



# Kinematik des Elite-Boardpaddelns in einem *all-out* Ergometer-test

Stefan Kratzenstein<sup>1,2\*</sup>, Jana Emken<sup>2</sup>, Elena Prella<sup>3</sup>, Theresa Franz<sup>4</sup> und Johannes Wohlers<sup>2</sup>

<sup>1</sup> [CAU Motion Lab](#), Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Germany, <sup>2</sup> [Institut für Sportwissenschaft](#), Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Germany, <sup>3</sup> Bundestrainerin Leistungssport, [DLRG Bundeskader Rettungssport](#), <sup>4</sup> [Landestrainerteam Westfalen](#), Germany

---

## Zusammenfassung

Für die systematische Optimierung von Bewegungsstrategien im Boardpaddeln bedarf es der Identifizierung relevanter Bewegungskriterien, die in der Regel in einem Bewegungsleitbild verankert sind. Solche existieren zwar in Form von Erfahrungsberichten und Einzelfallbeobachtungen, jedoch sollte eine Validierung dieser Kriterien mithilfe einer systematischen Überprüfung unter Berücksichtigung des wettkampfspezifischen Anforderungsprofils erfolgen. In dieser Pilotstudie werden die Bewegungen von 16 Athlet\*innen des Bundeskaders Rettungssport während einer wettkampfähnlichen Belastung erfasst. Die Untersuchung erfolgt erstmals auf einem Paddelergometer. Eine Analyse der Schulter-, Hüft- und Kniegelenksbewegungen resultiert für den Großteil der Kohorte in stark korrelierende Bewegungsverläufe. Eine Ausnahme zeigt sich im Bewegungsbild einer Athletin, welche sich durch eine deutlich aufrechtere Oberkörperhaltung von der Gruppe unterscheidet. Im Ergebnis stellt sich die Notwendigkeit heraus, zuverlässige Leistungsparameter (z.B. Zugleistung, Paddelgeschwindigkeit) einzubeziehen und auf individuelle bzw. spezialisierte Bewegungsmuster zu schauen. Aus diesem Ergebnis und den Berichten der Athlet\*innen über deutliche Unterschiede im Belastungsempfinden zwischen Ergometer und auf dem Wasser werden konkrete Fragestellungen abgeleitet, welche in Folgeuntersuchen bearbeitet werden sollten.

## Einleitung

Boardpaddeln ist eine Teildisziplin der Strand- und Freiwasserdisziplinen im Rettungssport. Hierbei starten die Athlet\*innen mit dem Board vom Strand aus ins Wasser laufend. In einem Feld von maximal 16 Athlet\*innen wird ein etwa 500m langer bogenförmiger Kurs auf dem offenen Wasser absolviert. Im Elitefeld entspricht dies einer Renndauer von etwa 5

Minuten. Entsprechend der Regularien der International Life Saving Federation (2019, p. 101) ist es den Athlet\*innen erlaubt, diese Strecke auf dem Board liegend oder kniend zu absolvieren. Ein Wechsel zwischen diesen Positionen ist jederzeit erlaubt und kann dem wettkampfspezifischen Geschehen angepasst werden. In der Regel wird der größte Teil der Strecke mittig auf dem Board kniend zurückgelegt, da in dieser Position mit zyklischen Doppelarmzügen eine deutliche größere Vortriebsleistung erzielt werden kann, als in der liegenden Position (Miyama et al., 2018, p. 212).

Ein systematisch erfasstes Bewegungsleitbild, welches zudem auch die Facetten des Wettkampfgeschehens abbildet, existiert nicht. Dies liegt unter anderem an der

### Korrespondenz

Dr. Stefan Kratzenstein  
Christian-Albrechts-Universität zu Kiel  
Institut für Sportwissenschaft, CAU Motion Lab  
Olshausenstraße 74  
24098 Kiel, Germany  
✉ [stefan.kratzenstein@email.uni-kiel.de](mailto:stefan.kratzenstein@email.uni-kiel.de)  
☎ +49 431 880 3094

Komplexität und Vielfalt der externen und internen Einflussgrößen. Die externen Einflüsse umfassen vor allem die Situation auf dem Wasser. Die Athlet\*innen müssen Wellengang, Strömung und Windstärke und -richtung möglichst effektiv für ihre Geschwindigkeit nutzen und in der Auseinandersetzung mit diesen eine sichere Körperschwerpunktlage auf dem Board finden, um eine effektive und vortriebswirksame Körperhaltung zu finden (Miyama et al., 2018, S. 212). Der externe Einfluss des Wettkampfgeschehens (z.B. Nähe bzw. Kontakt zum Gegner) kommt zusätzlich hinzu. Interne Parameter umfassen hingegen die muskuläre Ermüdung und strategische Entscheidungen zur Taktik, zur Routenwahl oder zum Umfahren von Bojen.

Die Vielfalt der individuellen, motorischen Lösungsmöglichkeiten erschwert die Erfassung optimaler Bewegungsstrategien. Die wenigen wissenschaftlichen Studien beschränken sich bisher auf die Analyse von Boardgeschwindigkeit, Zugfrequenz und Hublänge während des Paddelns mit maximaler Intensität im Vergleich von Elite- und Subelite-Paddlern (Miyama et al. 2018). Sinclair et al. (2006) betrachteten das Blutlaktat, die Herzfrequenz und die Bewertung der wahrgenommenen Belastungsreaktionen von Lebensrettern in Hochleistungswettbewerben. Die Erkenntnisse aus diesen Studien tragen aufgrund unterschiedlicher Boardgeometrien, Belastungsprotokolle und Untersuchungsabsichten nur eingeschränkt zu einem tieferen Verständnis der Paddelkinematik bei.

Konkrete Bewegungsbeschreibungen existieren nur aus Dokumentationen von Trainer\*innen oder anonymen Personen, welche ihre subjektiven Beobachtungen und Erfahrungen in trainingsbegleitenden Dokumenten festgehalten haben. Surf Life Saving Australia (SLSA) hat zudem Videolehrmaterial publiziert, welches die Paddeltechnik in verschiedenen Rennsituationen dargestellt (Surf Life Saving

Australia, 2008). Hier werden logische Zusammenhänge zwischen der Körperhaltung und der Wasserlage des Boards anwendungsbezogen beschrieben. U.a. geht aus diesen Beschreibungen hervor, dass ein weites Vorgreifen zur optimalen Gestaltung der Zuglänge gleichermaßen durch eine Knie- und Hüftgelenksbewegung gesteuert werden kann. Die Bewegungsamplitude der Knieflexion wird in einem Bereich von 30-90° angegeben, was gemessen an den Freiheitsgraden zur Gestaltung der Oberkörpervorlage einen großen Spielraum für motorische Lösungsmöglichkeiten bietet. Die Körperschwerpunktlage wird in der Regel durch eine tiefe Oberkörperhaltung bzw. Hüftflexion tief gehalten, um die Wasserlage stabil zu halten. Je nach Wellengang kann diese aufrechter gehalten werden, um somit z.B. sicher die Wendebojen ansteuern zu können. Es wird empfohlen, eine starke Auf- und Abwärtsbewegung des Oberkörpers zu vermeiden (Surf Life Saving Australia, 2008), um Vertikalkräfte auf das Brett zu minimieren. Aus Beobachtungen der Bundestrainerin geht hervor, dass die Aufrechterhaltung der optimalen Paddelposition, während einer intensiven Wettkampfbelastung zu den leistungslimitierenden Faktoren zählt. Inwiefern hier eine zunehmende Knieflexion mit einer Verkürzung der Auslage einhergeht und welchen Einfluss dies auf die tatsächliche Leistung der Athlet\*innen hat, konnte bisher nicht analysiert werden. Für eine Eingrenzung der Vielzahl an motorischen Lösungsmöglichkeiten und Bewegungsmuster ist hier eine systematische Entwicklung einer standardisierten Bewegungsanalyse und die Identifikation relevanter Bewegungsmerkmale notwendig. In dieser Studie werden zu diesem Zweck kinematische Bewegungsprofile von Elite Boardpaddler\*innen erstellt und der Versuch einer Extraktion von Bewegungsmustern in Abhängigkeit von ausgewählten kinematischen Merkmalen unternommen.

Einen ersten Zugang zum Bewegungsbild liefert der Blick auf verwandte Sportarten. Die zyklische Bewegung beim Boardpaddeln ähnelt dem Schmetterlingsschwimmen und dem Rudern (Skullen). Im Lehrmaterial der SLSA (2008) wird der Bewegungszyklus grob in die Phasen Wasserfassen (catch), Durchzug (pull) und Erholung (recovery) gegliedert. Unterschiede zum Schwimmen zeigen sich in einer nicht-alternierenden Struktur der Bewegung ähnlich der des Ruderns. Während im Schwimmen durch eine zeitliche Verschiebung von Teilkörperbewegungen (Armzug und Beinschlag) bei alternierenden Stilarten die Umkehrpunkte der Bewegung überlagert (Counsilman, 1993) und damit in ihrer bremsenden Wirkung relativiert werden können, fehlt diese Möglichkeit beim Boardpaddeln. Hier liegt die Analogie der Bewegung näher an der Bewegungsstruktur des Ruderns (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2013). Mit Blick auf diese beiden Sportarten lässt sich die Phasenstruktur beim Boardpaddeln ausdifferenzieren: 1. Vordere Umkehr und Wasserfassen, 2. Durchzug (mit Zug- und Druckphase), 3. Hintere Umkehr, 4. Rückholphase.

Hinsichtlich der Ableitung eines Bewegungsleitbildes stellt sich damit die Frage, ob sich dieses 4-Phasen-Modell durch eine klare Zuordnung von kinematischen Merkmalen erkennen lässt.

Neben der Charakteristik einer spezifischen Bewegungsstruktur ist für ein Leitbild zur spezifischen Bewegungsanalyse auch ein Anforderungsprofil kennzeichnend, das die Bewegung im Verlauf der Beanspruchung im Wettkampf abbildet. Die oben genannten situativen Herausforderungen im Wettkampf gepaart mit der Komplexität der externen und internen Einflussgrößen machen die Standardisierung des Untersuchungsprotokolls der Bewegungsanalyse schwierig. Aus diesem Grund wird in dieser Pilotuntersuchung zunächst nur der Bereich der Ermüdung über die Dauer des Wettkampfs

in den Blick genommen. Es ist davon auszugehen, dass dieser Parameter eine relativ deutliche Konstanz über mehrere Wettkämpfe hinweg gegenüber anderen Parametern (Balance, Geschwindigkeit, Frequenz, Zuglänge o.ä.) aufweist.

## **Methode**

### *Testpersonen*

16 Rettungssportler\*innen (8 männlich: Alter  $22 \pm 3$  Jahre, Gewicht  $82 \pm 4$  kg, Größe  $188 \pm 6$  cm; 8 weiblich: Alter  $21 \pm 1$  Jahre, Gewicht  $64 \pm 5$  kg, Größe  $176 \pm 4$  cm) nahmen an der Studie teil. Die Kohorte setzte sich zu diesem Zeitpunkt aus 14 aktiven und 2 ehemaligen Mitgliedern des deutschen Bundeskaders der Deutschen Lebens-Rettungs-Gesellschaft e. V. (DLRG) im Rettungssport zusammen. Alle Athlet\*innen wurden vorab über mögliche mit der Studienteilnahme verbundene Risiken und den Umgang mit personenbezogenen Daten informiert. Sie gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie.

### *Studienprotokoll und Ergometer*

Das Studienprotokoll zielte auf eine Bewegungsanalyse während einer wettkampfähnlichen Belastung ab. Alle Athlet\*innen wurden gebeten, die maximal mögliche Zuggleistung über den Zeitraum von 5 Minuten zu erbringen. Dem Test ging eine 3-minütige Aufwärmphase voraus. Das Ergometer (WEBA Sport, Power Box, AUT) hatte entkoppelte Parallelzüge mit flachen Handpaddeln an den Enden. Die Seilzugführung lag 5 cm unterhalb der Brettebene. Die maximale Bremsleistung betrug 60 kg pro Seil und ist stufenlos regelbar. Das Brett entsprach mit einer Breite von 45 cm in etwa der Geometrie eines Wettkampfboards. Die Oberfläche des Boards war mit einer antirutsch Mattierung beklebt, ähnlich der Oberflächenbeschaffenheit von Wettkampfboards. Das Brett war auf elastischen Elementen gelagert, um eine ähnlich instabile Situation, wie auf dem Wasser zu generieren. Die Leistungsdaten

wurden über eine App (WEBA Science 1.9.6.0) abgerufen. Die Athlet\*innen hatten freie Sicht auf die Leistungs- und Zeitanzeige und konnten über Zuruf an den Testassistenten den Widerstand stufenlos regulieren lassen.

### *Bewegungsanalyse*

Die Bewegungsanalyse erfolgte über ein Inertialmesssystem (Noraxon, myo-motion) mit einer Aufnahme Frequenz von 100 Hz. Der Messfehler für die dynamische Erfassung von Körperwinkeln ist seitens des Herstellers mit  $\pm 2^\circ$  angegeben. Eigene nicht publizierte Analysen der Validität durch den Vergleich des IMU Systems zu einem markerbasierten optischen System (Optitrak) ergaben Abweichungen von bis zu  $\pm 4^\circ$  bei der systematischen Rotation eines mechanischen Gelenks. Die Sensoren wurden in dieser Studie mit Klettverschlüssen an den entsprechenden Körpersegmenten befestigt. Eine Gummierung der Verschlüsse zur Körperseite verhinderte ein Verrutschen auf der Haut. Die Kalibrierung der Sensoren wurde vor jeder Messung durchgeführt. Dabei wurde über ein Magnetometer (Noraxon MR 3.14) der Einfluss der Testumgebung auf das Magnetfeld der Sensoren kontrolliert. Die Athlet\*innen standen dafür 20s aufrecht in der Neutralnullstellung (Ryf & Weymann, 1995) mit hängenden Armen und dem Blick frei geradeaus.

Der IMU Sensor (Noraxon, myomotion; 100Hz) am Becken wurde mittig zwischen der linken and rechten spina iliaca posterior superior befestigt. Die weiteren Sensoren wurden oberhalb des C7 Wirbels (oberer Thorax) und rechtsseitig, lateral am Oberarm, dem Oberschenkeln und dem Unterschenkel befestigt. Somit konnten Schulter-, Hüft- und Knieflexion zur Beschreibung der maximalen Auslage erfasst werden. Aus diesen Verläufen wurden die Werte zu den folgenden Zeitpunkten extrahiert: maximale Extension (ext), maximale Flexion (flex), die Bewegungsamplitude (RoM) und die Hüft- und

Knieflexion zum Zeitpunkt der maximalen Schulterflexion ( $t_0$ ).

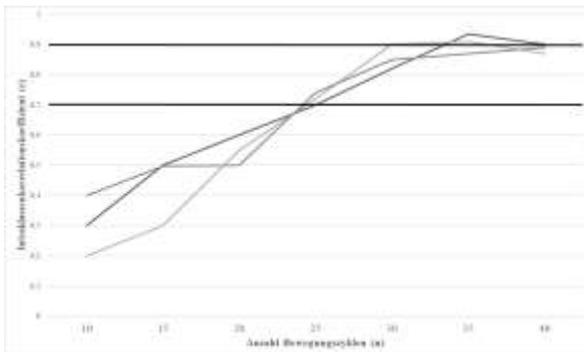
Die Datenerhebung (Noraxon MR 3.14) erfolgte in der 1., 3. und 5. Minute für jeweils 60 s. Die zu analysierende Anzahl von aufeinanderfolgenden Zyklen wurde in einem Vorversuch bestimmt. Hierzu wurden 3 zufällig ausgewählte Personen aus der Kohorte gebeten 1 ½ min gleichmäßig mit konstanter, submaximaler Zugleistung zu paddeln. Die Zugfrequenz wurde hierzu durch ein Metronom mit 55 Hz vorgegeben. Zur Analyse wurde lediglich die Schulterflexion des dominanten Arms herangezogen. Die Bewegungsdaten wurden anschließend 6 Hz Tiefpass gefiltert (Butterworth, Visual 3D V.5 professional) und anschließend für jeden Probanden drei randomisierte Sequenzen mit jeweils 10, 15, 20, 25, 30, 35 und 40 aufeinanderfolgenden Zyklen extrahiert. Für diese Abschnitte wurden die unabhängigen Variablen Zugfrequenz, die Hüft- und Knieflexion zum Zeitpunkt der maximalen Schulterextension und die Extremwerte der Bewegungsamplitude innerhalb der Bewegungsamplitude berechnet. Die Reliabilität wurde anschließend mittels Intraklassenkorrelation (Shrout & Fleiss, 1979) errechnet. Die Einordnung der Intrakorrelationskoeffizienten folgte der Klassifizierung von  $ICC > 0,9$  (sehr gut),  $0,9 \geq ICC \geq 0,7$  (moderat) und  $ICC < 0,7$  (unzureichend).

### *Analyse kinematischer Veränderungen während des all-out Tests*

Für die Analyse des Boardpaddelns auf Veränderung der Körperhaltung über den Test wurden die oben genannten kinematischen Parameter aus den Bewegungsdaten extrahiert und analysiert. Diese wurden als Mittelwerte über alle Zyklen des analysierten Abschnitts mittels einer ANOVA mit Messwiederholung auf Mittelwertsunterschiede überprüft. Trotz der Robustheit der ANOVA gegenüber Verletzungen der Normalverteilung (Schmider, Ziegler, Danay, Beyer, & Bühner, 2010) wurden die Parameter zunächst durch

den Shapiro -Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Für die ANOVA wurden die kinematischen Parameter als abhängige Variablen definiert und der Messzeitpunkt als Innersubjektfaktor. Der Test auf Sphärizität erfolgte durch den Mauchly-Test. Bei Verletzung der Sphärizität wurden die Freiheitsgrade durch den Greenhaus-Geisser Ansatz angepasst. Mittels Bonferroni post-hoc Tests wurden die Mittelwertsunterschiede zwischen den Zeiträumen ermittelt. Zur Überprüfung eines generellen Bewegungsleitbilds wurden die Verläufe innerhalb eines Zeitraums überprüft.

Des Weiteren wurden folgende Zusammenhänge überprüft: Intersubjektive Zu-



**Abbildung 1** Bestimmung der optimalen Anzahl von Bewegungszyklen zur zuverlässigen Analyse der Bewegungsmerkmale im Boardpaddeln. Die Reliabilität wurde anhand des Intra-Klassenkorrelationskoeffizienten ( $r$ ) bestimmt, welcher in den Kategorien  $r < 0.7$  (unzureichend),  $0.7 > r < 0.9$  (moderat) und  $r > 0.9$  (zuverlässig) festgelegt wurde.

sammenhänge der Winkel-Zeit-Verläufen wurden getrennt nach Gelenkwinkel und dem Zeitpunkt der Messung analysiert (Abbildung 2). Hierzu wurden der Pearson Korrelationskoeffizient jedes individuellen Verlaufes mit jeder weiteren Person errechnet und anschließend über alle Analysen innerhalb des Gelenkwinkels und des jeweiligen Zeitpunktes gemittelt. Die Standardabweichung des mittleren Korrelationskoeffizienten wird als Maß der Varianz innerhalb der Kohorte angenommen. Weitere Zusammenhänge

wurden innerhalb der Personen zwischen den unabhängigen Variablen überprüft (Tabelle 1). Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

## Ergebnisse

Alle Athlet\*innen nahmen erfolgreich an der Untersuchung teil und wurden in der Auswertung berücksichtigt. Durch die Analyse des Intra-Klassenkorrelationskoeffizienten ergab sich ein Mindestmaß von mindestens 35 Zyklen. Damit wurde eine Reliabilität von mindestens  $ICC > 0,8$  (moderat) angenommen. Ein Intra-Klassenkorrelationskoeffizient von  $r > 0,9$  wurde nicht für alle der 3 Testreihen erreicht (Abbildung 1). Dieses Maß wurde in den folgenden Analysen berücksichtigt. Die Verläufe der Gelenkwinkel sind in Abbildung 2 dargestellt. In den Korrelationskoeffizienten zeigen sich sehr ähnliche Verläufe in den Schulter- und Hüftflexionen. Dies gilt nicht für die Knieflexion, welche sich allerdings im Bereich einer deutlich geringeren Bewegungsamplitude bewegt. Die Korrelationsanalyse belegt stabile signifikant ähnliche Winkelverläufe zwischen den Athlet\*innen innerhalb jedes Messzeitpunktes. Eine Ausnahme bildete eine weibliche Athletin. Ihre Bewegung korrelierte negativ mit der Gruppe und grenzte sich deutlich von der Kohorte ab. Sie paddelte mit bis zu  $150^\circ$  gebeugtem Hüftgelenkwinkel und  $< 20^\circ$  RoM innerhalb der ersten und dritten Minute. Zum Testende vergrößerte die die Bewegungsamplitude deutlich und erreichte bis zu  $160^\circ$  Hüftflexion. Der Verlauf des Winkels war gegenläufig im Vergleich zur gesamten Kohorte, was einen Einfluss auf die mittlere Korrelation der Gesamtgruppe hatte. Die Ergebnisse der Analyse sind in Abbildung 2 getrennt dargestellt.

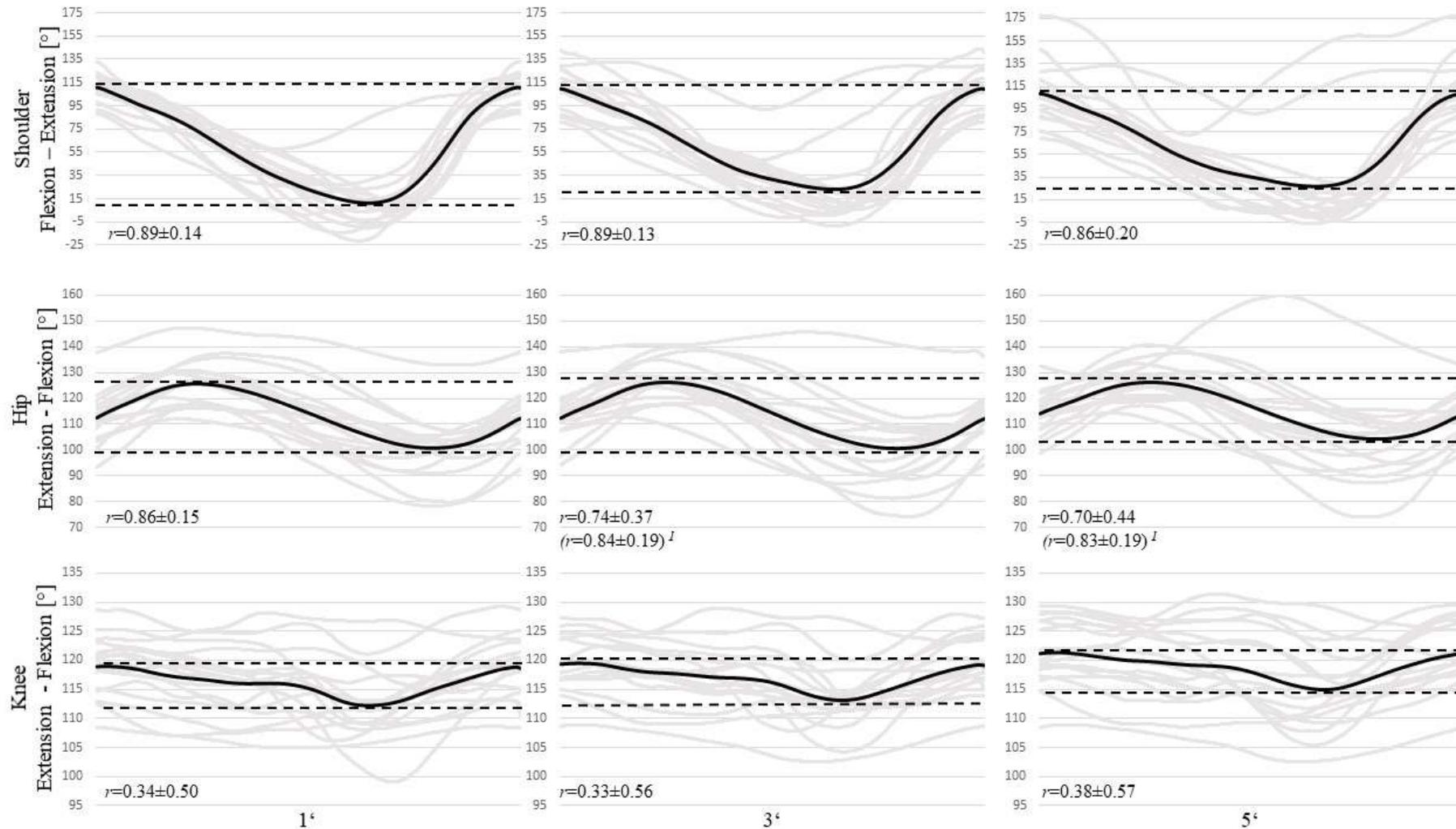


Abbildung 2 Kinematische Parameter während eines 5-minütigen all-out Tests auf einem Paddelergometer. Durchgehend schwarze Linien beschreiben die mittleren Gelenkwinkelverläufe von 16 Elite-Athlet\*innen, deren individuelle Verläufe grau dargestellt sind. Die Daten wurden auf die Dauer eines Bewegungszyklus normalisiert (0-100%) und basieren auf der Analyse von mindestens 35 Zyklen aus den Messzeiträumen der 1., 3. und 5. Minute des Tests. Die gestrichelten Linien repräsentieren die mittleren Grenzen des Bewegungsamplituden. Pearson Korrelationskoeffizient ( $r$ ) ist angegeben als Maß der Inter-subjektiven Korrelation ( $\pm$ Standardabweichung). Alle Korrelationen sind signifikant auf einem Signifikanzniveau von  $p < 0.01$ . <sup>I</sup>Die Hüftgelenksbewegung einer Athletin korrelierte durchgehend negativ mit allen anderen Athlet\*innen und wurde von der Korrelationsanalyse separiert betrachtet

# Forschungsbericht

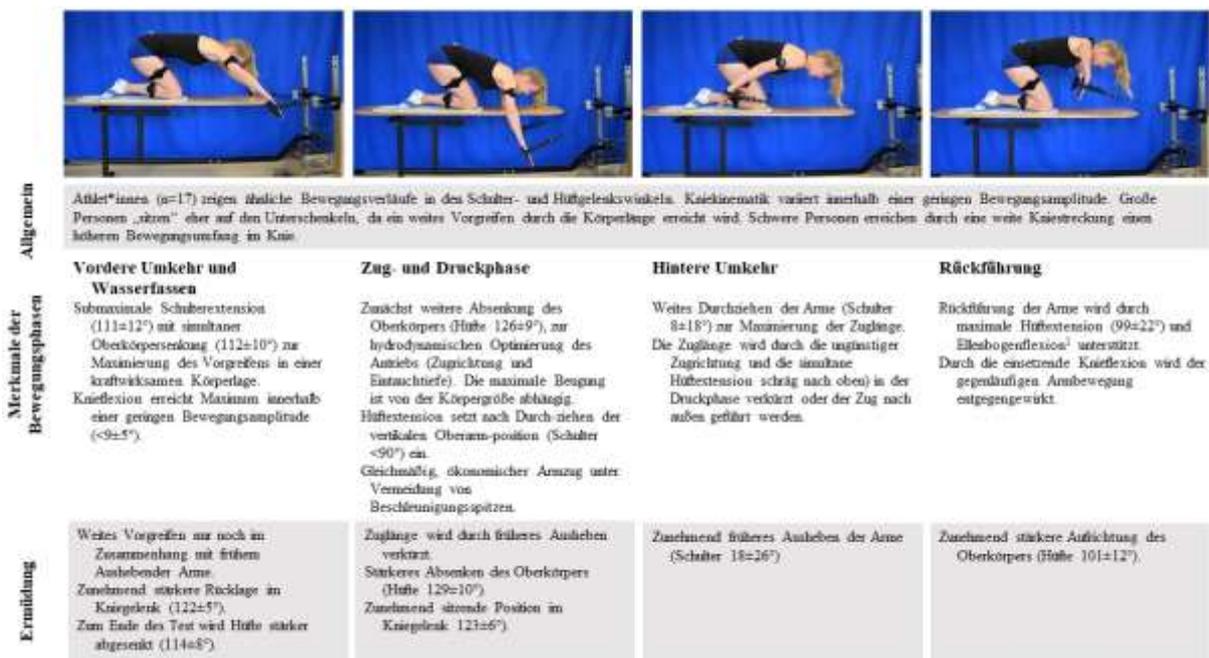
Die kinematischen Parameter (Tabelle 2) zeigen hohe Varianz innerhalb der

Parameters		1'	3'	5'
Sh <sub>FLX</sub>	Sh <sub>ROM</sub>	-,761**	-,736**	-,552*
Hip <sub>TO</sub>	Hip <sub>EXT</sub>	,720**	,793**	,764**
Hip <sub>ROM</sub>	Hip <sub>EXT</sub>	-,630*	-,763**	-,686**
Kne <sub>TO</sub>	Kne <sub>EXT</sub>	,593*	,608*	,708**
Kne <sub>FLX</sub>	Größe	-,549*	-,550*	-,529*
Sh <sub>TO</sub>	Sh <sub>ROM</sub>	,533*		
Sh <sub>FLX</sub>	Zugfrequenz	,577*		
Kne <sub>ROM</sub>	Gewicht	,615**		
Kne <sub>ROM</sub>	Kne <sub>EXT</sub>	-,531*		
Kne <sub>FLX</sub>	Gewicht	-,530*	-,526**	
Sh <sub>TO</sub>	Sh <sub>FLX</sub>		,589*	,585*
Sh <sub>TO</sub>	Kne <sub>TO</sub>		-,786**	-,772**
Sh <sub>TO</sub>	Kne <sub>EXT</sub>		-,759**	-,605*
Sh <sub>FLX</sub>	Kne <sub>EXT</sub>		-,578*	-,568*
Sh <sub>TO</sub>	Hip <sub>EXT</sub>		-,531*	
Kne <sub>TO</sub>	Sh <sub>FLX</sub>		-,664**	
Kne <sub>TO</sub>	Kne <sub>ROM</sub>		,515*	
Hip <sub>TO</sub>	Kne <sub>FLX</sub>			,596*
Kne <sub>ROM</sub>	Zugfrequenz			,619*

**Tabelle 1** Übersicht zu den bestätigten Zusammenhängen kinematischer Merkmale zu den drei Messzeitpunkten während der Untersuchung. Signifikanzniveaus: \* $p < 0,05$ , \*\* $p < 0,01$ . Die Stichprobengröße umfasste 16 Elite-Boardpaddler\*innen.

Kohorte von bis zu 27,6° (Schulter<sub>TO</sub>). Die Bewegungsmerkmale der Hüft- und Kniegelenkwinkel weisen hingegen eher eine geringere Varianz auf. Bei der Betrachtung der Hüftextension fällt auf, dass diese innerhalb der Gruppe am stärksten variiert, jedoch diese Varianz mit zunehmender Testlänge abnimmt. Die Varianz der kinematischen Knieparameter erscheint hier in einem Bereich von 4,4° - 6,2° eher gering.

Die Überprüfung der Voraussetzungen für eine ANOVA ergab eine Normalverteilung für alle Parameter. Die Freiheitsgrade der ANOVA wurden mittels Greenhouse Geisser reduziert, wenn die Sphärizität nicht gegeben ( $p < 0,05$ ) war. Tabelle 2 gibt eine Übersicht über signifikante Unterschiede zwischen den Messzeiträumen. Dies betrifft zum Zeitpunkt der maximalen Schulterextension (to) die Hüftflexion mit einem signifikanten Unterschied zwischen der ersten und fünften Minute des Test von 2,4° ( $p = 0,042$ ) und die Knieflexion (to), wobei sich hier die fünfte Minute von den



**Abbildung 3** Zusammenfassung und Einordnung signifikanter Bewegungsmerkmale in die Phasen eines Bewegungszyklus des Boardpaddelns. <sup>1</sup> Die Ellenbogenflexion wurde in dieser Studie nicht quantifiziert. Die unterstützende Wirkung des Aushebens des Antriebsflächen durch eine zunehmende Flexion des Ellenbogens während der Rückführung konnte jedoch dem Bildmaterial entnommen werden.

## Forschungsbericht

Parameter	1'	3'	5'	ISE	Effektstärke	1' – 3'		3' – 5'		1' – 5'	
				p	$\eta_p^2$	$\Delta$	p	$\Delta$	p	$\Delta$	p
Schulterflexion $t_0$ [°]	111±12	111±19,2	111±28	,972	<,001	0,1	<1,000	0,4	<1,000	0,5	<1,000
Schulter <sub>flex</sub> [°]	5±18	16±22	18±26	,011*	,314	-10,9*	,011*	-2,3	<1,000	-13,2	,053
Schulter <sub>ext</sub> [°]	113±1	112±18	111±27	,895	,003	0,8	<1,000	0,6	<1,000	1,4	<1,000
Schulter <sub>RoM</sub> [°]	106±18	93±19	91±21	,001*	,446	12,5*	<,001*	2,4	<1,000	14,9*	,005*
Hüftflexion $t_0$ [°]	112±10	113±10	115±8	,009*	,269	-0,4	<1,000	-2,0	,076	-2,4*	,042*
Hüfte <sub>flex</sub> [°]	127±9	128±10	129±11	,021*	,273	-1,4	,109	-0,9	,246	-2,3	,068
Hüfte <sub>ext</sub> [°]	99±22	99±13	102±13	,067	,186	0,4	<1,000	-3,3	,010	-2,9	,365
Hüfte <sub>RoM</sub> [°]	27±9	27±11	26±12	,663	,018	-0,1	<1,000	1,2	<1,000	1,1	<1,000
Knieflexion $t_0$ [°]	119±5	119±5	122±5	,008*	,354	-0,4	,871	-2,3*	,019*	-2,7*	,035*
Knie <sub>RoM</sub> [°]	9±5	8±4	9±4	,494	,046	0,8	,678	-0,5	,986	0,3	<1,000
Knie <sub>flex</sub> [°]	120±6	121±5	123±6	,010*	,346	-0,7	,381	-2,3*	,022*	-3,0*	,039*
Knie <sub>ext</sub> [°]	110±6	111±5	113±6	,025*	,257	-1,2	,287	-1,5	,127	-2,7	,078
Zugfrequenz [ppm]	60±10	56±7	59±9	,170	,118	3,4	,313	-2,6	,040	0,8	<1,000

Tabelle 2 Übersicht zu Veränderungen der kinematischen Merkmale während der Boardpaddelns von 16 Elite-Athlet\*innen. Mittelwertsunterschiede im Testverlauf wurden mittels ANOVA mit Messwiederholung und Bonferoni post-hoc Test überprüft (\*p<0,05). ISE=Innersubjekteffekt.

## Forschungsbericht

ersten beiden Messzeitpunkten unterschied (dritte Minute:  $-2,3^\circ$ ,  $p=0,019$ ; erste Minute:  $2,7^\circ$ ,  $p=0,035$ ).

Änderungen in der maximalen Flexion über die Zeiträume ergaben sich für alle drei Gelenkwinkel. Im Konkreten betrifft dies den Schultergelenkwinkel mit einer Zunahme von  $10,9^\circ$  ( $p=0,011$ ) vom ersten zum zweiten Messzeitraum, den Hüftgelenkwinkel mit keinen signifikanten Änderungen zwischen den Zeiträumen und den Kniegelenkwinkel mit signifikanten Unterschieden der fünften Minute zur dritten ( $-2,3^\circ$ ,  $p=0,022$ ) und ersten Minute ( $-3,0^\circ$ ,  $p=0,039$ ). Die Bewegungsamplitude (RoM) änderte sich nur in der

Schulterflexion. Dies betrifft den Vergleich des ersten und zweiten Messzeitraums mit einer Abnahme von  $12,5^\circ$  ( $p<0,001$ ), ebenso wie den Vergleich vom ersten zum dritten Messzeitraum mit einer Abnahme von  $14,9^\circ$  ( $p=0,005$ ).

Tabelle 1 enthält die Korrelation zwischen Bewegungs- und Personenmerkmalen. Nur für wenige der miteinander signifikant korrelierenden Variablenpaare hat der Zusammenhang über den gesamten Testverlauf bestanden.

## Diskussion

Das Ziel dieser Studie ist die Quantifizierung und Einordnung ausgewählter kinematische Parameter aus den Knie-, Hüft- und Schulterwinkelverläufen in ein 4-Phasen-Modell der Paddelbewegung unter den Bedingungen einer ermüdenden Belastung auf dem Ergometer. Aus den Ergebnissen dieser Pilotuntersuchung soll ein Fundament für eine systematische Herleitung weiterführender Fragestellung geschaffen werden.

### Allgemeines Bewegungsprofil Paddeln

Für die untersuchten 16 Athlet\*innen kann ein ähnliches Bewegungsbild festgestellt werden. Dieses bestätigt sich vor allem in signifikant korrelierenden Gelenkwinkelverläufen (Abbildung 2) in der

Schulter und in der Hüfte. In der Kniebewegung zeigt sich dieses einheitliche Bewegungsmuster nicht. Die geringe Bewe-

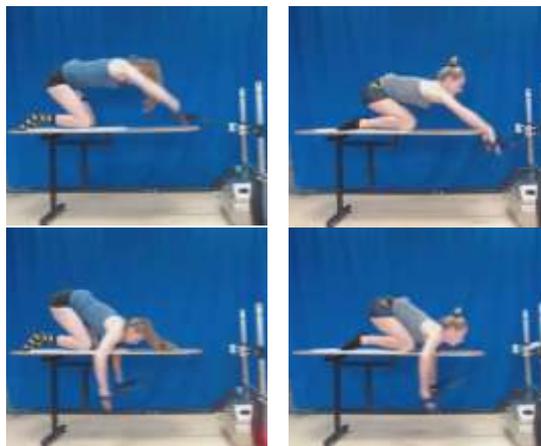


Abbildung 4 Gegenüberstellung von Paddeltechniken zu den Zeitpunkten maximales Vorgreifen ( $t_0$ ) (oben) und Übergang von der Zug- zur Druckphase. Links: Starke Bewegungsamplitude im Hüft- und Kniegelenk. Rechts: Permanent tiefe Paddelposition.

gungsamplitude von  $<10^\circ$  deutet angesichts eines möglichen Messfehlers von bis zu  $4^\circ$  aber auf nur geringe Unterschiede innerhalb der Kohorte hin. Eine Ausnahme bildete eine Athletin, welche über den gesamten Test eine tief „sitzende“ Position (Abbildung 4, rechts) hielt. Die Vor- und Nachteile dieser tiefen Position sollen im Folgenden diskutiert werden.

### Vordere Umkehr und Wasserfassen

Das Wasserfassen und die Zugphase werden als zentrale Phasen des Antriebs erachtet, da hier nach der vorderen Umkehr aufgrund der notwendigen Beschleunigung die größte Antriebswirkung generiert wird bzw. generiert werden muss. In Abbildung 2 lässt sich erkennen, dass die Eintauchphase mit einem Senken der Hüfte einhergeht. Erfolgt das Absenken der Hüfte simultan mit einer Überstreckung der Schulter kann ein weites Vorgreifen erreicht werden und somit die Zuglänge verlängert werden. Die Öffnung des Schultergelenkwinkels auf einen über die Zeit der Belastung nahezu konstanten mittleren Wert von  $112^\circ$  kann einerseits

auf die besondere Bedeutung des Vorgeifens beim Wasserfassen angesehen werden, andererseits kann dieser aber auch durch die Rückführung des Zugseils auf dem Ergometer beeinflusst sein. Das Absenken des Oberkörpers durch die Flexion der Hüfte beim Wasserfassen kann als Bewegungslösung für die erhöhten Kraftanforderungen beim Antrieb in dieser Phase interpretiert werden.

### *Zugphase*

Im Verlauf der Zugphase ist eine tiefe Hüftposition die Voraussetzung für ein tiefes Absenken der Arme, welches u.a. das Generieren einer größeren Antriebsfläche bedeutet. Es wird hierbei das Gewicht des Oberkörpers genutzt, um die Hände und Arme einzutauchen. Zu beachten ist, dass beim Eintauchen der Hände und Arme ein Antrieb nicht nur entgegengesetzt zur Bewegungsrichtung des Brettes, sondern auch schräg dazu erfolgt. Diese schräge Komponente der Antriebswirkung kann sowohl zum Generieren eines hydrodynamischen Lifts, wie ihn z.B. Counsilman (1993, p. 121) für das Schwimmen oder Baudouin und Hawkins (2002, p. 399) für das Rudern beschrieben haben, als auch zur Entwicklung von Auftrieb und Ausheben der Boardspitze und damit einer Reduzierung des Wasserwiderstandes gedeutet werden. Angesichts dieses Antriebseffektes und der Maximierung der Antriebsfläche erscheint die Maximierung des Vorgeifens eine untergeordnete Rolle zu spielen. Entscheidender müsste der Winkel der Antriebsflächen (Hände und Unterarme) beim Wasserfassen und zum Beginn der Zugphase sein. Dieser Parameter könnte durch eine individuelle Analyse der Veränderung des Schulter- und Hüftwinkels erfasst werden. Für eine differenziertere Evaluation der Antriebseffekte sollte allerdings die gesamte Armkinematik, inklusive der Ellenbogenbewegung analysiert werden. Zudem sollten diese Untersuchungen sollten nicht nur auf dem Ergometer stattfinden, damit die Ausnutzung

des Wasserwiderstands für den Antrieb des Brettes dargestellt und damit die aus benachbarten Sportarten bekannten und als antriebswirksam vermuteten Konzepte geprüft werden können. Außerdem müssten Bewegungsstrategien in Abhängigkeit von der Zug- und Vortriebsleistung untersucht werden.

Die Kniegelenkskinematik zeigt sich in einer vermeintlich geringen Bewegungsamplitude. Denkbar ist, dass hier durch eine gezielte Ansteuerung des M. biceps femoris eine Sicherung des Körperschwerpunktlotes bei maximaler Armauslage erreicht werden kann. Hiermit würde die Unterschenkelmuskulatur zwar keine dynamische Antriebswirkung beisteuern, hätte aber hinsichtlich der Kraftübertragung auf das Brett und in Bezug auf die Balance der Gleitlage einen wirksamen Einfluss auf die Maximierung des Oberkörpervorschubs. Diesen Einfluss gilt es für den gesamten Bewegungszyklus zu untersuchen. Insbesondere kommt diesem Aspekt bei welligen Bedingungen eine besondere Bedeutung zu, da durch einen tieferen Körperschwerpunkt die Balance auf dem Brett leichter gehalten und damit der Antrieb effektiver umgesetzt werden kann (vgl. Abb. 4). Für die Überprüfung dieser Hypothese sollte das Setup durch eine Analyse des Körperschwerpunktes, der anthropometrischen Merkmale und einer Muskelaktivitätsanalyse der kniestabilisierenden Muskulatur erweitert werden.

### *Druckphase*

Im Übergang von der Zug- zur Druckphase zeigt die Kohorte eine nahezu lineare Flexion des Oberarms von etwa  $115^\circ$  auf  $15^\circ$  in der Sagittalebene. Mit dem Blick auf die Ökonomie des Armzuges auf dem Wasser würde dies bedeuten, dass nach einer Beschleunigung des Brettes zu Beginn des Armzuges die Antriebswirkung des Zuges mit der steigenden Gleitgeschwindigkeit abnimmt. Es ist also anzunehmen, dass sich die Gleichmäßigkeit des Zuges auf dem Wasser nicht

bestätigt, da hier eine Aufrechterhaltung der Antriebsleistung nur durch eine Beschleunigung der Schulterflexion im Verlauf des Armzuges realisieren lassen würde. Auf der Grundlage, der zugrunde liegenden heterogenen individuellen Verläufe, kann nicht von einem systematischen Phänomen gesprochen werden. Es deutet allerdings darauf hin, dass womöglich ein komplexeres Zusammenspiel zwischen Teilkörperbewegungen, die zur Aufrechterhaltung der Beschleunigung und zur Anpassung der Antriebsfläche stattfindet. Ob sich im mittleren Verlauf der Schulterflexion eine leichte Unstetigkeit zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr im Hüftgelenk zeigt, kann nur in einer individuellen Betrachtung von Hüft- und Schulterwinkelveränderung festgestellt werden.

Mit dem Durchqueren der Schultervertikalen beginnt ein Bereich mit ungünstigeren Antriebsvoraussetzungen. Die Hauptantriebsmuskeln arbeiten außerhalb ihres optimalen Wirkungsbereiches (Rassier, MacIntosh, & Herzog, 1999) und die Energie der Oberkörperlage ist nahezu vollständig in Antriebsenergie umgewandelt. In diesem Übergang zur Druckphase kann daher geschlussfolgert werden, dass die Antriebswirkung durch die Arm- bzw. Schulterbewegung mit dem Fortschreiten der Druckphase nachlässt. Für ein tieferes Verständnis des Kraftwirkungsverlaufes bedarf es einer Analyse der Kinematik in Abhängigkeit von der Zug- und Vortriebsleistung sowie der Horizontalbeschleunigung von Teilkörpermassen. In dieser Studie wurde auf dem Ergometer festgestellt, dass die Kraftwirkungsrichtung der Antriebsbewegung in dieser Phase aus dem Armabdruck entgegen der Fahrtrichtung und der Streckung der Hüfte resultiert. Obwohl ähnlich wie in der Zugphase, ein schräger (indirekter) Antriebsimpuls gesetzt wird, kann sich ein hoher Krafteinsatz negativ auf die Wasserlage des Bretts auswirken, da mit einer Absenkung oder gar Überspülung des Hecks zu rechnen ist, was sich

negativ auf den Widerstand und die Gleitlage des Brettes, auf den Strömungsabriss am Heck und damit auch auf die Fahrgeschwindigkeit auswirken müsste (Mayer & Marquardt, 2006, S.10). Unter diesen Bedingungen ist davon auszugehen, dass dieser Bewegungsphase eher die Bedeutung einer harmonischen Bewegungsumkehr zuzuordnen ist, in welcher beim Ausheben und der Rückführung der Arme Gegenkräfte zur Fahrtrichtung vermieden werden sollen. Dieses Phänomen ist insbesondere für das Rudern beschrieben, wobei die im Ruderboot stattfindende Bewegung auf dem Rollsitze aufgrund der größeren, bewegten Massen nur bedingt mit dem Vorführen der Arme beim Boardpaddeln gleichzusetzen ist (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2013, p. 99). Den Videodokumentationen der SLSA (2008) zum Boardpaddeln ist zu entnehmen, dass die Phase der Bewegungsumkehr auf dem Wasser eher durch eine frühe, zügige Schulterabduktion vor dem Passieren der Hände der Knieachse geprägt sein soll. Dieser Unterschied muss zunächst überprüft und ggf. bei der Interpretation der Bewegung auf dem Ergometer berücksichtigt werden.

#### *Hintere Umkehr*

Die Rückführung der Arme ist durch das Zusammenspiel der Hüftstreckung und der Schulterbewegung geprägt. Die Ergebnisse der Studie deuten darauf hin, dass die Athlet\*innen eine hohe Bewegungsamplitude im Hüftgelenk bevorzugen. Dies geht mit dem Vorteil einher, dass die Lageenergie des Oberkörpers zunimmt und diese im Anschluss beim Wasserfassen durch erneutes Absenken vortriebswirksam wiederverwendet werden kann. Eine tiefere Oberkörperhaltung (Abbildung 4, rechts) hat hingegen den Vorteil, dass die Vertikalkräfte hypothetisch reduziert werden, was allerdings eine hohe Beweglichkeit der Schulter voraussetzt, um das notwendige Ausheben der Hände zu gewährleisten.

Abgesehen von dem Energieaspekt ist nicht auszuschließen, dass die Oberkörperhaltung einer Spezialisierung der Athletin auf Wettkämpfe mit starken oder geringen Wellengängen geschuldet ist. Bei einer hohen Oberkörperhaltung mit einem offenen Arm-Rumpf-Winkel ist das Generieren höherer Kräfte möglich. Durch den höher gelegenen Körperschwerpunkt bewirkt sie im Gegenzug allerdings höhere Anforderungen an die Gleichgewichtsfähigkeit, um die Balance auf dem Board sicher zu stellen. In Wettkampfgewässern mit erwartungsgemäßem geringem Wellengang (z.B. Ostsee oder Mittelmeer) wirkt sich dieser Kompromiss zugunsten der Leistung aus. Bei starkem Wellengang (z.B. Atlantik) kann die Balance auf dem Brett der leistungslimitierende Faktor sein. Inwiefern in diesem Einzelfall diese Paddeltechnik bewusst strategisch eingesetzt wird und sich hier eine erste Typisierung zeigt oder ob dieses Phänomen auf die deutlich vordere Position der Athletin auf dem Brett zurückzuführen ist, müsste in Folgeuntersuchungen systematisch untersucht werden.

#### *Einfluss der Ermüdung auf die Bewegungsphasen*

Das Anforderungsprofil im wettkampforientierten Boardpaddeln ist facettenreich. Aus einer Vielzahl von internen und externen Parametern heraus, wird in dieser Pilotstudie ein Einfluss der Ermüdung auf die Körperhaltung beim Paddeln vermutet. Aus sportartähnlichen Untersuchungen ist wiederum bekannt, dass die Körperhaltung einen Einfluss auf die Wasserlage und damit auf Fahreigenschaften des Boards hat.

In der Schulterbewegung zeigt sich eine Verringerung des Bewegungsumfanges von ca. 13°. Diese Reduzierung wird vollständig durch ein um etwa 15° früheres Ausheben zum Ende der Druckphase bewirkt. In diesem Zusammenhang zeigen sich die Zug- und Übergangsphase deutlich resistenter gegenüber Ermüdung. Ob die Verkürzung der Zuglänge, strategisch

erfolgt, z.B. mit der Absicht einer möglichen Frequenzerhöhung, kann den Daten nicht entnommen werden. Ebenso lässt sich nicht überprüfen, ob ein Zusammenhang zwischen dieser Veränderung und der Leistungsentwicklung besteht.

Die Veränderungen in den Hüft- und Kniewinkelamplituden sind gering, aber dennoch signifikant. Die Athlet\*innen nehmen mit zunehmender Testdauer eine zunehmend tiefer kniende Position ein. Die daraus zu erwartende Reduzierung der Reichweite, wird vermutlich durch ein stärkeres Beugen der Hüfte kompensiert. Alle kinematischen Veränderungen sind in diesem Zusammenhang zwar signifikant, müssen aber in Anbetracht eines möglichen Messfehlers von bis zu 4° in einer weiteren Messung überprüft werden. Für eine sichere Analyse der Zuglänge muss zu dem die vollständige Armkinematik inklusive des Ellenbogen- und Handgelenkes in die Untersuchung miteinbezogen werden.

Interessanterweise berichteten alle Athlet\*innen von einer besonders starken Ermüdung im Bereich des M. biceps femoris. Diese Wahrnehmung deckt sich ebenfalls mit der stärkeren Beugung des Knies zum Ende des Tests, welche zu einer Entlastung der kniesteuernenden Muskelgruppe führt. Nahezu alle Athlet\*innen berichteten über die ungewohnt lange und stark ermüdende, kniende Position. Auf dem Wasser kann diesem Phänomen aktiv vorgebeugt werden, indem streckenweise auch liegend gepaddelt wird. Dieser Wechsel kann in dieser Untersuchung nicht abgebildet werden und sollte in folgenden Untersuchungen durch z.B. ein entsprechendes Belastungsprofil berücksichtigt werden.

#### *Feldtest oder Ergometer*

Bei der Verwendung von Ergometern zur Analyse von sportlichen Leistungen muss grundsätzlich die Frage zum Transfer des Testergebnisses auf die Leistung im natürlichen Umfeld der sportlichen

Bewegung im Spannungsfeld zwischen der Möglichkeit der Standardisierung und der praktischen Relevanz gestellt werden (Astrand, 1984). In dieser Studie wird erstmals ein Ergometer zur Analyse der Paddelbewegung eingesetzt, weshalb auch hier diese Frage zu stellen ist.

Auch angesichts eines noch ausstehenden Vergleichs der Paddelbewegung auf dem Ergometer mit der Bewegung auf dem Wasser, kann eine Übereinstimmung in den wesentlichen Zügen der Paddelbewegung festgestellt werden. Die Morphologie der Körperhaltung und die Lageveränderung der Antriebsfläche bzw. der Hände zum Brett erscheinen realitätsnah. Dennoch ist davon auszugehen, dass sich die Bewegungsaufgabe auf dem Ergometer von der realen Situation auf dem Wasser im Detail unterscheidet. Das Hauptmerkmal betrifft die Relation der bewegten Körper: Während sich auf dem Wasser die Position der Hände im Raum während der antriebswirksamen Phasen kaum verändert, da grundsätzlich das Board auf dem Wasser bewegt wird, wird auf dem Ergometer die Hand im Raum bewegt. Dies führt vermutlich zu einem anderen Bewegungsgefühl.

Zudem können wichtige Faktoren, wie die Gleitlage des Brettes nicht erfasst werden. So kann u.a. die Anhebung der Brettspitze und damit die Verringerung von Widerstand durch ein schräg-vertikales Einleiten der Zugphase nicht wirksam werden. Andererseits gilt es zu überprüfen, ob auf dem Ergometer der Zugwiderstand als Wechselwirkung zwischen Fahrtgeschwindigkeit und der Flexionsgeschwindigkeit des Armes realitätsnah umgesetzt werden kann.

Die strategische Einbindung von externen Faktoren auf dem Wasser wie z.B. Wind- und Wellenrichtung bzw. -stärke können nicht zur Erholung umgesetzt werden. Dem schließt sich auch die Nutzung des Wasserwiderstandes beim Aufsetzen der Hände an. Hier ist es den Athlet\*innen auf dem Wasser möglich, ihre Balance über

die Breiten- bzw. Querachse für den Moment des Vorgreifens aufzugeben, da im Moment des Wasserkontaktes die Stützfläche vergrößert wird. Dieser Laboreffekt wird anfangs in einem Überkippen der Athlet\*innen zum Beginn der Zugphase deutlich. Weiterhin ist zu überprüfen, inwiefern die Bremskraft der Ergometerseilbremse dem real-möglichen Wasserwiderstand angepasst werden kann. Dies sind grundsätzliche Fragen, deren Beantwortung zu einer realitätsnahen Anpassung der Aufgabenformulierung für die Testdurchführung beitragen können, um relevante Aussagen für die Sportpraxis zu generieren und einen Transfer zu optimieren.

Abschließend stellt sich die Frage, welchen Einfluss die Krafteinwirkung des Seileinzuges und die Geometrie des Ergometers auf das Bewegungsbild haben. Eine Veränderung der Zuglänge wird ausschließlich durch das hintere Ausheben der Hände detektiert. Dies ist unter Umständen nicht verwunderlich, da der Seileinzug die Rückführung der Hände aktiv unterstützt und somit für ein konstantes Einsetzen der Hände bewirkt. Ebenso erscheint es denkbar, dass ein weit vorderes Sitzen auf dem Board die Auslage der Arme prägt, da durch die Position des Seileinzuges die Vorlage fest limitiert ist.

Angesichts der oben genannten Differenzen zur Bewegung auf dem Wasser muss in weiterführenden Untersuchungen die Vergleichbarkeit der Bewegungen überprüft werden, um den Praxistransfer evaluieren zu können. Dies kann ebenfalls die Überprüfung der Aufgabenstellung mit Konkretisierungen der Vorgaben in Bezug auf z.B. die Zugfrequenz, den zu wählenden Zugwiderstand und die Position der Athlet\*innen auf dem Brett beinhalten. Diese Parameter sind vor allem relevant, wenn die Untersuchung eine Analyse der Bewegung beabsichtigt. Zielt die Untersuchung auf die Analyse der konditionellen Fähigkeiten ab, können Abweichungen in der Körperhaltung akzeptabel sein, so

lange die gleichen Muskeln zum gleichen Zeitpunkt wie beim Paddeln auf dem Wasser beansprucht werden. Aber auch hier sollten Untersuchungen noch klären, ob die Leistung auf dem Ergometer mit der Leistung auf dem Wasser bzw., mit einem engeren Fokus, mit der Leistung im Wettkampf korreliert.

#### *Limitierungen der Studie / Ausblick*

Im Rahmen diese Studie müssen einige Limitierungen akzeptiert werden. Diese sind zumeist auf technische Gründe zurückzuführen, wie der begrenzten Verfügbarkeit von Sensoren oder technischen Defekten. Diese Limitierungen werden im Folgenden benannt und können als Grundlage der Weiterentwicklung des Untersuchungsdesigns dienen.

Die Zugleistung gehört zu den leistungsentscheidenden Faktoren im Wettkampfsport. Sie gilt daher maßgeblich als Zielgröße für die Optimierung von Bewegungsabläufen. In dieser Studie sind frühzeitig Zweifel an der Validität des Leistungsmessers entstanden, weshalb dessen Parameter aus der Analyse ausgeschlossen wurden. Hier bedarf es einer Validierung des Gerätes. Für die Interpretation bedeutet dieses eine Beschränkung der Analyse von Zusammenhängen und Veränderungen der ausgewählten Bewegungsmerkmale.

Die oben genannten Merkmale stellen einen ersten Zugang zur charakterisierenden Beschreibung der Bewegung beim Boardpaddeln dar. Sie sind in der Praxis auch ohne technische Hilfsmittel überprüfbar. Im Detail müssen diese Merkmale aber durch die Analyse aller mitwirkender Gelenke ergänzt werden. Dazu zählen im Wesentlichen das Ellenbogen- und Handgelenk. Eine Analyse der Bewegungen in der Frontal- und Transversalebene ist zudem unter dem Aspekt nicht linearer Antriebskonzepte interessant.

Die Athlet\*innen hatten in dieser Studie die Aufgabe, die maximal mögliche

Leistung über einen Zeitraum von 5 Minuten zu erbringen. Im Rahmen dieser Aufgabenstellung ist es im Nachhinein nicht möglich, zwischen ermüdungsbedingten und strategischen Veränderungen im Bewegungsablauf zu unterscheiden. Hier sollte das Belastungsprotokoll in einem weiteren Schritt zunächst vereinfacht werden, in dem die Anzahl der Variablen reduziert wird, um die Effekte klarer voneinander separieren zu können.

#### **Schlussfolgerung**

In dieser Pilotstudie erfolgte eine erste Quantifizierung kinematischer Merkmale des Boardpaddelns in einem stark standardisierten Umfeld. Aus dem Ergebnis der Studie lassen sich erste Bewegungsmerkmale ableiten und in einem 4-Phasen-Modell systematisieren. Neben einigen Limitierungen in der Untersuchungsdurchführung wurden Kontraste zwischen dem Geschehen auf dem Wasser und im Labor deutlich. Diese Kontraste konnten deutlich herausgestellt werden und dienen somit der gezielten Weiterentwicklung des Untersuchungsaufbaus hinsichtlich einer validen und zuverlässigen Analyse von Leistung und Bewegung. Im Kern lassen sich die folgenden, notwendigen Entwicklungsschritte herausstellen: (1) Erweiterung des Untersuchungsaufbaus zur Erfassung komplexerer Bewegungs-, Beanspruchungs- und Aktivitätsprofile, (2) Angleichung des Testprotokolls an die Situation auf dem Wasser, (3) direkter Vergleich des Bewegungs- und Belastungsbildes zwischen den Tests auf dem Ergometer und auf dem Wasser und (4) Erweiterung der Analyse auf weitere Belastungsprotokolle.

#### **Interessenskonflikte**

Die Autor\*innen haben keine Interessenskonflikte zu deklarieren.

#### **Literatur**

Altenburg, D., Mattes, K., & Steinacker, J. M. (2013). *Handbuch Rudertraining: Technik -*

- Leistung - Planung* (2., korr. [überarb.] Aufl.). Wiebelsheim: Limpert.
- Astrand, P.-O. (1984). Principles in Ergometry and their Implications in Sports Practice. *Sports Medicine*, 1(1), 1–5.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-198401010-00001>
- Baudouin, A., & Hawkins, D. (2002). A biomechanical review of factors affecting rowing performance. *British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 396-402; discussion 402.  
<https://doi.org/10.1136/bjsm.36.6.396>
- Counsilman, J. E. (1993). *Handbuch des Sportschwimmens für Trainer, Lehrer und Athleten: Zur schwimmsportlichen Trainings- und Bewegungslehre* (K. Wilke, Trans.) (2., unveränd. Aufl.). Bockenem am Harz: Schwimmsport-Verl. Fahnenmann.
- International Life Saving Federation (2019). Competition Rule Book: Rules, Standards and Procedures for Lifesaving World Championships and ILS-Sanctioned Competitions. Retrieved from <https://www.ilsf.org/wp-content/uploads/2019/10/ILS-2019-Competition-Rulebook-Final-as-at-15-October.pdf>
- Mayer, C. F. & Marquardt, R. S. (2006). *Schiffstechnik und Schiffbautechnologie*. Hamburg: Seehafen Verlag.
- Miyama, M., Uematsu, A., Urata, T., Endo, H., Arai, H., Nakatsuka, K., & Araki, M. (2018). Stroke Characteristics of Lifesaving Maximal Board Paddling: A Comparison of Japanese Elite and Sub-elite Paddlers. *International Journal of Sport and Health Science*, 16(0), 211–219. <https://doi.org/10.5432/ijshs.201819>
- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 86(5), 1445–1457.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1445>
- Ryf, C., & Weymann, A. (1995). The neutral zero method — A principle of measuring joint function. *Injury*, 26, 1–11.  
[https://doi.org/10.1016/0020-1383\(95\)90116-7](https://doi.org/10.1016/0020-1383(95)90116-7)
- Schmider, E., Ziegler, M., Danay, E., Beyer, L., & Bühner, M. (2010). Is It Really Robust? *Methodology*, 6(4), 147–151.  
<https://doi.org/10.1027/1614-2241/a000016>
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–428.  
<https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
- Sinclair, W. H., Kerr, R. M., Spinks, W. L., Leicht, A. S., & Woodside, L. (2006). Effect of posture on simulated board paddling performances. In 2nd Australian Association for Exercise and Sports Science Conference and the 4th Sports Dieticians Australia Update (Chair), 2nd Australian Association for Exercise and Sports Science Conference and the 4th Sports Dieticians Australia Update, Sydney, NSW, Australia.
- Surf Life Saving Australia (2008). Coaching Resources - Board Paddling Part 1: From SLSA Surf Sports Coaching DVD. Retrieved from [https://www.youtube.com/watch?v=IhFL9RqA\\_J4&t=194](https://www.youtube.com/watch?v=IhFL9RqA_J4&t=194)  
[https://www.youtube.com/watch?v=IhFL9RqA\\_J4&t=194](https://www.youtube.com/watch?v=IhFL9RqA_J4&t=194)

