
Komplexe Bewegungsanalyse leistungsbestimmender Faktoren im Rollstuhlschnellfahren

C. Peters¹, A. Knicker²

Deutsche Sporthochschule Köln

¹ Institut für Morphologie und Tumorforschung

² Institut für Individualsport

1 Problem

Die Auseinandersetzung mit dem Rollstuhlschnellfahren fand bisher fast ausschließlich aus leistungsphysiologischer Sicht statt. Neuromuskuläre und bewegungstechnische Aspekte wurden nicht hinlänglich oder unter realitätsfernen Bedingungen untersucht. Für das vorliegende Forschungsvorhaben wurden infolge dessen drei Problemfelder als Arbeitsschwerpunkte formuliert:

1. Identifikation der Muskelkraftpotenziale der Rennrollstuhlfahrer beim Start.
2. Identifikation der neuromuskulären und intersegmentellen Koordination der Antriebsbewegungen beim Start.
3. Identifikation der Antriebstechniken beim Fahren im Steady State und unter Volllast.

Dabei wurde vorrangig das freie Fahren untersucht, um weitestgehend realistische Situationen zu schaffen. Insbesondere Volllastsituationen, wie sie der Start und das Fahren mit höchster Geschwindigkeit darstellen, wurden in die Untersuchung mit einbezogen.

2 Methode

An der Untersuchung nahmen 18 A-, B- und Nachwuchskader-Athleten der Schadensklassen T4 (n=11), T3 (n=5) und T2 (n=3) teil. Den Arbeitsschwerpunkten entsprechend wurde eine Differenzierung der methodischen Vorgehensweise notwendig.

2.1 Startdiagnostik

Die Athleten wurden mit einem Hinterrad ihres Rollstuhls auf eine Kistler-Kraftmessplatte gestellt. Sie hatten die Aufgabe, in vier Versuchen den jeweils schnellstmöglichen Startanschub zu realisieren. Über die Kraftmessplatte wurde die antriebswirksame Kraft-Zeit-Relation aufgezeichnet (Messfrequenz=1000Hz). Zwei phasensynchronisierte Videokameras (50fps) zeichneten die initiale Anschubbewegung auf; die Videosequenzen wurden

mittels einer halbautomatischen Bewegungsanalyse (Peak-Performance® Motus 4.3) bezüglich ausgewählter kinematischer Bewegungsparameter analysiert (vgl. Tabelle 1).

Tab. 1: Merkmalsdefinitionen zur Startdiagnostik (siehe auch Abbildung 1)

Parameter	Kennzeichnung
A_{init}	Antriebsbeginn – Winkel-Abstand zwischen der Verbindungslinie zwischen Hand und Antriebsachse beim ersten Kontakt der Hand am Antriebsring und der Vertikalen durch die Achse
A_{weg}	Antriebsstrecke – Winkeländerung zwischen den Verbindungslinien zwischen Hand und Antriebsachse vom ersten Kontakt bis zum letzten Kontakt der Hand am Antriebsring
A_{fin}	Antriebsende = $360^\circ - (A_{weg} + A_{init})$
? $v_{antrieb}$	Geschwindigkeitsänderung während der Antriebsphase vom ersten bis zum letzten Kontakt der Hand mit dem Antriebsring

2.2 Identifikation der potenziellen Antriebsleistung

Ein eindimensionaler Kraftaufnehmer (Biovision \ddot{O} , Messfrequenz = 500Hz) wurde zwischen einem unüberwindlichen Widerlager und einem Rennrollstuhl montiert. Die Athleten hatten die Aufgabe, gegen den Widerstand in vier unterschiedlichen Positionen der Hände am Antriebsring schnellstmöglich isometrisch maximale Kontraktionen zur Vortriebserzeugung zu realisieren. Maximalkraft [F_{max}], Dauer bis zum Erreichen der F_{max} und der Schnellkraftindex wurden bestimmt.

2.3 Neuromuskuläre Koordination beim freien Fahren

Die Oberflächen-EMG-Aktivität der Muskeln m.biceps brachialis, m.triceps brachii (caput longus), m.deltoideus anterior, m.deltoideus medius, m.deltoideus posterior, m.pectoralis major, m.trapezius pars ascendens, m.latissimus dorsi und m.brachioradialis wurden während des freien Fahrens unter steady state- und unter Maximalgeschwindigkeitsbedingungen aufgezeichnet (Biovision \ddot{O} , Messfrequenz = 1kHz). Synchron wurde für einen definierten Abschnitt der Fahrbahn eine dreidimensionale kinematische Analyse (Peak-Performance \ddot{O} , Motus 4.3) der Antriebstechnik erstellt.

3 Ergebnisse

Für die Startsituationen ließen sich interindividuell bezüglich der realisierten Krafteinsätze und sowohl intra- als auch interindividuell bezüglich deren Lokalisation am Antriebsring des Rollstuhles deutliche Unterschiede identifizieren. Die von den Athleten favorisierte

Handposition konnte für einige Athleten (siehe Abbildung 1) als nicht optimal identifiziert werden.

Die Antriebsbewegungen des freien Fahrens ließen sich sowohl für die steady state- als auch für die Volllastsituationen lediglich für den Faktor Leistungsklasse differenzieren. Die Läsionshöhe der in der Mehrzahl vertretenen paraplegischen Athleten hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Fahrtechnik.

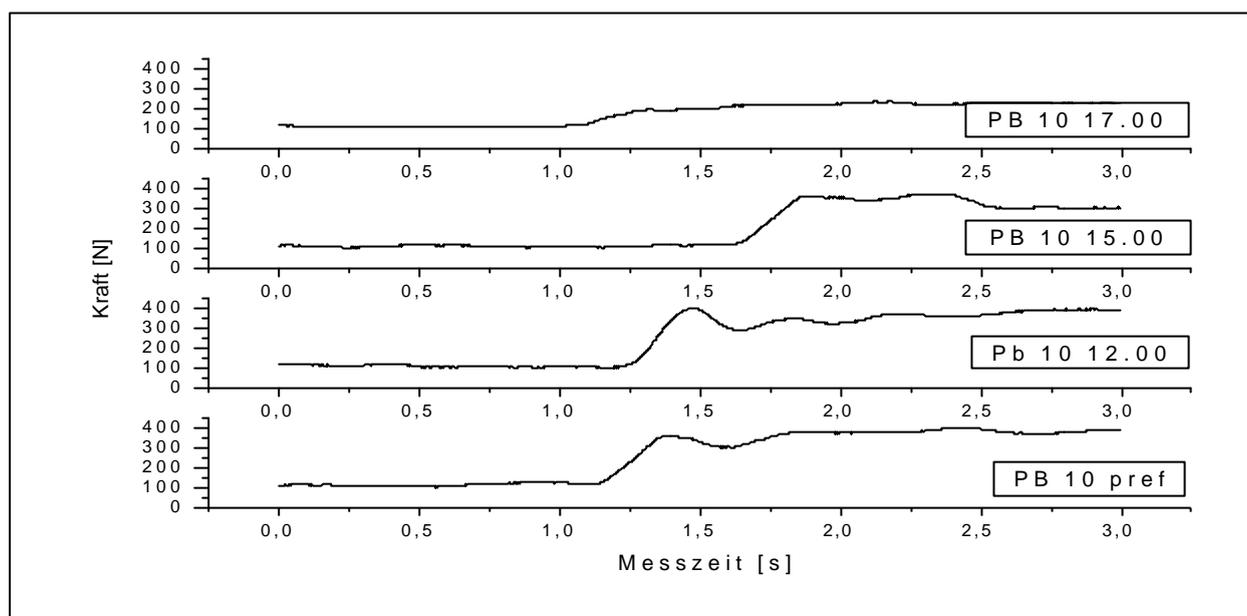


Abb. 1: Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf der isometrischen Kraftmessung in vier Handpositionen (unterste Kurve = bevorzugte Position) am Rennrollstuhl von Proband 10

Im Bereich des Steady State waren die Geschwindigkeitsmerkmale für alle Kader signifikant unterschiedlich. Im Hochgeschwindigkeitsbereich unterschieden sich lediglich A- und B-Kader voneinander. Unabhängig von der Kaderzugehörigkeit lag während der Antriebsphase die maximale Geschwindigkeit immer vor dem Zeitpunkt des Lösens der Hand vom Antriebsring. Damit bestätigen sich auch die Aussagen des statischen Vorschubtests, dass die Krafteinsätze im unteren und hinteren Bereich des Antriebsringes kaum noch vortriebswirksam sind.

Die A-Kaderathleten zeigten einheitlich eine steife Kopplung von Hand und Unterarm über den gesamten Antriebsweg. Die damit verbundene erhöhte Steifigkeit des Antriebswiderlagers gewährleistet eine verbesserte Kraftübertragung gerade am Ende der Antriebsphase. Das von den B- und Nachwuchs-Kaderathleten demonstrierte aktive Nachklappen der Hände zum Antriebsende bewirkt deshalb eine deutlicher ausgeprägte negative Beschleunigung.

Eine Differenzierung bezüglich der elektromyografischen Parameter konnte nicht statistisch abgesichert werden. Die neuromuskulären Steuerungsmechanismen der Antriebsmuskulatur variierten in erheblichem Ausmaß.

4 Diskussion

Auf der Grundlage der vorliegenden Daten und Ergebnisse zur Bewegungsstruktur des Rennrollstuhlfahrens lassen sich nur wenige verallgemeinernde Aussagen treffen. Sowohl die Startdiagnostik als auch die Bewegungsanalyse des freien Fahrens und in besonderem Maße die Elektromyographie der Antriebsbewegungen zeigten deutlich das Problem der interindividuellen Variabilität auf. Obschon alle Athleten fast identische Rollstühle fahren und von außen betrachtet vergleichbare Bewegungstechniken benutzen, ist eine Kategorisierung im Sinne einer generalisierbaren Bewegungsbeschreibung nicht gelungen. Einzelaspekte der Antriebsbewegung, wie das offensichtlich antriebsunwirksame Nachklappen der Hände vor dem Lösen vom Antriebsring, ließen sich beschreiben und bezüglich ihrer Wirkung bewerten.

Dennoch lassen sich die angewandten Methoden vor allem individualdiagnostisch einsetzen. Eine Identifikation einer Idealtechnik scheitert einerseits an der großen Homogenität der Probandengruppe bezüglich ihrer Leistungen und andererseits an der Variabilität der Bewegungsparameter.

Das Potenzial der innerhalb dieses Vorhabens entwickelten diagnostischen Instrumentarien sollte weiter genutzt und gegebenenfalls weiterentwickelt werden.

5 Literatur

CHOW, J.W.; MILLIKAN, T.A.; CARLTON, L.G.; CHAE, W.; MORSE, M.E.: Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *Journal of Biomechanics* 33 (2000), 601-608

DALLMEIJER, A.J.; VAN DER WOUDE, L.H.; VEEGER, H.E.; HOLLANDER, A.P. Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 77 (1998) 3, 213-221

VAN DER WOUDE, L.H.; BAKKER, W.H.; ELKHUIZEN, J.W.; VEEGER, H.E. Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: cross-sectional analysis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 77 (1998), 3, 222-234

VANLANDEWIJCK, Y.C.; SPAEPEN, A.J.; LYSSENS, R.J.: Wheelchair propulsion efficiency : movement pattern adaptations to speed changes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26 (1994a) 11, 1373-1381

WANG, Y.T.; DEUTSCH, H.; MORSE, M.; HEDRICK, B.; MILLIKAN, T. Threedimensional kinematics of wheelchair propulsion across racing speeds. *Adapted Physical Activity Quarterly* 12 (1995), 78-89

