

# Handbiken: van revalidatie tot Paralympics

De Paralympics krijgen steeds meer aandacht, en ook voor de Paralympische atleten gaat het al lang niet meer alleen om meedoen, maar om het behalen van goud. Een van de spectaculaire disciplines is het handbiken. Maar hoe presteer je optimaal als handbiker? Het bovenlichaam en de armen kunnen minder vermogen leveren dan de benen. Niet alleen de training bepaalt de prestatie, maar ook de staat van de handbike en de optimale afstelling op de atleet. Dit artikel gaat over wat er momenteel bekend is over het optimaliseren van zowel de atleet als de handbike.

**Sonja de Groot, Linda Valent, Riemer Vegter en Luc van der Woude**

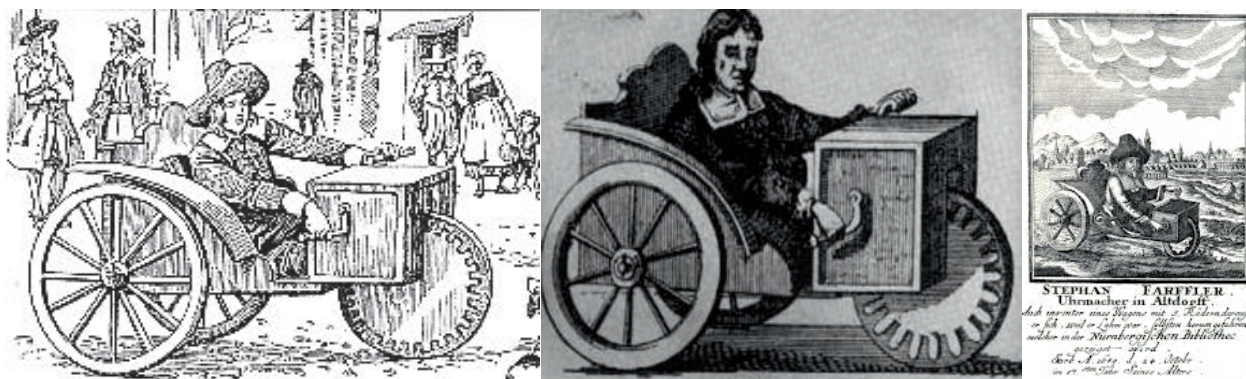
Het gebruik van de handbike neemt toe, als transportmiddel, maar ook om recreatief te fietsen en voor sport. Bijna de helft van de rolstoelgebruikers met een dwarslaesie (49%) bezit een handbike één jaar na ontslag uit revalidatie. Vergeleken met rolstoelrijden is handbiken een energiezuinigere vorm van voortbewegen (Dallmeijer e.a., 2004) en leidt het tot minder krachten in het schoudergewricht (Arnet e.a., 2012). Daarom is handbiken aan te bevelen voor alle rolstoelafhankelijke mensen en geldt dat de continue beweging van het handbiken naar verwachting tot minder overbelastingklachten leidt.

Handbiken wordt daarom in Nederland tegenwoordig al in de (vroeg) revalidatie aangeboden (Valent, 2009), maar ook daarna wordt het gebruik gestimuleerd om gezond en fit te worden en te blijven. De HandbikeBattle is een mooi voorbeeld, waarbij jaarlijks circa honderd ex-revalidanten van revalidatiecentra met een sportief vastframe handbike een berg beklimmen in Oostenrijk (De Groot e.a., 2014). Sinds 2004 is handbiken officieel als sport toegelaten tot de Paralympics, waardoor het

handbiken ook mondiaal steeds meer aandacht krijgt. Een van de eerste handbikes, een op drie wielen gebaseerde houten stoel met een crank aandrijfmechanisme, werd al in de zeventiende eeuw gezien (afbeelding 1).

Na de Tweede Wereldoorlog kreeg arminspanning meer medische en wetenschappelijke belangstelling vanwege de grote aantallen mensen met een beperking aan de benen. Zoals later uitgebreider zal worden beschreven, zijn er tegenwoordig handbikes uitgerust met versnellingen, hebben ze een taak-specifiek design, zijn ze lichtgewicht en zijn ze vaak afgesteld op de gebruiker. Dit leidt tot verschillende handbike-systemen, variërend van units die aan te koppelen zijn op de rolstoel, tot e-handbikes en vastframe sportligfietsen van carbon (afbeelding 2).

Door de brede scope van het handbiken, van vroegere revalidatie tot de Paralympics, is het belangrijk om de analyse van het handbiken en daaruit volgend advies in de juiste context te bestuderen. Een aantal factoren



Afbeelding 1. Tekeningen van horlogemaker Stephan Farffler in zijn houten handbike rond 1655 (zie: [en.wikipedia.org/wiki/Stephan\\_Farffler](https://en.wikipedia.org/wiki/Stephan_Farffler)).









moet in kaart worden gebracht om het handbiken te optimaliseren. Eerst moet de taak (bijvoorbeeld voor dagelijkse mobiliteit of sport) duidelijk zijn. Vervolgens kunnen de volgende factoren worden onderzocht en geoptimaliseerd: (1) de individuele karakteristieken van de handbiker, (2) eigenschappen van de handbike zelf en (3) de interface tussen handbike en de gebruiker.

### Vermogensbalans

Handbiken is een relatief simpele vorm van voortbewegen, waarbij de vermogensproductie allesbepalend is. Voor het analyseren van de vermogensproductie moet worden gekeken naar de stroom van energie van de handbiker naar de omgeving. Deze stroom van energie is wiskundig te beschrijven in een zogenoemde vermogensbalans (Van Ingen Schenau e.a., 1982). In deze balans staat enerzijds de energie die de handbiker levert (door verbranding van voedingsstoffen) en anderzijds de energie die de handbiker verliest aan verschillende vormen van weerstand (Groen e.a., 2010). De capaciteit van de sporter om energie te leveren is afhankelijk van onder andere de beperking van een atleet en de getraindheid. Bij snelheid hoort een bepaald vermogen waarvan een deel verloren gaat door interne wrijving in de handbike, maar vooral aan lucht- en rolweerstand. De balans tussen het vermogen dat iemand kan leveren en de weerstanden die overwonnen moeten worden, bepaalt uiteindelijk de snelheid die men kan behalen. Hierna worden de verschillende aspecten die de vermogensbalans kunnen beïnvloeden besproken.

### Handbiker

Mensen met een grotere beperking, zoals een hoge dwarslaesie, hebben een significant lagere fitheid, uitgedrukt in piek zuurstofopname of piek vermogen, dan mensen met een minimale beperking (Janssen e.a., 2001). De beperking is een bepalende factor voor de wedstrijdprestatie. Classificatie is daarom een voorwaarde voor deelname aan handbikewedstrijden met als doel de impact van de beperking op het wedstrijdresultaat te minimaliseren zodat het succes gebaseerd is op training, fitheid en talent (Handbiken.nl). In het handbiken zijn er vijf klassen waarbij de H1- en H2-klassen voor de atleten zijn met beperkte arm/schouderfunctie. Dit zijn veelal de sporters met een dwarslaesie ter hoogte van de nek die gebruik maken van handbikes waarin ze liggen (afbeelding 2). De H3 en de H4 bestaan respectievelijk uit mensen met een dwarslaesie ter hoogte van de borst of vergelijkbare beperking waarbij de H4-atleten nog wel buik-, bekken- en beenfunctie hebben. In de H5-klasse zitten deelnemers met een minimale functiebeperking wat betreft het handbiken, zoals een onderbeenamputatie. De H5-handbikeklasse maakt gebruik van een kniezit-handbike (afbeelding 2) waarbij ook de romp goed in te zetten is om het vermogen te leveren. Binnen de klassen is fitheid een belangrijke factor. Twee onderzoeken toonden aan dat bij recreatieve

Arm-vermogen	Arm-romp vermogen
 Aankoppelhandbike Zithouding: rolstoel Frontaal oppervlakte: 100% Wedstrijddivisie: -	 Aankoppelhandbike Zithouding: rolstoel Frontaal oppervlakte: 96,8% Wedstrijddivisie: -
 Recreatiesporthandbike Zithouding: recumbent Frontaal oppervlakte: 62,6% Wedstrijddivisie: -	 Recreatiesporthandbike Zithouding: carseat Frontaal oppervlakte: 82,8% Wedstrijddivisie: -
 Wedstrijdsporthandbike Zithouding: recumbent Frontaal oppervlakte: 39,6% Wedstrijddivisie: H1, H2, H3, H4	 Wedstrijdsporthandbike Zithouding: longseat Frontaal oppervlakte: 60,9% Wedstrijddivisie: H4, H5
 Wedstrijdsporthandbike Zithouding: recumbent Frontaal oppervlakte: 33,3% Wedstrijddivisie: H1, H2, H3, H4	 Wedstrijdsporthandbike Zithouding: kneeseat Frontaal oppervlakte: 60,3% Wedstrijddivisie: H5

Afbeelding 2. Handbikes met verschillende doelen, zithoudingen, frontaal oppervlakte en voor de verschillende wedstrijddivisies (zie: [handbiken.nl/modellen\\_en\\_zithoudingen](http://handbiken.nl/modellen_en_zithoudingen); Van Breukelen, 2013).

handbikers een hogere fitheid leidt tot een snellere tijd op een vlakke tijdrif van 10 km (Janssen e.a., 2001) en de 20 km tijdrif in de bergen (De Groot e.a., 2014). Daarnaast bleek dat de racetijd ook sterk bepaald werd door hoe lang men op een hoge intensiteit kan rijden. Snellere handbikers kunnen langer op een hoog percentage van hun maximale waarden rijden dan de langzamere handbikers (De Groot e.a., 2014). Er is echter nog weinig onderzoek gedaan naar handbiketrainingsprogramma's. De onderzoeken die zijn uitgevoerd focussen zich vooral op handbiketraining tijdens de dwarslaesierevalidatie (Valent e.a., 2009; Nooijen e.a., 2015) of op inactieve mensen met meer dan acht jaar een dwarslaesie (Bakkum e.a., 2015). Uit deze studies bleek dat voor mensen met een recente dwarslaesie en mensen met een hoge laesie na revalidatie een pittig tot zeer zware training van acht tot twaalf weken, twee tot drie keer per week, leidde tot 20-36% toename in piek vermogen en 9-10% toename in piek zuurstofopname (Nooijen e.a., 2015; Valent e.a., 2009). Wat optimale trainingsprogramma's voor (Paralympische) handbikers zijn, is onbekend. Om zo optimaal



Afbeelding 3. Inspanningstest in de eigen handbike met behulp van een ergometer.

mogelijk te trainen is het van belang dat deze atleten met regelmaat een maximale inspanningstest uitvoeren waarbij de piek zuurstofopname, vermogen en hartfrequentie kunnen worden bepaald. Met behulp van deze gegevens kan het trainingsprogramma goed opgesteld of bijgesteld worden en kunnen eventuele talenten worden gescreend. Bij voorkeur dient de test te worden uitgevoerd in de eigen handbike, bijvoorbeeld op een grote lopende band of met behulp van een speciale ergometer (afbeelding 3).

Om de trainingen goed te monitoren, en eventueel tussentijds te kunnen bijstellen, wordt aanbevolen om gebruik te maken van meetapparatuur die ook in het wielrennen wordt gebruikt, zoals de hartslag- en vermogensmeter (bijvoorbeeld SRM, Powertap). Naast deze objectieve metingen is het goed als de atleet een dagboek bijhoudt wat betreft eventuele overbelas-

tingklachten aan de schouders, een veel voorkomend probleem bij rolstoelgebruikers, en ervaren intensiteit van de training (Borgscore). Met behulp van de duur en de Borgscore van de training kan de 'session rating perceived exertion' (sRPE) worden berekend (Foster e.a., 2001). Deze blijkt ook bij handbikers goed samen te hangen met objectieve vermogensmaten (Hoekstra e.a., 2015). Om tot een optimale fitheid te komen en overbelasting (schouderklachten dan wel overtraining) te voorkomen, is het dus van belang om op basis van maximale inspanningstesten een individueel trainingsprogramma op te stellen en dit goed te monitoren.

### Handbike

Tijdens handbiken wordt het geproduceerde vermogen gebruikt om de externe vermogensverliezen (rolweerstand, interne weerstand en de luchtweerstand) te overwinnen. Als de handbiker een helling oprijdt, dan moet ook de zwaartekracht overwonnen worden. Het externe vermogen wordt beïnvloed door de mechanische karakteristieken van de handbike zoals de massa, de grootte, en wielkarakteristieken (tabel 1). Vergeleken met rolstoelen zijn handbikes groter, hebben ze een groter voorwiel en worden ze met een ketting aangedreven waarbij er 360° kracht kan worden geleverd. Door het grotere voorwiel en de hogere bandenspanning kan de rolweerstand wat lager zijn vergeleken met rolstoelen, ondanks het hogere gewicht.

Zowel de rolweerstand als de interne weerstand worden verondersteld onafhankelijk te zijn van snelheid. De luchtweerstand is echter heel erg afhankelijk van de snelheid en zal de rolweerstand snel overstijgen bij

**Tabel 1. Factoren die de rolweerstand van handbiken beïnvloeden (Van der Woude e.a., 2001).**

Factoren	Rolweerstand
Lichaamsgewicht ↑	↑
Handbikegewicht ↑	↑
Bandenspanning ↓	↑
Voorwielgrootte ↑	↓
Hardheid vloer	↑
Camberhoek ↑	?
Toe in – Toe out (achterwielen niet parallel) ↑	↑
Lichaamszwaartepunt dichterbij achterwielen	↓
Onderhoud ↓	↑



Afbeelding 4. Handbiker Jetze Plat met aerodynamische helm en 'skin suit' (links) en Alex Zanardi met de speciaal voor hem ontworpen futuristische handbike (rechts).

hogere snelheden (Kauzlarich, 1999; Coe, 1979). Op vlak terrein, waarbij de snelheid hoog is, is het dan ook van belang om een zo klein mogelijk frontaal oppervlak te hebben. De lighandbikes zijn wat dat betreft in het voordeel vergeleken met de kniezithandbikes. Bij top-prestaties ligt het verschil tussen winst en verlies vaak in hele kleine details. Een goede aerodynamica door een meer gestroomlijnde helm, strak pak (afbeelding 4), of betere afwerking van de voetsteunen kunnen net het verschil maken (Perret & Strupler, 2012).

In bergachtig terrein is de luchtweerstand minder van belang en is de invloed van de zwaartekracht een aandachtspunt. Uit onderzoek bleek dat, na fitheid en buikomvang van de handbiker, het handbikegewicht voor een aanzienlijk deel de uiteindelijke prestatie bepaalde van een 20 km handbike race bergop (De Groot e.a., 2014).

Een handbiker met een zeer geavanceerde handbike is Alex Zanardi (afbeelding 4), een voormalig Formule 1-coureur die na een crash een succesvolle handbiker is geworden. Door zijn contacten in de Formule 1 werd er voor hem een handbike ontworpen en uitvoerig getest op aerodynamica, sterkte en gewicht. Dit leidde tot een futuristische handbike waarmee hij tijdens de Paralympische Spelen in Londen in 2012 twee keer goud haalde. De bijdrage van de auto-industrie kan de technologische ontwikkeling van handbikes positief beïnvloeden. Aan de andere kant rijst de vraag echter of de competitie nog wel eerlijk is als er een groot verschil is tussen het materiaal van de handbikers. Een vorm van mechanische doping kan immers eerlijke competitie in de weg staan.

### Interface atleet-handbike

Wat betreft de beste afstelling van de handbike op de gebruiker zijn er veel factoren die het comfort, de kans op overbelasting en de prestatie in de handbike kunnen verbeteren.

### Synchroon/asynchroon

In tegenstelling tot het fietsen, wordt er bij het handbiken altijd gebruik gemaakt van synchrone aandrijving waarbij beide armen gelijktijdig dezelfde 360° circulaire beweging maken. Het bleek namelijk dat asynchroon handbiken leidt tot een groter energieverbruik en een verminderde prestatie (Bafghi e.a., 2008; Dallmeijer e.a., 2004; Van der Woude e.a., 2000; Van der Woude e.a., 2008). Dit wordt waarschijnlijk veroorzaakt door de toegenomen spierarbeid in het bovenlichaam om het stuur te stabiliseren om recht door te rijden (Bafghi e.a., 2008).

### Versnellingen

Het voordeel van handbiken ten opzichte van rolstoelrijden zit ook in de mogelijkheid om versnellingen te gebruiken. Met een lichte versnelling kan je bijvoorbeeld in een handbike makkelijk een viaduct over rijden. Daarnaast kunnen mensen met een lage fysieke capaciteit met een lichte versnelling grotere afstanden afleggen in een handbike. Op submaximale inspanningsniveaus leiden verschillende versnellingen tot andere waarden van mechanische efficiëntie en fysieke belasting (Van der Woude e.a., 2000; Van der Woude e.a., 2008; Faupin e.a., 2008a) bij hetzelfde vermogen. Dit wijst op een optimale snelheid voor zowel spiercontractie als voor de controle over de krachtrichting en zo de krachtheffektiviteit. Voor mensen die ondersteuning nodig hebben, is er de e-handbike, waarbij de beweging wordt ondersteund door een elektrische hulpmotor.

### Crank en handgreep

De cranklengte is een factor die de versnellingsratio kan beïnvloeden (Krämer e.a., 2009b) en het beïnvloedt ook de hoeken die de segmenten van het bovenlijf maken naast de spiercontractiesnelheid. Handbikers wordt geadviseerd om een korte crank (180mm) te kiezen om zo efficiënt mogelijk te fietsen (Goosey-



Afbeelding 5. Quadgrip, voor extra ondersteuning van hand en pols voor mensen met beperkte handfunctie.

Tolfrey e.a., 2008). Ook om een hoog piekvermogen te bereiken, wordt een korte cranklengte aanbevolen (26% van de afstand van het acromion tot de crank-as) (Krämer e.a., 2009b). Over de hoek van de handgrepen aan de crank is er nog geen eenduidige conclusie (Krämer e.a., 2009a; Abel e.a., 2015) en is er dus nog meer onderzoek noodzakelijk. Voor mensen met een slechte handfunctie zijn er speciale handgrepen, de 'quadgrips' (afbeelding 5).

In de context van schouderbelasting wordt geadviseerd de crank-as niet boven de schouder te plaatsen (Faupin e.a., 2008a) om zo de bewegingsuitslag van de armen te verminderen. Wat betreft de horizontale crankafstand wordt aanbevolen de afstand te bepalen middels een ellebooghoek van 15°, waarbij een gestrekte arm 0° is (Faupin e.a., 2008a; Arnet e.a., 2014). Met deze ellebooghoek wordt de bewegingsuitslag verminderd als ook de contactkrachten in het schoudergewricht en de belasting op de spieren infraspinatus en supraspinatus. De afstand tussen de twee handgrepen moet ongeveer even breed zijn als de schouderbreedte (Faupin e.a., 2008a; Faupin e.a., 2008b). Voor mensen met beperkte armfunctie kan de optimale afstelling wellicht anders zijn. Een lager crankstel kan dan mogelijk gunstiger zijn omdat er minder tegen de zwaartekracht in bewegen hoeft te worden.

### Zitpositie

Verschillende zitposities in de handbike zijn bestudeerd, zowel in de liggende positie als in de knielende positie waarbij meer vermogen door de romp kan worden geproduceerd (Arnet e.a., 2014; Faupin e.a., 2008b; Faupin e.a., 2006; Faupin e.a., 2008a; Verellen e.a., 2012). Voor mensen met een goede rompstabiliteit is het mogelijk om grotere snelheden te behalen zonder rugleuning dan met een rugleuning onder een hoek van 45° of 65° (Faupin e.a., 2008a). Als er wordt gekeken

naar de schouderbelasting dan is een meer opwaartse rugleuning (60°) beter dan een meer achteroverleunende rugleuning (15°, 30° of 45°) (Arnet e.a., 2012).

### Zit/lighouding

Wat nog niet is onderzocht bij handbiken, is de invloed van een stabiele ergonomische zit- of lighouding op de prestatie. Voor atleten met een hoge dwarslaesie leidt een liggende positie tot een ±15% hoger piekvermogen en zuurstofopname (McLean e.a., 1995). In lig zal men ook meer steun ondervinden aan de rugleuning ten opzichte van een zittende positie. Echter bij een enigszins schuine stand van de rugleuning kan het lichaam van de handbiker onderuit gaan schuiven wanneer er geen wig of ergonomische zit aanwezig is. Ook in lig is het van belang stabiliteit en comfort te ervaren door onder andere steun in de onderrug en, met name bij krachtsverschil links/rechts of asymmetrie (bijvoorbeeld door scoliose), door zijwaartse steun aan bekken en romp. In een stabiele houding heeft de handbiker de mogelijkheid om optimaal kracht uit te oefenen op de pedalen.

### Individuele optimalisatie

In de laatste vijftien jaar is het handbiken steeds populairder geworden en is er in de wetenschap ook meer aandacht gekomen voor optimalisatie van de handbiker en de handbike. Het is belangrijk dat er richtlijnen komen voor trainingen en afstelling van de handbike aan de atleet om optimaal te kunnen presteren en overbelasting te voorkomen. Gestandaardiseerde testen, waarbij de resultaten worden besproken met de atleet en het team eromheen (onder andere trainer, handbikespecialist, tester met ook voldoende kennis van de beperking van de atleet), zijn daarbij belangrijk om de atleet een individueel advies te kunnen geven wat betreft training en afstelling van de handbike om zo tot goud op de Paralympische Spelen te komen. Uiteindelijk zijn de benoemde variabelen niet onafhankelijk van elkaar, daarom is het belangrijk in een optimalisatiecyclus deze opnieuw te evalueren om tot een maximale prestatie te komen.

### Referenties

- Abel, T., Burkett, B., Thees, B., Schneider, S., Askew, C.D., & Strüder, H.K. (2015). Effect of Three Different Grip Angles on Physiological Parameters During Laboratory Handcycling Test in Able-Bodied Participants. *Front Physiol*, 23:331.
- Arnet, U., van Drongelen, S., Scheel-Sailer, A., van der Woude, L.H., Veeger, D.H. (2012). Shoulder load during synchronous handcycling and handrim wheelchair propulsion in persons with paraplegia. *J Rehabil Med*, 44:222-8.
- Arnet, U., van Drongelen, S., Schlüssel, M., Lay, V., van der Woude, L.H., Veeger, H.E. (2014). The effect of crank position and backrest inclination on shoulder load and mechanical efficiency during handcycling. *Scand J Med Sci Sports*, 24:386-94.
- Bafghi, H.A., de Haan, A., Horstman, A., van der Woude, L. (2008). Biophysical aspects of submaximal hand cycling. *Int J Sports Med*, 29:630-8.

Bakkum, A.J., de Groot, S., Stolwijk-Swüste, J.M., van Kuppevelt, D.J.; ALLRISC, van der Woude, L.H., Janssen, T.W. (2015). Effects of hybrid cycling versus handcycling on wheelchair-specific fitness and physical activity in people with long-term spinal cord injury: a 16-week randomized controlled trial. *Spinal Cord*, 53:395-401.

Breukelen, K. van (2013). Rolstoel performance. *Man – Machine – Match*.

Coe, P.L. (1979). Aerodynamic characteristics of wheelchairs. NASA Technical Memorandum 80191.

Dallmeijer, A.J., Zentgraaff, I.D., Zijp, N.I., van der Woude, L.H. (2004). Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord*, 42:91-8.

Dallmeijer, A.J., Ottjes, L., de Waardt, E., van der Woude, L.H. (2004). A physiological comparison of synchronous and asynchronous hand cycling. *Int J Sports Med*, 25:622-6.

Faupin, A., Gorce, P., Campillo, P., Thevenon, A., Rémy-Néris, O. (2006). Kinematic analysis of handbike propulsion in various gear ratios: implications for joint pain. *Clin Biomech*, 21:560-6.

Faupin, A., Gorce, P., Meyer, C., Thevenon, A. (2008a). Effects of backrest positioning and gear ratio on nondisabled subjects' handcycling sprinting performance and kinematics. *J Rehabil Res Dev*, 45:109-16.

Faupin, A., Gorce, P. (2008b). The effects of crank adjustments on Handbike propulsion: a kinematic model approach. *Int J of Industrial Ergonomics*, 38:577-83.

Foster, C., Florhaug, J.A., Franklin, J., Gottschall, L., Hrovatin, L.A., Parker, S., Doleshal, P., Dodge, C. (2001). A new approach to monitoring exercise training. *J Strength Cond Res*. 15:109-15.

Groen, W.G., van der Woude, L.H., De Koning, J.J. (2010). A power balance model for handcycling. *Disabil Rehabil*, 32:2165-71.

De Groot, S., Postma, K., van Vliet, L., Timmermans, R., Valent, L.J. (2014). Mountain time trial in handcycling: exercise intensity and predictors of race time in people with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 52:455-61.

Goosey-Tolfrey, V.L., Alfano, H., Fowler, N. (2008). The influence of crank length and cadence on mechanical efficiency in hand cycling. *Eur J Appl Physiol*, 102:189-94.

Handbiken.nl. Classificatie voor handbikers. [www.handbiken.nl/classificatie\\_voor\\_handbikers](http://www.handbiken.nl/classificatie_voor_handbikers).

Hoekstra, S., Valent, L., van Vliet, L., Grand-jean Perrenod Comtesse, P., de Groot, S. (2015). Valide monitoren van handbiketrainingen. *Sportgericht*, 5:18-22.

Van Ingen Schenau, G.J. (1982). The influence of air friction in speed skating. *J Biomech*, 15:449-58.

Janssen, T.W., Dallmeijer, A.J., van der Woude, L.H. (2001). Physical capacity and race performance of handcycle users. *J Rehabil Res Dev*, 38:33-40.

Kauzlarich, J. (1999). Wheelchair rolling resistance and tire design. In: Van der Woude L, Hopman M, van Kemenade C, editors. *Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion; The State of the art III*. Assistive Technology Research Series, vol. 5. Amsterdam: IOS Press: 158-72.

Krämer, C., Schneider, G., Böhm, H., Klöpfer-Krämer, I., Senner, V. (2009a). Effect of different handgrip angles on work distribution during hand cycling at submaximal power levels. *Ergonomics*, 52:1276-86.

Krämer, C., Hilker, L., Böhm, H. (2009b). Influence of crank length and crank width on maximal hand cycling power and cadence. *Eur J Appl Physiol*, 106:749-57.

McLean, K.P., Jones, P.P., Skinner, J.S. (1995). Exercise prescription for sitting and supine exercise in subjects with quadriplegia. *Med Sci Sports Exerc*, 27:15-21.

Nooijen, C.F., van den Brand, I.L., Ter Horst, P., Wynants, M., Valent, L.J., Stam, H.J., van den Berg-Emons, R.J.; Act-Active Research Group. (2015). Feasibility of Handcycle Training During Inpatient Rehabilitation in Persons With Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 96:1654-7.

Perret, C., Strupler, M. (2012). Tüfteln für den Erfolg! – Optimierung der Aerodynamik im Handbikesport. *Schweiz Zeitschr Sportmed Sporttraum*, 60: 136.

Valent, L.J.M. (2009). The effects of hand cycling on physical capacity in person with spinal cord injury. Amsterdam: Vrije Universiteit.

Verellen, J., Meyer, C., Janssens, L., Vanlandewijck, Y. (2012). Peak and submaximal steady-state metabolic and cardiorespiratory responses during arm-powered and arm-trunk-powered hand-bike ergometry in able-bodied participants. *Eur J Appl Physiol*, 112:983-9.

van der Woude, L.H., Bosmans, I., Bervoets, B., Veeger, H.E. (2000). Handcycling: different modes and gear ratios. *J Med Eng Technol*, 24:242-9.

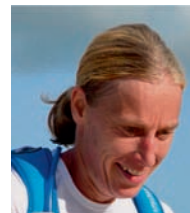
Van der Woude, L.H., Dallmeijer A.J., Janssen T.W.J., Veeger H.E.J. (2001). Alternative modes of manual wheelchair ambulation. An overview. *Am J Phys Med Rehabil*, 80:765-77.

Van der Woude, L.H., Horstman, A., Faas, P., Mechielsen, S., Bafghi, H.A., de Koning, J.J. (2008). Power output and metabolic cost of synchronous and asynchronous submaximal and peak level hand cycling on a motor driven treadmill in able-bodied male subjects. *Med Eng Phys*, 30:574-80.

**Over de auteurs**



Dr. S. de Groot  
Bewegingswetenschapper Reade,  
Amsterdam  
Universitair docent Faculteit  
Medische Wetenschappen/UMCG  
Rijksuniversiteit Groningen (RuG)  
[s.d.groot@reade.nl](mailto:s.d.groot@reade.nl)



Dr. L. Valent  
Bewegingswetenschapper  
Ergotherapeute  
Heliomare, Wijk aan Zee



Dr. R. Vegter  
Universitair docent  
Faculteit Medische Wetenschappen/  
UMCG  
Rijksuniversiteit Groningen (RuG)



Prof. dr. L. van der Woude  
Hoogleraar Beweging, Revalidatie &  
Functioneel Herstel  
Faculteit Medische Wetenschappen/  
UMCG  
Rijksuniversiteit Groningen (RuG)