

(Sport) Rolstoel Performance

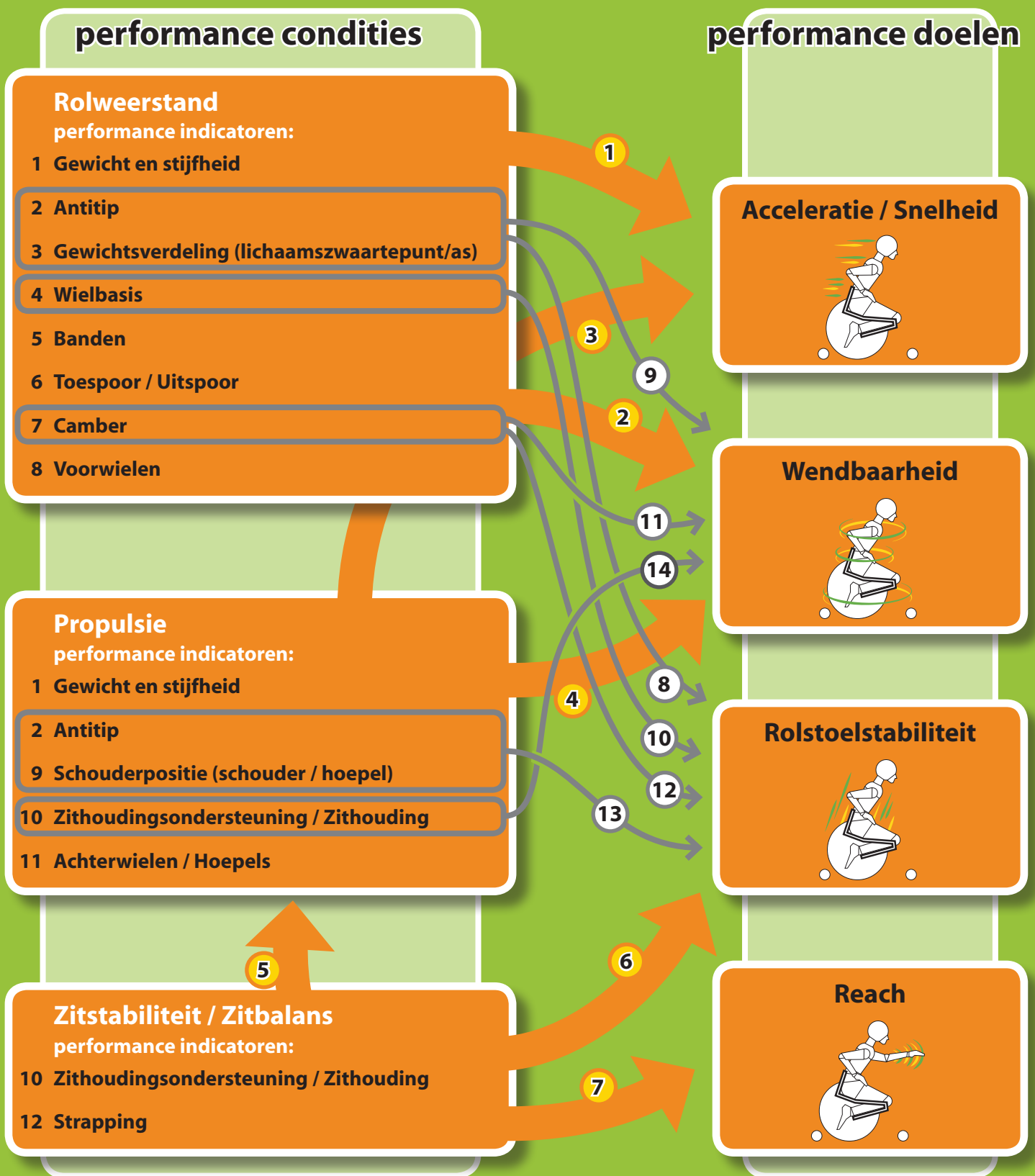


ARM POWERED BY
DOUBLE
PERFORMANCE

*Improving the efficiency
of Armpower!*
in wheelchair-use

**ERGONOMIE
& EXPERTISE**
in rolstoelen & handbikes

Model (Sport) Rolstoel-Performance



model (sport)rolstoel-performance © Double Performance

Inleiding

Rolstoelsport is fantastisch om te doen en fantastisch om bij betrokken te zijn! Rolstoelsport heeft vele fysieke, psychologische en sociale voordelen¹ voor zijn beoefenaars. Door de toenemende belangstelling voor rolstoelsport is er ook een toenemende belangstelling van de wetenschap voor rolstoelsport als onderzoeksterrein. Meestal wordt een driedeling gehanteerd bij rolstoelonderzoek; allereerst is er het onderzoek naar de rolstoelgebruiker, zijnde de motor die de energie en het vermogen moet leveren voor de aandrijving. Vervolgens het onderzoek dat plaatsvindt m.b.t. de voertuigmechanica van de (sport)rolstoel zelf. Op de derde plaats het onderzoek naar de rolstoel-rolstoelgebruiker interactie, welke hoofdzakelijk gaat over de efficiëntie van de krachts- en energie overdracht van de motor naar de rolstoel.

Sportrolstoelen hebben een enorme ontwikkeling doorgemaakt de laatste 15 jaar^{2,3}. Zowel technisch als ergonomisch. Er is echter nog maar weinig bekend over de rolstoelgebruiker interactie voor zover deze invloed heeft op de vergroting van de rolstoelsport-performance^{4,5}.

Dit artikel geeft een overzicht van wat er reeds bekend is op het tweede (rolstoel) en derde (interactie) onderzoeksterrein. (Omdat het eerste onderzoeksterrein, dat van jezelf als motor, hier niet wordt behandeld, wordt geschreven over sportrolstoel-performance en niet over het nog bredere rolstoelsport-performance). Performance-doelen, performance-condities en performance-indicatoren worden in samenhang beschreven. Gebruik wordt daarbij gemaakt van het door Double Performance ontwikkelde (sport) rolstoel performance-model. Alle aspecten die je sportrolstoel-performance beïnvloeden, los van jezelf als belangrijke motor, vind je erin terug.

Sommige onderwerpen, zoals de race-rolstoel-propulsie en de handbike bouw en aandrijving, zijn iets te specifiek om hier te behandelen (voor de handbike-performance kun je elders terecht⁶).

Voor sportrolstoel-performance kun je ook lezen rolstoel-performance. Hoewel het artikel geschreven is met de rolstoelatleet in gedachten, beantwoordt het vele vragen die niet alleen met sport-performance te maken hebben, maar met rolstoel-mobiliteit in zijn algemeenheid. Performance kun je hier zien als rolstoelmobiliteit tot in den extreme doorgevoerd. De 12 genoemde performance-indicatoren zijn immers evengoed van toepassing op de algemene dagelijkse rolstoelmobiliteit (met uitzondering misschien van performance-indicator 12. Strapping).

Ik ben me ervan bewust dat het een lang artikel is. Je kunt echter selectief lezen. Wanneer je het (sport)rolstoelperformance-model als uitgangspunt neemt kun je elk onderwerp, conditie en/of indicator, afhankelijk van je interesse, apart van elkaar lezen.

Veel leesplezier!

Drs. Kees van Breukelen
 Bewegingswetenschapper
 Technisch Directeur Double Performance

Samenvatting

Je rolstoelsport-performance is afhankelijk van jou als motor, je sportrolstoel en de interactie tussen jezelf en de sportrolstoel. In dit artikel (sport)rolstoelperformance worden alle voertuigtechnische en interactie-factoren belicht die, indien goed toegepast, performance opleveren.

Daartoe is een (sport)rolstoelperformance-model ontwikkeld waarin performance-indicatoren, -condities en -doelen in hun onderlinge samenhang getoond en beschreven worden. Met dit model kan de analyse van de (sport)rolstoel-performance op een systematische(r) wijze plaatsvinden.

Drie condities bepalen of de performance-doelen snelheid/acceleratie, wendbaarheid, stabiliteit en reach haalbaar en/of optimaal zijn. Het zijn de condities rolweerstand, propulsie (aandrijving) en zitstabiliteit/zitbalans. Elk van deze drie condities bestaat uit een cluster van performance-indicatoren.

Conditie 1, rolweerstand, bestaat uit de indicatoren gewicht/stijfheid (1), antitip (2), gewichtsverdeling (3), wielbasis (4), banden (5), toespoor/uitspoor (6), camber (7) en voorwielen (8).

Conditie 2, propulsie, bestaat uit de indicatoren gewicht/stijfheid (Deel II), schouderpositie (9), zithoudingsondersteuning/zithouding (10) en achterwielen/hoepels (11).

De derde en laatste conditie, zitstabiliteit/zitbalans, bestaat uit de indicatoren zithoudingsondersteuning/zithouding (Deel II) en strapping (12).

Alle twaalf indicatoren worden uitvoerig belicht nadat eerst de betreffende conditie (rolweerstand, propulsie, zitstabiliteit/zitbalans) zelf beschreven wordt.

Daartoe wordt gebruik gemaakt van onderzoeksgegevens, maar ook van praktijkervaringen gedurende 30 jaar (betrokkenheid in de) rolstoelsport. Dit artikel is bedoeld om zowel de recreatieve als de wedstrijdgerichte rolstoelsporter (rugby-er, basketballer, hockeyer, tennisser, badmintonner, danser en racer) te ondersteunen bij zijn of haar rolstoelsportbeoefening. Dit door het verschaffen van informatie, kennis en inzicht in het gebruik van de sportrolstoel. Ik hoop dat zowel de recreant, wedstrijdspartner en topsporter iets van waarde vinden in de tekst.

Inhoudsopgave

Inleiding 1

Samenvatting 1

Inhoudsopgave 2

Performance-doelen, performance-condities en performance-indicatoren 3

Conditie 1. Rolweerstand 4

Indicator 1: Gewicht/Stijfheid (Deel I) 4

Indicator 2: Antitip 4

Indicator 3: Gewichtsverdeling 4

Indicator 4: Wielbasis 5

Indicator 5: Banden 5

Indicator 6: Toespoor/Uitspoor 6

Indicator 7: Camber 6

Indicator 8: Voorwielen 7

Conditie 2. Propulsie 7

Indicator 1: Gewicht/Stijfheid (Deel II) 8

Indicator 9: Schouderpositie 8

Indicator 10: Zithoudingsondersteuning/Zithouding (Deel I) 10

Indicator 11: Achterwielen/Hoepels 11

Conditie 3. Zitstabiliteit/Zitbalans 13

Indicator 10. Zithoudingsondersteuning/zithouding (Deel II) 13

Indicator 12: Strapping 14

Literatuur 15

Performance-doelen, performance-condities en performance-indicatoren

Performance-doelen

Vraag een rolstoelsporter welke eigenschappen hij (of zij) belangrijk vindt in zijn (haar) rolstoelsport en je krijgt stevast de volgende eigenschappen te horen⁷.

- A. Acceleratie/Snelheid
- B. Wendbaarheid
- C. Stabiliteit
- D. 'Reach' (Reikwijdte)

Logisch, want dit zijn eigenschappen die nodig zijn voor de maximale rolstoelsportprestatie, ongeacht het nivo waarop deze sport beoefend wordt.

Sprintsnelheid heb je nodig om het object te bereiken waar je naar toe wilt, om het even of dit nu een tegenstander, bal, shuttle, net, basket, spelpositie, doel of finishlijn is. Direct bij de start of tijdens dat geplande bewegingstraject heb je een goede **wendbaarheid** nodig om snel van richting te kunnen veranderen door 'turns' of 'pivots', een tegenspeler te ontwijken, faking skills uit te voeren, het gaatje in te duiken wat medespelers voor je gecreëerd hebben of een nieuwe uitgangspositie in te nemen, klaar voor de volgende actie. Juist bij die draaimanoeuvres op hoge snelheid heb je **rolstoelstabiliteit** nodig om te voorkomen dat je omgekeerd op de spelvloer terecht komt. Dat geldt natuurlijk nog meer bij de contactsporten (rolstoelhockey, rolstoelbasketbal en in het bijzonder wheelchairrugby). Met de drie bovengenoemde eigenschappen ben je er nog niet; aangekomen op de plek van bestemming op de speelvloer of juist gedurende het bewegingstraject ernaar toe, heb je vaak reikwijdte/reach nodig om de spelactie tot een goed einde te brengen. Net iets hoger kunnen reiken dan je tegenspeler om de bal te veroveren, net iets verder kunnen reiken om de bal of shuttle te onderscheppen. Een maximale 'reach' hebben, ook om de bal of shuttle op tijd te halen wanneer dit projectiel nog ver van de sportrolstoel verwijderd is, om deze vervolgens te kunnen retourneren⁸. Afhankelijk van de betreffende tak van rolstoelsport kan het accent meer op de ene dan wel op de andere eigenschap liggen.

Het zal niet verbazen dat de belangrijkste eigenschap bij rolstoelraces de snelheid/acceleratie is. Wendbaarheid is hier juist geheel niet gewenst en, door de specifieke constructie van de race-rolstoel, ook beperkt mogelijk.

Voor rolstoelbasketbal en rolstoelhockey zijn uiteraard snelheid/acceleratie, maar zeker ook wendbaarheid belangrijk, alsmede de mogelijkheid een maximale reach uit te voeren. De defensieve of offensieve aangewende 'tilt' bij basketbal (rolstoel op de zijwielen) is een skill om de reach verder nog te vergroten of deze reach te gebruiken om dicht bij de arm van de tegenstander te komen⁵.

In tennis en badminton is er nog meer aandacht voor de wendbaarheid. De tijdsdruk in die sporten is hoog aangezien je op tijd bij de bal of shuttle moet zijn, waardoor wendbaarheid vaak als start van het te kiezen bewegingstraject, zoveel mogelijk tijdswinst moet opleveren om de goede uitgangspositie te verkrijgen, of om tijdig te kunnen retourneren, maar ook de reach naar de bal/shuttle is daarbij van het grootste belang; elke 5 cm die je meer kunt uitstreken, kan het verschil betekenen tussen een niet- of niet-effectieve bal/shuttle retournering en een geslaagde bal/shuttle actie.

Bij het rolstoeldansen ligt het accent, naast houding en uitstraling, op wendbaarheid. De danspartner (combi) of danser zelf (duo) moet met minimale inzet van de armen de rolstoel kunnen laten draaien.

Bij wheelchairrugby tenslotte gaat het om dezelfde bovengenoemde aspecten; snelheid/acceleratie, wendbaarheid en reach.

Rolstoelstabiliteit, ook heel belangrijk bij de andere genoemde rolstoelsporten, neemt hier echter een bijzondere plaats in. Gezien het karakter van wheelchairrugby, met zijn 'hard-hitting-actions', moet er veel aandacht uitgaan naar rolstoelstabiliteit. Elke keer dat de sporter 'om' gaat, betekent immers balverlies en dat heeft in principe een score voor de tegenpartij tot gevolg. Ondanks de harde hits, moet de speler met stoel dus proberen rechttop te blijven.

Snelheid/acceleratie, wendbaarheid, rolstoelstabiliteit en reach, zijn vier eigenschappen die dermate belangrijk zijn dat ze als **Performance DOELEN** gezien kunnen worden. De rolstoelsporter zal, of moet, zijn sportrolstoel zodanig laten bouwen of instellen dat voldaan wordt aan die doelen, al dan niet met het accent op één of meerdere van de vier beschreven doelen.

Performance-condities

De vraag wordt vervolgens welke eigenschappen ervoor zorgen dat de gestelde doelen bereikt worden. Dat is de vraag naar de condities waaraan voldaan moet worden om de doelen acceleratie/snelheid, wendbaarheid, stabiliteit en reach te bereiken. Het zijn er drie;

1. **Rolweerstand:** moet zo laag mogelijk zijn.
2. **Propulsie** (aandrijving): moet zo optimaal mogelijk verlopen
3. **Zitstabiliteit/zitbalans:** ook dit aspect moet in orde zijn om snel, wendbaar, stabiel met de rolstoel te zijn en een optimale reikwijdte mogelijk te maken. Conditie 1, de rolweerstand beïnvloedt direct de snelheid/acceleratie ((sport)rolstoel-performance-model pijl 1) en de wendbaarheid (model pijl 2). Wanneer de rolweerstand immers niet minimaal is, is er teveel weerstand om echt snel te zijn of snel te kunnen wenden en keren. Datzelfde geldt voor conditie 2, propulsie. Wanneer de aandrijving om wat voor reden ook, niet optimaal kan verlopen, zal ook dan de snelheid/acceleratie van de sporter-sportrolstoel combinatie beperkt zijn (model pijl 3) en de wendbaarheid gelimiteerd (model pijl 4).

De zitstabiliteit/zitbalans (conditie 3) van de sporter in de rolstoel is absoluut noodzakelijk voor de performance in en met de sportrolstoel. Die zitstabiliteit/zitbalans beïnvloedt niet alleen de conditie Propulsie (model pijl 5) (en daarmee, indirect, ook de snelheid/acceleratie en wendbaarheid), maar ook de sportrolstoel-stabiliteit (model pijl 6) en de reach (model pijl 7). Zonder zitbalans ben je immers nergens bij een scherpe manoeuvre op snelheid en is je reach (zeer) beperkt.

Performance-indicatoren

Elk van de drie performance-condities wordt bepaald door een cluster van performance-indicatoren. Het zijn de factoren die, indien goed toegepast, zorgen dat de rolweerstand laag is, de propulsie optimaal en met een maximum aan zitstabiliteit/zitbalans (zie (sport) rolstoel-performance model). Maar wordt één of meerdere indicatoren veronachtzaamd dan kan het kaartenhuis in elkaar storten en zal er geen sprake zijn van een optimale rolstoelsport performance.

Een voorbeeld; een wedstrijd-rolstoeltennis-speler vroeg me onlangs om zijn zelfgebouwde carbon tennisstoel te copieren omdat er een nieuwe moest komen na zoveel jaar. Tijdens de performance-check, die vooraf gaat aan de meetprocedure, bleek dat zijn tennisrolstoel een uitspoor had van 2cm. Dat betekent een verdubbeling van de rolweerstand⁹. Daar heeft hij dus jaren mee gereden en dat heeft ongetwijfeld zijn prestaties flink gedrukt zonder dat hij dat zelf wist.

In het hiernavolgende worden de drie performance-conditieclusters onder de loupe genomen. Één voor één worden de 12 performance-indicatoren belicht zodat je uiteindelijk zelf kunt checken, m.b.v. het performance-model en de tekst, of jouw sportrolstoel bouw, afstelling, zitpositie en zithouding in orde zijn. Mogelijk wil je of moet je één (of

meer) indicatoren wijzigen, teneinde je sportrolstoel-performance, en dus je rolstoelsport-performance, te optimaliseren.

Conditie 1. Rolweerstand

Rollen is zo gek nog niet. Het bespaart veel energie t.o.v. andere manieren van voortbewegen. Met een rollende verplaatsing kan met dezelfde hoeveelheid energie een veel hogere snelheid worden gehaald, t.o.v. andere manieren van voortbewegen (fietsen gaat makkelijker dan lopen)¹⁰. Toch zul je moeten blijven pushen om je rolstoel in beweging te houden. Wat veroorzaakt nu de weerstand die je rolstoel, zonder pushen, tot stilstand laat komen? Het gemak waarmee de sporter de rolstoel aandrijft hangt af van de grootte van de weerstandskrachten die werken op de rolstoel: rolwrijving (F_{rol}), interne wrijving (F_{int}), luchtweerstand (F_{lucht}) en de zwaartekracht bij helling om rijden ($F_{helling}$). Het zijn de krachten die de sporter moet overwinnen bij het verplaatsen⁹. De som van die weerstandskrachten ($F_{rol} + F_{int} + F_{lucht} + F_{helling}$) wordt wel de rijweerstand genoemd (F_{drag}) en is bepalend voor de snelheid en wendbaarheid tijdens het rijden. Het vermogen van de sporter (het product van geleverde uitwendige kracht en snelheid; P_0) wordt uitgedrukt in Watt en is samen te vatten tot.

$$P_0 = F_{drag} \cdot v \text{ (waarbij } v, \text{ de snelheid is.)}$$

De interne weerstand wordt met name bepaald door de kwaliteit van de draaiende delen; de lagers. Laten we ervan uitgaan dat die in orde zijn (maar check dit wel). De luchtweerstand speelt vooral een rol bij hogere snelheden en zal dus bij het rolstoelracen erg belangrijk zijn. Voor de overige rolstoelsporten speelt zij echter een veel kleinere rol in vergelijking met de rolweerstand. In dit artikel gaan we derhalve niet in op deze luchtweerstand. Ook de hellingweerstand speelt behalve bij wheelen, handbiken en het oprijden van het podium om je prijs in ontvangst te nemen, geen rol. De formule $P_0 = F_{drag} \cdot v$ kunnen we daarom simplificeren naar $P_0 = F_{rol} \cdot v$.

P_0 = dus het uitwendig vermogen dat de sporter moet leveren, F_{rol} de rolweerstand en v de snelheid van de rolstoel. Dit betekent dat wanneer de rolweerstand verlaagd wordt dit zal leiden tot een lager benodigd uitwendig vermogen bij een constante snelheid¹¹. Of; een hogere snelheid wanneer de sporter evenveel energie blijft leveren.

Het verlagen van de rolweerstand als belangrijkste te overwinnen weerstand bij rolstoelhockey, basketbal, tennis, badminton, dansen en rugby, speelt dan ook een belangrijke rol. Acht performance-indicatoren zullen hier beschreven worden, die een belangrijke rol spelen m.b.t. het verlagen van die rolweerstand. Heb je die indicatoren onder controle, dan weet je zeker dat je sportrolstoel de minst mogelijke rolweerstand heeft.

Het betreft, in volgorde, de performance-indicatoren:

1. Gewicht/Stijfheid (I)
 2. Antitip
 3. Gewichtsverdeling (zwaartepunt-as-positie)
 4. Wielbasis
 5. Banden
 6. Uitspoor/Toespoor
 7. Camber
 8. Voorwielen
- Zie het (sport)rolstoelperformance-model.

Recent wetenschappelijk onderzoek⁷³ geeft aan dat 24" achterwielen een grotere rolweerstand vertonen dan 26" en dus een hogere fysiologische belasting vergen van de rolstoelgebruiker om dezelfde snelheid te genereren. Toch zien we in ons performance-model de achterwielen méér als een propulsie-indicator dan als een rolweerstand-indicator, aangezien de grootte van de achterwielen, voor zaa sportsporten, een grotere impact heeft op de aandrijving dan

op de rolweerstand: boven de 24" valt nog slechts een zeer geringe vermindering van de rolweerstand te bereiken. Om die reden hebben we de achterwielen, als performance-indicator, beschreven onder de conditie propulsie.

Indicator 1: Gewicht/Stijfheid (Deel I)

Rolstoelgewicht en rolstoelstijfheid spelen een belangrijke rol zowel m.b.t. de rolweerstand als m.b.t. de propulsie. Hier wordt de rol belicht van deze indicator m.b.t. de rolweerstand.

De rolweerstand (F_{rol}) wordt vooral bepaald door de zwaartekracht die middels het gewicht van de gebruiker plus rolstoel via de normaalkracht op de rolstoel inwerkt. Dat blijkt uit de volgende formule van de rolweerstand van de rolstoel.

$$F_{rol} = f \cdot (N_1 / R_1) + f' \cdot (N_2 / R_2)$$

Waarbij R_1 en R_2 de radii zijn van voor- en achterwielen. N_1 en N_2 geven het relatieve gewicht op de wielen weer en f en f' zijn de wrijvingscoëfficiënten.

Belangrijk hier is dat je ziet dat gewicht een belangrijke rol speelt op de hoogte van de rolweerstand. Dat begint natuurlijk met je eigen gewicht. We beperken ons hier tot de rol van het gewicht van je sportrolstoel.

Onderzoek heeft aangetoond dat een gewichtsbesparing van 30% leidt tot een rolweerstandvermindering van 10% bij volwassenen¹² en 20% bij kinderen¹³. Lichte sportrolstoelen zijn dus belangrijk om de rolweerstand te minimaliseren. Chromolybdeen (=edelmetaal), aluminium en titanium zijn de materiaal soorten waarvan de sportrolstoel-frames gemaakt zijn. Aluminium en titanium zijn als materiaal lichter dan chromoly, maar dat vindt je lang niet altijd terug in het eindgewicht van de sportrolstoel (extrem voorbeeld is de aluminium wheelchair rugby stoel die zwaar genoemd kan worden). Want niet alleen licht van gewicht is een belangrijke factor maar natuurlijk ook de sterkte. Men spreekt hier over de 'strenght-to-weight ratio'¹⁴. Want je hebt natuurlijk niets aan een superlichte sportrolstoel die niet bestand blijkt tegen de krachten die erop uitgeoefend worden. Te licht kan ook betekenen verlies van stijfheid. Dat kan resulteren in zoveel flexie bij de aandrijfwielen dat een toename van de rolweerstand het gevolg is. (zie ook indicator 6 Uit-spoor/Toe-spoor). De kunst is dus om met behoud van sterkte en stijfheid, het totaalgewicht van de sportrolstoel zo ver als mogelijk is omlaag te brengen om de rolweerstand te minimaliseren. De framebouw speelt hier een grote rol; bij de bespreking van gewicht/stijfheid m.b.t. de propulsie (Deel II) komen we hierop terug.

Indicator 2: Antitip

Om de antitip (antikantelsteun) als performance-indicator op waarde te kunnen schatten, zullen we deze beschrijven in samenhang met indicator 3: gewichtsverdeling. (Ook bij de performance-conditie Propulsie, gaan we de antitip nog een keer tegenkomen; zie model).

Indicator 3: Gewichtsverdeling

Uit de eerder beschreven formule van de rolweerstand $F_{rol} = f \cdot (N_1 / R_1) + f' \cdot (N_2 / R_2)$, kun je aflezen dat het product van $f' \cdot (N_2 / R_2)$, betreffende de voorwielen, groot kan zijn wanneer er veel gewicht op rust (N_2). De straal van het voorwiel is immers heel klein. Een klein wiel als voorwiel heeft dus per definitie een grote rolweerstand en het is dan ook zaak om het gewicht van de sporter zoveel mogelijk naar achter te verplaatsen. Boven de achterwielen dus, die, door de grote straal van het wiel (R_1) een veel kleinere rolweerstand hebben^{15,16}. Elke wedstrijd-rolstoelsporter is op de hoogte van dit fenomeen. Om het gewicht van de sporter zoveel als mogelijk is 'achterin' te

krijgen, moeten de achterwielen dus voorwaarts geplaatst worden of voorwaarts in het frame gelast. Ten opzichte van de moderne ADL-rolstoel kan er minstens 10-15% rolweerstandreductie zijn door die voorwaartse plaatsing van de achterwielen¹⁷. Het massamiddelpunt van atleet en stoel is dan gecentreerd boven de camberbar met de atleet in een actieve houding met de handen bovenop de hoepels (TDC genoemd, Top Dead Center) en de romp rechttop.

Nu komt de antitip als performance-indicator in beeld; zonder antitip kan bovenbeschreven positie van de atleet namelijk niet ingenomen worden zonder gevaar voor achterovervallen. De achterwaartse stabiliteit zou in het geding komen zonder de antitip. Rolweerstand vermindering, door soms extreme gewichtsverplaatsing achterwaarts kan dus alleen maar plaatsvinden omdat een antitip integraal deel uitmaakt van de moderne sportrolstoel. De rolstoelrugbyers begonnen de antitip als eersten te gebruiken begin jaren negentig. Toen was het echter meer een veiligheidsitem dan een performance-indicator. De tennissers ontdekten als tweede rolstoelsport-groep het belang van de antitip voor rolweerstandvermindering, propulsievergroting en balhandelingen (met name bij de service). De basketballers en hockeyers volgden pas later omdat het stoere imago van het rijden zonder antitip plaats moest maken voor het besef van de performance-verhogende kwaliteit van de aanwezigheid van dezelfde antitip. Bij het rolstoeldansen was er discussie over de hoogte van het roterende wieltje van de antitip t.o.v. de grond. Deze zou niet te laag mogen zijn omdat dan niet meer duidelijk zou zijn wie de performance levert; sporter of sportrolstoel. Hoe dan ook, duidelijk wordt hier dat de anti-tip als single-wheel-castor (tennis, badminton, dansen) of als double-wheel-castor (basketbal, hockey en rugby) een noodzakelijk item is om de sportrolstoel-performance te vergroten.

Duidelijk is hier ook geworden dat beide indicatoren (antitip en gewichtsverdeling) dus ook, naast rolweerstandvermindering een duidelijke rol spelen m.b.t. de achterwaartse stabiliteit (sport)rolstoel-performance-model pijl 8). Beiden spelen echter ook een belangrijke, directe rol, bij de wendbaarheid (model pijl 9). Met het naar achter verplaatsen van het gewicht wordt immers de momentsarm t.o.v. de virtuele verticale draaiingsas (die door het midden van de camberbar gaat) kleiner. De massa draagheid neemt daardoor af, met als gevolg dat het draaien rondom die verticale as (sterk) verbeterd, hetgeen een vergrootte wendbaarheid betekent.

Indicatoren antitip en gewichtsverdeling verlagen de rolweerstand (indien goed toegepast) en verhogen daarmee de wendbaarheid (pijl 2), maar hebben dus ook een directe invloed (pijl 9) op de wendbaarheid. Dat onderstreept het belang van beide performance-indicatoren.

Indicator 4: Wielbasis

Zoveel aandacht er is in de literatuur voor de gewichtsverdeling in de rolstoel (indicator 3), zo weinig aandacht is er voor de rol die de wielbasis speelt. Toch is de betekenis van de wielbasis-lengte aanzienlijk. De wielbasis (basis van de wielen) is de horizontale afstand tussen het contactpunt van het achterwiel met de grond en het contactpunt van het voorwiel met de grond aan één kant. Staat het voorwiel dicht tegen het achterwiel aan dan is de wielbasis kort en, andersom, staat het voorwiel ver(der) weg van het achterwiel, dan is de wielbasis lang/langer. Onderzoek¹⁸ levert de volgende gegevens; een sportrolstoel waarvan de wielbasis 15cm langer is (dan bijv. de korte ADL-rolstoel) laat een vermindering van 10% zien van de rolweerstand. De oorzaak hiervan ligt in het feit dat, bij een langere wielbasis, de voorwielen minder belast worden (het aandeel gewicht op de achterwielen neemt weliswaar toe, maar dat is niet erg omdat deze een veel minder grote rolweerstand hebben dan de kleine voorwielletjes). Door die 10% rolweerstandvermindering is minder vermogen benodigd om de rolstoel voort te bewegen.

Anders gezegd; met gelijk blijvend vermogen kan er met een hogere snelheid gereden worden. De wielbasisverlenging van 15 cm levert een halve km per uur snelheidswinst op¹⁸, hetgeen een factor van betekenis is. Het is niet voor niets dat een race-rolstoel zo lang is! Ook voor de laagpunt-speler bij wheelchair-rugby (een speler met verminderde aandrijfmogelijkheden) biedt een langere rugby-stoel hem de meeste performance door de minst mogelijke rolweerstand (gesteld dat de andere indicatoren in orde zijn). Datzelfde geldt voor de rolstoeltennisspeler die, spelend op gravel, vaak de massa van zijn romp voorwaarts heeft. Ook voor hem/haar is een sportrolstoel met langere wielbasis een noodzakelijkheid om de rolweerstand te minimaliseren.

De langere wielbasis speelt ook een rol m.b.t. de voorwaartse stabiliteit ((sport)rolstoel-performance-model pijl 10). Een belangrijke voorwaarde bij met name de contact-rolstoelsporten. In het bijzonder wheelchairrugby; wanneer elke hit aan de voorkant leidt tot vooroverstorting van de stoel-speler-combinatie, dan moet daaruit de conclusie getrokken worden dat de wielbasis te kort is.

Je vindt in het (sport)rolstoelperformance-model geen directe pijl van indicator 4. wielbasis naar performance-doel wendbaarheid. Het is weliswaar zo dat een kortere rolstoel, een rolstoel dus met een kortere wielbasis, theoretisch een verbeterde wendbaarheid te zien zou moeten geven. De massa draagheid verkleint immers wanneer de massa van de rolstoel teruggebracht wordt naar de draaiingsas wat normaal gesproken het geval is wanneer de wielbasis verkort. Wendbaarheid is echter een typisch interface (interactie) aspect. Dat wil zeggen dat pas in combinatie met de rolstoelgebruiker er sprake is van veel of weinig wendbaarheid. Wanneer de rolstoelgebruiker bv. voorwaarts geplaatst is t.o.v. de achterwielen, dan is de wendbaarheid gering. Het verkorten van de wielbasis van zo'n rolstoel in combinatie met het ongewijzigd laten van die voorwaartse zitpositie, verkleint zelfs de wendbaarheid omdat, zie hetgene hierboven beschreven is, de rolweerstand alleen maar toeneemt met het verkleinen van de wielbasis omdat het gewichtsaandeel op de voorwielen vergroot wordt.

Wielbasis: een veronachtzaamde maar desalniettemin belangrijke performance-indicator.

Indicator 5: Banden

In de eerder besproken rolweerstandformule, $F_{rol} = f' \cdot (N_1 / R_1) + f'' \cdot (N_2 / R_2)$, vormen f' en f'' de rolwrijvingscoëfficiënten. Deze zijn afhankelijk van vloercharacteristieken (materiaal, gladheid en hardheid) en bandcharacteristieken (materiaal, profiel en banddruk)¹⁶.

Rolweerstand is voor 90% het gevolg van hysteresis; energieverlies als gevolg van vervorming van band en vloermateriaal tijdens het rollen over (de oneffenheden van) de vloer. Slechts 10% wordt geacht het gevolg te zijn van contactwrijving^{9,19}.

Hoe groter de snelheid hoe kleiner de rolweerstandcoëfficiënt, en daarmee de rolweerstand, omdat bij zeer kortdurende vervormingen (hoge snelheden) de materialen zich stijver gaan gedragen (dus minder vervormen) in verband met het zogenaamd visco-elastische gedrag ervan. Gewone, niet-hoge-druk, banden hebben een rolweerstandcoëfficiënt van 0,01-0,02. Hoge drukbanden, gebruikelijk in de rolstoelsport, hebben een waarde van 0,003-0,008 (bij voorgeschreven spanning en glad hard wegdek)¹⁰.

Aangezien de rolweerstand vooral tot stand komt door vervorming van de band tijdens het rijden, heeft een soepele band een lagere rolweerstand. Door het toevoegen van verschillende materialen, ofwel 'compounds' (bv. silica), kan de fabrikant banden ontwikkelen met specifieke eigenschappen, zoals een lage rolweerstand. Maar sommige eigenschappen gaan niet goed samen. Een band met een lage

rolweerstand zal minder lang meegaan dan een band met een dikkere, minder soepele laag met daarin een antileklaag. Maar hoe belangrijk is een antileklaag bij zaalsporten of bij tennis? Een antileklaag voorkomt immers niet de 'snake bites' (stootlekken), die regelmatig voorkomen bij de contactsporten. Soepele banden hebben niet alleen een lage rolweerstand maar geven ook meer grip en (enigszins) comfort. Dat laatste, comfort, verdwijnt overigens wel weer bij de hoge druk waarmee gereden zou moeten worden.

Het type binnenband heeft ook invloed op de rolweerstand. Monteer je een latex binnenband (i.p.v. de standaard butyl-binnenband), dan neemt de soepelheid toe. Dit zie je direct terug in de rolweerstand; die is zo'n 10% lager dan met een butyl-exemplaar. Latex is soepel waardoor de band goed kan vervormen. Dit levert minder interne wrijving tussen de buiten- en de binnenband op en dus minder weerstand. Latex is echter (nog) poreuzer dan butyl, waardoor je voor elke training/wedstrijd je banden moet oppompen²⁰.

Met het woord 'oppompen' komen we bij het belangrijkste aspect m.b.t. banden; de hardheid. De relatie tussen hardheid en rolweerstand is heel duidelijk; hoe harder hoe beter; minder rolweerstand dus. Maar direct een kanttekening; dat geldt allen voor een harde ondergrond bijv. een houten zaalvloer. Een druk van 14 bar geeft op zo'n harde houten zaalvloer de minste rolweerstand²⁰. Zo'n druk kan alleen geleverd worden door een tube (band waar de binnenband in genaaid zit) en niet door de zgn. draadbanden (banden met een binnenband). Deze laatste kan meestal een druk aan van 8 bar, soms 10 bar. Hoe hoger de druk, hoe minder overigens het comfort. Performanceverhoging wordt echter, terecht, verkozen boven comfort door de wedstrijd gerichte rolstoelers. Bij de helft van de voorgeschreven spanning, neemt de rolweerstand met maar liefst 30% toe¹⁰. Wanneer de bandenspanning zakt van 100 psi (bijna 7 bar) naar 50 psi (3,5 bar) dan neemt het energieverbruik 12% toe. Zakt de spanning van de 7 bar naar 25 psi (bijna 2 bar) dan neemt het energieverbruik maar liefst 24% toe¹¹. In de dagelijkse gebruikssituatie, maar soms ook in de sport, komen we deze lage banden spanning toch regelmatig tegen, hoezeer dit ook in tegenspraak is met het leveren van prestaties. Pompen dus!

Toch moeten de banden niet altijd knetterhard zijn. Een zachte zaalvloer vraagt om een mindere druk. Hardere banden leiden tot vervorming van de vloer en snijden zich hierdoor al het ware in de vloer, wat leidt tot verhoogde rolweerstand en dus tot verlies van snelheid²¹. Tubes hebben hier dus weinig zin, tenzij ze tot ± 5 á 6 bar opgepompt worden. Een zachtere band heeft weliswaar een groter contactoppervlak met de vloer en dus een hogere rolweerstand (er vindt immers meer vervorming plaats), maar kan daarentegen op een zachte ondergrond dit 'insnijden' voorkomen⁹ en daarmee toch een lage rolweerstand tot gevolg hebben. Daarnaast neemt de grip toe.

Er bestaat een veelverbreid misverstand over de breedte van de band. Smaller wil niet zeggen beter voor wat betreft de rolweerstand! Bij een smallere band zal het karkas meer moeten vervormen, wat meer energie kost en dus een hogere rolweerstand oplevert. Rolstoelersporters kunnen beter kiezen voor banden met een breedte van ± 23 -25 mm i.p.v. 18-20 mm¹¹.

En profiel...? Profiel vergroot de rolweerstand alleen maar. Weglaten dus²².

Welke banden er als beste uit de bus komen in de test van het blad Fiets voor wat betreft rolweerstand? De continental grand Prix 4000s, met latex of (ietsje meer rolweerstand maar nog steeds heel goed) butyl binnenband. In de stoot-lek-test scoort deze band echter beduidend minder. Gek genoeg geen tube dus.... De continental is er alleen in de maat 559 (25 inch) en 571 (voor de handbikers)

Indicator 6: Toespoor/Uitspoor

Uitlijning van de achterwielen van de sportrolstoel, ook wel toe-spoor en uit-spoor genoemd (toe-in/toe-out) heeft een grote invloed op de rolweerstand. Wanneer de achterwielen, ook wanneer ze camber hebben, niet parallel staan t.o.v. elkaar, dan is er sprake van een sterke toename van de rolweerstand. Wanneer de horizontale afstand tussen de achterwielen gemeten aan de voorkant (op as-hoogte), groter is dan de horizontale afstand aan de achterzijde, dan spreekt men van uitspoor (toe-out). Is de gemeten afstand aan de voorzijde kleiner dan aan de achterzijde van het wiel, dan spreekt men van toespoor (toe-in). De rolweerstand neemt kwadratisch toe naarmate de achterwielen minder parallel staan¹⁹. Het snelheidsverlies is hierdoor aanzienlijk²³. Een lichte afwijking van het loopvlak van 1 graad (wat overeenkomt met \pm één cm) aan elke kant, heeft een verhoging van de rolweerstand met een factor 2 tot gevolg^{9,24}.

De invloed van toespoor en uitspoor op de rolweerstand en dus op de acceleratie/snelheid en wendbaarheid is dus heel groot. Voor het optimaal presteren is het dus noodzakelijk dat de sporter dit principe kent en onder controle houdt. Een zgn. 'uitspoor-meter' behoort dan ook vaak tot het basisequipment van de (wedstrijd) rolstoelracer.

Indicator 7: Camber

In recente literatuur⁷ wordt aangegeven dat er meer onderzoek gedaan moet worden naar de relatie tussen camber (schuinstand van de achterwielen) en rolweerstand omdat de onderzoeksuitkomsten nogal eens wisselen wat dit betreft. Zo duidelijk als de rol van uitspoor/toespoor is op de relatie met rolweerstand (indicator 6), zo ondoorzichtig is de relatie camber-rolweerstand. Dat zit zo; in 1981 gaf O'Reagan²⁴ aan dat een toenemende camberhoek geen nadelig effect heeft op de rijweerstand. Volgens Weege²⁵ in 1985 echter, zou een toenemende camberhoek wel degelijk leiden tot een verhoogde rolweerstand. Dat was aanleiding voor de onderzoeksgroep aan de VU in Amsterdam om hier onderzoek naar te doen. Zij besluiten op grond van dit onderzoek in 1989 dat een toenemende camberhoek géén nadelig effect heeft op de rolweerstand²⁶. Buckley sluit zich hierbij aan door in 1998 te concluderen dat er geen relatie is tussen camber en rolweerstand²⁷. Ook Kauzlarich, gezien als een expert op het gebied van de relatie tussen voertuigtechniek en rolweerstand, geeft in zijn artikel 'wheelchair rolling resistance' aan dat 'camber of the rear wheels does not effect the rolling drag over a range of camber from 0 to 10 degree'²⁸. Dat is in 1999. In 2004 draait Faupin het weer om; de rolweerstand neemt proportioneel toe met camber omdat het contactvlak tussen de banden en vloeroppervlak groter wordt²⁸, zo is zijn stelling. Hij besluit dat naar aanleiding van sprintonderzoek met rolstoelbasketbalatleten. Maar die atleten maken (natuurlijk) gebruik van basketbalrolstoelen waarvan de camber méér dan de 10° bedraagt, waar Kauzlarich zijn onderzoek op stelde.

Tijd voor nieuw onderzoek dus op de VU in 2010. Nu met een rolstoel waarbij de camberstand variabel was van 5° tot 20°. Door middel van een sleeptest werd de rolweerstandcoëfficiënt bepaald. En wat blijkt? Deze rolweerstandcoëfficiënt wordt hoger naarmate de camberstand toeneemt. (Deze varieert van 0,0045 bij 0° camber tot 0,0074 bij 20° camber).

Voor een handbike is vervolgens bekeken wat de consequentie hiervan is. De atleet moet 2% meer energie leveren om een snelheid van 36 km/uur te rijden met een handbike waarvan de wielen in 8° camber staan t.o.v. dezelfde handbike met 0° camber van de wielen²⁹. Zoals eerder besproken neemt de rolweerstandcoëfficiënt bij hoge snelheden (wat 36 km/uur is) echter af. Hieruit kunnen we concluderen dat bij de lagere snelheden van de overige rolstoelersporters deze coëfficiënt eerder hoger dan lager wordt en de rolweerstand daarmee groter.

In de meest recente literatuur m.b.t. rolstoelsport⁵ gaat de auteur er vanuit dat camber de rolweerstand vergroot. Zij doet dit op grond van de onderzoeksgegevens van Faupin (uit 2004). 'Rolling resistance increases proportionally with camber because the contact area between the tyres and the ground becomes larger. Athletes should find a balance...'⁵.

Maar welke balans? Daarvoor moeten we eerst weten wat camber nog meer doet. De rol die camber speelt m.b.t. de rolweerstand is misschien niet zo duidelijk, de rol m.b.t. de wendbaarheid is dat echter wel. Camber vergroot de wendbaarheid (enorm). Om dit inzichtelijk te maken; rol een muntstuk over de vlakke vloer. Op het moment dat deze schuin naar één kant gaat hangen wanneer deze bijna uitgerold is, gaat hij ook rollen in de richting waarnaar hij hangt. Het schuine linkerwiel van de sportrolstoel wil de rolstoel naar rechts laten rollen. Het schuine rechterwiel wil de rolstoel naar links laten rollen. Resultaat; de rolstoel loopt mooi rechtdoor. Wanneer je echter het ene wiel ineens stilhoudt of zelfs naar achteren trekt en het andere wiel naar voren dan heb je het rollende munt-effect versterkt. Resultierend in een veel groter draaivermogen dan zonder camber. Hoe schuiner, hoe groter het draaivermogen op de plaats. Bij 18° camber ligt een kritische grens voor de wendbaarheid van de sportrolstoel in beweging. Boven die 18° blijkt de dynamische wendbaarheid niet groter te worden⁷³. In het (sport)rolstoel-performance-model vind je de directe invloed van de camber op de wendbaarheid terug via pijl 11.

Door de camber wordt het grondvlak van de sportrolstoel (sterk) verbreed. 18° camber maakt de rolstoel plus minus 18 cm aan elke kant breder; een 36 cm bredere basis dus. Het zal duidelijk zijn dat de laterale (zijwaartse) stabiliteit hierdoor sterk toeneemt hetgeen een groot voordeel is, met name in de contactsporten ((sport)rolstoel-performance-model pijl 12)). Sommige spreken ook over 'improving the accessibility to the hand rims'⁵. De hoepel wordt door camber beter toegankelijk voor de handen om deze aan te drijven. Tot slot; handen en vingers worden beschermd door de camber, aangezien de onderkant van het wiel het eerste contactpunt wordt bij zijwaartse impact.

Terug naar de rolweerstand. Als de camber de rolweerstand verhoogt dan zal dat ten eerste heel weinig zijn en ten tweede, méér duidelijk in het traject 10-20 graden. Je zal de balans moeten opmaken hoeveel camber je ingebouwd wilt hebben in je sportrolstoel. Rekening houdend met het belang van de andere performance-doelen die je wilt bereiken zoals wendbaarheid en (zijwaartse)stabiliteit.

Indicator 8: Voorwielen

Naast performance-indicator 4; wielbasis, behoort performance-indicator 8; voorwielen, tot de onderwerpen waar weinig aandacht van de rolstoelporter naar uitgaat. Onterecht.

Een groot voorwiel (ADL) heeft reeds een acht keer zo hoge rolweerstand in vergelijking met het achterwiel op een harde ondergrond³⁰. In de rolstoelsport worden nog (veel) kleinere voorwielen gebruikt (en is de zaalvloer ook nog eens zacht vaak) waardoor die rolweerstand alleen nog maar zal toenemen. Wat kunnen we daaraan doen?

In de eerste plaats moet het gewicht eraf. We hebben dat bij performance-indicator 3 (gewichtverdeling) reeds beschreven. Zover mogelijk de achterwielen voorwaarts plaatsen. Met behulp van performance-indicator 2; de antitip, kan dat ook. Blijf je namelijk met het totaal-zwaartepunt van jezelf en stoel zo'n 6 cm voor de camberbar zitten dan is het aandeel rolweerstand, veroorzaakt door de voorwielen, nog steeds zo'n 35%¹⁸. Veel te veel dus!

Op de tweede plaats moet je aandacht schenken aan het type voorwiel dat je plaatst. De standaard 3" (72, 76, 78 mm) skeelerwielletjes hebben een ronde top; prima voor een harde zaalvloer maar niet voor de zachte vloeren waarop getraind, maar waarop ook wedstrijden gespeeld worden. Hoewel het tegenstrijdig klinkt, kunnen dan beter nog kleinere (50, 60 mm) wielletjes gekozen worden, maar dan wel met een vlakke top. Dergelijke voorwielen snijden niet in de zachte zaalvloer of gravelbaan en hebben daarom een lagere rolweerstandcoëfficiënt en dus minder rolweerstand. Tevens doen ze op de harde houten vloer zeker niet onder voor de standaard 3" voorwielletjes.

Informeer eens in een skeelerspecialzaak en vraag naar de hardste 'compound'-wielletjes. Die geven geen comfort maar leveren de minste rolweerstand en daar gaat het hier om. Laat er dan gelijk kwalitatief goede lagers inzetten!

Conditie 2. Propulsie

Het rijden in een rolstoel lijkt op het oog simpel, maar is toch complex. Er is reeds veel wetenschappelijk onderzoek naar gedaan. De mechanische efficiëntie, maat voor het rendement, is bij rolstoel rijden gering; slechts zo'n 10% (rolstoelracers 12%). Ter vergelijking; bij handbikers is dit 15% en bij fietsers 20%³¹⁻³³. Slechts 10% van het vermogen wat je erin stopt komt ten goede aan de voortbeweging. De rest van de energie gaat verloren. De verklaring hiervoor moet gezocht worden in de ineffectieve krachtrichting en in het gegeven dat het schoudergewricht gestabiliseerd moet worden tijdens de aandrijving. Dat kost energie. Wat de krachtrichting betreft; de totale krachtvector bestaat enerzijds uit een krachtdeel ten behoeve van vermogensleverantie en anderzijds uit de voorwaardelijke krachten die de koppeling van hand en hoepel verzorgen en daarvoor onder andere frictie tussen hand en hoepel opbouwen, waardoor het leveren van arbeid mogelijk wordt. Alhoewel die voorwaardelijke krachten benodigd zijn, dragen ze niet bij aan het eigenlijke rondraaien van de hoepel-wielcombinatie. Alleen de krachtscomponent die loodrecht op de straal van het wiel gericht is, draagt bij aan de beweging. Deze 'fraction effective force' (FEF) varieert met waardes tussen de 40 en 90% en wordt systematisch lager bij een hogere handsnelheid⁹.

De aandrijfkraften zijn dus niet 100% efficiënt omdat het lijf het niet voor elkaar krijgt om gedurende de geleide beweging alleen maar loodrecht op de straal van het wiel te duwen. De propulsiekracht wordt (teveel) in de richting van de wielas uitgeoefend en is daarom niet 100% effectief. Bovendien blijkt de koppeling van de hand aan de hoepel de effectieve kracht nog eens tegen te werken³⁴. Toch heeft het geen zin om rolstoelgebruikers te adviseren om loodrecht op de straal van de hoepel te duwen. De ineffectieve vorm van krachtleverantie, schijnt paradoxaal genoeg toch de meest efficiënte oplossing te zijn voor het rijden in een hoepelrolstoel. Maar... door de rolstoelafstelling kunnen we de effectiviteit wel proberen te vergroten. Wanneer de rolstoel te breed is bijv. zal de horizontale afstand tussen schouder en hoepel toenemen; dat alleen al verlaagt de efficiëntie behoorlijk. Volgens Traut³⁴ kan dat wel eens betekenen dat je daardoor 10% minder afstand kunt afleggen. De positie van de schouder ten opzichte van de hoepel speelt een grote rol om te proberen de effectiviteit van de aandrijving te vergroten. Bij de bespreking van indicator 9 schouderpositie, komen we hierop terug.

Laten we hier nog wat andere parameters van de propulsie bekijken, te weten slagtechniek, contacttijd aan de hoepel en frequentie van aandrijven.

In 1987 werd reeds de bewegingsbaan van de pols tijdens de aandrijving in kaart gebracht¹⁵. Verschillende slagtechnieken werden onderscheiden; de banaan-techniek (pols gaat dezelfde weg terug in de recuperatie-fase als in de propulsie-fase), de ui-techniek (hand

komt na de push omhoog en gaat dan terug naar de hoepel voor de volgende push) en de walnoot-techniek (de hand valt ontspannen naar beneden na de push en gaat na de pendel terug naar de hoepel voor de volgende slag). Later wetenschappelijk onderzoek^{35,36} heeft er andere termen aangehangen; 'arc' of 'pumping' voor de banaantechniek, 'SLOP' (single loop over propulsion) en 'DLOP' (double loop over propulsion) voor de ui-techniek en 'semicircular' voor de walnoot-techniek.

Welke slag is nu de meest efficiënte? Deze vraag is moeilijk te beantwoorden. Voor niet-gehandicapte rolstoelrijders werd gevonden dat 'pumping' energetisch gezien het meest gunstig is^{37,37}. Toch komt Boninger³⁵ met de aanbeveling om lange, vloeiende slagen te maken waarbij zoveel mogelijk contact met de hoepel moet zijn per slag en de hand, wanneer die loskomt van de hoepel, gewoon ontspannen naar achter moet pendelen. Hij pleit dus voor de walnoot-techniek/semicircular push-patroon. Maar... in je sportactie zul je daar vaak geen tijd voor hebben; de hand zal vaak zo snel mogelijk terug moeten naar de hoepel voor de volgende push. De banaantechniek ('pumping') is dan beter op z'n plaats.

De duwtijd aan de hoepel bedraagt tussen de 20 en 40% van een aandrijfcyclus en is het kleinst wanneer de snelheid hoog is³⁸. Een onderzoek³⁹ met basketbalspelers geeft aan dat, hogere punt spelers een kleinere slaghoek hebben en een korter hoepelcontact. Als verklaring wordt gegeven dat er in de korte tijd toch meer kracht overgebracht wordt door deze spelers omdat er meer te duwen valt doordat deze spelers meer spieren ter beschikking hebben voor de aandrijving. Maar ja, alleen al het feit dat deze hogere punt spelers veelal ook hoog zitten kan net zo goed een verklaring zijn voor het kortere hoepelcontact.

Wat de slagfrequentie betreft; die moet je gewoon zelf kiezen. Onderzoek³⁸ geeft namelijk aan dat de cardio-respiratoire belasting toeneemt wanneer de atleet gedwongen wordt te rijden met een hogere of lagere frequentie dan de eigen zelfgekozen frequentie.

Veel vragen m.b.t. propulsie zijn nog onbeantwoord. Toch kunnen een aantal aanbevelingen gedaan worden m.b.t. voertuigtechnische en interface (interactie) aspecten. Deze komen terug in de hierna volgende te bespreken performance-indicatoren. We behandelen hier achtereenvolgens:

1. Gewicht en stijfheid (Deel II)
 9. Schouderpositie
 10. Zithoudingsondersteuning/zithouding (Deel I)
 11. Achterwielen/hoepels
- Zie het (sport)rolstoel-performance-model.

Indicator 1: Gewicht/Stijfheid (Deel II)

De rol van rolstoelgewicht en stijfheid is eerder belicht m.b.t. de rolweerstand. Hier wordt de rol van het rolstoelgewicht en stijfheid besproken m.b.t. de propulsie.

'In competitive sport, using a lighter wheelchair is essential because the chair has less inertia (resistance to acceleration) and therefore is easier to accelerate and turn⁵. Niet alleen het rolstoelframe moet licht zijn, maar ook de wielen; lichtgewicht wielen brengen niet alleen het totaalgewicht naar beneden, maar hebben ook een lager inertiemoment, als gevolg van minder roterende massa, wat een snellere acceleratie als gevolg heeft.

In 2002 werd op de universiteit van Manchester een studie gedaan naar het effect van gewichtsvermindering door het gebruik van verschillende rolstoelframe-materialen. Het onderzoek werd gedaan met rolstoelbasketbalatleten die allen in topconditie waren. Bedoeling was om concrete data te verkrijgen over de performance verschillen tussen titanium en chromolybdeen basketbalframes.

De 26% gewichtsbesparing van titanium in vergelijking met de chromoly frames hebben tot resultaat een 25% verbetering van de acceleratie, 5,5% vergroting van de snelheid en 15% verminderde energiebehoefte⁴⁰. De natuurkundige formule $F = m \cdot a$ ($F =$ kracht, $m =$ massa en $a =$ versnelling) laat direct zien wat er gebeurt wanneer de massa vermindert; bij gelijkblijvende kracht op de hoepels neemt dan je versnelling toe. Of; voor een gelijkblijvende versnelling heb je nu minder kracht nodig.

Praat je over gewicht dan moet je ook over stijfheid praten. De verhouding tussen sterkte en stijfheid van titanium lijkt op die van staal, maar dan met 40% minder gewicht. Titanium is echter minder stijf dan aluminium. Het kan net als staal enorm vervormen vóórdat het breekt. Een titanium rolstoelframe dat even stijf is als een aluminium rolstoelframe, is per definitie zwaarder, maar... weer stukken sterker en duurzamer⁴¹. Recent⁴² speelt er een discussie in de wielersport naar de ondergrens van het gewicht bij racefietsen. Het terugbrengen van het framegewicht kan namelijk ook de vermindering van de stijfheid tot gevolg hebben. Wanneer de stijfheid van het rolstoelframe vermindert wordt de kans vergroot dat aandrijvingsenergie verloren gaat: de rolstoel voelt dan niet 'responsive'. Het is energie die dan niet ten goede komt aan snelheid/acceleratie en wendbaarheid. Het gaat er dus om het gewicht te minimaliseren met behoud van stijfheid. Hoe? De evolutie van de sportrolstoel de laatste 10 jaar is die van de verschuiving van 'meer-modulen-frames' naar 'minder-modulen-frames'. Uitsluitend high performance-rolstoelen worden nu nog gebruikt in de rolstoelsport. De definitie hiervoor is een sportrolstoel die bestaat uit maximaal 3 framemodulen. In de meeste takken van rolstoelsport worden reeds sportrolstoelen gebruikt die uit slechts 2, en steeds vaker, 1 frame-module bestaan. De voetensteun is opgehangen achter de dichtgelaste voorkant of is zelf vastgelast. De camberbar (asbuis) maakt ook integraal deel uit van het frame. De rationele hiërarchie is de volgende; minder frame-delen betekent toegenomen stijfheid waardoor zoveel mogelijk aandrijvingsenergie, via de handen op de hoepels overgebracht, ten goede komt aan snelheid/acceleratie en wendbaarheid. Andersom: meer framedelen betekenen een grotere flexibiliteit in het frame, meer verlies van aandrijvingsenergie en dus een gereduceerde performance^{43,44}. Vicky Goosey-Tolfrey hierover⁵: '... the frames are rigid and built with lightweight material. Adjustable joints of wheelchair frames consume power during force transmission'. Steeds meer high performance sportrolstoelen bestaan dus uit één gelaste constructie, zonder 'joints' (verbindingen) en moeten dus individueel aangemeten worden.

Ook het design van het rolstoelframe speelt hier een grote rol. Begin jaren negentig speelden we nog rugby met minimal-frame-concept-rolstoelen (Küschall). Alhoewel dit reeds categorie 2 rolstoelen waren (twee-modulen; frame en camberbar, voetsteun vastgelast) was het design (L-vormig frame) natuurlijk totaal ongeschikt om de hits te weerstaan. Box-frame designs zijn nu standaard geworden in de contactsporten, omdat ze stijfheid en sterkte combineren en met de juiste materialen, zoals 7020-aluminium of titanium, ook lichtgewicht kunnen zijn.

Indicator 9: Schouderpositie

Positie en 'posture' worden nogal eens verward. Lichaamspositie is iets anders dan lichaamshouding. De positie van het lichaam, meer specifiek de schouder, t.o.v. de aandrijfhoepel komt hier aan de orde. De lichaamshouding (stand bekken, wervelkolom en ledematen) wordt bij performance-indicator 10 besproken.

De positie van de schouder t.o.v. de aandrijfhoepel kunnen we, in het zijwaartse aanzicht, verticaal bekijken (zithoogte) en horizontaal. Bij de horizontale schouderpositie gaat het om de horizontale afstand van de schouder t.o.v. wiel of wielas. Bij de verticale schouderpositie

gaat het om de verticale afstand. Om gedetailleerder het belang van de schouderpositie als performance-indicator op de propulsie te kunnen beschrijven, is onderscheid tussen verticaal en horizontaal hier van belang. In 1989 komt Traut³⁴ al met twee aanbevelingen voor beide posities van de schouder t.o.v. de aandrijfhoepel. Verticaal; de schouder, en dus zithoogte, moet zodanig zijn dat de onderkant van de 90° gebogen onderarm (bij rechtop zitten) zich 5 cm boven de hoepel bevindt. Horizontaal; de loodlijn van de schouder in die rechtop zittende houding zou 7,5 cm achter de achterwiel-as moeten vallen. Let wel; dit gaat om de ADL-situatie.

In 1992 meld Mässe⁴⁵ dat wanneer de schouder laag staat (en de zithoogte dus laag is) er dan minder spieractiviteit nodig is en een grotere slaghoek aanwezig is. Van der Woude⁹ geeft in 1997 aan dat de hoek van de elleboog $\pm 110^\circ$ moet zijn bij rechtop zittende houding en de hand bovenop de hoepel, ($180^\circ =$ arm gestrekt) om zo efficiënt mogelijk te rijden en dat de FEF (fractie van de effectieve aandrijfkraft) vermindert bij hoger zitten⁴⁶.

Schantz⁴⁷ concludeert in 1999 dat wanneer de palmen van de hand zich op dezelfde hoogte bevinden als de wielas (rechtop zittende houding), dit mogelijk de meest optimale zithoogte/verticale schouderpositie t.o.v. het wiel is.

Boninger³⁵ associeert in 2005 een lage verticale schouderpositie met een grotere contacthoek, een lagere frequentie van aandrijven en dientengevolge een hogere mechanische efficiëntie. Ook hij haalt de 110° van Van der Woude aan in de ellebooghoek maar nuanceert de conclusie van Schantz door te stellen dat niet de palm van de hand de as moet raken maar de vingertoppen. Ook wanneer de horizontale schouderpositie t.o.v. het wiel groter wordt zou de slaghoek toenemen en de aandrijffrequentie afnemen. Al deze bevindingen zijn gedaan in de ADL-situatie en niet in de sportsituatie.

Sport: je schouderpositie moet je relateren aan je rompfunctie én aan datgene wat je sport vraagt. Tennis en basketbal vragen, door de aard van de sport (een net waarover heen geslagen moet worden en een hoge basket) om hogere zitposities, hogere schouderposities dus, dan hockey en rugby, waar de acties laag plaatsvinden en snelheid en stabiliteit meer bepalend zijn dan hoogte.

De schouderpositie kan niet bekeken worden zonder de rompfunctie erbij te betrekken. Om dit te verduidelijken gaan we twee concepten, in onderlinge samenhang, beschrijven. Het ene concept is dat van AP versus ATP, arm-power versus arm-trunk/romp-power. En het andere concept is dat van de natuurkundige wetmatigheid Actie = Reactie. We hebben reeds gezien dat de aandrijfkraft schuin benedenwaarts gericht is. Zo'n actiekraft heeft een reactiekraft tot gevolg. Die reactiekraft is tegengesteld gericht aan de aandrijfkraft en is dus schuin-achter-opwaarts gericht. Die reactiekraft wil je romp dus omhoog en naar achteren brengen. Je zal deze neiging moeten weten op te vangen want anders gaat je romp ook schuin achterwaarts omhoog bij de push. Op zichzelf niet erg ware het niet dat daardoor de effectiviteit van je aandrijvingkraft teniet gedaan wordt. Simpel gezegd; om goed te kunnen duwen heb je een afzetvlak nodig. Dat afzetvlak kan gevormd worden door je romp en rugleuning, mits ... je rompfunctie, zeg maar buikspierfunctie, hebt! Heb je die niet of in (sterk) verminderde mate, dan gaat je romp omhoog en naar achter tijdens elke push en vermindert de effectiviteit van je aandrijving aanzienlijk. Heb je die rompfunctie/buikspierwerking wel, dan heb je effectieve ATP (arm-trunk-power) aandrijving omdat de reactiekraft van je aandrijfkraft gecounterd wordt, hetgeen je aandrijfkraft effectief maakt. Daarnaast creëert de ATP-aandrijving, door verhoogde werking van de rompspieren 'trunk stiffness', hetgeen de wervelkolom stabiliseert en doordat de rompstabiliteit vergroot⁴⁸. Het gewicht van de romp vormt nu een extra aandrijfkraft^{49,50} en de rompbeweging voor-beneden-waarts, die veroorzaakt wordt door zwaartekraft en buikspierwerking, vergroot de aandrijfhoek op de hoepel waardoor er meer tijd is om de kraft over te brengen. Basketballers met rompfunctie zitten dan ook, mede door de aard

van het spel, vaak hoog in de sportrolstoel, een hoge schouderpositie dus. De rompfunctie maakt het hen mogelijk de ATP aandrijving goed te benutten dwz; veel aandrijfkraft (die van armen en romp) en een toch relatief grote aandrijfhoek omdat de schouder, door de effectieve rompbeweging voor-beneden-waarts, omlaag gebracht kan worden bij elke push.

Wat betekent dit nu voor degenen zonder actieve rompfunctie? Zij moeten zich niet blind staren op die krachtige ATP-aandrijving middels rompfunctiviteit maar een eigen schouderpositie t.o.v. de hoepel aannemen die alles uit de AP (arm-power) aandrijving haalt. Het handbiken heeft dit ± 10 jaar geleden al laten zien. Het ATP-handbiken was destijds zo populair dat ook atleten met (sterk) verminderde rompfunctie dit gingen proberen. Het duurde echter maar één seizoen om erachter te komen dat die effectiviteit van aandrijving er niet is wanneer de buikspieren niet (goed) functioneren. Want nogmaals; wanneer je de reactiekraften van de push niet kunt counteren dan verliest de aandrijfkraft snel aan hoogte en wordt dus (veel) minder effectief. Die handbikers, zonder of met beperkte rompfunctie, liggen nu allemaal plat achterover en benutten op deze manier voor 100% de AP-aandrijving. Waarom? Omdat de lange rugleuning die hun romp in de liggende positie ondersteunt de reactiekraft van de aandrijvingkraft opvangt. Die lange rugleuning vormt dus het afzetvlak waar vanaf het goed duwen is (even los van het grote aerodynamische voordeel).

Kan de rolstoelporter zonder of met beperkte rompfunctie ook een zithouding/schouderpositie aannemen die de (AP-)aandrijving zo effectief mogelijk maakt? Zeker wel! Wanneer we terugredeneren, komen we vanzelf uit bij de gewenste schouderpositie voor atleten zonder (of met beperkte) rompfunctie. Als de romp niet kan dienen als afzetvlak omdat de buikspieren niet (of beperkt) werken, moet er een ander afzetvlak gezocht en benut worden dat de reactiekraft gaat opvangen. De rugleuning moet en gaat deze functie vervullen. Nu staat deze min of meer verticaal, hetgeen betekent dat de op te vangen reactiekraft een sterke horizontale component moet hebben (pas dan is het counter-effect maximaal). Dat betekent vervolgens dat de actiekraft, de push, ook zoveel mogelijk horizontaal gericht moet zijn. En daarvoor moet de schouder... laag zitten en naar achteren t.o.v. het wiel. Laag omdat dan de push niet zo zeer benedenwaarts gericht is, zoals bij de hoge schouderpositie/zithouding, maar meer voorwaarts waardoor de actiekraft, en dus ook de reactiekraft, meer horizontaal komt. De schouder moet ook achterwaarts t.o.v. het wiel geplaatst worden. De push is immers een geleide beweging aan de hoepel. Wanneer de schouder alleen laag is, maar niet naar achter geplaatst is, dan zal de push toch heel snel, door de geleide beweging, naar beneden gericht zijn. Immers de hoepel moet gevolgd worden. Wanneer de schouder echter (veel) verder naar achter staat t.o.v. het wiel, dan staat de hoepel gunstiger t.o.v. de schouder en zal een groter deel van het bewegingstraject van de arm, een voorwaartse component hebben. Precies dat wat we nodig hebben voor de effectieve AP-push waarbij de rugleuning dus functioneert als afzetvlak.

Het mooie is dat die schouderpositie voor AP-aandrijving overeenkomt met wat we eerder bij de performance-indicatoren 2 (antitip) en 3 (gewichtverdeling) beschreven hebben; ook daar moest het gewicht, dus het lijf en dus de schouder naar achter om de rolweerstand te minimaliseren en de snelheid/acceleratie en wendbaarheid te maximaliseren. Het is daarom dat in ons model ook hier weer de antitip terugkomt; zonder deze waardevolle performance-indicator kan de schouder immers niet voldoende naar achteren om die effectieve AP-aandrijving voor elkaar te krijgen zonder achterwaarts om te slaan.

Het zal duidelijk zijn dat de AP-aandrijving met schouders laag, door het naar beneden verplaatsen van het totale zwaartepunt, stabiel is dan de ATP-aandrijving met de schouders hoog/hoger. De rolstoelstabiliteit wordt dus direct beïnvloed door de (verticale) schouderpositie ((sport)rolstoel-performance-model pijl 13).

Indicator 10: Zithoudingsondersteuning/ Zithouding (Deel I)

De zithouding heeft grote invloed op de propulsie. Het is een onderschat onderwerp evenwel. De functionele mobiliteit van de schouder is namelijk afhankelijk van de goede stand van de wervelkolom ('spinal alignment' genoemd) omdat de schoudergordel verbonden is met de romp (thorax) via het sterno-claviculaire gewricht en de verbonden spieren. Wanneer de rolstoelbouw of afstelling kan zorgen voor die 'spinal alignment' (en dat kan het!), dan heeft de rolstoel als zodanig een direct effect op de functionele mobiliteit en performance van de persoon/sporter/atleet; zowel propulsie als reaching-skills kunnen daardoor beter uitgevoerd worden⁵¹.

'Spinal alignment'. Wat is dat nu precies en waarom is die zo belangrijk om te verkrijgen of te handhaven⁵²⁻⁵⁶? De wervelkolom heeft een aantal natuurlijke bochten; boven de billen een holte, op de rug een lichte bolling naar achteren en in de nek weer een lichte holling. Het lichaam functioneert het meest optimaal wanneer deze natuurlijke krommingen behouden blijven. Er is dan het minimum aan spier activiteit benodigd en er is balans in de spieren, banden en gewrichten. De schouders staan dan in een neutrale positie; niet naar voren getrokken of naar achteren getrokken. De 'main-movers' van de AP-aandrijving (Arm-Power; zie indicator 9) zijn 3 grote spieren. De eerste zit aan de voorkant van je schouder (deltoïdeus, pars anterior). De tweede is je grote borstspier (pectoralis) en natuurlijk je arm strekkers; de triceps. Deltoïdeus (pars anterior) en pectoralis zijn heel belangrijk om, vanaf de start van de aandrijving, je bovenarm naar voren te krijgen⁵⁷. Waarbij de triceps vrijwel tegelijkertijd de arm strekt! Wanneer nu de schoudergordel niet in een neutrale stand staat, wordt de werking van beide hoofdspieren veel minder effectief gedurende de push. Straks laten we zien wanneer en waarom dit het geval is.

Wanneer het lijf zelf niet kan zorgen voor die 'spinal alignment' door bv. spieruitval t.g.v. een dwarslaesie, dan zakt het in elkaar. Om toch die goede stand van de wervelkolom te verkrijgen is het lichaam afhankelijk van de stand van de ondersteuningsvlakken onder de voeten, bovenbenen, bekken en rug. Deze standen moeten zodanig zijn dat de spinal alignment weer verkregen wordt. De juiste houding van de wervelkolom is op zijn beurt grotendeels afhankelijk van de stand van het bekken. Kantelt het bekken achterover, wat de neiging is in zithouding en zeker bij gebrek aan functionele been/rompspieren, dan verdwijnen de natuurlijke krommingen van de wervelkolom. Het lichaam eindigt dan in een **C-houding**; onderuit gezakt met een banaan-vormige wervelkolom. Het hoofd moet dan moeite doen om rechtop te blijven om horizontaal de wereld in te kunnen kijken. Deze houding gaat dan ook gepaard met veel nek problemen/pijn en rugpijn^{52,58}. In de literatuur wordt gerapporteerd dat elke persoon zonder handicap die 2 uur in deze (kyfotische) houding zit, rugpijn heeft⁵⁶. Voor de propulsie heeft deze houding verregaande, negatieve, gevolgen. Bij deze C-houding (ook wel kyfotische houding genoemd) staat de schoudergordel naar voren gericht. De eerder genoemde twee belangrijke pushspieren, deltoïdeus en pectoralis, kunnen dan de pushbeweging van de arm niet meer adequaat ondersteunen omdat het werkingstraject ongunstig is geworden. Om optimaal te kunnen werken hebben deze twee 'main movers' een neutrale stand van de schoudergordel nodig. Ook de oriëntatie/positie van de schouder t.o.v. de hoepel wordt ongunstiger in de C-houding/kyfotische houding. Niet alleen verplaatst de schouder naar voren, waardoor het duwtraject verkleint, maar ook de richting van de propulsiekracht is meer benedenwaarts dan voorwaarts gericht, door de protractie (naar voren verplaatste) en de door de C-houding voorover gekantelde, positie van het schouderblad. Bij indicator 9, hebben we gezien dat de effectieve kracht echter loodrecht op de straal van de hoepel zou moeten zijn, meer horizontaal gericht dus bij de start van de aandrijving. Daarnaast wordt ook het actie-reactie principe niet of onvoldoende benut in de C-houding. Daarmee verliest de propulsie dus sterk aan effectiviteit/kracht. Het is daarom belangrijk om te zorgen dat de **stand van de ondersteuningsvlakken** in de

rolstoel zodanig gekozen zijn, dat die 'spinal alignment' optreedt en de C-houding, met zijn negatieve gevolgen, voorkomen wordt.

Dat begint met een bekkenstand die neutraal is, d.w.z. niet achterover staat, waardoor ook de lumbale wervelkolom rechtop staat en niet achterwaarts georiënteerd is. Die neutrale stand van het bekken bevat de sleutel tot goed zitten en kan alleen verkregen worden wanneer (het eerste deel van) de rugleuning verticaal staat. Het ondersteuningsvlak onder de billen kan het beste horizontaal staan (terwijl het ondersteuningsvlak onder de bovenbenen dat niet hoeft te zijn!), omdat elke wig het bekken de neiging geeft achterover te kantelen. De stand van de bovenbenen, en dus de stand van het ondersteuningsvlak onder de bovenbenen, varieert van vlak (hoge zitpositie) tot een met veel wig (lage zitpositie). Het ondersteuningsvlak tegen de áchterkant van het bekken, ónder het bekken en ónder de bovenbenen samen, vormen, bij een lage zitpositie met veel wig een '**bucket-seat**'. Afgeleid van de zit in racerolstoelen. Voor de ADL-situatie, met minder wig heet deze zit een **Ergo-zit**⁵³. De ergozit, en met name de bucket-seat zorgt voor de 'grounding' van het bekken; een stabiele basis, met een maximum aan bekkenstabiliteit, van waaruit effectieve acties mogelijk zijn voor wat betreft propulsie en reachingskills/balvaardigheden. Het gevaar is echter niet ondenkbeeldig dat de knievoering té hoog gekozen wordt (soms te observeren bij wheelchairrugby-spelers). De bovenbenen gaan dan het bekken weer achterover doen kantelen waardoor de C-houding weer dreigt te ontstaan met als negatief resultaat een (veel) minder effectieve propulsie. Meer hierover bij de beschrijving van performance-conditie 3; Zitstabiliteit/Zitbalans.

De hoge knievoering die kenmerkend is voor de bucket-seat heeft ook positieve invloed op de wendbaarheid. De massa van zowel bovenbenen als onderbenen (30% van het totaal lichaamsgewicht bij niet gehandicapten¹⁰) wordt dan namelijk verplaatst naar de (virtuele) draaiings-as, waardoor het massatraagheidsmoment afneemt. Ook bij hoge zitposities (tennis) waarbij de bovenbenen min of meer horizontaal staan, maar de voeten ver naar achter onder de zit geplaatst worden, zal die wendbaarheid, in weliswaar mindere mate, (onderbenen hebben samen 9% van het totale lichaamsgewicht) toenemen. Het terugbrengen van de massa door lichaamsdelen naar de draaiings-as te verplaatsen, wordt wel aangeduid als 'massa-centralisatie'. Vergelijk dit met de danser op het ijs; wanneer deze de armen horizontaal uitstrekt, draait hij minder snel dan wanneer hij de armen voor de borst kruist. In het laatste geval brengt hij de massa van de armen naar de verticale draaiings-as toe. Massa-centralisatie heeft dus een positieve invloed op de wendbaarheid, vandaar pijl 14 in het (sport)rolstoel-performance-model. De bucket-seat heeft dus grote voordelen wanneer een lage schouderpositie geïndiceerd is (AP-propulsie; zie indicator 9) voor zowel bekkenstabiliteit als wendbaarheid. De massacentralisatie kan nog verder doorgevoerd worden door gebruik te maken van de **ATP-kneeseat-zithouding** (Arm-Trunk-Power-kniezithouding). Hierbij wordt de onderbeenpositie achterwaarts zo ver doorgevoerd dat de voeten boven de camberbar geplaatst worden. Niet de voeten moeten dan opgevangen worden maar de gehele voorkant van de onderbenen. Het is een logische evolutie van de zithouding, voor het eerst geïntroduceerd in het wheelen in 1992, overgenomen door het handbiken in 2000 en in 2007 geïntroduceerd voor basketbal, (tafel) tennis, badminton en hockey. De voordelen van deze zithouding, voor de atleet met rompstrekfunctie, zijn duidelijk. Het bekken wordt in een iets voorover gekantelde positie gefixeerd (interne fixatie als stabilisatie-mechanisme; zie Conditie 3 Zitstabiliteit/Zitbalans). Dat brengt de wervelkolom enigszins voorover, stimuleert opstrekking en opent de schouders. Vanuit deze optimaal actieve, stabiele basis kan de aandrijving uitgevoerd worden op de ATP-manier met veel power. Snelheid en Acceleratie zijn dus het meest optimaal vergeleken met andere zithoudingen. Ook de Reach die met en vanuit deze houding mogelijk is, is maximaal. En zoals gezegd, omdat de massa centralisatie in deze houding ver doorgevoerd is, is de wendbaarheid, bij de juiste horizontale wielpositie, onovertroffen. Deel (II) van

zithoudingsondersteuning/zithouding zal beschreven worden in relatie tot de conditie zitstabiliteit en zitbalans en is dus aldaar te vinden.

Indicator 11: Achterwielen/Hoepels

Het belang van het gewicht en stijfheid van de achterwielen is reeds eerder aan de orde gekomen. Toch kunnen we hier nog iets specifiekier zijn. Er zijn tegenwoordig wielen met een spaakpatroon dat specifiek bedoeld is voor de camberstand. Radiaal gespaakt aan de binnenzijde, kruislings gespaakt aan de buitenzijde, zodat de krachten bij rechttuit rijden en bij draaien beter opgevangen worden. Een stijver wiel is het resultaat. Deze Sun Equalizer wielen, specifiek bedoeld dus voor de sportsituatie, hebben 48 (ipv. de gebruikelijke 36 stalen) spaken, maar behoren toch tot de lichtere wielen. Het spinergy wiel is populair in de wedstrijd sport vanwege zijn lichtgewicht, sterkte en design. Toch kun je vraagtekens zetten bij dit wiel in relatie tot top-performance. De carbon spaken hebben meer flex dan de reguliere stalen spaken en de stijfheid van een spinergy-wiel is dientengevolge lager. Juist vanwege die flex zijn ze wel uitstekend geschikt om de hits op te vangen in de contactsporten.

Wat stijfheid toevoegt aan de rolstoelwielen is het gebruik van 25mm holle aluminium-assen. Behalve dat gewicht gereduceerd wordt, verdwijnt de speling op het wiel, speling die zo kenmerkend is voor de reguliere quick release assen. Dat betekent dat de sportrolstoel 'responsiever' wordt; je voelt dat de aandrijving direct effect heeft, hetgeen de wendbaarheid positief beïnvloedt.

In de rolstoelsport wordt gebruik gemaakt van 24 (540), 25 (559), 26 (590) inch en 700c (28 inch) achterwielen. Wanneer hoge zitposities/hoge schouderposities nodig zijn, dan wordt het logisch om de grootste mogelijke wielen te gebruiken zodat toch een bepaalde grootte van slaghoek gehaald kan worden. Te kleine wielen zouden in die situatie een te kleine slaghoek opleveren waardoor per tijdseenheid minder kracht overgebracht kan worden op de hoepel. Ook de aandrijvingsfrequentie gaat dan omhoog. Het opbouwen en onderhouden van snelheid is dan in het geding. Grote wielen accelereren sneller dan kleinere wielen vanwege de grotere momentsarm t.o.v. het grondoppervlak (wat het afzetpunt is voor de rolstoel(wielen)). Maar dat betekent ook dat de band/hoepel sneller draait wanneer eenmaal op gang. Dat vraagt dus om toegenomen handsnelheid en we hebben reeds eerder gezien dat de efficiëntie van de aandrijving dan daalt. De sporter ervaart dat soms ook als niet prettig, zo'n snelle handvoering en doet concessies wat wielgrootte betreft of... plaatst een kleinere hoepel op dat wiel. Bijv. een 25" inch hoepel op een 26" inch wiel. Op die manier wordt als het ware een 'zwaarder verzet' gecreëerd met als voordeel een lagere lineaire snelheid van de hoepel en dus van de hand, waardoor meer kracht geleverd kan worden en ook beter gericht geleverd wordt⁹. De atleet komt weliswaar iets later op gang maar er wordt een hogere eindsnelheid bereikt, welke vervolgens beter te handhaven is. Het tragere op gang komen kan ondervangen worden door de band als aangrijpingsvlak te nemen in de eerste pushes en niet de kleinere hoepel. Rolstoelrugby-spelers benutten dit fenomeen heel specifiek; voor de eerste slagen zetten ze aan op band en hoepel, maar eenmaal op snelheid dan zakt de hand in de aandrijving en duwt tegen de aluminium beplating van het wiel. Op die manier wordt een zwaarder verzet gecreëerd. Het verband tussen hoepelsnelheid en het sprintvermogen kan voor de sport dus praktische implicaties hebben. Atleten die gedurende korte tijd een zeer hoog vermogen moeten leveren zouden gebaat zijn met een grote hoepeldiameter. Als de sprint langer wordt lijkt het zinvol een iets kleinere hoepel te gebruiken⁵⁹. Coutts⁶⁰ stelde dat bij rolstoelbasketbal de aanvallers misschien beter een iets kleinere hoepel kunnen gebruiken. Komen we bij het handcontact zelf. Belangrijk, aangezien via de handen de kracht overgebracht moet worden op de rolstoel. Mede

gezien het feit dat veel rolstoelgebruikers pols-problemen hebben of ontwikkelen, is dit hand-hoepel contact uiteraard onderwerp van onderzoek. Die polsproblemen zijn hoofdzakelijk toe te schrijven aan het carpaal tunnel syndroom (CTS), met symptomen, o.a. pijn, die toe te schrijven zijn aan afknelling/compressie van de medianus-zenuw. Verschillende factoren zijn verantwoordelijk voor het ontstaan van CTS.

1. De grote herhalingsfactor (in de ADL-situatie vindt 2000x per dag (of meer) contact tussen hand en hoepel plaats¹⁴).
 2. Extreme polsuitslag gedurende de propulsie.
 3. Vinger-flexie-activiteit die nodig zou zijn om de hoepel beet te pakken
 4. Directe druk van de hoepel op de carpaal tunnel van de pols⁶¹.
- Gezien bovenstaande is het belangrijk om ook als sporter aandacht te schenken aan de handvatting aan de hoepel om bovenstaande problemen te voorkomen. Gelukkig kan het hoepel-handcontact op verschillende manieren tot stand komen ondanks het gegeven dat de propulsie een geleide beweging is. Grofweg onderscheiden we twee soorten van hand-hoepelcontact. De power-grip en de contact-grip. Bij de power-grip omvat de hand vrijwel volledig de hoepel en volgt deze gedurende de gehele aandrijving. Het zal duidelijk zijn dat hierbij grote polsuitslagen aanwezig zijn in combinatie met veel vinger-flexie-activiteit. Bij de contact-grip gaat het om het creëren van een contactvlak tussen hand en hoepel waarbij niet alle vingers betrokken zijn en waarbij de pols gedurende de propulsie min of meer recht blijft. Het zal duidelijk zijn, gezien het lijstje factoren dat verantwoordelijk is voor CTS, dat de contact-grip verreweg te verkiezen is boven de power-grip; geen overmatige vingerfunctie en geen extreme uitslagen in de pols. Ergonomische aanbevelingen m.b.t. handgereedschap propageren ook dat de pols zoveel als mogelijk in de neutrale stand gehouden moet zien te worden. Daarnaast kan alleen de contact-grip het wiel doen versnellen in de sportsituatie; de power-grip heeft de neiging het wiel af te remmen.

Prima die contact-grip maar dan moet er ook daadwerkelijk grip zijn, anders glijdt de hand over de hoepel weg. Hoe kunnen we grip tussen hand en hoepel voor elkaar krijgen? Op drie manieren; of de hoepel stroef maken met bijv. een coating (plastic of nog stroever; rubber) of de hand stroef maken d.m.v. het gebruik van een handschoen of beiden. Die laatste optie vinden we alleen terug bij het wheelen en bij de laagpunt rugbyspelers. Zij gebruiken gecoate hoepels in combinatie met specifieke handschoenen. Coating maakt de hoepel dikker maar dat is vanuit ergonomisch oogpunt prima. Merendeels echter is de optie van coating van de hoepels geen goede in de rolstoelsport. Het remmen wordt een probleem aangezien de hoepels niet meer tussen de vingers door kunnen glijden waarmee het remmen gedoedeed kan worden en de handen gespaard. Toch is grip heel belangrijk. Niet alleen om niet uit te glijden over het hoepeloppervlak, maar ook om de propulsiekracht te maximaliseren. Een deel van de propulsiekracht zal immers gebruikt moeten worden om de hand-hoepel koppeling voor elkaar te brengen. Wanneer je kan duwen zonder dat je zijwaartse kracht (axiale kracht) nodig hebt voor hand-hoepel koppeling, kan een groter deel van de totaal kracht aangewend worden voor de voortstuwing. De axiale kracht, die niet bijdraagt aan de propulsie, kan afgebouwd worden door grip te creëren tussen hand en hoepel.

Gezien de onpraktische kwaliteiten van de gecoate hoepel (in de sport-situatie meer dan in de ADL-situatie), kan dus beter gekozen worden voor de optie van de handschoen. Naast de rolstoel-race-atleten hebben de rolstoelrugby-spelers de handschoen opgenomen in hun basis-equipment. In eerste instantie als compensatie voor hun verminderde handfunctie en om hun handen te beschermen bij de propulsie. Maar wel met bijkomend voordeel dat de axiale kracht sterk verminderd is zodat een groter percentage van de totale propulsie kracht ten goede komt aan de effectieve propulsie-kracht. Zouden daarom niet meer sporters de handschoen moeten gaan gebruiken als performance verhogend item (hockeys, basketballers, tennissers)?

Kies je een handschoen dan moet je letten op de volgende kenmerken:

1. Bescherming. Met name daar waar de hand contact maakt met de hoepel moeten ze beschermen.
2. Grip. Zogenaamde 'building gloves' (BLD) en de 'tackified' American football handschoenen (NFL) voldoen wat dit betreft prima^{62,63}.
3. Fit. Een goede 'fit' van de handschoen is nodig voor comfort, voor een zo goed mogelijke koppeling tussen hand en hoepel en om de balvaardigheid-skills niet in de weg te staan.
4. Stevigheid. Handschoenen die ook over de pols lopen geven extra stevigheid aan dit gewricht en bieden daarmee polsbescherming. De stevigheid mag echter niet de 'dexterity' / fijne vingerfunctie van de hand/vingers hinderen want dat gaat ten koste van de balvaardigheid.
5. Duurzaamheid. De NFL handschoenen slijten snel en aangezien ze duur zijn maakt dat de sportbeoefening niet goedkoop. De building-gloves slijten ook snel maar die kosten slechts enkele euro's. Dit is dan ook de favoriete handschoen van en voor de rugby-spelers wereldwijd.

Conditie 3. Zitstabiliteit/Zitbalans

Zitstabiliteit/zitbalans is de derde performance-conditie benodigd voor het bereiken van de vier performance-doelen (zie (sport) rolstoel performance model). Zitstabiliteit, als basis voor zitbalans, betekent een stabiele basis van waaruit functionele activiteiten (aandrijven rolstoel, reiken, balgooien of slaan) mogelijk wordt. Zonder zitstabiliteit geen zitbalans. Zitbalans wordt hier gedefinieerd als het vermogen om het deeltzwaartepunt van de romp en bovenste extremiteiten, boven het ondersteuningsvlak te houden. Zonder zitbalans geen adequate propulsie (pijl 5 in het model) en daarmee verminderde acceleratie/snelheids- en wendbaarheidsmogelijkheden. Zonder zitbalans, of met verminderde zitbalans, zal ook de combinatie atleet-rolstoel-stabiliteit verminderd zijn (pijl 6 in het model). Zonder zitbalans geen adequate reach (pijl 7 in het model) of balvaardigheden. Hoe kunnen we die stabiele basis, dat stabiele afzetplatform bereiken? Zitstabiliteit en zitbalans gaan over lichaamshouding/romphouding en dan vooral over het hán dhaven van die (romp)houding. De zithoudingsondersteuning en zithouding vormt, als performance-indicator, dus niet alleen een rol mbt. de propulsie (eerder beschreven in Deel I), maar zeker ook mbt. zitstabiliteit en zitbalans.

Indicator 10. Zithoudingsondersteuning/ Zithouding (Deel II)

Uit de literatuur mbt. zitstabiliteit en zitbalans^{58,64-71} kunnen we 5 verschillende manieren destilleren om zitstabiliteit en zitbalans voor elkaar te krijgen:

1. Zitstabilisatie door lichaamsfunctie.

Elke eigen functie die de atleet heeft, kan bijdragen aan stabiliteit en balans. Spelers met beenfunctie bijv. moeten hun benen, ook al zijn deze 'gestrapped', gebruiken wanneer ze reiken of schieten. Een speler met beenfunctie moet proberen om uit de rolstoel te springen wanneer hij schiet. Dat geeft stabiliteit in de rolstoel doordat de speler zich als het ware vastzet in de stoel (er vanuit gaande dat de 'fitting' in de stoel strak is). Spieractiviteit van benen en heupen dragen bij aan het creëren van het stabiele platform van waaruit de romp, schouders en armen activiteiten kunnen ontplooiën.

Heb je rugspieren? Gebruik ze! Wanneer een speler met rompfunctie schiet, dan moeten we rugstrekking zien. Rugstrekking doet verschillende dingen: Allereerst; het geeft power aan het schot. Dit geeft de spieren in de armen de mogelijkheid om gebruikt te worden voor de fijne afstemming m.b.t. het schot (coördinatie) en niet alleen maar voor de grove motoriek om de afstand te overbruggen. Ten

tweede geeft de rugstrekking meer stabiliteit aan het 'schiet-platform'. Ten derde; met rugstrekking verkrijgen we 'opening van de schouders'. Door de schouders te openen komt de 'follow-through' van de hand bij het schieten hoger en wordt een betere boog verkregen die de waarschijnlijkheid dat de bal door het net gaat, vergroot⁵. Het voorbeeld is hier gegeven voor een basketbalspeler maar het principe, stabilisatie door lichaamsfunctie met rugstrekking en opening van de schouders, is uiteraard evenzeer toepasbaar voor de tennis-stroke, bij badminton, hockey en dansen. "Trunk-stiffness" door rompfunctie, stabiliseert de wervelkolom en draagt daarmee bij aan de zitstabiliteit (zoals bij indicator 9. schouderpositie reeds opgemerkt).

2. Zitstabilisatie door vergroting van de 'foot-print'.

Vergroten van de ondersteuningsbasis, zoveel als mogelijk is. Dat begint al met de (hoogte van de) voetsteun. Staat deze te laag dan zweven de onderbenen en wordt een instabiel platform (van de bovenbenen) voor rompactiviteit verkregen. De onderbenen, ook wanneer de spierfunctie niet aanwezig is, dragen wel degelijk bij aan de balans door, indien goed ondersteund, het afzet-platform als basis voor de stabiliteit, te vergroten. Staat de voetsteun evenwel te hoog, dan dragen de bovenbenen niet af op de het zitgedeelte en verschuift alle druk naar de tubers. Ook dat levert een instabiele situatie op (door sterke afname van de ondersteuningsbasis) met bovendien meer risico op doorzitten⁶⁸.

Heb je die rugspieren niet waarover bij 1. gerapporteerd werd, dan moet je vol contact zoeken met de rugleuning van je rolstoel. Dan wordt dat afzetvlak het stabiele platform van waaruit je kan aandrijven (zie AP-aandrijving bij performance-indicator 9 beschreven) schieten of slaan. Het kan helpen om een 'pocket' te creëren in de bekleding van je rugleuning (een ronding), zodat bij contact rug-rugleuning, er tevens zijwaartse stabiliteit is. Het eerste deel van de rugleuning moet verticaal staan voor een goede bekken- en lumbaalondersteuning, maar het tweede deel van de rugleuning mag best iets achterover staan (bij afwezigheid van rompfunctie). Dit maakt het achterover leunen makkelijker doordat de zwaartekracht een beetje meehelpt en het leunen niet alleen maar tot stand komt door schouderactiviteit. Wanneer namelijk het tweede gedeelte van de rugleuning ook verticaal staat (de hele rugleuning dus verticaal) dan heeft de speler z'n schouders nodig voor het rug-rugleuning contact. Het proces van de hoge geopende schouderpartij, nodig voor effectieve actie, staat hier haaks op, met als resultaat vaak een vlak schot. Ook hier zien we het belang terug van de antitip; door de invoering van dit performance-item kan de schiet- en slag-functie (sterk) verbeterd worden en dan vooral bij spelers met minder functionele mogelijkheden van de romp. Vooral bij de lager geclassificeerde spelers dus. De spelers kunnen nu immers achterover hangen bij het uitvoeren van hun acties, hetgeen zit- en rolstoelstabiliteit geeft die zonder het gebruik van de antitip niet mogelijk was⁵. De balans van boven genoemde spelers wordt sowieso bemoeilijkt door het volgende gegeven; bij mensen met een dwarslaesie is het lichaamszwaartepunt zo'n 5% van hun lichaamslengte, opgeschoven naar boven. Dat maakt het alleen maar lastiger om hun lichaamszwaartepunt boven het ondersteuningsvlak te houden. Lange mensen met een dwarslaesie zijn extra beperkt wat dit betreft; hun lichaamszwaartepunt ligt al hoger⁶⁵.

3. Zitstabilisatie door alternatieve houdingscontrole.

Mensen met een thoracale laesie gebruiken een houdingsmechanisme dat in de literatuur^{70,71} wel omschreven wordt als het concept van de alternatieve houdingscontrole. Zij handhaven op een actieve wijze zitbalans door het gebruik van niet-houdings spieren zoals de latissimus dorsi en het dalende deel van de trapezius. Daar waar mensen zonder laesie meer gebruik maken van de lager gelegen spiergroepen, met name de erector spinae, om de romp te stabiliseren bij voorwaartse acties, zo zijn mensen met een (hoge) dwarslaesie aangewezen op hoger gelegen functionerende delen van dezelfde erector spinae in combinatie met niet-houdings-spieren. Het verlies

van de rugstrekkingen onderin de rug wordt gecompenseerd door gebruik te maken van de latissimus dorsi-spier en de trapezius-spier die de schoudergordel naar achter trekken. Voor elke spieractie is echter een 'punctum fixum' vereist. Inzet van genoemde spieren voor de houdingscontrole kan alleen wanneer de schoudergordel gefixeerd en gestabiliseerd wordt. Dat gebeurt door gelijktijdige activiteit van twee andere spieren, te weten de pectoralis major en serratus anterior. Deze trekken de schoudergordel weer naar voren en stabiliseren de schoudergordel daarmee.

Die activiteit van latissimus en trapezius, te samen met de synergetische activiteit van pectoralis major en serratus, countert de voorwaarts plaatsing van de bovenste ledematen gedurende (sport) activiteit, door het bovenste gedeelte van de romp en het hoofd naar achter in de rolstoel te bewegen. Op die manier wordt de verplaatsing van het zwaartepunt voorwaarts door die armactie, geminimaliseerd waardoor er nog steeds balans kan zijn. Dit wordt ook wel het 'dynamische balansherstelmechanisme' genoemd⁵³. De verstoorde zitbalans en houdingscontrole bij mensen met een dwarslaesie kan helaas niet volledig gecompenseerd worden door deze alternatieve houdingscontrole. Ze draagt slechts gedeeltelijk bij aan zitstabiliteit en zitbalans.

4. Zitstabilisatie door interne fixatie.

Bij een dwarslaesie kan zitstabiliteit en balans ook verkregen worden door gebruik te maken van passieve ligamenten en pezen rondom de heupen en de benige delen van bovenbenen en bekken. Zo werd 20 jaar geleden gepropageerd om mensen met een hoge dwarslaesie maar in de bekende C-houding te laten zitten, waarbij de rug geheel gekyfootiseerd is. De wervelkolom wordt op die manier op slot gezet, waardoor er een passieve balans ontstaat. Later werd echter duidelijk dat deze houding te veel deformaties opleverde en de passieve balans dus niet waard is. Denk aan de rolstoelrugby houding met de hoge knievoering. De bovenbenen 'drukken' in deze houding tegen het bekken aan, geholpen door pees-ligamentweefsel rondom de heupen. Gevolg is een voorwaartse fixatie van het bekken, het bekken kan niet voorover kantelen. De rugleuning verschaft de achterwaartse fixatie waardoor het bekken geheel 'op slot' zit en een stabiele basis vormt waartegen de acties met de romp en bovenste extremiteiten, afgezet kunnen worden. Denk ook aan de kniezithouding bij het wielrennen, handbiken en in de ATP-kneeseat-sportrolstoel. Benige samengepakte lichaamsdelen, geholpen door op lengte gebrachte weefselstructuren, vormen samen een 'punctum fixum', een zeer stabiele basis van waaruit sportactie heel goed mogelijk is (rugstrekkingen zijn evenwel vereist bij deze houding bij handbiken en in de ATP-kneeseat). Aangezien het hier gaat om interne structuren (botten, ligamenten, pezen) wordt deze vorm van creëren van zitstabiliteit aangeduid als 'interne fixatie'. (Sport)mensen met een 'belly' (prominente buikomvang tgv. niet-functionele buikspieren) hebben ook minder balansproblemen zeker wanneer ze kort en gedrongen zijn. De prominente buik vormt de interne fixatie, door een opvulling te geven tussen romp en bovenbenen waardoor geen of minder balansverstoring kan optreden voorwaarts.

5. Zitstabilisatie door externe fixatie.

Bij de externe fixatie gaat het om de hulpmiddelen die van buitenaf aangebracht worden ter ondersteuning van zitstabiliteit en zitbalans. Het gaat dan om alle mogelijke manieren van 'strapping'. Strapping is zo belangrijk geworden in de rolstoelsport dat we dit apart zullen behandelen als performance-indicator 12 (zie (sport)rolstoel-performance-model).

Indicator 12: Strapping

Strapping (letterlijk; vastbinden) is als externe fixatie-mogelijkheid enorm belangrijk geworden in de rolstoelsport. De regels m.b.t. strapping zijn in de loop der jaren versoepeld; ingezien werd dat de dynamiek van de sport toenam door het gebruik van alle mogelijke manieren van strapping. Zo gingen de basketballers de 'tilt' ontwikkelen; het op de twee zijwaartse wielen staan, om hoogte te winnen. Ze voldeden op deze manier toch aan de regel dat het zitvlak contact moet houden met de zitting van de sportrolstoel. Die 'tilt' kan alleen maar uitgevoerd worden wanneer het bekken vast-gestrapped is aan de sportrolstoel. De spelers zonder of met verminderde rompfunctie kregen door strapping, veel meer reikwijdte; 'leaning' en 'stretching' kunnen alleen maar uitgevoerd worden met gestrapte lichaamsdelen. Strapping verschaft immers een stabiele basis (het bekken) van waaruit performance mogelijk wordt. Strapping transformeert de atleet-sportrolstoel-combinatie tot een 'performance-systeem' en is dus, als zitstabiliteits/zitbalans-indicator een niet meer weg te denken performance-indicator in de rolstoelsport.

Strapping begint met de juiste 'fit'. Vaste kledingbeschermers waartussen de heupen stevig opgesloten zijn, zijn hiervoor onontbeerlijk. De heupen worden vervolgens vastgezet t.b.v. stabiliteit en om te voorkomen dat atleten uit de sportrolstoel geprojecteerd worden, door heupstrapping te gebruiken. Vaak in de vorm van zgn. 'click-straps'; oorspronkelijk afkomstig uit de ski-sport. Meestal voldoet de 45°-positie vanuit de hoeken van de rolstoelzit, voor deze heup-click-strap, maar soms moet er een 90°-bevestiging zijn (onderkant-bevestiging van de strap aan de rolstoel, meer voorwaarts), voor degenen die anders toch het bekken onder de strapping door laten kantelen. Voeten worden vastgezet op de voetsteun (voetstrap) en bovenbenen/knieën vastgezet, hetzij door strapping over de bovenbenen heen, hetzij door elk been vast te zetten aan de zijkant van de sportrolstoel. Doel is preventie van 'swaying'; het heen en weer zwaaien/bewegen van de benen bij de sportacties, wat de stabiliteit/zitbalans en wendbaarheid verstoort. Wanneer er een negatieve wig (achterkant zit hoger dan voorkant zit) is in de sportrolstoel, vaak bij rolstoeltennis, dan moet de 'afschuifkracht' voorwaarts, tegengewerkt worden door knie-onderbeen-strapping. Ook dat kan goed gedaan worden met een zgn. 'genu-clickstrap'; een dubbele clickstrap voor de knieën langs en over de knieën, waardoor deze niet benedenwaarts kan zakken en dus blijvend op dezelfde plek ondersteuning blijft geven tijdens de spel-acties.

Strapping van de benen heeft niet alleen een fixatie-doel t.b.v. stabiliteit en balans, maar soms ook een protectie-doel; het beschermen van onderbenen en knieën tegen de impact veroorzaakt door spelacties/tegenstanders. Been- of kniebeschermers kunnen hiervoor gebruikt worden in combinatie met de strapping. Voor de atleet met functiebeperking van de romp kan een buik-, of nog hoger, borststrap een welkom hulpmiddel zijn om de balans te bewaren tijdens de sportacties⁷². Voor de atleet met een lange romp kan een dergelijke borststrap zelfs een absolute voorwaarde zijn om de aandrijving goed voor elkaar te krijgen.

Buik/borststraps zijn er in vele vormen en maten; elastisch versus niet-elastisch, met balleinen-zonder balleinen, breed versus smal(ler). En ook overal vandaan te halen; (fitness of kracht)sportafdelingen van sportshops, motorzaken, revalidatiehandel of via internet verkrijgbaar.

Let er op dat je de druk goed verdeelt wanneer je strapping toepast. Voorkom dat de strapping gaat snijden, zeker op plekken waar je geen gevoel hebt en het risico voor blessures, tgv. strapping, vergroot is. 'Padding' is dan nodig; toevoegen van schuim om de druk die je aanbrengt goed te verdelen. Gebruik liever brede straps, want die snijden minder in.

Literatuur

- Coutts, K. D.; van der Woude, L. H.; et al. Research in wheelchair sports and rehabilitation; post, present and future. Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion. IOS Press, 1999, pp 29-34.
- Breukelen, K. v. Rolstoelkunde. Seapress Den Haag, 2008.
- Breukelen, K. v.; van der Woude, L. H.; et al. 30 year sportwheelchair innovation and its implications. Rehabilitation; mobility, exercise and sports. IOS Press, 2010, pp 409-411.
- Goosey-Tolfrey, V. Supporting the paralympic athlete: focus on wheeled sports. Disabil. Rehabil. 2010, 32 (26), 2237-2243.
- Goosey-Tolfrey, V. Wheelchairsport. A complete guide for athletes, coaches, and trainers.; Human Kinetics: 2010.
- Breukelen, K. v. Handbikes: AP and ATP. An ergonomic classification based on differences in seating position. EHF Symposium Handcycling - Nottwil Switzerland, May 20, 2008.
- Mason, B. S.; Porcellato, L.; van der Woude, L. H.; Goosey-Tolfrey, V. L. A qualitative examination of wheelchair configuration for optimal mobility performance in wheelchair sports: a pilot study. J. Rehabil. Med. 2010, 42 (2), 141-149.
- Breukelen, K. v. 'ATP-kneeseat' sportholstoel. Intern document Double Performance, 2007.
- van der Woude, L. H.; et al. Rolstoelsport en mobiliteit. Geneeskunde en sport 1997, 30 nr 5.
- Oonk, H. N. Biostatica; Den Haag, 2005.
- Slaman, J. Welke band- en wielkarakteristieken kunnen de prestatie van een rolstoelporter verhogen? 2006.
- Klosner, H.; Seeliger, K.; Tondera, K. L. Verbesserungsmöglichkeiten für rolstühle mit handbetrieb. Med. Orthop. Techn 1981, 5, 129-138.
- Haaster, S. v. Werkverslag kinderroolstoel. Unpublished Work, 1985.
- Smith, M. E. Fitting current wheeltechnology to your needs. New mobility 2010, 37-39.
- Breukelen, K. v. Mobiliteitsvergroting door rolstoelinnovatie. Bewegen en Hulpverlening, 1987, pp 4-29.
- van der Woude, L. H. Enkele ergonomische aspecten van het aandrijven van hand-bewogen rolstoelen. Bewegen en Hulpverlening, 1987, pp 30-42.
- Huitker, E. Invloed van de camberbar-positie op de rolweerstand. Interne bewegingstechnologisch onderzoeksdocument Double Performance, 2002.
- Huitker, E. Rolweerstandvergelijking bij verschillende wielbasislengtes. Interne bewegingstechnologisch onderzoeksdocument Double Performance, 2002.
- Kauzlarich, J. J.; van der Woude, L. H. Wheelchair rolling resistance and tire design. Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion. IOS Press, 1999, pp 158-170.
- Wagenaar, M. Wegwijs in de rubberdoolhof. Fiets, het Race an MTB magazine, 2011, pp 24-31.
- Breukelen, K. v. Performance en voertuigtechnische aspecten van de race-, basket-, quadrugby-, tennis-, badminton-, hockey-, en dansrolstoel. Double Performance artikelen brochure, 2003, pp 13-17.
- Kwarciak, A. M.; Yarossi, M.; Ramanujam, A.; Dyson-Hudson, T. A.; Sisto, S. A. Evaluation of wheelchair tire rolling resistance using dynamometer-based coast-down tests. J. Rehabil. Res. Dev. 2009, 46 (7), 931-938.
- Breukelen, K. v. Vergelijking standaard en moderne ADL-rolstoelen. Red. t. voor ergotherapie, 1993, pp 8-16.
- O'Reggan, J. R. Wheelchair dynamics. In wheelchair mobility 1976-1981. REC University of Virginia, 1981, pp 33-41.
- Weege, R. D. Technische Voraussetzungen fuer dan aktivsport in Rollstuhl. Orthopedie Technik, 1985, pp 395-402.
- Veeger, D.; van der Woude, L. H.; Rozendal, R. H. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. J. Rehabil. Res. Dev. 1989, 26 (2), 37-46.
- Buckley, S. M.; Bhambhani, Y. N. The effects of wheelchair camber on physiological and perceptual responses in younger and older men. Adapted physical activity quarterly, 1998, pp 15-24.
- Faupin, A.; Campillo, P.; Weissland, T.; Gorce, P.; Thevenon, A. The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. J. Rehabil. Res. Dev. 2004, 41 (3B), 421-428.
- Bekers, R. Techniek bekeken; camber en rolweerstand. Handbiken plus, 2010.
- Cabelguen, J. C.; Lavaste, F.; van der Woude, L. H.; et al. Rolling resistance analysing during wheelchair movement. Rehabilitation; mobility, exercise and sports. IOP Press, 2010, pp 25-27.
- van Kemenade, C. H.; van der Woude, L. H.; et al. Changes in wheelchair propulsion technique during rehabilitation. Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion. IOS Press, 1999, pp 227-230.
- Veeger, H. E.; van der Woude, L. H. Fysiologische en mechanische belasting van het rolstoelrijden. Ned tijdschrift voor fysiotherapie, 1996, pp 66-73.
- Veeger, H. E.; van der Woude, L. H.; et al. Biomechanics of manual wheelchair propulsion. Biocedical aspects of manual wheelchair propulsion. IOS Press, 1999, pp 86-93.
- Traut, L. Gestaltung ergonomisch relevanter konstruktionsparameter am Antriebssystem des Greifreifenrollstuhls. Unpublished Work, 1989.
- Boninger, M. L.; Koontz, A. M.; Sisto, S. A.; Dyson-Hudson, T. A.; Chang, M.; Price, R.; Cooper, R. A. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCL investigations. J. Rehabil. Res. Dev. 2005, 42 (3 Suppl 1), 9-19.
- Hughes, C. J.; Weimar, W. H.; Sheth, P. N.; Brubaker, C. E. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1992, 73 (3), 263-269.
- de Groot, S.; Veeger, H. E.; Hollander, A. P.; van der Woude, L. H. Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2004, 83 (8), 640-649.
- van der Woude, L. H. Manual wheelchair propulsion. An ergonomic perspective. Unpublished Work, 1989.
- Gil-Agudo, A.; van der Woude, L. H.; et al. Use of biomechanical analysis to classify basketball players in wheelchairs. Rehabilitation mobility, exercise and sports. IOS Press, 2010, pp 399-402.
- Eden, G. RGK bespoken. RGK, 2002.
- Lazet, W. Toveren met Tita. Fiets, het Race an MTB magazine, 2011, pp 30-31.
- Remijnsen, S. Te licht bevonden. Fiets, het Race an MTB magazine, 2011, pp 34-38.
- Breukelen, K. v.; van der Woude, L. H. Wheelchairs and performance. Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion. IOS Press, 1999, pp 180-182.
- Breukelen, K. v. High performance rolstoelen. De nieuwe generatie sport- en ADL rolstoelen. Improving the efficiency of armpower in wheelchairsports. Artikelbrochure Double Performance, 2003, pp 21-23.
- Masse, L. C.; Lamontagne, M.; O'Riain, M. D. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. J. Rehabil. Res. Dev. 1992, 29 (3), 12-28.
- van der Woude, L. H.; Bouw, A.; van, W. J.; van, A. H.; Veeger, D.; de, G. S. Seat height: effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. J. Rehabil. Med. 2009, 41 (3), 143-149.
- Schantz, P.; Bjorkman, P.; Sandberg, M.; Andersson, E. Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para- and tetraplegia. Scand. J. Rehabil. Med. 1999, 31 (2), 67-76.

48. Howarth, S. J.; Polgar, J. M.; Dickerson, C. R.; Callaghan, J. P. Trunk muscle activity during wheelchair ramp ascent and the influence of a geared wheel on the demands of postural control. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2010, 91 (3), 436-442.
49. Rodgers, M. M.; Keyser, R. E.; Gardner, E. R.; Russell, P. J.; Gorman, P. H. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2000, 37 (3), 283-295.
50. Shimada, S. D.; Robertson, R. N.; Bonninger, M. L.; Cooper, R. A. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 1998, 35 (2), 210-218.
51. Hastings, J. D.; Fanucchi, E. R.; Burns, S. P. Wheelchair configuration and postural alignment in persons with spinal cord injury. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2003, 84 (4), 528-534.
52. Black, K. M.; McClure, P.; Polansky, M. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Spine (Phila Pa 1976.)* 1996, 21 (1), 65-70.
53. Breukelen, K. v. De ergonomische zit, praktische zitpositionering en balansherstel. *Ergotherapie*, 2010, pp 16-19 en 10-15.
54. Hastings, J. D.; van der Woude, L. H.; et al. Outcomes after wheelchair configuration changes for postural support in persons with truncal paralysis; a pilot study. *Rehabilitation mobility, exercise and sports*. IOS Press, 2010, pp 7-9.
55. Koo, T. K.; Mak, A. F.; Lee, Y. L. Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1996, 77 (1), 40-47.
56. Samuelsson, K.; et al. Back pain and spinal deformity common among wheelchair users with spinal cord injuries. *Scand. journal of occupational therapy*, 1996, pp 28-32.
57. Marciello, M. A.; Herbison, G. J.; Cohen, M. E.; Schmidt, R. Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1995, 76 (5), 426-432.
58. Janssen-Potten, Y. J.; Seelen, H. A.; Drukker, J.; Huson, T.; Drost, M. R. The effect of seat tilting on pelvic position, balance control, and compensatory postural muscle use in paraplegic subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2001, 82 (10), 1393-1402.
59. Drexhage, D.; et al. Vermogensleverantie bij het sprinten in een rolstoel. *Bewegen en Hulpverlening*, 1990, pp 88-100.
60. Coutts, K. D. Kinematics of sport wheelchair propulsion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 1990, 27 (1), 21-26.
61. Veeger, H. E.; Meershoek, L. S.; van der Woude, L. H.; Langenhoff, J. M. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 1998, 35 (3), 305-313.
62. Lutgendorf, M.; van der Woude, L. H.; et al. The effect of glove type on wheelchair rugby sports performance. *Rehabilitation; mobility, exercise and sports*. IOS Press, 2010, pp 363-365.
63. Mason, B. S.; van der Woude, L. H.; Goosey-Tolfrey, V. L. Influence of glove type on mobility performance for wheelchair rugby players. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2009, 88 (7), 559-570.
64. Bernard, P. L.; Peruchon, E.; Micallef, J. P.; Hertog, C.; Rabischong, P. Balance and stabilization capability of paraplegic wheelchair athletes. *J. Rehabil. Res. Dev.* 1994, 31 (4), 287-296.
65. Boswell-Ruys, C. L.; Sturnieks, D. L.; Harvey, L. A.; Sherrington, C.; Middleton, J. W.; Lord, S. R. Validity and reliability of assessment tools for measuring unsupported sitting in people with a spinal cord injury. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2009, 90 (9), 1571-1577.
66. Harms, M. C. Pressure characteristics at the wheelchair seating interface. *Eur j phys. med rehabil*, 1996, pp 134-139.
67. Janssen-Potten, Y. J.; Seelen, H. A.; Drukker, J.; Reulen, J. P. Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2000, 81 (4), 401-408.
68. Janssen-Potten, Y. J.; Seelen, H. A.; Drukker, J.; Spaans, F.; Drost, M. R. The effect of footrests on sitting balance in paraplegic subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002, 83 (5), 642-648.
69. Karatas, G. K.; Tosun, A. K.; Kanatl, U. Center-of-pressure displacement during postural changes in relation to pressure ulcers in spinal cord-injured patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2008, 87 (3), 177-182.
70. Seelen, H. A.; Potten, Y. J.; Huson, A.; Spaans, F.; Reulen, J. P. Impaired balance control in paraplegic subjects. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1997, 7 (2), 149-160.
71. Seelen, H. A.; Potten, Y. J.; Drukker, J.; Reulen, J. P.; Pons, C. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1998, 8 (1), 23-34.
72. Kerk, J. K.; Clifford, P. S.; Snyder, A. C.; Prieto, T. E.; O'Hagan, K. P.; Schot, P. K.; Myklebust, J. B.; Myklebust, B. M. Effect of an abdominal binder during wheelchair exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1995, 27 (6), 913-919.
73. Mason, B.; Tolfrey, V.; van der Woude, L. Practical guidelines for wheelchairselection in the courtsports. Peter Harrison Centre For Disability Sport Loughborough University, 2012, 18p

ARM POWERED BY
DOUBLE
PERFORMANCE

Double Performance

Double Performance is een gespecialiseerd bedrijf dat producten levert aan en voor de individuele rolstoelgebruiker voortkomend uit innovaties, kennis van ergonomie, technologie en oog voor detail: individueel op maat gemaakte high performance sportrolstoelen, actief ADL rolstoelen en handbikes.

Double Performance werkt met een team van gemotiveerde en enthousiaste specialisten. Ieder draagt op zijn/haar vakgebied bij aan het steeds opnieuw realiseren van ons doel: "Improving the efficiency of armpower", het verbeteren van zowel de armaandrijving als het zitten van de individuele rolstoelgebruiker en handbiker.

High Performance Rolstoelen

Double Performance levert High Performance rolstoelen: rolstoelen met een frame bestaande uit 3, 2 of 1 frame delen (modulen), rolstoelen met een hoge performance door het lichtgewicht, stijf en sterk frame, rolstoelen met een lange levensduur, minimaal onderhoud en esthetisch het mooiste resultaat.

Om de perfecte match tussen rolstoel en gebruiker mogelijk te maken wordt jouw rolstoel volledig op maat gebouwd, naar jouw individuele lichaamsafmetingen, specifieke wensen en behoeften. Met een maatwerk rolstoel kan je echt jezelf zijn. Het heeft de juiste 'fit', rijdt en zit goed en past qua uiterlijk bij jouw persoonlijke voorkeuren.

Qua zit en rug ondersteuning vormt het door Double Performance ontwikkelde Ergonomisch Zit Systeem (EZS) de kern van je rolstoel. Met deze volledig in de rolstoel geïntegreerde "ergo-zit" krijg je de meest optimale zithouding en aandrijf efficiëntie.

Handbikes

Ideaal voor vervoer, fitness, recreatie of sport. In ons Handbike Expertise Centrum (HEC) zijn alle topmerken op één locatie te zien én uit te proberen: onze complete lijn Tracker aankoppelbare handbikes met keuze uit kardanaandrijving, kettingaandrijving en electro-ondersteuning en alle vastframe handbikes.

De vakkennis van onze specialisten (zelf actieve handbikers) gecombineerd met hun ervaringsdeskundigheid en die van vele handbikers, staat garant voor de expertise die nodig is om steeds de beste en ergonomische juiste keuzes hieruit te maken.

Ergonomie en expertise

Ergonomie in de ruimste zin van het woord staat bij ons altijd voorop. De expertise om te komen tot het meest optimale resultaat hebben we in meer dan 15 jaar opgebouwd door vooral goed te luisteren naar de individuele wensen, behoeften en eisen van de gebruiker. En dit doen we nog steeds, want zonder dit te doen is er geen sprake van 100% maatwerk!