

Leben mit Rolling Shutter

Michael Bunk

Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig

E-Mail: bunk@iat.uni-leipzig.de

Schlüsselwörter: rolling Shutter, Video

Einleitung

Viele Kameras setzen Bildsensoren mit einem rollenden Verschluss ein. Dabei werden im Gegensatz zum globalen Verschluss nicht alle Bildpunkte gleichzeitig belichtet, sondern meist zeilenweise versetzt nacheinander. Wenn Bilder solcher Sensoren direkt für Messungen bewegter Objekte verwendet werden, entstehen Fehler. Bei welcher Objektgeschwindigkeit sind die Fehler vernachlässigbar? Können die Bilder korrigiert werden? Wie lässt sich der Rolling Shutter charakterisieren?

Methode

Der rolling Shutter wird durch Roll-Richtung (zeilenweise aufwärts/abwärts, spaltenweise nach links/rechts) und Belichtungszeitraum (Dauer des Rollens, strikt zu unterscheiden von der Belichtungszeit) charakterisiert. Beides lässt sich zuverlässig über die Aufzeichnung von blinkenden Leuchtdioden messen (Meingast, 2005). Wenn man die Leuchtdioden mit einer Frequenz betreibt, die ein ganzes Vielfaches der Bildwiederholfrequenz ist, gestaltet sich die Messung der Dauer besonders einfach. Die Richtung lässt sich durch ein Signal messen, welches nicht achsensymmetrisch ist.

Wenn der rolling Shutter charakterisiert ist, kann diese Information zur Korrektur verwendet werden. Wenn der Ort eines Bildpunktes in mindestens zwei Frames bekannt ist, lässt er sich zu einem beliebigen Zeitpunkt interpolieren.

Ergebnisse

Die Korrektur wird im Skispringen eingesetzt, da der Effekt dort nicht vernachlässigbar ist. Die dort verwendeten Kameras vom Typ Axis Q1645 haben einen Belichtungszeitraum von 8 ms. Der Shutter belichtet die Bilder von unten nach oben.

Diskussion

Die LED-Methode ist genauer als die Schwenkmethode nach (Drenk, 2018), weil eine höhere effektive Auflösung zur Messung verwendet werden kann. Die Rekonstruktion eines gesamten Bildes würde erfordern, für jeden Bildpunkt die Bewegungsgeschwindigkeit und -richtung zu kennen. Sensoren mit rolling Shutter sind für ausgewählte Anwendungen einsetzbar. 3d-Analysen bewegter Bildinhalte zählen keinesfalls dazu, da der rolling Shutter die zeitliche Synchronität zwischen den Kameras zerstört.

Literatur

Drenk, V. (2018). Bildmessung mit Rolling Shutter – Korrektur.

Meingast, M, Geyer, C. & Sastry, S. (2005). Geometric Models of Rolling-Shutter Cameras.
<https://arxiv.org/abs/cs/0503076>

Anwendungsmöglichkeiten von NIRS in der „anaeroben“ Diagnostik: Zusammenhang von SmO₂-Kinetik und PCr-Dephosphorylierung in maximalen Sprints auf dem Radergometer

Katharina Dunst¹, Christian Manunzio², Andri Feldmann³, Clemens Hesse⁴

¹Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig

²University Hospital Bonn, Sports Ambulance, Bonn, Germany

³University of Bern, Institute of Sport Science, Bern, Switzerland

⁴Bund Deutscher Radfahrer, Frankfurt am Main

E-Mail: dunst@iat.uni-leipzig.de

Schlüsselwörter: NIRS, Leistungsdiagnostik, Bahnradsport

Einleitung

Die Sauerstoffsättigung im Muskel (SmO₂) gewinnt in der sportwissenschaftlichen Praxis im Kontext von Leistungsdiagnostik, Trainingssteuerung und Ermüdungsmonitoring zunehmend an Bedeutung (Perrey & Ferrari, 2018). Auf Grundlage des Beer-Lambert-Gesetzes kann die Nahinfrarotspektroskopie (NIRS) in vivo als nicht-invasive und einfache Methode zur Messung von SmO₂ als Gleichgewicht von Sauerstoffangebot und -nachfrage im Skelettmuskel verwendet werden (Hamaoka et al., 2007; Ryan et al., 2013, 2014) und wurde für den Einsatz während dynamischer Bewegung bei Erwachsenen validiert (McManus et al., 2018). Dabei wird in der Regel die Absorption von Licht bei verschiedenen Wellenlängen aufgezeichnet, wobei Änderungen der Absorption im Bereich um 850 nm dem sauerstoffhaltigen Hämoglobin/Myoglobin (O₂Hem) und die Absorption im Bereich um 760 nm dem desoxygenierten Hämoglobin/Myoglobin (Heme) zugeschrieben werden. Häufig wird zur Beschreibung der Sauerstoffsättigung ein Verhältnis der Absorption bei 850/760 nm oder 850/(850 + 760) nm verwendet (Hesford et al. 2012; Jones & Cooper, 2018).

Skelettmuskelkontraktionen spielen eine wesentliche Rolle bei der menschlichen Fortbewegung, da sie die für die Bewegung erforderlichen Kräfte erzeugen (Trovato, 2016). Ein Schlüssel zur Muskelkontraktion ist die Produktion von chemischer Energie (ATP) hauptsächlich aus dem im Muskel gespeicherten hochenergetischen Kreatinphosphat, welches durch den glykolytischen und oxidativen Energiestoffwechsel resynthetisiert wird (di Prampero, 1981; Mader, 2003). Veränderungen des Sauerstoffgehalts in Skelettmuskulatur können kontextabhängig Aufschluss über die Stoffwechselsituation und den Funktionszustand des Skelettmuskels sowohl im gesunden als auch im krankem Zustand geben (Sanni & McCully, 2019).

In diesem Beitrag möchten wir das Prinzip der NIRS und die Aussage der Parameter erläutern und Möglichkeiten der Anwendung dieser Messmethode in der Leistungsdiagnostik und im Training vorstellen. Insbesondere möchten wir einen Einblick unsere neusten Erkenntnisse zum Einsatz von NIRS in der anaeroben Leistungsdiagnostik geben.

Method

Neun männliche Elite-Bahnradsprinter ($21,1 \pm 3,4$ Jahre, $184,9 \pm 5,1$ cm, $89,6 \pm 6,4$ kg) führten einen widerstandsfreien Motoriktest und vier maximale Sprints (3, 8, 12, 60 s) im isokinetischen Modus (120 U min^{-1}) auf einem SRM-Fahrradergometer durch. Pedalkraft und Trittfrequenz wurden kontinuierlich gemessen und die maximale Trittfrequenz auf der Grundlage von ermüdungsfreien Kraft-Geschwindigkeits-Profilen bestimmt. SmO_2 des M. vastus lateralis (als Muskel mit der größten Signalantwort identifiziert) und die Atemgase wurden kontinuierlich gemessen. Der testspezifisch maximale anaerob alaktazide Energiebeitrag $W_{\text{PCr}}(T)$ wurde auf der Grundlage der schnellen Komponente der Sauerstoffaufnahme kinetik nach der Belastung für jeden Sprint berechnet. Vor und 30 min nach jedem Sprint wurden Blutlaktatproben entnommen, um die zugehörige Nettoblutlaktatakkumulation $\Delta\text{BLC}(T)$ zu bestimmen. Die zeitlichen Veränderungen von SmO_2 , W_{PCr} und ΔBLC wurden mittels nichtlinearer Regressionsanalyse analysiert. Die maximale Laktatbildungsrate $v\text{La}_{\text{max}}$ wurde auf der Grundlage von $\Delta\text{BLC}(t)$ als höchste Laktatakkumulationsrate im Blut berechnet.

Results

Alle Modelle zeigten eine ausgezeichnete Modellqualität ($R^2 > 0,95$). Die Zeitkonstante der Sauerstoffsättigung im VL $\tau_{\text{SmO}_2} = 2,93 \pm 0,65$ s war statistisch signifikant und inhaltlich stark bedeutsam mit der Zeitkonstante von $W_{\text{PCr}}(t)$ $\tau_{\text{PCr}} = 3,23 \pm 0,67$ s ($r = 0,790$, $p < 0,012$), mit der maximalen Laktatbildungsrate $v\text{La}_{\text{max}} = 0,95 \pm 0,18 \text{ mmol l}^{-1} \text{ s}^{-1}$ ($r = 0,768$, $p < 0,017$) und dem Zeitpunkt des ersten systematischen Abfalls vom ermüdungsfreien F-v-Profil t_{FF} ($r = 0,885$, $p < 0,001$) korreliert. Außerdem wurde eine negative Korrelation zwischen τ_{SmO_2} und der maximalen Trittfrequenz $\text{TF}_{\text{max}} = 299,51 \pm 14,70 \text{ U min}^{-1}$ ($r = -0,670$, $p < 0,049$) festgestellt.

Discussion

Unsere Ergebnisse deuten auf eine zeitabhängige Reflexion von SmO_2 -Kinetik und phosphagenem Energiebeitrag bei einem 60-s-Maximalsprint auf dem Rad hin. Eine hohe maximale Laktatbildungsrate führt zu einer Reduktion, eine hohe maximale Trittfrequenz führt zu einem Anstieg der O_2 -Entsättigungsrate. Die Halbwertszeit der SmO_2 -Entsättigung zeigt das Ende des ermüdungsfreien Zustands an. Das Erreichen eines SmO_2 -Plateaus nach der maximalen Entsättigung scheint mit einer Verringerung der Laktatbildungsrate verbunden zu sein. Die Kombination von $W_{\text{PCr}}(T)$, das auf der Grundlage der Sauerstoffaufnahme während des EPOC bestimmt werden kann, und τ_{SmO_2} , das sich aus der Modellfunktion $\text{SmO}_2(t)$ ergibt, ermöglicht es, die Kinetik der PCr-Dephosphorylierungskinteik auf Basis eines einzigen Sprints abzuschätzen.

Literature

- di Prampero PE.: Energetics of muscular exercise. Reviews of physiology, biochemistry and pharmacology, 1981; 89, 143-222.
- Hamaoka T, McCully KK, Quaresima V, Yamamoto K, Chance B. Nearinfrared spectroscopy/imaging for monitoring muscle oxygenation and oxidative metabolism in healthy and diseased humans. J Biomed Opt. 2007; 12(6), 062105. <https://doi.org/10.1117/1.2805437>

- Hesford CM, Laing SJ, Cardinale M, Cooper CE. Asymmetry of quadriceps muscle oxygenation during elite short-track speed skating. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2012, 44, 501–508.
- Jones B, Cooper CE. Near Infrared Spectroscopy (NIRS) Observation of Vastus Lateralis (Muscle) and Prefrontal Cortex (Brain) Tissue Oxygenation During Synchronised Swimming Routines in Elite Athletes. In *Oxygen Transport to Tissue XL*; Thews O, LaManna, JC, Harrison DK, Eds.; Springer: New York, NY, USA, 2018; pp. 111–117.
- Mader A. Glycolysis and oxidative phosphorylation as a function of cytosolic phosphorylation state and power output of the muscle cell. *Eur J Appl Physiol.* 2003 ;88:317–338. DOI 10.1007/s00421-002-0676-3.
- McManus CJ, Collison J, Cooper CE. Performance comparison of the MOXY and PortaMon near-infrared spectroscopy muscle oximeters at rest and during exercise. *J Biomed Opt.* 2018, 23, 1.
- Perrey S, Ferrari M. Muscle Oximetry in Sports Science: A Systematic Review. Hug F, editor. *Sport Med.* Springer International Publishing; 2018; 48:597–616: <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0820-1>
- Ryan TE, Southern WM, Reynolds MA, McCully KK. A cross-validation of near-infrared spectroscopy measurements of skeletal muscle oxidative capacity with phosphorus magnetic resonance spectroscopy. *J Appl Physiol.* 2013;115:1757–66. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00835.2013>
- Ryan TE, Brophy P, Lin C Te, Hickner RC, Neuffer PD. Assessment of in vivo skeletal muscle mitochondrial respiratory capacity in humans by near-infrared spectroscopy: A comparison with in situ measurements. *J Physiol.* 2014;592:3231–41.
- Sanni AA, McCully KK. Interpretation of Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) Signals in Skeletal Muscle. *J. Func. Morphol. Kinesiol.* 2019, 4(28), 1-10.
- Trovato FM, Imbesi R, Conway N, Castrogiovanni P. Morphological and Functional Aspects of Human Skeletal Muscle. *J. Func. Morphol. Kinesiol.* 2016, 1, 289–302.

Schätzung der Bodenreaktionskraft beim Laufen mittels machine learning

Lorenz Heinemann¹

¹Universität Leipzig, Informatik Master

E-Mail: lorenz.heinemann@web.de

Schlüsselwörter: maschinelles Lernen, Bodenreaktionszeit, Laufsport

Einleitung

Ziel dieser Arbeit soll es sein, die Entwicklung der Leistungsmessmethode für das Laufen weiter voranzutreiben. Die Messung soll nicht mehr nur im Labor, sondern auch im Feld möglich sein. Da Firmen wie Stryd ihre Methode zur Vorhersage der Leistungsdaten, aus beispielsweise den Beschleunigungsdaten, nicht veröffentlichen, soll in dieser Arbeit ein eigenes Verfahren entwickelt werden. Es soll versucht werden, Probleme, die bei aktuellen Produkten auftreten, zu lösen und die Kraftvorhersage zu verbessern. Das Ziel muss es sein, eine zuverlässige Nutzung der Messdaten zur Trainingssteuerung auch auf der Straße zu ermöglichen. Ein Augenmerk soll dabei ebenso auf die mögliche Nutzung für Laufstilanalysen gelegt werden.

Methoden

Für diese Arbeit liefen 20 Läufer mit verschiedenen Geschwindigkeiten auf einem Laufband. Dabei befanden sich IMU-Sensoren jeweils links und rechts am Schienbein sowie an der Ferse des Läufers. Gespeichert wurden die Daten lokal, wobei die IMU-Daten mit 1000 Hz aufgezeichnet wurden. Zudem wurden die Bodenreaktionskräfte mittels Druckmessplatten mit 200 Hz aufgezeichnet. Die Probanden liefen ein Stufenprotokoll, wobei alle 400 Meter die Geschwindigkeit, ausgehend von 3 m/s, um 0,2 m/s gesteigert wurde. Zwischen den Stufen hatten die Probanden eine Pause von 30 Sekunden. Gelaufen wurde bis zur Ausbelastung.

Ergebnisse

Die Messdaten des Versuches wurden zunächst durch ein Preprocessing vorverarbeitet und synchronisiert. Der FGCD-Algorithmus (Foot Ground Contact Detection) wurde speziell zum Erkennen des Fußaufsatzes und letzten Bodenkontaktes entwickelt. Mit seiner Hilfe werden aus den Daten die Bodenkontaktzeiten extrahiert und für die Weiterverarbeitung gespeichert. In dieser Arbeit wurde zur Schätzung der BRK ein neuronales Netzwerk trainiert, welches aus den IMU-Daten des Fußes die Bodenreaktionskraft mit einer durchschnittlichen Abweichung von 0,882 N/Kg (RMSE) vorhersagen kann. Dies ist besser als alle in der Literatur zu findenden Arbeiten. Die Genauigkeit wurde durch verschiedene Datenaufbereitungsschritte

und einer eigenen Loss-Funktion erreicht, welche die zeitliche Verschiebung und Ungenauigkeit der IMU-Daten eliminieren.

Diskussion

Die Arbeit hat gezeigt, dass eine Vorhersage der BRK-Kurve mittels IMU-Daten grundsätzlich möglich ist. Das Niveau einer genauen Messung haben die Vorhersagen dennoch nicht. Sie sind lediglich im Training als unterstützend anzusehen und haben noch nicht das Niveau der Leistungsmessung im Radsport erreicht. Es stellte sich als äußerst wichtig heraus, die Daten zu bereinigen. Das Entfernen von Ausreißern und leichtes Anpassen der zeitlichen Verschiebung der Daten, aufgrund unterschiedlicher Aufnahmefrequenzen, brachte dabei den größten Beitrag zur Performancesteigerung. Die Nutzung von normalisierten Werten und einer sigmoid-Aktivierungsfunktion erzielte weiterhin bessere Ergebnisse. Anschließend kann das Netzwerk mittels der Trainingsdaten trainiert werden. Eine Netzwerkstruktur mit mehreren hidden Layer und vielen Neuronen war dabei grundsätzlich genauer als ein Netzwerk mit weniger Komplexität. Ein großes Netzwerk mit vielen Neuronen und Layer generalisiert die Informationen der verschiedenen Schritte am besten und liefert die genauesten Vorhersagen. Der RMSE des Netzwerks liegt bei 0,882 N/kg und ist damit deutlich geringer als in der Literatur (JieHan et al. [1]: 1,7 N/Kg, Suzuki et al. [2]: 3,3 N/Kg, Dimitrios et al. [3]: 1,13 N/Kg).

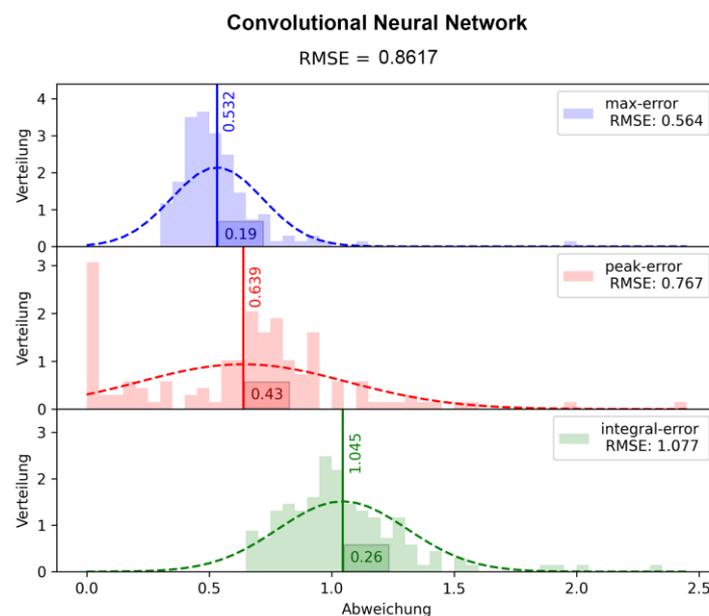


Abb. 1. Ergebnis der Arbeit ist ein neuronales Netzwerk, welches Schritte mit einer Genauigkeit von 0.9114 N/kg Genauigkeit vorhersagen kann

Die höhere Genauigkeit der Netzwerke im Vergleich zur Literatur kann auf verschiedene Gründe zurückgeführt werden. Zum einen ist der hier benutzte Datensatz größer als bei vielen anderen Arbeiten. So benutzte beispielsweise Billing et al. [4] nur vier Elite-Läufer auf der Mittelstrecke. Dadurch waren Datensätze eventuell nicht sehr repräsentativ für andere Laufstile. Die zu wenig verschiedenen Trainingsdaten wären auch ein Grund, weshalb die

Netzwerktopologien in der Literatur generell eher klein gewählt wurden. Die hier verwendete Struktur mit vier hidden Layer und über 100.000 Kanten ist deutlich größer. Die Genauigkeit steigt mit einem wachsenden Netzwerk stark an. Wenn der Läufer dem Netzwerk jedoch unbekannt ist, sinkt die Genauigkeit im Durchschnitt auf 2,0 N/Kg (RMSE). Damit sind die vorhergesagten BRK-Kurven noch verwendbar, jedoch mit einem Fehler versehen. Die Spannweite ist bei den Probanden im Datensatz mit 2,4 N/Kg sehr groß. Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Genauigkeit und Proband konnte nicht gefunden werden. Es besteht lediglich eine schwache lineare Abhängigkeit zwischen dem Laufstil und dem RMSE, wobei Vorfußläufer besser vorhergesagt werden als Rückfußläufer. Ein Nachtrainieren des Netzwerks mit Schritten des Probanden ist zur Steigerung der Genauigkeit zu empfehlen.

Literatur

- [1] Kieron JieHan Ngoh u. a. „Estimation of vertical ground reaction force during running using neural network model and uniaxial accelerometer“. In: Elsevier 76 (Juli 2018), S. 269–273. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.06.006. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.06.006>.
- [2] Yuta Suzuki u. a. „Estimation of Ground Reaction Forces During Running Using Inertial Measurement Units and Artificial Neural Networks“. In: 38th International Society of Biomechanics in Sport Conference (Juli 2020)
- [3] DimitriosSokratis Komaris u. a. „Predicting ThreeDimensional Ground Reaction Forces in Running by Using Artificial Neural Networks and Lower Body Kinematics“. In: IEEE Access 7 (2019), S. 156779–156786. DOI: 10.1109/access.2019.2949699. URL: <https://doi.org/10.1109/access.2019.2949699>.
- [4] D. C. Billing u. a. „Predicting ground reaction forces in running using microsensors and neural networks“. In: Sports Engineering 9.1 (März 2006), S. 15– 27. DOI: 10.1007/bf02844259. URL: <https://doi.org/10.1007/bf02844259>.

Wie man mit einer IMU und neuronalen Netzen die Trittfrequenz im Radsport messen kann

Bernhard Hollaus¹, Jasper Volmer¹ & Thomas Fleischmann¹

¹MCI Dept. Medizin- Gesundheits- und Sporttechnologie, Innsbruck

E-Mail: bernhard.hollaus@mci.edu

Trittfrequenz, IMU, Machine Learning, Neuronale Netze, Radsport

Einleitung

Im Radsport ist die Trittfrequenz für viele Athleten und Athletinnen von großem Interesse. Der aktuelle Goldstandard zur Messung der Trittfrequenz basiert auf einer Kombination aus einem Magneten und einem Hall-Effekt Sensor. Der Magnet ist dabei an der Kurbel befestigt, wobei der Sensor am Rahmen des Fahrrads sitzt. Immer wenn der Magnet den Sensor während einer Kurbelumdrehung passiert, liefert der Sensor einen Spannungspuls. Diese Pulse lassen Rückschlüsse auf die Trittfrequenz zu. Der Aufbau ist sehr effektiv, jedoch ausschließlich auf die Messung der Trittfrequenz beschränkt. Andere Messmethoden ermöglichen nicht nur die Messung der Trittfrequenz, sondern schaffen weitere Möglichkeiten zur Messung potentiell wichtiger Daten zur Analyse des Athleten oder der Athletin. Oft basieren diese alternativen Messmethoden auf einer inertialen Messeinheit (IMU, Evans 2021) oder auf Bildverarbeitung (Zaki, 2016). Evans (2021) und Charvatova (2021) haben in ihren Experimenten IMUs an den Pedalen oder der Wirbelsäule der Athletinnen und Athleten befestigt. Die gesammelten Daten konnten dann verarbeitet werden, um die Trittfrequenz, die Bewertung des runden Trittes und weitere Dinge abzuleiten. Bei dem in dieser Arbeit verwendeten Ansatz ist die IMU am Sattelrohr befestigt (siehe Abbildung 1.a). Mit dieser IMU-Position ist sichergestellt, dass die relevanten Beschleunigungen um auf die Trittfrequenz rückschließen zu können in einer niedrigen Größenordnung liegen (weniger als ± 2 g in allen Achsen), im Gegensatz zur Platzierung auf den Pedalen. Außerdem kann durch die Positionierung mehr Informationen über das dynamische Gleichgewicht der Radfahrer erfasst werden. Im ersten Schritt soll aber ein Proof of Concept für die Messbarkeit der Trittfrequenz mit dieser Positionierung der IMU erstellt werden.

Methode

Im ersten Schritt wurde auf Basis eines Entwicklungsboards (SensorTile von ST Microelectronics) die Hardware und Firmware für die Datenerhebung entwickelt. Ziel war es sowohl den Luftdruck, die Temperatur, Beschleunigungen, Drehraten und magnetische Flussdichten an der Sattelstütze als auch die Pulse des Hall-Effekt Sensors synchron zu messen. In Abbildung 1 ist der finale Aufbau zu sehen. Der Messbereich für die Sensoren wurde wie folgt festgelegt:

- ± 2 g für die drei Beschleunigungen (LSM6DSM) a_x , a_y und a_z
- ± 2000 dps für die drei Drehraten (LSM6DSM) ω_x , ω_y und ω_z
- ± 50 Gauss für die drei magnetischen Flussdichten (LSM303AGR) B_x , B_y und B_z
- 260 hPa bis 1260 hPa absoluter Luftdruck (LPS22HB)

Der Messbereich des Hall-Effekt Sensors (DRV5053VA) konnte nicht konfiguriert werden. Da ohnehin nur die Pulse für das Experiment relevant sind, wurde das analoge Signal des Sensors mit einem 12-bit Analog-Digital-Konverter gewandelt und über das SensorTile mitgeloggt. Alle Sensordaten wurden nach dem best effort Prinzip geloggt. Durch die Nachbearbeitung der Daten konnte sichergestellt werden, dass alle Daten eine Samplingrate von 50 Hz haben.

Im zweiten Schritt wurde ein Experiment mit vier männlichen oder weiblichen Rennradfahrern im Alter zwischen 23 und 57 Jahren durchgeführt. Das Experiment wurde von der Ethikkommission des MCI genehmigt und alle Teilnehmer haben eine Einverständniserklärung unterschrieben. In 13 Fahrten wurden insgesamt 642 Minuten an Daten gesammelt. Die Daten wurden so aufbereitet, dass sie für ein neuronales Netz geeignet waren. Anschließend wurden sie in einen Trainings- (70 %), einen Validierungs- (15 %) und einen Testdatensatz (15 %) aufgeteilt. Das verwendete Netz besteht aus einem Convolution- (CNN), einem Long-Short-Term-Memory- (LSTM) und fünf Dense-Layern, was zu 110209 trainierbaren Parametern führte.

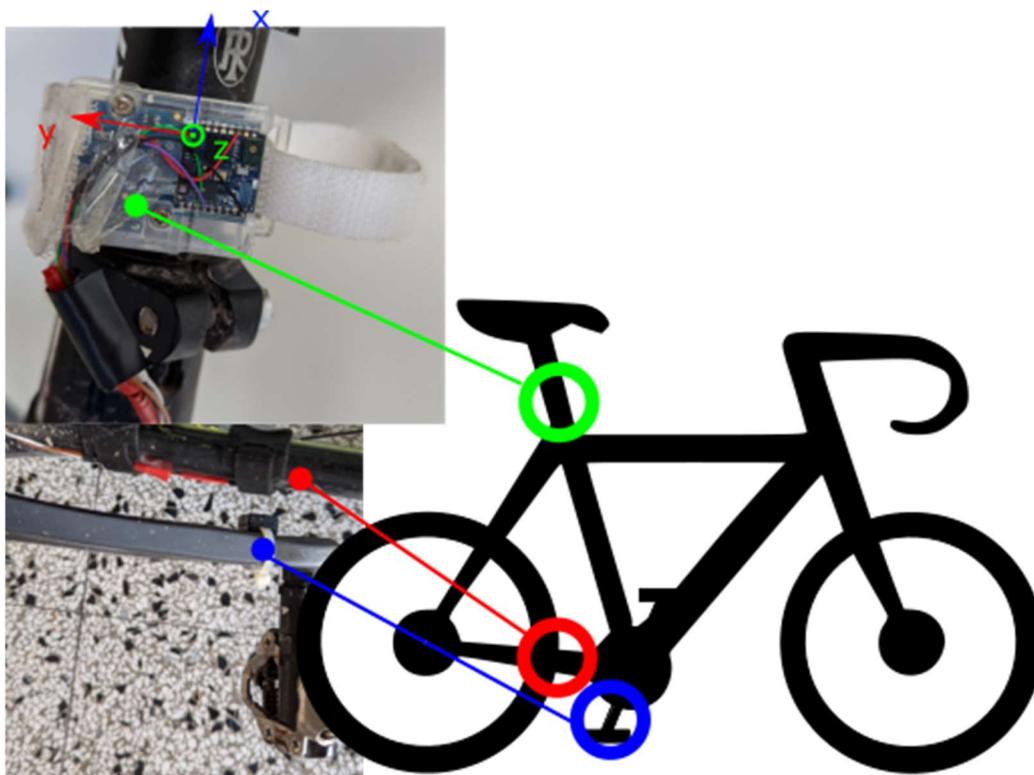


Abbildung 1 Messaufbau des Experiments mit dem SensorTile an der Sattelstütze, dem Magneten an der Kurbel und dem Hall-Effekt Sensor am unteren Trägerrohr des Hinterrades.

Ergebnisse

Die Architektur des neuronalen Netzes erreicht bei Trainings-, Validierungs- und Testdaten eine Genauigkeit von etwa 95 %. Auch das Ergebnis der tatsächlichen Trittfrequenz im Vergleich zur vorhergesagten Trittfrequenz ist genau genug, um die in diesem Paper vorgeschlagene Messmethode als sinnvolles Messkonzept zu bestätigen. Abbildung 2

vergleicht die Trittfrequenz des IMU-Ansatzes mit dem Hall-Effekt-Ansatz für mehrere Fahrten aus dem Testdatensatz. Sie zeigt, dass die Abweichung zwischen den beiden Messverfahren über den relevanten Messbereich (50 bis 85 rpm) eine mittlere Abweichung von 0.8997 rpm hat.

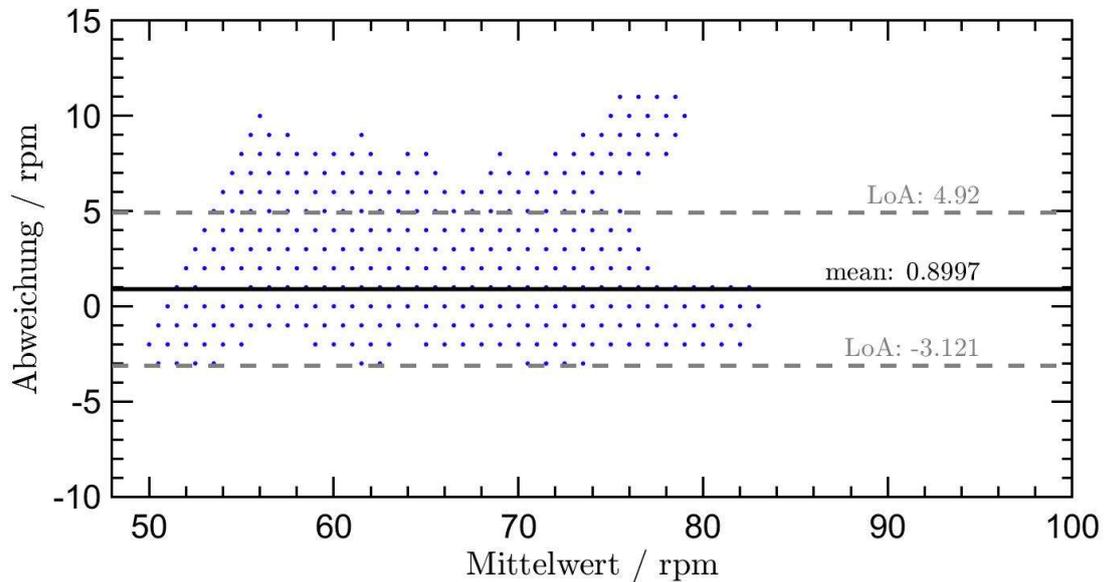


Abbildung 2 Bland Altman Diagramm der Messmethoden Hall-Effekt Sensor und IMU-Ansatz

Um aber auch die Performance des IMU-Ansatzes für eine Ausfahrt im Vergleich zu der Performance des Hall-Effekt-Systems zu sehen wurde in Abbildung 3 eben dieser Vergleich direkt für die Trittfrequenz gezogen. Es ist ersichtlich, dass für einen Großteil der Zeit die Vorhersage des Netzes basierend auf der IMU-Messmethode sehr nahe am Goldstandard liegt.

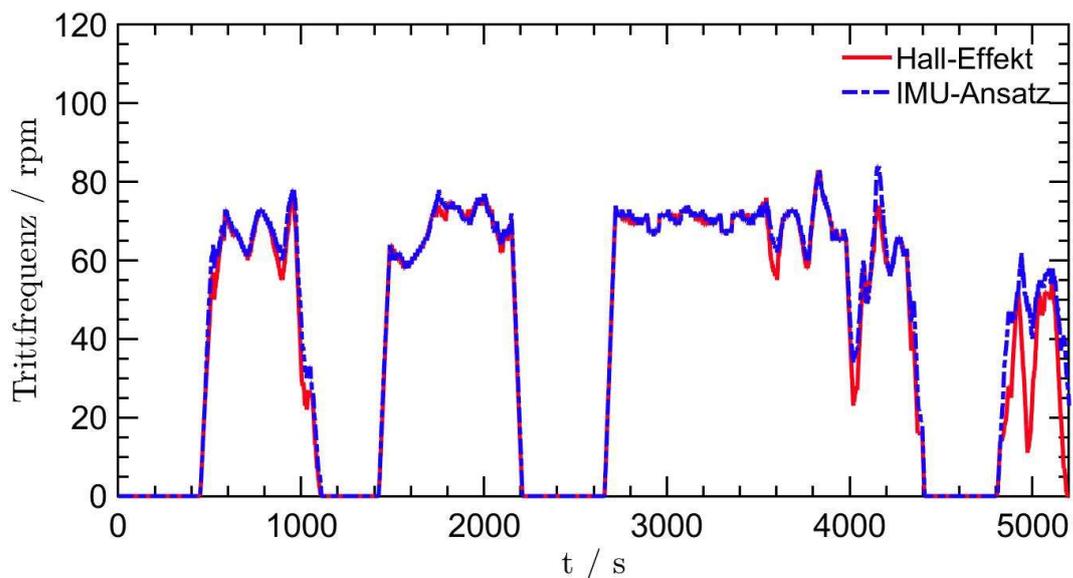


Abbildung 3 Vergleich der Trittfrequenzen von den jeweiligen Messmethoden

Diskussion

Eine wesentliche Einschränkung der Ergebnisse liegt in der niedrigen Anzahl der Teilnehmer des Experiments. Mit nur vier Teilnehmern ist der gesammelte Datensatz nicht umfassend genug, um ein robustes Netzwerk zu erhalten. Dennoch kann das Ziel als erreicht betrachtet werden, da die Ergebnisse einen Proof of Concept darstellen. Der IMU-Ansatz kann auf einen größeren Datensatz angewandt werden, um eine ähnliche oder sogar bessere Leistung zu erzielen mit wesentlich größerer Robustheit.

Die Teilnehmer an der Studie waren in ihren Radstrecken nicht eingeschränkt. Trotzdem haben alle Teilnehmer eine Route auf Asphalt gewählt. Daher ist das trainierte Netz nur für Ausfahrten auf Asphalt einsetzbar, wenn ähnliche Genauigkeiten erreicht werden sollen. Es kann behauptet werden, dass die Performance des Netzes auf anderen Oberflächen schlechter abschneiden wird, im speziellen da sich die Bewegung des Radfahrers und des Fahrrads ändert und das Netz nicht darauf trainiert wurde.

Der IMU-Ansatz ist hinreichend genau, um die prinzipielle Funktion der Trittfrequenzmessung nachzuweisen. In dieser Arbeit wird das Gesamtpotenzial dieser Methode aufgezeigt, und es ist durchaus denkbar, dass in Zukunft ein kommerzielles Produkt auf der Grundlage dieser Technologie auf den Markt kommen wird. Bis es soweit ist, sind weitere Forschungs- und Entwicklungsarbeiten erforderlich, um ein zuverlässigeres und präziseres neuronales Netz zu schaffen.

Literatur

- Stuart A. Evans, et al (2021). Evaluation of Accelerometer-Derived Data in the Context of Cycling Cadence and Saddle Height Changes in Triathlon, *Sensors*, 21, no. 3: 871
- Mohamed H. Zaki, et al (2016). Computer vision approach for the classification of bike type during busy traffic in the city of Shanghai, *Journal of advanced transportation*, 50:348-362
- Hana Charvatova, et al (2021). Evaluation of Accelerometric and Cycling Cadence Data for Motion Monitoring, *IEEE Access*, vol. 9, pp. 129256-129263

Eine auf GPS-Zeit basierende Video-Daten-Synchronisation

Chris Hummel¹, Peter Spitzenpfeil¹

¹Technische Universität München, München

E-Mail: Chris.Hummel@tum.de

Schlüsselwörter: Video-Daten-Synchronisation, Feedback, GPS-Zeit

Einleitung

Feedback und Videoanalyse sind zentrale Elemente des Coachings im alpinen Skirennlauf. In der Literatur wird beschrieben, dass sofortiges Feedback während des Trainings dem Feedback am Abend (im Hotel) überlegen ist bezüglich der Fähigkeitsaneignung (Bacharach, 2013). In der Praxis wird die Videoanalyse dennoch oft am Abend durchgeführt. Weiter stellt Moinuddin (2021) in seinem systematischen Review fest, dass die Kombination aus visuellem und auditivem Feedback zu einer schnelleren Fähigkeitsaneignung und einem besseren Lernerhalt führt. Hodges & Williams (2019) beschreiben darüberhinaus augmented Feedback als dem auditiven und visuellen Feedback überlegen, bezogen auf Fähigkeitsaneignung und Lernerhaltung. Augmented Feedback meint dabei die Erweiterung eines Videos durch Informationen aus Daten. In der Praxis werden separate Videolösungen und Messsystemlösungen eingesetzt, jedoch ist das Synchronisieren und Darstellen derzeit aufwendig und zeitintensiv, so dass ein zeitnahes augmented Feedback im Training am Skihang aktuell unmöglich zu realisieren ist. Das Ziel dieser Arbeit ist das Schaffen einer Messeinheit, die es ermöglicht Daten und Videos auf Basis der GPS-Zeit automatisiert zu synchronisieren, um langfristig sofortiges augmented Feedback am Hang zu ermöglichen.

Methode

Die Methodik besteht zum einen aus der Entwicklung der Messeinheit und zum anderen dessen Validierung.

Die Messeinheit besteht aus einem Arduino, der die Zeitinformationen (PPS und Timestamp) aus dem GPS Signal extrahiert, binär codiert und sie auf die Audiospur eines Videos moduliert. Die Messeinheit ist in einem 3D gedruckten Gehäuse verbaut und wird von einer Powerbank mit Strom versorgt.



Abbildung 1: Messeinheit (orange) montiert auf dem Blitzschuh der Kamera. Der Zeitstempel wird über das Audiokabel auf die Audiospur der Kamera aufgespielt.

Um die zuverlässige Auszugabe der Zeitinformationen zu gewährleisten, wird das Gerät intern gegen ein Oszilloskop validiert und extern gegen eine 2D Body Motion Unit (BMU) validiert. Die interne Validierung umfasst die Messung des ausgegebenen Timepulse Signals bezüglich Frequenz und das zeitliche Verhältnis der Logikpegel (Duty Cycles). Außerdem, die Synchronität der steigenden Flanke zweier Einheiten und ein eventuelles Driftverhalten. Die externe Validierung umfasst die Synchronisierung von IMU-Daten (1000 Hz) und Video (50 Hz), beobachtet wird ein möglicher Zeitversatz. Zusätzlich wird das Audiosignal in den analogen Eingang der BMU eingespeist, um die von der BMU aufgezeichneten Frequenzen zu erfassen und die Zeitdifferenz der SOD-Ereignisse über die Zeit zu beobachten.

Ergebnisse

Die vom Oszilloskop gemessene Timepulse-Frequenz beträgt 1 Hz und das zeitliche Verhältnis von high und low Zuständen ist wie konfiguriert 10/90% (GPS-Empfänger) und 1/99% (Arduino). Die maximale zeitliche Differenz zweier Einheiten bezüglich der steigenden Flanken beträgt maximal 2 μ s. Außerdem wurde kein zeitliches Driften über die Dauer von 30 min beobachtet. Im Feldtest konnte der Ton (48 kHz) von zwei Kameras mit einer Genauigkeit von $40 \pm 29 \mu$ s synchronisiert werden. Das Video hat einen zeitlichen Versatz gegenüber den IMU- Daten von 2 bis 4 Videobildern (0.04 bis 0.08 s bei 50Hz Videoaufnahmen). Die Zeitdifferenz der SOD-Ereignisse über die Zeit liegt zwischen 0,006 s und 0,088 s und folgt einem Sägezahnmuster.

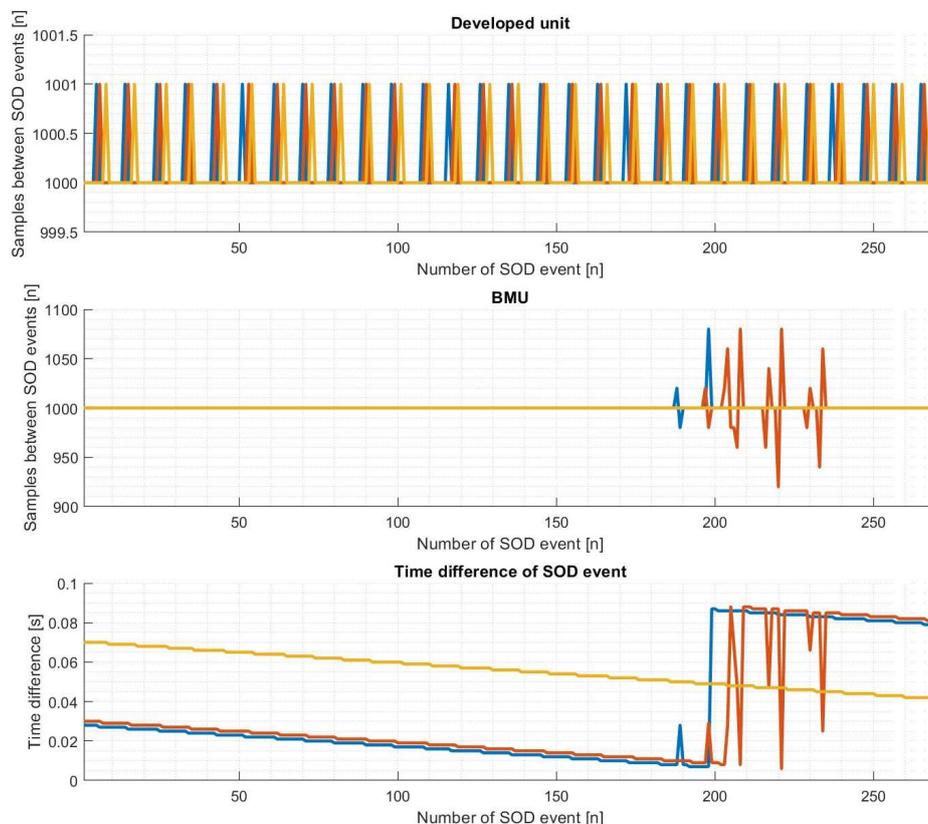


Abbildung 2: Ergebnis der externen Validierung, bei der der Audiooutput der Messeinheit auf den Analogkanal der BMU aufgespielt wurde. Oben: Samples zwischen 2 SOD Events des von der BMU aufgenommenen Analsignals. Mitte: Samples zwischen den internen SOD-Events der BMU. Unten: Zeitdifferenz zwischen den gepaarten SOD-Events der beiden Systeme

Diskussion

Im Labor Setting beträgt die maximale Abweichung zwischen zwei Messeinheiten $2\mu\text{s}$ und. im Feldsetting liegt die Standardabweichung zur Synchronisation von zwei Videos bei $29\mu\text{s}$. liegt Beide Größenordnungen sind für eine Video-Synchronisation vernachlässigbar. Dahingegen trat bei der Synchronisation mit IMU Daten eine Abweichung zwischen 0.04 bis 0.08 s auf. Das Auslesen der Analogdaten und des SOD Kanals der 2D BMU zeigt auf, dass die Frequenz mit der die BMU ihre eigenen SOD Events aufzeichnet unständig ist. Auch die Frequenz mit der die BMU den Timepulse der entwickelten Messeinheit aufnimmt schwankt zwischen 1 Hz und $1,001$ Hz, wohingegen das Oszilloskop genau und dauerhaft 1 Hz misst. Folglich nähert sich die Zeitdifferenz der SOD Events beider Messsysteme über die Zeit an. Steigt jedoch sprunghaft bei einer beobachteten Differenz von $0,006$ s wieder auf 0.088 s an. Die Ergebnisse der internen Validierung legen eine korrekte funktionsweise nahe, jedoch limitieren die Ergebnisse der externen Validierung die Gesamtvalidität.

Literatur

- Bacharach, D. W. (2013). Real time video enhances skill development in junior Alpine skiers during a single week of summer camp training. In J. K. Erich Müller, Stefan Lindinger, Jürgen Pfusterschmied, Thomas Stöggl (Ed.), *Science and Skiing VI*. Meyer & Meyer Verlag
- Hodges, N.J., & Williams, A.M. (Eds.). (2019). *Skill Acquisition in Sport: Research, Theory and Practice* (3rd ed.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9781351189750>
- Moinuddin, A., Goel, A., & Sethi, Y. (2021). The Role of Augmented Feedback on Motor Learning: A Systematic Review. *Cureus*, 13(11), e19695-e19695. <https://doi.org/10.7759/cureus.19695>

MICHAEL KOCH

Entwicklung des neuen Schießmessplatzes unter Einsatz des BIOPAC-Systems

1 Einleitung

Viele Jahre wurde zur Diagnostik der Schießleistung der Messplatz der Universität Leipzig erfolgreich verwendet. Anforderungen seitens des DSV (Deutscher Skiverband) verlangten nach einer Neuentwicklung des Messplatzes, unter besonderer Berücksichtigung des Technikparameters Atmung, welcher bisher noch nicht erfasst wurde, aber für das Schießen unentbehrlich ist. In Zusammenarbeit mit der US-Firma *Biopac* und dem Fachbereich MINT wurde ein System etabliert, mit dem es möglich ist, die Schießtechnikparameter Atmung, Abzug und Schussabgabe parallel zur Zielbilddiagnostik zu erfassen und auszuwerten. Das Ganze geschah unter den Hypothesen, dass es gravierende Unterschiede hinsichtlich der technischen Ausprägung der Schießtechnikparameter zwischen den Leistungsklassen und zwischen Ruhe und Belastung geben muss, da unter Belastung oft fehlerhafte Trefferergebnisse erzielt wurden (Espig & Siebert, 2017; Espig, 2018).

Das hochmoderne *BIOPAC-System* wird in naher Zukunft um die Parameter Zugkraft am Unterstützungsgurt und Druckkraft an der Schaftkappe erweitert.

2 Material und Methoden

In einem fortwährenden Austausch zwischen dem FB MINT, den Programmierern von *BIOPAC* und der FG Biathlon wurde zuerst das Anforderungsprofil der zu analysierenden Schießtechnikparameter festgelegt und im weiteren Verlauf zeitnah hard- und softwaretechnisch umgesetzt. Dabei kamen neben der Messtechnik der Firma *BIOPAC* auch Sensoren der Firma *Interlink* und *Spezialmesstechnik Ilmenau* zum Einsatz. Nach einer einmonatigen Testphase kam das System erfolgreich in der Praxis zum Einsatz. Die Untersuchungen der Schießtechnikparameter erfolgten sowohl unter Ruhe- als auch unter Belastungsbedingungen. Dies ist von großer Bedeutung, weil gerade unter Belastungsbedingungen oftmals ein technischer Verfall der Parameter zu beobachten war. Die Auswertung der Diagnostiken wird vorrangig auf qualitativem Weg, d. h., durch Bewertung der Kurvenverläufe der einzelnen Parameter und deren zeitlicher Koordination realisiert.

3 Ergebnisse und Diskussion

Die Untersuchungsergebnisse lieferten neben der hervorragenden Funktionsweise des Systems, welche durch nur geringfügige Veränderungen an der Sportlerwaffe gekennzeichnet sind, folgende Aussagen:

- die Atmung, besonders die Bauchatmung, spielt eine entscheidende Rolle bei der Realisierung eines sicheren Schießens,
 - * ein ungenügender Atemstopp wirkt sich besonders im Liegendschießen auf die Lage des Tefferbildes aus,
 - * im Stehendanschlag wirkt sich die Qualität der Atmung besonders auf die Waffendämpfung aus,
- unter Belastung sind nicht nur im Nachwuchsbereich die Schießtechnikparameter ungenügend ausgeprägt und zeichnen sich oft durch fehlerhafte Koordination aus,
- neben der Atmung spielt auch das Abzugsverhalten eine entscheidende Rolle.

Die Untersuchungen der Schießtechnikparameter erfolgt nach dem Ausschlussprinzip. D. h., dass unter Indoorbedingungen im Falle eines Schießfehlers und optimaler Ausprägung der Schießtechnikparameter evtl. noch das Erfassen des Ziels im Bereich Auge-Diopter-Korntunnel fehlerhaft sein könnte. Dies zu erfassen, etwa durch Eyetracking, gestaltet sich aber im Biathlon als sehr schwierig.

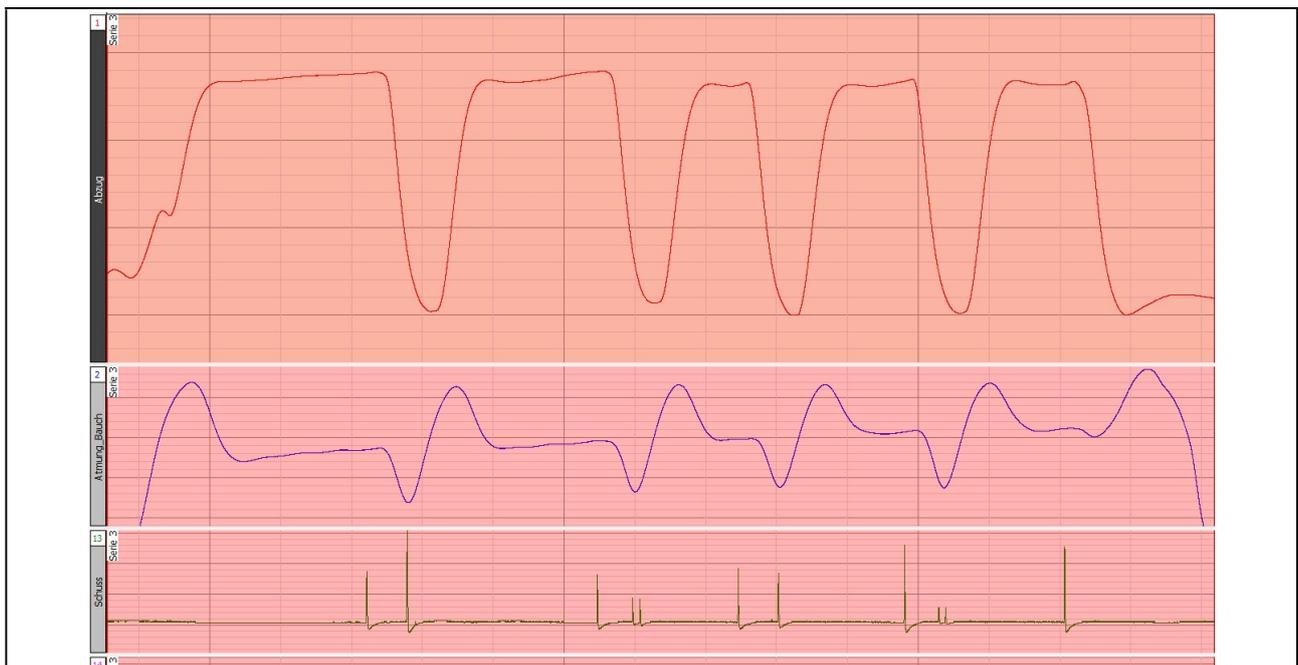


Abb. 1. Optimale Ausführung und Koordination der Schießtechnikparameter eines Hochleistungsathleten

4 Schlussfolgerungen

Der weiterentwickelte Schießmessplatz bietet eine große Unterstützung bei der Objektivierung der Schießtechnikparameter unter Ruhe- und Belastung. Das hochmoderne *BIOPAC*-

System funktioniert einwandfrei und ist in naher Zukunft um die Parameter Zugkraft am Unterstützungsgurt und Druckkraft an der Schaftkappe zu erweitern. Entwicklungsarbeiten dazu sind bereits in der finalen Phase. Nach Abschluss dieser wird ein komplexes Diagnostiksystem vorliegen, welches jederzeit um weitere Parameter erweitert werden kann. Denkbar wären dabei z. B. die Analyse der elektrodermalen Aktivitäten und deren Auswirkung auf das Schießen

Literatur

- Espig, N. (2018). *Analyse der Beurteilung altersspezifischer schießtechnischer Voraussetzungen unter Einbeziehung von Trainings- und Wettkampfdaten im Biathlon, als Grundlage für die Ableitung von Reserven für die weitere Ausbildung im langfristigen Leistungsaufbau*. Unveröffentlichtes Material. Leipzig: IAT.
- Espig, N. & Siebert, D. (2017). Überprüfung der Validität von Laufmündungsbewegungen im Rahmen von Biathlon-Schießmessplatzuntersuchungen in Bezug auf die Beurteilung der Biathlonschießleistung unter Feldbedingungen. In J. Wick (Hrsg.), *Wettkampf, Training und Leistungsdiagnostik in den Ausdauersportarten* (Schriftenreihe für Angewandte Trainingswissenschaft, 8, S. 148-167). Aachen: Meyer & Meyer.

Bestimmung von Segmentlängen aus einer 2D-Videobildanalyse im Gewichtheben – Eine Pilot-Studie

Hannes Lenz & Ingo Sandau

Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig

E-Mail: lenz@iat.uni-leipzig.de

Schlüsselwörter: Methodenevaluation, Validität, Leistungsfaktor

Einleitung

Die sportliche Leistung wird im Gewichtheben durch die Last definiert, welche ein Sportler bzw. eine Sportlerin unter Einhaltung der Wettkampfregrulationen in den Wettkampfdisziplinen Reißen und Stoßen in der jeweiligen Gewichtsklasse vom Boden in die Überkopfformation heben kann (Kipp et al., 2012). Neben den konditionellen und sporttechnischen Leistungsfaktoren zählen anthropometrische Voraussetzungen (insbesondere Segmentlängen und deren Verhältnisse) zu den relevanten Leistungsfaktoren in vielen Sportarten (Carter & Ackland, 2009). Im Gewichtheben existieren derzeit nur wenige relevante Studien, die den Einfluss der Segmentlängen auf die Wettkampfleistung untersucht haben (Musser et al., 2014; Pérez et al., 2021). In Wettkämpfen werden dreidimensionale (3D) Videobildanalysen zur (manuellen) Bestimmung von Segmentlängen genutzt. Dieses Prozedere ist jedoch mit einem hohen zeitlichen und messtechnischen Aufwand verbunden. Ziel dieser Pilot-Studie ist es deshalb, zu prüfen, in wieweit eine zweidimensionale (2D) Videobildanalyse zur Messung von Segmentlängen genutzt werden kann, Aufgrund der fehlenden Tiefenachse bei 2D Videobildanalysen wird angenommen, dass insbesondere bei einer vertikalen Ausrichtung der Segmente in der Sagittalebene zwischen beiden Verfahren eine hohe Übereinstimmung besteht.

Methodik

Diese Pilot-Untersuchung diente zur grundlegenden Voruntersuchung bezüglich der Plausibilität des Untersuchungsansatzes. In einer Einzelfalluntersuchung wurden die Segmentlängen von Unterarm, Oberarm, Rumpf, Oberschenkel und Unterschenkel einer Sportlerin durch eine 3D und eine 2D Videobildanalyse berechnet. Hierzu wurden die Segmente in Anlehnung an de Leva (de Leva, 1996) definiert und im Videobild mittels der Software Mess3D bzw. Mess2D (IAT) erfasst und digitalisiert (Tab. 1). Die Segmentlängen entsprechen dem 3D bzw. 2D Richtungsvektor der zwischen den digitalisierten Körperpunkten liegt.

Tab. 1. Anatomische Körperpunkte zur Definition der Segmente

| Segment | Endpunkte des Segments |
|--------------------|--|
| Rumpf [cm] | Großer Rollhügel (Hüfte), Schulterdach |
| Oberarm [cm] | Schulterdach, Gelenkzentrum Ellbogen |
| Unterarm [cm] | Gelenkzentrum Ellbogen, Gelenkzentrum Handgelenk |
| Oberschenkel [cm] | Großer Rollhügel (Hüfte), Kniegelenkzentrum |
| Unterschenkel [cm] | Kniegelenkzentrum, Knöchel (Sprunggelenk, außen) |

Die Kalibrierung der 3D Videobildanalyse erfolgte über einen 3D-Rotationskörper (Drenk, 2005) während die Kalibrierung der 2D Videobildanalyse über den Durchmesser der äußeren Hantelscheibe (0,45 m) vorgenommen wurde (Abb. 1). Das Kalibrieren über die Hantelscheibe wurde als alternatives Verfahren gewählt, um im Wettkampf ohne zusätzliche Kalibriermaßstäbe Analysen anfertigen zu können. Zudem bestätigen Untersuchungen die Eignung dieser alternativen Kalibrierprozedur zur Analyse der 2D Hantelkinematik (Nagao & Yamashita, 2022; Sandau et al., 2019). Aufgrund der Segmentstellungen sowie möglicher Verdeckungen der Körperpunkte durch die Hantelscheibe wurden für den Vergleich beiden Messverfahren folgende Übungs-Segment-Kombinationen der Wettkampfübungen für die Segmentmessungen im Vorfeld festgelegt: Unterschenkel/Oberschenkel > Ausstoßen; Rumpf > Umsetzen; Oberarm/Unterarm > Umsetzen.



Abb. 1. Erhebung der Segmentlängen in zweidimensionaler Messaufnahme

Die Bewertung der Übereinstimmung der Messmethoden (2D vs. 3D) zur Berechnung der Segmentlängen erfolgt als absolute und prozentuale Differenz über den Verlauf der Hebung.

Ergebnisse

Beim Abgleich der Messmethoden wurde durch visuelle Betrachtung der Segmentlängenverläufe überprüft, ob Positionen im Verlauf der Bewegung bestimmt werden können, in welchen eine Erhebung der Segmentlänge durch das zweidimensionale Messverfahren möglich ist. Der Verlauf der Wettkampfbewegung wird durch den Verlauf der vertikalen Hantelgeschwindigkeit gekennzeichnet. Zusätzlich wurden die unterschiedlichen Bewegungsphasen in Relation zur Hantelgeschwindigkeit abgebildet (siehe Abb. 2).

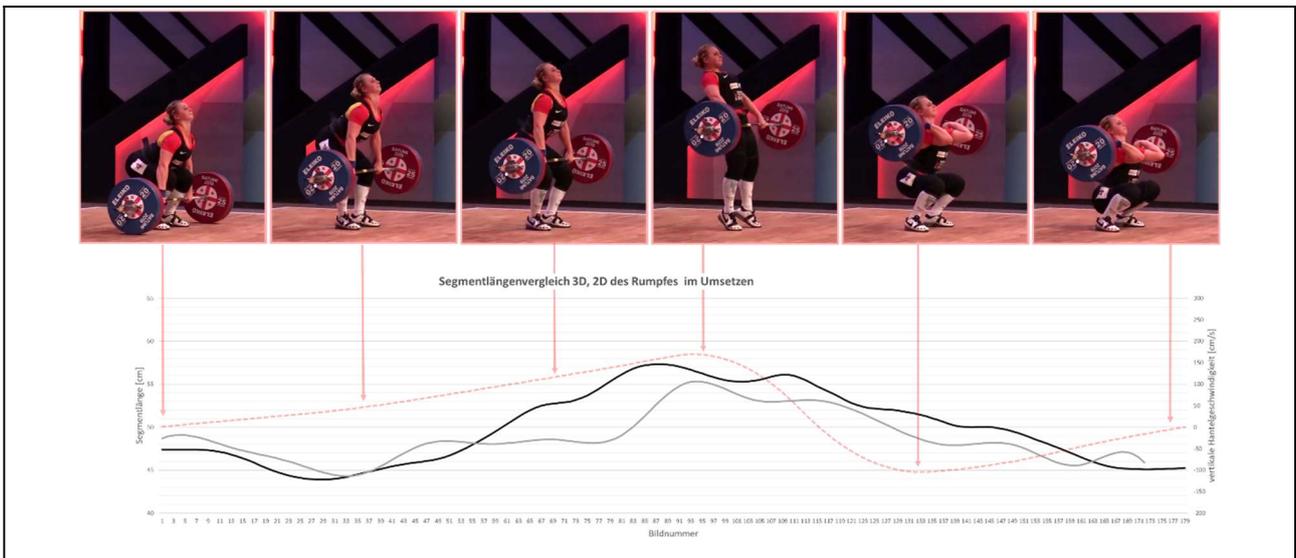


Abb. 2. Erhebung der Segmentlänge des Rumpfes während des Umsetzens (grau – Segmentlänge zweidimensional erhoben, schwarz – Segmentlänge dreidimensional erhoben, rot gestrichelt – vertikale Hantelgeschwindigkeit)

Zur Darstellung der Differenzen zwischen den beiden Messmethoden für die erhobenen Segmentlängen wurde die vertikale Hantelgeschwindigkeit zur Beschreibung der Bewegungsphasen genutzt.

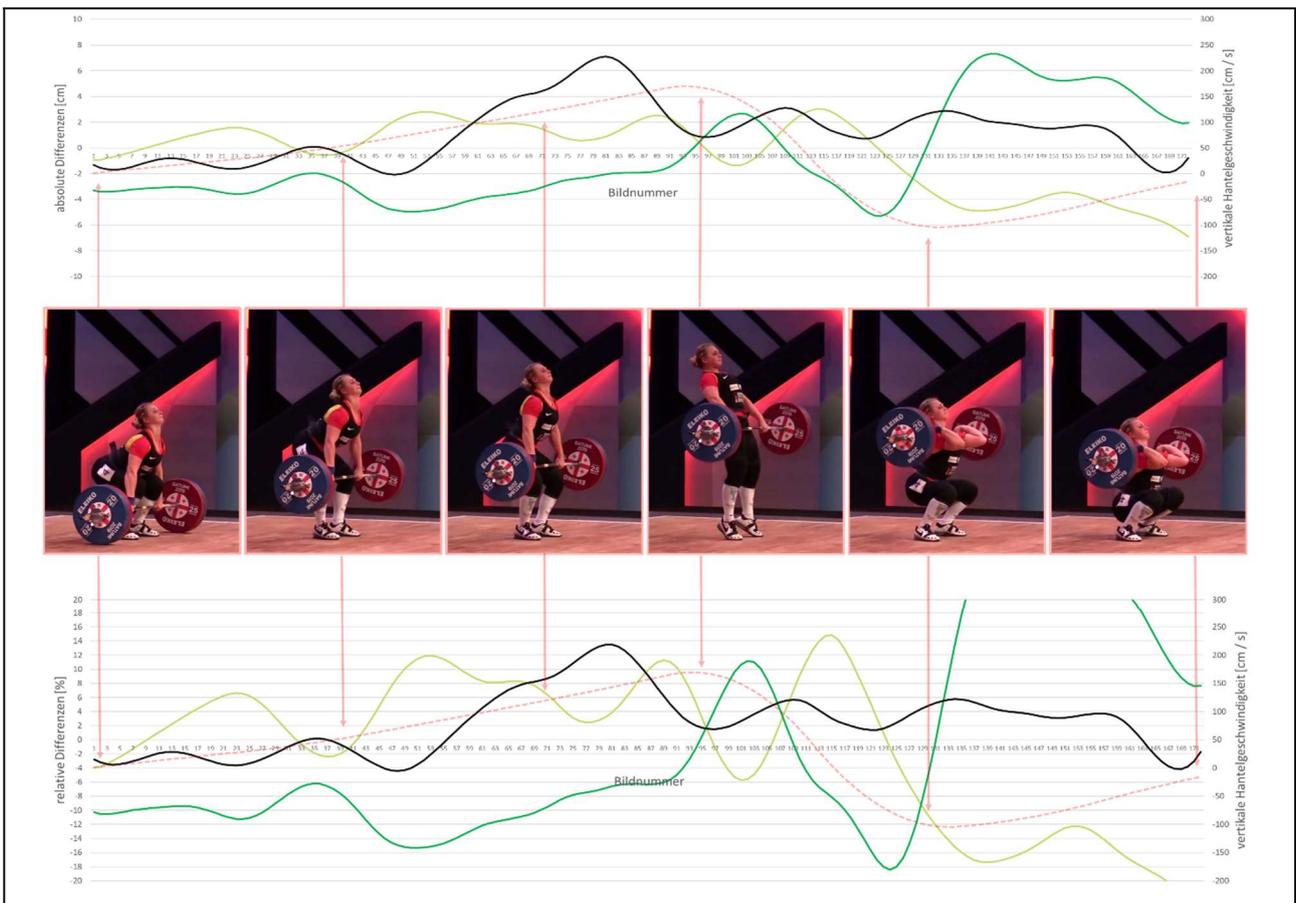


Abb. 3. Differenzen der erhobenen Segmentlängen (oben - absolute Differenzen, unten – relative Differenzen) während des Umsetzens (schwarz – Rumpf, grün – Oberarm, gelb-grün – Unterarm)

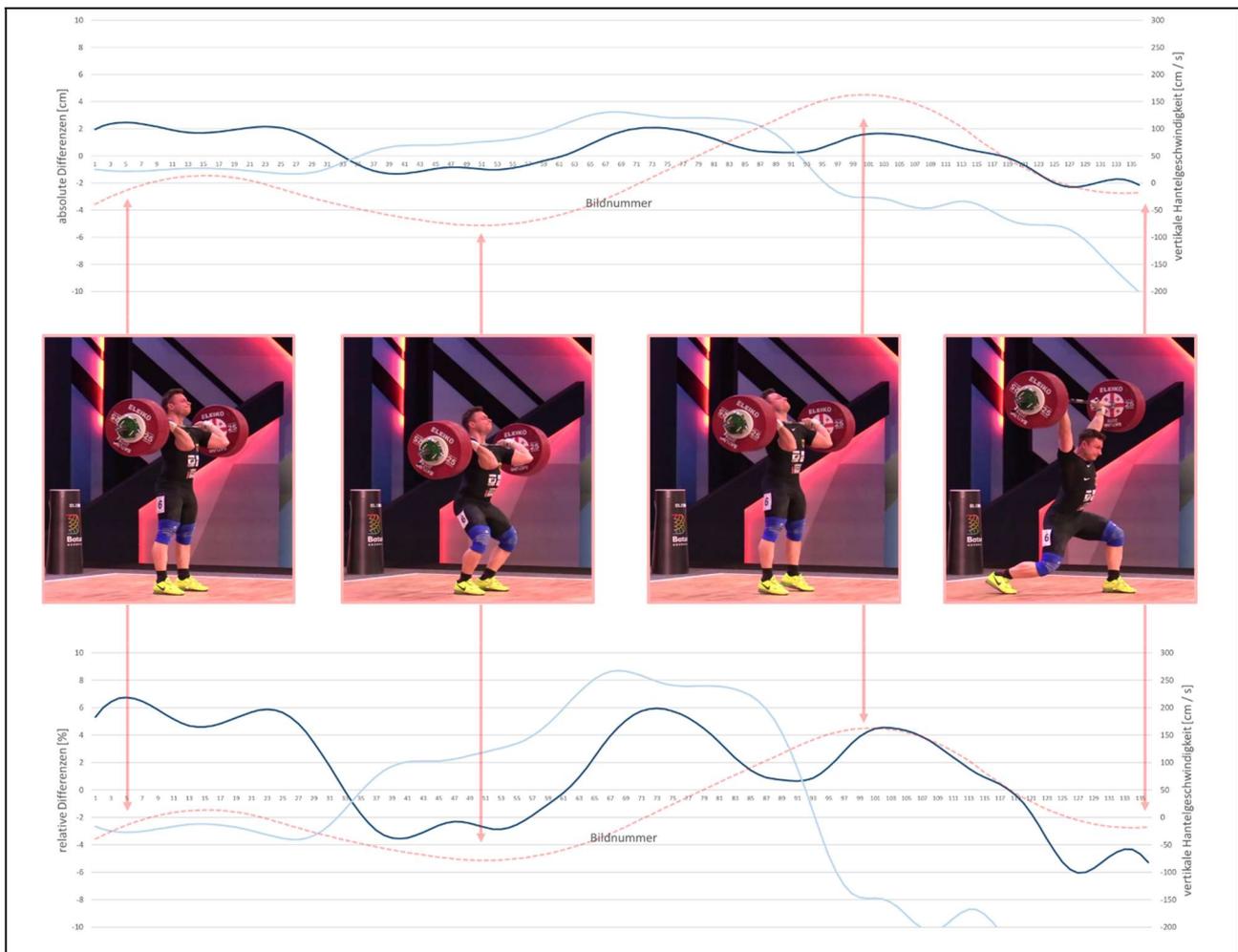


Abb. 4. Differenzen der erhobenen Segmentlängen (oben - absolute Differenzen, unten – relative Differenzen) während des Ausstoßens (dunkelblau – Oberschenkel, hellblau – Unterschenkel)

| Segment | Ergebnis |
|---------------------|---|
| Rumpf | Die Differenzen zwischen der 2D und 3D Segmentlängenmessung des Rumpfes sind der Startstellung und zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hantelgeschwindigkeit am geringsten. Die geringsten, absoluten Differenzen betragen ca. einen Zentimeter. Die relativen Differenzen liegen bei einer Gesamtlänge des Segments von > 50 cm bei ca. zwei Prozent. |
| Oberarm | Die geringsten Differenzen zwischen beiden Verfahren zur Bestimmung der Segmentlängen treten im Fall des Oberarms während der maximalen vertikalen Hantelgeschwindigkeit auf. Die absoluten Abweichungen betragen weniger als einen Zentimeter, die relativen Abweichungen ca. zwei Prozent. |
| Unterarm | Beim Unterarm liegen die geringsten Differenzen bei ca. einem Zentimeter bzw. zwei Prozent während der Startstellung und dem Auftreten der maximalen, vertikalen Hantelgeschwindigkeit. |
| Oberschenkel | Während des Ausstoßens sind die niedrigsten Ausprägungen der Differenzen zwischen den Messmethoden der Oberschenkelänge kurz vor |

| | |
|----------------------|--|
| | dem Auftreten der maximalen Hantelgeschwindigkeit aufzufinden. Die absoluten Abweichungen betragen weniger als einen Zentimeter, die relativen Abweichungen betragen weniger als einen Prozent. |
| Unterschenkel | Die Unterschenkellängen zeigen die geringsten Abweichungen zwischen den Messmethoden in der Startstellung und kurz vor dem Auftreten der maximalen, vertikalen Hantelgeschwindigkeit. Die absoluten Messdifferenzen betragen ca. einen Zentimeter. Die relativen Messdifferenzen liegen bei ca. 4 Prozent. |

Diskussion und Ausblick

Die Einzelfalluntersuchung zeigt, dass die Segmentlängen mittels zweidimensionaler Messaufnahmen von den Bewegungsphasen der Hebungen und damit Körperpositionen der Sportlerin abhängig sind. Die Differenzen zwischen den Erhebungsmethoden sind am geringsten, wenn das betroffene Segment in der Sagittalebene befindet, sodass die Transversalachse vernachlässigt werden kann. Das ist für die meisten Segmente während der Startstellung und dem Auftreten der maximalen, vertikalen Hantelgeschwindigkeit der Fall (Tab. 2). Die geringsten Messdifferenzen betragen ca. einen Zentimeter.

Die Pilotuntersuchung bestätigt die Annahme, dass Segmentlängen mit einem 2D Messverfahren in bestimmten Positionen der Bewegung zuverlässig bestimmt werden. Aufgrund der Ergebnisse dieser Pilot-Untersuchung soll der Methodenvergleich für ca. 10 Kadersportler*innen des Bundesverbands Deutscher Gewichtheber nach dem gleichen Prozedere erhoben werden. Die finale Beurteilung der Übereinstimmung beider Messverfahren wird anhand der Ergebnisse von statistischer Verfahren (Intraklassenkorrelation, Bland-Altman-Analyse) ermittelt.

Tab. 2. Erfassungspositionen der Segmentlängen in Videobildanalyse

| Segment | Erfassungsposition |
|----------------|--|
| Oberschenkel | <ul style="list-style-type: none"> • Startstellung und Zeitpunkt maximale, vertikale Hantelgeschwindigkeit im Ausstoßen |
| Unterschenkel | <ul style="list-style-type: none"> • Startstellung und Auftreten maximale, vertikale Hantelgeschwindigkeit im Ausstoßen |
| Rumpf | <ul style="list-style-type: none"> • Startstellung und Zeitpunkt maximale, vertikale Hantelgeschwindigkeit im Umsetzen |
| Oberarm | <ul style="list-style-type: none"> • Startstellung und Zeitpunkt maximale, vertikale Hantelgeschwindigkeit im Umsetzen |
| Unterarm | <ul style="list-style-type: none"> • Startstellung und Zeitpunkt maximale, vertikale Hantelgeschwindigkeit im Umsetzen |

Literatur

- Carter, J. E. L. & Ackland, T. (2009). Somatotypes in sport, *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport*. (S. 47-66). Champaign: Human Kinetics.
- de Leva, P. (1996). Adjustment to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29 (9), 1223-1230.
- Drenk, V. (2005). 3D-Videobild-Messprogramme am IAT. In K. Wagner (Hrsg.), *7. Frühjahrsschule Informations- und Kommunikationstechnologien in der angewandten Trainingswissenschaft*. (S. 71-76). Leipzig: IAT.
- Kipp, K., Redden, J., Sabick, M. & Harris, C. (2012). Weightlifting performance is related to kinematic and kinetic patterns of the hip and knee joints. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 (7), 1838-1844.
- Musser, L. J., Garhammer, J., Rozenek, R., Crussemeyer, J. A. & Vargas, E. M. (2014). Anthropometry and barbell Trajectory in the Snatch Lift for Elite Women Weightlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28 (6), 13.
- Nagao, H. & Yamashita, D. (2022). Validation of video analysis of marker-less barbell auto-tracking in weightlifting. *PLoS One*, 17 (1), e0263224. doi: 10.1371/journal.pone.0263224
- Pérez, D. V., Martínez-Sanz, J. M., Ferriz-Valero, A., Gómez-Vicente, V. & Ausó, E. (2021). Relationship of Limb Lengths and Body Composition to Lifting in Weightlifting. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (756).
- Sandau, I., Jentsch, H. & Bunk, M. (2019). Realanalyzer HD - A real-time barbell tracking software for weightlifting. *EFW Sci Mag*, 5 (3), 14-23.

Einsatz eines inertialen Messsystems zur Erfassung und Rückmeldung von Laufmündungsbewegungen beim Trockentraining im Biathlon

Johannes Link¹, Nico Espig², Nils Roth¹ & Björn Eskofier¹

¹Machine Learning and Data Analytics Lab, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Germany

²Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT), Leipzig, Germany
E-Mail: johannes.link@fau.de

Schlüsselwörter: Training, inertielle Messeinheit, Biathlon, Schießen

Einleitung

Aus aktuellen Wettkampfuntersuchungen im Biathlon (Espig & Koch, 2022) zeigt sich, dass nur durch hohe Komplexeleistungen Podiumsplatzierungen möglich sind. Neben der Ausbildung der einzelnen Teilleistungen sollte insbesondere darauf geachtet werden, diese optimal aufeinander abzustimmen. Die Lauf- und Schießleistung (speziell das Schießergebnis) haben annähernd die gleiche Bedeutung für die Gesamtplatzierung (siehe Abb. 1).

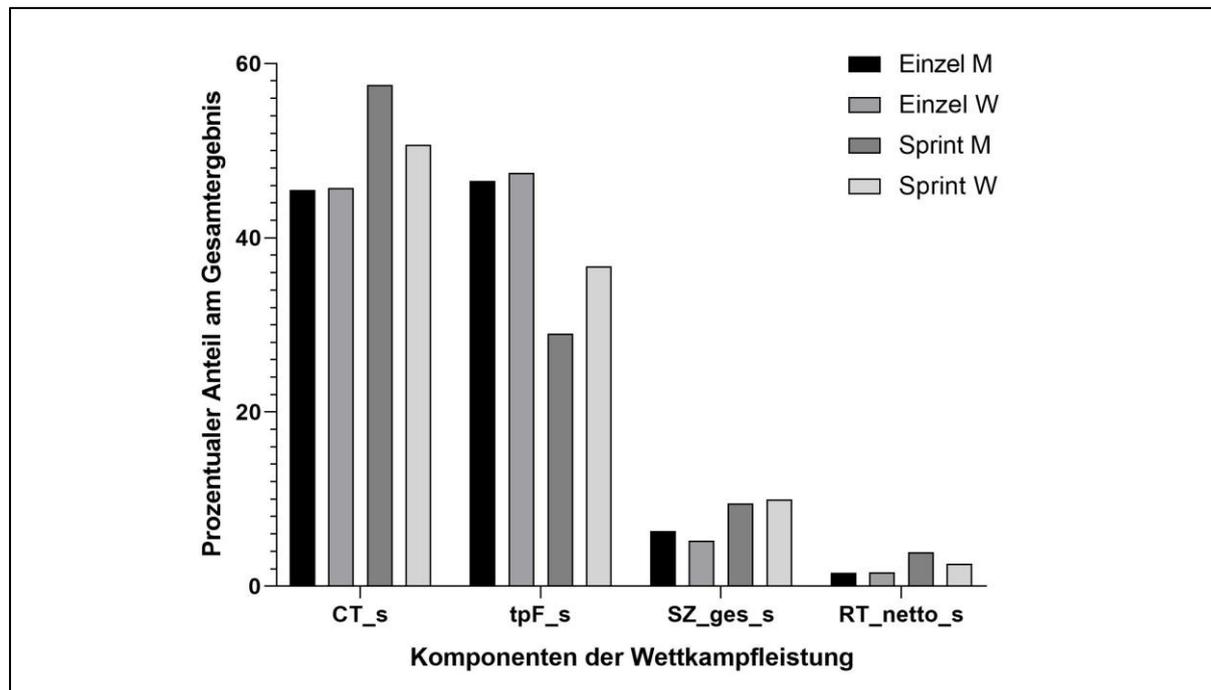


Abb. 1. Prozentuale Anteile der Komponenten der Wettkampfleistung bei Einzel und Sprint, Biathlon WM 2021 in Pokljuka (CT_s: Courstime/Laufzeit in Sek., tpF_s: Strafzeit für Schießfehler in Sek., SZ_ges_s: Summer der Schießzeiten in Sek., RT-netto_s: Schießstandzeit ohne Schießzeit in Sek.) (Espig & Koch, 2022)

Daraus leitet sich ab, dass sowohl im Laufen als auch im Schießen der gleiche Aufwand für Training und Materialentwicklung betrieben werden muss (Nitzsche, 1998). Das Schießtraining im Biathlon wird in vier verschiedene Schießtrainingsbereiche unterteilt: das

Grundlagenschießen I (unter Ruhe und ohne scharfen Schuss), das Grundlagenschießen II (unter Ruhe und mit scharfen Schuss), das Technikschießtraining (mit submaximaler Vorbelastung) und das wettkampfnahes Schießtraining (mit maximaler Vorbelastung). Das Grundlagenschießen I wird dabei auch als Trockentraining bezeichnet und hat u. a. die Aufgabe, die einzelnen Schießtechnikelemente und deren Koordination zu erlernen und zu perfektionieren, einen schnellen Schießrhythmus zu festigen sowie den Handlungsablauf immer weiter zu automatisieren (Nitzsche, 1998). In der aktuellen Rahmentrainingskonzeption wird der Umfang für das Trockentraining mit einem Anteil von ca. 1/6 des Gesamttrainingsumfangs angegeben (DSV-Trainerschule, 2009). Trainingsdatenanalysen aus dem Bereich des Anschlussstrainings ergeben allerdings, dass davon im Mittel nur 25 % absolviert werden (Espig, 2020). Ursachen liegen im monotonen Charakter dieses Schießtrainingsbereichs, der oft allein und ohne die Interaktion eines Trainers durchgeführt wird. Noch wichtiger ist allerdings das fehlende Feedback über die Qualität der Handlungsausführung. Zum einen wird kein scharfer Schuss abgegeben, welcher eine Einschätzung über die Qualität zulassen würde, zum anderen gibt es aktuell kein (für den Nachwuchsbereich erschwingliches) Diagnostikinstrument, um die Laufmündungsstabilität (als wichtigste Einflussgröße für sichere Treffer) im Rahmen des Trockentrainings analysieren zu können. Das fehlende Feedback führt auch dazu, dass der Trainingserfolg des Trockentrainings nicht direkt sichtbar wird und damit keine Möglichkeit besteht, die Wirksamkeit verschiedener Methoden nachzuweisen.

Im Rahmen eines BISp Serviceforschungsprojekts (Link et al., 2021) wurde in Zusammenarbeit zwischen dem Machine Learning and Data Analytics Lab der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), dem Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT) Leipzig und dem Deutschen Skiverband (DSV) ein mobiles und preislich erschwingliches Sensorsystem zur Erfassung von Laufmündungsbewegungen entwickelt. Zielstellung in der Entwicklung war eine Feedbackmöglichkeit (akustisch) des aktuellen Handlungsvollzugs (Knowledge of performance) sowie am Ende der Einheit (tabellarisch und grafisch) zur Laufmündungsstabilität im Zeitraum kurz vor Schussauslösung (Knowledge of result). Das System sollte dabei sowohl im Trockentraining als auch im Trainings- und Wettkampfbetrieb im Freien funktionieren. Im Rahmen einer Posterpräsentation soll das System mit seinen biathlonspezifischen Hauptfunktionen vorgestellt werden.

Methode

Damit das Messsystem am Ende des Projekts einen praxisnahen Mehrwert bietet, stand das Entwicklerteam im regelmäßigen Austausch mit den Athlet:innen und Trainer:innen (User-centered Design). Das dabei erhaltene Feedback wurde in mehreren Iterationen in die App integriert. Zur objektiven Erfassung der Laufmündungsbewegung, wurde eine Inertiale Messeinheit (engl. inertial measurement unit (IMU)) der Firma Portables GmbH ausgewählt. Diese ist in Abb. 2 abgebildet und kann kabellos mittels Bluetooth mit dem Smartphone verbunden werden. Dies ermöglicht ein Echtzeitfeedback für die Athlet:innen. Außerdem hat sie den Vorteil einer einfachen Bedienung, da sie keine Bedienelemente besitzt, sondern sich durch Bewegung automatisch einschaltet. Zur Befestigung der IMUs an den verschiedenen Gewehrläufen, wurden passende Halterungen designt und mittels 3D-Druck hergestellt. Die Sensorhalterung ist in Abb. 2 dargestellt.



Abb. 2. NilsPod IMU-Sensor (Portables GmbH, Erlangen, Deutschland) am Gewehrlauf, parallel zu einem Scatt MX-W2 (SCATT Electronics LLC, Moskau, Russland)

Ergebnisse

Die wichtigsten entwickelten Features der App werden nun in Kürze vorgestellt. Im Wettkampftrainingsmodus werden beliebig viele Schüsse des Athleten automatisch zu Fünferserien, wie im Wettkampf, zusammengefasst. Dies können sowohl trockene als auch scharfe Schüsse sein. Die Schüsse werden durch eine Peak-Detektion auf den in Echtzeit übertragenen Beschleunigungsdaten erkannt. Außerdem werden die Bewegung und Orientierung des Gewehrs mit dem im Projekt entwickelten Algorithmus untersucht, sodass durch sonstige Erschütterungen keine falschen Schüsse detektiert werden. Zu den einzelnen Schüssen werden verschiedene relevante Parameter bestimmt (u. a. Zielgeschwindigkeit und Verkantungswinkel). Eine weitere wichtige Funktion der App ist das Haltetraining. Dabei können die Athlet:innen eine Anzahl und Länge an Intervallen und Pausen definieren, in denen das Gewehr so ruhig wie möglich gehalten werden muss. Dabei erhalten die Athlet:innen, wenn gewünscht, in Echtzeit ein akustisches Feedback über die derzeitige Haltequalität des Trainings. Im Anschluss werden sowohl die durchschnittliche Haltequalität, als auch das beste vier Sekunden Segment bestimmt. Dadurch erhalten die Athlet:innen ein quantitatives Feedback während und direkt im Anschluss an das Training. Alle bestimmten Leistungsparameter werden auf einem weiteren Screen übersichtlich für die Athlet:innen dargestellt, um sowohl einzelne Trainings als auch den zeitlichen Verlauf der Leistungsparameter überblicken zu können. Durch die Verbindung mit der Trainingsdatenbank des IAT können, wenn gewünscht, die Trainingsdaten online gespeichert und mit anderen Athlet:innen in einer Bestenliste verglichen werden. Dabei können sowohl Qualität als auch Quantität des Trainings betrachtet und durch verschiedene Filter z.B. nur die eigene Trainingsgruppe verglichen werden.

Diskussion

Im Rahmen dieses Projekts wurde erfolgreich ein Messsystem zur Erfassung und Rückmeldung der Laufmündungsbewegung beim Trockentraining im Biathlon entwickelt. Die App mit zugehörigem Sensor wurde mit Athlet:innen, Trainer:innen und Sportwissenschaftler:innen getestet und stetig weiterentwickelt. Außerdem wurde eine Validierungsstudie zur Genauigkeit des Sensorsystems durchgeführt. Dabei wurde als Referenzsysteme ein Scatt MX-W2 (SCATT Electronics LLC, Moskau, Russland) sowie ein Qualysis Markertracking verwendet. Die Ergebnisse dieser Studie werden derzeit noch ausgewertet.

Das Ziel, das Trockentraining im Biathlon objektiv zu quantifizieren und den Athlet:innen Feedback zu geben, wurde somit erreicht. Ob das Messsystem die Motivation der Athlet:innen für das Trockentraining steigert, sodass das Trockentraining im geplanten Umfang durchgeführt wird, kann erst nach einer längeren Dauer in Benutzung untersucht werden. Welche Features der App die Motivation der Athlet:innen erhöht, soll daher zukünftig untersucht werden, sodass weitere innovative Konzepte in Zukunft das Training und damit auch die Schießleistung im Biathlon optimieren.

Literatur

- DSV-Trainerschule (Hrsg.). (2009). *Biathlon Rahmentrainingsplan. Grundlagentraining, Aufbautraining, Anschlussstraining*.
- Espig, N. (2020). *Trainingsdatenanalyse JuniorInnen, Etappe I*. Leipzig. IAT.
- Espig, N. & Koch, M. (2022). Wettkampfanalyse Biathlon - Aktuelle Daten zur Wettkampfleistung und leistungsprognostische Ableitungen für die Olympischen Winterspiele Peking 2022. *Leistungssport*, 52(1), 17–21.
- Link, J., Roth, N., Eskofier, B. & Espig, N. (2021). Entwicklung eines mobilen Sensorsystems zur Erfassung und Rückmeldung von Laufmündungsbewegungen beim Trockentraining im Biathlon. In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), *BISp-Jahrbuch Forschungsförderung 2020/21* (S. 235–239).
- Nitzsche, K. (Hrsg.). (1998). *Biathlon: Leistung - Training - Wettkampf; ein Lehrbuch für Trainer, Übungsleiter und Aktive* (1. Auflage). Limpert.

Möglichkeiten der Qualitätssicherung in der Spiroergometrie im Spitzen- und Hochleistungssport

Rüdrich P, Samson A J., Schleichardt A, Wolfarth B

Einleitung:

Die Spiroergometrie ist im Spitzen- und Hochleistungssport ein international allgemein anerkanntes und weit verbreitetes Untersuchungsverfahren, welches an zahlreichen sportwissenschaftlichen Instituten und Einrichtungen eingesetzt wird. Von Vorteil ist die nichtinvasive Gewinnung präziser Aussagen über die Beanspruchung verschiedener Stoffwechselwege und damit die einfache Bestimmung physiologischer Parameter. Das IAT verfügt seit seinem Bestehen über eine umfangreiche Erfahrung mit diesem Messverfahren. Dabei spielt und spielte die begleitende Qualitätssicherung eine nicht unerhebliche Rolle beim täglichen Einsatz in der Routine. Trotzdem stellt sich die Interpretation der Untersuchungsergebnisse zum Teil als problematisch dar, wenn es z. B. um Vergleichbarkeit verschiedener Testergebnisse im Längsschnitt geht. Vor allem durch den Einsatz galvanischer Sensoren zur Sauerstoffmessung, deren Lebenszeit begrenzt ist, kann es zu Veränderungen von Messwerten und damit zu einer Fehlinterpretation von Testergebnissen kommen. Basierend auf den langjährigen Erkenntnissen werden im IAT aktuell verschiedene Methoden und Verfahren zur Sicherung valider Messergebnisse miteinander kombiniert, um den hohen Qualitätsansprüchen im Hochleistungssport gerecht zu werden.

Methodik:

Die Überprüfung der Messwertgenauigkeit findet aktuell als Kombination zweier Messverfahren statt. Bei der ersten Methode werden die eingesetzten Messgeräte regelmäßig in einer Testsimulation überprüft. Dieses findet unter Laborbedingungen an einem eigens dafür eingerichteten Messplatz, dessen Basis eine metabolische Simulationspumpe der Fa. Vacumed darstellt, statt. Mit diesem Gerät werden die spiroergometrischen Messsysteme in einem sechs-stufigen Prozess auf Abweichungen bei der Messung von Atemminutenvolumen, Sauerstoff und Kohlendioxid geprüft. Dabei werden in den einzelnen Stufen am Vacumed jeweils typische Ventilationszustände während Leistungstests eingestellt. Hier wird die Ausatemluft mit einem Prüfgas (VicPro Fa. Riesner; 20% CO_2 , 80% N_2) simuliert und in vier verschiedenen Durchflusssmengen (entspricht 1-4l O_2 Aufnahme) zugeführt. Neben vier Teststufen, mit \dot{V}_E 25 - \dot{V}_E 50; \dot{V}_E 37,5 – 125l/min), die die Situationen während z.B. submax. Stufentests auf dem Laufband oder Rad widerspiegeln, werden zwei weitere, intern als Dynamiktest bezeichnete Stufen mit Atemfrequenzen von RF70 und RF 80, wie sie z.B. in Ausbelastungstests zur Bestimmung der max. Sauerstoffaufnahme auf dem Laufband vorkommen, durchgeführt. Aufgrund der konstanten Umgebungsbedingungen während der Simulationsmessung im Labor können Messfehler durch gravierende Klimaveränderungen vernachlässigt werden, und die tatsächliche Messzuverlässigkeit der Sensoren wird ermittelt.

Die zweite Methode kann sowohl im normalen Test (in vivo), als auch am Simulator (ex vivo) angewendet werden. Hier nutzt man während einer spiroergometrischen Messung zwei Messgeräte im Parallelbetrieb. Dazu wurden mit verschiedenen Herstellern Turbinenadapter bzw. Kabelsplitter entwickelt, die unterschiedliche Konfigurationen ermöglichen. Mit der Fa. Cortex wurde ein Kabeladapter entwickelt, der das elektrische Volumenstromsignal an zwei im Messbetrieb befindliche Geräte weitergibt. Zusätzlich wurde hier ein Turbinengehäuse so modifiziert, dass eine zweite Absaugstrecke angebracht werden kann, die zum zweiten Messgerät führt. Dieser Messaufbau kann problemlos in der normalen spiroergometrischen Messroutine eingesetzt werden.

Die Geräte der Fa. Cosmed werden mit einem speziellen Turbinenadapter genutzt, mit dem zwei Turbinen hintereinander verbunden werden können. Dabei muss lediglich die Position der Absaugstrecke der körpernahen (proximalen) Turbine verändert werden. Durch diese

Messanordnung ist dieses Verfahren nur für den experimentellen Bereich geeignet, kann aber Herstellerübergreifend genutzt werden.

Ergebnisse:

Im Rahmen einer BA-Arbeit wurde die Kombination beider Methoden zur Überprüfung zweier Messsystemgenerationen der FA Cortex (Metalyzer 3 R2; Metalyzer 3 R3) hinsichtlich Validität und Reliabilität überprüft. Während einer in vivo Validierung zur Bestimmung der max. Sauerstoffaufnahme mit $n=10$ auf dem Laufband wurde ersichtlich, dass die Messwertabweichung bei nahezu allen Messgrößen (Ausnahme CO₂), innerhalb der von Hersteller angegebenen Toleranz lag. Atemfrequenz (RF): Herstellertoleranz (HT) 1%, Messtoleranz (MT) 0,06%; Atemminutenvolumen (VE): HT 1%, MT 0,78%; Sauerstoffaufnahme (Vo₂) HT 3%, MT 0,89%; Kohlendioxydabgabe (Vco₂) HT 3% MT 3,33%

Die nachfolgende ex vivo Validierung zeigte ein ähnliches Bild. Die ventilatorischen Kenngrößen sowie die Sauerstoffmessung lagen innerhalb der Herstellertoleranzen (AF: HT 1%, MT 0,2%; VE: HT 1%, MT ??%; Vo₂: HT 3% MT 1,45%. Lediglich Vco₂ lag mit MT 4,4% über der HT 3%. Diese Ergebnisse trugen dazu bei, dass der Hersteller das Messsystem hinsichtlich einer verbesserten co₂-Messung überarbeitet hat.

Schlussfolgerungen:

Die Kombination aus in vivo Doppelmessung und laufender ex vivo Kontrolle der Messgeräte mittels der metabolische Simulationspumpe „Vacumed“ erweisen sich in der Praxis als probate Mittel zur Qualitätssicherung hinsichtlich der Geringhaltung von Messfehlern während spiroergometrischer Untersuchungen. Dabei lassen sich Messwertunterschiede ausreichend genau benennen und auf die jeweils betroffenen Subsysteme beziehen. Durch den Einsatz von weit verbreitetem Schankgas als Prüfgas, das zum Zapfen von Bier in Gaststätten verwendet wird (VicPro Fa. Riesner: 20% CO₂ 80%N₂), halten sich die Kosten der ex vivo Prüfung im Rahmen.

Analyse biomechanischer Parameter mittels Smartphone-Applikation bei Rennkanut*innen im Nachwuchsleistungssport

Jörn Schramek, Marcel Blaumann, Wolfgang Witte, Jürgen Edelmann-Nusser

Institut für Sportwissenschaften, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

E-Mail: joern.schramek@ovgu.de

Schlüsselwörter: Rennkanu, Applikation

Einleitung

Die biomechanischen Parameter beschreiben die optimale Durchführung der Paddeltechnik, um den bestmöglichen Vortrieb zu erzeugen. Die kinematischen Daten beinhalten Variablen, die lineare und winklige Verschiebungen sowie Geschwindigkeit und Beschleunigung umfassen (Michael et al., 2009). Explizit werden im Kanurennsport vor allem die Schlagfrequenz und die Geschwindigkeit als grundlegende Parameter betrachtet. Diese werden zusätzlich durch die Beschleunigung und die Pace, als Gütekriterium der Technik in Abhängigkeit vom Puls, ergänzt (Gomes et al., 2020). Die Effektivität der Schläge wird durch die Differenz aus der positiven und negativen intrazyklischen Beschleunigung bestimmt. Das Bremsverhalten des Bootes hängt neben den äußeren Bedingungen von dem hydrodynamischen Widerstand ab (Loschner et al., 2000). Dieser ist umso niedriger, je ruhiger das Boot während der Fahrt im Wasser liegt also je weniger das Boot rollt, giert oder stampft (Brown et al., 2011). Unnötige Rotationen und Beschleunigungen werden durch asynchrone und unregelmäßige Bewegungen zwischen den beiden Antriebsseiten erzeugt (Harrison et al., 2019). Kleinere Ungleichgewichte zwischen der rechten und linken Seite haben keinen Einfluss auf den Vortrieb. Eine größere Abweichung verursacht jedoch eine Rotation um die vertikale Achse des Bootes (Gieren) und der dadurch erhöhte Oberflächen- und Wellenwiderstand. Dies führt zu einer deutlichen Reduktion in der Vorwärtsbewegung (Bonaiuto et al., 2020). Somit prägt sich beim Sprint-Kajak die optimale Leistung dadurch aus, dass die Widerstandsminimierung auf das Boot bei Maximierung der Vortriebskräfte erfolgt. Die Spitzengeschwindigkeit muss aufrechterhalten werden, während das Boot auf dem Wasser balanciert wird (Baudouin & Hawkins, 2002; Brown et al., 2011).

Methode

Am Landesstützpunkt in Magdeburg wurden die Boote von sechs rechts- und einem linkshändigen Kanuten und neun rechtshändigen Kanutinnen (13,3 +/- 0,5 Jahre) mit einer Smartphonehalterung ausgestattet, in der ein iPhone 12 befestigt wurde. Die Athlet*innen sollten eine Wettkampfstrecke von 250 m unter Volllast fahren. Auf dem Smartphone wurde die selbst entwickelte „fast-athletics-kanu“-Applikation für die Aufzeichnung der Daten verwendet. Die Applikation misst mit Hilfe der verbauten Hardwarekomponenten des Smartphones die biomechanische Parameter entsprechend Tabelle 1. Die App betrachtet die resultierende Beschleunigung in Fahrtrichtung und detektiert die lokalen Maxima. Ein Schlag hat die zeitliche Ausprägung von einem Maximum bis zum nächsten. Innerhalb dieser Intervalle (Schlagdauer) werden von den Parametern Schub, Geschwindigkeit, Gieren, Rollen und Stampfen die Maximalwerte und vom Bremsen der größte negative Wert bestimmt. Anhand der Schlagdauer wird die Schlagfrequenz pro Minute extrapoliert.

Tab. 1. Parameter und Einheiten der „fast-athletics-kanu“-App

| Parameter | Einheit |
|--------------------------|------------------|
| Schub, Bremsen | m/s ² |
| Geschwindigkeit | m/s; km/h |
| Schlagfrequenz | Schläge/Minute |
| Schlagdauer | Sekunden |
| Gieren, Rollen, Stampfen | Grad ° |

Die erhobenen Datensätze wurden lokal als CVS-Datei gespeichert. Zur Aufarbeitung der Daten wurde Excel und SPSS verwendet. Aus der Summe zwischen dem Schub und dem Bremsen wurde der Parameter der Effizienz berechnet und hinzugefügt. Jeder Datensatz wurde einer Schlagseite zugeordnet, um den Seitenvergleich durchführen zu können.

Der Zusammenhang zwischen den Bootsbewegungen (Gieren, Rollen und Stampfen) sowie dem Bremsstoß wurde mit dem Korrelationstest nach Spearman für die rechte und linke Seite berechnet.

Ergebnisse

Die Ergebnisse werden beispielhaft für einen Athleten in Abb. 1 dargestellt. Insgesamt werden 61 Schlagzyklen betrachtet. Der Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov war über alle Parameter nicht einheitlich, weshalb der nicht parametrische Wilcoxon-Test für den Seitenvergleich durchgeführt wurde.

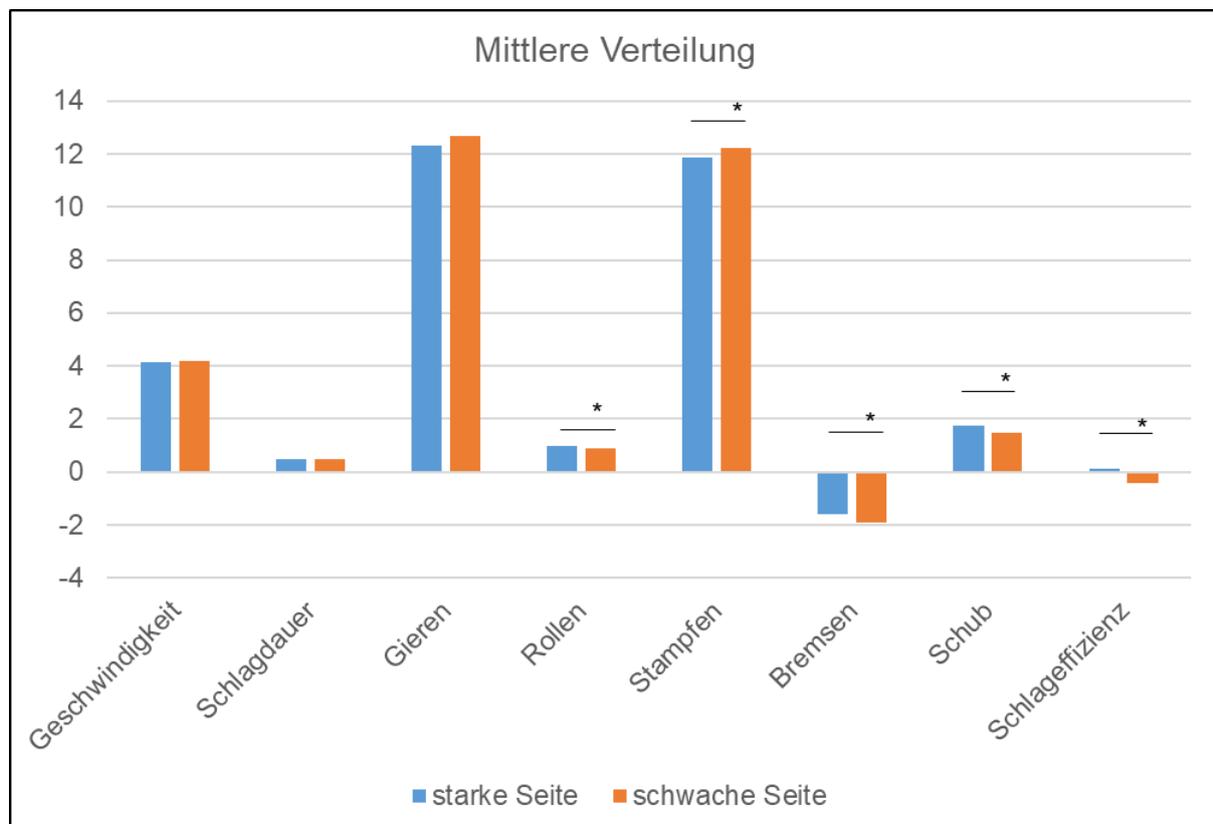


Abbildung 1: Vergleich der Mittelwerte der starken und schwachen Seite mit dem Wilcoxon-Test, alpha Fehlerniveau *p = ,05

Für die Parameter Rollen, Stampfen, Bremsen, Schub sowie die Schlageffizienz liegt ein signifikanter Unterschied zwischen der starken und der schwachen Seite mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p = 0,05$ vor.

Die Korrelation zwischen den Bootsbewegungen, auf der starken Seite, Gieren ($r = ,153$; $p = ,239$), Stampfen ($r = -,122$; $p = ,351$) und Rollen ($r = ,160$; $p = ,219$) und dem Bremsstoß ergaben keinen signifikanten Zusammenhang. Ebenso verhält es sich auf der schwachen Seite. Die berechnete Korrelation für Gieren ($r = -,032$; $p = ,809$), Stampfen ($r = -,219$; $p = ,089$) und Rollen ($r = -,131$; $p = ,314$)

Diskussion

Die „fast-athletics-kanu“-Applikation ist in der Lage die geforderten Parameter (Michael et al., 2009; Gomez et al., 2020) zeitsynchron zu messen und diese für weitere Analysen zur Verfügung zu stellen.

Die Forderung von Harrison et al. (2019), dass asynchrone und unregelmäßige Bewegungen zu vermeiden sind, wird von dem Sportler in den Parametern Geschwindigkeit, Schlagdauer und Gieren erfüllt. Bonaiuto et al. (2020) weisen in ihrer Untersuchung darauf hin, dass kleine Differenzen keinen Einfluss auf die Leistung haben. Jedoch ist zu beachten, dass es sich bei dem Athleten um einen Jugendlichen handelt, der sich noch in der körperlichen Entwicklung befindet. Jegliche Abweichung kann ein Hinweis auf einen technischen Fehler oder auf eine Dysbalance in der Muskulatur sein und sollte somit überprüft werden.

Der Zusammenhang der Widerstandsminimierung, dementsprechend die Verringerung der Gier-, Stampf- und Rollbewegung, und dem Bremsstoß konnte nicht festgestellt werden. Zu beachten ist jedoch, dass der Widerstand nicht nur von der Bootsoberfläche im Wasser sondern auch von der Strömungsgeschwindigkeit respektive den aufgebrachten Kräften abhängt (Baudouin & Hawkins, 2002; Brown et al., 2011).

Das Messsystem kann als Echtzeitfeedbacksystem zur Trainingssteuerung verwendet werden. Die Parameter können über das Display den Athlet*innen zur Verfügung gestellt werden. Eine Einbindung weiterer Systeme (Pulsgurt, Kraftaufnehmer) ist über die vorhandenen Schnittstellen möglich.

Die Datenerhebung erfolgte im Rahmen des „fast-Athletics“-Projekt und wird durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung unter dem Förderkennzeichen 03ZZ0523I unterstützt.

Literatur

Bonaiuto, V., Gatta, G., Romagnoli, C., Boatto, P., Lanotte, N., & Annino, G. (2020). A New Measurement System for Performance Analysis in Flatwater Sprint Kayaking. *Proceedings*, 49(1), 39–45.

Brown, M., Lauder, M. A., & Dyson, R. (2011). Notational analysis of sprint kayaking: Differentiating between ability levels. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 11(1), 171–183.

Gomes, B., Ramos, N. V., Conceição, F., Sanders, R., Vaz, M., & Vilas-Boas, J. P. (2020). Paddling time parameters and paddling efficiency with the increase in stroke rate in kayaking. *Sports Biomechanics*, 1–9. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1789204>

- Harrison, S. M., Cleary, P. W., & Cohen, R. C. Z. (2019). Dynamic simulation of flat water kayaking using a coupled biomechanical-smoothed particle hydrodynamics model. *Human Movement Science, 64*, 252–273.
- Loschner, C., Smith, R. M., & Galloway, M. (2000). Intra-stroke boat orientation during single sculling. *In Proceedings of the XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports, 1(1)*, 66–69.
- Michael, J. S., Richard, S., & Rooney, K. B. (2009). Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomechanics, 8(2)*, 167–179.

Welche Effekte hat Foam Rolling auf die Gewebepfusion der Skelettmuskulatur?

S. Schroeter^{1*}, B. Lohmann², R. Heiss³, C. Grim^{1,2}, J. Freiwald⁴, Engelhardt M¹, Hoppe MW⁵, Hoffiel T^{1,6}

¹ Osnabrücker Zentrum für Muskuloskeletale Chirurgie (OZMC), Klinikum Osnabrück

² Institut für Gesundheitsforschung und Bildung, Universität Osnabrück

³ Radiologisches Institut, Universitätsklinikum Erlangen

⁴ Institut für Sportwissenschaft, Bergische Universität Wuppertal

⁵ Institut für Bewegung- und Trainingswissenschaft der Sportarten I, Sportwissenschaftliche Fakultät, Universität Leipzig

⁶ GOTS Komitee Muskel und Sehne, Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS)

E-Mail: sarah.schroeter1@gmx.de

Schlüsselwörter: Kontrastmittelverstärkter Ultraschall (CEUS), Muskelmetabolismus, Mikrozirkulation, Rehabilitation, Regeneration

Einleitung

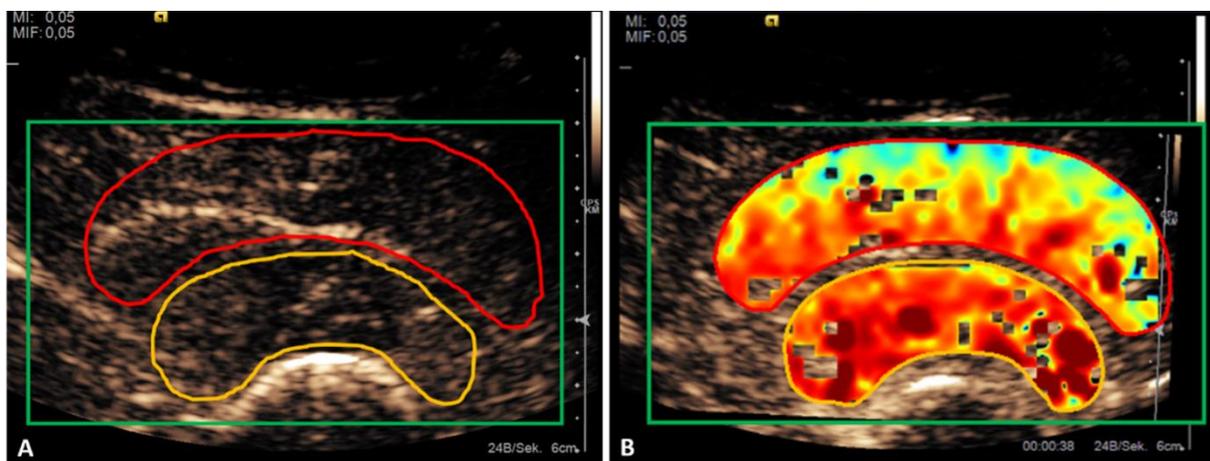
Myofasciale Release-Techniken haben in den letzten Jahren vermehrt Aufmerksamkeit in der klinischen und sportmedizinischen Anwendung erhalten. Insbesondere die myofascialen Eigenbehandlungen wie Foam Rolling (FR) werden regelhaft zur Behandlung myofascialer Schmerzen, zur Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit (ROM) und der Flexibilität, zur Verbesserung der sportlichen Leistung, zur Erholung und zur Rehabilitation eingesetzt (Cheatham et al. 2015; Wilke et al. 2020). Jedoch sind die dem FR zugrunde liegenden Mechanismen bislang noch nicht vollständig geklärt. Vorangegangene Studien legen nahe, dass die Steigerung der sportlichen Leistung und der Rehabilitation auf eine erhöhte Durchblutung des behandelten Gewebes zurückgeführt werden könnte, da eine gesteigerte Durchblutung des subfaszialen Muskelgewebes und des oberflächlichen Bindegewebes mit Doppler-Ultraschall oder Infrarotspektroskopie nach einer FR-Intervention gezeigt werden konnte (Okamoto et al. 2014; Hoffiel et al. 2017; Schroeder et al. 2021; Alonso-Calvete et al. 2021). Valide Aussagen über die Auswirkungen des FR auf die direkte Perfusion der Skelettmuskulatur liegen jedoch nicht vor. Eine geeignete Methode zur Untersuchung der intramuskulären mikrovaskulären Gewebedurchblutung (MBF) ist der kontrastmittelverstärkte

Ultraschall (CEUS) (Kellermann et al. 2017). Ziel der vorliegenden Studie war es, die weitverbreitete Hypothese der Durchblutungssteigerung zu überprüfen und den Einfluss des FR auf die intramuskuläre Gewebepfusion mittels dynamischer kontrastmittelverstärkter Sonographie (CEUS) in vivo zu beurteilen.

Methoden

In der klinisch-experimentellen Studie wurden zehn gesunde Sportler (25 ± 1 Jahre, BMI = 23 ± 2 kg/m²) rekrutiert. Die Probanden führten eine standardisierte FR-Intervention des lateralen Oberschenkels durch (3 Sätze, jeweils 45 s Kontaktzeit mit 20 s Pause). Die intramuskuläre Gewebepfusion wurde mittels CEUS (Bolusgabe von 2,7 ml Sonovue, Bracco, Italien) unter Ruhebedingungen (t_0), unmittelbar nach Intervention (t_1) und 30 min follow-up (t_2) erfasst. Mittels softwarebasierter Auswertung (Vuebox, Bracco, Italien) wurde die Muskelloge des M. vastus lateralis (VL) und des M. vastus intermedius (VI) separat ausgewertet (ROI-Mapping, siehe Abb. 1) und die repräsentativen Perfusionsparameter Peak-Enhancement (PE), Wash-in Area Under the Curve (WiAUC), Wash-in-Rate (WiR) und Wash-in-Perfusions Index (WiPI) erfasst.

Abb. 1: Kennzeichnung der Region of interest (ROI) mittels softwarebasierter Auswertung (Vuebox, Bracco, Italien). Der M. vastus lateralis ist durch die rote Linie, der M. vastus intermedius ist durch die gelbe Linie gekennzeichnet.



Ergebnisse

Für die berechneten Perfusionsparameter wurden keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,2$) zwischen den Messzeitpunkten festgestellt. Die Interrater- und Intrarater-Reliabilität zeigte eine starke Korrelation und eine hohe Gesamtübereinstimmung mit Effektgrößen, die größer als die ermittelten Messfehler waren. Zusammenfassend zeigte die Perfusionsparameter unmittelbar nach der Intervention (t_1) einen nicht-signifikanten Abfall sowohl beim VL (PE: -32,1%, WiPI: -29,6%, WiR: -50,4%) als auch beim VI (PE: -10,3%, WiPI: -6,4%, WiR: -35,6%).

Zum Zeitpunkt t_2 fand sich ein weiterer Abfall der Perfusionsparameter um durchschnittlich $-5,6 \pm 3,7\%$ (VL) und $-7,4 \pm 1,2\%$ (VI). Insgesamt waren die Perfusionswerte des VL deutlich geringer als die des VI.

Diskussion

Die verbreitete Annahme, dass FR zu einer Durchblutungssteigerung der Skelettmuskulatur führt, konnte für den unmittelbaren Untersuchungszeitraum bis zu 30min nach der Intervention widerlegt werden. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen weiterhin, dass dabei keine Unterschiede zwischen oberflächlichen Muskellogen und tieferen, knochennahen Gewebsschichten bestehen. Die bekannte FR-induzierte Perfusionssteigerung von perifascialen und subkutanen Gefäßabschnitten durch eine Freisetzung vasodilatativer Mediatoren, eine Sympathikusaktivierung oder eine systemische Kreislaufstimulation, muss unabhängig von der Muskulatur bewertet werden. Sofern in der Rehabilitation, Trainingstherapie oder in der unmittelbaren Trainings- und Wettkampfpraxis eine Steigerung des Muskelstoffwechsels, bzw. der Muskelperfusion beabsichtigt wird, sollten alternative Verfahren (z.B. konventionelles Aufwärmen) angewandt werden.

Literatur

- Alonso-Calvete A, Padrón-Cabo A, Lorenzo-Martínez M, Rey E (2021) Acute Effects of Foam Rolling on Blood Flow Measured by Ultrasonography in Soccer Players. *J Strength Cond Res* 35:3256–3259. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000004125>
- Cheatham SW, Kolber MJ, Cain M, Lee M (2015) The effects of self-myofascial release using a foam roll or roller massager on joint range of motion, muscle recovery, and performance: A systematic review. *Int J Sports Phys Ther* 10:827–38
- Hotfiel T, Swoboda B, Krinner S, et al (2017) Acute Effects of Lateral Thigh Foam Rolling on Arterial Tissue Perfusion Determined by Spectral Doppler and Power Doppler Ultrasound. *J Strength Cond Res* 31:893–900. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001641>
- Kellermann M, Heiss R, Swoboda B, et al (2017) Intramuscular Perfusion Response in Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS): A Quantitative Analysis with Contrast-Enhanced Ultrasound (CEUS). *Int J Sports Med* 38:833–841
- Okamoto T, Masuhara M, Ikuta K (2014) Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. *J Strength Cond Res* 28:69–73. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31829480f5>
- Schroeder J, Wilke J, Hollander K (2021) Effects of Foam Rolling Duration on Tissue Stiffness and Perfusion: A Randomized Cross-Over Trial. *J Sports Sci Med* 20:626–634
- Wilke J, Müller A-L, Giesche F, et al (2020) Acute effects of foam rolling on range of motion in healthy adults: a systematic review with multilevel meta-analysis. *Sports Med* 50:387–402

Freestyle Swimming: Symmetry measurements and Analysis using a IMU based Sensor

Andy Stamm^{1,2}

¹Hochschule Rhein-Waal, Kleve, Deutschland

²Griffith University, Brisbane, Queensland, Australien

E-Mail: andy.stamm@gmail.com

Schlüsselwörter: Freistil, Symmetrie, IMU Sensor, Stroke Rate, Stroke Distance, Stroke Velocity

Einleitung

Die Performance von Schwimmern wird seit Jahren hauptsächlich durch Trainer unter der Zuhilfenahme von technischen Equipment erfasst. Dazu gehören unter anderem Video Kamera Systeme (von einfachen bis hin zu Multi-Kamera Systemen) und/oder Velocity Meter. Die Nutzung dieser Systeme ist jedoch recht komplex in Setup sowie auch der Bedienung. Manches Equipment benötigt zudem Spezialisten bzw. geschultes Personal für die Auswertung der Messungen. Die Ergebnisse dieser Auswertungen können dann nur zeitverzögert zur Verfügung gestellt werden, teilweise erst Stunden nachdem das Training absolviert wurde. Diese Lücke versuchen verschiedene IMU (Inertial Measurement Unit) basierte Systeme zu schließen. Weiterhin sind Verbesserungen im Schwimmstil heutzutage nur noch sehr schwer mit bloßen Auge zu erkennen was es den Trainern sowie auch den Athleten schwieriger macht Verbesserungspotentiale aufzudecken. Dies alles führt dazu nach neuen technischen Lösungen zu suchen welche die angewandte Schwimmtechnik besser aufzeichnen, auswerten und darstellen können. IMU basierte Systeme können diese Aufgaben heute schon übernehmen, mit einer in der Cloud basierten Analyse sind heutzutage auch die Analyse sowie grafische Präsentation innerhalb von wenigen Minuten möglich. Das führt dazu, dass Verbesserungspotentiale schon während des Trainings erkannt und den Athleten Hinweise zur Änderung des Trainings gegeben werden können.

Methode

Die diesem Paper zugrundeliegende Studie nutzt einen MySwimEdge Prototyp IMU um die Daten während des Schwimmens aufzuzeichnen. Dabei wird durch die IMU die Beschleunigung sowie Rotation direkt am Sacrum mit einer Frequenz von 100Hz gemessen. Die erfassten Daten werden lokal auf der IMU gespeichert und nach dem Training über Bluetooth auf einen PC oder mobiles Gerät (Smartphone, Tablet) übertragen. Das jeweilige Endgerät schickt die erfassten Daten dann zur Analyse in die „Cloud“ und erhält nach wenigen Sekunden das Ergebnis vom Server zurück um dieses dann grafisch aufbereitet anzuzeigen.

Die erfassten Sensordaten werden vor der weiteren Verarbeitung Hochpass gefiltert um den Teil der Erdbeschleunigung (Gravitationskomponente) aus dem aufgezeichneten Signal zu entfernen. Dies ist notwendig, da diese Komponente nicht den Bewegungen des Athleten zuzuordnen ist. Die gefilterten Daten werden dann durch die Anwendung eines Zero-Crossing Algorithmus in die linken bzw. rechten Schwimmzüge separiert um eine individuelle Betrachtung der Symmetrie, hier genaue der beiden Arme und deren Einfluss auf das Training

zu visualisieren. Neben einer grafischen Darstellung werden die Schlüsselwerte wie z.B. Stroke Rate (SR), Stroke Distance (SD), Stroke Duration, mean Velocity und ein Symmetry Score auch tabellarisch präsentiert.

Ergebnisse

Wie in der Methodik bereits beschrieben werden die Sensordaten erfasst und gefiltert um das Bewegungsprofil des Athleten sichtbar zu machen. Abbildung 1 zeigt die erfassten Sensordaten (blau) sowie überlappt das Ergebnis des Filters (rot).

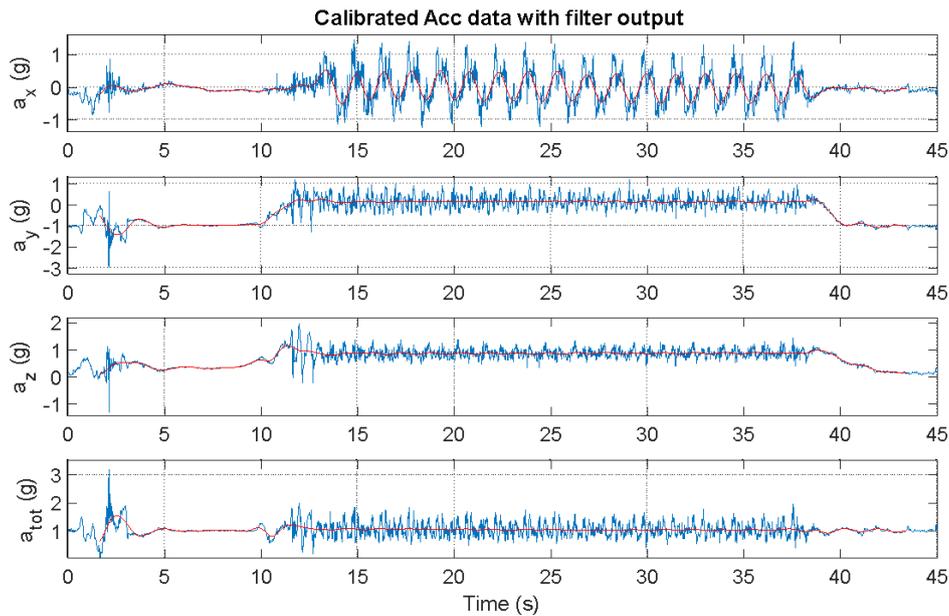


Abbildung 1: Sensordaten einer Freestyle 50m Schwimmsession

Abbildung 2 zeigt die bereits berechneten Geschwindigkeiten separiert in linken und rechten Arm. Hier werden alle linken bzw. rechten Geschwindigkeiten überlappend dargestellt mit einer roten Linie welche den jeweiligen Durchschnittswert darstellt.

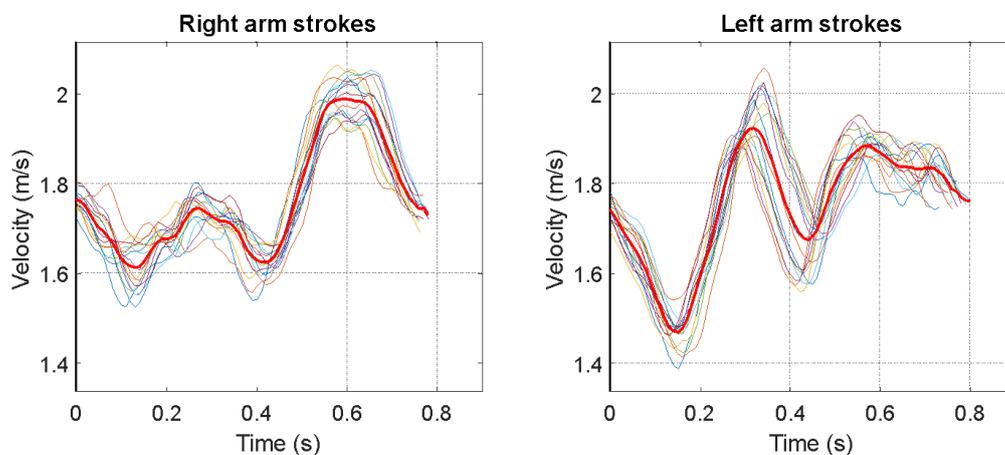


Abbildung 2: Geschwindigkeitsprofile des Athleten separiert nach rechten und linken Arm

Tab. 1. Beispieltabelle für die tabellarische Darstellung der Ergebnisse

| Athlet | LEFT Arm | Right Arm | Left Arm | Right Arm | Left Arm | Right Arm |
|----------|--------------------------|--------------------------|-----------------|-----------------|---------------------|---------------------|
| | Stroke Duration (s) ± SD | Stroke Duration (s) ± SD | Length (m) ± SD | Length (m) ± SD | Velocity (m/s) ± SD | Velocity (m/s) ± SD |
| 1 | 1.21 ± 0.11 | 0.98 ± 0.03 | 2.41 ± 0.31 | 1.85 ± 0.09 | 1.96 ± 0.18 | 1.89 ± 0.24 |
| 2 | 1.07 ± 0.13 | 1.12 ± 0.10 | 0.83 ± 0.10 | 0.88 ± 0.08 | 0.79 ± 0.07 | 0.79 ± 0.11 |

Diskussion

Das vorgestellte Sensorsystem erlaubt die Erfassung von Bewegungsdaten in nahezu jeder Trainingssituation. Die Handhabung des Sensors ist einfach gestaltet und gibt über verschiedene Vibrationsmodi den Anwender Rückmeldung. Die Auswertung der aufgenommenen Sensordaten erfolgt in der *cloud* und liefert innerhalb von wenigen Minuten die Ergebnisse auf das Smartphone bzw. Tablet des Nutzers. Dort können anhand der angezeigten Ergebnisse Verbesserungspotentiale des Athleten direkt identifiziert werden und noch in der gleichen Trainingssitzung Anpassungen an der Technik des Athleten vorgenommen werden. Ob diese Anpassungen Auswirkungen haben und welche kann mit dem hier vorgestellten Sensorsystem direkt wieder erfasst werden und somit deren Effektivität festgestellt werden.

Literatur

- Craig, A. B. J., Pendergast, D. R. (1979). Relationship of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 11(3), pages 278-283.
- Stamm, A., Thiel, D.V. (2015), Investigating forward velocity and symmetry in freestyle swimming using inertial sensors. *Procedia Engineering* 112, pages 522-527.
- Stamm, A., Shlyonsky, I. (2021). Freestyle Swimming Analysis of Symmetry and Velocities using a MEMS based IMU: Introducing a Symmetry Score. *8th International Conference on Sport Sciences Research and Technology Support*.