

Rollstuhltechnik und Haltestangen

Jürgen Freiwald & Volker Lange-Berlin

Universität Wuppertal

Problem

Wissenschaftliche Untersuchungen in der Rollstuhlleichtathletik thematisieren u. a. die Verbesserung der leistungslimitierenden konditionellen Fähigkeiten *Ausdauer* (Bernard et al., 2000; Bhambhani, 2002; Brunner & Michel, 1996; Chow & Chae, 2007; Goosey-Tolfrey & Tolfrey, 2008; Haisma et al., 2006; Mueller, Perret, & Hopman, 2008; Schmid et al., 2007; Zimmer, 2007) und *Kraft* (Davis & Shepard, 1990; Haisma et al., 2006; Kakebeeke, Lechner, & Handschin, 2005; Lange-Berlin & Freiwald, 2006; Mädler, 2004; Roeleveld et al., 1994; Schmid et al., 2007; Zimmer, 2007).

Nur wenige Untersuchungen (Dallmeijer et al., 2004; Goosey-Tolfrey & Tolfrey, 2008; Lenton et al., 2008) thematisieren die Optimierung der in der Rollstuhlleichtathletik eingesetzten Sportgeräte und Hilfsmittel (z. B. Rennrollstühle).

Weder national noch international existieren Untersuchungen zu den in der Rollstuhlleichtathletik (Kugelstoß, Diskus- und Speerwurf) verwendeten Haltestangen, die an dem von den Athleten und Athletinnen verwendeten Wurfstuhl befestigt sind. Anzumerken ist, dass nicht alle Athleten und Athletinnen eine Haltestange verwenden (IPC, 2006a, 2006b).

Die Materialeigenschaften und Längen der verwendeten Haltestangen beruhen auf Erfahrungswissen der Athleten und Athletinnen. Meist werden – laut Aussagen der Athleten und Athletinnen – aus Gründen der Verfügbarkeit Haltestangen aus GFK¹ und Fiberglas (Stabhochsprungstäbe) verwendet.

Ein positiver Einfluss der Haltestange auf die disziplinmotorische Leistung kann angenommen werden, da sich Wurf- und Stoßleistung nach Einführung der Haltestange deutlich verbessert haben; aber auch andere Einflüsse sind denkbar wie z. B. optimiertes Training (Chow, Kuenster, & Lim, 2003; DBS, 2008; IPC, 2007).

Methode

In der Untersuchung wurde der Einfluss von verschiedenen Haltestangen auf die Kugelstoßweite untersucht.

Probanden

An der Untersuchung nahmen Sportstudenten und Sportstudentinnen teil. Alle Probanden und Probandinnen waren Rechtshänder und hatten Erfahrungen im Kugelstoßen im Nichtbehindertensport. Das Alter der Probanden und Probandinnen lag zu Untersuchungsbeginn zwischen 21 und 29 Jahren ($24,12 \pm 2,80$), die Größe zwischen 172 und 201 cm ($183,37 \pm 8,36$). Das Gewicht der Studenten und Studentinnen lag zwischen 67 und 108 kg ($89,31 \pm 12,65$).

¹ GFK = glasfaserverstärkter Kunststoff

Erhebungsverfahren

Zunächst trainierten alle Untersuchungsteilnehmer und Untersuchungsteilnehmer über einen Zeitraum von 3 Monaten dreimal wöchentlich für die Dauer von 1,5 Stunden das Kugelstoßen im Sitzen vom Wurfstuhl unter Verwendung der Haltestangen. Hierzu wurden die Probanden und Probandinnen auf dem Wurfstuhl fixiert, wie es auch im Wettkampf der Fall ist.

Nach dieser Trainingsphase wurde die eigentliche Untersuchung durchgeführt. Die Messungen erfolgten zu sechs Messzeitpunkten. Zu jedem Messzeitpunkt führte jeder Proband bzw. jede Probandin auf dem Wurfstuhl mit jeder Stange drei Versuche durch.

Um Reihungseffekte zu vermeiden, wurde bei den Messungen die Reihenfolge der unterschiedlichen Haltestangen variiert.

Zu allen Messzeitpunkten führten die Probandinnen das Kugelstoßen mit einer 3 kg Kugel (Wettkampfkugel Behindertenleichtathletik Frauen) und die Probanden mit einer 4 kg Kugel (Wettkampfkugel Behindertenleichtathletik Männer) durch.

Die eingesetzten Haltestangen wurden an einem Wurfstuhl befestigt. Zunächst wurden drei Stabhochsprungstäbe mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften und unterschiedlicher Flex-Nummer² – die von den Rollstuhlathleten und -athletinnen üblicherweise als Haltestangen verwendet werden – auf die Längen 180 cm und 230 cm normiert. Die Haltestangen mit einer Länge von 180 cm wurden als N1a, L1a und L2a bezeichnet, die Stangen mit einer Länge von 230 cm wurden mit N1b, L1b und L2b bezeichnet. Die folgenden drei Stabhochsprungstäbe der Hersteller Nordic³ und Lancet⁴ wurden verwendet:

Tab. 1. *Hersteller und Materialeigenschaften der verwendeten Haltestangen*

Stangen ID	Hersteller	Material	Maximale Belastung (kg)	Flex-Nummer
N1	Nordic	Fiberglas	50	26,5
L1	Lancet	GFK	85	15,6-16,2
L2	Lancet	GFK	60	24,0-24,8

Statistische Verfahren

Die erhobenen Daten wurden mit den Programmen Microsoft Excel⁵ und SPSS⁶ ausgewertet bzw. dargestellt. Die numerischen Werte (Stoßweite) lagen intervallskaliert vor und wurden mit dem nichtparametrischen Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest auf Normalverteilung überprüft und mit dem t-Test für verbundene Stichproben analysiert. Als Alpha-Fehler wurde $p \leq 0.05$ festgelegt. Alle Daten sind normal verteilt.

2 Bei diesem Belastungstest wird der Stabhochsprungstab drehbar an beiden Enden eingespannt und im Mittelpunkt mit einem normierten Gewicht von 50 Pfund (22,7kg) einmalig für 1 Minute belastet. Die Durchbiegung wird in Zentimetern gemessen und gibt die Flex-Nummer für jeden Stabhochsprungstab an. Nach Bestimmung der Flex-Nummer wird das Gewicht entfernt und der Stabhochsprungstab muss wieder in seine Ausgangsform zurückkehren. Je höher die Flex-Nummer desto stärker biegsam und weicher ist der Stabhochsprungstab (ÖLV, 2009)

3 Nordic Sport AB, Anbusgatan 2, 93157 Skelafra, Schweden

4 Isar GFK Kunststofftechnik GmbH, Westringstr. 21, D-91637 Wörnitz

5 Microsoft Office Professional 200

6 Version 14.0

Ergebnisse

Bei allen Probanden und Probandinnen hatten die eingesetzten Haltestangen einen – teilweise – signifikanten Einfluss auf die Stoßleistung.

Bei Verwendung der kürzeren Haltestangen (180 cm) erreichten sieben Probanden und Probandinnen die größten Kugelstoßweiten mit der Haltestange *N1a*. Ein Proband (07) erreichte die größten Stoßweiten mit der Haltestange *L1a*.

Bei Verwendung der längeren Haltestangen (230 cm) erreichten sieben Probanden und Probandinnen die größten Kugelstoßweiten mit der Haltestange *N1b*. Ein Proband (04) erreichte die größten Stoßweiten mit der Haltestange *L1b*.

Bei Verwendung der zwei Haltestangenlängen erreichten die Probanden und Probandinnen mit der kürzeren Stange (180 cm) größere Stoßweiten.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Stoßleistungen aller Probanden und Probandinnen bei Benutzung der beiden Haltestangenlängen sind in Tab. 2 zusammenfassend dargestellt.

Tab. 2. *Mittelwerte und Standardabweichungen der Stoßweite mit unterschiedlichen Haltestangen*

Stange	Stoßweite (MW)	Standardabweichung (SD)
N1a	6,64 m	0,56 m
L1a	6,46 m	0,66 m
L2a	6,47 m	0,58 m
N1b	6,57 m	0,58 m
L1b	6,45 m	0,69 m
L2b	6,43 m	0,57 m

Die Stoßweiten unter Verwendung der Haltestange *N1a* sind signifikant besser als die Stoßweiten bei Verwendung der Haltestange *L1b* ($p = 0,02$) und der Haltestange *L2b* ($p = 0,01$, vgl. Tab. 3).

Tab. 3. *Statistik zu den Unterschieden der Stoßweiten mit den eingesetzten Haltestangen*

Items	Signifikanz (p)
N1a – L1a	0,028
N1a – L2a	0,011
N1a – N1b	0,168
N1a – L1b	0,002
N1a – L2b	0,001
L1a – L2a	0,569
L1a – N1b	0,195
L1a – L1b	0,660
L1a – L2b	0,558
L2a – N1b	0,059
L2a – L1b	0,375
L2a – L2b	0,230
N1b – L1b	0,090
N1b – L2b	0,041
L1b – L2b	0,550

Diskussion und praktische Umsetzung

Unterschiedliche Haltestangen haben Einfluss auf die Stoßleistung der Probanden und Probandinnen. Alle Haltestangen verfügen über die biomechanischen Eigenschaften der Energiespeicherung und -abgabe (Jonath et al., 1995; Nigg & Herzog, 1999).

Haltestangen mit einer höheren Flex-Nummer sind in Relation zum einwirkenden Impuls stärker biegsam als Haltestangen mit geringeren Flex-Nummern. Bei der Verwendung der Haltestange N1a (Hersteller Nordic) wurden von den Probanden bzw. den Probandinnen bis auf jeweils eine Ausnahme die größten Stoßweiten erzielt. Die größeren Kugelstoßweiten mit der Haltestange N1a sind im Vergleich zu den Stangen L1b und L2b signifikant.

Die Haltestange N1a – mit der die meisten Probanden und Probandinnen die größte Stoßweite erzielten – hat einen Fiberglasaufbau und ist durch die Flex-Nummer von 26,5 als biegsamer ausgewiesen als die anderen in der Untersuchung verwendeten Haltestangen (ÖLV, 2007). Durch die Untersuchungen wurde gezeigt, dass – im untersuchten Kollektiv – die Nutzung einer biegsameren Haltestange die Stoßleis-

tung erhöht. Problematisch ist jedoch der Übertrag der Ergebnisse auf die – nicht untersuchte – Zielpopulation. In wie weit diese Empfehlung zu generalisieren ist, ist jedoch nur im Einzelfall zu beurteilen. Diese Empfehlung ist von besonderer Bedeutung, da laut Athletenaussagen im Rollstuhlsport die Haltestangen nach Verfügbarkeit und nicht nach biomechanischen Eigenschaften ausgewählt werden – möglicherweise ist den Athleten bzw. Athletinnen der leistungsförderliche Einfluss der Materialeigenschaften gar nicht bewusst.

Da die Materialeigenschaften der Haltestangen einen signifikanten Einfluss auf die Stoßweiten haben, ist es sinnvoll, die Verwendung von Haltestangen a) schon im Nachwuchsbereich des Rollstuhlsports vorzusehen und frühzeitig in das Techniktraining einzubeziehen sowie b) auch in dieser Population den Einfluss verschiedener biomechanischer Materialeigenschaften im Feldversuch zu überprüfen.

Hersteller machen mittlerweile das Angebot, Stabhochsprungstäbe nach individuellen Anforderungen zu fertigen. Diese individuellen Voraussetzungen sollten in weiteren Untersuchungen für Rollstuhlleichtathleten und -leichtathletinnen bestimmt werden, um auch in diesem Bereich biomechanisch optimierte Haltestangen zu fertigen. Neben GFK- und Fiberglasstäben werden in den letzten Jahren im Stabhochsprung vermehrt Carbonstangen als Stabhochsprungstäbe eingesetzt. Bisher werden diese Stäbe in der Rollstuhlleichtathletik nicht eingesetzt. In künftigen Untersuchungen sollte thematisiert werden, welches Material mit den jeweiligen biomechanischen Merkmalen einzusetzen ist.

Neben dem Kugelstoßen wird auch im Diskus- und Speerwerfen der Rollstuhlleichtathletik eine Haltestange eingesetzt. Bisher gibt es zum Einfluss der Haltestange auf die Wurfleistung in diesen Disziplinen keine Untersuchungen. Ebenso fehlen wissenschaftlich fundierte Untersuchungen, ob für das Diskus- und Speerwerfen Haltestangen mit gleichen oder verschiedenen biomechanischen Eigenschaften wie für das Kugelstoßen verwendet werden sollen und ob sie in gleicher Art und Weise die Leistung unterstützen können.

Literatur

- Bernard, P. L., Mercier, J., Varray, A., & Prefaut, C. (2000). Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord*, 38, 16-25.
- Bhambhani. (2002). Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports medicine*, 32 (1), 23-51.
- Brunner, C., & Michel, D. (1996). Leistungsphysiologie und leistunglimitierende Faktoren im Rollstuhlsport. *Schweizerische Zeitschrift für „Sportmedizin und Sporttraumatologie“*, 44 (1), 13-17.
- Chow, J. W., & Chae, W. S. (2007). Kinematic analysis of the 100m wheelchair race. *Journal of biomechanics*, 40 (11), 2564-2568.
- Chow, J. W., Kuenster, A. F., & Lim, Y.-T. (2003). Kinematic analysis of javelin throw performed by wheelchair athletes of different functional classes. *Journal of sports science and medicine* (2), 36-46.
- Dallmeijer, A. J., Zentgraaff, I. D., Zijp, N. I. & van der Woude, L. (2004). Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord*, 42 (2), 91-98.
- Davis, G. M. & Shephard, R. J. (1990). Strength training for wheelchair users. *British journal of sports medicine*, 24 (1), 25-30.
- DBS. (2008). Paralympics 2008 - allgemeine Informationen. Retrieved 11.08.2008, 2008, from <http://www.dbs-npc.de/DesktopDefault.aspx?tabid=306&tabIndex=-1>
- Goosey-Tolfrey, V. L., & Tolfrey, K. (2008). The multi stage fitness test as a predictor of endurance fitness in wheelchair athletes. *Journal of sport sciences*, 26 (5), 511-517.
- Haisma, J. A., van der Woude, L., Stam, H. J., Bergen, M. P., Sluis, T. A., & Bussmann, J. B. (2006). Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury: a critical review of the literature. *Spinal Cord*, 44 (11), 642-652.
- IPC. (2006a). IPC Athletics Classification Rules 2006.Unpublished manuscript, Bonn.
- IPC. (2006b). Official Rules for Athletics 2006.Unpublished manuscript, Bonn.
- IPC. (2007). Summer Games Overview. Retrieved 20.03.2007, 2007, from http://www.paralympic.org/release/Main_Sections_Menu/Paralympic_Games/Past_Games/Summer_Games_Overview.html
- Jonath, U., Krempel, R., Haag, E., & Müller, H. (1995). *Leichtathletik 3: Werfen und Mehrkampf* (1. ed. Vol. 3). Reinbek: Rowohlt.
- Takebeeke, T. H., Lechner, H. E., & Handschin, C. (2005). Reproducibility analysis of isokinetic strength measurements of shoulder and elbow muscles in subjects with spinal cord injury. *Isokinetics and exercise science*, 13, 279-284.
- Lange-Berlin, V., & Freiwald, J. (2006). *Krafttraining im Behindertenleistungssport*. Wuppertal: Bergische Universität.

- Lenton, J. P., Fowler, N., van der Woude, L., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2008). Efficiency of wheelchair propulsion and effects of strategy. *International journal of sports medicine*, 29 (5), 384-389.
- Mädler, B. (2004). *Krafttraining mit querschnittsgelähmten Athleten/innen im leichtathletischen Wurf-Stoß-Bereich*. Unpublished manuscript, Bonn.
- Mueller, G., Perret, C., & Hopman, M. T. (2008). Effects of respiratory muscle endurance training on wheelchair racing performance in athletes with paraplegia. *Clinical journal of sports medicine*, 18 (1), 85-88.
- Nigg, B. M., & Herzog, W. (Eds.). (1999). *Biomechanics of the Musculo-skeletal System* (Second Edition ed.). Chichester: John Wiley & Sons.
- ÖLV. (2007). Stabhochsprungstäbe - Welcher ist der Richtige. *ÖLV Nachrichten*, 6-7.
- Roeleveld, K., Lute, E., Veeger, D., van der Woude, L., & Gwinn, T. (1994). Power output and technique of wheelchair athletes. *Adapted physical activity quarterly* (11), 71-85.
- Schmid, A., Huber, G., Hirschmüller, A., Marschner, J., Zimmer, M., & Berg, A. (2007). Leistungsphysiologische Parameter und Kenngrößen der muskulären und metabolischen Beanspruchung bei querschnittsgelähmten Sportlern mit unterschiedlichen Lähmungshöhen. *Sport Orthopädie & Traumatologie*, 23, 244-250.
- Zimmer, M. (2007). Belastung für die Bewegungsorgane durch Sport für Menschen mit Behinderung. *Sport Orthopädie & Traumatologie*, 23, 256-258.