,382	0,200	-0,219	[-0,516; 0,064]	
	Val	20,73 ± 7,38	23,20 ± 6,14	-2,683	0,025	-0,343	[-0,618; -0,093]	
HG	d.Ext	33,45 ± 7,52	31,68 ± 7,10	2,744	0,023	0,228	[0,064; 0,408]	

Gelenkwinkelgeschwindigkeit

Für den Vergleich der Winkelgeschwindigkeiten zwischen den unterschiedlichen Wurfgeräten sind in Abb. 25 beispielhafte Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufe für Schulter- (links), Ellenbogen-, und Handgelenk (beide rechts) aufgeführt. In Tab. 13 sind die aus den Verläufen extrahierten maximalen Winkelgeschwindigkeiten zum Vergleich beider Speergewichte angegeben.

Für das Schultergelenk zeigt sich in allen Bewegungsebenen eine Abnahme der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten mit einer Verringerung der Gerätelast für alle Bewegungen, die der Hauptphase der jeweiligen Bewegungsebenen entsprechen. Keiner der dabei gefundenen Unterschiede zeigt sich als signifikant oder mit einem bedeutsamen Effektintervall.

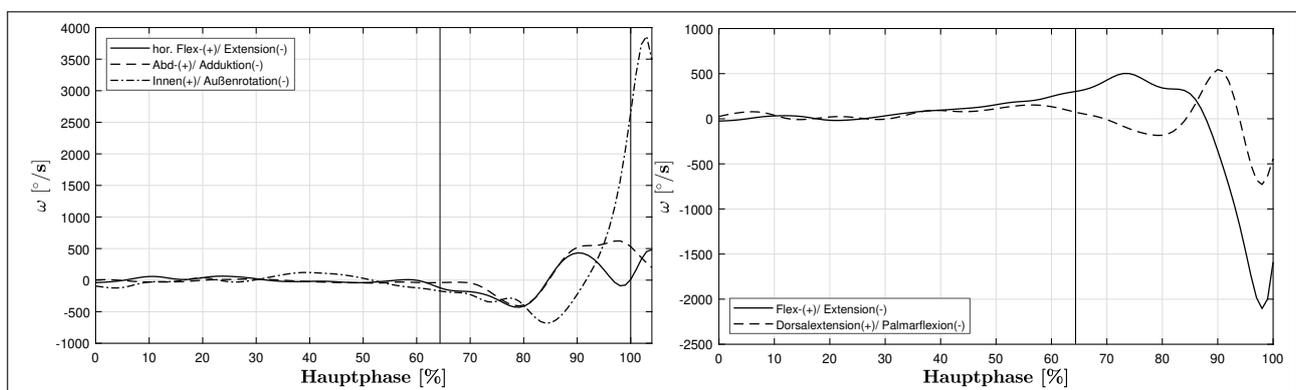


Abb. 25 Beispielhafte Darstellung der Gelenkwinkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800 g Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen- und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.

Auch für das Ellenbogengelenk ist eine Abnahme der Winkelgeschwindigkeiten mit abnehmender Wurflast zu verzeichnen. Wie bereits im Schultergelenk sank die maximale Winkelgeschwindigkeit der Hauptbewegung (Extension) und der vorgeschalteten Gegenbewegung (Flexion). Keine der auftretenden Veränderungen ist statistisch signifikant oder zeigt ein bedeutsames 90%-Konfidenzintervall des Effekts.

Im Vergleich zu den beiden vorangegangenen Gelenken ist im Handgelenk eine leichte Zunahme der Winkelgeschwindigkeiten bei Lastabnahme zu verzeichnen. Die sich ergebenden Veränderungen sind weder statistisch signifikant noch zeigen sie ein bedeutsames Effektintervall.

Tab. 13 Vergleich der maximalen Winkelgeschwindigkeiten $\hat{\omega}$ zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

	ω [°/s]	700 g	800 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	lr _{t3}	1977,98 ± 410,89	2101,17 ± 635,27	-0,691	0,507	-0,217	[-0,779; 0,331]
	lr	3832,85 ± 533,10	4071,47 ± 360,65	-1,465	0,177	-0,494	[-1,133; 0,111]
	Ar	524,77 ± 170,89	547,73 ± 146,76	-0,606	0,559	-0,136	[-0,535; 0,255]
	h.Flex	433,03 ± 133,17	445,01 ± 96,77	-0,542	0,601	-0,097	[-0,415; 0,215]
	h.Ext	249,83 ± 81,07	288,27 ± 72,12	-1,401	0,195†	-0,472	[-1,107; 0,130]
	Abd	472,03 ± 124,87	504,14 ± 153,37	-0,951	0,366	-0,217	[-0,630; 0,183]
	Add	278,70 ± 132,75	291,40 ± 139,31	-0,575	0,579	-0,088	[-0,360; 0,178]
EG	Ext	1830,52 ± 128,35	1880,80 ± 214,18	-1,364	0,206	-0,269	[-0,638; 0,083]
	Flex	452,75 ± 94,23	473,64 ± 97,61	-0,567	0,571†	-0,205	[-0,488; 0,063]
HG	p.Flex	1559,78 ± 404,75	1406,08 ± 565,10	0,817	0,435	0,295	[-0,337; 0,946]
	d.Ext	618,25 ± 169,17	616,69 ± 135,82	0,061	0,953	0,010	[-0,266; 0,286]

Bewegungseinsatz

Neben der Bestimmung der Maximalwerte erfolgte die Bestimmung der Startzeitpunkte der Hauptbewegungen aus den Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verläufen. Einen Vergleich der Startzeitpunkte für die beiden Wurfgewichte zeigt Tab. 14.

Im Schultergelenk begann die horizontale Flexion und Abduktion mit einer Abnahme der Gerätelast im Gesamtzyklus später. Während für die horizontale Flexion weder ein signifikanter Unterschied noch ein bedeutsames Effektintervall nachgewiesen werden konnte, war dies für den Einsatz der Abduktion gegeben. Das kritische Signifikanzniveau wurde nicht unterschritten; jedoch kann aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls von einem bedeutsamen, jedoch kleinen Effekt ausgegangen werden. Der Beginn der Innenrotation zeigt bei der verringerten Last einen geringfügig frühzeitigeren Beginn; statistisch ist diese Änderung nicht bedeutsam.

Im Ellenbogengelenk ist zu beobachten, dass der Beginn der Extension sich mit Verringerung des Gerätegewichts vom Abwurfzeitpunkt entfernte; die Unterschiedsprüfung erbrachte keine signifikan-

te Veränderung oder Effektintervalle. Im Handgelenk näherte sich die Palmarflexion mit der Lastabnahme dem Abwurfzeitpunkt an; auch diese Veränderung ist statistisch nicht von Bedeutung.

Tab. 14 Vergleich der relativen Zeitpunkte (*t) des Einsatzes der Hauptbewegungen im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	*t [%]	700 g	800 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	h.Flex	78,81 \pm 3,87	77,94 \pm 4,87	1,061	0,316	0,185	[-0,123; 0,505]
	Abd	82,90 \pm 3,73	80,95 \pm 3,85	2,077	0,068	0,485	[0,050; 0,954]
	lr	92,15 \pm 3,49	92,62 \pm 3,56	-0,533	0,607	-0,125	[-0,643; 0,223]
EG	Ext	84,96 \pm 1,88	85,15 \pm 2,15	-0,344	0,739†	-0,087	[-0,533; 0,381]
HG	p.Flex	94,29 \pm 1,18	93,92 \pm 1,30	1,038	0,326	0,282	[-0,182; 0,775]

Lineare Geschwindigkeiten

Für die Entwicklung der linearen Geschwindigkeiten zeigt Abb. 26 einen beispielhaften Verlauf für das Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk. Die aus den Verläufen extrahierten Geschwindigkeitsmaxima und deren relative zeitliche Lage sind in Tab. 15 dargestellt.

Im Schultergelenk wird durch eine Reduzierung der Gerätelast keine Veränderung der Geschwindigkeit erreicht; sowohl die resultierende als auch die Geschwindigkeit in anteriorer Richtung blieben in ihrer Ausprägung statistisch unverändert. Die Geschwindigkeit des Ellenbogens hingegen erfuhr eine Abnahme mit Verringerung der Last. Diese zeigt sich statistisch nicht signifikant; jedoch kann auf der Basis des 90%-Konfidenzintervalls von einem geringfügigen Effekt ausgegangen werden. Im Gegensatz zur Geschwindigkeit des Ellenbogens kam es im Handgelenk zu einer signifikanten Steigerung der maximalen Geschwindigkeit, wobei der Effekt wieder als geringfügig einzustufen ist.

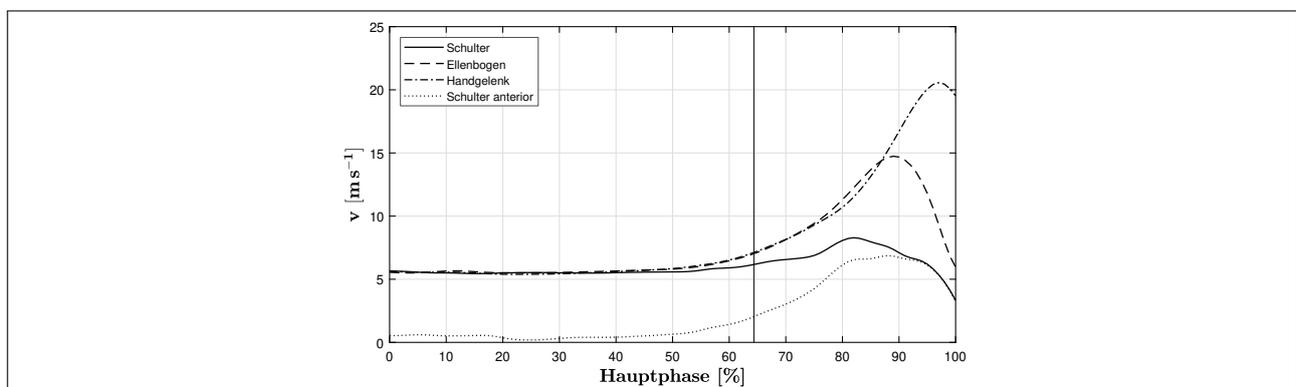


Abb. 26 Beispielhafte Darstellung der Geschwindigkeit-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.

Tab. 15 Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) und deren relativer zeitlicher Lage (*t) im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk bei leichtem (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	\hat{v} [m/s]	700 g	800 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	$ v_s $	7,42 ± 0,52	7,47 ± 0,65	-0,609	0,558	-0,072	[-0,282; 0,121]
	ant.	6,88 ± 0,56	6,83 ± 0,62	0,576	0,579	0,072	[-0,115; 0,348]
EG	$ v_e $	13,87 ± 1,15	14,17 ± 1,45	-1,623	0,139	-0,214	[-0,504; -0,013]
HG	$ v_h $	19,15 ± 1,27	18,79 ± 1,59	2,560	0,031	0,232	[0,100; 0,441]
* t [%]							
SG	$ v_s $	83,67 ± 3,41	81,34 ± 3,46	2,723	0,024	0,641	[0,179; 1,151]
	ant.	87,81 ± 2,15	87,42 ± 2,77	0,622	0,549	0,148	[-0,372; 0,661]
EG	$ v_e $	86,42 ± 1,73	85,68 ± 1,95	1,549	0,156	0,376	[-0,061; 0,838]
HG	$ v_h $	97,82 ± 1,36	97,53 ± 1,57	0,668	0,521	0,188	[-0,278; 0,750]

Bei der Betrachtung der zeitlichen Lage der Geschwindigkeitsmaxima (Tab. 15) zeigt sich im Schultergelenk ein späterer, relativer Zeitpunkt für das leichtere Speergewicht. Diese Veränderung zeigt sich als statistisch signifikant, wobei ein mittlerer Effekt vorliegt. Für die anderen Gelenke sind bei einer Reduktion der Speermasse keine statistisch bedeutsamen zeitlichen Unterschiede oder Effektivintervalle festzustellen.

Gelenkreaktionskräfte

Für den Vergleich der Gelenkreaktionskräfte zeigt Abb. 27 die Reaktionskraft-Zeit-Verläufe für das Schulter- (links), Ellenbogen- und Handgelenk (beide rechts). Die aus den Verläufen ermittelten maximalen Kräfte sind in Tab. 16 für beide Wurfgewichte aufgeführt.

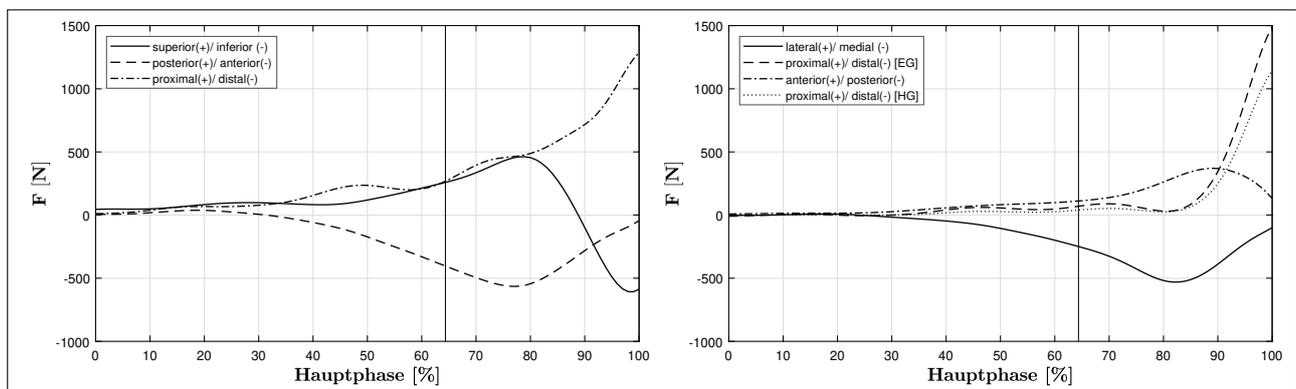


Abb. 27 Beispielhafte Darstellung der Gelenkkraft-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen- und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.

Im Schultergelenk kam es zu einer signifikanten Abnahme der maximalen Kräfte in Richtung anterior; diese Veränderung ist als kleiner Effekt einzustufen. Die Kräfte in den Bewegungsrichtungen superior und inferior erfuhren unterschiedliche Tendenzen mit einer Lastverringernung. Die Kräfte in Richtung inferior nahmen zu, in der entgegengesetzten Richtung (superior) kam es zu einer Abnahme. Beide Veränderungen sind nicht von statistischer Bedeutsamkeit. Die in proximaler Richtung wirkenden Kräfte zeigen bei der niedrigen Last höhere Kräfte; jedoch sind die Unterschiede zwischen beiden Lasten statistisch nicht bedeutsam.

Im Ellenbogengelenk kam es, wie schon im Schultergelenk, zu einer Zunahme der in proximaler Richtung wirkenden Kräfte mit einer Reduzierung der Speermasse. Der Unterschied zeigt aber keine statistische Relevanz. Die in medialer Richtung wirkenden Kräfte zeigen eine statistisch nicht signifikante Reduzierung.

Im Handgelenk ist, wie in den beiden proximalen Gelenken, eine statistisch nicht bedeutsame Zunahme der proximal gerichteten Kräfte zu verzeichnen. Die in palmarer Richtung wirkenden Kräfte zeigen eine statistisch unbedeutende Abnahme.

Tab. 16 Vergleich der maximalen Gelenkreaktionskräfte (\hat{N}) in den verschiedenen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	\hat{F} [N]	700 g	800 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	sup.	323,68 ± 68,53	338,38 ± 69,87	-1,734	0,117	-0,200	[-0,424; 0,010]
	inf.	457,79 ± 116,02	441,45 ± 113,31	0,931	0,376	0,134	[-0,119; 0,396]
	ant.	395,14 ± 72,87	412,52 ± 80,72	-3,224	0,010	-0,213	[-0,365; -0,077]
	prox.	872,49 ± 194,43	776,55 ± 277,40	1,386	0,199	0,378	[-0,109; 0,890]
EG	med.	366,80 ± 74,22	375,76 ± 82,52	-1,226	0,252	-0,108	[-0,271; 0,048]
	prox.	1095,21 ± 232,25	922,51 ± 336,08	1,579	0,149	0,564	[-0,081; 1,246]
HG	pal.	262,54 ± 49,26	265,06 ± 53,78	-0,642	0,537	-0,046	[-0,174; 0,079]
	prox.	845,01 ± 173,82	734,47 ± 259,63	1,338	0,214	0,472	[-0,157; 1,132]

Gelenkmomente

Für den Vergleich der Momente zeigt Abb. 28 einen beispielhaften Gelenkmoment-Zeit-Verlauf für Schulter- (links), Ellenbogen- und Handgelenk (beide rechts). Die aus den Verläufen extrahierten Maxima sind in Tab. 17 aufgeführt.

Im Schultergelenk kam es mit einer Reduzierung der Gerätemasse zu einer Verringerung der Innenrotations-, Abduktions- und horizontalen Flexionsmomente. Das Letztgenannte zeigt dabei eine statistisch signifikante Reduzierung. Der Effekt ist als geringfügig einzustufen.

Die im Ellenbogengelenk auftretenden maximalen Extensionsmomente zeigen eine Erhöhung, während sich die Varus- und Flexionsmomente verringerten. Keine der genannten Veränderungen ist statistisch bedeutsam.

Wie bereits im Ellenbogengelenk sind für die im Handgelenk ermittelten Gelenkmomente (Dorsalextension und Palmarflexion) keine statistisch bedeutsamen Unterschiede festzustellen.

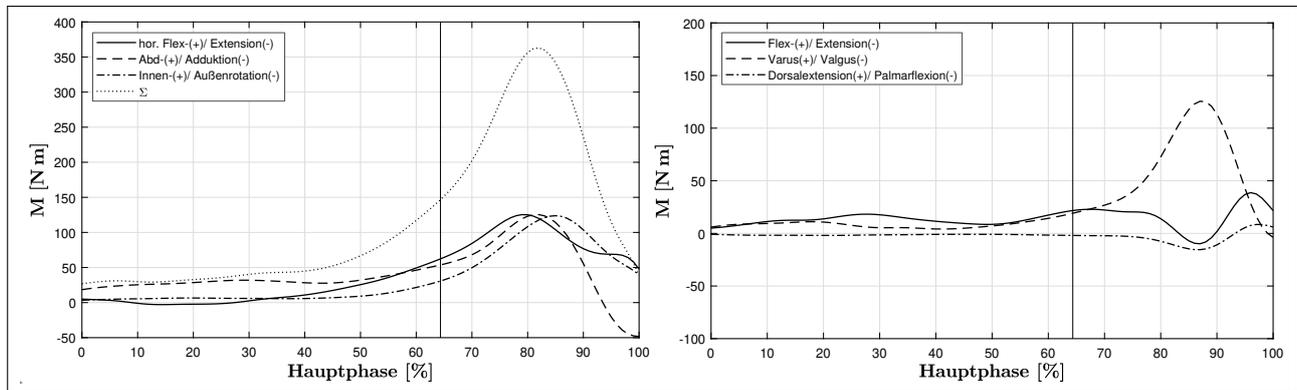


Abb. 28 Beispielhafte Darstellung der Gelenkmoment-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke (links: Schultergelenk, rechts: Ellenbogen und Handgelenk) vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes.

Tab. 17 Vergleich der maximalen Gelenkmomente \hat{M} in den verschiedenen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem leichten (700g) und normalen (800g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	\hat{M} [Nm]	700 g	800 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	lr	111,90 ± 23,10	112,52 ± 25,27	-0,365	0,723	-0,024	[-0,141; 0,091]
	h.Flex	124,15 ± 21,38	129,63 ± 24,15	-2,455	0,036	-0,227	[-0,420; -0,049]
	Abd	105,01 ± 22,10	109,63 ± 21,53	-1,087	0,306	-0,200	[-0,537; 0,125]
	Add	90,75 ± 34,99	90,22 ± 28,97	0,125	0,903	0,016	[-0,202; 0,234]
	Σ	318,22 ± 64,89	329,61 ± 68,62	-1,506	0,166	-0,161	[-0,364; 0,031]
EG	Ext	1,88 ± 9,78	0,88 ± 9,55	1,563	0,153	0,097	[-0,015; 0,216]
	Flex	42,28 ± 15,25	43,20 ± 13,68	-0,254	0,805	-0,060	[-0,471; 0,348]
	Var	107,55 ± 22,09	109,70 ± 24,93	-1,150	0,280	-0,086	[-0,224; 0,046]
HG	d.Ext	8,04 ± 4,94	6,08 ± 2,56	1,396	0,196	0,470	[-0,132; 1,103]
	p.Flex	14,44 ± 2,79	14,92 ± 3,01	-1,384	0,200	-0,155	[-0,348; 0,024]
* t [%]							
	Σ	79,83 ± 3,39	78,66 ± 4,59	1,188	0,265	0,274	[-0,135; 0,701]

Leistung

Für den Vergleich der Leistungsgrößen, die in den Gelenken auftraten, zeigt Abb. 29 beispielhafte Leistung-Zeit-Verläufe für die Transferleistung (links) und die Gelenkleistung (rechts). Die ermittelten Maxima für die unterschiedlichen Leistungsgrößen sind in Tab. 18 aufgeführt.

Im Schultergelenk kam es mit einer Verringerung der Gerätelast zu einem Absinken der maximalen Transferleistung. Diese Veränderung ist statistisch nicht signifikant, jedoch kann auf der Grundlage des 90%-Konfidenzintervalls von einem tatsächlichen Unterschied ausgegangen werden. Dieser ist als geringfügig einzustufen. Die konzentrische und die exzentrische Gelenkleistung des Schultergelenks zeigen ebenfalls eine Abnahme ihrer maximalen Ausprägungen. Die Veränderungen sind jedoch statistisch ohne Bedeutung.

Im Ellenbogengelenk kam es für die Transferleistung ebenso zu einer Abnahme wie im Schultergelenk; auch die konzentrische Gelenkleistung nahm ab. Die Verringerung der Last führte gleichzeitig zu einer Erhöhung der exzentrischen Gelenkleistung im Ellenbogen. Keine der drei genannten Veränderungen zeigt sich als statistisch bedeutsam für das Ellenbogengelenk.

Im Handgelenk kam es durch die Reduzierung der Gerätemasse zu einer Erhöhung der Transferleistung und der konzentrischen Gelenkleistung; die exzentrische Gelenkleistung zeigt eine Verringerung. Wie bereits im Ellenbogengelenk ist keine der gezeigten Unterschiede im Handgelenk statistisch bedeutsam.

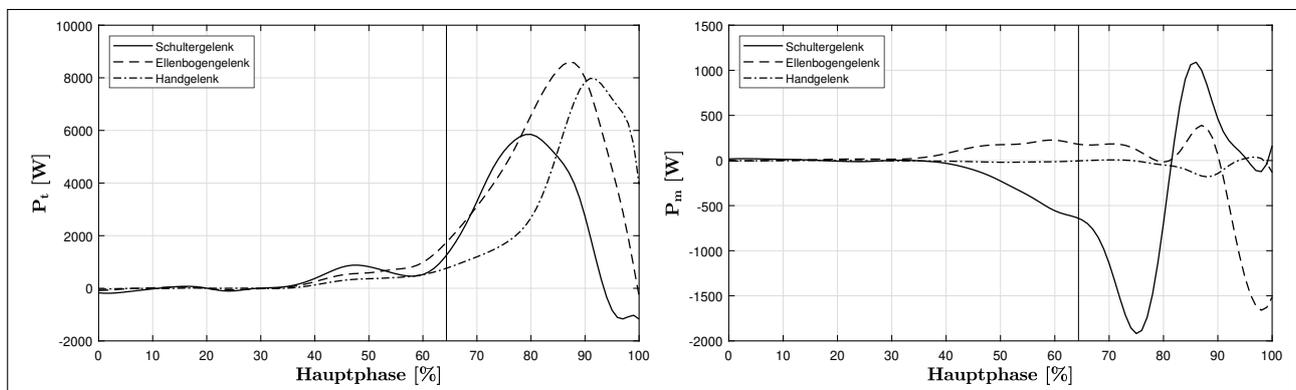


Abb. 29 Beispielhafte Darstellung der Leistung-Zeit-Verläufe von Proband 3 (800-g-Speer) für die drei unterschiedlichen Gelenke vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurfzeitpunkt. Die vertikale Linie bei 64 % zeigt den Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes. Links ist die Transferleistung der Gelenke abgebildet, rechts die Muskelleistung.

Tab. 18 Vergleich konzentrischen (P_m^+) und exzentrischen Gelenkleistung (P_m^-), sowie der der Transferleistung (P_t^+), im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk im Vergleich zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speer. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

	\hat{P} [W]	700 g		800 g		Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	P_t^+	3641,06 ± 848,74	3824,23 ± 1074,45	-1,938	0,085	-0,178		[-0,361; -0,008]	
	P_m^+	628,25 ± 349,58	695,04 ± 331,49	-0,847	0,419†	-0,185		[-0,579; 0,197]	
	P_m^-	1274,25 ± 479,03	1419,93 ± 578,81	-1,296	0,227	-0,259		[-0,631; 0,096]	
EG	P_t^+	5306,66 ± 1307,56	5479,00 ± 1738,95	-0,898	0,393	-0,106		[-0,319; 0,101]	
	P_m^+	296,76 ± 124,74	326,21 ± 106,00	-0,900	0,392	-0,240		[-0,723; 0,228]	
	P_m^-	1206,85 ± 514,49	1191,24 ± 438,45	0,145	0,888	0,031		[-0,340; 0,403]	
HG	P_t^+	5525,40 ± 1352,31	5375,74 ± 1406,21	0,680	0,514	0,102		[-0,160; 0,371]	
	P_m^+	31,19 ± 28,61	30,53 ± 17,33	0,946	0,896	0,026		[-0,315; 0,370]	
	P_m^-	225,24 ± 151,69	145,16 ± 27,39	-1,190	0,288†	0,693		[-0,063; 1,495]	

Arbeit

Für die Beträge der verrichteten Arbeit zeigt Tab. 19 den Vergleich für die beiden Wurfgewichte. Im Schultergelenk kam es mit der Verringerung der Gerätelast zu einer Verringerung der Transferarbeit (W_t^+); auch die exzentrische Gelenkarbeit (W_m^-) nahm tendenziell ab; die konzentrische Gelenkarbeit (W_m^+) nahm zu. Keine der drei Veränderungen ist dabei von statistischer Bedeutsamkeit.

Für das Ellenbogengelenk zeigt sich ebenfalls eine Verringerung der Transferarbeit. Zusätzlich dazu nahmen mit der kleiner werdenden Gerätelast auch die exzentrische und konzentrische Gelenkarbeit ab. Für keine der gezeigten Veränderungen ergibt sich ein signifikanter Unterschied; jedoch konnte für die Abnahme der konzentrischen Gelenkarbeit ein bedeutsamer Effekt auf Basis des 90%-Konfidenzintervalls nachgewiesen werden. Der Effekt der Abnahme ist als gering einzustufen. Für das Handgelenk zeigt sich wie auch schon bei den vorangegangenen Gelenken eine Abnahme der Transferarbeit. Die exzentrische und die konzentrische Gelenkarbeit nahmen geringfügig zu. Die dabei auftretenden Veränderungen sind statistisch nicht bedeutsam.

Tab. 19 Vergleich der der verrichteten konzentrischen (W_m^+) und exzentrischen Gelenkarbeit (W_m^-), sowie der Transferarbeit (W_t^+) im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk zwischen dem leichten (700 g) und normalen (800 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	W [J]	700 g	800 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	W_t^+	288,54 ± 52,60	297,58 ± 71,58	-0,975	0,355	-0,136	[-0,389; 0,109]
	W_m^+	17,52 ± 12,49	13,41 ± 7,70	1,279	0,233	0,374	[-0,146; 0,917]
	W_m^-	61,58 ± 14,86	65,47 ± 22,71	-0,801	0,444	-0,191	[-0,621; 0,226]
EG	W_t^+	447,04 ± 87,21	467,64 ± 112,25	-1,815	0,103	-0,193	[-0,402; 0,002]
	W_m^+	14,80 ± 5,97	16,59 ± 5,90	-1,977	0,080	-0,284	[-0,570; -0,018]
	W_m^-	20,08 ± 8,33	21,40 ± 7,07	-0,770	0,461†	-0,162	[-0,539; 0,205]
HG	W_t^+	330,87 ± 68,14	338,47 ± 78,84	-1,088	0,305	-0,097	[-0,261; 0,060]
	W_m^+	1,00 ± 0,87	0,98 ± 0,70	0,228	0,825	0,026	[-0,233; 0,195]
	W_m^-	4,99 ± 1,82	4,42 ± 0,98	1,458	0,179	0,366	[-0,084; 0,841]

5.1.2 Überlast

Speer

Wie bereits für den Vergleich des Wettkampfgeräts der Männer mit dem leichteren Gerät erfolgte vor der Betrachtung der kinematischen und kinetischen Kennwerte der Gelenke die Betrachtung der an den Wurfgeräten erbrachten Kenngrößen und der Eingangsvoraussetzungen (Tab. 20).

Bei den Eingangsgeschwindigkeiten (v_{t_1} , v_{t_2}) zu den Zeitpunkten des Druckbein- (t_1) und des Stemmbeinaufsatzes (t_2) zeigt sich ein Unterschied in der Eingangsgeschwindigkeit zum Zeitpunkt t_1 ; hier ist die Geschwindigkeit mit dem 900-g-Speer signifikant niedriger als mit dem normalen Wettkampfgerät; zum Zeitpunkt t_2 können keine bedeutsamen Unterschiede festgestellt werden. Für die Phasendauern zwischen dem Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurf ($t_{t_1-t_3}$) und des Stemmbeins bis zum Abwurf ($t_{t_2-t_3}$) können keine Unterschiede festgestellt werden.

Die Abwurfgeschwindigkeiten der unterschiedlichen Geräte zeigen zwar keinen signifikanten Unterschied; aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls kann jedoch davon ausgegangen werden, dass eine bedeutsame Veränderung bzw. ein bedeutsamer Effekt vorliegt. Der schwerere Speer wurde mit einer geringeren Abwurfgeschwindigkeit geworfen; der Effekt ist als klein einzustufen. Die maximale Beschleunigung zeigt demgegenüber keine signifikante Veränderung; jedoch war die zugrundeliegende Beschleunigungskraft mit einer Veränderung bei der Variation der Last verbunden. Aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls kann trotz der fehlenden Signifikanz von einem bedeutsamen Effekt ausgegangen werden. Dieser ist als mäßig einzustufen. Für den schwereren Speer wird eine höhere Beschleunigungskraft erreicht. Die Beschleunigungsleistung zeigt demgegenüber zwar eine kleine

Tab. 20 Vergleich der Messgrößen zwischen den beiden Wurfgewichten 800 g und 900 g. Mit v_0 - Abwurfgeschwindigkeit, v_{t_1} = Eingangsgeschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt t_1 , v_{t_2} = Eingangsgeschwindigkeit des Speers zum Zeitpunkt t_2 , $t_{t_1-t_3}$ = Phasendauer vom Zeitpunkt des Druckbeinaussetzes (t_1) bis zum Abwurf (t_3), $t_{t_2-t_3}$ = Phasendauer vom Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes (t_2) bis zum Abwurf (t_3), \hat{a} = maximale Beschleunigung des Speeres, \hat{F}_a = maximale Beschleunigungskraft, \hat{P}_a = maximale Beschleunigungsleistung. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

		800 g		900 g		Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
v_{t_1}	[ms ⁻¹]	5,48 ± 0,68	5,28 ± 0,51	5,28 ± 0,51	5,28 ± 0,51	-2,791	0,038	-0,299	[-0,607; -0,194]
v_{t_2}	[ms ⁻¹]	7,25 ± 0,82	7,34 ± 0,79	7,34 ± 0,79	7,34 ± 0,79	0,701	0,514	0,097	[-0,167; 0,329]
$t_{t_1-t_3}$	[s]	0,35 ± 0,03	0,34 ± 0,03	0,34 ± 0,03	0,34 ± 0,03	-1,038	0,347	-0,180	[-0,725; 0,170]
$t_{t_2-t_3}$	[s]	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,119	0,910†	0,062	[-0,956; 0,967]
v_0	[ms ⁻¹]	25,01 ± 1,79	24,32 ± 1,77	24,32 ± 1,77	24,32 ± 1,77	-2,218	0,077	-0,346	[-0,720; -0,025]
\hat{a}	[ms ⁻²]	268,36 ± 30,18	276,54 ± 56,39	276,54 ± 56,39	276,54 ± 56,39	0,723	0,502	0,162	[-0,249; 0,594]
\hat{F}_a	[N]	224,35 ± 25,23	247,51 ± 50,46	247,51 ± 50,46	247,51 ± 50,46	2,148	0,085	0,519	[0,025; 1,091]
* $t_{\hat{F}_a}$	[%]	92,84 ± 1,31	92,39 ± 1,78	92,39 ± 1,78	92,39 ± 1,78	-0,509	0,632	-0,255	[-1,077; 0,648]
\hat{P}_a	[W]	4572,65 ± 716,74	4991,84 ± 1276,41	4991,84 ± 1276,41	4991,84 ± 1276,41	1,742	0,142	0,362	[-0,046; 0,822]

Erhöhung für den schwereren Speer, jedoch keine signifikanten Unterschiede oder bedeutsamen Effekte.

Gelenkwinkel

Wie bereits bei dem Vergleich des Wettkampfgeräts mit dem leichteren Gerät ergeben sich auch bei dem Vergleich zum schwereren Gerät (900 g) nur wenige Veränderungen hinsichtlich der maximalen Winkelstellungen (Tab. 21). Im Schultergelenk kam es zu geringen Änderungen: Die Tendenz zeigt eine Vergrößerung der Amplituden; keine der Veränderungen zwischen den beiden Gerätegewichten ist dabei signifikant oder zeigt ein bedeutsames Effektintervall.

Während sich bei der Valgusstellung im Ellenbogengelenk eine leichte, jedoch nicht signifikante Verringerung zeigt, ist der maximale Flexionswinkel mit einem bedeutsamen Änderungseffekt versehen. Das 90%-Konfidenzintervall deutet trotz fehlender Signifikanz auf eine Abnahme des maximalen Flexionswinkels hin; der Effekt ist als klein einzuschätzen.

Im Handgelenk kam es zu einer Veränderung des maximalen Winkels der Dorsalextension. Dieser nahm mit steigender Gerätelast zu. Trotz fehlender Signifikanz zeigt sich durch das 90%-Konfidenzintervall ein bedeutsamer Effekt; dieser ist als mäßig einzustufen.

Tab. 21 Vergleich der maximal erreichten Winkelstellungen ($\hat{\phi}$) zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

	ϕ [°]	800 g	900 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	Ar	139,38 ± 8,37	141,46 ± 13,44	0,708	0,511	0,166	[-0,265; 0,619]
	Abd	71,90 ± 4,88	70,13 ± 3,65	-1,613	0,168	-0,367	[-0,860; 0,074]
	h.Ext	22,18 ± 11,08	23,95 ± 7,41	0,989	0,368	0,168	[-0,148; 0,507]
EG	Flex	96,63 ± 5,72	94,44 ± 5,62	-2,097	0,090	-0,345	[-0,731; -0,011]
	Val	22,80 ± 6,91	20,20 ± 8,48	-1,720	0,146†	-0,300	[-0,685; 0,042]
HG	d.Ext	33,59 ± 3,48	37,74 ± 4,49	2,758	0,040†	0,924	[0,189; 1,804]

Gelenkwinkelgeschwindigkeit

Die Winkelgeschwindigkeiten im Schultergelenk zeigen, wie bereits bei der Abnahme der Gerätelast, für fast alle Bewegungen eine Abnahme der maximalen Winkelgeschwindigkeiten (Tab. 22). Eine Ausnahme bildet die maximale horizontale Extensionsgeschwindigkeit, diese nahm mit einer Lastvergrößerung zu. Keine der Veränderungen zeigt sich dabei jedoch signifikant oder mit bedeutsamem Effektintervall. Im Vergleich dazu ist im Ellenbogengelenk eine Abnahme der Bewegungsgeschwindigkeiten – sowohl der Extension als auch der Flexion – zu beobachten. Während die

Flexionsgeschwindigkeit keinen signifikanten Unterschied aufzeigt, ist die Abnahme der maximalen Extensionsgeschwindigkeit signifikant. Der Effekt dieser Abnahme ist als klein zu beurteilen.

Im Handgelenk kam es zu einer tendenziellen Zunahme der Winkelgeschwindigkeiten der Palmarflexion und Dorsalextension; keiner der Unterschiede ist bedeutsam.

Bei dem Vergleich der Startzeiten der Hauptbewegungen (Tab. 23) ist für fast alle Bewegungen ein früherer Einsatz der Bewegungen mit einer Steigerung der Last zu beobachten. Eine Ausnahme bildet die Abduktion im Schultergelenk: Diese setzte geringfügig, aber nicht signifikant später ein. Die horizontale Extension im Schultergelenk und die Extension im Ellenbogen können aufgrund ihres 90%-Konfidenzintervalls als signifikante Änderungen betrachtet werden, wobei die Veränderungen als kleiner Effekt eingestuft werden können. Für die Innenrotation und die Palmarflexion können zwar auch leichte Veränderungen in Form eines früheren Beginns registriert werden; eine statistische Relevanz oder ein Effekt konnte jedoch nicht nachgewiesen werden.

Tab. 22 Vergleich der maximalen Winkelgeschwindigkeiten $\hat{\omega}$ zwischen dem normalen (800g) und schweren (900g) Wurfgewicht in den unterschiedlichen Bewegungsebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI₉₀). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

	ω [°/s]	800 g	900 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI ₉₀
SG	Ir _{t3}	1996,26 ± 513,16	1842,54 ± 523,54	1,755	0,140	0,265	[-0,032; 0,600]
	Ir	4182,75 ± 275,79	3854,57 ± 554,00	-1,494	0,195	-0,671	[-1,626; 0,191]
	Ar	519,28 ± 171,66	498,44 ± 169,94	-0,488	0,646	-0,109	[-0,532; 0,300]
	h.Flex	440,49 ± 99,91	434,49 ± 59,63	-0,262	0,804	-0,065	[-0,529; 0,391]
	h.Ext	295,53 ± 74,61	345,33 ± 74,61	1,074	0,332	0,469	[-0,346; 1,348]
	Abd	547,41 ± 89,26	519,22 ± 158,36	-0,654	0,542†	-0,196	[-0,772; 0,354]
	Add	333,01 ± 140,30	330,66 ± 143,47	-0,071	0,946	-0,015	[-0,397; 0,365]
EG	Ext	1883,25 ± 202,31	1777,43 ± 196,40	-2,677	0,044	-0,475	[-0,934; -0,090]
	Flex	434,72 ± 106,58	429,01 ± 97,41	-0,535	0,616	-0,050	[-0,228; 0,121]
HG	p.Flex	1496,04 ± 628,02	1592,12 ± 515,91	0,266	0,801	0,150	[-0,877; 1,195]
	d.Ext	587,60 ± 39,77	614,73 ± 103,64	0,842	0,438	0,309	[-0,368; 1,027]

Bewegungseinsatz

Bei der Betrachtung der zeitlichen Struktur zeigt sich im Schultergelenk eine gegenläufige Tendenz im Vergleich zu einer Lastverringerng. Mit der Zunahme der Gerätelast kam es zu einem späteren Erreichen der maximalen (resultierenden) Geschwindigkeit, während das Maximum der Geschwindigkeit in anteriorer Richtung eher erreicht wurde. Die Veränderungen sind jedoch statistisch nicht von Bedeutung.

Auch der Zeitpunkt, an dem die linearen Geschwindigkeiten des Ellenbogens und des Handgelenks ihr Maximum erreichten rückte mit dem schwereren Gerät weiter vom Abwurf weg. Jedoch sind auch hier die Veränderungen statistisch nicht bedeutsam.

Tab. 23 Vergleich der relativen Zeitpunkte (\hat{t}) des Einsatzes der Hauptbewegungen im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem normalen (800 g) und dem schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	\hat{t} [%]	800 g	900 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	h.Flex	80,90 \pm 2,65	79,92 \pm 2,77	-2,040	0,097	-0,324	[-0,693; -0,003]
	Abd	83,03 \pm 2,14	83,09 \pm 2,63	0,085	0,935	0,025	[-0,630; 0,590]
	lr	93,97 \pm 1,99	92,76 \pm 2,54	-1,291	0,253	-0,474	[-1,232; 0,220]
EG	Ext	85,88 \pm 2,09	84,63 \pm 2,74	-2,466	0,057	-0,459	[-0,923; -0,065]
HG	p.Flex	94,31 \pm 0,59	94,21 \pm 1,08	-0,233	0,825	-0,101	[-0,760; 0,869]

Lineare Geschwindigkeiten

Bei einem Vergleich der linearen Geschwindigkeiten der drei untersuchten Gelenke (Tab. 24) zeigt sich bei allen untersuchten Bewegungsrichtungen eine Abnahme der Geschwindigkeiten mit einer Zunahme der Gerätelast. Im Schultergelenk ist die Abnahme der resultierenden Geschwindigkeit nicht signifikant; in anteriorer Richtung kann jedoch aufgrund des 90 %-Konfidenzintervalls von einem Effekt der Abnahme ausgegangen werden. Dieser Effekt ist dabei als klein einzustufen.

Weiterhin kam es zu einer signifikanten Abnahme der linearen Geschwindigkeit des Ellenbogens. Der Effekt ist ebenfalls als klein einzustufen. Auch die lineare Geschwindigkeit am Handgelenk nimmt ab; statistisch erlangt diese Abnahme jedoch keine Bedeutsamkeit.

Tab. 24 Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}) und deren relativer zeitlicher Lage (\hat{t}) im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk bei normalen (800 g) und schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	\hat{v} [m/s]	800 g	900 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	$ v_s $	7,76 \pm 0,65	7,63 \pm 0,64	-1,422	0,214	-0,175	[-0,551; 0,012]
	ant.	7,00 \pm 0,68	6,84 \pm 0,51	-1,956	0,108	-0,240	[-0,476; -0,113]
EG	$ v_e $	14,40 \pm 1,11	13,86 \pm 0,89	-4,123	0,009	-0,484	[-0,875; -0,177]
HG	$ v_h $	19,34 \pm 1,26	19,01 \pm 1,50	-1,093	0,324	-0,212	[-0,767; 0,093]
	\hat{t} [%]						
SG	$ v_s $	80,90 \pm 4,54	82,55 \pm 4,89	0,944	0,389	0,313	[-0,301; 0,969]
	ant.	87,48 \pm 3,61	86,27 \pm 4,71	-2,011	0,101	-0,257	[-0,552; 0,000]
EG	$ v_e $	86,64 \pm 1,63	85,99 \pm 2,30	-1,535	0,186	-0,289	[-0,693; 0,074]
HG	$ v_h $	97,71 \pm 1,24	96,96 \pm 1,83	-1,253	0,266	-0,428	[-1,130; 0,216]

Gelenkreaktionskraft

Bei den maximalen Kräften führte eine Erhöhung der Last zu einer Reduktion der Gelenkkräfte im Schultergelenk in allen Richtungen (Tab. 25). Keiner der Unterschiede ist signifikant oder besitzt ein bedeutsames Effektintervall. Ebenso wie im Schultergelenk kam es im Ellenbogengelenk zu einer Reduktion der Kräfte in proximaler Richtung; die Kräfte in medialer Richtung blieben unverändert. Alle Veränderungen sind statistisch ohne Bedeutung.

Im Handgelenk ist eine Abnahme der proximal wirkenden Kräfte und eine Zunahme der Kräfte in Richtung palmar zu verzeichnen; keines der Ergebnisse ist signifikant.

Tab. 25 Vergleich der maximalen Gelenkreaktionskräfte (\hat{F}) in den verschiedenen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem normalen (800 g) und dem schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).

	\hat{F} [N]	800 g	900 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	sup.	359,72 ± 81,52	344,61 ± 64,13	0,730	0,499†	-0,184	[-0,672; 0,279]
	inf.	472,57 ± 123,75	454,76 ± 115,94	-0,778	0,472	-0,133	[-0,465; 0,181]
	ant.	439,60 ± 86,72	438,82 ± 69,73	-0,066	0,950	-0,009	[-0,256; 0,237]
	prox.	938,18 ± 235,31	838,83 ± 305,39	-0,643	0,548	-0,326	[-1,297; 0,603]
EG	med.	424,95 ± 63,57	425,07 ± 51,42	0,009	0,993	0,002	[-0,289; 0,604]
	prox.	1090,31 ± 328,44	1011,11 ± 315,71	-0,369	0,727	-0,220	[-1,337; 0,869]
HG	pal.	294,51 ± 43,53	301,21 ± 40,54	0,868	0,425	0,143	[-0,161; 0,464]
	prox.	855,42 ± 256,68	789,31 ± 225,44	-0,418	0,693	-0,245	[-1,347; 0,826]

Gelenkmoment

Die Gelenkmomente (Tab. 26) nahmen mit der Zunahme der Gerätelast im Schultergelenk für die Innenrotation und die horizontale Flexion zu; das Adduktions- und Abduktionsmoment nahmen ab. Im Ellenbogengelenk kam es zu einem geringfügigen Anstieg des Varus- und des Extensionsmoments; das Flexionsmoment nahm ab. Die Veränderungen sind statistisch nicht signifikant, auch die Effektintervalle sind nicht bedeutsam. Die Momente im Handgelenk nahmen für die Dorsalextension geringfügig zu; das Palmarflexionsmoment nahm ab. Beide Veränderungen zeigen keine statistische Signifikanz.

Tab. 26 *Vergleich der maximalen Gelenkmomente \hat{M} in den verschiedenen Ebenen des Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenks zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Speergewicht. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).*

	800 g		900 g		Differenz		Effektstärke	
	\hat{M} [Nm]	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}	
SG	lr	127,10 ± 18,78	130,10 ± 15,90	0,789	0,466	0,154	[-0,205;0,534]	
	h.Flex	142,58 ± 19,09	147,17 ± 18,92	1,148	0,303	0,216	[-0,137;0,598]	
	Abd	120,06 ± 21,93	117,41 ± 15,30	0,387	0,715†	-0,125	[-0,734;0,467]	
	Add	93,08 ± 34,00	91,48 ± 45,81	-0,154	0,884	-0,036	[-0,464;0,388]	
	∑	370,58 ± 53,35	375,33 ± 43,59	0,395	0,709	0,087	[-0,316;0,502]	
EG	Ext	3,92 ± 11,14	5,90 ± 12,07	1,007	0,360	0,152	[-0,128;0,452]	
	Flex	48,29 ± 13,79	47,93 ± 15,96	-0,047	0,964	-0,022	[-1,046;0,730]	
	Var	123,66 ± 18,79	124,90 ± 15,42	0,314	0,766	0,065	[-0,312;0,450]	
HG	d.Ext	6,01 ± 2,92	9,68 ± 4,68	1,614	0,168	0,842	[-0,170;1,972]	
	p.Flex	16,74 ± 2,32	15,89 ± 1,31	-1,102	0,321	-0,400	[-1,133;0,278]	
* t [%]								
	∑	81,50 ± 2,17	80,75 ± 3,07	0,918	0,401	0,250	[-0,254;0,787]	

Leistung

Mit einer Zunahme des Gerätegewichts zeigt sich im Schulter- und Ellenbogengelenk eine Abnahme der maximalen Transferleistung und gleichzeitig eine Steigerung der maximalen konzentrischen Muskelleistung (Tab. 27). Dabei zeigen sich jedoch keine statistischen Signifikanzen; nur die Zunahme der Transferleistung im Schultergelenk kann auf der Grundlage des 90%-Konfidenzintervalls als bedeutsamer, kleiner Effekt eingestuft werden.

Eine weitere Veränderung, die festgestellt werden kann, ist eine signifikante Abnahme der exzentrischen Gelenkleistung im Handgelenk; der Effekt ist hierbei als stark zu klassifizieren. Alle anderen Änderungen sowohl im Ellenbogen- als auch im Handgelenk sind ohne statistische Bedeutung.

Tab. 27 Vergleich konzentrischen (P_m^+) und exzentrischen Gelenkleistung (P_m^-), sowie der der Transferleistung (P_t^+), im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk im Vergleich zwischen dem normalen (800 g) und dem schweren (900 g) Speer. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}). Mit „†“ gekennzeichnete Werte erfüllten nicht die Voraussetzung der Normalverteilung.

	\hat{P} [W]	800 g		900 g		Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$		$\bar{x} \pm s$		t	p	g	CI_{90}
SG	P_t^+	4214,15 ± 943,51		3900,05 ± 788,52		-2,064	0,094	-0,323	[-0,688; -0,006]
	P_m^+	823,11 ± 321,04		863,92 ± 425,13		0,305	0,773	0,097	[-0,484; 0,690]
	P_m^-	1786,17 ± 420,36		1811,10 ± 581,53		0,129	0,902	0,044	[-0,579; 0,673]
EG	P_t^+	6114,99 ± 1573,22		5880,95 ± 1395,55		-0,960	0,381	-0,141	[-0,431; 0,131]
	P_m^+	358,06 ± 85,72		399,43 ± 196,73		0,402	0,704	0,244	[-0,864; 1,383]
	P_m^-	1402,23 ± 403,29		1322,41 ± 508,91		-0,393	0,711	-0,156	[-0,898; 0,567]
HG	P_t^+	5928,71 ± 1311,79		5941,00 ± 1299,59		0,046	0,965	0,008	[-0,331; 0,349]
	P_m^+	32,67 ± 12,47		16,54 ± 15,98		-3,804	0,013	-1,006	[-1,840; -0,343]
	P_m^-	153,56 ± 16,60		258,90 ± 205,63		1,190	0,288†	0,646	[-0,373; 1,753]

Arbeit

Im Schultergelenk kam es mit einer Laststeigerung zu einer Abnahme der Transferarbeit – zwar ohne signifikante Unterschiede, aber aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls mit bedeutsamen Effekten –; ebenso war die Transferarbeit im Ellenbogengelenk vermindert (Tab. 28). Auch hier ist der Unterschied nicht signifikant; jedoch kann auf Grundlage des 90%-Konfidenzintervalls von einer Reduktion ausgegangen werden. In beiden Fällen sind die Effekte als gering einzustufen. Eine weitere Veränderung zeigt sich in der Verminderung der exzentrischen Gelenkarbeit im Handgelenk. Die Abnahme ist zwar nicht signifikant, doch aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls ist von einem bedeutsamen, als groß einzuschätzenden Effekt auszugehen.

Tab. 28 *Vergleich der verrichteten konzentrischen (W_t^+) und exzentrischen Gelenkarbeit (W_m^-), sowie der Transferarbeit (W_m^+) im Schulter-, Ellenbogen und Handgelenk zwischen dem normalen (800 g) und schweren (900 g) Speer. Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$), t-Statistik (t), Signifikanzniveau (p) sowie Effektstärke (g) mit 90%-Konfidenzintervall (CI_{90}).*

	W [J]	800 g	900 g	Differenz		Effektstärke	
		$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	t	p	g	CI_{90}
SG	W_t^+	323,11 ± 63,29	303,98 ± 55,06	-2,112	0,088	-0,288	[-0,609; -0,010]
	W_m^+	17,32 ± 6,54	23,22 ± 14,32	1,467	0,202	0,474	[-0,145; 1,160]
	W_m^-	77,23 ± 21,65	80,43 ± 18,00	0,474	0,656	0,144	[-0,411; 0,717]
EG	W_t^+	501,26 ± 96,16	467,31 ± 84,61	-2,481	0,056	-0,335	[-0,674; -0,049]
	W_m^+	18,10 ± 5,65	19,23 ± 4,38	0,610	0,569	0,202	[-0,404; 0,834]
	W_m^-	22,80 ± 8,75	23,60 ± 11,96	0,266	0,801	0,068	[-0,398; 0,542]
HG	W_t^+	369,57 ± 72,47	358,16 ± 69,69	-0,699	0,516	-0,144	[-0,539; 0,233]
	W_m^+	1,02 ± 0,56	0,22 ± 0,51	-5,672	0,002	-1,344	[-2,341; -0,591]
	W_m^-	4,72 ± 1,12	1,72 ± 2,44	-2,512	0,054	-1,416	[-2,835; -0,215]

5.1.3 Zusammenfassung

Da die Ergebnisse für die Kinematik und Kinetik bei Über- bzw. Unterlast zuvor getrennt voneinander behandelt wurden, soll im Folgenden eine Zusammenführung der Ergebnisse stattfinden. Im Weiteren werden die Ergebnisse des Wettkampfgeräts (800 g) in bereits vorliegende Untersuchungen eingeordnet.

5.1.3.1 Zusammenführung der Ergebnisse von Über- und Unterlast

Aus den beiden Kapiteln zu Über- und Unterlast sollen im Folgenden die wichtigsten Ergebnisse in Kombination beider Gerätevariationen dargestellt werden. Zusätzlich zu den zuvor bereits gezeigten Ergebnisteilen, in denen jeweils zwei Gerätelasten miteinander verglichen wurden, werden für die Probanden, die alle Gerätegewichte geworfen hatten ($n = 6$), die Ergebnisse mit dem leichtesten Speer (700 g) zusätzlich herangezogen. Dieser Vergleich soll ein besseres Aufzeigen von Tendenzen ermöglichen; es wurden keine zusätzlichen statistischen Tests durchgeführt.

Grundsätzlich zeigen sich bei den Parametern folgende Tendenzen: Anstieg oder Abfall der Parameter mit einer Lasterhöhung und Maximum/Minimum für das Wettkampfgerät. Die drei Tendenzen sollen nachfolgend nacheinander behandelt werden.

Aufsteigende Tendenz

Innerhalb der Daten lassen sich Kenngrößen identifizieren, die sich mit einer Zunahme der Gerätelast vergrößerten. Am Speer zeigt sich, dass es durch eine Erhöhung der Gerätelast auch zu einer kontinuierlichen Steigerung der maximalen Beschleunigungskraft kam. Sowohl für die leichtere als auch die schwerere Last konnte zum Wettkampfgerät eine entsprechende Zunahme bzw. Abnahme nachgewiesen werden (Abb. 30, links). Ebenso kam es zu einer durchgehenden Steigerung der ma-

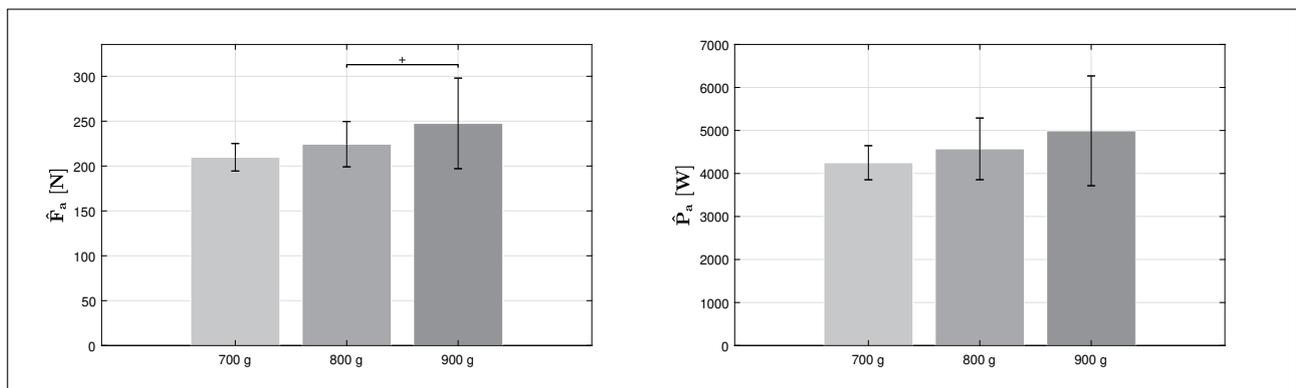


Abb. 30 Links: Vergleich der maximalen Beschleunigungskraft (\hat{F}_a) des Speers zwischen den drei verschiedenen Gerätelasten. Rechts: Vergleich der maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a) des Speers zwischen den drei Gerätelasten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektivintervalle kenntlich.

ximalen Beschleunigungsleistung, wobei hier nur zwischen dem leichten und dem normalen Gerät eine entsprechende Veränderung statistisch abgesichert werden kann (Abb. 30, rechts).

Von den kinematischen Größen zeigt der maximale horizontale Extensionswinkel im Schultergelenk eine kontinuierliche Zunahme bei Lasterhöhung, jedoch ohne entsprechende statistische Signifikanz (Abb. 31).

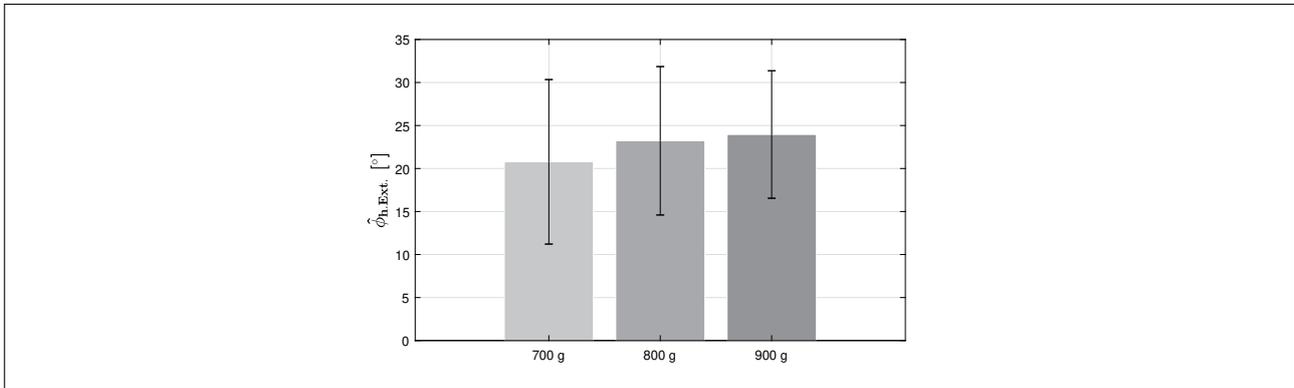


Abb. 31 Vergleich des maximalen horizontalen Extensionswinkels im Schultergelenk ($\hat{\phi}_{h.Ext.}$) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.

Im Falle der kinetischen Größen kam es mit einer Steigerung der Gerätemasse gleichzeitig zu einer Steigerung der Gelenkmomente in der Innenrotation und der horizontalen Flexion der Schulter. Auch die Belastung des Ellenbogens in Form der Varusmomente vergrößerte sich. Statistisch abgesichert ist jedoch lediglich die Veränderung der horizontalen Extension zwischen dem leichten und normalen Gerät (Abb. 32, links). Weiterhin kam es zu einer durchgehenden Steigerung der konzentrischen und exzentrischen Gelenkleistung am Schultergelenk (Abb. 32, rechts).

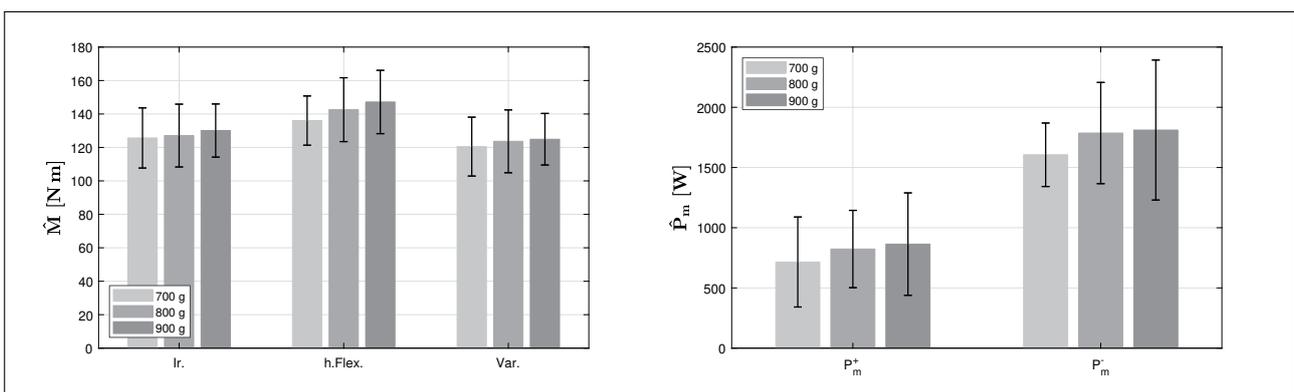


Abb. 32 Links: Vergleich der maximalen Gelenkmomente (\hat{M}) in den Bewegungen für die drei unterschiedlichen Gerätelasten. Rechts: Vergleich der maximalen konzentrischen (P_m^+) und exzentrischen Gelenkleistung (P_m^-) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.

Absteigende Tendenz

Am Speer zeigt erwartungsgemäß die Abwurfgeschwindigkeit eine Abnahme. Zwischen dem leichtesten und dem Wettkampfspeer kam es nur zu einer geringfügigen Abnahme, zwischen dem normalen und dem schwersten Gerät zu einer deutlicheren Verringerung; ein entsprechender Effekt konnte nachgewiesen werden (Abb. 33, links). Aus kinematischer Sicht gibt es nur eine Veränderung, die sich konsistent über alle Gerätegewichte als Abnahme darstellt. Mit einer Zunahme der Last kam es zu einer Verringerung der maximalen linearen Geschwindigkeit des Handgelenks, jedoch zeigt sich hier kein entsprechender Effekt und keine Signifikanz (Abb. 33, rechts).

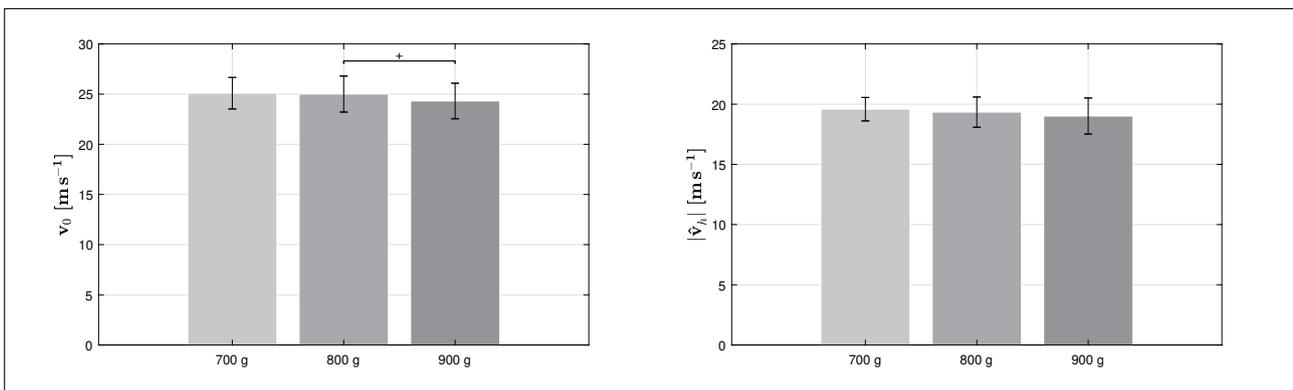


Abb. 33 Links: Vergleich der Abwurfgeschwindigkeit (v_0) zwischen den unterschiedlichen Gerätebelasten. Rechts: Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeit des Handgelenks ($|\hat{v}_h|$) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht, ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.

Auf kinetischer Ebene ist vor allem die Abnahme der Gelenkreaktionskräfte ein deutlicher Faktor. In allen drei untersuchten Gelenken nahmen die Reaktionskräfte in proximaler Richtung mit einer Zunahme der Gerätebelast ab (Abb. 34).

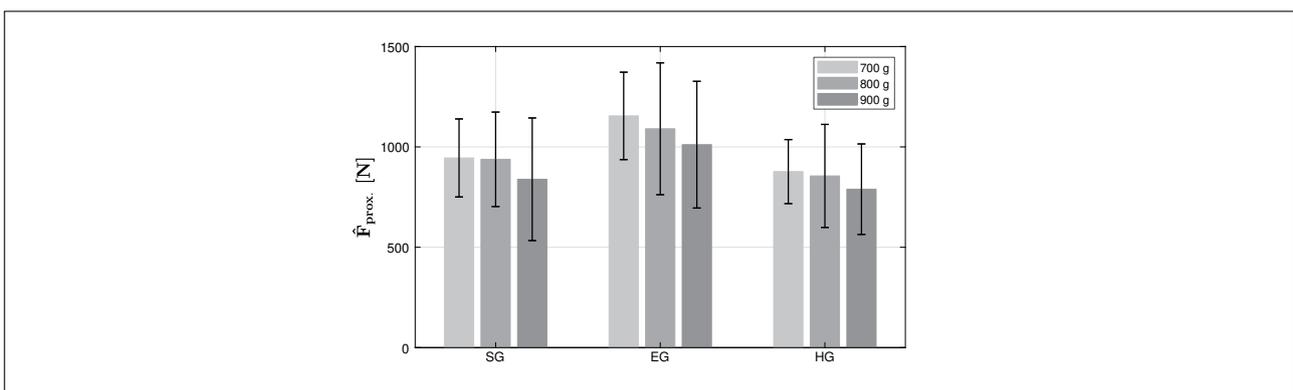


Abb. 34 Vergleich der maximalen Gelenkreaktionskraft in proximaler Richtung ($\hat{F}_{prox.}$) an Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk zwischen den unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.

Dominanz des Wettkampfgeräts

Für einige untersuchte Parameter bildete sich ein Optimum am Wettkampfgerät heraus, in dem die Werte für die Unter- bzw. Überlast darunter oder darüber lagen. Im Fall der kinematischen Größen war dies bei den Einsatzzeiten der Extension im Ellenbogengelenk und der horizontalen Flexion im Schultergelenk der Fall. Auch der Zeitpunkt, an dem die maximale Spannung im Schultergelenk in Form des maximalen Summenmoments erreicht wurde, zeigt ein solches Verhalten (Abb. 35, links). Für die Extension im Ellenbogengelenk ist dieses Verhalten eindeutig; es zeigt sich sowohl in der Gesamtgruppe als auch in der verkleinerten Gruppe mit einem entsprechenden Effekt am Überlastgerät. Demgegenüber ist dies für die beiden anderen Parameter nicht der Fall. Bei einer Betrachtung der beiden Untersuchungsgruppen ($n=6$; $n=10$) fällt auf, dass sich die Ergebnisse der Gesamtgruppe gegenläufig zu den Resultaten der verkleinerten Gruppe verhalten. Während in der Gesamtgruppe eine Abnahme zu beobachten ist, zeigt sich in der verkleinerten Gruppe eine Zunahme.

Eine deutliche höhere Ausprägung am Wettkampfgewicht der Männer ist auch für die Innenrotationsgeschwindigkeit im Schultergelenk zu beobachten (Abb. 35, Mitte). Innerhalb der Winkelgeschwindigkeiten der Gelenke zeigen sowohl die horizontale Flexion des Schultergelenks als auch die Extension des Ellenbogengelenks eine gleiche Tendenz, wobei diese nicht so sehr ausgeprägt ist wie die der Innenrotationsgeschwindigkeit.

Eine weitere kinematische Größe, die sich veränderte, ist die lineare Geschwindigkeit des Ellenbogens: Diese zeigt für das Wettkampfgewicht die höchste Ausprägung; zu den beiden anderen Gewichten konnten jeweils entsprechende Abnahmeeffekte gefunden werden (Abb. 35, rechts).

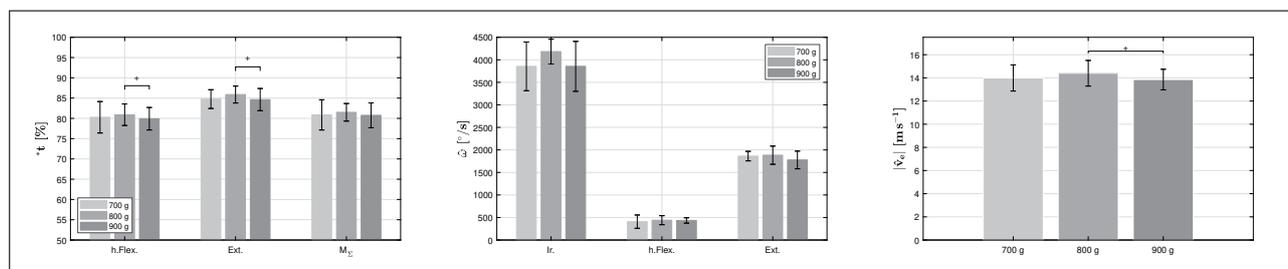


Abb. 35 Links: Vergleich der relativen Zeitpunkte (t^*), an denen die unterschiedlichen Bewegungen/Ereignisse begannen bzw. auftraten, zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Mitte: Vergleich der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten ($\dot{\omega}$) für die Bewegungen im Schulter- und Ellenbogengelenk. Rechts: Vergleich der maximalen linearen Geschwindigkeit des Ellenbogengelenks ($|v_e|$) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.

Aus kinetischer Sicht war vor allem die Transferleistung auf das Wettkampfgerät optimiert. Sie zeigt sowohl am Schulter- als auch am Ellenbogengelenk ein Maximum am 800-g-Speer, während die Werte der beiden anderen Geräte darunter lagen (Abb. 36, links). Für das Schultergelenk konnten entsprechende Effekte nachgewiesen werden. Auch die Transferarbeit zeigt ein solches Verhalten,

wobei zwischen dem Wettkampfgerät und dem schweren Speer entsprechende Effekte in beiden Gelenken nachgewiesen werden konnten (Abb. 36, rechts).

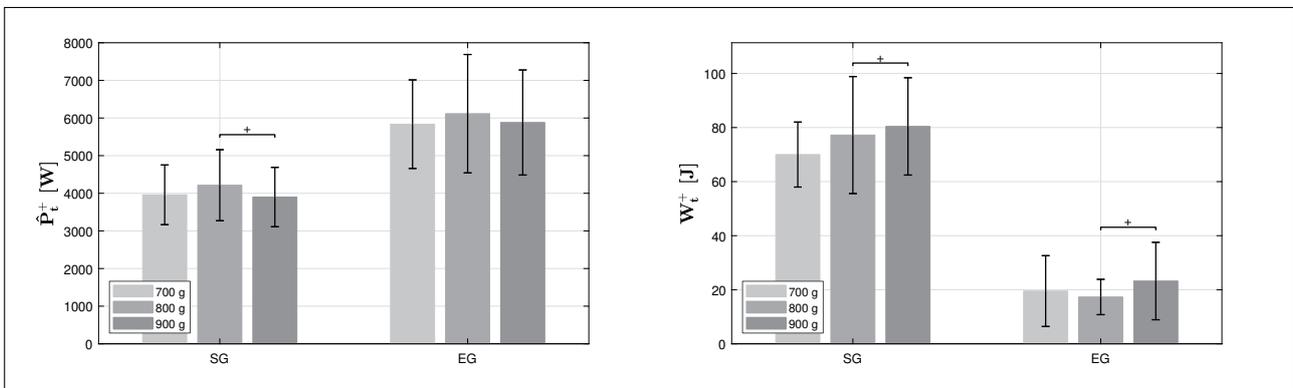


Abb. 36 Links: Vergleich der maximalen Transferleistung (\hat{P}_t) des Schulter- und Ellenbogengelenks zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Rechts: Vergleich der Transferarbeit (\hat{W}_t) des Schulter- (SG) und Ellenbogengelenks (EG) zwischen den drei unterschiedlichen Speergewichten. Durch „*“ werden signifikante Unterschiede deutlich gemacht; ein „+“ macht bedeutsame Effektintervalle kenntlich.

Zusammenfassung

Zusammenfassend lassen sich für eine Laststeigerung folgende Punkte festhalten:

- Es kam zu einer Verminderung der Abwurfgeschwindigkeit bei einer gleichzeitigen Erhöhung von Beschleunigungskraft und -leistung.
- Wenige Veränderungen fanden sich für die Gelenkwinkelamplituden.
- Es bildete sich ein Optimum der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten am Wettkampfgerät, das sich am deutlichsten in der Innenrotation im Schultergelenk zeigt.
- Es kam zu einer Abnahme der Gelenkreaktionskräfte und Zunahme der Gelenkmomente im Schulter und Ellenbogengelenk.
- Für das Wettkampfgerät bildete sich ein Optimum für den Beginn der Extensionsbewegung im Ellenbogengelenk und der horizontalen Flexion im Schultergelenk; auch die lineare Geschwindigkeit des Handgelenks zeigt ein Optimum für das Wettkampfgerät.
- Ein Optimum bildete sich ebenso für die Transferleistung des Ellenbogen- und des Schultergelenks heraus.

5.1.3.2 Einordnung der Daten in vorliegende Studien

Die zuvor dargestellten Werte werden im Folgenden in bereits veröffentlichte Studien eingeordnet. Die Einordnung erfolgt dabei anhand der Werte des Wettkampfgeräts (800 g) und wird getrennt nach speerwurfspezifischen Veröffentlichungen sowie Veröffentlichungen aus anderen Sportarten vorgenommen.

Speerwurfspezifische Einordnung

Für die Eingangsgeschwindigkeiten bei den WM 2009 berichtet [Lehmann \(2010\)](#) für die Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Druckbeinaufsatzes (v_{t_1}) Werte von $6,66 \pm 0,20 \text{ m s}^{-1}$ und für die Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes (v_{t_2}) $9,6 \text{ m s}^{-1}$ für elf Finalisten. Im Vergleich dazu waren die Werte in der vorliegenden Untersuchung geringer (v_{t_2} : $5,25 \pm 0,67 \text{ m s}^{-1}$; v_{t_2} : $6,90 \pm 0,89 \text{ m s}^{-1}$). Während der Unterschied der Eingangsgeschwindigkeiten zum Zeitpunkt t_1 noch relativ gering ausfiel, waren die Unterschiede zum Zeitpunkt t_2 bereits deutlich größer. [Morriss et al. \(1997\)](#)¹⁶ berichtet für die WM 1995 mit $5,97 \pm 0,53 \text{ m s}^{-1}$ ebenso höhere Werte zum Zeitpunkt t_1 .

Für die Dauer der gesamten Hauptphase ($t_{t_1-t_3}$) berichten [Morriss et al. \(1997\)](#) $0,321 \pm 0,040 \text{ s}$ und [Campos et al. \(2004\)](#) $0,317 \pm 0,053 \text{ s}$ im Mittel für die WM 1995 und 1999. Für die Abwurfphase $t_{t_2-t_3}$ werden weiterhin $0,128 \pm 0,010 \text{ s}$ respektive $0,126 \pm 0,009 \text{ s}$ berichtet. Die hier vorliegende Untersuchung zeigt mit $0,349 \pm 0,028 \text{ s}$ respektive $0,152 \pm 0,021 \text{ s}$ im Vergleich leicht verlängerte Phasen; diese könnte jedoch mit den geringeren Eingangsgeschwindigkeiten erklärt werden.

Die ermittelte Abwurfgeschwindigkeit (v_0) der vorliegenden Arbeit reiht sich unterhalb der Ergebnisse von vorliegenden Wettkampfuntersuchungen ein. Während [Lehmann et al. \(2010\)](#) für die elf Finalisten der WM 2009 Abwurfgeschwindigkeiten von $29,00 \pm 0,53 \text{ m s}^{-1}$ angeben, berichten auch [Morriss et al. \(1997\)](#) mit $28,78 \pm 0,80 \text{ m s}^{-1}$ und [Campos et al. \(2004\)](#) mit $29,01 \pm 0,64 \text{ m s}^{-1}$ vergleichbare Werte. Die Abwurfgeschwindigkeiten für das 800-g-Wettkampfgerät lagen in der hier durchgeführten Studie darunter ($23,92 \pm 2,17 \text{ m s}^{-1}$); es ist eine deutliche Differenz zu Wettkampfwürfen sichtbar. Zum einen ist für die Unterschiede die Heterogenität der Gruppe als Ursache zu nennen; die Abwurfgeschwindigkeiten reichen von $20,37 \text{ m s}^{-1}$ bis $27,79 \text{ m s}^{-1}$. Weiterhin lag der Untersuchungszeitpunkt (Ende März) zwei Monate vor der Wettkampfsaison, während die Ergebnisse der verschiedenen Autoren zum Wettkampfhöhepunkt aufgezeichnet worden waren. [Adamczewski \(1995\)](#) gibt den Wettkampfanalysen gegenüber für Leistungsdiagnostiken mittlere Abfluggeschwindigkeiten von $23,9 \text{ m s}^{-1}$ an. Die hier durchgeführte Untersuchung reiht sich in der Folge in das Niveau anderer Diagnostikmaßnahmen ein.

Nur in wenigen Veröffentlichungen sind Angaben zur maximalen Speerbeschleunigung zu finden. [Adamczewski \(1995\)](#) gibt für die oben genannten Abwurfgeschwindigkeiten im Mittel eine maximale

¹⁶ Die im Folgenden für [Morriss et al. \(1997\)](#) und [Campos et al. \(2004\)](#) angegebenen Mittelwerte und Standardabweichungen wurden aus den veröffentlichten Daten selbst errechnet.

Beschleunigung von $270,75 \text{ m s}^{-2}$ an. Die vorliegende Untersuchung reiht sich mit den Beschleunigungswerten von $246,13 \text{ m s}^{-2}$ etwas darunter ein. Jedoch ist zu beachten, dass sich die verwendeten Techniken zur Ermittlung der Beschleunigung unterscheiden (direkte vs. indirekte Kinematik). Wie bereits im Methodenteil gezeigt wurde, kam es außerdem durch die Glättung der Positionsdaten des Speers zu einer Verringerung der maximalen Beschleunigung. Verwendet man stattdessen die Werte des Beschleunigungssensors ($265,14 \pm 49,92$), der nicht für alle Speere, jedoch anfangs zum Vergleich eingesetzt wurde, dann stimmen die maximalen Beschleunigungen annähernd überein.

Wie für die maximalen Beschleunigungen liegen für die maximalen Beschleunigungsleistungen nur wenige publizierte Daten vor. Lediglich für die WM von 2009 wurden $5,06 \pm 0,82 \text{ kW}$ als maximale Leistung veröffentlicht (Lehmann, 2009, 2010). Da, wie zuvor bereits beschrieben, die Abwurfgeschwindigkeiten in dieser Studie und die von Lehmann (2010) berichteten differieren, ist auch ein Unterschied in der Ausprägung der maximalen Leistung zu erwarten. Es ist auch darauf hinzuweisen, dass Lehmann (2010) seine Analysen mit einem 50-Hz-Kamerasystem durchführte, wodurch ein hohes Fehlerpotential aufgrund der geringen zeitlichen Auflösung entstand. Die Daten der hiesigen Studie liegen mit $4030,54 \pm 997,71 \text{ W}$ $1,03 \text{ kW}$ unterhalb der Werte aus der Literatur. Diese großen Unterschiede haben dieselben Ursachen wie die Unterschiede der Abwurfgeschwindigkeiten (siehe oben) und wurden zusätzlich durch die genutzte Kameratechnik beeinflusst.

Für die Kinematik der Gelenke sind im Bereich des Speerwurfs nur sehr wenige Untersuchungen zu finden. In Bezug auf die erreichten maximalen Winkelstellungen geben (Morriss et al., 1997) für den Flexionswinkel im Ellenbogen $88 \pm 9^\circ$ an, Mero et al. (1994) berichten $110 \pm 12^\circ$. Die vorliegenden Ergebnisse ($98 \pm 7^\circ$) reihen sich zwischen die Resultate der anderen Studien ein.

Auch für die Winkelgeschwindigkeiten der oberen Extremitäten wurden in der Vergangenheit nur wenige Daten veröffentlicht. Für die Innenrotation zum Zeitpunkt des Abwurfs berichten Morriss et al. (1997) $1474 \pm 495^\circ \text{ s}^{-1}$. Die Daten aus der hiesigen Studie ordnen sich mit $2101 \pm 635^\circ \text{ s}^{-1}$ darüber ein. Für die Winkelgeschwindigkeit der Ellenbogenextension ordnet sich die vorliegende Studie mit $1881 \pm 214^\circ \text{ s}^{-1}$ unterhalb der Daten von Morriss et al. (1997) und Mero et al. (1994) ($2327 \pm 393^\circ \text{ s}^{-1}$; $1902 \pm 710^\circ \text{ s}^{-1}$) ein.

Die Betrachtung der linearen Geschwindigkeiten zeigt, wie bereits auch die Abwurfgeschwindigkeiten, dass die vorliegenden Daten unterhalb von Wettkampfanalysen liegen. Die Geschwindigkeitsmaxima des Schulter- ($7,47 \pm 0,65 \text{ m s}^{-1}$), Ellenbogen- ($14,17 \pm 1,45 \text{ m s}^{-1}$) und Handgelenks ($18,79 \pm 1,59 \text{ m s}^{-1}$) erreichten Werte unterhalb der Werte von Mero et al. (1994). Diese berichten Werte für die Schulter von $9,1 \pm 0,5 \text{ m s}^{-1}$, für das Ellenbogengelenk von $15,4 \pm 1,3 \text{ m s}^{-1}$ und für das Handgelenk $20,9 \pm 1,4 \text{ m s}^{-1}$. Ähnliche Werte werden auch von Menzel (1986) (Ellenbogen: $15,3 \text{ m s}^{-1}$) und Whiting, Gregor & Halushka (1991) (Schulter: $9,2 \pm 8,0 \text{ m s}^{-1}$, Ellenbogen: $16,6 \pm 1,6 \text{ m s}^{-1}$) berichtet. Aufgrund der geringeren Eingangsgeschwindigkeiten in der vorliegenden

Untersuchung ist, wie bereits zuvor beschrieben, davon auszugehen, dass auch die nachfolgenden Geschwindigkeiten geringer sind bzw. unter denen von Wettkampfanalysen liegen.

Bei einem Blick auf die zeitliche Koordination der Geschwindigkeitsmaxima und den Beginn der Hauptbewegungen zeigen sich kleinere Diskrepanzen zwischen den vorliegenden Werten und denen aus der Literatur. Für den Einsatz der Hauptbewegungen in den unterschiedlichen Gelenken berichten [Liu et al. \(2010\)](#) folgende Werte: horizontale Adduktion: $68,4 \pm 9,4\%$, Abduktion: $77,9 \pm 8,5\%$, Extension: $82,5 \pm 3,5\%$, Innenrotation: $85,5 \pm 4,6\%$ Palmarflexion: $97,2 \pm 3,1\%$. Die von den Autoren angegebene Reihenfolge stimmt mit den vorliegenden Werten überein; es gibt dabei jedoch geringfügige Unterschiede bei den relativen Zeitpunkten. Während die horizontale Flexion und Abduktion im Schultergelenk zu etwa gleichen Zeitpunkten einsetzen, berichten [Liu et al. \(2010\)](#) einen deutlich frühzeitigeren Einsatz der Innenrotation (ca. 6%) und einen späteren Einsatz der Palmarflexion im Handgelenk (ca. 4%). Weiterhin berichten [Liu et al. \(2014\)](#) für die relativen Zeitpunkte der maximalen Geschwindigkeiten in den unterschiedlichen Gelenken Werte, die wie bereits der Bewegungsbeginn der unterschiedlichen Bewegungen eine Diskrepanz zur vorliegenden Untersuchung aufweisen. Die Autoren berichten für die Schulter das Maximum der linearen Geschwindigkeit bei $73 \pm 7\%$ (vorliegende Untersuchung: $81 \pm 3\%$), für den Ellenbogen bei $81 \pm 4\%$ (vorliegende Untersuchung: $86 \pm 2\%$) und für das Handgelenk bei $93 \pm 4\%$ (vorliegende Untersuchung: $98 \pm 2\%$). Für alle Zeitpunkte berichten [Liu et al. \(2014\)](#) ein frühzeitigeres Auftreten der Geschwindigkeitsmaxima, wobei sich die Unterschiede mit Annäherung an den Abwurfzeitpunkt verringern.

Neben den kinetischen Größen wie Gelenkwinkel und Winkelgeschwindigkeiten sind in der Literatur auch zu den kinetischen Größen der Gelenke wenige Untersuchungen zu finden. Lediglich in der Dissertation von [Leigh \(2012\)](#) sind einige Werte aufgeführt. Die Studie zeigt Gelenkmomente und Gelenkreaktionskräfte in vergleichbaren Größenordnungen, wobei es bewegungsspezifische Unterschiede gibt. Für die horizontale Flexion führt [Leigh \(2012\)](#) $156 \pm 32 \text{ N m}$ und somit größere Momente als in der vorliegenden Arbeit ($129 \pm 24 \text{ N m}$) an. Das Innenrotationsmoment fällt dagegen kleiner als in der vorliegenden Studie ($113 \pm 25 \text{ N m}$) aus. [Leigh \(2012\)](#) ermittelte hierfür $79 \pm 41 \text{ N m}$. Dementsprechend fällt auch das Varusmoment in dieser Studie ($88 \pm 31 \text{ N m}$) geringer aus als in der hier vorliegenden ($110 \pm 25 \text{ N m}$). Die Gelenkreaktionskräfte gibt [Leigh \(2012\)](#) lediglich für das Schultergelenk in anteriorer Richtung an. Mit $440 \pm 62 \text{ N}$ liegen diese leicht über den Werten aus der vorliegenden Studie ($413 \pm 81 \text{ N}$).

Andere Sportarten

Einen Vergleich der hier erhobenen kinematischen Daten mit Ergebnissen verschiedener Sportarten, die in der Literatur zu finden sind, zeigt Tab. 29. Für die Vollständigkeit sind die Werte aus dem vorhergehenden Kapitel nochmals mit aufgeführt.

Vergleicht man die erreichten Gelenkwinkel der verschiedenen Sportarten mit denen der vorliegenden Studie, so zeigt sich, dass sich die Werte in den bereits bestehenden Wertepool einordnen. Im Falle der horizontalen Extension liegen die in dieser Untersuchung ermittelten Daten ($24 \pm 10^\circ$) im Feld der aus dem Baseball stammenden Werte (20° – 28°) und somit über denen aus dem Handball (9° – 12°). Dem gegenüber reihen sich die Werte für die maximale Außenrotation zwischen die Daten aus Baseball (147 – 185°) und Handball (122° – 130°) ein, wobei die Werte aus dem Baseball zum Teil deutlich höher sind. [Fleisig, Escamilla, Andrews, Matsuo, Satterwhite & Barrentine \(1996b\)](#) vermuten bei ihrem Vergleich der Winkel zwischen American Football und Baseball, dass es aufgrund der unterschiedlichen Gerätemasse zu einem früheren Abstoppen der Außenrotation kommt, um eine Überlastung des Gelenks zu vermeiden. Dieser Effekt könnte der Grund dafür sein, dass auch im Speerwurf nur geringere Werte erreicht werden. Auch die angewendeten Untersuchungsmethoden könnten eine Ursache für die Unterschiede sein. Für die Unterschiede in den Sportarten weisen [Gasparutto, van der Graaff, van der Helm & Veeger \(2018\)](#) und [Roemer et al. \(2018\)](#) außerdem darauf hin, dass das verwendete Körpermodell und die zugrundeliegenden Berechnungsmethoden einen Einfluss auf die ermittelten Werte haben können.

Auch bezüglich des Flexionswinkels des Ellenbogens ist in der Literatur ein großer Wertebereich verfügbar; die maximale Flexion reicht von 70° im Handball bis zu 116° im Baseball. Die vorliegenden Werte reihen sich mit $98 \pm 7^\circ$ in den Wertebereich ein, der durch alle Sportarten abgedeckt wird. Die Dorsalextension (31 – 42°) ist im Bereich des Baseballs anzusiedeln; die Werte aus dem Handball sind niedriger (13°).

Ebenso wie die Winkel ordnen sich die Winkelgeschwindigkeiten der vorliegenden Untersuchung in bereits verfügbare Werte aus anderen Sportarten ein. Die maximale Winkelgeschwindigkeit in der horizontalen Flexion ist gut mit den Ergebnissen von [Braun et al. \(2016\)](#) und [Stockmar \(2017\)](#) aus dem Handball vergleichbar; im Baseball sind hierzu keine Werte zu finden. Die maximale Abduktionsgeschwindigkeit zeigt mit den Untersuchungen von [Van Den Tillaar & Cabri \(2012\)](#) vergleichbare Werte. Die Winkelgeschwindigkeiten der Innenrotation bis zum Abwurfzeitpunkt (ω_{Irt3} : $2101 \pm 635^\circ/\text{s}$) sowie die maximale Innenrotationsgeschwindigkeit (ω_{Ir} : $4071 \pm 360^\circ/\text{s}$), die kurz nach dem Abwurf auftritt, zeigt in beiden Fällen niedrigere Werte als in den Sportarten Baseball (ω_{Irt3} : 4290 – $6607^\circ/\text{s}$; ω_{Ir} : 6100 – $7844^\circ/\text{s}$) und Handball (ω_{Irt3} : 2589 – $3064^\circ/\text{s}$; ω_{Ir} : 3426 – $5373^\circ/\text{s}$). Aufgrund der hohen Gerätemasse des Speers gegenüber den anderen Wurfgeräten (Baseball: $141,7$ – $148,8$ g, Handball: 425 – 475 g, American Football: $396,9$ – $425,2$ g) und der damit vergrößerten Trägheit des Speers, ist die Gerätemasse durchaus ein entscheidender Faktor für die Unterschiede

zwischen den Schlagwurfsportarten. Die Werte der Innenrotation sind im Baseball im Vergleich zu den Werten aus der vorliegenden Untersuchung fast doppelt so hoch.

Ebenso zeigen sich die Winkelgeschwindigkeiten der Ellenbogenextension im Baseball deutlich höher ($2200\text{--}2761\text{ }^\circ/\text{s}$) als in der vorliegenden Untersuchung ($1881 \pm 214\text{ }^\circ/\text{s}$), wobei die Werte aus dem Handball ($1346\text{--}1724\text{ }^\circ/\text{s}$) und auch aus dem American Football eine deutlich größere Nähe zu den vorliegenden Werten zeigen.

Durch den Vergleich der kinematischen Parameter wird deutlich, dass die erreichten Ausprägungen hinsichtlich der Winkel und Winkelgeschwindigkeiten von der Masse der Wurfgeräte der unterschiedlichen Sportarten abhängen, so wie es bereits [Fleisig & Escamilla \(1996\)](#) beschreiben. Sie sind jedoch gleichzeitig mit den bereits aus den anderen Sportarten verfügbaren Ausprägungen vergleichbar.

Für einen Vergleich der Parameter der Kinetik ist im Folgenden Tab. 30 aufgeführt. Das horizontale Flexionsmoment ($129 \pm 24\text{ N m}$) und das Innenrotationsmoment ($113 \pm 25\text{ N m}$) der vorliegenden Studie ordnen sich oberhalb der Daten aus den anderen Sportarten ein (h.Flex.: $78\text{--}110\text{ N m}$, Ir.: $54\text{--}108\text{ N m}$), wobei sich das horizontale Flexionsmoment größer darstellt als das Innenrotationsmoment. Das Varusmoment am Ellenbogen ist weiterhin in einer vergleichbaren Größenordnung wie das Innenrotationsmoment, so wie es auch bereits durch die verschiedenen Autoren aufgezeigt wurde. Das Varusmoment der vorliegenden Untersuchung ($110 \pm 25\text{ N m}$) ist dabei größer als in allen anderen Sportarten ($51\text{--}110\text{ N m}$). Die maximalen Flexionsmomente liegen unterhalb der Ergebnisse aus den unterschiedlichen Baseballstudien ($47\text{--}61\text{ N m}$). [Fleisig et al. \(1995\)](#) und [Fleisig et al. \(1996b\)](#) beschreiben, dass das Flexionsmoment zum einen eine Verletzung des Ellenbogens durch eine Regulierung der Ellenbogenstreckung verhindert und zum anderen durch die damit verbundene Kontraktion der Ellenbogenflexoren und insbesondere des *m. biceps brachii*, zu einer Sicherung des Schultergelenks beiträgt. Aufgrund der höheren Extensionsgeschwindigkeiten im Ellenbogen und der im allgemeinen höheren Abwurfgeschwindigkeiten im Baseball ist daher von größeren Momenten, denen widerstanden werden muss, auszugehen. Die Unterschiede in den Momenten des Schultergelenks können demgegenüber durch die höhere Gerätemasse des Speeres erklärt werden. Im Gegensatz zur Ellenbogenflexion (bzw. zu dem in diese Richtung wirkenden Moment) handelt es sich bei den dargestellten Bewegungen der Schulter (Innenrotation und horizontale Flexion) um Bewegungen bzw. Momente in Richtungen, die bereits als wichtige vortriebswirksame Bewegungen identifiziert wurden ([Hirashima et al., 2007](#)). Durch die größere Masse des Speeres müssen an den Umkehrpunkten der Bewegung im Bereich der maximalen Außenrotation und horizontalen Extension größere Momente aufgebracht werden, um die Ausholbewegung zu stoppen und die Bewegungen in die eigentlichen Bewegungsrichtungen zu beginnen ([Fleisig et al., 1996b](#); [Gasparutto et al., 2018](#)).

Die am Schultergelenk auftretenden Scherkräfte in anteriorer Richtung (413 N) bewegen sich nur geringfügig oberhalb der Ergebnisse aus dem Baseball ($310\text{--}383\text{ N}$); unter Umständen ist hierfür das

leicht höhere Körpergewicht der Speerwerfer verantwortlich. Bei der Betrachtung der Kräfte in proximaler Richtung am Schulter- (777 ± 277 N) und Ellenbogengelenk (922 ± 336 N) zeigt sich weiterhin der Einfluss der Abwurfgeschwindigkeit auf die Belastung der Gelenkstrukturen. Im Baseball werden in beiden Gelenken (Schultergelenk: 850–1125 N, Ellenbogengelenk: 710–1109 N) zum Teil deutlich höhere Kräfte erreicht. Wie unterschiedliche Autoren bereits beschrieben, kommen diese extremen Belastungen durch die hohen Geschwindigkeiten und damit verbunden durch die wirkenden Fliehkräfte zustande. Die hier angegebenen Kräfte sind die den Flieh- oder Zentrifugalkräften entgegenwirkenden Zentripetalkräfte. Da, wie bereits beschrieben, die Abwurfgeschwindigkeiten im Baseball deutlich höher ausfallen und die Zentrifugalkraft vor allem auch geschwindigkeitsabhängig ist, müssen in der Regel auch höhere Kräfte im Baseball auftreten. Diese müssen entsprechend durch die Gelenkstrukturen kompensiert werden, um Verletzungen vorzubeugen (Werner, Gill, Murray, Cook & Hawkins, 2001). Es ist dabei jedoch zu beachten, dass die maximalen Kompressionskräfte erst nach dem Abwurf auftreten (Fleisig et al., 1995). Ein direkter Vergleich ist so nur eingeschränkt möglich, da in der vorliegenden Arbeit die in proximaler Richtung wirkenden Kräfte nur bis zum Abwurf ausgewertet wurden.

Obwohl sowohl die Anzahl der Glieder im Körpermodell als auch die verwendeten Trägheitsparameter einen Einfluss auf die Berechnung der Kräfte und Momente nehmen und auch das Körpermodell selbst zu Unterschieden in kinetischen und kinematischen Größen beitragen kann (Gasparutto et al., 2018; Kudo et al., 2018; Roemer et al., 2018), lässt sich konstatieren, dass sich sowohl die kinematischen als auch die kinetischen Größen der vorliegenden Arbeit in bereits bestehende Werte der Literatur einordnen. Unterschiede, die zwischen den Werten der verschiedenen Sportarten auftreten, lassen sich sowohl durch unterschiedliche Gerätemassen als auch durch unterschiedliche Abwurfgeschwindigkeiten erklären.

Tab. 29 Vergleich der kinematischen Parameter der vorliegenden Studie mit Daten unterschiedlicher Sportarten aus der Literatur. Angegeben sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$) für die horizontale Extension (h.Ext.), Außenrotation (Ar.), Flexion (Flex.), Dorsalextension (d.Ext.), horizontale Flexion (h.Flex.), Abduktion (Abd.), Innenrotation zum Zeitpunkt des Abwurfs (Ir_{t3}), Innenrotation (Ir.), Extension (Ext.), Palmarflexion (p.Flex.)

Autoren	v_0	Winkel [°]				Winkelgeschwindigkeit [°/s]					
		h.Ext.	Ar.	Flex.	d.Ext.	h.Flex.	Abd.	Ir_{t3}	Ir.	Ext.	p.Flex.
<i>Speerwurf</i>											
vorliegende Studie	24 ± 2	24 ± 10	143 ± 10	98 ± 7	31 ± 7	445 ± 97	504 ± 153	2101 ± 635	4071 ± 360	1881 ± 214	1406 ± 565
Morriss et al. (1997)	29 ± 1			88 ± 9				1474 ± 495		2327 ± 393	
Mero et al. (1994)	28 ± 1			110 ± 12						1902 ± 710	
<i>Handball</i>											
Braun et al. (2016)	23						478 ± 107		5373 ± 946	1518 ± 301	1310 ± 301
Stockmar (2017)	22 ± 3						526 ± 120	2949 ± 729	4319 ± 637	1724 ± 292	1252 ± 556
Tillaar et al. (2012) ¹	21 ± 2	9 ± 4	122 ± 13	70 ± 10				2589 ± 130		1346 ± 235	
Tillaar et al. (2007) ²	22 ± 2	12 ± 4	130 ± 7	97 ± 6	13 ± 2	170 ± 44	510 ± 157	3064 ± 838	3426 ± 675	1439 ± 246	568 ± 193
<i>Baseball</i>											
Escamilla et al. (2001)	37 ± 2	26 ± 12	185 ± 10	109 ± 16					6130 ± 1546	2761 ± 429	
Escamilla et al. (2002)	38 ± 1	27 ± 10	181 ± 8						7844 ± 954	2565 ± 280	
Escamilla et al. (2018)	37 ± 2	21 ± 12	162 ± 12	110 ± 12				6607 ± 1033		2626 ± 284	
Feltner et al. (1986)	34	20 ± 8	170 ± 19	91 ± 8					6100 ± 1700	2200 ± 400	
Fleisig et al. (1996)	35 ± 3		173 ± 10	100 ± 13					7550 ± 1360	2340 ± 300	
Roach et al. (2014)	28 ± 4		147 ± 15					4290 ± 1127		2434 ± 553	1593 ± 336
Sakurai et al. (1993)	35 ± 2	28 ± 12	181 ± 7	116 ± 19	42 ± 7						
Solomito et al. (2014)	33 ± 2				36 ± 10						1969 ± 261
<i>American Football</i>											
Fleisig et al. (1996)	21 ± 2		164 ± 12	113 ± 10					4950 ± 1080	1760 ± 108	

¹ Vollständige Literaturangabe: [Van Den Tillaar & Cabri \(2012\)](#)

² Vollständige Literaturangabe: [Van den Tillaar & Ettema \(2007\)](#)

Tab. 30 Vergleich kinematischer Größen aus der vorliegenden Studie mit Daten unterschiedlicher Sportarten aus der Literatur. Angegeben sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung ($\bar{x} \pm s$) für die horizontale Flexion (h.Flex.), Innenrotation (Ir.), Flexion (Flex.), Varus (Var.), Dorsalextension (d.Ext.), Palmarflexion (p.Flex.), anterior (ant.), proximal (prox.) für Schulter- (SG) und Ellenbogengelenk (EG), medial (med.). Mit „‡“ gekennzeichnete Werte wurden nach dem Abwurf erfasst.

Autoren	m_k	Momente [N m]						Reaktionskräfte [N]			
		h.Flex.	Ir.	Flex.	Var.	d.Ext.	p.Flex.	ant.	prox. [SG]	prox. [EG]	med.
Speerwurf											
vorliegende Studie	93 ± 11	129 ± 24	113 ± 25	43 ± 14	110 ± 25	6 ± 3	15 ± 3	413 ± 81	777 ± 277	922 ± 336	376 ± 82
Leigh (2012)	85	156 ± 32	79 ± 41		88 ± 31			440 ± 62			
Handball											
Friedrich (2017)		70 ± 11	53 ± 10	36 ± 7		5 ± 4	9 ± 3				
Baseball											
Escamilla et al. (2018)	94 ± 10	110 ± 19	98 ± 11	61 ± 11	97 ± 11			383 ± 71	1125 ± 144‡	1109 ± 141‡	
Escamilla et al. (2002)	83 ± 5	95 ± 15	63 ± 9		61 ± 10				1091 ± 162‡	901 ± 125‡	296 ± 57
Feltner et al. (1986)	84	110 ± 20	90 ± 20		100 ± 20				860 ± 120	830 ± 80	320 ± 60
Fleisig et al. (1995)		100 ± 20	67 ± 11	61 ± 11	64 ± 12			380 ± 90	1090 ± 110‡		300 ± 60
Fleisig et al. (1996)	80 ± 10	82 ± 10	54 ± 10	47 ± 9	51 ± 19			310 ± 50	850 ± 140‡	710 ± 110‡	260 ± 50
Roach et al. (2014)			206 ± 42	392 ± 116			7 ± 3				
Solomito et al. (2014)	92 ± 12					6 ± 4	13 ± 6				
American Football											
Fleisig et al. (1996)	82 ± 3	78 ± 19	54 ± 13	41 ± 8	54 ± 13			350 ± 80	660 ± 120	620 ± 110	280 ± 60

5.2 Energietransfer und -erzeugung

Als Ausgangspunkt für die Bewertung des Energietransfers wird der Zusammenhang zwischen der maximalen Beschleunigungskraft (\hat{F}_a) und der maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a) des Speers zur Abwurfgeschwindigkeit (v_0) betrachtet (Abb. 37). Die maximale Beschleunigungskraft zeigt für das 700-g- und das 800-g-Gerät einen starken linearen und hoch signifikanten Zusammenhang zur Abwurfgeschwindigkeit. Ein starker Zusammenhang ist auch für den 900-g-Speer feststellbar, jedoch ist dieser nicht signifikant. Da das 90%-Konfidenzintervall die Null nicht mit im Intervall einschließt, wird gleichwohl von einem starken Zusammenhang ausgegangen.

Für die maximale Beschleunigungsleistung zeigt sich für alle Gerätegewichte ein hoher linearer Zusammenhang zur Abwurfgeschwindigkeit. Für alle drei Geräte wird die kritische Irrtumswahrscheinlichkeit unterschritten; der Zusammenhang ist für alle Gewichte signifikant.

Da für alle Gerätegewichte der Zusammenhang von Beschleunigungskraft und -leistung zur Abwurfgeschwindigkeit gleichermaßen nachgewiesen werden konnte, erfolgt die nachfolgende Betrachtung ausschließlich am Wettkampfergerät der Männer (800 g).

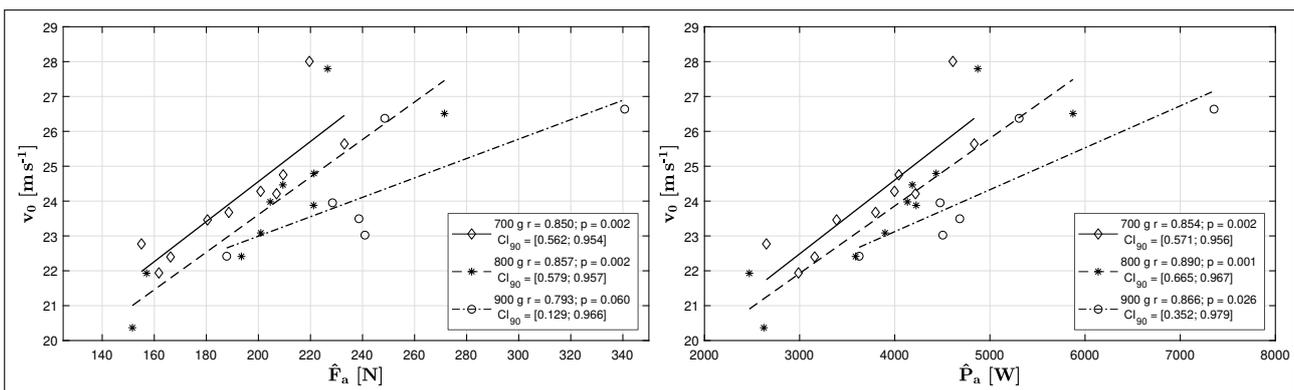


Abb. 37 Zusammenhang der maximalen Beschleunigungskraft (\hat{F}_a , links) und der maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a , rechts) mit der Abfluggeschwindigkeit des Speers für die unterschiedlichen Wurfgewichte.

5.2.1 Energietransfer

Die maximal erreichte relative Transferleistung (${}^* \hat{P}_t^+$) an den drei untersuchten Gelenken zeigt einen starken positiven Zusammenhang zur maximalen Beschleunigungsleistung am Speer (\hat{P}_a) (Abb. 38, links): Höhere Transferleistungen haben eine höhere Beschleunigungsleistung am Speer zur Folge. Dieser Zusammenhang ist für alle drei Segmente signifikant. Auch der Betrag der relativen Transferarbeit (${}^* \hat{W}_t^+$) zeigt für alle Gelenke einen positiven Zusammenhang zur kinetischen Energie des Speers (E_{kin}) zum Zeitpunkt des Abwurfs (Abb. 38, rechts). Im Falle des Schultergelenks ist dieser Zusammenhang sehr hoch und signifikant; im Falle des Ellenbogengelenks ist dieser Zusammenhang als mittel einzustufen und ebenfalls signifikant. Für das Handgelenk ist die Korrelation stark und signifikant.

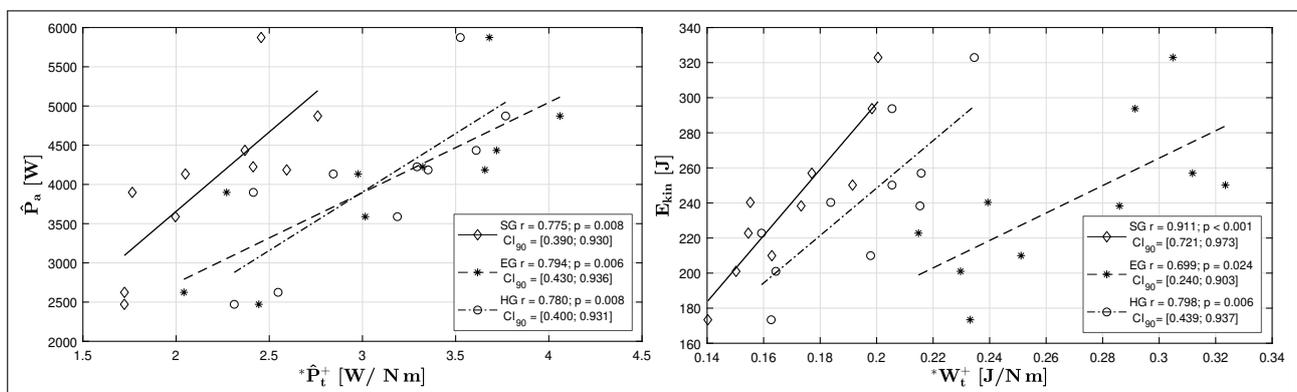


Abb. 38 Links: Zusammenhang der maximalen, relativen Transferleistung (${}^* \hat{P}_t^+$) der Gelenke zur maximalen Beschleunigungsleistung des Speers (\hat{P}_a). Rechts: Zusammenhang der relativen Transferarbeit (${}^* \hat{W}_t^+$) der Gelenke zur kinetischen Energie des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs (E_{kin}).

Der Betrag der relativen Transferarbeit im Schultergelenk zeigt sich vor allem abhängig von der maximalen relativen Transferleistung im Schultergelenk (${}^* \hat{P}_t^+$), wobei die beiden Parameter einen sehr hohen Zusammenhang aufweisen, der sich als signifikant darstellt ($r = 0,944$; $p < 0,001$; $CI_{90} = [0,818$; $0,984]$). Die Dauer des Transfers ist hingegen sehr gering und nicht signifikant mit der Transferarbeit korreliert ($r = -0,170$; $p = 0,639$; $CI_{90} = [-0,722$; $0,515]$).

Eine Zerlegung der maximalen relativen Transferleistungen¹⁷ in die unterschiedlichen Richtungskomponenten (Abb. 39, links) zeigt, dass vor allem auf der proximalen und anterioren Achse Energie über die Schulter in Richtung der Arme abgegeben wird. Eine Überprüfung der Zusammenhänge (Abb. 39, rechts) ergibt für die Bewegungsachse superior/inferior einen gering negativen Zusammenhang ohne Signifikanz. Die Achse anterior/posterior weist einen starken, signifikanten Zusammenhang zur maximalen Transferleistung des Schultergelenks auf. Auch die maximale Transferleistung auf der Achse proximal/distal zeigt einen mittleren Zusammenhang zur maximalen Transferleistung

¹⁷ Bis zum Ende dieses Abschnitts wird nur noch mit relativen kinetischen Größen gearbeitet. Es wird deshalb auf die Voranstellung des Adjektivs *relativ* verzichtet, um den Lesefluss zu verbessern.

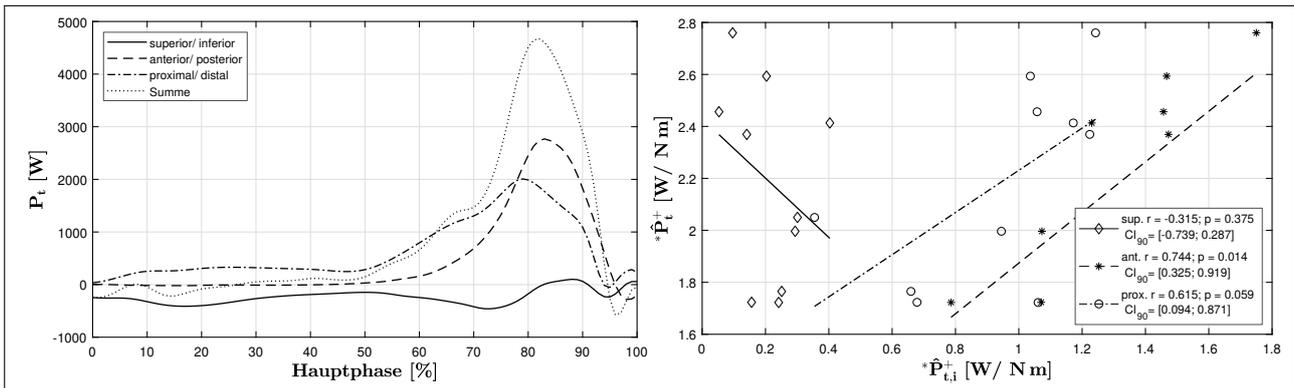


Abb. 39 Links: Beispielhafter Transferleistung-Zeit-Verlauf für die unterschiedlichen Bewegungsrichtungen des Schultergelenks (Summe ist die gesamte Transferleistung des Gelenks). Rechts: Zusammenhang der maximalen Transferleistung der unterschiedlichen Richtungen ($*\hat{P}_{t,i}^+$) zur maximalen Transferleistung im Schultergelenk ($*\hat{P}_t^+$) mit $i = \text{ant.} = \text{anterior/posterior}$; $\text{sup.} = \text{superior/inferior}$; $\text{prox.} = \text{proximal/distal}$.

der Schulter; dieser ist jedoch nicht signifikant. Aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls kann jedoch von einem Zusammenhang ausgegangen werden.

Eine Zerlegung der maximalen Transferleistung auf den Achsen anterior/posterior und proximal/distal in ihre Bestandteile Gelenkreaktionskraft und lineare Geschwindigkeit zeigt, dass die Geschwindigkeit und Gelenkkraft auf beiden Achsen jeweils immer in eine Richtung wirken, anterior und proximal (Abb. 40, links). Eine Zusammenhangsprüfung der daraus extrahierten maximalen Gelenkkräfte der jeweiligen Bewegungsrichtungen ($*\hat{F}_i$) zeigt für die Kraft in Richtung anterior einen geringen Zusammenhang zur maximalen Transferleistung auf derselben Achse; der Zusammenhang ist nicht signifikant. In der Bewegungsrichtung proximal ist der Zusammenhang der maximalen Kraft zur maximalen Transferleistung sehr gering und auch hier nicht signifikant.

Eine Zusammenhangsprüfung der maximalen Geschwindigkeiten (\hat{v}) auf den jeweiligen Richtungen (Abb. 41, links) zeigt für die maximale Geschwindigkeit in Richtung anterior einen starken Zu-

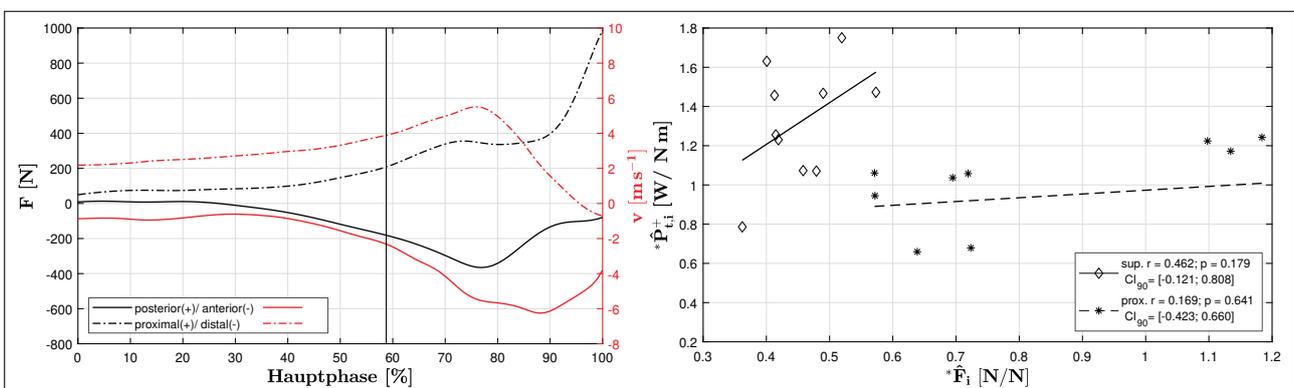


Abb. 40 Links: Beispielhafter Kraft-Zeit-Verlauf und Geschwindigkeit-Zeit-Verlauf auf den Achsen anterior/posterior und proximal/distal des Schultergelenks. Rechts: Zusammenhang der maximalen Kraft ($*\hat{F}_i$) zu den maximalen Transferleistungen ($*\hat{P}_{t,i}^+$) des Schultergelenks auf den jeweils gleichen Achsen mit $i \hat{=} \text{ant.} = \text{anterior}$; $\text{prox.} = \text{proximal}$.

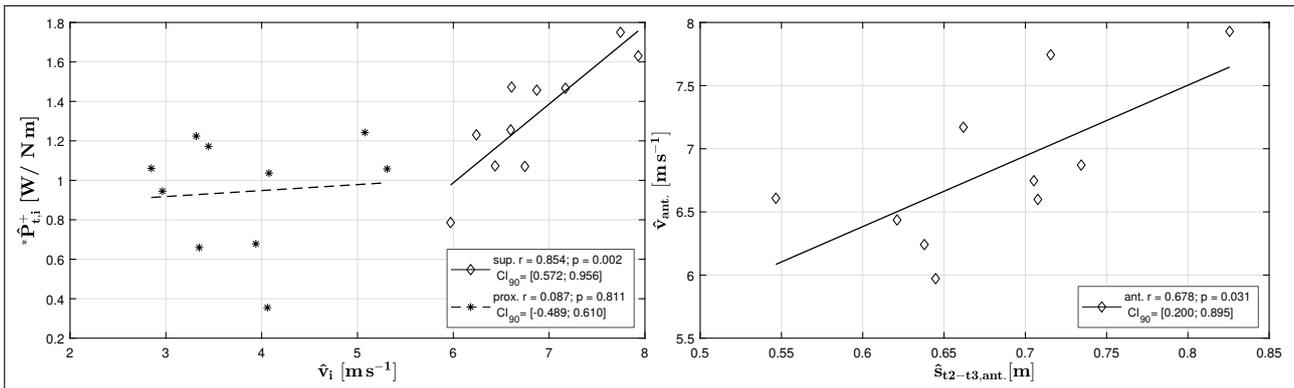


Abb. 41 Links: Zusammenhang der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}_i) zur maximalen Transferleistung auf den gleichen Bewegungsachsen im Schultergelenk mit $i \hat{=} ant.$ = anterior; prox. = proximal. Rechts: Zusammenhang des Wegs des Schultergelenks, der im Intervall vom Aufsatz des Druckbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) in Bewegungsrichtung (anterior) zurückgelegt wurde ($\hat{s}_{t2-t3,ant.}$), zur Geschwindigkeit in Richtung anterior.

sammenhang zur maximalen Transferleistung auf der gleichen Achse; dieser Zusammenhang ist signifikant. Die Geschwindigkeit in Richtung proximal zeigt einen sehr geringen, nicht signifikanten Zusammenhang zur maximalen Transferleistung auf der gleichen Achse. Eine Überprüfung des Einflusses der im Intervall vom Aufsatz des Stemmbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) zurückgelegten Strecke der Schulter (\hat{s}_{t2-t3}) in Bewegungsrichtung (anterior) ergab einen mittleren, signifikanten Zusammenhang zur maximalen Geschwindigkeit in der gleichen Richtung.

Wie auch für die Transferleistung im Schultergelenk erfolgte für das Ellenbogengelenk eine Zerlegung der Transferleistung in die einzelnen Richtungen. Bereits bei der Betrachtung der Leistung-Zeit-Verläufe (Abb. 42, links) wird deutlich, dass vor allem zwei Bewegungsrichtungen, mediolateral und proximal/distal, Einfluss auf die maximale Transferleistung im Ellenbogen haben. Eine Überprüfung (Abb. 42, rechts) der Zusammenhänge zeigt für die Transferleistung in medialer/lateraler Richtung einen starken Zusammenhang zur maximalen Transferleistung im Ellenbogengelenk; dieser Zusam-

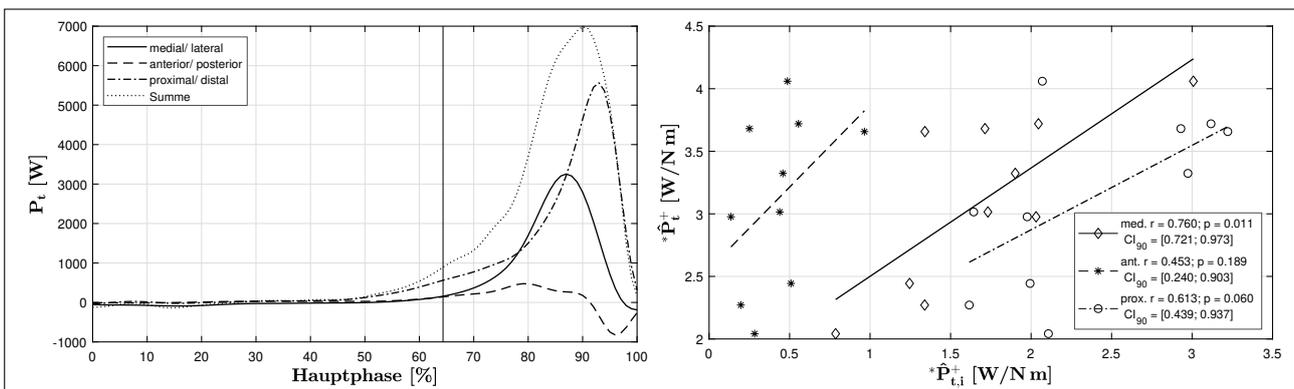


Abb. 42 Links: Beispielhafter Transferleistung-Zeit-Verlauf für die unterschiedlichen Achsen des Ellenbogengelenks (Summe ist die gesamte Transferleistung des Gelenks). Rechts: Zusammenhang der maximalen Transferleistung der unterschiedlichen Richtungen ($^* \hat{P}_{t,i}^+$) zur maximalen Transferleistung im Ellenbogengelenk $^* \hat{P}_t^+$ mit $i \hat{=} med.$ = medial/ lateral; sup. = anterior/superior; prox. = proximal/distal.

menhang ist signifikant. Die anteriore/posteriore Bewegungsrichtung weist einen geringen, nicht signifikanten Zusammenhang zur maximalen Transferleistung auf. Die maximale Leistung in Richtung proximal/distal zeigt eine mittlere Korrelation zur maximalen Transferleistung der Schulter; der Zusammenhang ist nicht signifikant, jedoch kann aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls von einem Zusammenhang ausgegangen werden.

Eine Zerlegung der Transferleistung in die Bestandteile Kraft und Geschwindigkeit für die beiden Bewegungsrichtungen, die sich signifikant zeigen (Abb. 43, links), ergab, dass sowohl Geschwindigkeit als auch Kraft beider Bewegungskomponenten in die gleichen Richtungen wirken. Eine Zusammenhangsprüfung (Abb. 43, rechts) der daraus extrahierten maximalen Gelenkkräfte der jeweiligen Bewegungsrichtungen zeigt für die maximale Gelenkkraft in Richtung medial einen starken Zusammenhang zur Transferleistung auf der gleichen Achse; der Zusammenhang ist signifikant. Der Zusammenhang der maximalen Gelenkkraft in Richtung proximal zur maximalen Transferleistung zeigt sich als gering und nicht signifikant.

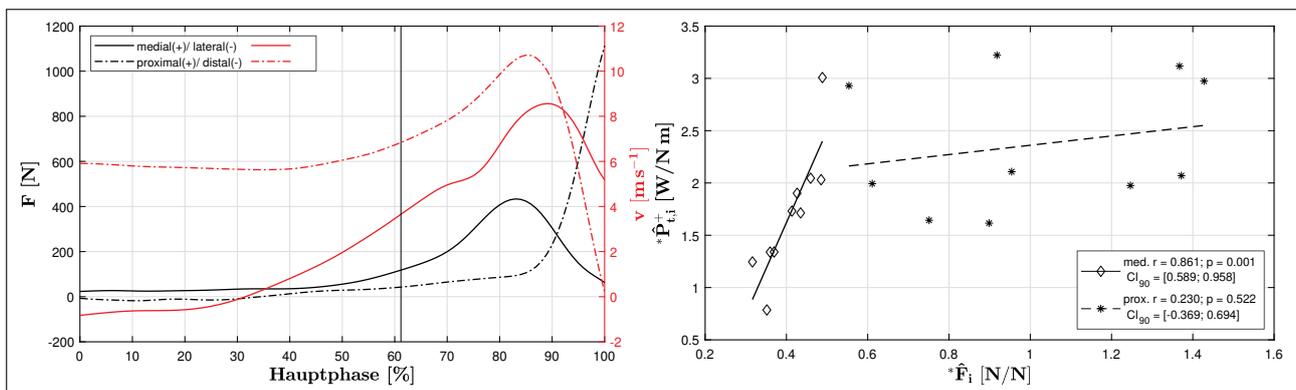


Abb. 43 Links: Beispielhafter Kraft-Zeit-Verlauf und Geschwindigkeit-Zeit-Verlauf auf den Achsen medial/lateral und proximal/distal des Ellenbogengelenks. Rechts: Zusammenhang der maximalen Kraft ($*\hat{F}_i$) zu den maximalen Transferleistungen ($*\hat{P}_{t,i}$) des Ellenbogengelenks auf den jeweils gleichen Achsen mit $i \hat{=} \text{med.} = \text{medial}; \text{prox.} = \text{proximal}$.

Für die maximale Geschwindigkeit in beiden Richtungen ergab die Zusammenhangsprüfung (Abb. 44, links) für die mediale Richtung einen sehr hohen, signifikanten Zusammenhang zur Transferleistung in der gleichen Richtung. Die maximale Geschwindigkeit in proximaler Richtung zeigt einen mittleren, signifikanten Zusammenhang zur maximalen Transferleistung in gleicher Richtung. Eine Betrachtung der Korrelation des zurückgelegten Wegs des Ellenbogens in den jeweiligen Richtungen im Intervall vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurf zur maximalen Geschwindigkeit der jeweiligen Richtung (Abb. 44, rechts) zeigt für den Weg in mediale Richtung einen starken, signifikanten Zusammenhang zur Geschwindigkeit in gleicher Richtung. Die Strecke in proximaler Richtung zeigt einen geringen, nicht signifikanten Zusammenhang.

Den Betrachtungen am Schulter- und Ellenbogengelenk folgend erfolgte auch für das Ellenbogengelenk eine schrittweise Zerlegung der Transferleistung in die einzelnen Komponenten (Abb. 45, links). Der Transferleistung-Zeit-Verlauf zeigt wiederum zwei Achsen (dorsal/palmar, proximal/distal)

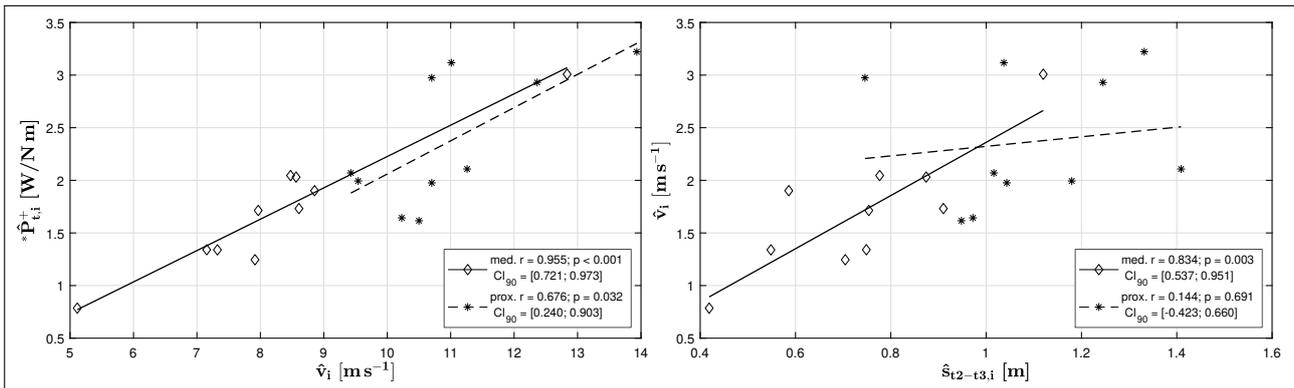


Abb. 44 Links: Zusammenhang der maximalen linearen Geschwindigkeiten des Ellenbogens (\hat{v}_i , links) zur maximalen Transferleistung auf den gleichen Bewegungsachsen mit $i \hat{=} med.$ = medial; prox. = proximal. Rechts: Zusammenhang des Wegs des Ellenbogengelenks, der im Intervall vom Aufsatz des Druckbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) in den jeweiligen Richtungen zurückgelegt wurde ($\hat{s}_{t_2-t_3,i}$), zur jeweiligen Geschwindigkeit mit $i \hat{=} med.$ = medial/lateral; prox. = proximal/distal.

mit großem Einfluss auf die Transferleistung des Gelenks. Die Zusammenhangsprüfung der maximalen Transferleistung der jeweiligen Richtungen (Abb. 45, rechts) zur maximalen Transferleistung zeigt für die Richtung radial/ulnar einen geringen negativen, nicht signifikanten Zusammenhang zur Transferleistung des Gelenks. Das Maximum der Transferleistung der Bewegungsbahn palmar/dorsal ist stark und signifikant mit der maximalen Transferleistung des Handgelenks korreliert. Die maximale Transferleistung der Bewegungsebene proximal/distal zeigt einen mittleren, nicht signifikanten Zusammenhang zur maximalen Transferleistung des Handgelenks. Aufgrund des 90 %-Konfidenzintervalls kann jedoch von einem tatsächlichen Zusammenhang ausgegangen werden. Eine Zerlegung der Transferleistung in die Bestandteile Kraft und Geschwindigkeit für die beiden Bewegungen, die sich signifikant zeigen (Abb. 46, links), offenbart, dass sowohl Kräfte als auch Geschwindigkeiten in palmarer bzw. proximaler Richtung wirken. Bei einer Zusammenhangsprüfung

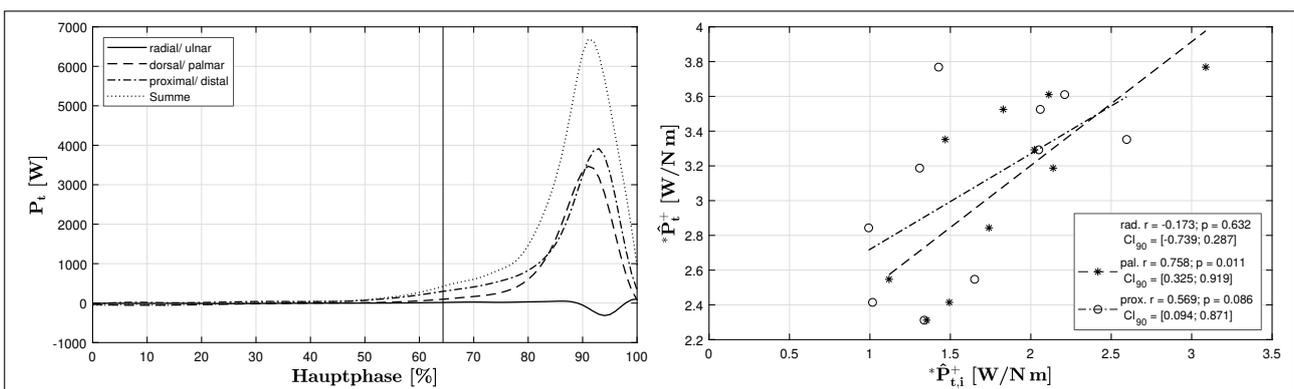


Abb. 45 Links: Beispielhafter Transferleistungs-Zeit-Verlauf für die unterschiedlichen Achsen des Handgelenks (Summe ist die gesamte Transferleistung des Gelenks). Rechts: Zusammenhang der maximalen, relativen Transferleistung der unterschiedlichen Richtungen ($*\hat{P}_{t,i}^+$) zur maximalen Relativen Transferleistung im Handgelenk ($*\hat{P}_t^+$) mit $i \hat{=} rad.$ = radial/ ulnar; pal. = palmar/ dorsal; prox. = proximal/ distal.

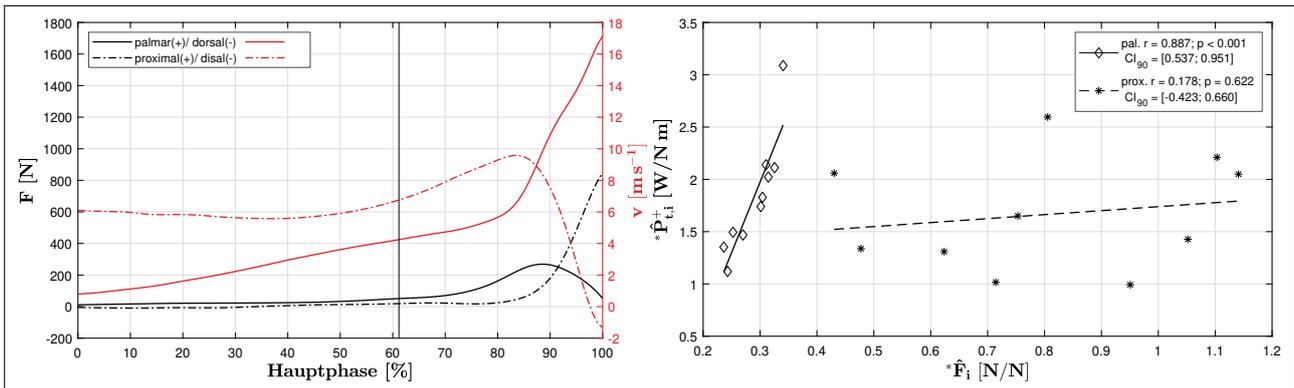


Abb. 46 Links: Beispielhafter Kraft-Zeit-Verlauf und Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf auf den Achsen palmar/ dorsal und proximal/ distal des Handgelenks. Rechts: Zusammenhang der maximalen, relativen Kraft ($*\hat{F}_i$) zu den maximalen Transferleistungen ($*\hat{P}_{t,i}^+$) auf den jeweils gleichen Achsen des Handgelenks mit $i \hat{=}$ pal. = palmar; prox. = proximal.

zeigt sich für die maximalen Kräfte (Abb. 46, rechts) in palmarer Richtung ein starker, höchst signifikanter Zusammenhang zur Transferleistung in der gleichen Bewegungsebene. Die Gelenkkraft in proximaler Richtung ist demgegenüber sehr gering und nicht signifikant mit der Transferleistung korreliert.

Der Zusammenhang der Geschwindigkeit in den Richtungen palmar und proximal stellt sich im Handgelenk wie folgt dar (Abb. 47, links): Die maximale Geschwindigkeit in palmarer Richtung zeigt einen mittleren, signifikanten Zusammenhang zur maximalen Transferleistung in gleicher Richtung; in proximaler Richtung ist der Zusammenhang stark und signifikant.

Der Einfluss des zurückgelegten Wegs im Intervall vom Aufsatz des Druckbeins bis zum Abwurf auf die maximalen Geschwindigkeiten der jeweiligen Richtungen des Handgelenks (Abb. 47, rechts) zeigt für die Streckung in Richtung palmar einen mittleren, nicht signifikanten Zusammenhang. Auch

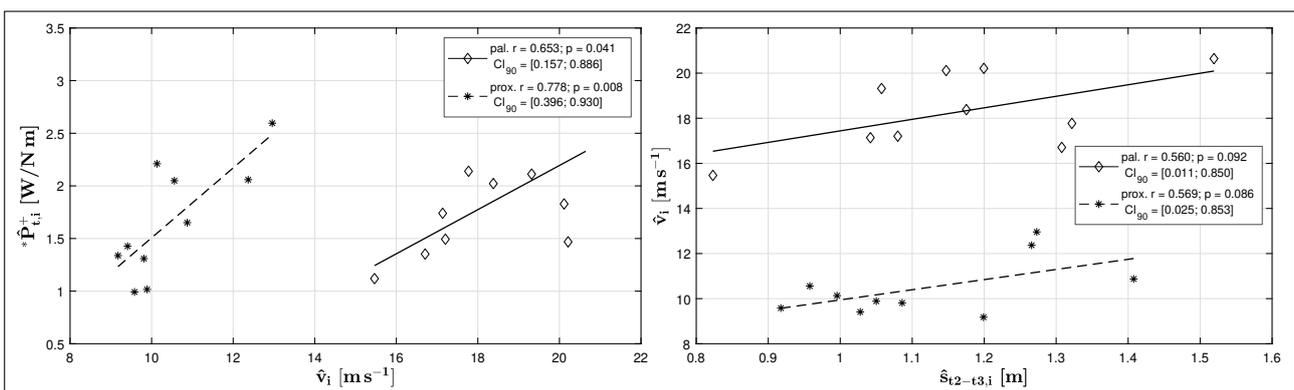


Abb. 47 Links: Zusammenhang der maximalen linearen Geschwindigkeiten (\hat{v}_i , links) zur maximalen Transferleistung auf den gleichen Bewegungsachsen des Handgelenks mit i = pal. = medial; prox. = proximal. Rechts: Zusammenhang des Wegs des Handgelenks, der im Intervall vom Aufsatz des Stemmbeins (t_2) bis zum Abwurf (t_3) in den jeweiligen Richtungen zurückgelegt wurde ($\hat{s}_{t_2-t_3,i}$), zur jeweiligen Geschwindigkeit mit $i \hat{=}$ med. = medial/ lateral; prox. = proximal/ distal.

in der proximalen Richtung zeigt sich ein mittlerer, nicht signifikanter Zusammenhang. In beiden Fällen kann aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls von einem Zusammenhang ausgegangen werden.

5.2.2 Energieerzeugung

Wie bei der Transferleistung wurde für die maximale, relative Gelenkleistung und -arbeit eine Korrelationsanalyse zu den Parametern des Speers durchgeführt (Abb. 48, links). Im Falle der maximalen, relativen, exzentrischen Gelenkleistung (\hat{P}_m^+) zeigt sich für das Schultergelenk eine mittlere, signifikante Korrelation zur maximalen Beschleunigungsleistung des Speers. Für den Ellenbogen fällt dieser Zusammenhang gering und nicht signifikant aus, und auch für das Handgelenk kann ein sehr geringer, nicht signifikanter Zusammenhang konstatiert werden. Im Falle des Schultergelenks korreliert die relative, konzentrische Arbeit (W_m^+) gering und nicht signifikant mit der kinetischen Energie des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs (Abb. 48, rechts). Das Ellenbogengelenk zeigt einen mittleren, nicht signifikanten Zusammenhang, und das Handgelenk zeigt einen sehr geringen, nicht signifikanten Zusammenhang. Die maximale, relative Gelenkleistung der Schulter zeigt als einziges einen Zusammenhang zur maximalen Beschleunigungsleistung des Speers, deshalb wird im Folgenden nur noch das Schultergelenk betrachtet¹⁸.

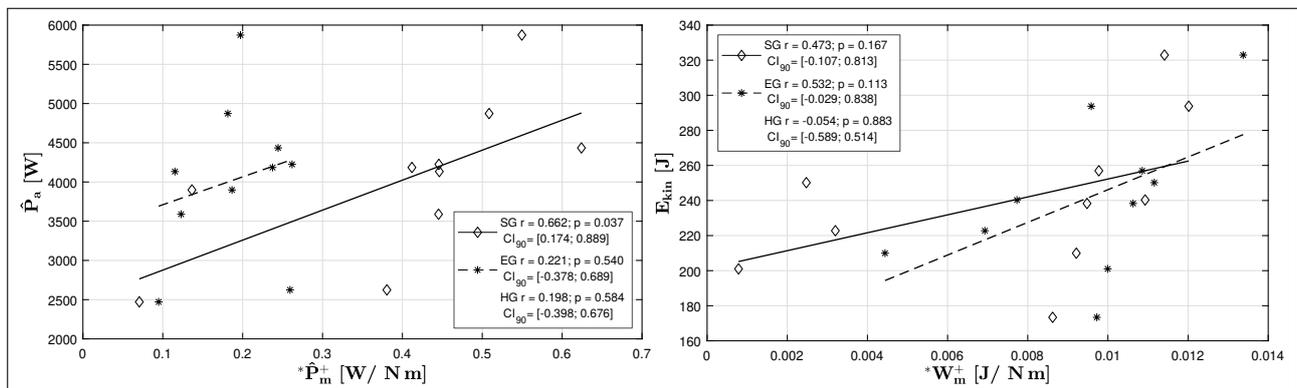


Abb. 48 Zusammenhang der maximalen relativen konzentrischen Gelenkleistung (\hat{P}_m^+ , links) und der verrichteten relativen Gelenkarbeit (W_m^+ , rechts) der unterschiedlichen Gelenke Schultergelenk, Ellenbogengelenk und Handgelenk zur maximalen Beschleunigungsleistung (\hat{P}_a) des Speers und zur kinetischen Energie des Speers zum Zeitpunkt des Abwurfs (E_{kin}).

Die Zerlegung der Gelenkleistung der Schulter in die verschiedenen Bewegungen (Abb. 49, links) zeigt bei einer qualitativen Betrachtung, dass das Leistungsmaximum für die beiden Bewegungsebenen horizontale Flexion/Extension und Adduktion/Abduktion ihr Leistungsmaximum in zeitlicher Nähe zur Gesamtleistung der Schulter erreichen. Das Leistungsmaximum in der Innenrotation/Außenrotation wird erst zum Ende der Bewegung bzw. im Abwurfzeitpunkt erreicht. Eine Überprüfung des Einflusses der maximalen konzentrischen Leistungsmaxima der Einzelbewegungen zur maximalen

¹⁸ Wie bereits im vorangegangenen Abschnitt wird im Folgenden nur noch mit relativen kinetischen Größen gearbeitet und somit auf die Voranstellung des Adjektivs *relativ* verzichtet, um den Lesefluss zu verbessern.

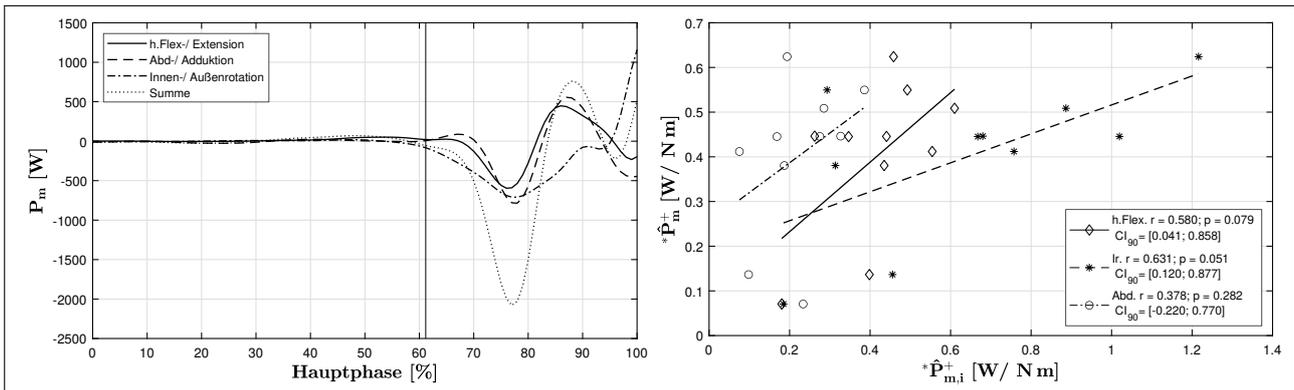


Abb. 49 Links: Beispielverlauf der Gelenkleistung im Schultergelenk (Summe) und der Anteile bei einer Aufteilung auf die unterschiedlichen Bewegungsebenen. Rechts: Zusammenhang der maximalen konzentrischen Gelenkleistung der einzelnen Bewegungsebenen ($\hat{P}_{m,i}^+$, mit $i \hat{=} h.Flex =$ horizontale Flexion; Abd. = Abduktion, Ir. = Innenrotation) mit der maximalen konzentrischen Gesamtleistung (\hat{P}_m^+) des Schultergelenks.

Leistung der Schulter (Abb. 49 , rechts) zeigt für die horizontale Flexion/Extension eine mittlere, nicht signifikante Korrelation. Aufgrund des 90%-Konfidenzintervalls kann jedoch von einem tatsächlichen Zusammenhang ausgegangen werden. Die maximale, relative Leistung der Innen-/Außenrotation korreliert ebenfalls auf mittlerem Niveau und nicht signifikant mit der Gesamtleistung des Schultergelenks. Jedoch indiziert das 90%-Konfidenzintervall einen vorhandenen Zusammenhang. Auf der Bewegungsebene für Adduktion/Abduktion zeigt sich ein geringer, nicht signifikanter Zusammenhang zur Gesamtleistung der Schulter.

Wie bereits beschrieben liegen die Leistungsmaxima der beiden Bewegungsebenen Adduktion/Abduktion und horizontale Flexion/Extension nahe beieinander und nah am Leistungsmaximum der Schulter insgesamt. Betrachtet man deshalb die Summe der in Adduktion/Abduktion und horizontalen Flexion/Extension abgegebenen relativen Leistung, dann weist diese Summe eine starke, signifikante Korrelation mit der Gelenkleistung der Schulter auf (Abb. 50, links).

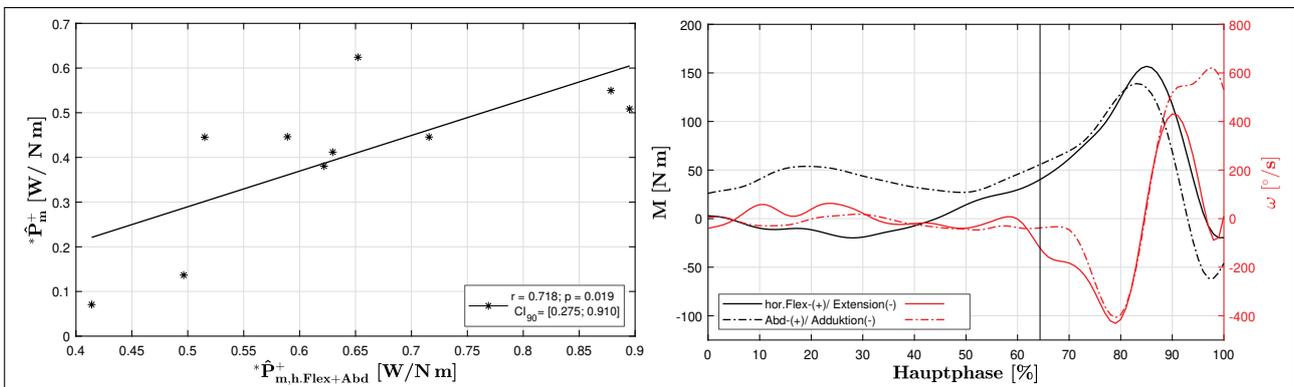


Abb. 50 Links: Korrelation der Summe aus maximaler horizontaler Flexions-/Extensions- und Abduktions-/ Adduktionsleistung ($\hat{P}_{m,h.Flex+Abd}^+$) und der maximalen konzentrischen Leistung des Schultergelenks (\hat{P}_m^+). Rechts: Beispielhafter Gelenkmoment- und Gelenkwinkelgeschwindigkeit-Zeit-Verlauf.

Eine Zerlegung der Gelenkleistung auf den unterschiedlichen Achsen in die Bestandteile Gelenkwinkelgeschwindigkeit (Abb. 50, rechts) und Gelenkmoment zeigt, dass die Gelenkmomente und Gelenkwinkelgeschwindigkeiten für die Bewegungsrichtungen horizontale Flexion und Abduktion das gleiche Vorzeichen besitzen; eine Leistungsabgabe erfolgt durch diese beiden Bewegungen. Die Überprüfung der Zusammenhänge von Gelenkwinkelgeschwindigkeiten (Abb. 51, links) und Gelenkmomenten (Abb. 51, rechts) offenbarte für die horizontale Flexionsgeschwindigkeit einen starken, signifikanten Zusammenhang zur maximalen konzentrischen Gelenkleistung dieser Bewegungsebene. Für die Abduktionsbewegung ist der Zusammenhang mittlerer Ausprägung und nicht signifikant. Im Falle der Gelenkmomente ist der Zusammenhang des maximalen horizontalen Flexionsmoments zur maximalen, relativen Gelenkleistung stark ausgeprägt und signifikant. Im Falle der Abduktion korreliert das maximale Gelenkmoment stark und signifikant mit der exzentrischen Gelenkleistung auf der gleichen Bewegungsebene.

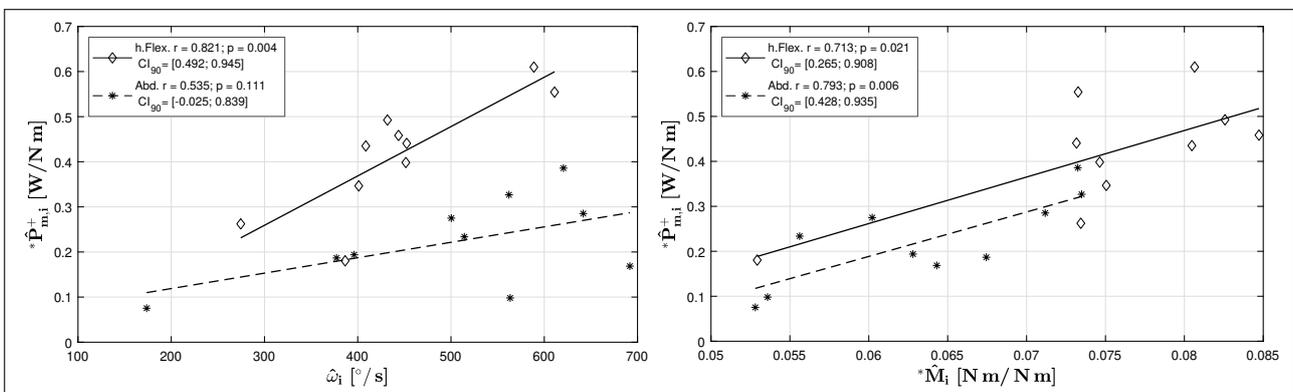


Abb. 51 Links: Zusammenhang der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten der unterschiedlichen Bewegungen (${}^*\hat{\omega}_i^+$) zu den maximalen konzentrischen Gelenkleistung (${}^*\hat{P}_{m,i}^+$) der gleichen Bewegungsebene. Rechts: Zusammenhang der maximalen Gelenkmomente der unterschiedlichen Bewegungen (${}^*\hat{M}_i^+$) zu der maximalen konzentrischen Gelenkleistung (${}^*\hat{P}_{m,i}^+$) der gleichen Bewegungsebene. Mit $i \hat{=} h.Flex.$ = horizontale Flexion; abd. = Abduktion.

Betrachtet man zusätzlich nicht nur die Momente der beiden Bewegungsrichtungen Abduktion bzw. horizontale Flexion, sondern nimmt zusätzlich die Bewegungsrichtung Innenrotation hinzu (Abb. 52, links), dann zeigt sich, dass die maximalen Momente in der jeweiligen Bewegungsrichtung in einem kurzen zeitlichen Abstand zueinander auftreten. Das Maximum der Summe aller drei Momente steht dabei in einem starken Zusammenhang zur Gelenkleistung der Schulter, wobei dieser hoch signifikant ist (Abb. 52, rechts).

Die Anteiligkeit der einzelnen Momente der unterschiedlichen Bewegungsrichtungen am Gesamtmoment stellt sich dabei wie folgt dar (Abb. 53): Der relative Anteil des horizontalen Flexionsmoments weist eine stark negative, signifikante Korrelation zum maximalen relativen Summenmoment auf; mit einer Zunahme des Summenmoments kommt es also zu einer Abnahme des relativen Anteils des horizontalen Flexionsmoments. Für die beiden anderen Bewegungsrichtungen stellt sich dieser Zusammenhang positiv dar. Der relative Anteil des Innenrotationsmoments weist einen mittlere

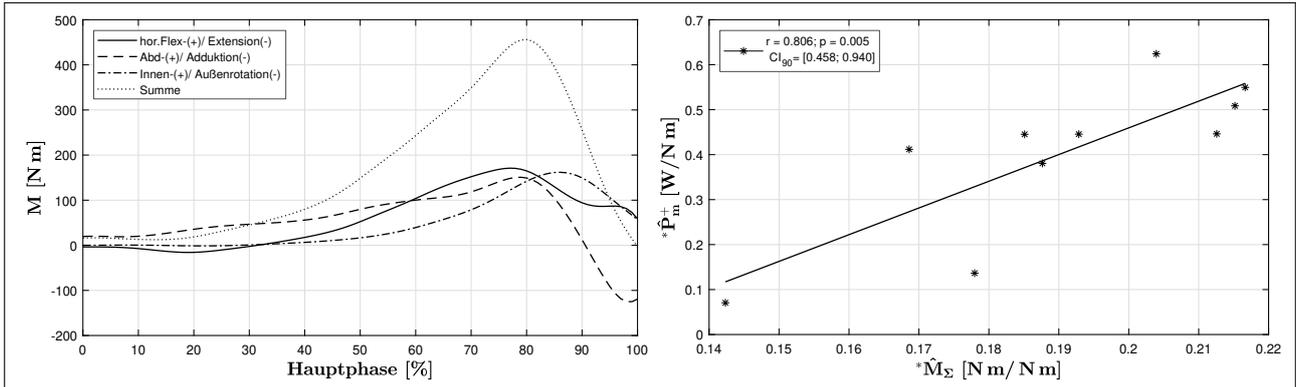


Abb. 52 Links: Beispielverläufe der Gelenkmomente für die unterschiedlichen Bewegungsachsen und die Summe der Momente. Rechts: Zusammenhang des des maximalen Moments der Summe aller Bewegungsachsen (\hat{M}_{Σ}) mit der maximalen konzentrischen Muskelleistung (\hat{P}_m^+).

ren, nicht signifikanten Zusammenhang zum Summenmoment auf; im Falle des Abduktionsmoments ist der Zusammenhang gering und nicht signifikant. Mit einer Vergrößerung des Summenmoments geht tendenziell eine Vergrößerung der Anteile des Innenrotations- und Abduktionsmoments einher.

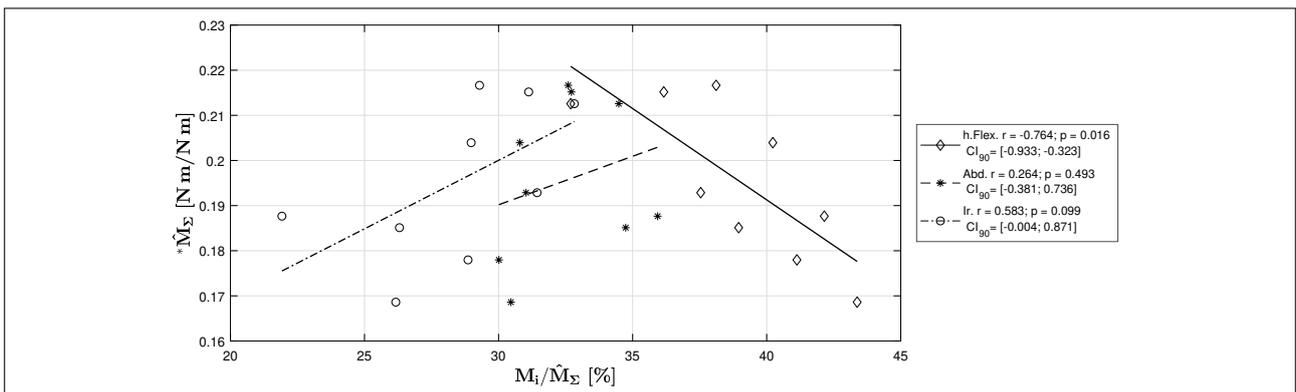


Abb. 53 Relative Anteile der unterschiedlichen Momente in den verschiedenen Bewegungsrichtungen der Schulter (M_i/\hat{M}_{Σ}) an der maximalen Summe der Schultermomente (\hat{M}_{Σ}).

5.2.3 Einfluss des Ellenbogens

Bereits in vorangegangenen Kapiteln wurde gezeigt, dass die konzentrische Muskelleistung und darauf aufbauend die verrichtete Arbeit am Ellenbogengelenk keinen Einfluss auf die Beschleunigung des Geräts nimmt. Dies zeigt sich auch bei einer Zerlegung der Muskelleistung des Ellenbogens auf die unterschiedlichen Bewegungsachsen Flexion/Extension, Varus/Valgus und Pronation/Supination (Abb. 54, links); sowohl in der Gesamtleistung als auch der Flexions-/Extensions Richtung findet keine Energieabgabe in diesem Gelenk statt.

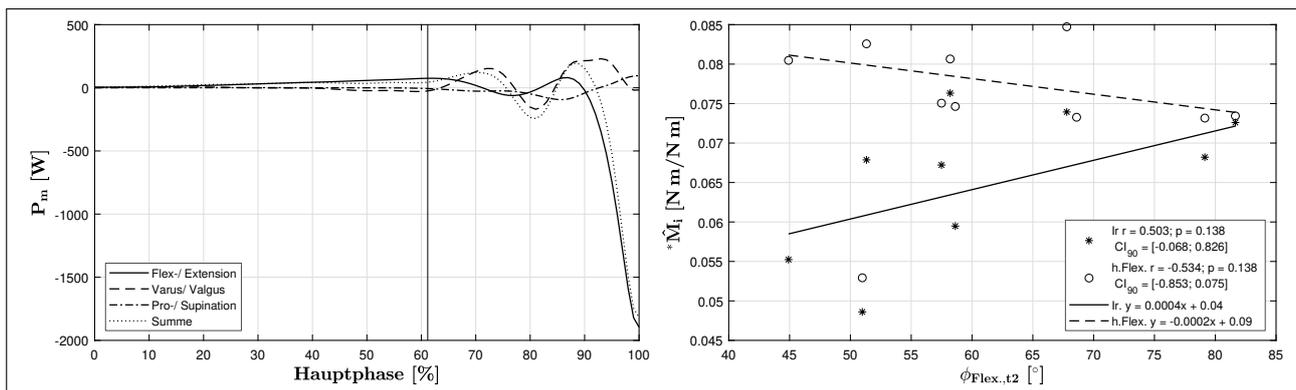


Abb. 54 Links: Zerlegung der Gelenkleistung des Ellenbogens in die unterschiedlichen Bewegungsebenen. Rechts: Zusammenhang des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes ($\phi_{Flex.,t2}$) mit den relativen Momenten im Schultergelenk ($^* \hat{M}_i$) mit i = Innenrotations- (Ir.) bzw. horizontales Flexionsmoment (h.Flex.).

Eine Betrachtung des Ellenbogenflexionswinkels zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes (ϕ_{t2}) zeigt, dass mit einem größeren Winkel des Ellenbogens eine Zunahme des Innenrotationsmoments im Schultergelenk erfolgt (Abb. 54, rechts). Gleichzeitig kommt es zu einer Verkleinerung des horizontalen Flexionsmoments (Ausschluss eines Ausreißers). In beiden Fällen handelt es sich um mittlere Korrelationen, die sich nicht signifikant zeigen. Eine Berechnung des Schnittpunkts beider Regressionsgeraden ergab einen Schnittpunkt bei 83° ; bis zu diesem Punkt ist theoretisch eine Steigerung der Summe aus beiden Momenten möglich.

Eine zusätzliche Betrachtung der Auswirkung des Ellenbogenwinkels auf die maximale, konzentrische Gelenkleistung des Schultergelenks zeigt, dass mit zunehmendem Flexionswinkel im Ellenbogengelenk keine weitere Steigerung der Leistung erfolgt (Abb. 55). Die korrigierte Korrelation zeigt einen sehr geringen Zusammenhang, der sich nicht signifikant darstellt.

Für den Einfluss des maximalen Ellenbogenwinkels ($\hat{\phi}_{flex.}$) und der maximalen Schultergeschwindigkeit in Bewegungsrichtung ($\hat{v}_{ant.}$) auf das maximale Summenmoment der Schulter konnte eine signifikante multiple lineare Regression ($F = 22.174$; $p = 0,001$) berechnet werden ($R^2 = 0,917$). Das vorhergesagte maximale Schultermoment ist gleich:

$$^* \hat{M}_\Sigma = -5.29 + 0,809 \hat{v}_{ant.} + 0,053 \hat{\phi}_{flex.} - 0,008 \hat{v}_{ant.} \hat{\phi}_{flex.}$$

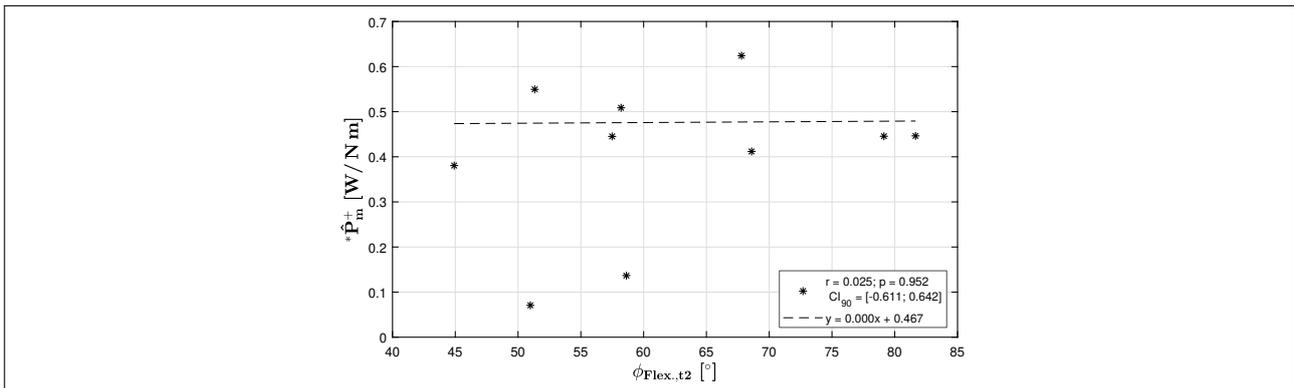


Abb. 55 Zusammenhang des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes ($\phi_{Flex.,t2}$) mit der maximalen relativen konzentrischen Gelenkleistung im Schultergelenk (${}^* \hat{P}_m^+$).

Das maximale Moment der Schulter aus der Summe alle Bewegungsrichtungen wird durch die beiden Faktoren der maximalen linearen Geschwindigkeit in Bewegungsrichtung bestimmt. Je höher die Eingangsgeschwindigkeit und je gestreckter der Ellenbogen ist, desto größer wird das maximale Summenmoment (Abb. 56).

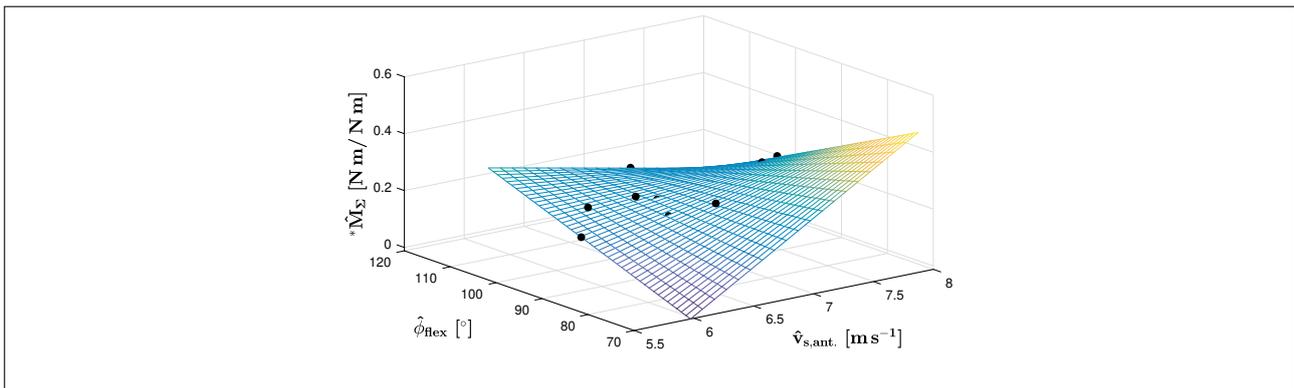


Abb. 56 3D-Scatterplot für die multiple lineare Regression zum Zustandekommen des maximalen relativen Schultermoments (${}^* \hat{M}_\Sigma$) aus den beiden Variablen der maximalen Schultergeschwindigkeit in Bewegungsrichtung ($\hat{v}_{ant.}$) und dem maximalen Flexionswinkels des Ellenbogens ($\hat{\phi}_{flex.}$).

6 Diskussion

6.1 Energieerzeugung und -transfer

Ausgehend von den Betrachtungen zur Bedeutsamkeit der Beschleunigungskraft und Beschleunigungsleistung, die die Annahmen von [Lehmann et al. \(2010\)](#) bestätigen – vor allem die maximale Beschleunigung ist für die Abwurfgeschwindigkeit entscheidend –, erfolgte die Aufklärung der Gelenkbeteiligung im Sinne von Energietransfer und Energieerzeugung.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass vor allem der Transfer kinetischer Energie eine entscheidende Rolle für die Beschleunigung des Wurfgeräts spielt. Sowohl die Menge an transferierter Energie (Transferarbeit) als auch die maximale Transferleistung sind entscheidend für die Endgeschwindigkeit des Wurfgeräts. Damit bestätigen sich zum einen die Annahmen von [Salo & Viitasalo \(1995\)](#), dass die Wurftechnik darauf ausgelegt ist, Energie zu transferieren, und zum anderen die Annahme von [Bartonietz \(2006\)](#), dass die mechanische Leistung das Wettkampfergebnis limitiert. Die vorliegenden Ergebnisse zum Zusammenhang der Transferleistung mit der Beschleunigungsleistung am Speer liegen dabei in Bereichen, die auch im Baseball berichtet werden. [Howstein, Kipp & Sabick \(2019\)](#) geben für die Transferleistung im Schultergelenk und die Abwurfgeschwindigkeit einen ähnlich hohen Zusammenhang ($r = 0,874$; $p < 0,001$) an; die vorliegende Untersuchung liegt leicht darunter ($r = 0,775$; $p = 0,008$). Für die restlichen Gelenke berichten die Autoren lediglich den Zusammenhang der Summe aus Gelenk- und Transferleistung mit der Abwurfgeschwindigkeit (EG: $r = 0,843$; $p < 0,001$; HG: $r = 0,845$; $p < 0,001$); die Zusammenhänge liegen trotzdem in einer Größenordnung, die mit der der Transferleistung in der vorliegenden Arbeit vergleichbar ist (EG: $r = 0,794$; $p = 0,006$; HG: $r = 0,780$; $p = 0,008$).

Durch die Zerlegung der Transferleistung in ihre Bestandteile konnte weiterhin gezeigt werden, dass für alle Gelenke des Wurfarms die maximalen linearen Geschwindigkeiten eine entscheidende Bedeutung für die maximale Energietransferrate haben. Auch [Lehmann et al. \(2012\)](#) und [Bartlett et al. \(1996\)](#) konnten für das Schulter- und das Ellenbogengelenk nachweisen, dass die linearen Geschwindigkeiten einen engen Zusammenhang zur Abwurfgeschwindigkeit zeigen ([Lehmann et al. \(2012\)](#) SG: $r_{(513)} = 0,74$; $p < 0,01$; EG: $r_{(513)} = 0,64$; $p < 0,01$).

Die wirkenden Reaktionskräfte in anteriorer Richtung spielen im Schultergelenk eine eher untergeordnete Rolle; hier konnte kein Zusammenhang zur maximalen Leistung im Schultergelenk gefunden werden. Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass die vom proximalen Segment auf das distale Segment ausgeübten Kräfte nicht von entscheidender Bedeutung sind; die Maximierung der linearen Geschwindigkeit des Gelenks steht im Vordergrund. Ein Grund, weshalb die am Schultergelenk angreifenden Kräfte nicht entscheidend für den Energietransfer auf die nachfolgenden Segmente sein können, ist in der Belastbarkeit der Schulterstrukturen zu suchen. Die am Schultergelenk auftretenden Kräfte werden auf der Grundlage der distal davon gelegenen Segmente berechnet. Es ist somit durchaus denkbar, dass vom Oberkörper deutlich höhere Kräfte ausgeübt werden, der

Muskel-Sehnen-Apparat, der den externen Kräften entgegenwirken muss, jedoch an seine Belastungsgrenze stößt und somit nicht in der Lage ist, höhere Kräfte zu realisieren. So zeigen [Gasparutto, van der Graaff, van der Helm & Veeger \(2016\)](#), dass sowohl die Gelenkkräfte als auch -momente fast ausschließlich zur Sicherung und Stabilisierung des Gelenks dienen. Das bedeutet, die passiven Bewegungsstrukturen sind allein nicht mehr in der Lage, den Belastungen standzuhalten. Weiterhin konnten [Beitzel, Zandt, Buchmann, Beitzel, Schwirtz, Imhoff & Brucker \(2016\)](#) zeigen, dass 69 % der getesteten Nachwuchsspeerwerfer bereits morphologische Schwächen am Humeruskopf aufweisen, ohne jedoch Symptome zu zeigen. Sie führen diese Veränderungen auf wiederholte Mikrotraumen im Zuge der extremen Belastungen zurück. Ebenso weisen [Stodden et al. \(2005\)](#) und [Fleisig et al. \(1995\)](#) darauf hin, dass die Kräfte in Bewegungsrichtung (anterior) in hohem Zusammenhang mit Verletzungen stehen.

Betrachtet man die Berechnung der Arbeit bzw. der daraus resultierenden Leistung, dann wird deutlich, dass zur Maximierung der Arbeit bzw. Leistung eine weitere Strategie existiert, die mit geringeren Kräften auskommt: Die verrichtete Arbeit ist definiert als die Kraftwirkung entlang einer Strecke und darauf aufbauend die Leistung als die Kraftwirkung entlang einer Strecke pro Zeiteinheit. Es könnte somit zu einer Maximierung der Strecke in einer relativ definierten Zeit oder zu einer Minimierung der Zeit bei einer definierten Strecke kommen. Wie die Ergebnisse zeigen wird eine Erhöhung der Transferleistung durch eine Vergrößerung der Amplitude erreicht; höhere Abwurfgeschwindigkeiten sind somit mit einem größeren, an der Schulter zurückgelegten Weg verbunden. Die Zeit vom Aufsatz des Stemmbeins bis zum Abwurf zeigt sich, auch bei unterschiedlichen Autoren, im Wettkampf demgegenüber relativ konstant in einem Bereich von 120–150 ms ([Campos et al., 2004](#); [Morriss et al., 1997](#)). Somit muss eine Maximierung des Weges innerhalb dieser Zeit stattfinden.

Durch eine Erhöhung der linearen Geschwindigkeit der Schulter kann eine Verlängerung der Strecke erreicht werden. Grundvoraussetzung hierfür ist die Sicherung eines langen Wegs, der in kurzer Zeit überschritten wird; den beiden Technikelementen der „Verwindung“ und der Rumpfrücklage kommt somit eine besondere Bedeutung zu. Durch ein entsprechend langes Zurückhalten der Wurf Schulter bis zum Aufsatz des Stemmbeins ist die Voraussetzung für einen möglichst großen Weg gegeben ([Killing et al., 2011](#); [Lehmann et al., 2009](#)). Durch die zusätzlich generierte Vorspannung der Rumpfmuskulatur kann durch die Ausnutzung der Rumpfantriebe eine weitere Steigerung der Leistung bzw. der Schultergeschwindigkeit erreicht werden ([Lehmann et al., 2012](#)). Eine weitere Möglichkeit zur Einflussnahme auf die maximale Geschwindigkeit könnte in der Erhöhung der Eingangsgeschwindigkeit der Schulter bestehen. [Lehmann et al. \(2010\)](#) zeigen für die WM 2009, dass die Medaillengewinner vor dem Aufsatz des Druckbeins die Schulterachse weiter zurück geführt haben; auch zum Zeitpunkt des Druckbeinaufsatzes ist die Schulter noch weiter zurückgehalten. Im Moment des Stemmbeinaufsatzes ist die Schulter bereits weiter nach vorn geführt, was die Autoren mit einer besseren Beinarbeit begründen. Das Ziel hierfür könnte die Erhöhung der Eingangsgeschwindigkeit der Schulter zu diesem Zeitpunkt sein. Durch die bereits eher eingeleitete Drehung und die

größere Amplitude könnte die Schultergeschwindigkeit mit dem Aufsatz des Stemmbeins bereits relativ hoch sein, wodurch sich die mittlere Geschwindigkeit im nachfolgenden Abschnitt vergrößert. Zusätzlich zur Drehung des Oberkörpers um seine Längsachse kommt es mit dem Aufsatz des Stemmbeins und der damit verbundenen Bildung eines Widerlagers zur Flexion des Oberkörpers. [Droske \(2019\)](#) zeigt, dass die Längsachse des Oberkörpers bei leistungsstärkeren Werfern in der Phase vom Aufsatz des Stemmbeins bis zum Abwurf des Speers durch die Flexion des Oberkörpers einen deutlich größeren Winkel überstreicht und somit die Schulter einen längeren Weg zurücklegt (Abb. 57). Neben der Erhöhung der Eingangsgeschwindigkeit durch die Drehung des Oberkörpers vor dem Aufsatz des Stemmbeins muss somit zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes eine optimale Rumpfrücklage gewährleistet sein, um den zur Verfügung stehenden Weg zu maximieren. Durch die Erhöhung der Eingangsgeschwindigkeit, die Widerlagerwirkung des Stemmbeins und die optimale Rücklage des Rumpfs kann die zurückgelegte Strecke und somit die Transferleistung, sowie die Transferarbeit maximiert werden. Auch [Bartonietz \(2000\)](#) für den Speerwurf und [van den Tillaar & Ettema \(2009\)](#) für den Handball weisen darauf hin, dass ein Einsatz des Oberkörpers erfolgen sollte, der nicht abgebremst, sondern bis zum Abwurf aufrecht erhalten wird, um eine bessere Unterstützung für die Beschleunigung der nachfolgenden Segmente zu leisten. Voraussetzung hierfür ist jedoch eine effektive Stabilisierung des Unterkörpers durch das Stemmbein, um den Einsatz des Oberkörpers zu gewährleisten ([Bartonietz, 2000](#)).

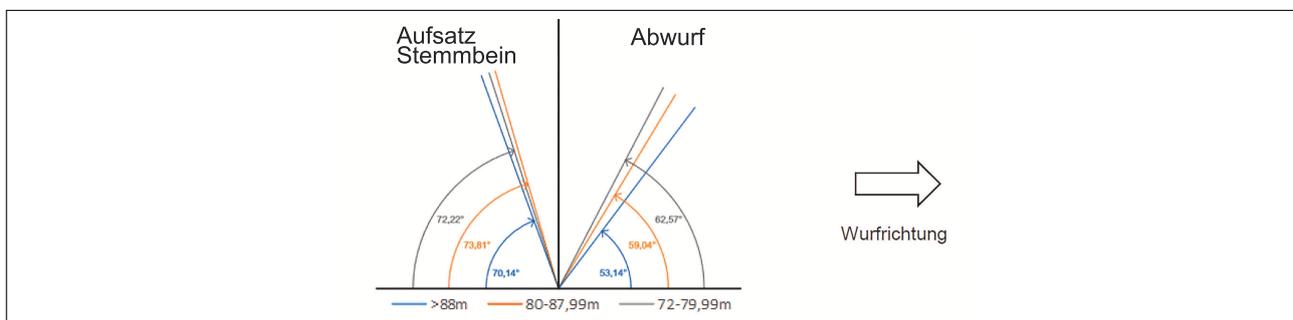


Abb. 57 Stellung der Längsachse des Oberkörpers zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes (links) und zum Zeitpunkt des Abwurfs (rechts) für drei unterschiedliche Leistungsklassen (> 88 m, 80–87,99 m, 72–79,99 m) (nach [Droske, 2019](#)).

Betrachtet man die am Schultergelenk entstehende Geschwindigkeit genauer (Abb. 58), dann kommt man hier zu einem überraschenden Ergebnis: Das Geschwindigkeitsmaximum in anteriorer Richtung wurde erst deutlich später erreicht als die maximale resultierende Geschwindigkeit der Schulter. Somit kommt es zuerst zu einem Abbremsen der Geschwindigkeiten, die nicht in Wurfrichtung gerichtet sind. Interessant dabei ist zusätzlich, dass das Geschwindigkeitsmaximum in anteriorer Richtung in sehr dichter zeitlicher Nähe zum Geschwindigkeitsmaximum des Ellenbogens lag. Es ist dabei zu beachten, dass sich mit dem Aufsatz des Stemmbeins das Widerlager am Boden des stemmbeinseitigen Fußes bildet und durch das möglichst gestreckte Stemmbein und die linke Seite der sogenannte Block der (linken) Gegenwurfarmseite entsteht. Die Segmente und Gelenke befin-

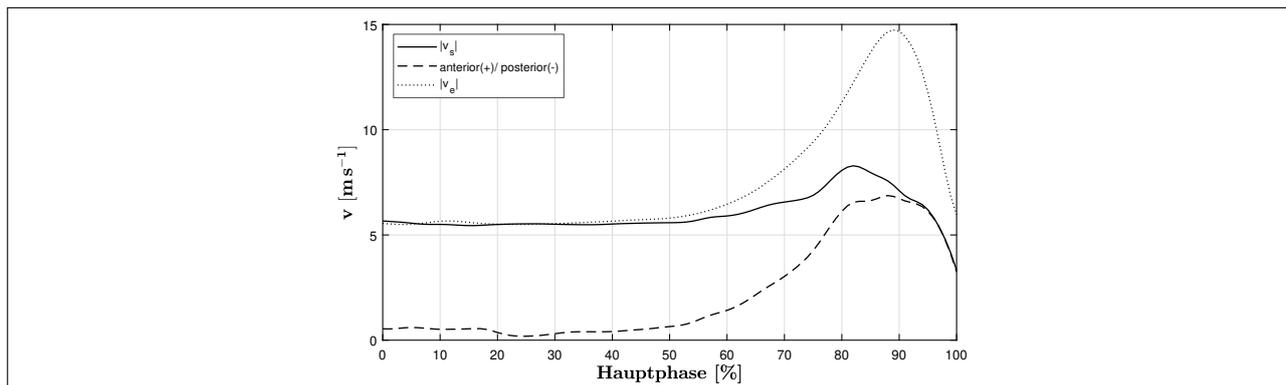


Abb. 58 Entwicklung der resultierenden linearen Geschwindigkeiten des Schulter- (v_s) und Ellenbogengelenks (v_e) sowie der Geschwindigkeit in anteriorer Richtung ($v_{ant.}$).

den sich in Folge auf einer Kreisbahn um diese Drehachse (Fuchser, 2008; Lehmann et al., 2012). Durch die Rotation des Körpers um seine Längsachse steigt dessen Winkelgeschwindigkeit und in Folge auch die lineare Geschwindigkeit als Tangentialgeschwindigkeit am wurfseitigen Schultergelenk in Wurfrichtung an. Das Massenträgheitsmoment des Wurfarms sorgt dabei dafür, dass der Arm hinter dem Oberkörper passiv „geschleppt“ wird, wobei der Arm aufgrund seiner Trägheit in eine Stellung aus horizontaler Extension und Außenrotation gedrückt wird (Abb. 59). Die Geschwindigkeitserhöhung des Gesamtsystems erfolgt somit zuerst durch den Block und die Drehung um diesen. Dies könnte zusätzlich durch den Einsatz der großen Muskeln von Rumpf und Hüfte unterstützt werden. Ziel scheint es jedoch, eine möglichst hohe Geschwindigkeit am Ellenbogen zu erreichen, da der Unterarm bzw. die Streckung im Ellenbogen fast ausschließlich durch die vorgeschalteten Segmente angetrieben werden (Fleisig, Barrentine, Escamilla & Andrews, 1996a; Hirashima et al., 2008; Naito & Maruyama, 2008). Wie die Ergebnisse zeigen sind für den Energietransfer am Ellenbogen zum einen eine hohe lineare Geschwindigkeit und zum anderen hohe Kräfte nötig. Da wie bereits von den unterschiedlichen Autoren beschrieben die Zentrifugalkraft als wichtiger Antrieb wirkt, muss eine Geschwindigkeitsmaximierung erfolgen, durch die es auch automatisch zu einer Steigerung

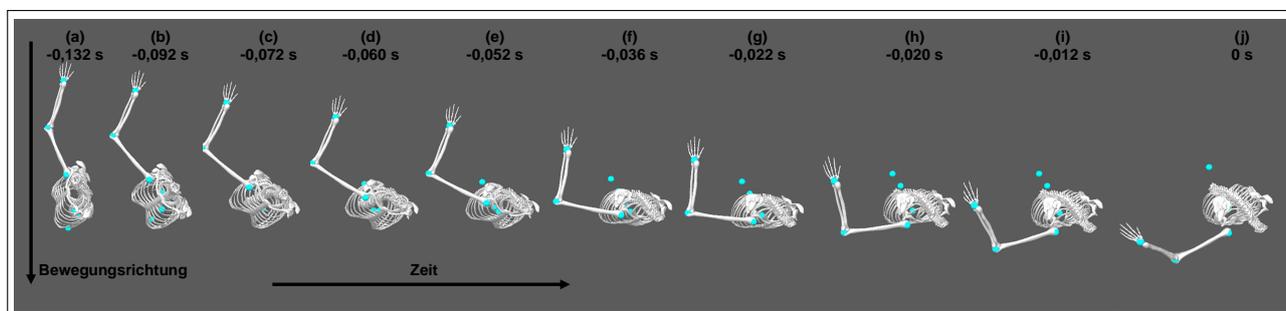


Abb. 59 Bewegungssequenz des Wurfarms in Draufsicht, vom Aufsatz des Stemmbeins (a) bis zum Abwurf (j) anhand des Modells. Die Zeitangaben zeigen die Zeit vor dem Abwurf. Besondere Zeitpunkte sind in den folgenden Bildern dargestellt: (a) Aufsatz des Stemmbeins; (d) Einsatz der horizontalen Flexion; (f) Einsatz der Ellenbogenextension; (h) Einsatz der Innenrotation.

der wirkenden Zentrifugalkräfte kommt, da die Geschwindigkeit quadratisch in die Zentrifugalkraft eingeht:

$$F_{Zf} = m \frac{v^2}{r} \quad .$$

Durch die Steigerung der Geschwindigkeit des Ellenbogens wird somit automatisch die Kraftwirkung auf den Schwerpunkt des Unterarmsegments erhöht und dieses somit beschleunigt. Im Ellenbogengelenk hätte dies eine Extension zur Folge, der durch ein Flexionsmoment des Ellenbogens entgegengewirkt wird (Abb. 60). Dieses Flexionsmoment nimmt mit zunehmender Annäherung an den Abwurfzeitpunkt ab, bis zum Erreichen eines lokalen Minimums, das in zeitlicher Nähe zum Einsatz der Ellenbogenextension liegt. Durch das Nachlassen des Flexionsmoments wird den wirkenden Zentrifugalkräften nachgegeben und es kommt somit zur Extension im Ellenbogengelenk (Hirashima et al., 2008; Werner et al., 1993). Diese Extension wird im weiteren Verlauf durch ein Flexionsmoment im Ellenbogen kontrolliert, um eine Überstreckung zu vermeiden. Es wird somit deutlich, dass die Ellenbogenstreckung nicht oder nur zu sehr geringen Teilen durch die Muskulatur im Ellenbogengelenk angetrieben wird, sondern durch die von den vorgeschalteten Segmenten produzierten Impulse. Für den Baseball konnten dies Hirashima et al. (2007), Werner et al. (1993) und Naito & Maruyama (2008) bereits zeigen. Ein „aktives Vorschleudern des Unterarmes“ (Killing et al., 2011, S.147) oder ein Einsatz „der Unterarmschleuder“ (Lenz & Losch, 2016, S.600), wie es in der Fachliteratur des Speerwurfs als technische Anweisung formuliert wird, sind somit als solche nicht vorhanden bzw. vermitteln eine falsche Antriebsgestaltung. Die Ergebnisse zeigen, dass es zwar eine Art Schleuder des Unterarms gibt, diese jedoch, auch in Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus dem Baseball, nicht oder nur zu einem geringen Anteil durch den Ellenbogen angetrieben wird. Die Streckung des Ellenbogens bewirkt außerdem eine Reduzierung des Massenträgheitsmoments um die Längsachse des Oberarms. Wie die Ergebnisse zeigen setzte die Innenrotation des Oberarms ($92,62 \pm 3,56 \%$) nach der Extension im Ellenbogen ($85,15 \pm 2,15 \%$) ein; durch die Verringerung des Trägheitsmoments wird die Umkehr von der Außen- zur Innenrotation erreicht. Die Innen-

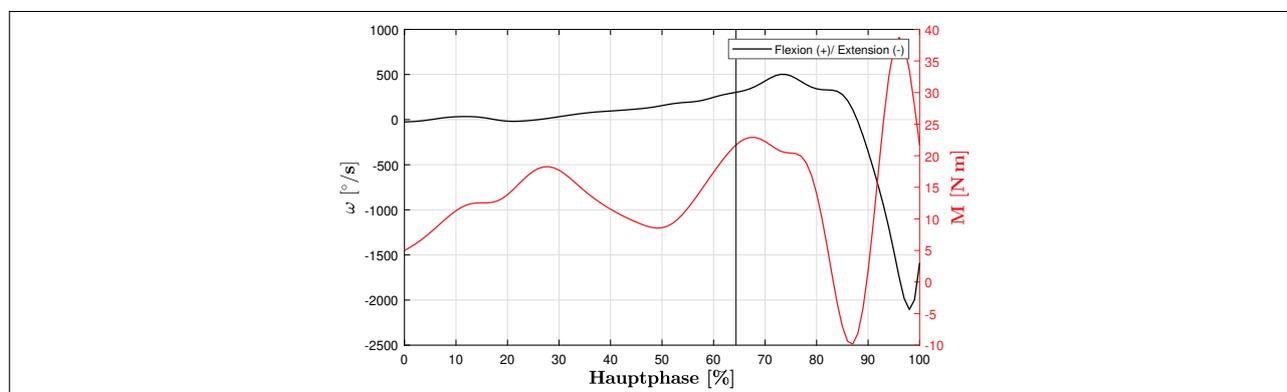


Abb. 60 Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Verlauf und Gelenkmoment-Zeit-Verlauf für die Extension/ Flexion im Ellenbogengelenk.

rotation des Oberarms begann dabei erst in direkter zeitlicher Nähe zum Beschleunigungsmaximum des Speers ($91,42 \pm 2,69 \%$). Die Innenrotation des Oberarms trägt somit nicht mehr oder nur in sehr geringen Teilen zur Beschleunigung des Speers bei; ihr kommt dennoch eine entscheidende Bedeutung zu: Nach dem Beschleunigungs- bzw. Leistungsmaximum am Speer müssen im absteigenden Teil der Leistungskurve noch immer große Energiemengen (ΔE_{kin} , durchschnittlich $28,76 \pm 5,54 \%$) an das Gerät abgegeben werden um die Abwurfgeschwindigkeit zu erreichen (Abb. 61, links). Die Innenrotation der Schulter und die Ellenbogenextension zeigen ab diesem Zeitpunkt einen deutlichen Geschwindigkeitszuwachs und sorgen durch ihre hohen Geschwindigkeiten, deren Maximum sie kurz vor (Ellenbogenextension) oder kurz nach (Innenrotation) dem Abwurf erreichen (Abb. 61, rechts), dafür, dass der Energiefluss auf der Grundlage hoher Geschwindigkeiten an den distalen Endpunkten aufrechterhalten bleibt. Auch im Baseball wird immer wieder die Bedeutung der Innenrotation betont: [Hirashima et al. \(2007\)](#) und auch [Naito & Maruyama \(2008\)](#) weisen auf den enormen Einfluss der Innenrotationsgeschwindigkeit und der Extensionsgeschwindigkeit auf die Geschwindigkeit des Balls hin. Durch eine optimale Kombination der Ellenbogenstreckung und Innenrotation im Schultergelenk kann somit ein zu starker Abfall der Beschleunigungsleistung verhindert werden, wodurch eine Vergrößerung der Energiemenge, die auf den Speer übertragen wird, stattfindet.

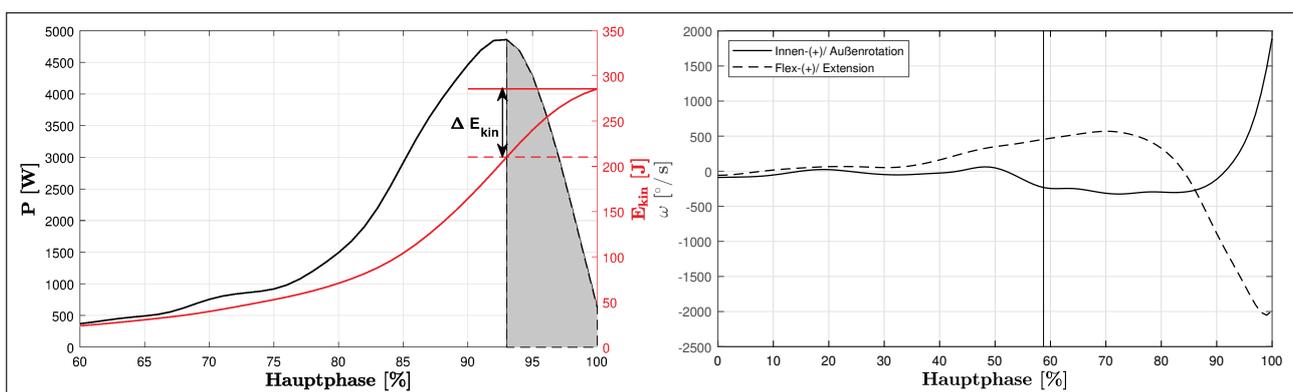


Abb. 61 Links: Leistungs-Zeit-Verlauf (schwarz) und kinetischen Energie-Zeit-Verlauf (rot). Die graue Fläche unter der Leistungskurve entspricht der Differenz an kinetischer Energie (ΔE_{kin}) des Speers zwischen den Zeitpunkten des Leistungsmaximums und des Abwurfs. Rechts: Winkelgeschwindigkeit-Zeit-Diagramm der Innen-/Außenrotation im Schultergelenk und Flexion/Extension im Ellenbogengelenk.

Verschiedene Autoren zeigen auf, dass neben der Rotation des Oberkörpers und der dadurch produzierten Geschwindigkeit zusätzlich die horizontale Flexion im Schultergelenk ein wichtiger Produzent der Ellenbogengeschwindigkeit ist ([Fleisig et al., 1995, 1996b; Naito & Maruyama, 2008](#)). Auch die hier vorliegenden Ergebnisse lassen auf einen solchen Einfluss schließen. Die maximale Leistungsabgabe durch die konzentrische Gelenkleistung in den Bewegungsrichtungen horizontale Flexion/Extension und Abduktion/Adduktion zeigen sich als einflussreiche Faktoren; es konnte ein Zusammenhang zur Winkelgeschwindigkeit in der horizontalen Flexion des Schultergelenks festgestellt werden. Es ist davon auszugehen, dass die Leistungsabgabe durch die Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit in der horizontalen Extension indirekt am Gerät wirkt, indem durch eine Er-

höhung der linearen Geschwindigkeit zusätzlich die Extension des Ellenbogens angetrieben wird. Auch [Naito & Maruyama \(2008\)](#) weisen darauf hin, dass 33 % der Extensionsgeschwindigkeit des Ellenbogens durch die horizontale Flexion im Schultergelenk erzeugt wird.

Da die maximalen linearen Geschwindigkeiten des Ellenbogens und des Schultergelenks in anteriorer Richtung in sehr starker zeitlicher Nähe zueinander erreicht wurden und die maximale Winkelgeschwindigkeit der horizontalen Extension ebenfalls im gleichen Zeitraum auftrat, ist die Geschwindigkeit des Ellenbogens somit als Additiv aus der linearen Geschwindigkeit des Schultergelenks und der horizontalen Flexionsgeschwindigkeit zu verstehen.

Die bisherigen Ausführungen sollen nachfolgend kurz an einem Praxisbeispiel erörtert werden: Proband 5 erreichte mit einer Geschwindigkeit von $8,1 \text{ m s}^{-1}$ die zweithöchste lineare Geschwindigkeit des Schultergelenks (Gruppenmittel: $7,46 \pm 0,65 \text{ m s}^{-1}$), wobei die Geschwindigkeit fast ausschließlich in Bewegungsrichtung (anterior) gerichtet war. Mit einer linearen Geschwindigkeit von $7,93 \text{ m s}^{-1}$ bei dem folgenden Geschwindigkeitsmaximum in anteriorer Richtung war er sogar Spitzenreiter (Gruppenmittel: $6,83 \pm 0,62 \text{ m s}^{-1}$). Er erreichte mit $274,53^\circ/\text{s}$ jedoch die niedrigste horizontale Flexionsgeschwindigkeit (Gruppenmittel: $445,01 \pm 96,77^\circ/\text{s}$). Dies resultierte im Endeffekt darin, dass er sich mit einer linearen Ellenbogengeschwindigkeit von $13,64 \text{ m s}^{-1}$ nur noch im Mittelfeld der Gesamtgruppe wiederfand ($14,17 \pm 1,45 \text{ m s}^{-1}$). Auf die Ursachen der verminderten Winkelgeschwindigkeit wird zu einem späteren Zeitpunkt eingegangen. Durch die hohe Geschwindigkeit der Schulter in Bewegungsrichtung war Proband 5 jedoch in der Lage, relativ geringe Gelenkreaktionskräfte (Rang 9) im Schultergelenk in Bewegungsrichtung auszugleichen und die Transferleistung in der Richtung anterior im Vergleich aller Probanden relativ hoch zu halten (Rang 2).

Um eine Erhöhung der Geschwindigkeit des Geräts zu erreichen, ist wie bereits gezeigt eine möglichst hohe Transfer- und auch Gelenkleistung am Schultergelenk nötig. Als Voraussetzung für eine möglichst hohe Gelenkleistung haben sich vor allem hohe Momente am Ende der Umkehrbewegungen sowohl in den Einzelrichtungen als auch als Summe der Momente gezeigt. Ähnlich dem biomechanischen Prinzip der Anfangskraft von [Hochmuth \(1982\)](#), zeigten Sportler, die in der Abbremsbewegung höhere Momente aufwiesen, im Nachfolgenden eine höhere Leistungsabgabe, was in höheren Winkelgeschwindigkeiten resultierte.

Die Regulation der Momente im Schultergelenk kann dabei durch die Beugung und Streckung des Ellenbogens erfolgen. Durch eine größere Flexion wird das horizontale Flexionsmoment im Schultergelenk verkleinert, das Innenrotationsmoment wird vergrößert. Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass durch eine möglichst hohe Geschwindigkeit der Schulter und einen möglichst gestreckten Arm das Gesamtmoment der Schulter erhöht werden kann, was mit den Forderungen in der Literatur, den Wurfarm so lange wie möglich gestreckt zu halten, in Übereinstimmung steht ([Bartonietz, 1987](#); [Killing et al., 2011](#)). Jedoch konnte weiterhin gezeigt werden, dass eine Steigerung des Gesamtmoments, die die Voraussetzung für eine hohe Leistungsabgabe bildet, vor allem über eine Erhöhung des Innenrotationsmoments erfolgt. Somit ist eine Regulierung des Moments über die Steuerung der

Ellenbogenflexion möglich; es muss dabei ein Optimum zwischen gestrecktem und gebeugtem Wurfarm gefunden werden, um die entstehende Vorspannung zu maximieren. Auch [Morriss & Bartlett \(1996\)](#) weisen darauf hin, dass, obwohl durch einen gebeugten Ellenbogen der Beschleunigungsweg in der Hauptbeschleunigungsphase reduziert wird, durch die Beugung verbesserte Arbeitsbedingungen hinsichtlich der Kraft-Längen-Geschwindigkeit-Relation der Arbeitsmuskulatur geschaffen werden.

Bei einer Rückkehr zu dem zuvor angeführten Beispiel wird nun kurz auf die Ursachen der verminderten Flexionsgeschwindigkeit eingegangen. Proband 5 hatte zum Zeitpunkt des Stemmbelauflages den größten Flexionswinkel im Ellenbogen (Rang 1) und minimierte somit das Massenträgheitsmoment um die Längsachse des Körpers und gleichzeitig um die horizontale Flexions-/Extensionsachse. Damit verschaffte er sich unter Umständen Vorteile hinsichtlich der Schultergeschwindigkeit in Bewegungsrichtung, da diese durch die Drehung des Oberkörpers um die Längsachse entsteht. Jedoch hatte das verkleinerte Massenträgheitsmoment durch die Armbeugung zur Folge, dass er in der horizontalen Extension nur einen sehr kleinen Winkel erreichte (Rang 10). Durch diese Verringerung der horizontalen Extension erreicht er im Vergleich ein verringertes Moment in dieser Bewegungsebene (Rang 7) und in der Folge eine verminderte maximale Leistung in dieser Bewegungsebene (Rang 9), was in der bereits gezeigten Verringerung der Winkelgeschwindigkeit in der horizontalen Flexion und damit verbunden der verringerten Ellenbogengeschwindigkeit resultierte. Durch die Verringerung der Geschwindigkeit sank die Transferleistung (Platz 6) und somit auch die Menge an Transferarbeit (Platz 7) am Ellenbogengelenk wodurch, er trotz der hohen Geschwindigkeit an der Schulter im Endeffekt auf Platz 5 in der Rangfolge der Abwurfgeschwindigkeiten sank.

Im Speerwerfen ist zu bedenken, dass sich die Positionen, die im Schultergelenk in den maximalen Winkelstellungen erreicht werden, am Rande der Beweglichkeitsgrenzen befinden. Man kann davon ausgehen, dass in diesen extremen Positionen die aufgebrachten Momente zu einem großen Teil durch passive Kräfte des Muskel-Sehnen-Komplexes aufgebracht werden ([Herzog, 2018](#)). Eine Dehnung der Sehnen führt in Verbindung mit den entgegengerichteten Gelenkmomenten zu einer Speicherung elastischer Energie, die in der Folge wieder abgegeben wird ([Maganaris & Narici, 2005](#)). Nimmt man das Verhältnis zwischen exzentrischer und konzentrischer Gelenkarbeit der vorliegenden Untersuchungen unter der Annahme, dass die gesamte konzentrische Gelenkarbeit rein passiv retourniert wird, dann ergibt sich daraus ein Verhältnis von $20,37 \pm 9,88\%$. Dies bedeutet, dass lediglich 20% der zwischengespeicherten Energie elastisch retourniert werden. Findet darüber hinaus ein aktiver Beitrag der Muskulatur zur konzentrischen Gelenkarbeit statt, dann fällt der Wirkungsgrad noch geringer aus. [Roach et al. \(2013\)](#) geben für den Baseball an, dass im Fall der Innenrotation $54 \pm 15\%$ der verrichteten Arbeit aus zwischengespeicherter Energie realisiert werden kann. Es ist zu vermuten, dass aufgrund der geringeren Masse des Baseballs eine verbesserte Ausnutzung zwischengespeicherter Energie erfolgen kann. [Lai, Schache, Lin & Pandy \(2014\)](#) geben für Sprintgeschwindigkeiten $> 8 \text{ m s}^{-1}$ an, dass durch den m. gastrocnemius und den m. soleus

74,2 ± 13,6 % und 75,3 ± 11,9 % der zwischengespeicherten Energie wieder abgegeben werden; jedoch wurde nur die im Muskel verrichtete Arbeit und nicht die Arbeit des Gelenks berechnet. Die Autoren merken weiterhin an, dass mit steigenden Geschwindigkeiten von 2,1 → 8 m s⁻¹ eine Verkürzung der Muskel-Sehnen-Einheit stattfindet, wodurch diese an Steifigkeit gewinnt. Durch diesen Zuwachs an Steifigkeit ist die Muskel-Sehnen-Einheit im Endeffekt in der Lage mehr Energie zurückzugeben. In der vorliegenden Untersuchung wurden jedoch extreme Beweglichkeitsbereiche erreicht. Durch die starke Längenänderung ist das Muskel-Sehnen-System unter Umständen nicht mehr in der Lage, eine hohe Steifigkeit zu entwickeln und somit mehr elastische Energie zu retournieren. Die Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes des Schultergelenks und deren Zusammenhang zur Rückgabe elastischer Energie bedürfen jedoch weiterer Untersuchungen.

Obwohl für die konzentrische Gelenkarbeit kein direkter Bezug zur Abfluggeschwindigkeit des Geräts hergestellt werden konnte, sich jedoch die abgegebene Energie bzw. die Gelenkleistung als wichtiger Antrieb der horizontalen Flexion zeigen, soll beispielhaft nochmals die Bedeutung der verrichteten Arbeit in der Schulter hervorgehoben werden. Für die verrichtete Arbeit, die am Schultergelenk berechnet wird, ist der Zielort nicht bekannt; es wird lediglich die Abgabe oder Aufnahme von Energie berechnet (Gordon & Robertson, 2014). Es ist davon auszugehen, dass die Arbeit das Wurfgerät nicht direkt bzw. komplett erreicht, sondern ein Teil der Arbeit zur Erhöhung der kinetischen Energie der zwischengeschalteten Segmente beiträgt und dort verbleibt.

Nimmt man also lediglich den Betrag an konzentrischer Arbeit des Schultergelenks, der dem Masseanteil des Speers an der kinematischen Kette aus Wurfarm und Speer entspricht, was bei den vorliegenden Probanden im Mittel 15,58 ± 1,71 % der Masse entspricht, und errechnet unter Verlust von einem Drittel der Energie (Wärme, Reibung, potenzielle Energie) die daraus entstehende Abfluggeschwindigkeit (v_{Δ}) mit

$$v_{\Delta} = \sqrt{\frac{0,2W_m^+}{m_{sp}}},$$

dann ergibt sich daraus ein mittlerer Zusammenhang dieser Teilgeschwindigkeit zur Abfluggeschwindigkeit des Speers (Abb. 62). Dieser Zusammenhang zeigt sich jedoch als nicht signifikant. Es kann gleichwohl festgehalten werden, dass es eine positive Tendenz gibt.

Aus den so berechneten anteiligen Abwurfgeschwindigkeiten für den Energieeintrag aus dem Schultergelenk, den Energietransfer über das Schultergelenk und die vorhandene Energie durch die Anlaufgeschwindigkeit lassen sich entsprechende prozentuale Beiträge bestimmen. Darauf aufbauend zeigt sich, dass im Mittel 21,98 ± 2,36 % der späteren Abwurfgeschwindigkeit durch den Anlauf erzeugt wurden, weitere 7,04 ± 2,19 % entstanden durch den Einsatz des Antriebssystems im Schultergelenk, also durch einen Energieeintrag. Der Großteil der Geschwindigkeit bzw. der dafür nötigen Energie wurde, in Bezug auf das Schultergelenk, jedoch durch den Transfer von Energie erzeugt: 70,98 ± 3,88 % der Abwurfgeschwindigkeit entstanden hierdurch (Abb. 63, rechts). Dies bedeutet insgesamt, dass rund 71 % der späteren Abwurfgeschwindigkeit durch die Arbeit der Beine und

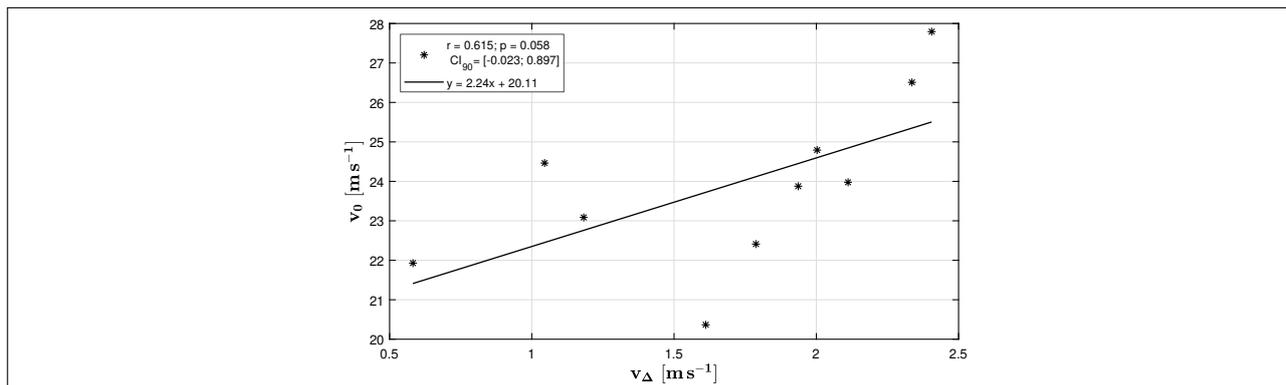


Abb. 62 Scatterplot für den Zusammenhang der aus 10% der in der Schulter verrichteten Arbeit entstehenden Geschwindigkeit (v_{Ekin}) und der Abflugeschwindigkeit des Speers (v_0)

des Rumpfs zwischen dem Aufsatz des Druckbeins und dem Abwurf erzeugt oder transferiert wurden. Die Basis für die erzeugte Abwurfgeschwindigkeit ist im Schultergelenk somit der Transfer von Energie, die zuvor bereits durch die vorgeschalteten Segmente erzeugt bzw. weitergeleitet wird. Die Energieerzeugung durch das Schultergelenk ist zwar im Vergleich zu den anderen Anteiligkeiten (Anlauf, Transfer) nur ein deutlich geringerer Anteil, jedoch kann Sie vor allem im Hochleistungsbereich den Unterschied zwischen Sieg und Niederlage ausmachen.

Hinsichtlich der formulierten Fragestellungen lassen sich die Ergebnisse wie folgt zusammenfassen: Die erste Teilfrage lautete: *Welche Rolle spielen der Transfer und die Generierung von Energie sowie die Zwischenspeicherung und Abgabe elastischer Energie im Speerwurf?* Es wurde erwartet, dass der Hauptantrieb des Speers durch den Transfer mechanischer Energie erfolgt und in der Endphase der Bewegung zusätzlich die Abgabe zwischengespeicherter Energie eine Rolle spielt. Die Ergebnisse zeigen hierzu, bezogen auf das Schultergelenk, dass der Transfer von mechanischer

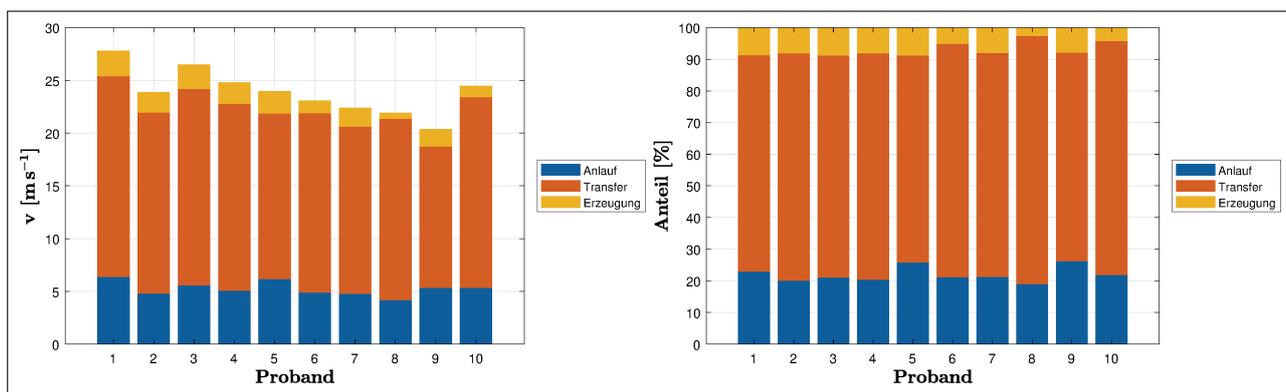


Abb. 63 Absoluter (links) und relativer (rechts) Anteil der unterschiedlichen Geschwindigkeitsanteile an der Abwurfgeschwindigkeit. Erzeugung meint in diesem Fall den Anteil an der Abwurfgeschwindigkeit, der durch das Schultergelenk erzeugt wird; Anlauf der Geschwindigkeitsanteil der durch den Anlauf bis zum Aufsatz des Druckbeines erzeugt wird; und Transfer der Anteil an Energie, der über das Schultergelenk übertragen und durch die Arbeit von Beinen und Rumpf zwischen Aufsatz Druckbein und der Hauptphase des Schultergelenks erzeugt wird.

Energie die größte Rolle in der Antriebserzeugung des Speers spielt; somit wird auch die entsprechende Erwartungshaltung erfüllt. Mit rund 93 % ist am Schultergelenk der Transfer mechanischer Energie ein entscheidender Faktor, die Strukturen des Schultergelenks und die Bewegungstechnik müssen folglich als erstes so ausgebildet werden, dass die Basis für hohe Abwurfgeschwindigkeiten in Form des Energietransfers geleistet werden kann. Jedoch ist mit ca. 7 % der Energieeintrag nicht zu unterschätzen; die daraus entstehenden Geschwindigkeiten entscheiden am Ende über Sieg oder Niederlage. Sie sind jedoch erst im zweiten Schritt zu entwickeln, nach dem die Basis für den Energietransfer gelegt wurde. Ob die Energie dabei tatsächlich erzeugt oder elastisch retourniert wird, kann mit der vorliegenden Arbeit bzw. Methodik nicht abschließend beurteilt werden. Im Weiteren konnte gezeigt werden, dass die Gelenke distal des Schultergelenks lediglich durch den Transfer mechanischer Energie Einfluss auf die Abwurfgeschwindigkeit nehmen; ein aktiver Beitrag zur Erzeugung der Geschwindigkeit wird durch das Ellenbogen- und das Handgelenk nicht mehr geleistet. Es kann somit darauf geschlossen werden, dass die Bewegungen dieser beiden Gelenke durch den Antrieb vorgeschalteter Gelenke geschehen.

Die zweite aufgeworfene Teilfrage lautete: *Welche Rolle spielen das Massenträgheitsmoment des Wurfarms und dessen Veränderung innerhalb des Bewegungsablaufs?* Es wurde erwartet, dass durch die Beugung und Streckung im Ellenbogengelenk Einfluss auf die Antriebsgestaltung im Schultergelenk genommen werden kann. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen diese Annahme: Es kommt durch die Beugung bzw. Streckung des Ellenbogens zu einer Umverteilung der Gelenkmomente zwischen horizontaler Extension und Innenrotation. Es muss dabei ein Optimum zwischen diesen beiden Momenten gefunden werden, um die Vorspannung der Arbeitsmuskulatur zu erhöhen und um im Endeffekt den Energieeintrag durch das Schultergelenk zu steigern.

6.2 Variation der Gerätelast

Die Untersuchung beschäftigte sich neben dem Energietransfer und der Energieerzeugung mit dem Einfluss der Gerätelast auf die Kinematik und Kinetik der Bewegung. Die Ergebnisse zur Kinematik zeigen sowohl bei der Verringerung als auch bei der Erhöhung der Gerätelast nur wenig signifikante Veränderungen.

Wie bereits bei den Untersuchungen von [Braun et al. \(2016\)](#) und auch [Fleisig et al. \(2017\)](#) zeigt sich bei der Variation der Gerätegewichte mit der Zunahme der Gerätemasse eine Abnahme der Abwurfgeschwindigkeiten. Die dieser zugrundeliegenden maximalen Beschleunigungen zeigen demgegenüber kein einheitliches Bild; am Wettkampfgerät waren die maximalen Beschleunigungen am niedrigsten. Es kann damit unter mechanischen Gesichtspunkten davon ausgegangen werden, dass in der vorliegenden Untersuchung eine Optimierung des Verhältnisses zwischen maximaler Beschleunigung und Dauer der Beschleunigung stattfand. Die Grundlage der Gerätebeschleunigung, die Beschleunigungskraft, stieg demgegenüber mit steigender Gerätemasse kontinuierlich an. Dies bestätigt auch die Feststellung unterschiedlicher Autoren, dass hiermit ein Beitrag zur speziellen Kraftentwicklung geleistet wird ([Bartonietz, 2008](#); [Hinz, 1991](#)). Die darauf aufbauende Beschleunigungsleistung unterliegt mit der Steigerung der Gerätemasse bis zur höchsten Laststufe ebenfalls einer Steigerung. Dies bestätigt somit die Ergebnisse von [Bartonietz \(1987, 2000\)](#), dass durch den Einsatz größerer Gerätemassen höhere Beschleunigungsleistungen erzielt werden. Die Autoren begründen dies mit einem späteren Einsatz der Bewegungen im Schultergelenk und dem damit verbundenen Spannungsaufbau ([Bartonietz, 2008](#); [Lehmann, 2016](#)). Obwohl die vorliegenden Daten zeigen, dass die Beschleunigungsleistung und Kraft am Gerät mit zunehmender Last kontinuierlich steigen, zeigen die Ergebnisse gleichzeitig, dass ein längeres Zurückhalten oder ein verbesserter Spannungsaufbau nicht zwingend vorliegen. Die Ergebnisse zeigen, wenn auch nicht ganz eindeutig, dass das Zurückhalten, also das Verschieben des zeitlichen Einsatzes der Bewegungen in Richtung des Abwurfs, für das Wettkampfgerät optimiert scheint. Sowohl die horizontale Flexion im Schultergelenk als auch die Extension des Ellenbogens zeigen diese Tendenz. Obwohl es zu einem Anstieg der Beschleunigungsleistung am Speer kam, kann dieser nicht zweifelsfrei auf einen verbesserten Spannungsaufbau zurückgeführt werden. So wurde auch der Zeitpunkt des maximalen Summenmoments als der Zeitpunkt, an dem die größte Spannung im Schultergelenk herrscht, immer zeitiger erreicht. Eine Ursache für den frühzeitigen Einsatz der unterschiedlichen Bewegungen könnte eine Verlängerung der Zeitdauer spielen, um den Kraftstoß und somit die Impulsänderung über eine verlängerte Krafteinwirkung zu maximieren. Weiterhin kann durch den früheren Einsatz der Gelenkbewegungen eine Schutzmaßnahme vermutet werden. Obwohl es zu einem früheren Einsatz der Ellenbogenextension und somit zu einer Verringerung des Massenträgheitsmoments um die Längsachse des Oberarms kam, stiegen die Momente in der Innenrotation mit zunehmender Last weiter an und die maximale Winkelamplitude blieb unverändert. Würde die Extension des Ellenbogens später einsetzen und somit das Massenträgheitsmoment vergrößert bzw. in seiner Grö-

Be aufrechterhalten werden, dann würde dies unter Umständen zu einer Erhöhung der Amplitude und zu einer eventuellen Überlastung des Muskel-Sehnen-Apparats führen. So merken auch [Fleisig et al. \(1996b\)](#) bei ihrem Vergleich des Baseball-Pitches und des Passwurfs im American Football an, dass es aufgrund der erhöhten Gerätemasse im Football zu einer Begrenzung der Amplitude im Vergleich zum Baseball und somit zu einer Verletzungsvermeidung kommt.

Während die zeitlichen Parameter der unterschiedlichen Bewegungen Veränderungen unterworfen waren, kam es bezüglich der Reihenfolge, mit der die Bewegungen einsetzten und in der die Geschwindigkeitsmaxima erreicht wurden, zu keinen Veränderungen. Die zeitliche Struktur bleibt somit, wie von [Hinz \(1991\)](#) und [Lehmann \(2016\)](#) gefordert, bei einem Einsatz unterschiedlicher Gerätelasten gleich. Und auch die räumliche Struktur der Bewegung in Form der Gelenkwinkel unterliegt nur geringfügigen Abweichungen im Vergleich zum Wettkampfgerät. Lediglich die horizontale Extension im Schultergelenk zeigte eine stetige Vergrößerung mit einer Erhöhung der Gerätelast. Durch die größere Masse des Geräts und die damit verbundene größere Trägheit kam es zu einer Steigerung des Dehnungsgrads.

Erstaunlich an den Ergebnissen sind jedoch die Winkelgeschwindigkeiten: Während die Untersuchungen im Baseball ([Fleisig et al., 2017](#)) und Handball ([Braun et al., 2016](#); [van den Tillaar & Ettema, 2004](#)) zeigen, dass eine Verringerung der Last eine Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit der unterschiedlichen Gelenkbewegungen mit sich bringt, war dies in der vorliegenden Untersuchung nicht der Fall. Zwar muss hier einschränkend dazu erwähnt werden, dass sowohl die Abwurfgeschwindigkeit als auch die verschiedenen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten keine signifikanten Unterschiede zeigten. Jedoch ist es erstaunlich, dass die Winkelgeschwindigkeiten im Schulter- und Ellenbogengelenk bei Verringerung der Last eine leichte Reduktion aufwiesen. Ursächlich dafür könnte ein Überlastungsschutz sein. Betrachtet man zusätzlich die Gelenkreaktionskräfte, dann zeigt sich, dass in allen Gelenken die Kräfte in proximaler Richtung, die einem Auseinanderziehen der Gelenke entgegenwirken müssen, eine deutliche (mind. 100 N), wenn auch nicht signifikante Steigerung erfuhren. Durch die geringere Masse des Speers wird die Trägheit schneller überwunden und es kommt zu einer stärkeren Beschleunigung, wie es auch der Vergleich der maximalen Gerätebeschleunigung zwischen dem Unterlast- und dem Wettkampfgerät zeigte. Würden die einzelnen Bewegungen zusätzlich ihr vollständiges Geschwindigkeitspotenzial ausschöpfen und die Geschwindigkeit über das Niveau des schwereren Speers heben, um somit eine noch höhere Beschleunigung des Geräts und somit der Endglieder der kinematischen Kette zu erzeugen, dann würden dadurch die Zentrifugalkräfte, die die Segmente aus ihren Gelenken ziehen, weiter ansteigen und somit das Verletzungsrisiko erhöhen ([Fleisig et al., 1996a](#)). Ein weiteres Indiz für diese Argumentation ist die Zunahme der linearen Geschwindigkeit des Handgelenks. Diese war für das leichtere Gerät deutlich erhöht und brachte dadurch auch deutlich größere Zentrifugalkräfte mit sich, denen in den Gelenken entgegengewirkt werden musste. Der Einsatz leichter Geräte kann somit dazu beitragen die passiven Gelenkstrukturen zu entwickeln.

Bezogen auf die Anforderungen an den Einsatz schwererer Geräte, zur Entwicklung der speziellen Kraftfähigkeiten und Beschleunigungsleistungen beizutragen ([Bartonietz, 2008](#); [Hinz, 1991](#)), lässt sich festhalten, dass eine Lasterhöhung auch tendenziell eine Erhöhung der Gelenkmomente im Schultergelenk mit sich bringt. Vor allem die Momente in der horizontalen Flexion und der Innenrotation stiegen mit zunehmender Last. In Bezug auf die Leistungsabgabe der Gelenke zeigte sich ein gleiches Bild: Tendenziell ergab sich eine Vergrößerung der maximalen Gelenkleistungen, sowohl in der Exzentrik als auch der Konzentrik, was sich im Umkehrschluss auch in erhöhten Werten zwischengespeicherter Energie und verrichteter Arbeit widerspiegelte. Der Einsatz schwerer Geräte kann somit eventuell einen Beitrag zur verbesserten Ausnutzung des DVZ leisten. Während mit dem Wettkampfgerät im Schnitt $20,37 \pm 9,88\%$ der in der exzentrischen Phase aufgenommenen Energie in der konzentrischen Phase wieder abgegeben wurden, betrug das Verhältnis mit dem schweren Speer bereits $28,18 \pm 13,86\%$. Somit könnte durch die höhere Trägheit und die damit verbundenen höheren Momente auch Einfluss auf die elastischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Apparats genommen werden, da sich die Rate, mit der Energie sowohl aufgenommen als auch abgegeben wird, erhöht ([Roach & Lieberman, 2014](#)).

Ein Nachteil, den sowohl die Erhöhung als auch die Verringerung der Gerätelast mit sich bringen, ist der Eingriff in den Energietransfer. Die maximale Transferleistung und die Transferarbeit zeigten sich für das reguläre Wettkampfgerät als maximal; die beiden Lastvariationen lagen jeweils darunter. Mit dem Einsatz der unterschiedlichen Gerätegewichte ändern sich für den Sportler die äußeren Arbeitsbedingungen in Form des zu überwindenden Widerstands. Durch die Veränderung der äußeren Bedingungen wird ein Eingriff in den inneren Ablauf vorgenommen, der, wie es scheint, auf das Wettkampfgewicht optimiert ist.

Bei einem Exkurs in den Lauf zeigt sich ein ähnliches Verhalten: Bei einer Variation der Schrittfrequenz und gleichbleibender Laufgeschwindigkeit zeigen [Lieberman, Warrener, Wang & Castillo \(2015\)](#), dass bei der Erhöhung bzw. der Verringerung der Schrittfrequenz um das individuell präferierte Optimum herum die metabolischen Kosten deutlich ansteigen. Die Autoren führen das Optimum in der Schrittfrequenz auf eine Optimierung des Verhältnisses zwischen dem horizontalen Bremsimpuls, der mit höheren Frequenzen abnimmt, und dem Flexionsmoment in der Hüfte, das mit einer Erhöhung der Schrittfrequenz steigt, zurück. Durch die Verkleinerung des Bremsimpulses verringern sich die metabolischen Kosten für die erneute Beschleunigung; eine Vergrößerung des Flexionsmoments erhöht laut [Lieberman et al. \(2015\)](#) die metabolischen Kosten. Durch eine Optimierung dieser beiden Anforderungen fallen die metabolischen Kosten auf ein Optimum, das [Lieberman et al. \(2015\)](#) in der Nähe der optimalen Schrittfrequenz verorten können.

In Bezug auf die Energieübertragung in den Gelenken scheint sich somit zwischen den beiden entscheidenden Faktoren der Gelenkreaktionskraft und der linearen Geschwindigkeit ein optimales Verhältnis im Bereich des Wettkampfgeräts herausgebildet zu haben, das sich mit einer Zu- bzw. Abnahme der Last in eine der beiden Richtungen verschiebt. So beschreibt auch [van den Tillaar](#)

(2004), dass es mit dem Einsatz von unterschiedlichen Trainingsgeräten möglicherweise zu einem vergrößerten Einfluss einer der beiden motorischen Fähigkeiten Kraft und Schnelligkeit kommt. Die vorliegende Untersuchung lässt jedoch eine eindeutige Zuweisung der Gerätelasten zu einem „Overload of Force“ oder „Overload of Velocity“ nicht zu. Es gab zwar Tendenzen zu einem Anstieg der Gelenkmomente mit einer Zunahme der Last und somit einer Zunahme der Aktivität der aktiven Gelenkstrukturen. Jedoch kam es auch zu einer Abnahme der Gelenkreaktionskräfte, also der Aktivität der passiven Gelenkstrukturen. Es muss somit im Trainingsprozess differenzierter unterschieden werden, welche Strukturen des Bewegungsapparats entwickelt werden sollen. Auch die erwartete Zunahme der Geschwindigkeiten mit leichteren Gewichten blieb aus. Gleichwohl sorgt die Verschiebung in die eine oder die andere Richtung, also Kraft oder Geschwindigkeit, für einen Eingriff in den normalen oder geübten Bewegungsablauf, so, wie es sich auch bei der Verschiebung der Startpunkte der horizontalen Flexion im Schultergelenk und der Extension im Ellenbogengelenk zeigte. Durch diese kleinen Änderungen innerhalb der Bewegungsstruktur, die für das Wettkampfgerät optimiert scheint, erfolgt eine Verschiebung der Anforderungen zwischen den motorischen Fähigkeiten weg von einem optimierten Verhältnis und somit ein Eingriff in den Energietransfer, der in der Folge abnimmt. Im Umkehrschluss ist somit von einem zu einseitigen Einsatz von veränderten Wurfgeräten abzuraten; es sollte stets eine Mischung aus leichten und schweren Geräten erfolgen, um eine Verschiebung des Optimums in eine der beiden Lastrichtungen zu vermeiden. Dies zeigt sich auch bei der Betrachtung der Einzeldaten der Sportler (Anhang B): Alle Sportler, die zum Zeitpunkt der Datenaufnahme den 800-g-Speer als Wettkampfgerät hatten, bildeten für den Energietransfer ein Optimum am Wettkampfgerät der Männer. Eine Ausnahme bildete hier Proband 9: Zum Zeitpunkt der Datenaufnahme befand er sich im Übergangsbereich zum Wettkampfgerät der Männer und hatte bis in das Jahr zuvor das 700-g-Gerät als Wettkampfgerät. Dieser Proband zeigt als einziger ein Optimum für die Transferleistung am 700-g-Gerät.

Hinsichtlich der formulierten Fragestellung lassen sich die Ergebnisse wie folgt zusammenfassen: Die dritte und letzte Teilfragestellung lautete: *Welche Auswirkungen hat eine Veränderung der Gerätemasse auf die Antriebsmechanismen der oberen Extremitäten?* Es wurde erwartet, dass es mit einer Zunahme der Gerätemasse zu einer Abnahme der Winkelgeschwindigkeiten, Gelenkmomente und -kräfte sowie der Gelenkleistung kommt. Die erwartete Abnahme der Winkelgeschwindigkeiten im Schultergelenk konnte in den vorliegenden Daten nicht eindeutig nachgewiesen werden. Die Abnahme der Gelenkreaktionskräfte mit einer Zunahme der Last konnte hingegen bestätigt werden. Die nachgewiesene Zunahme der Gelenkmomente ist hingegen nicht erwartungsgemäß, ebenso wenig wie die Zunahme der konzentrischen Gelenkleistung. Es muss weiterhin festgehalten werden, dass der Einsatz unterschiedlicher Wurflasten entsprechende Anpassungen hervorrufen kann (leichtes Gerät: Training der passiven Strukturen, schweres Gerät: Anpassung der aktiven Strukturen). Es muss jedoch darauf geachtet werden, dass ein zu häufiger oder lang andauernder Einsatz von entsprechenden Trainingsmitteln vermieden wird, um etwaige Anpassungsprozesse hinsichtlich

der Transferleistung zu vermeiden. Zu den Ergebnissen ist hinzuzufügen, dass die Unterschiede in den Abwurfgeschwindigkeiten zwischen dem leichten und dem Wettkampfgerät zu gering waren, um von eindeutigen Ergebnissen zu sprechen. Es besteht somit weiterhin Forschungsbedarf in dieser Richtung, da zum einen die Unterschiede in den Massen der Wurfgeräte unter Umständen noch zu gering ausfielen, um entsprechende Veränderungen zu provozieren, und zum anderen die Gruppengröße und -heterogenität nicht ausreichend gegeben war. Durch eine Vergrößerung der Fallzahl und eine homogenere Gruppenzusammensetzung wäre eine bessere Abgrenzung der Ergebnisse und somit einer Verbesserung der Aussagekraft hinsichtlich der Wirkungsweise der unterschiedlichen Trainingsgeräte möglich.

7 Trainingspraktische Konsequenzen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lassen sich Empfehlungen für die Trainingspraxis ableiten. Dies betrifft zum einen die Anpassung des Technikmodells und zum anderen können Hinweise zum Einsatz unterschiedlicher Gerätelasten gegeben werden. Beide Aspekte werden nachfolgend erläutert.

Anpassung des Technikmodells

Hinsichtlich der Präzisierung des Technikmodells sind aus Sicht des Autors zwei Aspekte hervorzuheben. Der erste betrifft den Streckungsgrad des Ellenbogens zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes. Während sowohl in der gängigen Literatur als auch in der Trainingspraxis ein möglichst gestreckter Ellenbogen als ein wesentliches Merkmal des Spannungsaufbaus gefordert wird, zeigt die vorliegende Untersuchung, dass eine Optimierung des Ellenbogenwinkels anzustreben ist, um die größtmögliche Spannung im Schultergelenk zu erreichen. Entgegen der gegenwärtigen Lehrmeinung ist ein gebeugter Ellenbogen nicht zwingend als Fehlerbild anzusehen. Durch eine Beugung des Ellenbogens kann eine Umverteilung der muskulären Spannung zwischen unterschiedlichen Bewegungsebenen und somit eine Erhöhung der Vorspannung im Schultergelenk erreicht werden. Dies führt zu einem verbesserten Spannungsaufbau, der eine Grundvoraussetzung für einen zusätzlichen Energieeintrag in der finalen Abwurfphase bildet.

Der zweite hervorzuhebende Aspekt betrifft die Bewegungen des Ellenbogens. Der gegenwärtige Lehrweg umfasst zu Beginn eine sehr starke Ausrichtung auf das Erlernen der Unterarmschleuder und den Einsatz der hierfür nötigen Muskulatur. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass der aktive Antrieb durch die Streckmuskulatur des Ellenbogens nur eine untergeordnete Rolle spielt; vielmehr sind die proximalen Antriebe von entscheidender Bedeutung. Somit sollte von Beginn an bei der Ausbildung des Schlagwurfs auf den Antrieb durch die vorgeschalteten Körperteile achtgegeben werden, um die Aneignung eines Bewegungsmusters, bei dem der Ellenbogen durch einen aktiven Krafteinsatz angetrieben wird, zu vermeiden. Das ausgebildete Bewegungsmuster für einen aktiven Krafteinsatz könnte sonst im späteren Verlauf bei höheren Geschwindigkeiten zu einer Minderung des Energietransfers durch einen zu zeitigen Einsatz der Ellenbogenstreckung führen, somit den Spannungsaufbau mindern und im Endeffekt die Wurfweite limitieren. Eine Vermeidung von Würfen aus der Ruhe ist eventuell eine erste Möglichkeit; auch gekoppelte Bewegungen, bei denen von Beginn an die Kombination der unterschiedlichen Armbewegungen im Vordergrund steht, sind möglich. Ebenso ist die Armführung mit einem hohen Ellenbogen in Vorbereitung der Unterarmschleuder zu überdenken. Oberarm und Ellenbogen sollten eher in Verlängerung der Schulterachse stehen, um den Antrieb vorgeschalteter Segmente besser auszunutzen und den Antrieb durch die Innenrotation im Abschluss der Wurfbewegung besser zu ermöglichen.

Hinweise zum Einsatz unterschiedlicher Gerätelasten

Sowohl für den Einsatz leichter als auch schwerer Gerätelasten lassen sich aus der vorliegenden Arbeit folgende Hinweise geben: Wie sich zeigt, führt eine Verringerung der Gerätelast zu einer Steigerung der Gelenkreaktionskräfte und somit zu einer Erhöhung der Belastung des passiven Bewegungsapparats durch die Erhöhung der Beschleunigungskräfte, denen durch die passiven Strukturen entgegen gewirkt werden muss. Selbst bei den relativ kleinen Unterschieden zwischen den Gerätelasten in der vorliegenden Untersuchung und auch den geringfügigen Unterschieden in den Abwurfgeschwindigkeiten zwischen dem Wettkampfgerät und dem leichteren Gerät zeigt sich ein deutlicher Anstieg der Gelenkreaktionskräfte. Daraus leitet sich ab, dass die leichten Geräte erst später im Trainingsjahr eingesetzt werden sollten, um die Gelenkstrukturen entsprechend auf die Belastung vorbereiten zu können. Weiterhin sollte das Reduzieren der Last schrittweise erfolgen, um eine Überlastung des passiven Bewegungsapparats zu vermeiden. Da die Belastung bei leichteren Geräten höher ausfällt als mit dem Wettkampfgerät, ist darüber hinaus anzuraten, leichte Geräte nur im ausgeruhten Zustand einzusetzen.

Durch einen Einsatz schwerer Wurfgeräte wird demgegenüber eine Entlastung des passiven Bewegungsapparats erreicht, indem die Kräfte, die an den Strukturen des Gelenks angreifen, verkleinert werden. Die Belastung des aktiven Bewegungsapparats in Form der Gelenkmomente wird demgegenüber erhöht. Durch die Verwendung der schwereren Geräte werden die durch den Muskel-Sehnen-Komplex aufzubringenden Momente gesteigert und darüber hinaus Einfluss auf den Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus genommen. Es kommt zu einer verbesserten Ausnutzung der elastisch gespeicherten Energie und in der Folge zu einer erhöhten Leistungsabgabe durch den aktiven Bewegungsapparat. Der Einsatz von schweren Geräten ist somit als spezielles Kraft- bzw. Reaktivkrafttraining anzusehen und sollte somit, wie auch der Einsatz der leichten Geräte, nur im ausgeruhten Zustand erfolgen.

Generell zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit in Bezug auf eine Variation der Last, dass sowohl bei Über- als auch Unterlast von einem zu einseitigen Einsatz abzuraten ist. Wie sich zeigt, bringen bereits kleine Veränderungen in der Bewegungsstruktur durch die veränderten Lasten eine Veränderung grundlegender Mechanismen. Die Technik und somit der Energietransfer sind für das Wettkampfgerät optimiert; ein zu einseitiger Einsatz von schweren oder leichten Geräten sollte vermieden werden, um eine Verschiebung des optimierten Transfers hin zu einem der beiden Lastarten zu vermeiden. Um die internen Mechanismen nicht langfristig zu stören bzw. zu verschieben, sollte entweder ein kombinierter Einsatz von Wettkampfgerät mit Über- oder Unterlast innerhalb einer Trainingseinheit erfolgen oder im Wechsel zwischen den Trainingseinheiten. Ein längerer Einsatz von Über- oder Unterlast über etwa einen Mesozyklus hinweg könnte eine Störung des Energietransfers am Wettkampfgerät bewirken und birgt somit das Risiko für einen negativen Transfer auf die Wettkampfübung.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden mithilfe einer experimentellen Studie im Nachwuchs-, Anschluss- und Hochleistungsbereich männlicher Speerwerfer die grundlegenden Funktionsmechanismen der Speerwurftechnik mit besonderem Augenmerk auf den Wurfarm aufgedeckt. Es konnten in der Betrachtung der Theorie sowohl Unterschiede zwischen der Theorie und der Praxis im Speerwurf als auch zwischen dem Speerwurf und dem Baseball aufgezeigt werden. Der Baseball ist dabei die am nächsten mit dem Speerwurf verwandte Disziplin, in der die Funktionsmechanismen in den Gelenken der oberen Extremitäten und die Gestaltung des Antriebs des Wurfarms und des Wurfgeräts durch Energieerzeugung und -transfer aufgeklärt sind. Es wurde die zentrale Frage aufgeworfen: *Lassen sich die Erkenntnisse aus dem Baseball zum Antrieb der oberen Extremitäten auf den Speerwurf übertragen?* Durch den Einsatz eines Körpermodells in Verbindung mit empirisch gewonnenen Bewegungsdaten wurden erstmals die kinematischen und kinetischen Daten durch die Nutzung eines invers-dynamischen Ansatzes für den Speerwurf gewonnen und ausgewertet. Somit konnten Aussagen zu den Mechanismen getroffen werden, die auf Gelenkebene die Speerwurftechnik beeinflussen und den Antrieb des Wurfarms und des Wurfgeräts realisieren.

Anhand der Hauptergebnisse lässt sich dabei die aufgeworfene Frage nach der Ähnlichkeit der Antriebsgestaltung der beiden Schlagwurtsportarten Baseball und Speerwurf bejahen. Die Ergebnisse zeigen, dass der Großteil der für den Antrieb nötigen Energie bereits vor dem Einsatz der Schulterbewegungen realisiert wird (93 %) und der Schulterantrieb nur zu einem geringen, aber entscheidenden Teil zur Abwurfgeschwindigkeit beiträgt (7 %). Es konnte gezeigt werden, dass, im Kontrast zur gegenwärtigen Technikauffassung, durch den Ellenbogen kein aktiver oder ein nur sehr geringer Beitrag zum Antrieb des Wurfgeräts erfolgt; auch dem Handgelenk kommt nur eine Funktion als Energieüberträger und nicht als Erzeuger zu. Obwohl der Ellenbogen für die Generierung von Energie keine Rolle spielt, kommt ihm trotzdem eine wichtige Rolle innerhalb des Bewegungsablaufs zu: Durch die Beugung und Streckung des Ellenbogens kann der Sportler Einfluss auf das Massenträgheitsmoment des Arms nehmen und dadurch die Antriebsgestaltung des Schultergelenks beeinflussen, indem die für den Antrieb nötigen Gelenkmomente zwischen verschiedenen Bewegungsebenen verschoben werden und somit eine Maximierung der Schulterspannung stattfindet. Diese Maximierung der Schulterspannung führt im Weiteren zu einer Verbesserung der Vorspannung der Muskulatur und zu einer erhöhten Abgabe von Energie in der finalen Abwurfphase. Ob der Energieeintrag durch das Schultergelenk elastisch durch den Muskel-Sehnen-Komplex zurückgegeben wird oder durch einen aktiven Beitrag der Muskulatur erfolgt, kann mit der vorliegenden Arbeit nicht geklärt werden. Es zeigt sich jedoch, dass dieser zusätzliche Eintrag von Energie entscheidend für eine Realisierung hoher Wurfweiten ist und einen Faktor darstellt, der den Ausschlag über Sieg oder Niederlage geben kann. Durch die Ergebnisse konnte somit erstmals ein Beitrag zu der von [Bartonietz \(2000\)](#) geforderten Analyse der in den Gelenken ablaufenden Mechanismen, die die Grundlage für den Antrieb des Wurfarms und des Speers bilden, geleistet werden.

Durch eine Veränderung der Gerätemasse wurde weiterhin untersucht, wie eine Lastveränderung zum Training des Energietransfers und -eintrags beiträgt und welche Auswirkungen unterschiedliche Lasten auf die verschiedenen Funktionssysteme haben. Es zeigt sich dabei, dass, egal ob die Last verringert oder erschwert wird, der Bereich, in dem ein optimales Verhältnis zwischen Energieerzeugung und -transfer herrscht, verlassen wird. Die veränderten Lasten bewirken geringe Veränderungen der Bewegungsstruktur, wodurch es zu einem Abfall der Transferleistung kommt, die die wichtigste Voraussetzung für hohe Wurfweiten bildet. Weiterhin führt eine Erhöhung der Last zu einer vermehrten Beanspruchung des aktiven Bewegungsapparats, während eine Verringerung der Last eine vermehrte Beanspruchung des passiven Bewegungsapparats nach sich zieht.

Aus den Ergebnissen der Arbeit leiten sich für die Zukunft noch weitere Forschungsfragen ab, die zu einer Präzisierung und Individualisierung des Körpermodells beitragen und somit die Aussagekraft der Ergebnisse zum Technikmodell erhöhen können. Eine Präzisierung des Modells kann durch die Einbindung des Massenträgheitsmoments des Speers erreicht werden. Damit kann die Frage beantwortet werden, welchen Einfluss das Massenträgheitsmoment des Speers auf das Technikmodell und die Mechanismen des Energietransfers und -eintrags hat. Neben der Präzisierung des Modells kann durch eine individuelle Bestimmung der Segmentparameter eine verbesserte Präzision der Aussagen für die Anforderungen an den Transfer und die Erzeugung von Energie erreicht werden (Fritz, Kröll & Schwameder, 2019; Schüler, Kerner & Witt, 2015). Insbesondere kann geklärt werden, wie sich die Gelenkmomente und Reaktionskräfte bei der Verwendung individualisierter Segmentparameter verändern. Neben der Präzisierung ist mit den vorliegenden Daten und dem Körpermodell bereits eine Erweiterung der Analyse möglich. Durch die Einbeziehung der im Modell bereits vorhandenen Körpersegmente Thorax, Abdomen und Becken können Aussagen zum Einfluss der vorgeschalteten Segmente hinsichtlich des Eintrags und Transfers von Energie getroffen werden und damit die Rolle des Oberkörpers bei einem Transfer und Eintrag von Energie für den Antrieb des Speers beurteilt werden.

Als Fazit der Arbeit bleibt, dass es durch den Einsatz eines invers-dynamischen Ansatzes gelungen ist, eine Präzisierung des Technikmodells im Speerwurf zu erreichen, die durch eine rein kinematische Betrachtung nicht möglich gewesen wäre. Sowohl das entwickelte Modell als auch das methodische Vorgehen erwiesen sich hinsichtlich der Techniko-optimierung als praktikabel. Zukünftig sollten neben der Erweiterung und Präzisierung des Modells sowie des methodischen Vorgehens weitere Untersuchungen vorgenommen werden, die eine weitere Verbesserung des Technikmodells ermöglichen und somit auch zu einer Effektivierung der Lehr- und Lernwege beitragen.



Literaturverzeichnis

- Adamczewski, H. (1995). Ergebnisse sportspezifischer Untersuchungen auf dem Meßplatz Speerwurf. *Schriftenreihe zur Angewandten Trainingswissenschaft*, 2(3), 90–104.
- Adamczewski, H., Perl, B. & Wiese, G. (2003). Zu ausgewählten Problemen der Technik im Speerwurf von Spezialisten und Mehrkämpfern. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 10(2), 44–74.
- Aguinaldo, A. L., Buttermore, J. & Chambers, H. (2007). Effects of upper trunk rotation on shoulder joint torque among baseball pitchers of various levels. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(1), 42–51. doi: <https://doi.org/10.1123/jab.23.1.42>.
- Alexander, R. M. (1991). Optimum timing of muscle activation for simple models of throwing. *Journal of Theoretical Biology*, 150(3), 349–372.
- Arena, S. L., McLaughlin, K., Nguyen, A. D., Smoliga, J. M. & Ford, K. R. (2017). A comparison of body segment inertial parameter estimation methods and joint moment and power calculations during a drop vertical jump in collegiate female soccer players. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(1), 76–79. doi: [10.1123/jab.2016-0029](https://doi.org/10.1123/jab.2016-0029).
- Barrentine, S. W., Matsuo, T., Escamilla, R. F., Fleisig, G. S. & Andrews, J. R. (1998). Kinematic analysis of the wrist and forearm during baseball pitching. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(1), 24–39. doi: [10.1123/jab.14.1.24](https://doi.org/10.1123/jab.14.1.24).
- Bartlett, R., Müller, E., Lindinger, S., Brunner, F. & Morriss, C. (1996). Three-Dimensional Evaluation of the Kinematic Release Parameters for Javelin Throwers of Different Skill Levels. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(1), 58–71. doi: [10.1123/jab.12.1.58](https://doi.org/10.1123/jab.12.1.58).
- Bartonietz, K. (1987). *Zur sportlichen Technik der Wettkampfübungen und zur Wirkungsrichtung ausgewählter Trainingsübungen in den Wurf- und Stosssportarten der Leichtathletik*. Dissertation B, Forschungsinstitut für Körperkultur und Sport (FKS), Leipzig.
- Bartonietz, K. (1992). Effektivität im Krafttraining. *Leistungssport*, 22(5), 5–14.
- Bartonietz, K. (2000). Javelin throwing: an approach to performance development. In V. M. Zatsiorsky (Hrsg.) *Biomechanics in Sport. Performance Enhancement and Injury Prevention*, (S. 401–434). Oxford: Blackwell Science.
- Bartonietz, K. (2006). Synthesis of Training Components and Practical Application I : Shoulder Injury Prevention in the Training of Javelin Throwing. In N. Šarabon (Hrsg.) *Shoulder & Sports: injuries, prevention, movement control, rehabilitation: 16th to 17th June 2006, Šmarješke Toplice, Slovenia*, (S. 141–149). Ljubljana: Združenje roketnih trenerjev Slovenije.
- Bartonietz, K. (2007). Aus der Vertikalen in die Horizontale. *Leichtathletiktraining*, 18(5), 20–27.
- Bartonietz, K. (2008). Nach der Wurfseason ist vor der Wurfseason! Teil 2. *Leichtathletiktraining*, 19(2+3), 32–40.
- Bartonietz, K. & Dörr, J. (1986). *Technikleitbild Speerwurf. Trainermaterial zum Technikleitbild in den Schnellkraftsportarten*. Leipzig: FKS.
- Bartonietz, K. & Emrich, E. (1997). Die neuralgischen Punkte der Speerwurfleistung. *Leichtathletiktraining*, 8(8), 26–31.
- Batterham, A. M. & Hopkins, W. G. (2006). Making Meaningful Inferences about Magnitudes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1(1), 50–57. doi: [10.1123/ijssp.1.1.50](https://doi.org/10.1123/ijssp.1.1.50).
- Bauersfeld, M. & Voß, G. (1992). *Neue Wege im Schnelligkeitstraining*. Münster: Philippka-Verlag.
- Begon, M., Monnet, T. & Lacouture, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait and Posture*, 25(3), 353–359. doi: [10.1016/j.gaitpost.2006.04.010](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.010).
- Beitzel, K., Zandt, J. F., Buchmann, S., Beitzel, K. I., Schwirtz, A., Imhoff, A. B. & Brucker, P. U. (2016). Structural and biomechanical changes in shoulders of junior javelin throwers: a comprehensive evaluation as a proof of concept for a preventive exercise protocol. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(6), 1931–1942. doi: [10.1007/s00167-014-3223-y](https://doi.org/10.1007/s00167-014-3223-y).
- Bland, J. M. & Altman, D. G. (1986). Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307–310. doi: [10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8).

- Böge, A. & Böge, W. (2019). *Technische Mechanik* (33. überarbeitete Aufl.). Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden.
- Bonett, D. G. (2015). Interval Estimation of Standardized Mean Differences in Paired-Samples Designs. *Journal of Educational and Behavioral Statistics*, 40(4), 366–376. doi: 10.3102/1076998615583904.
- Bortz, J. & Schuster, C. (2010). *Statistik* (7. Aufl.). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- Braun, J., Büsch, D., Schütz, C. & Sommerfeld, W. (2016). Einfluss des Ballgewichts auf den Schlagwurf im Handball. In D. Büsch, H.-D. Heinisch, & R. Lüdemann (Hrsg.) *Schriftenreihe für Angewandte Trainingswissenschaft*, (S. 89–105). Aachen: Meyer & Meyer.
- Bühl, A. (2014). *SPSS 22: Einführung in die moderne Datenanalyse* (14., aktualisierte Aufl.). Hallbergmoos: Pearson.
- Büsch, D. & Strauß, B. (2016). Wider die „Sternchenkunde“!: Diskussionsbeitrag zur empirischen Sportwissenschaft. *Sportwissenschaft*, 46(2), 53–59. doi: 10.1007/s12662-015-0376-x.
- C-Motion (2017). Functional Joints. <https://bit.ly/2k0OX2N>
- Caldwell, J. M. E., Alexander, F. J. & Ahmad, C. S. (2019). Weighted-Ball Velocity Enhancement Programs for Baseball Pitchers: A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(2), 1–9. doi: 10.1177/2325967118825469.
- Campos, J., Brizuela, G. & Ramón, V. (2004). Three-dimensional kinematic analysis of elite javelin throwers at the 1999 IAAF World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 19(2), 47–57.
- Cappello, A., Cappozzo, A., La Palombara, P. F., Lucchetti, L. & Leardini, A. (1997). Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*, 16(2-3), 259–274. doi: 10.1016/S0167-9457(96)00055-3.
- Cappello, A., La Palombara, P. F. & Leardini, A. (1996). Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International journal of Bio-Medical Computing*, 41(3), 137–151. doi: 10.1016/0020-7101(96)01167-1.
- Cavanagh, P. R. (1984). Glossary of Biomechanical Terms, Concepts, and Units. *Physical Therapy*, 64(12), 1886–1902.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9), 1223–1230.
- Dempster, W. T. (1955). Space Requirements of the Seated Operator. WADC Technical Report 55-159, Tech. rep., University of Michigan, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- DeRenne, C. & Szymanski, D. J. (2009). Effects of baseball weighted implement training: A brief review. *Strength and Conditioning Journal*, 31(2), 30–37. doi: 10.1519/SSC.0b013e31819d3396.
- DHB (2016). Internationale Hallenhandball-Regeln. Zugriff am 05.01.2019, unter: <https://bit.ly/2ISglWG>
- Dörr, J. (1991). Technik des Speerwerfens. In H. Gundlach (Hrsg.) *Leichtathletik: Wurf und Stoss*, (S. 102–124). Berlin: Sportverlag.
- Droske, L. S. (2019). *Aktuelle Entwicklungstendenzen im Speerwurf der Männer – Aspekte und Überlegungen zur Präzisierung der Bewegungstechnik*. Masterarbeit, Universität Leipzig.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N. & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798–2809. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.002.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W. & Andrews, J. R. (2001). Kinematic comparisons of 1996 Olympic baseball pitchers. *Journal of Sports Sciences*, 19(9), 665–676. doi: 10.1080/02640410152475793.
- Escamilla, R. F., Moorman, C., Fleisig, G., Barrentine, S. & Andrews, J. (2002). Baseball: Kinematic and Kinetic comparisons between American and Korean professional baseball pitchers. *Sports Biomechanics*, 1(2), 213–228. doi: 10.1080/14763140208522798.
- Escamilla, R. F., Slowik, J. S., Diffendaffer, A. Z. & Fleisig, G. S. (2018). Differences Among Overhand, 3-Quarter, and Sidearm Pitching Biomechanics in Professional Baseball Players. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(5), 377–385. doi: 10.1123/jab.2017-0211.

- Feltner, M. E. & Dapena, J. (1986). Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *International Journal of Sports Biomechanics*, 2(4), 235–259. doi: doi.org/10.1123/ijsb.2.4.235.
- Feltner, M. E. & Dapena, J. (1989). Three-Dimensional Interactions in a Two-Segment Kinetic Chain. Part I: General Model. *Journal of Applied biomechanics*, 5(4), 403–419. doi: 10.1123/ijsb.5.4.403.
- Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Dillman, C. J. & Escamilla, R. F. (1995). Kinetics of Baseball Pitching with Implications About Injury Mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(2), 233–239. doi: 10.1177/036354659502300218.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Escamilla, R. F. & Andrews, J. R. (1996a). Biomechanics of Overhand Throwing with Implications for Injuries. *Sports Medicine*, 21(6), 421–437. doi: 10.2165/00007256-199621060-00004.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Zheng, N., Escamilla, R. F. & Andrews, J. R. (1999). Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1371–1375. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00127-X.
- Fleisig, G. S., Diffendaffer, A. Z., Aune, K. T., Ivey, B. & Laughlin, W. A. (2017). Biomechanical Analysis of Weighted-Ball Exercises for Baseball Pitchers. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 9(3), 210–215. doi: 10.1177/1941738116679816.
- Fleisig, G. S. & Escamilla, R. F. (1996). Biomechanics of the elbow in the throwing athlete. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 4(2), 62–68. doi: 10.1016/S1060-1872(96)80050-5.
- Fleisig, G. S., Escamilla, R. F., Andrews, J. R., Matsuo, T., Satterwhite, Y. & Barrentine, S. W. (1996b). Kinematic and Kinetic Comparison between Baseball Pitching and Football Passing. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(2), 207–224. doi: 10.1123/jab.12.2.207.
- Friedrich, J. (2017). *Der Einfluss von Ballumfang und -gewicht auf die Dynamik des Handballschlagwurfs*. Masterarbeit, Universität Leipzig.
- Fritz, J., Kröll, J. & Schwameder, H. (2019). Influence of body segment parameter estimation on calculated ground reaction forces in highly dynamic movements. *Journal of Biomechanics*, 84(6), 11–17. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.12.008.
- Fuchser, I. (2008). Drehachse im Speerwurf ist die Gegenschulter. <https://bit.ly/2kMN1WW>
- Gasparutto, X., van der Graaff, E., van der Helm, F. & Veeger, H. (2016). Elite Athlete Motor and Loading Actions on The Upper Limb in Baseball Pitching. *Procedia Engineering*, 147, 181–185. doi: 10.1016/j.proeng.2016.06.210.
- Gasparutto, X., van der Graaff, E., van der Helm, F. C. T. & Veeger, D. H. E. J. (2018). Influence of biomechanical models on joint kinematics and kinetics in baseball pitching. *Sports Biomechanics*, 00(00), 1–13. doi: 10.1080/14763141.2018.1523453.
- Gordon, D. & Robertson, E. (2014). Energy, Work, and Power. In D. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey (Hrsg.) *Research Methods in Biomechanics* (2nd Ed.), (S. 131–150). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Gordon, D., Robertson, E. & Winter, D. A. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10), 845–854. doi: 10.1016/0021-9290(80)90172-4.
- Good, E. S. & Suntay, W. J. (1983). A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136. doi: 10.1115/1.3138397.
- Hamill, J., Selbie, W. S. & Kepple, T. M. (2014). Three-Dimensional Kinematics. In D. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey (Hrsg.) *Research Methods in Biomechanics* (2nd Ed.), (S. 35–60). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hamm, F., Hartz, K., Hindenburg, H. & Razen, R. (2018). Internationale WettkampfregeIn. <https://bit.ly/31VDj5u>
- Hanavan, E. (1964). A Mathematical Model of the human body. Tech. rep., Behavioral Sciences Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. <https://bit.ly/2mhVim7>

- Harre, D. (2008). Training der Schnellkraft. In G. Schnabel, D. Harre, & J. Krug (Hrsg.) *Trainingslehre - Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf*, (S. 320–334). Aachen: Meyer & Meyer.
- Hatze, H. (1981). The use of optimally regularized Fourier series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data. *Journal of biomechanics*, 14(1), 13–18. doi: 10.1016/0021-9290(81)90076-2.
- Herzog, W. (2018). Why are muscles strong, and why do they require little energy in eccentric action? *Journal of Sport and Health Science*, 7(3), 255–264. doi: 10.1016/j.jshs.2018.05.005. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.05.005>
- Hines, M. G., Tillin, N. A., Luo, J. & Lee, R. Y. (2018). Passive elastic contribution of hip extensors to joint moments during walking in people with low back pain. *Clinical Biomechanics*, 60(October 2017), 134–140. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.10.012.
- Hinz, L. (1991). Die Technik in den Wurf- und Stoßdisziplinen als Leistungs- und Trainingsfaktor. In H. Gundlach (Hrsg.) *Leichtathletik. Wurf und Stoß*, (S. 30–40). Berlin: Sportverlag.
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K. & Ohtsuki, T. (2002). Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 301–310. doi: 10.1080/026404102753576071.
- Hirashima, M., Kudo, K., Watarai, K. & Ohtsuki, T. (2007). Control of 3D Limb Dynamics in Unconstrained Overarm Throws of Different Speeds Performed by Skilled Baseball Players. *Journal of Neurophysiology*, 97(1), 680–691. doi: 10.1152/jn.00348.2006.
- Hirashima, M., Yamane, K., Nakamura, Y. & Ohtsuki, T. (2008). Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(13), 2874–2883. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.014.
- Hochmuth, G. (1982). *Biomechanik sportlicher Bewegungen* (4., stark bearbeitet Aufl.). Berlin: Sportverlag.
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, 4(3), 222–223. doi: 10.1016/0966-6362(95)01057-2.
- Hollerbach, J. M. & Flash, T. (1982). Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biological Cybernetics*, 44(1), 67–77. doi: 10.1007/BF00353957.
- Howstein, J., Kipp, K. & Sabick, M. B. (2019). Energy Flow Analysis to Investigate Youth Pitching Velocity and Efficiency. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(3), 523–531. doi: 10.1249/MSS.0000000000001813.
- Jöris, H., Edwards van Muyen, A., van Ingen Schenau, G. & Kemper, H. (1985). Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 409–414. doi: 10.1016/0021-9290(85)90275-1.
- Killing, W., Ritschel, M., Salzer, P., Schult, J., Deyhle, M., Isele, R., Lehmann, F., Badura, M., Heinicke, W. & Müller, F. (2011). *Jugendleichtathletik. Offizieller Rahmentrainingsplan des Deutschen Leichtathletik-Verbandes für die Wurfdisciplinen im Aufbautraining*. Münster: Philippka-Sportverlag.
- Kline, R. B. (2013). *Beyond significance testing: Statistics reform in the behavioral sciences* (2nd Ed.). Washington: American Psychological Association.
- Knudson, D. (2009). Significant and meaningful effects in sports biomechanics research. *Sports Biomechanics*, 8(1), 96–104. doi: 10.1080/14763140802629966.
- Kudo, S., Fujimoto, M., Sato, T. & Nagano, A. (2018). Determination of the Optimal Number of Rigid-Body Segments to Represent the trunk using Akaike's Information Criterion. In P. Hume, J. Alderson, & B. Wilson (Hrsg.) *Proceedings of the 36th International Conference of Biomechanics in Sports*, (S. 2–5). Auckland, New Zealand: International Society of Biomechanics in Sports.
- Lai, A., Schache, A. G., Lin, Y. C. & Pandy, M. G. (2014). Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *Journal of Experimental Biology*, 217(17), 3159–3168. doi: 10.1242/jeb.100826.
- Lehmann, F. (2005). Zum technikorientierten Krafttraining in den leichtathletischen Wurfdisciplinen am Beispiel Speerwurf. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 12(1), 28–38.

- Lehmann, F. (2009). Entwicklungstendenzen in ausgewählten technischen Schnellkraftdisziplinen der Leichtathletik (Speer- und Diskuswerfen, Kugelstoßen, Stabhochsprung) im Olympiazzyklus 2004-2008. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 16(1), 89–111.
- Lehmann, F. (2010). Biomechanical Analysis of the Javelin Throw at the 2009 IAAF World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 25(3/4), 61–77.
- Lehmann, F. (2016). Leichte oder schwere Wurfgeräte einsetzen? *Leichtathletiktraining*, 27(2+3), 40–46.
- Lehmann, F., Badura, M. & Perlt, B. (2009). Erhöhung der Abfluggeschwindigkeit in der Einheit von technischer Vervollkommnung und spezieller Kraftentwicklung in ausgewählten leichtathletischen Disziplinen. Ergebnisbericht (unveröffentlicht), Leipzig: Institut für Angewandte Trainingswissenschaft.
- Lehmann, F., Badura, M., Schaa, W. & Perlt, B. (2010). Kennzeichnung sporttechnischer Entwicklungstendenzen in den leichtathletischen Wurfdisciplinen sowie im Stabhochsprung anhand der Analyse der Leichtathletik-WM 2009. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 17(2), 46–74.
- Lehmann, F., Badura, M., Schaa, W. & Perlt, B. (2012). Entwicklungstendenzen in den technischen Schnellkraftdisziplinen der Leichtathletik, Diskuswurf, Kugelstoß, Speerwurf und Stabhochsprung im Olympiazzyklus 2008-2012. Ergebnisbericht (unveröffentlicht), Leipzig: Institut für Angewandte Trainingswissenschaft.
- Leigh, S. (2012). *The Influence of Technique on Throwing Performance and Injury Risk in Javelin Throwers*. Dissertation, University of North Carolina. <https://unc.live/2kz5dTX>
- Lenz, G. & Losch, M. (1998). Wurf & Stoß (5., überarbeitete Aufl.). In K.-H. Bauersfeld, & G. Schröter (Hrsg.) *Grundlagen der Leichtathletik*, (S. 286–359). Berlin: Sportverlag.
- Lenz, G. & Losch, M. (2016). Speerwurf. In K.-H. Bauersfeld, & G. Schröter (Hrsg.) *Grundlagen der Leichtathletik* (6., aktualisierte Auflage), (S. 593–616). Aachen: Meyer & Meyer.
- Leonhart, R. (2013). *Lehrbuch Statistik*, (3., überarbeitete Aufl.). Bern: Huber.
- Lieberman, D. E., Warrener, A. G., Wang, J. & Castillo, E. R. (2015). Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *Journal of Experimental Biology*, 218(21), 3406–3414. doi: 10.1242/jeb.125500.
- Liu, H., Leigh, S. & Yu, B. (2010). Sequences of upper and lower extremity motions in javelin throwing. *Journal of Sports Sciences*, 28(13), 1459–1467. doi: 10.1080/02640414.2010.514004.
- Liu, H., Leigh, S. & Yu, B. (2014). Comparison of sequence of trunk and arm motions between short and long official distance groups in javelin throwing. *Sports Biomechanics*, 13(1), 17–32. doi: 10.1080/14763141.2013.865138.
- Lu, T.-W. & O'Connor, J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134. doi: 10.1016/S0021-9290(98)00158-4.
- Maganaris, C. N. & Narici, M. V. (2005). Mechanical Properties of Tendons. In N. Maffulli, P. Renström, & W. B. Leadbetter (Hrsg.) *Tendon Injuries: Basic Science and Clinical Medicine*, (S. 14–21). London: Springer-Verlag.
- Menzel, H.-J. (1986). Biomechanics of javelin throwing. *New Studies in Athletics*, 1(3), 85–98.
- Mero, A., Komi, P. V., Korjus, T., Navarro, E. & Gregor, R. J. (1994). Body Segment Contributions to Javelin Throwing during Final Thrust Phases. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(2), 166–177. doi: 10.1123/jab.10.2.166.
- MLB (2011). Official Baseball Rules. Zugriff am 23.08.2019, unter: <https://atmlb.com/2kBR6xe>
- Moisio, K. C., Sumner, D. R., Shott, S. & Hurwitz, D. E. (2003). Normalization of joint moments during gait: A comparison of two techniques. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 599–603. doi: 10.1016/S0021-9290(02)00433-5.
- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C. & Lacouture, P. (2007). Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3487–3492. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.030.
- Morriss, C. & Bartlett, R. (1996). Biomechanical Factors Critical for Performance in the Men's Javelin Throw. *Sports Medicine*, 21(6), 438–446.

- Morriss, C., Bartlett, R. & Fowler, N. (1997). Biomechanical analysis of the men's javelin throw at the 1995 World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 12(2), 31–41.
- Morriss, C., Bartlett, R. & Navarro, E. (2001). The function of blocking in elite javelin throwers: A re-evaluation. *Journal of Human Movement Studies*, 41(3), 175–190.
- Muller, A., Germain, C., Pontonnier, C. & Dumont, G. (2015). A comparative study of 3 body segment inertial parameters scaling rules. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1), 2010–2011. doi: 10.1080/10255842.2015.1069600.
- Müller, E. (1982). Zur Bewegungsübertragung bei Wurfbewegungen. *Leistungssport*, 12(4), 314–324.
- Murakami, M., Tanabe, S., Ishikawa, M., Isolehto, J., Komi, P. V. & Ito, A. (2006). Biomechanical analysis of the javelin at the 2005 IAAF World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 21(2), 67–80.
- Naito, K. & Maruyama, T. (2008). Contributions of the muscular torques and motion-dependent torques to generate rapid elbow extension during overhand baseball pitching. *Sports Engineering*, 11(1), 47–56. doi: 10.1007/s12283-008-0002-3.
- Naito, K., Takagi, H. & Maruyama, T. (2011). Mechanical work, efficiency and energy redistribution mechanisms in baseball pitching. *Sports Technology*, 4(1-2), 48–64. doi: 10.1080/19346182.2012.686502.
- Oi, T., Slowik, J. S., Diffendaffer, A. Z., Takagi, Y., Tanaka, H., Nobuhara, K., Yoshiya, S. & Fleisig, G. S. (2019). Biomechanical differences between Japanese and American professional baseball pitchers. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, (S. 1–8). doi: 10.1177/2325967119825625.
- Olney, S. J., MacPhail, H. E., Hedden, D. M. & Boyce, W. F. (1990). Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Physical Therapy*, 70(7), 431–438. doi: 10.1093/ptj/70.7.431.
- Pappas, A. M., Zawacki, R. M. & Sullivan, T. J. (1985). Biomechanics of baseball pitching. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(4), 216–222. doi: 10.1177/036354658501300402.
- Pierrynowski, M. R. & Galea, V. (2001). Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups: Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, 13(3), 193–201. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00097-2.
- Post, E. G., Laudner, K. G., McLoda, T. a., Wong, R. & Meister, K. (2015). Correlation of Shoulder and Elbow Kinetics With Ball Velocity in Collegiate Baseball Pitchers. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 629–633. doi: 10.4085/1062-6040-50.1.06.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E. & Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics*, 39(8), 1531–1536. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.014.
- Rhea, M. R. (2004). Determining the Magnitude of Treatment Effects in Strength Training Research Through the Use of the Effect Size. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(4), 918. doi: 10.1519/14403.1.
- Roach, N. T. (2012). *The Biomechanics and Evolution of High-Speed Throwing*. Dissertation, Harvard University. Zugriff am 15.10.2017, unter: <http://nrs.harvard.edu/urn-3:HUL.InstRepos:9822375>
- Roach, N. T. & Lieberman, D. E. (2014). Upper body contributions to power generation during rapid, overhand throwing in humans. *The Journal of Experimental Biology*, 217, 2139–2149. doi: 10.1242/jeb.103275.
- Roach, N. T., Lieberman, D. E., Gill, T. J., Palmer, W. E. & Gill, T. J. (2012). The effect of humeral torsion on rotational range of motion in the shoulder and throwing performance. *Journal of Anatomy*, 220(3), 293–301. doi: 10.1111/j.1469-7580.2011.01464.x.
- Roach, N. T., Venkadesan, M., Rainbow, M. J. & Lieberman, D. E. (2013). Elastic energy storage in the shoulder and the evolution of high-speed throwing in Homo. *Nature*, 498(7455), 483–486. doi: 10.1038/nature12267.
- Roemer, K., Köhler, H.-P. & Witt, M. (2018). Influence of Trunk Model DoF on Shoulder Kinematics in Javelin Throwing - A Case Study. In P. Hume, J. Alderson, & B. Wilson (Hrsg.) *Proceedings of the 36th International Conference of Biomechanics in Sports*. Michigan, USA: International Society of Biomechanics in Sports.
- Rossi, M., Lyttle, A., El-Sallam, A., Benjanuvatra, N. & Blanksby, B. (2013). Body segment inertial parameters of elite swimmers using DXA and indirect methods. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12(4), 761–775. doi: 24421737.

- Sakurai, S., Ikegami, Y., Okamoto, A., Yabe, K. & Toyoshima, S. (1993). A Three-Dimensional Cinematographic Analysis of Upper Limb Movement during Fastball and Curveball Baseball Pitches. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(1), 47–65. doi: 10.1123/jab.9.1.47.
- Salo, A. & Viitasalo, J. T. (1995). Vergleich kinematischer Merkmale des Speerwurfs bei Werfern internationalen und nationalen Niveaus und bei Zehnkämpfern. *Leistungssport*, 25(5), 40–44.
- Samson, W., Desroches, G., Cheze, L. & Dumas, R. (2009). 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2447–2453. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.026.
- Schnabel, G. (2007). Allgemeine Bewegungsmerkmale als Ausdruck der Bewegungskoordination. In K. Meinel, & G. Schnabel (Hrsg.) *Bewegungslehre - Sportmotorik*, (S. 72–143). Aachen: Meyer & Meyer.
- Schüler, A., Kerner, S. & Witt, M. (2015). A Comparison of Two Body Segment Parameter Models Via Angular Momentum At Takeoff in Diving. In F. Colloud, M. Domalain, & T. Monnet (Hrsg.) *Proceedings of the 33rd Conference on Biomechanics in Sports*, (S. 146–149). Konstanz, Germany: International Society of Biomechanics in Sports. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/download/6346/5715>
- Schwartz, M. H. & Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 107–116. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.009.
- Schwuchow, H. (1986). *Anforderungen an die Charakteristik des finalen Kräfteinsatzes zum Erreichen der Prognoseleistung im Speerwurf*. Diplomarbeit, DHfK Leipzig.
- Selbie, W. S., Hamill, J. & Kepple, T. M. (2014). Three-Dimensional Kinetics. In D. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey (Hrsg.) *Research Methods in Biomechanics* (2nd Ed.), (S. 151–176). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Shapiro, S. S. & Wilk, M. B. (1965). An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*, 52(3/4), 591. doi: 10.2307/2333709.
- Solomito, M. J., Garibay, E. J., Woods, J. R., Öunpuu, S. & Nissen, C. W. (2014). Evaluation of wrist and forearm motion in college-aged baseball pitchers. *Sports Biomechanics*, 13(4), 320–331. doi: 10.1080/14763141.2014.955523.
- Stockmar, O. (2017). *Kinematische Veränderung des Handballschlagwurfes mit Einfluss von Ballumfang und -gewicht*. Masterarbeit, Universität Leipzig.
- Stodden, D. F., Fleisig, G. S., McLean, S. P. & Andrews, J. R. (2005). Relationship of Biomechanical Factors to Baseball Pitching Velocity: Within Pitcher Variation. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 44–56. doi: 10.1123/jab.21.1.44.
- Strüder, H. K., Jonath, U. & Scholz, K. (2013). *Leichtathletik. Trainings- und Bewegungswissenschaft - Theorie und Praxis aller Disziplinen*. Köln: Strauss.
- Tauchi, K., Murakami, M., Endo, T., Takesako, H. & Gomi, K. (2007). Biomechanical analysis of elite javelin throwing technique at the 2007 IAAF World Championships in Athletics. Ergebnisbericht, Waseda University.
- Terauds, J. (1985). *Biomechanics of Javelin Throwing*. Del Mar, California: Academic Publishers.
- Tidow, G. (1996). Model technique analysis sheets Part X : The javelin throw. *New Studies in Athletics*, 11(1), 45–62.
- Tidow, G. (2008). The Javelin Throw. *Modern athlete & coach*, 46(1), 30–42.
- van den Tillaar, R. (2004). Effect of Different Training Programs on the Velocity of Overarm Throwing: A Brief Review. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(2), 388. doi: 10.1519/R-12792.1.
- Van Den Tillaar, R. & Cabri, J. M. H. (2012). Gender differences in the kinematics and ball velocity of overarm throwing in elite team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 30(8), 807–813. doi: 10.1080/02640414.2012.671529.
- van den Tillaar, R. & Ettema, G. (2004). A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(4), 211–209.
- van den Tillaar, R. & Ettema, G. (2007). A Three-Dimensional Analysis of Overarm Throwing in Experienced Handball Players. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(1), 12–19. doi: 10.1123/jab.23.1.12.

- van den Tillaar, R. & Ettema, G. (2009). Is there a proximal-to-distal sequence in overarm throwing in team handball? *Journal of Sports Sciences*, 27(9), 949–955. doi: 10.1080/02640410902960502.
- van Sint Jan, S. (2007). *Color atlas of skeletal landmark definitions*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Wagner, H., Buchecker, M., von Duvillard, S. P. & Müller, E. (2010). Kinematic Comparison of Team Handball Throwing With Two Different Arm Positions. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(4), 469–483. doi: 10.1123/ijsp.5.4.469.
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Klous, M., von Duvillard, S. P. & Müller, E. (2012). Movement variability and skill level of various throwing techniques. *Human Movement Science*, 31(1), 78–90. doi: 10.1016/j.humov.2011.05.005.
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Tilp, M., Landlinger, J., von Duvillard, S. P. & Müller, E. (2014). Upper-body kinematics in team-handball throw, tennis serve, and volleyball spike. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(2), 345–54. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01503.x.
- Wank, V., Menzel, H. J. & Wagner, H. (2009). Werfen und Stoßen. In A. Gollhofer, & E. Müller (Hrsg.) *Handbuch Sportbiomechanik*, (S. 282–316). Schorndorf: Hofmann-Verlag.
- Wannop, J. W., Worobets, J. T. & Stefanyshyn, D. J. (2012). Normalization of ground reaction forces, joint moments, and free moments in human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(6), 665–676. doi: 10.1123/jab.28.6.665.
- Warschun, F. (2014). *Veränderung der Oberkörperbewegung bei unterschiedlichen Intensitätsbereichen in der Disziplin Kajak Einer im Kanurennsport*. Masterarbeit, Universität Leipzig.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using The Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.
- Werner, S. L., Fleisig, G. S., Dillman, C. J. & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of the Elbow During Baseball Pitching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(6), 274–278. doi: 10.2519/jospt.1993.17.6.274.
- Werner, S. L., Gill, T. J., Murray, T. A., Cook, T. D. & Hawkins, R. J. (2001). Relationships between Throwing Mechanics and Shoulder Distraction in Professional Baseball Pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 354–358. doi: 10.1177/03635465010290031701.
- Whiting, W. C., Gregor, R. J. & Halushka, M. (1991). Body Segment and Release Parameter Contributions to New-Rules Javelin Throwing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 111–124. doi: 10.1123/ijsb.7.2.111.
- Winter, D. A. (1983). Moments of force and mechanical power in jogging. *Journal of Biomechanics*, 16(1), 91–97. doi: 10.1016/0021-9290(83)90050-7.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th Ed.). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.
- Witt, M. (2008). Training der Schnelligkeit. In G. Schnabel, D. Harre, & J. Krug (Hrsg.) *Trainingslehre - Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf*, (S. 337–346). Aachen: Meyer & Meyer.
- Wittenburg, J. (2005). *Dynamics of Multibody Systems* (2nd Ed.). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., 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 systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L. & An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(3), 318–329. doi: 10.1123/jab.15.3.318.
- Zatsiorsky, V. & Seluyanov, V. (1983). The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body. In H. Matsui, & K. Kobayashi (Hrsg.) *Biomechanics VIII-B*, (S. 1152–1159). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinematics of Human Motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Anhang

A Untersuchungsmethodik	i
A.1 Abwurfzeitpunkt – Limits of Agreement	i
A.2 Filterfrequenzen	i
B Ergebnisse	ii
B.1 Lastvariation	ii
B.1.1 Rohdaten	ii
B.1.2 Normalverteilungsstatistik	xi
B.2 Rohdaten und Normalverteilung Energieerzeugung und -transfer	xiii
Selbstständigkeitserklärung	xvi
Thesen	xvii

A Untersuchungsmethodik

A.1 Abwurfzeitpunkt – Limits of Agreement

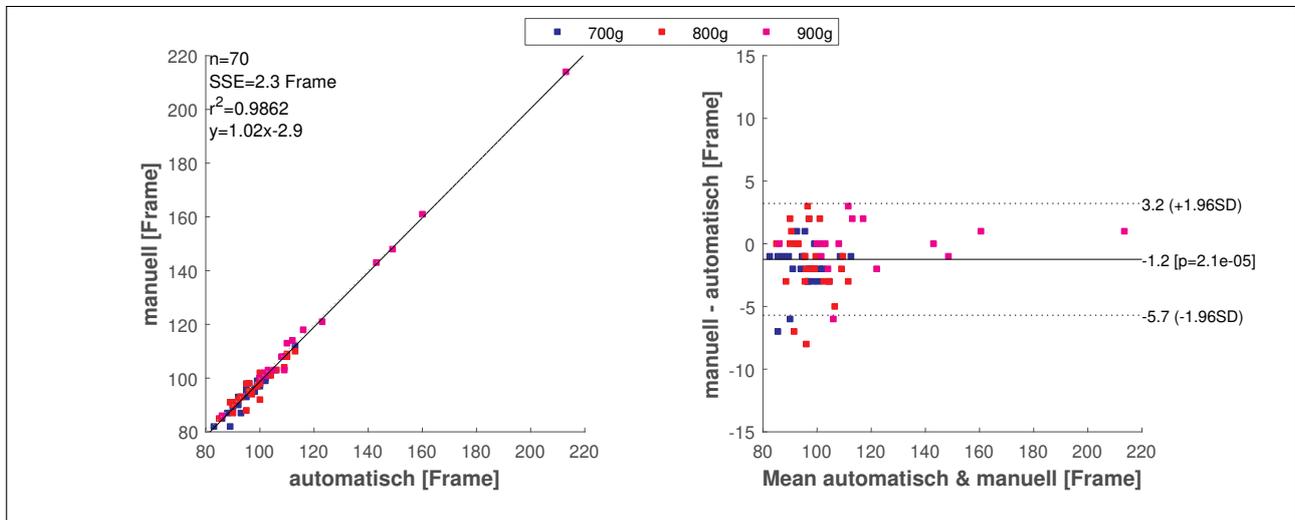


Abb. A.1 Links: Korrelation der manuellen und automatischen Methode zur Bestimmung des Abwurfzeitpunkts. Rechts: Bland-and-Altman-Plot für die Übereinstimmung der manuellen und automatischen Methode zur Bestimmung des Abwurfzeitpunkts.

A.2 Filterfrequenzen

Tab. A.1 Übersicht über die verschiedenen optimalen Filterfrequenzen, die durch die Residuenanalyse aller analysierten Würfe bestimmt wurde. Die Werte sind als $\bar{x} \pm \sigma$, getrennt nach den unterschiedlichen Komponenten bzw. als das Mittel (XYZ) über alle Komponenten, dargestellt.

	X	Y	Z	XYZ
	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$	$\bar{x} \pm s$
L_IAS	26,85 ± 3,93	26,92 ± 3,97	27,47 ± 4,21	27,08 ± 4,04
L_IPS	30,07 ± 2,21	29,63 ± 1,26	30,52 ± 0,69	30,07 ± 1,39
R_IPS	30,24 ± 1,12	29,65 ± 1,63	30,18 ± 1,74	30,02 ± 1,50
R_IAS	30,21 ± 2,07	29,57 ± 2,63	29,97 ± 2,63	29,92 ± 2,44
TH10	29,16 ± 1,85	28,34 ± 2,34	30,51 ± 1,96	29,34 ± 2,05
C7	30,65 ± 1,25	26,62 ± 2,60	30,04 ± 1,61	29,11 ± 1,82
SCN	29,95 ± 0,88	26,79 ± 2,33	29,05 ± 1,35	28,59 ± 1,52
SSN	29,26 ± 1,16	27,92 ± 1,90	30,36 ± 0,77	29,18 ± 1,28
L_ACG	30,99 ± 1,35	26,91 ± 2,29	29,17 ± 2,45	29,02 ± 2,03
R_ACG	27,16 ± 4,72	26,26 ± 4,56	28,16 ± 4,72	27,19 ± 4,67
EFFE	29,38 ± 2,79	27,84 ± 4,69	30,18 ± 2,89	29,13 ± 3,46
MC_2	29,97 ± 3,17	28,47 ± 3,55	30,58 ± 3,23	29,68 ± 3,32
MC_5	29,63 ± 3,01	30,32 ± 3,10	29,48 ± 3,03	29,81 ± 3,05
WR_U	30,57 ± 2,41	30,27 ± 2,85	30,94 ± 2,32	30,59 ± 2,53
WR_R	31,15 ± 2,61	31,58 ± 2,65	30,31 ± 2,27	31,01 ± 2,51
ELB_M	30,35 ± 1,07	31,10 ± 0,79	30,52 ± 1,19	30,66 ± 1,02
ELB_L	32,12 ± 0,47	30,16 ± 1,14	31,17 ± 0,60	31,15 ± 0,74
HDT	29,94 ± 1,65	27,95 ± 2,04	29,87 ± 2,45	29,25 ± 2,05
Jav_f	29,36 ± 4,26	24,11 ± 4,53	28,80 ± 4,08	27,42 ± 4,29
Jav_r	31,22 ± 2,54	27,70 ± 2,97	30,47 ± 2,27	29,80 ± 2,59

B Ergebnisse

B.1 Lastvariation

B.1.1 Rohdaten

Tab. A.2 Rohdaten der Ausgangsvoraussetzungen und der Speerparameter pro Speergewicht (m_j).

Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
v_0 (m/s)	700	28,006	24,211	25,639	24,753	24,279	23,675	22,397	22,771	21,939	23,459	24,110	1,760
	800	27,795	23,877	26,510	24,793	23,977	23,086	22,412	21,929	20,367	24,464	23,920	2,170
	900	26,373	23,493	26,637	23,024	23,951	22,418					24,320	1,770
\hat{a} (m/s ²)	700	292,009	275,226	309,884	278,621	267,090	250,828	221,069	206,204	215,120	239,942	255,600	34,730
	800	271,024	264,619	324,719	264,776	244,689	240,360	231,424	187,855	181,329	250,497	246,130	41,300
	900	277,707	266,605	380,660	269,180	255,266	209,843					276,540	56,390
\hat{P} (W)	700	4610,571	4217,851	4835,168	4042,902	3997,069	3797,880	3157,934	2650,833	2988,270	3388,640	3768,712	711,197
	800	4872,420	4224,687	5872,985	4434,117	4133,037	3898,632	3588,899	2471,551	2624,259	4184,810	4030,540	997,706
	900	5306,548	4682,870	7354,645	4504,546	4476,498	3625,917					4991,837	1276,411
v_{t1} (m/s)	700	6,224	4,917	5,455	5,178	6,022	4,931	4,752	4,297	5,032	5,141	5,190	0,580
	800	6,382	4,799	5,586	5,061	6,180	4,882	4,772	4,172	5,341	5,339	5,250	0,670
	900	6,029	4,808	5,362	4,931	5,728	4,824					5,280	0,510
v_{t2} (m/s)	700	8,721	6,189	7,334	6,085	8,214	7,342	6,528	5,634	6,060	6,954	6,910	1,000
	800	8,026	6,881	7,072	5,906	8,102	7,508	6,539	5,467	6,097	7,395	6,900	0,890
	900	8,481	7,085	7,284	6,126	7,838	7,201					7,340	0,790
t_{t1-t3} (s)	700	0,324	0,288	0,400	0,360	0,348	0,312	0,360	0,368	0,344	0,352	0,346	0,031
	800	0,320	0,320	0,404	0,360	0,340	0,344	0,332	0,388	0,344	0,344	0,350	0,027
	900	0,312	0,304	0,396	0,348	0,364	0,324					0,341	0,035
t_{t2-t3} (s)	700	0,132	0,144	0,136	0,132	0,124	0,152	0,148	0,164	0,176	0,160	0,147	0,016
	800	0,144	0,132	0,144	0,132	0,132	0,140	0,160	0,184	0,188	0,160	0,152	0,021
	900	0,124	0,128	0,140	0,132	0,148	0,156					0,138	0,012

Tab. A.3 Daten der einzelnen Probanden für die Winkel in den einzelnen Bewegungsrichtungen pro Gelenk und Speergewicht (m_j). Alle Angaben erfolgen in [°].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
SG	h.Ext	700	22,62	27,30	14,61	26,76	4,36	29,02	36,19	22,67	32,68	29,55	24,58	9,27
		800	23,90	26,26	24,37	26,64	6,53	31,64	36,39	27,79	29,95	30,59	26,41	7,92
		900	22,07	26,33	26,52	25,58	10,54	32,68					23,95	7,41
	Ar	700	133,28	164,16	139,78	135,27	139,03	130,80	137,69	153,21	148,38	153,39	143,50	10,77
		800	134,16	151,98	145,36	139,49	137,04	128,28	136,42	154,96	150,41	155,41	143,35	9,56
		900	129,76	167,03	141,42	138,53	140,75	131,30					143,50	10,77
	Abd	700	73,98	66,92	79,79	64,76	78,85	64,60	88,66	67,41	81,08	91,33	75,74	9,77
		800	71,72	66,03	72,22	65,39	80,42	69,97	80,83	64,78	81,87	95,38	74,86	9,70
		900	73,14	67,55	70,11	64,96	74,29	66,76					75,74	9,77
EG	Flex	700	99,94	97,44	88,93	98,84	97,37	92,99	95,83	98,03	91,15	109,47	97,00	5,63
		800	100,66	99,35	87,92	98,53	102,17	91,14	99,55	93,79	97,48	114,31	98,49	7,14
		900	96,66	99,50	84,29	97,92	96,56	91,71					94,44	5,62
	Val	700	7,26	14,25	23,98	25,92	21,69	27,95	17,33	22,83	31,72	14,42	20,73	7,38
		800	9,88	20,03	28,11	26,66	26,14	25,96	18,46	23,15	31,86	21,77	23,20	6,14
		900	8,37	10,24	25,37	25,29	25,27	26,67					20,20	8,48
HG	d.Ext	700	41,46	30,15	38,35	33,81	35,59	31,89	39,25	38,09	14,96	30,92	33,45	7,14
		800	39,80	32,77	33,73	32,89	33,31	29,06	37,84	33,73	13,59	30,09	31,68	7,10
		900	42,08	44,18	34,79	36,67	36,35	32,38					37,74	4,49

Tab. A.4 Daten der einzelnen Probanden für die Winkelgeschwindigkeit in den einzelnen Bewegungsrichtungen pro Gelenk und Speergewicht (m_j). Alle Angaben erfolgen in [$^{\circ}$ /s].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s	
SG	lr_{t3}	700	2321,07	1478,38	2579,03	1577,53	1919,05	2176,05	1997,97	2428,93	1942,53	1359,27	1977,98	410,89	
		800	1898,49	2615,12	2653,66	1464,42	1670,42	1675,43	2534,47	3332,32	1655,81	1511,58	2101,17	635,27	
		900	1690,11	2218,93	2609,44	1096,78	1594,98	1845,02					1842,54	523,54	
	lr	700	3970,25	4693,72	3250,50	3301,36	3794,78	4113,61	4076,18	3961,37	2914,16	4252,59	3832,85	533,10	
		800	4647,16	4171,99	3861,92	4318,25	3988,48	4108,70	3662,74	3780,52	3605,94	4569,02	4071,47	360,65	
		900	3757,94	4853,45	3257,30	3994,47	3470,57	3793,71					3854,57	554,00	
	Ar	700	364,54	749,17	421,62	727,95	327,86	366,68	478,96	429,85	740,73	640,39	524,77	170,89	
		800	325,30	591,83	683,38	711,03	483,53	320,62	583,69	450,93	709,25	617,74	547,73	146,76	
		900	368,61	660,66	482,23	750,46	391,44	337,22					498,44	169,94	
	h.Flex	700	641,95	432,16	284,24	404,65	218,68	463,07	507,15	329,89	442,43	606,08	433,03	133,17	
		800	588,87	452,46	431,83	443,71	274,53	451,55	401,04	386,48	408,60	611,03	445,01	96,77	
		900	527,64	415,95	421,43	397,91	363,11	480,92					434,49	59,63	
	h.Ext	700	226,50	384,77	175,73	208,87	238,32	260,05	319,97	180,38	359,64	144,06	249,83	81,07	
		800	242,62	317,18	430,09	217,73	289,24	276,31	306,74	275,83	355,47	171,47	288,27	72,12	
		900	241,45	386,92	352,93	280,10	543,55	267,06					345,33	111,58	
	Abd	700	547,09	446,14	403,52	430,87	604,53	683,61	519,26	475,04	365,70	244,49	472,03	124,87	
		800	641,82	500,31	620,58	396,15	562,17	563,44	691,77	514,31	377,26	173,63	504,14	153,37	
		900	537,36	416,94	671,58	291,47	483,23	714,74					519,22	158,36	
	Add	700	450,13	163,93	251,87	208,87	472,33	349,13	237,26	136,92	408,84	107,72	278,70	132,75	
		800	442,19	99,02	407,15	219,95	408,76	420,97	312,71	123,61	366,16	113,44	291,40	139,31	
		900	390,60	104,35	385,12	263,24	531,05	309,61	0	0	0	0	330,66	143,47	
	EG	Ext	700	1944,30	1884,41	1988,75	1793,53	1871,26	1695,65	1924,98	1732,72	1577,72	1891,89	1830,52	128,35
			800	2050,49	1902,31	2105,28	1640,33	1965,39	1635,73	2153,25	1662,87	1641,14	2051,18	1880,80	214,18
			900	1828,81	1796,99	2032,69	1448,65	1869,78	1687,64					1777,43	196,40
Flex		700	574,71	308,02	489,33	476,02	311,59	439,99	596,88	467,51	442,97	420,48	452,75	94,23	
		800	569,13	281,52	503,25	487,60	348,08	418,75	581,20	471,97	546,34	528,56	473,64	97,61	
		900	520,62	295,54	518,62	478,95	325,63	434,68					429,01	97,41	
HG	d.Ext	700	374,30	773,41	606,82	586,59	546,46	606,58	793,00	354,16	668,50	872,72	618,25	160,49	
		800	554,82	650,07	547,02	610,07	562,92	600,69	710,72	355,15	694,72	880,70	616,69	135,82	
		900	430,72	748,23	618,39	626,49	607,17	657,36					614,73	103,64	
	p.Flex	700	1646,45	1997,81	1884,21	697,65	1839,12	1227,46	1895,91	1727,28	1316,21	1365,72	1559,78	383,98	
		800	2382,30	2030,12	728,75	1389,35	1498,51	947,21	1862,15	1038,07	696,59	1487,74	1406,08	565,10	
		900	1754,29	1162,25	2242,76	1100,08	2120,15	1173,18					1592,12	515,91	

Tab. A.5 Daten der einzelnen Probanden für den Einsatz der Hauptbewegungen in den Einzelgelenken für alle Speergewichte (m_j). Die Angaben erfolgen in [%].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
SG	h.Flex	700	78,05	79,45	85,15	80,22	84,09	74,68	76,92	79,57	72,41	77,53	78,81	3,87
		800	77,78	80,25	85,29	80,22	82,56	79,31	73,81	76,53	67,82	75,86	77,94	4,87
		900	78,48	79,22	85,00	79,55	80,43	76,83					79,92	2,77
	Abd	700	85,37	78,08	87,13	82,42	86,36	81,01	87,91	81,72	77,01	82,02	82,90	3,73
		800	82,72	79,01	85,29	83,52	83,72	83,91	80,95	77,55	72,41	80,46	80,95	3,85
		900	86,08	79,22	86,00	82,95	82,61	81,71					83,09	2,63
	lr	700	90,24	97,26	90,10	95,60	94,32	89,87	90,11	96,77	87,36	89,89	92,15	3,49
		800	92,59	95,06	92,16	96,70	89,53	91,95	86,90	93,88	86,21	93,10	91,81	3,36
		900	92,41	97,40	91,00	92,05	93,48	90,24					92,76	2,54
EG	Ext	700	84,15	84,93	87,13	86,81	80,68	84,81	86,81	83,87	85,06	85,39	84,96	1,88
		800	85,19	85,19	88,24	87,91	82,56	86,21	83,33	81,63	85,06	86,21	85,15	2,15
		900	84,81	81,82	88,00	87,50	81,52	84,15					84,63	2,74
HG	p.Flex	700	92,68	95,89	95,05	94,51	94,32	94,94	95,60	92,47	93,10	94,38	94,29	1,12
		800	93,83	93,83	94,12	94,51	94,19	95,40	94,05	90,82	93,10	95,40	93,92	1,30
		900	94,94	93,51	95,00	94,32	92,39	95,12					94,21	1,08

Tab. A.6 Daten der einzelnen Probanden für die Kräfte in den einzelnen Bewegungsrichtungen pro Gelenk und Speergewicht (m_j). Alle Angaben erfolgen in [N].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
SG	Sup.	700	412,32	320,16	352,68	293,23	469,45	268,89	278,84	258,01	291,99	291,22	323,68	68,53
		800	462,28	303,74	361,25	310,88	452,79	267,40	297,73	275,99	293,30	358,47	338,38	69,87
		900	349,43	317,42	338,29	337,54	460,14	264,85					344,61	64,13
	Inf.	700	616,83	507,95	401,27	573,26	316,15	539,28	331,89	544,15	294,18	452,93	457,79	116,02
		800	608,87	512,61	285,22	569,99	365,84	492,91	319,81	445,86	317,45	495,99	441,45	113,31
		900	577,90	544,05	352,99	521,14	283,66	448,80					454,76	115,94
	Ant.	700	523,99	365,04	402,99	513,55	333,09	383,60	316,83	333,54	356,04	422,72	395,14	72,87
		800	564,45	364,58	419,24	528,64	357,69	403,00	347,90	340,47	340,75	458,49	412,52	80,72
		900	534,01	354,94	452,80	502,54	393,53	395,12					438,82	69,73
	komp.	700	1173,27	908,01	1178,05	908,29	799,38	702,89	710,89	831,48	576,12	936,49	872,49	194,43
		800	1286,96	987,16	730,07	1012,37	992,25	620,28	434,21	537,39	514,60	650,25	776,55	277,40
		900	1106,76	512,09	1305,33	795,54	625,98	687,25					838,83	305,39
EG	med.	700	487,02	386,97	419,96	414,51	449,27	330,57	293,38	304,44	272,11	309,74	366,80	74,22
		800	530,91	370,90	441,53	423,73	433,22	349,40	314,01	297,61	250,21	346,07	375,76	82,52
		900	478,15	409,34	451,02	419,11	458,86	333,95					425,07	51,42
	komp.	700	1421,98	1135,22	1372,50	1150,28	849,58	997,23	943,45	1106,22	687,00	1288,66	1095,21	232,25
		800	1491,00	1242,30	562,28	1260,79	1112,70	872,78	570,30	575,03	678,63	859,30	922,51	336,08
		900	1263,00	612,02	1460,76	1057,68	764,58	908,61					1011,11	315,71
HG	pal.	700	369,12	267,67	292,28	287,49	282,43	232,18	224,02	230,18	192,81	247,26	262,54	46,73
		800	370,13	273,65	308,95	300,12	269,01	245,20	235,73	222,26	172,84	252,73	265,06	53,78
		900	350,06	292,22	338,11	302,30	288,36	236,23					301,21	40,54
	komp.	700	1079,61	906,05	1000,75	868,51	633,96	773,15	768,60	862,29	529,92	1027,27	845,01	164,90
		800	1143,41	992,75	436,80	1017,24	848,66	693,69	473,46	449,11	535,61	753,94	734,47	259,63
		900	977,92	487,68	1079,36	864,44	608,45	718,04					789,31	225,44

Tab. A.7 Daten der einzelnen Probanden für die Momente in den einzelnen Bewegungsrichtungen pro Gelenk und Speergewicht (m_j). Alle Angaben erfolgen in [N m].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
SG	lr	700	156,40	118,65	125,54	125,14	127,52	100,73	93,17	89,93	78,03	103,84	111,90	23,10
		800	161,77	112,76	128,86	126,82	123,78	108,60	97,48	87,80	69,54	107,76	112,52	25,27
		900	151,92	126,23	137,43	126,81	134,37	103,82					130,10	15,90
	h.Flex	700	159,95	120,78	140,06	143,51	127,84	124,19	104,68	85,70	106,67	128,14	124,15	21,38
		800	170,94	120,96	156,78	145,32	125,22	136,27	108,84	95,60	101,31	135,08	129,63	24,15
		900	166,80	126,58	173,38	143,55	141,23	131,50					147,17	18,92
	Abd	700	129,20	115,11	128,20	97,10	139,51	106,27	85,33	89,80	83,46	76,13	105,01	22,10
		800	150,87	99,56	139,07	107,71	125,31	97,84	93,26	100,46	84,91	97,36	109,63	21,53
		900	115,72	105,66	134,99	109,29	137,37	101,41					117,41	15,30
Add	700	139,38	74,75	71,60	92,54	44,83	148,92	67,97	121,43	58,04	88,08	90,75	34,99	
	800	125,49	96,93	61,46	91,81	48,34	134,47	62,89	107,28	68,60	104,95	90,22	28,97	
	900	125,01	143,37	36,06	91,94	36,63	115,86					91,48	45,81	
EG	Ext	700	-5,24	4,22	10,56	-3,70	24,98	-3,14	-1,27	-7,06	4,15	-4,74	1,88	9,78
		800	-6,22	4,83	9,75	-3,86	22,93	-3,87	-4,13	-3,87	2,15	-8,90	0,88	9,55
		900	-7,18	7,42	20,60	-2,88	19,80	-2,39					5,90	12,07
	Flex	700	46,36	63,24	47,50	65,90	38,91	27,43	18,88	33,91	50,20	30,50	42,28	15,25
		800	51,11	44,51	38,75	67,82	58,21	29,37	19,95	39,10	38,95	44,22	43,20	13,68
		900	51,19	34,21	74,55	54,29	42,67	30,65					47,93	15,96
	Val	700	149,70	113,36	118,79	118,74	126,45	95,90	88,06	88,96	74,97	100,54	107,55	22,09
		800	158,00	110,74	125,68	121,03	123,04	103,48	92,71	86,49	66,88	108,93	109,70	24,93
		900	143,88	121,85	131,95	120,34	132,73	98,67					124,90	15,42
HG	d.Ext	700	12,21	2,44	17,42	11,89	7,21	8,90	5,25	6,52	8,07	0,51	8,04	4,69
		800	6,32	2,15	8,50	4,15	10,09	4,88	4,72	8,89	7,32	3,81	6,08	2,56
		900	4,52	14,52	16,12	5,76	8,33	8,83					9,68	4,68
	p.Flex	700	18,95	18,10	14,64	15,77	15,20	14,50	10,60	10,55	13,30	12,78	14,44	2,65
		800	21,21	16,93	15,43	16,20	14,66	16,00	11,52	10,99	12,35	13,88	14,92	3,01
		900	17,79	14,33	16,76	16,43	15,19	14,87					15,89	1,31

Tab. A.8 Daten der einzelnen Probanden die maximale Transferleistung, exzentrische und konzentrische Muskelleistung pro Gelenk und Speergewicht (m_j). Alle Angaben erfolgen in [W].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
SG	P_t^+	700	5320,23	4152,65	4064,68	3866,08	3231,01	3119,00	2835,99	3109,59	2450,77	4260,57	3641,06	848,74
		800	5849,89	3989,77	4663,84	4063,72	3495,05	3222,64	2895,36	3111,23	2169,21	4781,55	3824,23	1074,45
		900	5056,27	3931,32	4465,76	3434,42	3706,37	2806,16					3900,05	788,52
	P_m^+	700	1213,66	864,29	1014,24	364,72	555,05	279,69	540,22	65,84	583,25	801,58	628,25	349,58
		800	1077,91	736,74	1043,47	1070,48	760,86	249,23	645,72	127,59	479,07	759,38	695,04	331,49
		900	856,46	671,95	1469,68	726,54	1201,04	257,86					863,92	425,13
	P_m^-	700	1595,29	1864,06	1506,21	1256,56	1959,80	1453,10	687,90	754,48	996,98	668,15	1274,25	479,03
		800	1918,67	1378,66	2415,59	1353,14	2063,28	1587,68	1006,31	936,97	964,97	574,03	1419,93	578,81
		900	1326,25	1657,90	2224,80	1582,99	2781,22	1293,42					1811,10	581,53
EG	P_t^+	700	7746,77	5568,51	5826,83	6220,89	5538,61	4114,03	3919,71	4615,78	3383,21	6132,26	5306,66	1307,56
		800	8604,84	5494,55	6989,12	6379,97	5074,89	4146,58	4372,55	4414,27	2570,58	6742,67	5479,00	1738,95
		900	7646,76	5806,48	7236,58	5454,83	5332,21	3808,83					5880,95	1395,55
	P_m^+	700	273,71	492,60	185,92	380,01	342,12	308,16	79,90	163,34	415,21	326,65	296,76	124,74
		800	384,47	432,97	374,45	419,23	196,43	340,83	178,31	171,33	326,42	437,69	326,21	106,00
		900	256,00	579,33	205,46	352,98	701,41	301,40					399,43	196,73
	P_m^-	700	1539,89	1982,66	1365,20	1963,77	1222,24	721,95	460,13	803,78	1135,03	873,82	1206,85	514,49
		800	1645,33	1502,11	1337,39	1461,88	1816,12	650,52	602,61	693,59	960,77	1242,02	1191,24	438,45
		900	1629,24	984,68	2114,79	940,56	1479,76	785,46					1322,41	508,91
HG	P_t^+	700	8140,86	5748,27	5841,54	5390,43	5209,03	4390,37	4198,25	5322,22	3737,53	7275,48	5525,40	1282,91
		800	7986,93	5443,29	6693,08	6192,20	4848,23	4408,51	4622,25	4176,23	3206,70	6179,99	5375,74	1406,21
		900	7445,69	5768,65	7518,82	5308,04	5380,30	4224,49					5941,00	1299,59
	P_m^+	700	10,09	76,61	16,12	50,91	16,96	14,06	14,43	11,63	16,40	84,72	31,19	27,14
		800	36,24	48,00	19,91	45,69	25,77	20,41	13,05	8,84	24,02	63,38	30,53	17,33
		900	4,50	46,09	7,43	22,05	14,50	4,67					16,54	15,98
	P_m^-	700	371,67	194,12	606,96	141,10	182,62	138,68	119,65	176,47	141,99	179,14	225,24	143,91
		800	178,00	160,86	130,46	144,36	161,20	146,51	112,73	95,02	140,41	182,06	145,16	27,39
		900	126,24	202,75	666,07	148,61	263,47	146,25					258,90	205,63

Tab. A.9 Daten der einzelnen Probanden die transferierten Energie, exzentrische und konzentrische Muskelarbeit pro Gelenk und Speergewicht (m_j). Alle Angaben erfolgen in [J].

Gelenk	Bewegung	m_j	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	\bar{x}	s
SG	W_t^+	700	382,01	303,80	310,36	286,11	249,72	296,23	226,53	290,12	201,82	338,73	288,54	52,60
		800	424,95	286,45	376,59	303,67	264,76	282,23	236,24	271,35	176,55	353,01	297,58	71,58
		900	373,95	281,85	375,05	262,54	266,63	263,86					303,98	55,06
	W_m^+	700	40,25	16,14	29,82	7,63	16,28	6,92	15,95	0,18	11,15	30,88	17,52	12,49
		800	24,19	15,67	22,81	16,76	18,63	5,84	13,36	1,42	10,85	4,56	13,41	7,70
		900	29,78	11,25	45,36	15,14	30,01	7,79					23,22	14,32
	W_m^-	700	68,43	69,91	70,97	53,66	66,17	90,92	49,21	59,19	48,05	39,32	61,58	14,85
		800	90,48	49,36	103,87	60,19	65,99	93,48	59,30	47,76	46,12	38,19	65,47	22,71
		900	68,93	63,56	105,76	62,28	93,06	88,96					80,43	18,00
EG	W_t^+	700	593,51	477,10	461,94	488,29	395,40	383,54	359,11	433,99	317,44	560,07	447,04	87,21
		800	646,22	472,78	553,40	534,79	408,13	392,21	364,19	414,90	293,43	596,32	467,64	112,25
		900	574,91	452,55	558,20	456,88	398,19	363,13					467,31	84,61
	W_m^+	700	26,88	15,90	11,42	18,24	12,52	16,36	3,35	16,20	11,78	15,34	14,80	5,97
		800	28,35	17,57	18,20	18,62	13,18	12,65	6,44	18,05	12,24	20,57	16,59	5,90
		900	25,85	18,98	14,36	18,90	22,36	14,95					19,23	4,38
	W_m^-	700	38,69	15,82	23,58	25,31	17,44	9,99	13,49	12,52	23,40	20,55	20,08	8,33
		800	34,83	21,32	28,30	19,58	23,92	8,88	19,59	18,03	15,57	24,00	21,40	7,07
		900	33,78	16,42	40,67	11,29	26,30	13,12					23,60	11,96
HG	W_t^+	700	462,13	342,24	366,84	329,44	301,44	291,97	277,42	318,12	217,83	401,25	330,87	64,64
		800	497,16	356,02	390,07	370,08	313,27	290,80	286,96	296,80	204,78	378,76	338,47	78,84
		900	446,42	325,42	442,23	325,69	332,57	276,64					358,16	69,69
	W_m^+	700	0,19	2,52	0,54	1,52	0,81	0,41	0,69	0,26	0,63	2,48	1,00	0,82
		800	0,44	1,90	0,51	1,32	1,20	0,77	0,54	0,11	0,71	2,33	0,98	0,70
		900	0,00	1,25	0	0,07	0	0,01					0,22	0,51
	W_m^-	700	8,44	4,84	7,75	4,13	5,47	5,17	2,95	3,38	3,73	4,05	4,99	1,72
		800	6,78	4,20	4,65	3,58	5,01	4,11	3,72	4,66	3,31	4,21	4,42	0,98
		900	1,13	6,43	0,24	2,16	0,28	0,06					1,72	2,44

B.1.2 Normalverteilungsstatistik

Tab. A.10 Angaben zur Normalverteilung der Differenzen der verschiedenen kinematischen Kenngrößen für den Vergleich des 700-g- & 800-g-Speers sowie des 800-g- & 900-g-Speers. angegeben sind die Teststatistik (W) und das Signifikanzniveau (p).

		700 g & 800 g		800 g & 900 g	
		W	p	W	p
Speer	v_{t1}	0,904	0,241	0,961	0,830
	v_{t2}	0,965	0,836	0,852	0,162
	t_{t1-t3}	0,921	0,367	0,771	0,032
	t_{t2-t3}	0,902	0,232	0,901	0,377
	v_0	0,955	0,728	0,922	0,522
	\hat{a}	0,912	0,295	0,882	0,280
	\hat{F}_a	0,968	0,870	0,867	0,215
	$^*t_{\hat{F}_a}$	0,786	0,010	0,969	0,889
	\hat{P}_a	0,971	0,903	0,892	0,331
<i>Gelenkwinkel</i>					
SG	Ar.	0,850	0,059	0,869	0,220
	Abd.	0,912	0,292	0,960	0,818
	h.Ext.	0,892	0,176	0,794	0,052
EG	Flex.	0,964	0,832	0,895	0,345
	Val.	0,965	0,838	0,777	0,036
	Sup.	0,913	0,303	0,908	0,424
	Pro.	0,897	0,204	0,953	0,763
HG	d.Ext.	0,914	0,311	0,744	0,017
<i>Gelenkwinkelgeschwindigkeiten</i>					
SG	lr _{t3}	0,905	0,250	0,945	0,696
	lr.	0,956	0,733	0,849	0,155
	Ar.	0,919	0,345	0,833	0,114
	h.Flex.	0,981	0,968	0,908	0,426
	h.Ext.	0,812	0,020	0,899	0,366
	Abd.	0,967	0,859	0,780	0,039
	Add.	0,914	0,310	0,993	0,995
EG	Ext.	0,969	0,882	0,942	0,679
	Flex.	0,826	0,030	0,854	0,168
HG	p.Flex.	0,965	0,837	0,952	0,752
	d.Ext.	0,893	0,181	0,816	0,081
<i>lineare Geschwindigkeiten</i>					
SG	$ v_s $	0,929	0,435	0,969	0,883
	ant.	0,897	0,202	0,939	0,650
EG	$ v_e $	0,934	0,487	0,841	0,132
HG	$ v_h $	0,974	0,928	0,985	0,974
<i>relative Zeitpunkte</i>					
SG	h.Flex.	0,944	0,598	0,965	0,860
	Abd.	0,975	0,929	0,948	0,724
	lr.	0,932	0,469	0,961	0,829
	$ v_s $	0,951	0,681	0,871	0,231
	$\hat{v}_{ant.}$	0,939	0,541	0,974	0,920
	M_Σ	0,930	0,443	0,983	0,965
EG	Ext.	0,806	0,017	0,841	0,133
	$ v_e $	0,976	0,937	0,988	0,985
HG	p.Flex.	0,932	0,468	0,909	0,430
	$ v_h $	0,937	0,520	0,969	0,886

Tab. A.11 Angaben zur Normalverteilung der Differenzen der verschiedenen kinetischen Kenngrößen für den Vergleich des 700-g- & 800-g-Speers sowie des 800-g- & 900-g-Speers. Angegeben sind die Teststatistik (W) und das Signifikanzniveau (p).

		700 g & 800 g		800 g & 900 g	
		W	p	W	p
<i>Gelenreaktionskräfte</i>					
SG	sup.	0,910	0,283	0,792	0,049
	inf.	0,909	0,277	0,918	0,489
	ant.	0,970	0,891	0,850	0,156
	prox.	0,920	0,357	0,895	0,345
EG	med.	0,927	0,417	0,968	0,880
	prox.	0,930	0,447	0,864	0,203
HG	pal.	0,905	0,250	0,943	0,679
	prox.	0,936	0,505	0,881	0,274
<i>Gelenkmomente</i>					
SG	lr.	0,939	0,541	0,930	0,580
	h.Flex.	0,977	0,945	0,837	0,124
	Abd.	0,904	0,241	0,792	0,050
	Add.	0,901	0,225	0,841	0,133
	Σ	0,916	0,327	0,890	0,318
EG	Ext.	0,962	0,804	0,875	0,246
	Flex.	0,962	0,812	0,800	0,059
	Var.	0,890	0,169	0,929	0,574
HG	d.Ext.	0,914	0,308	0,921	0,516
	p.Flex.	0,957	0,751	0,934	0,614
<i>Leistung</i>					
SG	P_t^+	0,948	0,648	0,981	0,958
	P_m^+	0,761	0,005	0,893	0,333
	P_m^-	0,923	0,378	0,970	0,892
EG	P_t^+	0,990	0,997	0,807	0,068
	P_m^+	0,967	0,857	0,829	0,106
	P_m^-	0,961	0,802	0,885	0,293
HG	P_t^+	0,941	0,569	0,959	0,815
	P_m^+	0,946	0,621	0,976	0,928
	P_m^-	0,639	0,000	0,714	0,009
<i>Arbeit</i>					
SG	W_t^+	0,913	0,301	0,872	0,233
	W_m^+	0,872	0,106	0,935	0,615
	W_m^-	0,965	0,845	0,977	0,937
EG	W_t^+	0,946	0,621	0,902	0,386
	W_m^+	0,940	0,555	0,919	0,501
	W_m^-	0,840	0,045	0,978	0,942
HG	W_t^+	0,946	0,618	0,914	0,465
	W_m^+	0,457	0,228	0,878	0,259
	W_m^-	0,981	0,954	0,846	0,145

B.2 Rohdaten und Normalverteilung Energieerzeugung und -transfer

Tab. A.12 Übersicht über die Einzeldaten der Probanden für den Energietransfer im Schultergelenk und die Normalverteilungsstatistik (NV).

Parameter	Einheit	Proband										NV	
		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	W	p
* \hat{P}_t^+	[W/(N m)]	2,760	2,413	2,456	2,369	2,050	1,765	1,996	1,722	1,723	2,593	0,910	0,281
* W_t^+	[J/(N m)]	0,200	0,173	0,198	0,177	0,155	0,155	0,163	0,150	0,140	0,191	0,718	0,001
* \hat{P}_{supinf}	[W/(N m)]	0,096	0,403	0,053	0,141	0,301	0,251	0,294	0,242	0,156	0,203	0,963	0,827
* $\hat{P}_{antpost}$	[W/(N m)]	1,750	1,230	1,457	1,473	1,631	1,256	1,073	0,786	1,071	1,467	0,845	0,032
* $\hat{P}_{proxdist}$	[W/(N m)]	1,242	1,172	1,058	1,224	0,355	0,659	0,945	1,061	0,679	1,037	0,852	0,039
* $\hat{F}_{ant.}$	[N/N]	0,519	0,419	0,413	0,573	0,401	0,415	0,458	0,362	0,479	0,490	0,752	0,003
* $\hat{F}_{prox.}$	[N/N]	1,184	1,134	0,719	1,098	1,112	0,639	0,572	0,571	0,724	0,695	0,876	0,077
$\hat{v}_{ant.}$	[m/s]	7,744	6,241	6,871	6,608	7,930	6,599	6,436	5,972	6,747	7,171	0,660	0,000
$\hat{v}_{prox.}$	[m/s]	5,076	3,445	5,309	3,317	4,060	3,348	2,964	2,848	3,939	4,076	0,851	0,038
$s_{t2-t3,ant.}$	[m]	0,716	0,638	0,734	0,547	0,826	0,708	0,621	0,645	0,705	0,662	0,696	0,001

Tab. A.13 Übersicht über die Einzeldaten der Probanden für den Energietransfer im Ellenbogen und die Normalverteilungsstatistik (NV).

Parameter	Einheit	Proband										NV	
		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	W	p
* \hat{P}_t^+	[W/(N m)]	4,060	3,323	3,681	3,720	2,976	2,271	3,015	2,444	2,042	3,657	0,840	0,028
* W_t^+	[J/(N m)]	0,305	0,286	0,291	0,312	0,239	0,215	0,251	0,230	0,233	0,323	0,749	0,003
* $\hat{P}_{medlat.}^+$	[W/(N m)]	3,008	1,902	1,714	2,046	2,031	1,339	1,732	1,245	0,786	1,340	0,940	0,550
* $\hat{P}_{antpost.}^+$	[W/(N m)]	0,486	0,459	0,251	0,555	0,136	0,197	0,439	0,509	0,283	0,965	0,933	0,412
* $\hat{P}_{proxdist.}^+$	[W/(N m)]	2,070	2,974	2,930	3,117	1,976	1,616	1,643	1,994	2,108	3,222	0,868	0,062
$\hat{v}_{med.}$	[m/s]	12,835	8,854	7,966	8,476	8,563	7,323	8,608	7,915	5,114	7,154	0,836	0,025
$\hat{v}_{prox.}$	[m/s]	9,426	10,701	12,362	11,011	10,701	10,500	10,228	9,542	11,260	13,934	0,716	0,001
* $\hat{F}_{med.}$	[N/N]	0,488	0,426	0,435	0,460	0,485	0,360	0,414	0,316	0,352	0,370	0,747	0,002
* $\hat{F}_{prox.}$	[N/N]	1,372	1,428	0,554	1,367	1,246	0,899	0,751	0,611	0,954	0,918	0,906	0,191
$s_{t2-t3,med.}$	[m]	1,089	0,812	0,776	0,777	0,835	0,769	0,844	0,812	0,419	0,723	0,778	0,005
$s_{t2-t3,prox.}$	[m]	1,022	0,953	1,252	1,037	1,049	1,121	1,094	1,217	1,409	1,321	0,731	0,002

Tab. A.14 Übersicht über die Einzeldaten der Probanden für den Energietransfer im Handgelenk und die Normalverteilungsstatistik (NV).

Parameter	Einheit	Proband										NV	
		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	W	p
* \hat{P}_t^+	[W/(Nm)]	3,768	3,292	3,525	3,610	2,843	2,415	3,187	2,312	2,547	3,352	0,778	0,005
* W_t^+	[J/(Nm)]	0,235	0,215	0,205	0,216	0,184	0,159	0,198	0,164	0,163	0,205	0,729	0,002
* $\hat{P}_{raduln.}^+$	[W/(Nm)]	0,030	0,022	0,056	0,133	0,608	0,127	0,098	0,016	0,096	0,096	0,594	0,005
* $\hat{P}_{paldors.}^+$	[W/(Nm)]	3,087	2,022	1,829	2,112	1,740	1,494	2,139	1,352	1,119	1,468	0,921	0,297
* $\hat{P}_{proxdist.}^+$	[W/(Nm)]	1,427	2,049	2,059	2,210	0,992	1,016	1,309	1,337	1,651	2,596	0,936	0,447
$\hat{v}_{pal.}$	[m/s]	20,642	18,379	20,114	19,319	17,136	17,203	17,771	16,707	15,465	20,212	0,661	0,000
$\hat{v}_{prox.}$	[m/s]	9,412	10,558	12,368	10,132	9,581	9,888	9,811	9,176	10,873	12,958	0,710	0,001
* $\hat{F}_{pal.}$	[N/N]	0,341	0,314	0,304	0,325	0,301	0,252	0,310	0,236	0,243	0,270	0,714	0,001
* $\hat{F}_{prox.}$	[N/N]	1,052	1,141	0,430	1,103	0,951	0,714	0,624	0,477	0,753	0,806	0,914	0,243
$s_{t2-t3,pal.}$	[m]	1,519	1,175	1,147	1,057	1,042	1,080	1,322	1,308	0,823	1,200	0,781	0,006
$s_{t2-t3,prox.}$	[m]	1,028	0,958	1,266	0,996	0,918	1,050	1,086	1,199	1,408	1,273	0,756	0,003

Tab. A.15 Übersicht über die Einzeldaten der Probanden für den Eintrag von Energie und den Ellenbogenwinkel zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes sowie der Normalverteilungsstatistik (NV).

Parameter	Einheit	Proband										NV	
		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	W	p
* $\hat{P}_{m,SG}^+$	[W/(Nm)]	0,509	0,446	0,550	0,624	0,446	0,137	0,445	0,071	0,381	0,412	0,875	0,113
* $\hat{P}_{m,EG}^+$	[W/(Nm)]	0,181	0,262	0,197	0,244	0,115	0,187	0,123	0,095	0,259	0,237	0,895	0,136
* $\hat{P}_{m,HG}^+$	[W/(Nm)]	0,017	0,029	0,010	0,027	0,015	0,011	0,009	0,005	0,019	0,034	0,954	0,699
* $W_{m,SG}^+$	[J/(Nm)]	0,011	0,009	0,012	0,010	0,011	0,003	0,009	0,001	0,009	0,002	0,843	0,030
* $W_{m,EG}^+$	[J/(Nm)]	0,013	0,011	0,010	0,011	0,008	0,007	0,004	0,010	0,010	0,011	0,868	0,061
* $W_{m,HG}^+$ ¹	[J/(Nm)]	20,693	115,215	26,713	76,681	70,110	42,371	37,097	6,265	56,491	126,239	0,920	0,286
* $\hat{P}_{m,h.Flex}^+$	[W/(Nm)]	0,610	0,441	0,492	0,458	0,262	0,398	0,347	0,180	0,435	0,554	0,908	0,200
* $\hat{P}_{m,lr}^+$	[W/(Nm)]	0,887	1,020	0,293	1,216	0,680	0,456	0,667	0,185	0,314	0,758	0,958	0,759
* $\hat{P}_{m,Abd}^+$	[W/(Nm)]	0,285	0,275	0,386	0,194	0,327	0,098	0,169	0,234	0,187	0,075	0,961	0,803
* $\hat{P}_{m,h.Flex+Abd}^+$	[W/(Nm)]	0,895	0,716	0,878	0,652	0,589	0,496	0,515	0,414	0,622	0,630	0,876	0,079
* $\hat{M}_{h.Flex}$	[Nm/(Nm)]	0,081	0,073	0,083	0,085	0,073	0,075	0,075	0,053	0,080	0,073	0,661	0,000
* \hat{M}_{Abd}	[Nm/(Nm)]	0,071	0,060	0,073	0,063	0,073	0,054	0,064	0,056	0,067	0,053	0,713	0,001
* \hat{M}_{Σ}	[Nm/(Nm)]	0,215	0,193	0,217	0,204	0,213	0,178	0,185	0,142	0,188	0,169	0,699	0,001
$\hat{\omega}_{h.Flex.}$	[°/s]	588,870	452,462	431,831	443,708	274,529	451,547	401,045	386,478	408,598	611,027	0,832	0,022
$\hat{\omega}_{Abd.}$	[°/s]	641,815	500,311	620,579	396,149	562,167	563,442	691,767	514,311	377,263	173,634	0,867	0,060
$\phi_{flex.,t2}$	[°]	58,202	79,140	51,325	67,790	81,653	58,624	57,488	50,980	44,911	68,598	0,829	0,020

¹ Die in dieser Zeile angegebenen Werte müssen mit 10^{-5} multipliziert werden (mit Ausnahme der Statistik).

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Heike Ruttloff, Frank Warschun

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und ist auch noch nicht veröffentlicht worden.

Leipzig, den 8.11.2019

Hans-Peter Köhler

Thesen

Problem- und Zielstellung

1. Im Speerwurf erfolgt die Ausbildung anhand eines Technikmodells, das durch Beispiele aus der Praxis immer wieder infrage gestellt wird. Die Technikanweisungen stehen auch im Widerspruch zu den Forschungsergebnissen aus anderen Wurfdisziplinen wie dem Baseball oder dem Handball.
2. Im Baseball, eine dem Speerwurf sehr ähnliche Wurfart, wurden die Antriebsmechanismen des Wurfarms bereits genauer untersucht. Verschiedene Autoren konnten herausstellen, dass die Bewegungen des Wurfarms fast ausschließlich durch vorgeschaltete Segmente und somit durch einen Transfer von Energie angetrieben werden. Die Bewegungen des Ellenbogens und des Handgelenks erfolgen ausschließlich durch die Bewegungen der vorgeschalteten Segmente; im Schultergelenk werden die Bewegungen ebenfalls zu einem großen Teil durch die Energie proximaler Segmente angetrieben, jedoch spielt zusätzlich ein Eintrag von Energie eine Rolle (Hirashima et al., 2007; Naito & Maruyama, 2008). Roach et al. (2013) weisen hierfür nach, dass bis zu 54 % der durch die Innenrotation des Schultergelenks verrichteten Arbeit durch zwischengespeicherte Energie realisiert wird. Als wichtige Voraussetzung hierfür betrachten die Autoren eine Beugung des Ellenbogens auf 90° , um das Massenträgheitsmoment des Oberarms um seine Längsachse zu maximieren und somit das Innenrotationsmoment zu erhöhen.
3. Im Gegensatz zum Baseball wird im Speerwurf ein möglichst gestreckter Ellenbogen als wichtige Voraussetzung für eine Erhöhung der Abwurfgeschwindigkeit betrachtet; Praxisbeispiele und Wettkampfanalysen widersprechen jedoch dieser Forderung. Weiterhin schreiben verschiedene Autoren dem Antrieb des Ellenbogens durch seine aktive Streckung eine wichtige Rolle im finalen Antrieb des Speers zu; diese wird auch als „Unterarmschleuder“ bezeichnet (Lenz & Losch, 2016; Strüder et al., 2013). In der Literatur wird zwar auf die Bedeutung eines Energietransfers zur Beschleunigung des Speers hingewiesen, jedoch wird vernachlässigt, wie die Beschleunigung am Sportgerät durch das Gelenksystem des Werfers realisiert werden soll (Bartonietz, 2000; Morriss & Bartlett, 1996).
4. Im Speerwurf existieren keine Untersuchungen, die sich mit den Antriebsmechanismen der oberen Extremitäten beschäftigen. Die Technikanweisungen fußen vor allem auf erfahrungsbasiertem Wissen und qualitativen Beobachtungen; eine Beschreibung der Funktionsmechanismen erfolgte bisher nicht. Demgegenüber zeigen sowohl die Praxis im Speerwurf als auch die Ergebnisse aus dem Baseball, dass einige bisher formulierte Technikanweisungen nicht zwingend gültig sind. Die Arbeit soll daher prüfen, inwieweit sich die Antriebsmechanismen in den beiden Wurfartarten Baseball und Speerwurf ähneln. Weiterhin soll untersucht werden,

wie eine Veränderung der Gerätemasse die Antriebe der oberen Extremitäten verändert. Es wird Folgendes erwartet:

- a) Der Hauptantrieb der Bewegungen des Wurfarms und des Speers erfolgt durch einen Transfer mechanischer Energie. In der Endphase der Bewegung spielt zusätzlich die Abgabe von zwischengespeicherter Energie eine wichtige Rolle.
- b) Durch die Beugung und Streckung des Ellenbogens kann Einfluss auf die Antriebsgestaltung des Schultergelenks genommen werden, indem sich durch eine Veränderung des Ellenbogenwinkels die Verteilung der Gelenkmomente verändert.
- c) Mit einer Zunahme der Gerätemasse ergibt sich eine Veränderung der Winkelgeschwindigkeiten, Gelenkmomente und -kräfte. Dadurch verändern sich auch die Antriebsmechanismen der Gelenke.

Untersuchungsmethoden

5. Zur Beantwortung der Frage wurde eine experimentelle Untersuchung mit dem D/C–A-Kader der männlichen Speerwerfer ($n = 10$) des Deutschen Leichtathletik-Verbands im Rahmen einer Leistungsdiagnostik am Institut für Angewandte Trainingswissenschaft durchgeführt. Zur Aufzeichnung der Daten wurde ein Kamerasystem (Fa. Qualisys) mit 12 Infrarotkameras und 2 Videokameras verwendet. Die Aufnahmefrequenz betrug 250 Hz für die Infrarotkameras und 125 Hz für die Videokameras. Die Sportler wurden mit 22 passiv-reflektierenden Markern an markanten Körperpunkten präpariert, um die Speerwurfbewegung aufzuzeichnen. Nach einer individuellen Erwärmung absolvierte jeder der Probanden mit drei unterschiedlichen Speergewichten (Wettkampfgewicht, leichtes Gerät, schweres Gerät) drei Versuche. Aus den absolvierten Versuchen wurde für jeden Probanden und jedes Gewicht der Versuch mit der höchsten Abwurfgeschwindigkeit für eine weitere Analyse ausgewählt.
6. Mithilfe der am Körper angebrachten Marker erfolgte die Konstruktion eines Körpermodells in Anlehnung an [Roach et al. \(2013\)](#) unter der Annahme, dass es sich bei jedem Körpersegment um einen starren Körper handelt. Zu den modellierten Körpersegmenten zählen: das Becken, der Bauch, der Brustkorb, der Oberarm, der Unterarm und die Hand.
7. In einem weiteren Verarbeitungsschritt wurde das Modell der Anthropometrie jedes Probanden angepasst ([de Leva, 1996](#)). Durch die Zusammenführung mit den experimentell ermittelten Daten und die Anwendung der Methoden der inversen Kinematik und Kinetik erfolgte die Bestimmung aller kinematischen (Gelenkwinkel, [Winkel-]Geschwindigkeiten, [Winkel-]Beschleunigungen) und kinetischen (Gelenkreaktionskräfte, Gelenkmomente und zugehörige Derivate) Größen, die sowohl die Bewegung als auch die zugrundeliegenden Mechanismen repräsentieren.

8. Der Einfluss von Energietransfer und -eintrag wurde über eine Zusammenhangsanalyse zu den Abwurfparametern des Speers (max. Beschleunigungsleistung, max. Beschleunigungskraft) geprüft. Der Einfluss der unterschiedlichen Speermassen auf die Bewegungsstruktur sowie den Energietransfer und -eintrag wurde mit einem t-Test für abhängige Stichproben untersucht.

Ergebnisse und Diskussion

9. Die Hauptergebnisse bejahen die übergeordnete Frage nach der Ähnlichkeit der Antriebsgestaltung der beiden Schlagwurtsportarten Baseball und Speerwurf. Die Ergebnisse zeigen, dass der Großteil der für den Antrieb nötigen Energie bereits vor dem Einsatz der Schulterbewegungen realisiert wird (93 %) und der Schulterantrieb nur zu einem geringen, aber entscheidenden Teil zur Abwurfgeschwindigkeit beiträgt (7 %). Es konnte gezeigt werden, dass im Kontrast zur gegenwärtigen Technikauffassung durch den Ellenbogen kein aktiver Beitrag zum Antrieb des Wurfgeräts erfolgt; auch dem Handgelenk kommt nur eine Funktion als Energieüberträger und nicht als -erzeuger zu.
10. Obwohl der Ellenbogen für die Generierung von Energie keine Rolle spielt, kommt, ihm trotzdem eine wichtige Rolle innerhalb des Bewegungsablaufs zu: Durch die Beugung und Streckung des Ellenbogens kann der Sportler Einfluss auf das Massenträgheitsmoment des Arms nehmen und dadurch die Antriebsgestaltung des Schultergelenks beeinflussen, indem die für den Antrieb nötigen Gelenkmomente zwischen verschiedenen Bewegungsebenen verschoben werden und somit eine Maximierung der Schulterspannung stattfindet. Diese Maximierung der Schulterspannung führt im Weiteren zu einer Verbesserung der Vorspannung der Muskulatur und zu einer erhöhten Abgabe von Energie in der finalen Abwurfphase. Ob der Energieeintrag durch das Schultergelenk elastisch durch den Muskel-Sehnen-Komplex zurückgegeben wird oder durch einen aktiven Beitrag der Muskulatur erfolgt, kann mit der vorliegenden Arbeit nicht geklärt werden.
11. Eine Veränderung der Gerätemasse sorgt für eine veränderte Antriebsgestaltung durch die obere Extremität. Egal, ob die Last verringert oder vergrößert wird, der Bereich, in dem ein optimales Verhältnis zwischen Energieerzeugung und -transfer herrscht, wird verlassen. Die veränderten Lasten bewirken dabei geringe Veränderungen der Bewegungsstruktur, wodurch es zu einem Abfall der Transferleistung kommt, die die wichtigste Voraussetzung für hohe Wurfweiten bildet. Weiterhin führt eine Erhöhung der Last zu einer vermehrten Beanspruchung des aktiven Bewegungsapparats, während eine Verringerung der Last eine vermehrte Beanspruchung des passiven Bewegungsapparats nach sich zieht.

Trainingspraktische Ableitungen

12. In Lehrbüchern wird eine Beugung des Ellenbogens zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes als Fehlerbild gekennzeichnet und es finden sich entsprechende Korrekturmaßnahmen. Die vorliegenden Untersuchungen zeigen, dass der Ellenbogen des Wurfarms zum Zeitpunkt des Stemmbeinaufsatzes nicht zwingend gestreckt sein muss. Vielmehr sollte eine Optimierung des Ellenbogenwinkels stattfinden, um die Vorspannung im Schultergelenk und im Endeffekt den Energieeintrag zu maximieren.
13. Der Lehrweg im Speerwurf umfasst zu Beginn eine sehr starke Ausrichtung auf das Erlernen der Unterarmschleuder, den dafür nötigen Einsatz der Muskulatur und die Einnahme einer entsprechenden Position in Ruhe. Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen jedoch, dass der Ellenbogen nicht durch seine Streckmuskulatur angetrieben wird. Es sollte von Beginn an vielmehr auf den Antrieb durch vorgeschaltete Segmente geachtet werden; hierfür kommen vor allem gekoppelte Bewegungen mit dem Schulterantrieb oder Bewegungen des Rumpfs infrage. Weiterhin sollte die anfänglich gelehrt Position des Ellenbogens überdacht werden.
14. Derzeit gibt es keine wissenschaftlichen Untersuchungen zur Wirkungsweise unterschiedlicher Speermassen auf die Bewegungen im Speerwurf und daraus abgeleitete Trainingsempfehlungen. Die Untersuchungen zeigen, dass eine Veränderung der Last weg vom Wettkampfgerät eine Störung des Energietransfers hervorruft. Ein langfristiger Einsatz von Wurfgeräten, die schwerer oder leichter als das Wettkampfgerät sind, sollte deshalb vermieden werden. Vielmehr sollte ein kombinierter Einsatz von Wettkampfgerät und anderen Gerätemassen stattfinden, um genau dieser Störung entgegenzuwirken und negative Transfereffekte auf das Wettkampfgerät zu vermeiden.