

# Deel B

## Verdieping

**V1 Biomechanica van de zithouding**

**V2 Decubitus, ontstaan en preventie**

**V3 Drukverdeling**

**V4 Het meten, analyseren en optimaliseren van zithouding  
en drukverdeling in de praktijk**



# Hoofdstuk V1

## Biomechanica van de zithouding<sup>1</sup>

Een zithouding kan het best vanuit biomechanische en (neuro)fysiologische perspectieven bestudeerd worden, omdat vanuit die perspectieven verklaringen kunnen worden gevonden voor het aannemen van bepaalde houdingen in relatie tot activiteiten, en voor het analyseren van houdingsklachten.

Omdat het lichaam een complex samenspel is van onder meer botten en spieren, is enige schematisering gewenst om tot een heldere definitie van een zithouding te komen.

---

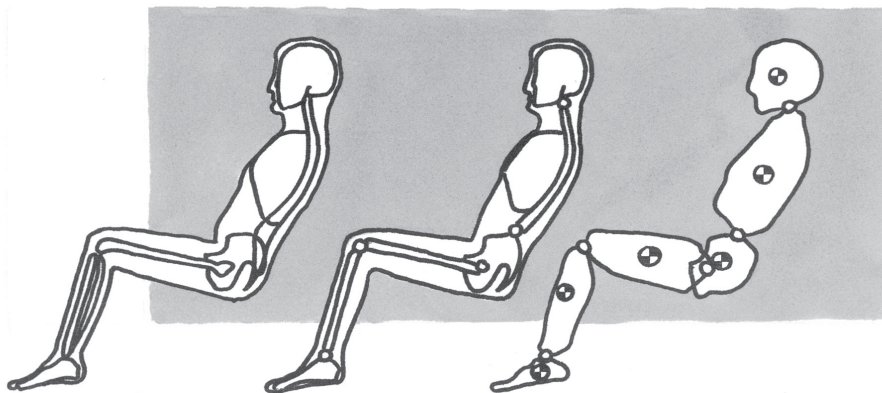
<sup>1</sup> Dit hoofdstuk is in belangrijke mate ontleend aan hoofdstuk 1 van *Sitting Posture, comfort and pressure, assessing the quality of wheelchair cushions*.

## V1.1 Biomechanisch model

Het model van het lichaam dat hiervoor kan worden opgesteld, is een ledenketting van beweegbaar aan elkaar geschakelde, maar op zich starre lichaamssegmenten die elk hun eigen afmeting, massa en massamiddelpunt bezitten.

In figuur V1.1 is te zien hoe het model is afgeleid. Het model beperkt zich tot het zijaan-zicht: het sagittale vlak.

- De gewrichten van enkel, knie en heup worden vereenvoudigd tot enkelvoudige scharnieren.
- Het bekken en de bovenste romp worden als afzonderlijke elementen beschouwd.
- De bovenste romp heeft in het okselgebied een scharnierpunt. Hiermede kan een kyfoserig van het thoracale gedeelte van de wervelkolom worden nagebootst. Dit scharnierpunt is in de afleiding niet getekend.
- Het lumbale en het thoracale deel van de wervelkolom worden verbonden door een enkel scharnierpunt in de lende; deze sterke vereenvoudiging van de werkelijkheid maakt heldere biomechanische analyses mogelijk.
- Het hoofd wordt met het cervicale gedeelte van de wervelkolom verbonden door een enkel scharnierpunt.
- De massa's van de lichaamssegmenten zijn geconcentreerd in massamiddelpunten.



Figuur V1.1 Afleiding van het ontwikkelde biomechanische model.

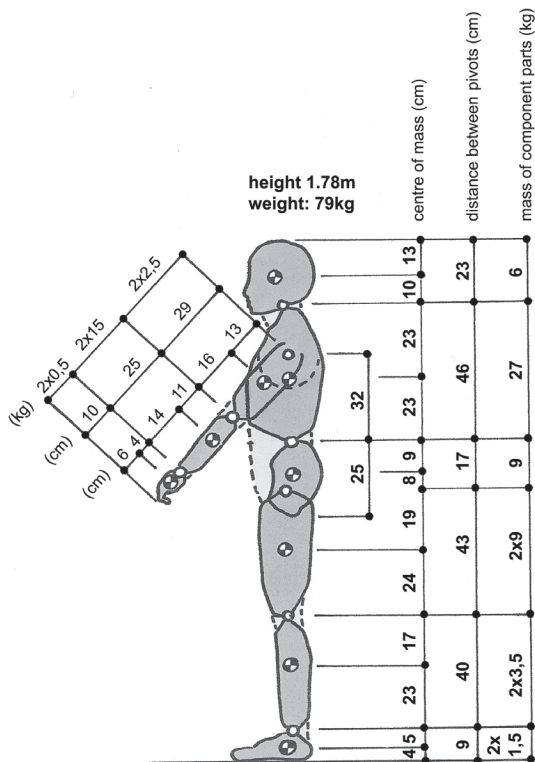
In het getekende model zijn geen spieren weergegeven rond de gewrichten. De momenten die rond de scharnierpunten werken om in een bepaalde houding een evenwicht te bereiken, zijn representatief voor de belastingen op spieren, pezen en banden rond het gewricht. De reactiekrachten in de scharnierpunten vormen de belastingen op gewrichten.

Als in een bepaalde zithouding een evenwicht wordt bereikt zonder dat er momenten rond de scharnierpunten hoeven te werken, betekent dit dat die houding in principe zonder spierinspanning kan worden volgehouden.



Het model is kortweg te omschrijven als een verzameling van volumes, ieder met zijn eigen specifieke massa en ligging van het massamiddelpunt, en verbonden door scharnieren. In figuur V1.2 zijn de hoofdmaten en de massa's van de segmentdelen van het ontwikkelde biomechanische model aangegeven. De gegevens zijn ontleend aan Damon, Stoudt & Mc Farland (1971) en aan de bewerking die Van Buchem (1973) daaraan heeft gegeven. Het ontwikkelde model is bedoeld om de biomechanische aspecten van de zithouding ten principale te kunnen analyseren. In dat licht bezien is een exacte bepaling van de ligging van het massamiddelpunt van een bepaald segment iets minder van belang dan de notie dat er een massamiddelpunt is en dat op dat punt, modelmatig gezien, de versnelling van de zwaartekracht inwerkt. Dit geldt ook voor de geschematiseerde ligging van de verschillende scharnierpunten.

Het model kan gebruikt worden om een zithouding adequaat te definiëren, om inzicht te krijgen in grootte en richting van de uitwendige en inwendige belasting, om zithoudingen te optimaliseren en om te onderzoeken wat de invloed is van het verminderen of wegvallen van spierfuncties op het handhaven van een houding.



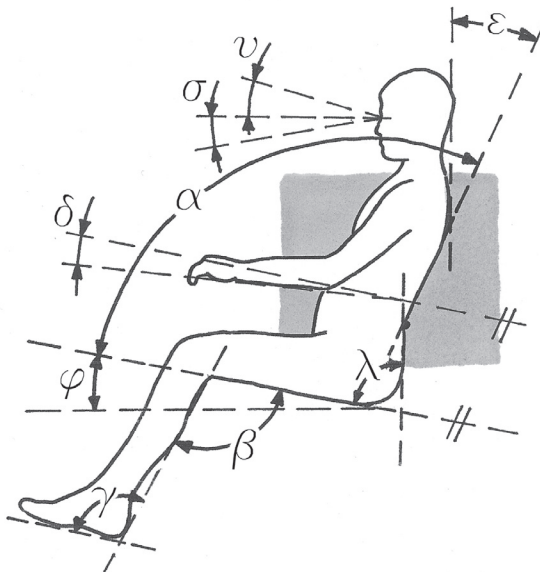
Figuur V1.2 Hoofdmaten en massa's van segmentdelen van het biomechanische model van het menselijk lichaam in cm en kg.

## V1.2 Definitie zithouding

Een zithouding wordt gedefinieerd door de onderlinge stand van de biomechanisch en fysiologisch relevante lichaamsdelen ten opzichte van elkaar en de stand van het geheel in de ruimte.

Om een relatie te kunnen leggen met de ‘aangeboden zithoudingen’ van stoelen, en om enigszins praktisch te werk te gaan, worden de raakvlakken langs de lichaamssegmenten als referentievlakken genomen en worden de hoeken van de verschillende segmenten ten opzichte van elkaar op deze wijze gedefinieerd. De stand van de dijbenen wordt ten opzichte van de horizontaal gedefinieerd; hiermee is dan tevens de positie van de verschillende lichaamsdelen in de ruimte te berekenen.

De benamingen en definities die in deze studie worden gebruikt, zijn een vervolg op en een uitbreiding van de benamingen en definities die door de GMD sinds 1978 worden gehanteerd voor rolstoelen (Staarink, 1978). De basiszithouding is hierbij gedefinieerd door de hoeken  $\varphi$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\varepsilon$  en  $\delta$ . In figuur V1.3 zijn de gedefinieerde hoeken gevisualiseerd.



Figuur V1.3 Benaming van de negen hoeken die in het sagittale vlak een zithouding bepalen.

- Hoek  $\varphi$ , de zittinghoek, geeft de stand aan van het raakvlak aan de onderzijde van de dijbenen met de horizontaal. De hoek boven de horizontaal wordt positief genomen. Omdat alle andere hoeken ten opzichte van elkaar zijn gedefinieerd, geeft hoek  $\varphi$  in feite de stand weer van het lichaam in de ruimte.
- Hoek  $\alpha$ , de heuphoek, geeft de stand aan van het raakvlak aan de rugzijde van het bovenste rompsegment ten opzichte van het raakvlak aan de onderzijde van de bovenbenen. Hoek  $\alpha$  wordt ook zithoek – de hoek waarin men zit – genoemd. Deze

definitie betekent dat de stand van het bovenste rompsegment in de ruimte bepaald wordt door hoek( $\varphi+\alpha$ ). Deze wordt de functionele rugleuninghoek genoemd. De grootte van hoek( $\varphi+\alpha$ ) geeft een indicatie voor de mate van rompstabiliteit respectievelijk voor de energie die nodig is om deze houding te handhaven. Hoek  $\alpha$  is met deze definitie onafhankelijk van de individuele vorm van de rug.

- Hoek  $\lambda$  geeft de stand aan van het bekken ten opzichte van de bovenbenen. Hoek  $\lambda$  wordt gedefinieerd door de hoek tussen het raakvlak aan de achterzijde van het bekken en het raakvlak aan de onderzijde van de bovenbenen.
- Hoek( $\alpha-\lambda$ ) beschrijft de vorm van de lumbale rug die tijdens de zithouding ontstaat. Is deze hoek positief, dan heeft de wervelkolom een lordose en is de grootte een indicatie voor de diepte van de lumbale lordose. Is de hoek negatief, dan heeft de wervelkolom een kyfose en is de grootte een indicatie voor de mate van kyfoserig. De vorm van de lumbale rug als individueel persoonskenmerk is te definiëren door de lumbaaldiepte tijdens staan. Dit is de grootste diepte die vanaf de raaklijn langs het thoracale en sacrale deel van de rug richting het lumbale deel van de wervelkolom te meten is. Deze maat is in een stoel niet te bepalen en daardoor onbruikbaar.
- Hoek  $\varepsilon$  bepaalt de stand van het hoofd ten opzichte van de romp en wordt gedefinieerd door de hoek die de raaklijn aan het achterhoofd en de uiterste punt van de thoracale rug maakt met de raaklijn langs het thoracale deel van de rug. Hoek  $\varepsilon$  representeert de totaalflexie van hoofd, hals en bovenste deel van het bovenste rompsegment.
- Hoek $\{(\varphi+\alpha) - \varepsilon\}$  geeft de stand aan van het hoofd en de bovenste romp ten opzichte van de horizontaal. Het is de hoek die de raaklijn aan het achterhoofd en het uiterste punt van de thoracale rug maakt met de horizontaal. Deze hoek geeft een indicatie voor de belasting van de bovenste rugspieren bij het handhaven van de houding.
- Hoek  $\nu$  beschrijft, zuiverder dan hoek $\{(\varphi+\alpha) - \varepsilon\}$ , de stand van het hoofd in de ruimte. De referentielijn voor de stand van het hoofd is het zogenaamde Frankfurtervlak, het vlak dat loopt door de onderste oogranden (de orbitale punten) naar de bovenzijde van de gehooringang (tragion). Hoek  $\nu$  wordt gedefinieerd door de hoek die het Frankfurtervlak maakt met de horizontaal. De hoek boven de horizontaal wordt positief genomen. In een staande houding met de blik op de horizon gericht is hoek  $\nu$  ongeveer  $10^\circ$  (Burandt, 1978). De Wall e.a. (1991) definiëren in hun onderzoek de nulpositie van het hoofd bij een blik van  $15^\circ$  beneden de horizontaal.
- Hoek  $\sigma$  is de hoek die de blikrichting met de horizontaal maakt. De hoek beneden de horizontaal wordt negatief genomen. De grootte van hoek  $\sigma$  wordt bepaald door hoek  $\varepsilon$  en de flexie van het hoofd, en wordt mede beïnvloed door de op- of neerwaartse rotatie van de oogbollen. Deze zogenaamde '*easy eye movement*' bestrijkt een gebied van + en  $-15^\circ$ . Uit de gegevens van Burandt (1978) kan geconcludeerd worden dat een ontspannen blikrichting naar schatting een hoek tussen  $15^\circ$  en  $25^\circ$  met het Frankfurtervlak maakt.
- Hoek  $\delta$  geeft de stand aan van de onderarmen. Deze is gedefinieerd als de hoek tussen het raakvlak aan de onderzijde van de onderarmen en het raakvlak langs de onderzijde van de bovenbenen. In figuur V1.3 is hoek  $\delta$  positief getekend. Wanneer

hoek  $\delta$  gelijk is aan hoek  $\varphi$ , nemen de onderarmen door deze definitie een horizontale stand in.

- Hoek  $\beta$  beschrijft de hoek tussen de lijn van de knieholte naar de achterzijde van de hiel en de raaklijn aan de onderzijde van de bovenbenen.
- Hoek  $\gamma$  beschrijft de stand in het sagittale vlak van het enkelgewricht als de hoek tussen de onderzijde van de voet en de lijn van de knieholte naar de achterzijde van de hiel.

Met deze definities van deze negen hoeken in het sagittale vlak kan de (zit)houding van het lichaam voor de hier te ontwikkelen beschouwingen voldoende nauwkeurig worden beschreven en numeriek worden vastgelegd. Het asymmetrische zitten ten opzichte van het mid-sagittale vlak, bijvoorbeeld wanneer men zijwaarts helt, vergt een aparte definiëring.

De aangeboden ‘zithouding’ van een stoel is in principe te beschrijven en vast te leggen door middel van de hoeken  $\varphi$ ,  $\alpha$  en  $\lambda$ . De stoel dient hiertoe in belaste toestand gemeten te worden. Van een rolstoel kunnen ook de hoeken  $\beta$  en  $\gamma$  worden gegeven.

Wanneer het lichaam in staat is of in staat wordt gesteld om precies op deze ‘hoeken’ aan te sluiten, zal het lichaam ook daadwerkelijk deze houding aannemen. Kan dat niet of gebeurt dat niet, dan ontstaat in principe een andere houding.

### V1.3 Inwendige belasting

Het ervaren van comfort wordt in belangrijke mate ‘veroorzaakt’ door het ontbreken van inwendige en uitwendige overbelasting. In deze paragraaf zal in het bijzonder de belasting van de lumbale wervelkolom in relatie tot de zithouding worden behandeld. De belasting van de lumbale wervelkolom hangt af van de wijze waarop en de mate waarin de rug ondersteund wordt.

De massa van het bovenlichaam wordt via de wervelkolom en het bekken overgebracht op het zitvlak. Het zwaarst belaste deel van de wervelkolom is het lumbale gebied.

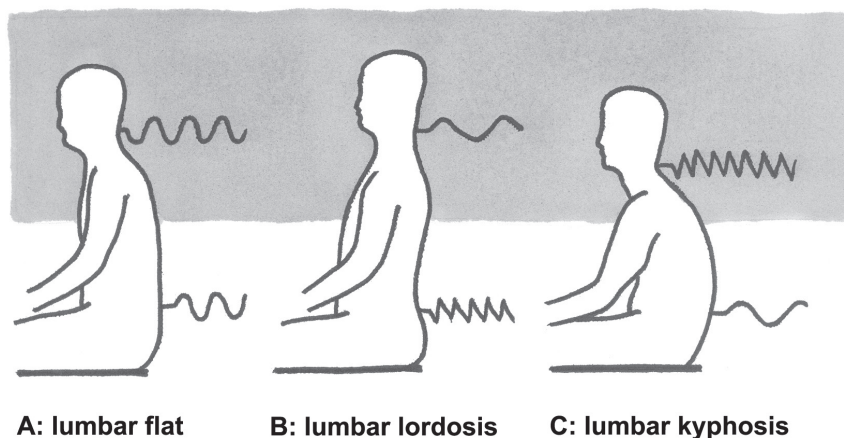
Deze belasting is afhankelijk van:

- het gewicht van het bovenlichaam en het al dan niet afgesteund zijn van de armen;
- de aan- of afwezigheid van een rugondersteuning;
- de mate van spierinspanning die aangewend wordt om een gewenste houding te handhaven;
- de sagittale vorm van de lumbale wervelkolom, die tijdens de zithouding ontstaat, in vergelijking tot zijn individuele natuurlijke vorm tijdens staan. Deze vorm is onder andere afhankelijk van:
  - de mobiliteit van de lumbale wervelkolom;
  - de stand van het bekken ten opzichte van de romp;
  - de heuphoek: hoek  $\alpha$ ;
  - de profilering en maatvoering van de rugleuning;

- de plaats van de tubera op het zitkussen ten opzichte van de rugleuning.

Bij zitten zonder rugondersteuning treedt vooral statische spieractiviteit op. De houding die men daarbij aanneemt, bepaalt de plaats en intensiteit van de benodigde spierspanning. Het ontspannen van de lage rugspieren leidt tot een kyfotische rug en zal in eerste instantie een ontspannen gevoel geven. In de lumbale wervelkolom is dan geen spieractiviteit meer nodig, omdat de wervels ten opzichte van elkaar in een eindpositie verkeren door de beperkte lengte van de ligamenten. De rug 'hangt' als het ware in zijn banden. Dit betekent een hoge en ongunstige belasting van de tussenwervelschijven en een hoge belasting van de ligamenten. Om in deze houding het hoofd recht op te houden met de blik op de horizon gericht, moeten de nekspieren extra aangespannen worden, terwijl deze betrekkelijk ontspannen zijn als de lage rugspieren de lumbale rug hol trekken.

In figuur V1.4 is de spieractiviteit bij de verschillende houdingen als elektromyogram (EMG) weergegeven: een grotere frequentie van de geregistreerde stromen duidt op een hogere spieractiviteit.



Figuur V1.4 Cervicale en lumbale spieractiviteit bij verschillende actieve zithoudingen zonder rugondersteuning (Schobert, 1978).

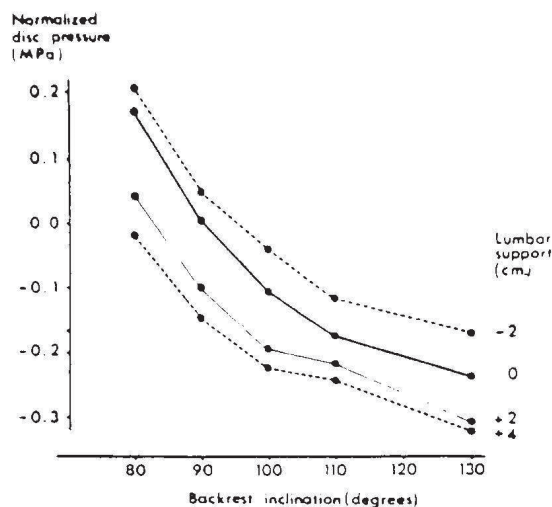
De belasting van de lumbale wervelkolom in relatie tot de wijze en mate van rugondersteuning is door Andersson e.a. (1975) uitgebreid onderzocht. Zij hebben veel metingen van de druk in de tussenwervelschijven in verschillende zithoudingen *in vivo* uitgevoerd. Een algemene conclusie die uit hun meetresultaten getrokken kan worden, is dat de natuurlijke vorm van de lumbale wervelkolom leidt tot de laagste druk en dat deze vervolgens afhankelijk is van de houding.

Bij een rechtop zittende, actieve zithouding is de druk in de L3-L4-tussenwervelschijf anderhalf keer de druk tijdens het staan. Wanneer men zittend het bekken volledig achterover laat kantelen en passief in zijn rug gaat hangen, zoals in situatie C van figuur

V1.4, kan deze druk oplopen tot tweeënhalve keer zo hoog. Het gevolg van het veelvuldig toepassen van deze houding geeft op de lange duur een maximale continue rek van ligamenten tegelijk met het uitschakelen van proprioceptie en enteroceptie, de signalen die vanuit spieren en gewrichten naar het besturingssysteem in de hersenen gaan. Deze houding lijkt ontspannen voor de spieren, maar leidt veelal tot een reactieve hypertonie van de monosegmentaal geïnnerde intervertebrale musculatuur in het lumbale gebied, die op termijn een dwangstand van het gewricht tot gevolg kan hebben. Deze houding is zeer belastend voor ligamenten en gewrichtsstructuren, en dus onwenselijk voor langdurig gebruik.

De invloed van de grootte van de rugleuninghoek en van de mate waarin de lende wordt ondersteund op de druk in de tussenwervelschijf L3-L4 wordt in figuur V1.5 getoond. De gehanteerde definities wijken af van de in dit boek ontwikkelde definities. De rugleuninghoek (*backrest inclination*) is de hoek die een *vlakke* rugleuning maakt met de horizontaal. De zittinghoek bij deze proef is  $0^\circ$ .

De mate waarin de rug individueel ondersteund wordt, wordt aangegeven met de *lumbar support*, uitgedrukt in cm. Plus 2 cm (+2) in de grafiek betekent dat ter plekke van de lende een verdikking is gemaakt van 2 cm op de vlakke rugleuning, die de rug meer zijn natuurlijke lordotische vorm laat aannemen. Dit betekent overigens een effectieve vergroting van de functionele rugleuninghoek van circa  $5^\circ$ !



Figuur V1.5 De druk in de tussenwervelschijf L3-L4 als functie van de rugleuninghoek, met als parameter de diepte van lumbaalondersteuning, bij een zittinghoek van  $0^\circ$  (Andersson e.a., 1975).

De druk in het referentiepunt (0,0 op de verticale as) is 0,51 MPa. Dat betekent dat -0,1 op de verticale schaal een drukvermindering inhoudt van circa 20%, aanzienlijk dus.

De invloed van de rugleuninghoek is aanzienlijk. Dit mag ook verwacht worden, omdat de belastingscomponent van de zwaartekracht van het bovenlichaam op de tussenwervelschijf afneemt met een vergroting van rugleuninghoek.

Bij een hoek van de (vlakke) rugleuning van  $100^\circ$  en een lendensteun van plus twee centimeter dik vindt een reductie van de druk plaats van circa 40% ten opzichte van een vlakke rugleuning met een hoek van  $90^\circ$  zonder specifieke lendensteun. Een verklaring hiervoor kan gevonden worden in het vormherstel van de lumbale lordose in de richting van zijn eigen natuurlijke kromming, waardoor de tussenwervelschijf gelijkmatiger wordt belast. Gezien het zitgedrag van mensen, waarbij men het niet zo nauw neemt met de manier waarop de lende wordt belast, moet deze extra belasting laag in de hiërarchie van *momentane* comfortbeleving staan.

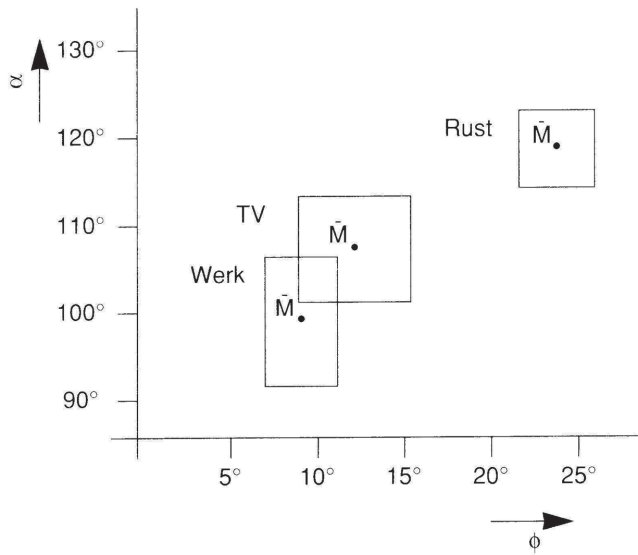
Ten gevolge van een zithouding wordt niet alleen de lumbale wervelkolom belast, maar uiteraard ieder lichaamsgewricht. De grootte van de belasting is niet alleen afhankelijk van het gewicht van de te dragen lichaamsdelen, maar ook van de spierkracht rondom het betreffende gewricht die eventueel nodig is om dat lichaamsdeel in positie te houden.

Een bijzondere vorm van inwendige belasting is de belasting van het zitvlak door de reactiekrachten van de zitting. Grootte en richting van deze reactiekrachten zijn afhankelijk van de zithouding. Deze problematiek wordt in de volgende paragraaf behandeld. De mate van comfort en de wijze waarop de belasting aan het zitvlak wordt doorgegeven, zijn afhankelijk van de eigenschappen van de zitondersteuning. Dit wordt behandeld in V3 'Drukverdeling'.

## V1.4 Uitwendige belasting

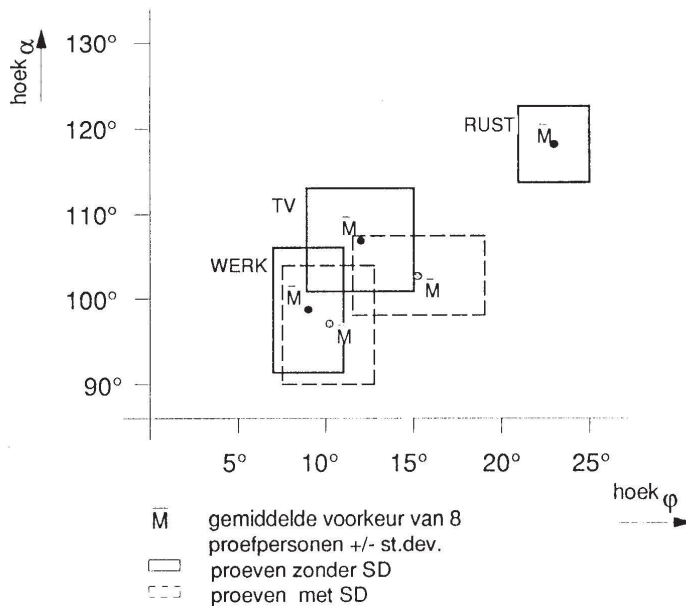
De uitwendige belasting tijdens het zitten en de invloed daarvan op de momentane comfortbeleving kunnen goed worden gedemonstreerd aan de hand van de resultaten van een opdracht tijdens een training om bij een gegeven activiteit een geschikte zithouding te zoeken. De cursisten werd gevraagd om in een verstelbare rolstoel een houding te zoeken waarin men gemakkelijk aan een tafel zou kunnen werken, waarin men comfortabel tv zou kunnen kijken en waarin men een dutje zou kunnen doen. Opgemerkt moet worden dat de hoeken aan het frame van de rolstoel zijn gemeten en dat er dus geen absolute waarden aan kunnen worden toegekend.

Daarna werd de cursisten gevraagd dezelfde opdracht uit te voeren voor de werkhouding en de tv-houding terwijl in de stoel een dunne, gladde stof in twee lagen op elkaar was gelegd. Het effect van het gebruik van deze dubbele, gladde stof (SD) is dat wrijvingskrachten tussen zitting en zitvlak, indien ze nodig zijn voor het krachtenevenwicht om de zithouding te handhaven, direct manifest worden. De resultaten van deze opdracht zijn in figuur V1.7 opgenomen.



$\bar{M}$  = Gemiddelde voorkeur van 8 proefpersonen + en - SD

Figuur V1.6 De relatie tussen zittinghoek: hoek  $\phi$  en heuphoek: hoek  $\alpha$  bij verschillende activiteiten.



Figuur V1.7 De relatie tussen zittinghoek  $\phi$  en heuphoek  $\alpha$  bij verschillende activiteiten met en zonder gebruik van dunne, dubbelgeslagen gladde stof (SD).



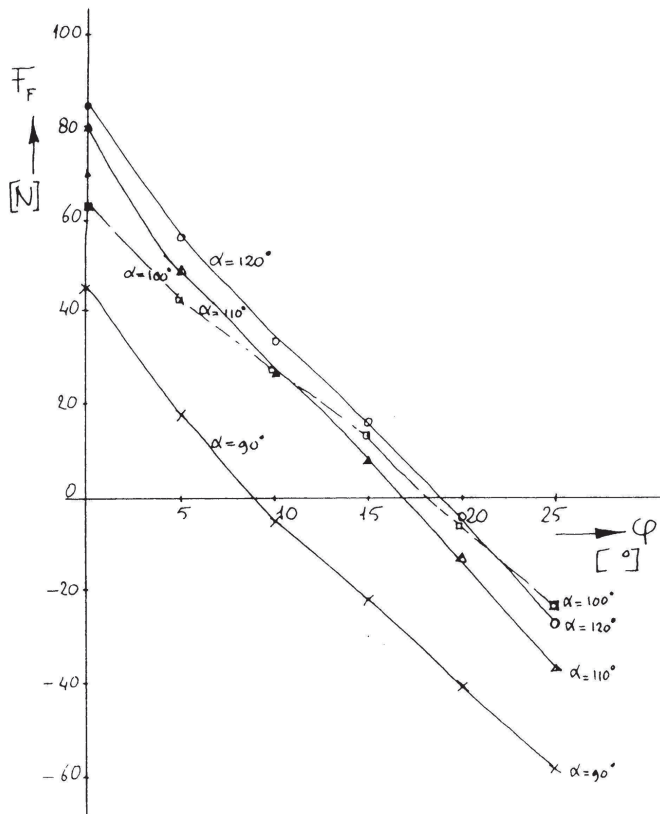
In figuur V1.7 is te zien dat er door het gebruik van de gladde stof een andere verhouding tussen hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  is ontstaan. Bij zowel de activiteit werk als de activiteit tv-kijken is hoek  $\varphi$  groter geworden ten koste van hoek  $\alpha$ . In figuur V1.8 zijn de gemiddelde waarden van de hoeken  $\varphi$  en  $\alpha$  bij elkaar gezet, en wordt ook de grootte van hoek( $\varphi+\alpha$ ) gegeven.

		zonder gebruik gladde stof	met gebruik gladde stof
Werkhouding	hoek $\varphi^*$	9,0 °	10,5 °
	hoek $\alpha^*$	99,0 °	97,0 °
	hoek ( $\varphi+\alpha$ )	108,0 °	107,5 °
tv-kijk houding	hoek $\varphi^*$	12,0 °	15,5 °
	hoek $\alpha^*$	107,0 °	102,5 °
	hoek( $\varphi+\alpha$ )	119,0 °	118,0 °

Figuur V1.8 De gemiddelde waarde van hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  bij verschillende activiteiten met en zonder gebruik van dunne, dubbelgeslagen gladde stof op de zitting.  
\* hoeken aan frame stoel gemeten

Uit deze tabel zijn verschillende, opmerkelijke conclusies te trekken. Het gebruik van de gladde stof blijkt de grootte van hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  flink te beïnvloeden, maar heeft nauwelijks effect op het totaal resultaat: hoek( $\varphi+\alpha$ ). De stand van de romp in de ruimte, hoek( $\varphi+\alpha$ ), en daarmee ook de stand van het hoofd op de romp, blijken kennelijk de bepalende factor bij de keuze van de zithouding. De onderlinge verhouding tussen hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  wordt bepaald op basis van het comfortgevoel. Bij de eerste opdracht is klaarblijkelijk het gevoel van wrijving op de bovenbenen niet doorslaggevend geweest in het korte moment voor het beoordelen van het comfort van de houding. Hiermee worden de hiërarchie in de momentane comfortbeleving en de invloed van tijdsduur bevestigd.

Om de invloed van de zithouding op het optreden van wrijvingskrachten nader te bestuderen, worden in figuur V1.9 de resultaten gepresenteerd van een oriënterende meting naar het verband tussen de zithouding, te weten hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$ , en de grootte van optredende wrijvings- en normaalkrachten (Staarink, 1978). De meting is uitgevoerd aan één vrouwelijke proefpersoon met behulp van een Kissler meetplatform. Zitting en rugleuning bestaan uit harde, vlakke platen.



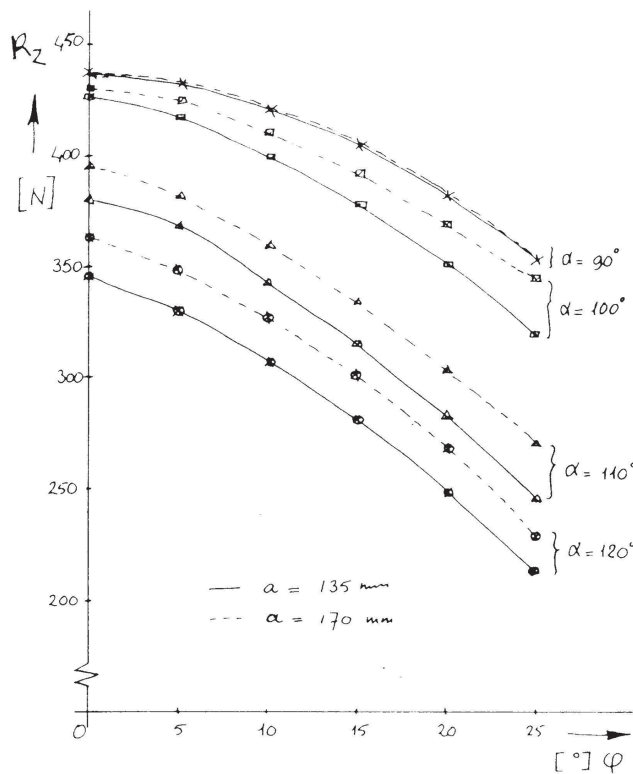
Figuur V1.9 De wrijvingskracht  $F_f$  als functie van hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  bij één vrouwelijke proefpersoon van 60,5 kg en 1,72 m.

Met uitzondering van de meting voor hoek  $\alpha$  van  $100^\circ$ , waarvan de reden onbekend is, geeft het resultaat een regelmatig beeld. Er blijkt steeds een specifieke relatie tussen hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  te zijn, waarvoor de wrijvingskracht 0 is. De verhoudingen tussen deze hoeken komen globaal overeen met de eerder gevonden verhoudingen tijdens de trainingsopdracht, en met de resultaten van onderzoeken die gebaseerd zijn op een subjectieve comfortbeleving (o.a. Grandjean, 1969). De veronderstelling lijkt gerechtvaardigd dat deze subjectieve comfortbeleving beïnvloed wordt door het al dan niet aanwezig zijn van wrijvingskrachten in het zitvlak. Gezien de eerdere constatering van de hiërarchie in de momentane comfortbeleving dient een dergelijke proef wel een zekere tijdsduur te hebben.

Naast de wrijvingskracht is in eerdergenoemd onderzoek ook de normaalkracht geregistreerd. De invloed van hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  op de grootte hiervan zijn in figuur V1.10 weergegeven. Een opvallend resultaat van dit onderzoek was dat de positionering van

de zitbeenknobbels ten opzichte van het snijpunt van zitting en rugleuning, op 135 mm en 170 mm, geen invloed had op de grootte van de wrijvingskracht, maar wel op de grootte van de normaalkracht  $R_z$  op de zitting. De resultaten hiervan zijn ook in figuur V1.10 opgenomen.

De positionering van de zitbeenknobbels op de zitting bepaalt de stand van het bekken en daarmee de vorm van de lumbale wervelkolom, die in de zithouding ontstaat en die mede van invloed is op de comfortbeleving.



Figuur V1.10 De normaalkracht  $R_z$  als functie van hoek  $\varphi$  met hoek  $\alpha$  en de afstand  $a$  van de zitbeenknobbels tot de rugleuning als parameters, bij één vrouwelijke proefpersoon van 60,5 kg en 1,72 m lengte.

Uit figuur V1.10 is ook de conclusie te trekken dat een achterover gekanteld bekken – ( $a = 170$  mm) een grotere zitbelasting geeft (circa 5%) dan een bekken dat meer rechtop staat ( $a = 135$  mm).

Samenvattend kan gezegd worden dat de zithouding in grote mate verantwoordelijk is voor grootte en richting van de uitwendige belasting op het lichaam, en dat deze in relatie tot de tijdsduur mede bepalend zijn voor de comfortbeleving.

## V1.5 De stabiliteit van het bovenlichaam

De mate van stabiliteit van het bovenlichaam is een bepalende factor voor de hoeveelheid energie die nodig is om een zithouding te handhaven. De hoeveelheid aan te wenden energie is een comfortbepalende factor, en blijkt hoog in de hiërarchie van de momentane comfortbeleving te staan. Afhankelijk van de kenmerken van de individuele rug kan de wijze waarop die stabiliteit van de romp tot stand komt, in meer of mindere mate belastend zijn voor de wervelkolom.

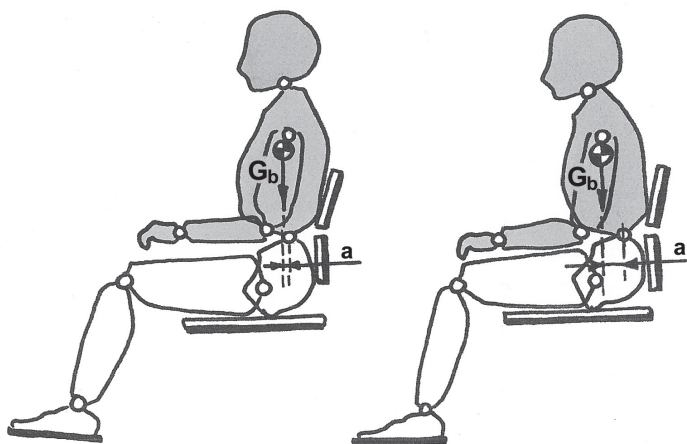
De lumbale wervelkolom heeft twee kenmerken die zowel voor de fysiologische als voor de biomechanische aspecten van de zithouding van belang zijn. Deze kenmerken verschillen per individu. Deze kenmerken zijn:

- de mate van mobiliteit;
- de vorm van de lumbale wervelkolom.

De mogelijke individuele vormen van de lumbale wervelkolom zijn:

- een extreme lordose;
- een normale lordose;
- vlak.

Een vlakke rug en een rug in kyfose zijn meestal immobiel. Een mobiele rug kan tijdens het zitten verscheidene vormen aannemen, afhankelijk van de wijze van ondersteuning.



Figuur V1.11 De invloed van de vorm van de lumbale wervelkolom op de ligging van het massamiddelpunt van het bovenlichaam, ten opzichte van het modelmatige lumbale scharnierpunt bij een actieve zithouding.

De wijze waarop de stabiliteit van het bovenlichaam wordt verkregen, wordt bepaald door de ligging van het massamiddelpunt van het gehele bovenlichaam, hoofd, romp en armen, ten opzichte van het modelmatig aangenomen lumbale scharnierpunt. Dit massamiddelpunt van het totale bovenlichaam met de armen in de schoot is ongeveer in de okselregio gesitueerd.

De stand van het bekken heeft invloed op de vorm van de lumbale wervelkolom, en andersom. De vorm van de lumbale wervelkolom is ook van invloed op de ligging van het massamiddelpunt ten opzichte van het modelmatige lumbale 'scharnierpunt'. In figuur V1.11 is dit gevisualiseerd.

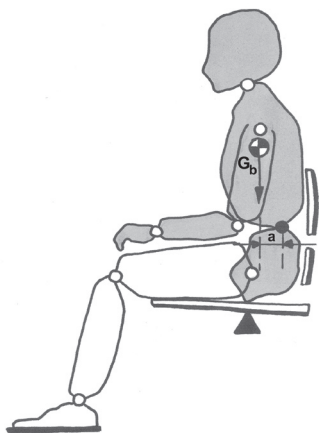
In de linkertekening van figuur V1.11 loopt de werklijn van de zwaartekracht vlak vóór het lumbale 'scharnierpunt' langs. Deze situatie wordt bereikt wanneer de mobiele lumbale wervelkolom een lordose kan aannemen. In deze situatie is, wanneer een bekensteun aanwezig is, slechts een geringe spierkracht nodig om een *actieve* stabiliteit van het bovenlichaam te verkrijgen. Een niet-actieve stabiliteit ontstaat door hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  zodanig te vergroten dat genoemde werklijn op of achter het lumbale scharnier loopt. Dit is het geval bij een gedefinieerde hoek  $(\varphi + \alpha)$  van ten minste  $115^\circ$ .

In de rechttekening heeft de lumbale wervelkolom een kyfose. De kyfose kan een individueel kenmerk zijn, maar kan ook verkregen worden door niet ver genoeg achter in de stoel te gaan zitten, waardoor het bekken achterover gekanteld wordt tegen de rugleuning. Het resultaat is dat in deze zithouding de werklijn van de zwaartekracht van het bovenlichaam vóór de lumbale wervelkolom langs loopt. Op de lumbale wervelkolom wordt hierdoor een moment  $G_b * a$  uitgeoefend, dat door spierkracht opgevangen moet worden, tenzij de wervels zich ten opzichte van elkaar in een eindpositie bevinden en de wervelkolom in zijn banden hangt. In deze houding is dat meestal het geval. Eerder is hiervan de – negatieve – consequentie voor de druk in de tussenwervelschijven en voor de proprioceptie besproken.

Let ook op de stand van het hoofd ten opzichte van de romp in beide tekeningen. In tekening B moet het hoofd extra opgericht worden om de blik op de horizon te behouden.

In de situatie van een al dan niet bewust gekozen immobiele kyfotische rug is er sprake van een bijzondere vorm van 'stabiliteit'.

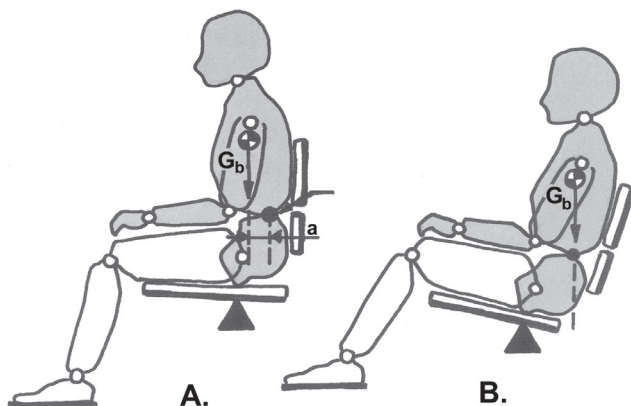
Doordat de lumbale wervelkolom immobiel is, kan deze niet als scharnierpunt voor de stabiliteit van het bovenlichaam functioneren. Het scharnierpunt verplaatst zich in dat geval naar de zitbeenknobbels. Wanneer de werklijn van de zwaartekracht achter de tubera langs loopt, zoals in figuur V1.12 is gevisualiseerd, ontstaat er weliswaar een niet-actieve stabiliteit, maar gaat deze gepaard met een – flinke – momentbelasting  $G_b * a$  op de lumbale wervelkolom.



Figuur V1.12 Stabiliteit van het bovenlichaam met een immobiele lumbale wervelkolom ten opzichte van de tubera als scharnierpunt en de introductie van een momentbelasting  $G_b$  \* a op de lumbale wervelkolom.

In deze houding zullen de ligamenten van de lumbale wervelkolom, wanneer de tijdsduur lang genoeg is, onder invloed van dit moment worden opgerekt, waardoor de kyfoserig verder gaat en het proces, mede door uitschakeling van de propriocepsis en enterocepsis, op de lange duur irreversibel wordt.

De kyfoserig van de lumbale rug heeft ook consequenties voor de stand van het hoofd ten opzichte van de romp, zoals al eerder is beschreven. Een oplossing voor deze situatie wordt gevonden door ook in deze situatie een houding aan te bieden met een anatomisch verantwoorde stabiliteit van de romp.

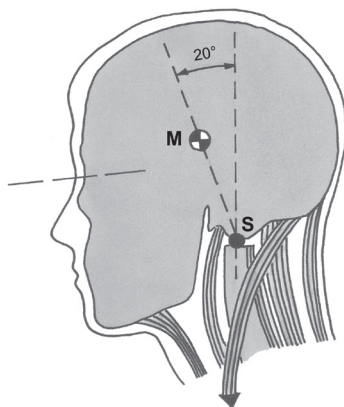


Figuur V1.13 A: Een anatomisch niet-verantwoorde stabiliteit van de romp; B: een anatomisch verantwoorde stabiliteit van de romp, door eliminatie van de momentbelasting op de lumbale wervelkolom en de consequenties voor de stand van het hoofd.

De kanteling van de zithouding in figuur V1.13 heeft niet alleen tot gevolg dat de nek-extensie wordt opgeheven, maar ook dat de momentbelasting op de lumbale wervelkolom verdwijnt.

## V1.6 De stabiliteit van het hoofd

Een stabiele ondersteuning van het hoofd ontstaat wanneer het hoofd zodanig door een hoofdsteun wordt afgesteund dat het zwaartepunt van het hoofd zich op of achter zijn scharnierpunt, de atlas, bevindt. Dat is het geval wanneer het hoofd circa  $20^\circ$  achterover is gekanteld ten opzichte van een horizontale kijkrichting. Het massamiddelpunt van het hoofd ligt immers bij een horizontale blik circa  $20^\circ$  vóór de atlas.



Figuur V1.14 De ligging van het massamiddelpunt van het hoofd ten opzichte van zijn scharnierpunt: S.

Wanneer het hoofd met de blik op de horizon in balans op de romp staat, moeten er door verandering van houding interne krachten ontstaan die het hoofd in evenwicht brengen. Het moment (kracht x arm) dat het massamiddelpunt M van het hoofd ten opzichte van het scharnierpunt S ontwikkelt, moet gecompenseerd worden door een even groot tegengesteld moment. De bewegingsfunctie van de spieren in het nek-schoudergebied die het hoofd positioneren ten opzichte van de romp, is buitengewoon gecompliceerd, maar duidelijk is dat er in een bepaalde houding – namelijk bij een hoek( $\varphi+\alpha$ ) van ca.  $123^\circ$  – in het nek-schoudergebied krachten ontstaan in spieren en ligamenten door een passieve oprekking die kennelijk het juiste tegengestelde moment opleveren om het hoofd in balans te krijgen, en er dus geen of weinig actieve spierkracht nodig is om het hoofd in deze stand te houden.

Deze houding wordt als zeer comfortabel ervaren, doordat nek- en schouderspieren zich kunnen ontspannen, en is in dit boek de *individuele voorkeurshouding* genoemd.

## V1.7 Samenvatting en conclusies

De biomechanica en een adequaat biomechanisch model zijn zeer behulpzaam bij het analyseren en verklaren van een aantal belangrijke fenomenen van de zithouding. Van groot belang daarbij is een relevante definitie van zithouding. Een zithouding wordt gedefinieerd door de onderlinge stand van de lichaamsdelen ten opzichte van elkaar en de stand als geheel in de ruimte. Kenmerkend voor een zithouding zijn de stand van de romp in de ruimte, hoek( $\varphi+\alpha$ ), de stand van de romp ten opzichte van de bovenbenen, hoek  $\alpha$ , en de stand van de bovenbenen ten opzichte van de horizontaal, hoek  $\varphi$ .

De stand van de romp in de ruimte wordt gemeten langs het lumbaal-thoracaal overgangsgebied van de rug *boven* het diepste punt van de lende ten opzichte van de horizontaal. De stand van de romp is met deze definitie onafhankelijk van de individuele vorm van de lende; dit is cruciaal in de gekozen benadering, omdat dit de enige definitie is die biomechanisch relevant is.

Uit de analyse van het krachtenevenwicht van de reactiekrachten van de ondersteuning in de verschillende zithoudingen blijkt dat een juiste onderlinge afstemming van de grootte van hoek  $\alpha$  en hoek  $\varphi$  ervoor kan zorgen dat geen wrijvingskrachten tussen het zitvlak en zitkussen nodig zijn voor het krachtenevenwicht. Een goede zithouding kan mede hierdoor als zodanig worden gedefinieerd.

Stabiliteit van het bovenlichaam is simpel biomechanisch te verklaren door de ligging van het massamiddelpunt van het gehele bovenlichaam ten opzichte van een modelmatig scharnierpunt dat zich in de lumbale wervelkolom bevindt.

De definitie van de functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) is dan ook gebaseerd op de stand van het bovenlichaam in de ruimte, gemeten langs het lumbaal-thoracaal overgangsgebied. Een anatomisch verantwoorde stabiliteit van de romp *begint* bij een hoek( $\varphi+\alpha$ ) groter dan  $115^\circ$  en is onafhankelijk van de vorm van de rug.

Een anatomisch niet-verantwoorde stabiliteit ontstaat wanneer men de rug naar achteren bolt en in de banden van de wervelkolom gaat 'hangen'. Meestal is dit het gevolg van een aangeboden stoelhouding die activiteit vereist, terwijl men die er niet steeds in wil stoppen.

De inwendige belasting van gewrichten en tussenwervelschijven wordt mede bepaald door de grootte van de hoeken die een zithouding definiëren.

Het massamiddelpunt van het hoofd ligt circa  $20^\circ$  vóór het scharnierpunt: de atlas. Dat betekent dat een stabiele stand van het hoofd in ruste pas ontstaat wanneer het hoofd circa  $20^\circ$  achterover gekanteld wordt tegen een hoofdsteun aan, in de individuele voorkeurshouding

De bijzonderheid van de individuele voorkeurshouding waarbij het 'hoofd in balans op de romp' staat, kan niet louter biomechanisch verklaard worden vanuit het ontwikkelde model. In de stand van de romp bij een hoek( $\varphi+\alpha$ ) van circa  $123^\circ$  blijken er in spieren en ligamenten krachten te ontstaan door een passieve oprekking ten gevolge van de houding die kennelijk het juiste tegengestelde moment opleveren om het hoofd in ba-



lans te houden. In deze houding kunnen nek- en schouder spieren zich ontspannen. Dit fenomeen staat hoog in de hiërarchie van de momentane comfortbeleving.

## Geraadpleegde literatuur V1

- Andersson, B.J.G. The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine*, 1979, nr 1, 52-58.
- Andersson, B.J.G.; Ortengren, R.; Nachemson, A.L.; Elfström, G.; Broman, H. The sitting posture: An electromyographic and discometric study. *Orthopedic Clinics of North America*, 1975, vol 6.1, 105-119.
- Andersson, B.J.G. e.a. Lumbar disc pressure and myoelectrical back muscle activity during sitting Studies I – IV. *Scand J Rehab Med*, 1974, 6. 104-133.
- Buchem, P.J.A. van. *Stasteun als oplossing tussen staan en zitten*. Afstudeerrapport, Tussenafdeling Industriële Vormgeving, T.H. Delft, 1973.
- Burandt, U. *Ergonomie Für Design und Entwicklung*. Verlag Dr. Otto Schmidt KG, Köln, 1978.
- Damon, A., Stoudt, H.W. and Mc Farland, R.A. *The Human Body in Equipment design*. Harvard University Press, 1971.
- Driffrient, N.; Tilley, A.R; Bardagjey, J.C. *Human Scale 1/2/3*. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1974.
- Grandjean, E. *Sitting Posture*. Taylor & Francis Ltd London, 1969.
- Hobson, Douglas, A. Comparatieve effects of posture, pressure and shear at the body-seat interface. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1992, vol 29, no 4.
- Schoberth, H. *De juiste zithouding op het werk*. Köln, 1978.

# Hoofdstuk V2

## Decubitus, ontstaan en preventie<sup>1</sup>

Decubitus ontstaat door een voortdurende – uitwendige – belasting van weefsel. Zonder uitwendige belasting ontstaat er geen decubitus. Bij normaal zitgedrag ontstaat geen decubitus. De etiologie van decubitus is onder te verdelen in een fysiologische en een mechanische component.

De ‘fysiologische’ oorzaak komt voort uit een langdurige slechte aan- en afvoer van voedingsstoffen en afvalstoffen. Deze uiten zich in de vorm van *ischaemia*; aan de huid kan dit worden waargenomen als *erythema* (plaatselijke bloedarmoede). Ook de afbraak en afvoer van een beschadigde cel kunnen hierdoor worden stilgelegd. De oorzaak hiervan is dat, onder invloed van belasting, bloedvaten en lymfevaten worden dichtgedrukt. Met name de *combinatie* van druk- en schuifkrachten *in* het weefsel wordt algemeen verantwoordelijk gehouden voor deze occlusie.

De hier beschreven ‘fysiologische oorzaak’ kan worden versterkt door individuele risicofactoren.

Deze worden in paragraaf V2.3 beschreven.

---

<sup>1</sup> Dit verdiepingshoofdstuk is in belangrijke mate gebaseerd op paragraaf 2.3 van *Sitting posture, comfort and pressure*. Het is voor de tweede druk opnieuw herzien en geactualiseerd door dr. Jasper Reenalda, werkzaam bij Roessingh Research & Development te Enschede.

De ‘mechanische’ oorzaak van weefseldegeneratie zou als volgt kunnen worden verklaard: onder invloed van drukverschillen wordt interstitieel vocht, dat tussen de cellen zit, weggeperst, waardoor volumeveranderingen in het weefsel ontstaan. In het contactvlak tussen deze volumeverschillen ontstaan schuifkrachten, die door het ontbreken van interstitieel vocht direct op de celwanden worden uitgeoefend en deze vervolgens kunnen beschadigen. De omvang van deze beschadigingen bepaalt, in combinatie met de kwaliteit van de stofwisseling, of er decubitus ontstaat of niet (Reddy, 1981). Dit mechanisme wordt meestal onder de celdeformatietheorie geschaard. Recente onderzoeksresultaten van de TUE (o.a. Bouten et al., 1999 en 2003) bevestigen dat deformatie van cellen een zeer belangrijke component is in het ontstaan van decubitus. Gawlitta (2007) laat zien dat in vitro, cellen 24 uur een gebrek aan zuurstof, *hypoxie*, kunnen overleven, maar vrij snel beschadigd raken als gevolg van deformatie.

De fysiologische en mechanische componenten in het ontstaansproces van decubitus kunnen elkaar beïnvloeden en versterken.

Zo speelt interstitieel vocht ook een rol bij de stofwisseling. Het plaatselijk wegvloeien van dit vocht onder invloed van de belasting zal dus niet alleen de kans op een mechanische beschadiging vergroten, maar ook een negatieve invloed hebben op de stofwisseling en ter plekke het herstelvermogen van het weefsel verlagen.

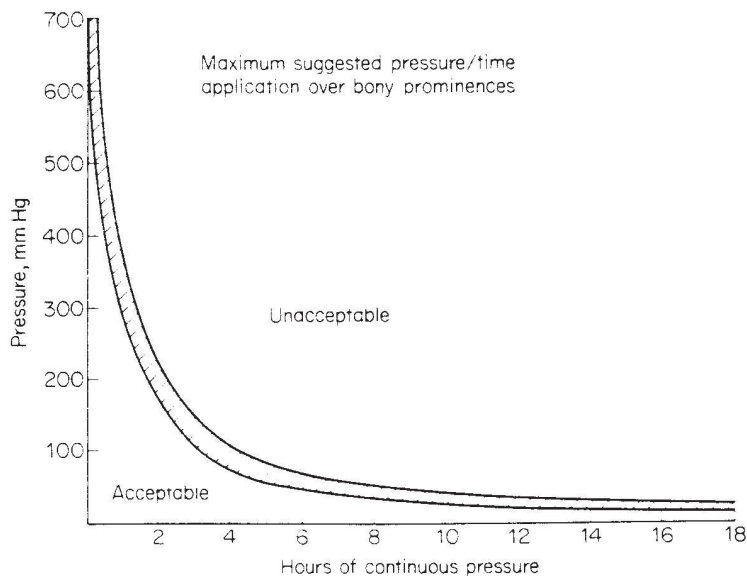
Een geheel ander mechanisme dat een rol zou kunnen spelen in het ontstaan van decubitus, wordt beschreven in de *ischemia reperfusion injury theory* (o.a. Peirce et al., 2000).

In deze theorie wordt ervan uitgegaan dat het terugstromen van bloed naar ischemisch weefsel na het – plotseling – opheffen van de belasting juist schadelijk is door het vrijkomen van vrije radicalen. Hierbij zou in de cel een toxisch milieu ontstaan, dat de cel doet afsterven. Deze theorie lijkt in tegenspraak met de praktijk, waar het verzitten en liften in een rolstoel als positief worden ervaren in de strijd tegen het ontstaan van decubitus. Wellicht dat de snelheid van het ontlasten in dit proces een rol speelt.

Het onderzoek naar de mechanismen in het ontstaan van decubitus is min of meer op gang gekomen door het onderzoek van Reswick en Rogers (1976). Zij hebben de relatie tussen druk en tijd, die door Kosiak (1961) aan een hond werd gemeten, klinisch aan mensen bijgesteld. In figuur V2.1 is deze – historische – relatie opgenomen. De gehanteerde druk is de zogenaamde ‘interface pressure’, gemeten tussen de huid en de zitting. De klinische relevantie van deze druk-tijdcurven is niet duidelijk. Doordat de meetparameters en meetapparatuur niet met elkaar vergeleken kunnen en mogen worden, en de vooraf gestelde predictieve en uitkomstparameters niet duidelijk zijn, kunnen er op basis van deze twee studies geen conclusies worden getrokken over een eventuele klinische relatie tussen druk en tijdsduur. *De enige conclusie die gerechtvaardigd lijkt, is dat druk en tijdsduur aan elkaar zijn gekoppeld en elkaar versterken.*

De niet-acceptabele niveaus van druk en tijd worden vaak in verband gebracht met de hoogte van de vooronderstelde capillaire druk van 25-35 mmHg (Landis, 1930), en de

hoogte van uitwendige druk die de vaten al dan niet zou afsluiten. Toch lijkt dit niet voldoende voor een goede verklaring. Immers, de gehanteerde druk in de grafiek is de zogenaamde interface pressure, gemeten tussen zitvlak en zitondersteuning. De relatie tussen de interface druk en de interne druk is niet eenduidig, en de inwendige druk kan twee tot drie keer zo hoge waarden aannemen. Zelfs kussens met de beste drukverdeling veroorzaken inwendig direct onder de tubera een veel hogere druk dan de capillaire druk. De laagst gemeten inwendige druk onder de tubera bedraagt in het kussenonderzoek 90 mmHg.



Figuur V2.1 Het acceptabele verband tussen de grootte van de interface pressure en de tijdsduur volgens Reswick en Rogers (1976).

Vanuit dit gegeven en het gegeven van de hoogte van de capillaire druk is het in feite verbazingwekkend dat er *zo weinig* mensen decubitus krijgen in plaats van zoveel. Er moeten dus bepaalde mechanismen werken die een positieve invloed hebben op het in stand houden van het weefsel.

Een van de verklaringen zou kunnen zijn dat een voortdurende verandering van de belasting, en dus van de inwendige druk, een pompende werking in de capillaire vaten tot gevolg kan hebben, waardoor vloeistoftransport en stofwisseling kunnen plaatsvinden. Een voorwaarde daarvoor is echter wel dat de vaten niet ten gevolge van vervorming door inwendige schuifkrachten ten gevolge van uitwendige wrijving dichtgeknikt zijn. Het is immers de vraag of de eventuele ontstane pompwerking een druk oplevert die groot genoeg is om deze geknikte vaten open te persen.

Reddy (1981) brengt de grafiek van Reswick en Rogers in verband met de relatie tussen de hoogte van lokale drukverschillen en de mate van interstitieel vochttransport. Een groot drukverschil zal interstitiële vloeistof snel wegpersen; een klein drukverschil doet dat ook, maar doet er langer over. Zal bij een zeer groot drukverschil de kans op acute mechanische beschadiging groot zijn, doordat de belasting direct op de celwanden wordt overgebracht, bij lagere druk zal de combinatie van een geringe beschadiging en een langdurige gebrekkige stofwisseling hetzelfde effect hebben.

De analyse van Reddy van de eenzijdige interstitiële vochtstromen zou wellicht ook toegepast kunnen worden op het fenomeen vervorming. De vervorming die ten gevolge van de combinatie van druk en schuifspanning ontstaat, zou het interstitiële vocht wel eens effectiever kunnen wegpersen dan drukverschillen alleen. De vergelijking met het uitwringen van een spons dringt zich hierbij op. Vervorming verkleint de interstitiële ruimte en perst daarmee het vocht weg, waardoor de belasting – in dit geval de schuifspanning – direct op de celwanden wordt overgebracht, wat een mechanische beschadiging van de cel tot gevolg kan hebben. Zie hiervoor het onderzoek dat wordt gedaan aan de TUE.

De combinatie van inwendige druk en schuifkrachten wordt in de literatuur (Crenshaw, 1989) als het meest effectief gezien voor het ontstaan van decubitus. Wrijvingskrachten op en in het zitvlak lijken een zeer belangrijke rol te spelen in de uitwendige belasting en de manier waarop deze op het inwendig weefsel in de vorm van schuifkrachten worden overgebracht. Dier-experimenteel onderzoek heeft aangetoond dat schuifkrachten het effect van druk op weefselschade versterken (Bennet et al., 1979).

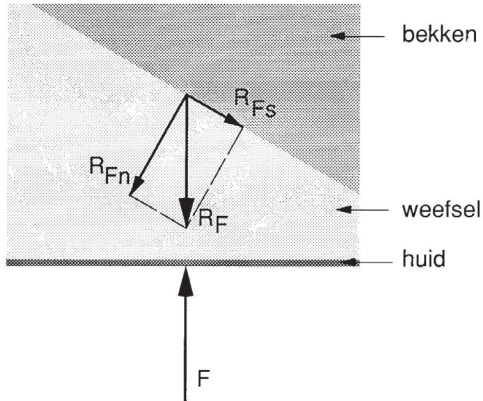
Naast de *hoogte*, *duur* en *wijze* van belasting is er een aantal risicofactoren in de mens of in de uiterlijke omstandigheden gelegen die het ontstaansproces van decubitus nadelig kunnen beïnvloeden. Deze worden in V2.3 beschreven.

## V2.1 Analyse van de inwendige belasting

De uitwendige belasting op het zitvlak wordt gevormd door de reactiekrachten van de zitting op de belasting. Grootte en richting van deze reactiekrachten worden bepaald door de zithouding (zie hoofdstuk V1). De verdeling van deze krachten over het zitvlak wordt bepaald door de eigenschappen van het ondersteuningselement.

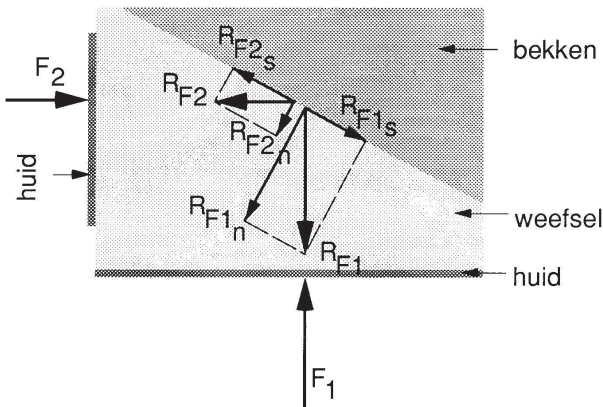
Het ontbreken van wrijvingskrachten als reactiekracht van de zitting op het zitvlak betekent niet dat er inwendig geen schuifkrachten zouden kunnen zijn. In figuur V2.2, waarin schematisch een detail van een doorsnede van het bekken is opgenomen, is sprake van een belasting door een enkele normaalkracht  $F$ . Deze kracht wordt doorgeleid naar het bekken en reageert met reactiekracht  $RF$ .  $RF$  kan ontbonden worden in  $RF_n$  en  $RF_s$ , respectievelijk een kracht loodrecht op het bekken en een kracht in het vlak van het bekken.

De 'normale' uitwendige puntbelasting  $F$  leidt inwendig dus niet alleen tot een drukspanning  $R_{Fn}$ , maar ook tot schuifspanning  $R_{Fs}$ . Dit kan tot ongewenste vervorming van het weefsel leiden.



Figuur V2.2 Uitwendige belasting  $F$  met inwendige reactiekrachten  $R_{Fn}$  en  $R_{Fs}$ .

De inwendige schuifkracht  $R_{Fs}$  kan gecompenseerd worden door een even grote tegengestelde kracht. Deze kan het gevolg zijn van bijvoorbeeld een uitwendige belasting  $F_2$ . In figuur V2.3 is te zien dat  $R_{F1s}$  en  $R_{F2s}$  elkaar opheffen. De normaalkrachten  $R_{F2N}$  en  $R_{F1N}$  versterken elkaar.



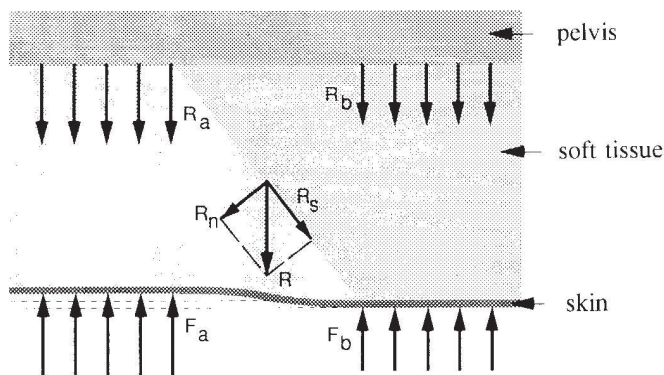
Figuur V2.3 Uitwendige belasting  $F_1$  en  $F_2$ , en inwendige reactiekrachten.

In werkelijkheid bestaat de reactie van het ondersteuningselement op de belasting ten gevolge van het zitten uit een oneindig aantal puntbelastingen  $F$ . De verdeling daarvan over  $F_1$  en  $F_2$  (en  $F_3$ , de derde dimensie) bepaalt het inwendige eindresultaat.

Het eerste voorbeeld van figuur V2.2 zouden we kunnen vergelijken met een ondersteuning door een hard kussen. De indrukking ervan is gering. Zijdelingse steun ontbreekt daardoor. Inwendig zullen schuifkrachten ontstaan die het weefsel vervormen. Omdat het belaste huidoppervlak relatief klein is, zijn de reactiekrachten van de zitting hoog.

In het tweede voorbeeld van figuur V2.3 heeft de ondersteuning zich aangepast aan de vorm van het achterwerk en ontstaat een zijdelingse kracht  $F_2$ , die het ontstaan van schuifspanningen tegenwerkt. Het weefsel vervormt in mindere mate en draagt, door de vergroting van het belaste oppervlak, in ruimere mate bij aan het opvangen van de belasting. Deze wordt gemiddeld genomen lager, waardoor een geringere druk ontstaat. Inwendige schuifkrachten kunnen door de verschillende richtingen van de uitwendige belasting als het ware worden 'geneutraliseerd'.

Naast de grootte en de richting van de uitwendige belasting is ook de gelijkmatigheid van belang. Drukverschillen kunnen leiden tot plaatselijke volumeverschillen door plaatselijk interstitieel vochttransport. Op het grensvlak van deze verschillen ontstaan schuifkrachten die een beschadigende werking kunnen hebben op de celwanden, zoals al eerder is besproken. In figuur V2.4 is het ontstaan van deze schuifkrachten schematisch gevisualiseerd.



Figuur V2.4 Het ontstaan van schuifkrachten op het grensvlak van volumeveranderingen, ten gevolge van plaatselijke drukverschillen.

Belangrijk is het onderscheid tussen oppervlakkige en diepe decubitus. Oppervlakkige decubitus (te schalen in gradaties volgens onder andere de *NPUAP grading schaal*) ontstaat in de huid, en doorloopt vervolgens de graden 1 tot en met 4, om te eindigen als een *full thickness lesion*. Oppervlakkige decubitus ontstaat waarschijnlijk door trauma aan de huid (externe wrijvingskrachten of schade als gevolg van bijvoorbeeld een transfer), terwijl diepe decubitus waarschijnlijk het gevolg is van langdurige druk c.q. belasting op een bepaald punt.

Diepe decubitus ontstaat intern en breidt zich naar buiten toe uit. Doordat diepe decubitus aan de huid niet of nauwelijks is waar te nemen wordt in de huidige classifi-

catie diepe decubitus ingedeeld als extra schaal los van de gebruikelijke 4 graden en wordt 'ongeclassificeerd' of 'vermoedelijke diepe decubitus' genoemd.

Allerwegen wordt gerapporteerd dat diepe decubitus inwendig ontstaat nabij botuitsteeksels, zoals de tubera. De druk inwendig vlakbij deze uitsteeksels is hoger dan direct achter de huid, en veel hoger dan de zogenaamde interface pressure, gemeten tussen huid en ondersteuningsvlak. Dier-experimenteel onderzoek (Le et al., 1984) en Finite Element Modelling (TUE, maar ook op veel andere plaatsen wordt hier onderzoek naar gedaan) hebben aangetoond dat de inwendige druk hoger is dan de aangebrachte uitwendige druk, en een maximum bereikt in het spierweefsel onder de botpunten.

De resultaten van het kussenonderzoek laten eenzelfde beeld zien. De inwendig gemeten druk onder de tubera van de 'meetbil', een simulatie van het menselijk achterwerk met ingebouwde druksensoren, is circa tweemaal zo hoog als de interface pressure. Zie hiervoor hoofdstuk V3.

Bij de preventie van decubitus wordt over het algemeen gestreefd naar zo laag mogelijke maximale waarden van de uitwendige belasting, die met interface pressure-metingen kunnen worden vastgesteld. Daarbij wordt ervan uitgegaan dat dit ook een zo laag mogelijke inwendige belasting tot gevolg zal hebben. Daarnaast wordt gestreefd naar een dynamiek van deze belasting die vergelijkbaar is met normaal zitgedrag. Normaal zitgedrag is gebaseerd op beweging, op het verzitten. Biomechanisch betekent dit dat zich steeds nieuwe krachteenevenwichten zullen instellen en dat het weefsel inwendig steeds *anders* zal worden belast. Onderzoek van Reenalda et al. (2009) laat zien dat normaal zitgedrag gekenmerkt wordt door het eens per 8 minuten gaan verzitten.

In het voorgaande is verondersteld dat dynamisch zitgedrag en dus belastingswisseling een pompwerking in de vaten zouden kunnen bewerkstelligen. Deze pompwerking zou een deel van de vloeistofstroom en dus van de stofwisseling in stand kunnen houden, ondanks het feit dat de inwendige druk hoger is dan de capillaire druk. Voorwaarde hiervoor is dat de vaten niet ten gevolge van vervorming, lees: schuifkrachten, zijn dichtgeknikt. Deze hypothese onderstreept de vastgestelde grote invloed van vervorming en dus van inwendige schuifkrachten op het ontstaansproces van decubitus.

Bij normaal zitgedrag wordt nooit de pathologie van decubitus waargenomen, ondanks hoge tot zeer hoge optredende drukken. Ongunstige belastingen geven een verzitprikkel die aanzet tot bewegen en dus tot een verandering van de belasting. Wanneer de verzitprikkel ten gevolge van een aandoening ontbreekt of er geen gevolg aan kan worden gegeven, dient het proces aan drie kanten beïnvloed te worden:

- de houding dient geoptimaliseerd te worden, zodat geen wrijvingskrachten in het zitvlak ontstaan, tegelijk met het realiseren van een anatomisch verantwoorde stabiele zithouding;



- het kussen dient de verdeling van de belasting op het achterwerk zodanig te optimaliseren dat de gebieden rondom de tubera zo laag mogelijk worden belast en het weefsel niet of zo gering mogelijk wordt vervormd;
- grote en kleine houdingsveranderingen dienen te zorgen voor de dynamiek van de belasting en daarmee voor de veronderstelde pompwerking.

De dynamiek van de belasting zou er ook voor kunnen zorgen dat het interstitiële vochtvolume tussen de cellen op peil wordt gehouden, zodat een mechanische beschadiging wordt voorkomen. Resultaten van het Dynasit-project laten een vergelijkbaar beeld zien. In het Dynasit-onderzoek werd een experimentele zitopstelling ontwikkeld waarmee geautomatiseerd elke gewenste zithouding en ondersteuning kon worden aangeboden. In onderzoek van Reenalda (2010), uitgevoerd binnen het Dynasit-project, werd aangetoond dat het laten verzitten van personen met een dwarslaesie volgens de norm van normaal zitgedrag een positief effect had op de oxygenatie (zuurstofsaturatie) van het weefsel en dat hiermee de levensvatbaarheid van het weefsel ('tissue viability') werd bevorderd.

Samenvattend kan worden gezegd dat mechanische beschadiging ontstaat doordat onder invloed van druk en schuifspanning interstitieel vocht na verloop van tijd wegvloeit, waardoor vervormingskrachten direct op de celwand worden overgebracht. Door deformatie van de cellen ontstaat uiteindelijk celnecrose.

Fysiologische beschadiging ontstaat door een langdurige, gebrekkige stofwisseling met als primaire oorzaak een blokkering van vloeistofstromen. De hoogte van de inwendige druk, de mate van vervorming van het weefsel en de tijdsduur van de belasting zijn in hoge mate gekoppeld aan de kans op het krijgen van decubitus. De inwendige druk en vervorming hangen af van de grootte van de uitwendige belasting en de wijze waarop deze aangebracht wordt. De grootte van de belasting is direct terug te leiden naar de zithouding en de ondersteuning binnen een zithouding; de wijze waarop deze wordt overgebracht op het zitvlak, is sterk afhankelijk van de kwaliteiten van het kussen.

Er is een hypothese ontwikkeld die veronderstelt dat dynamisch zitgedrag een dynamische belasting tot gevolg heeft, die een pompwerking in de vaten zou kunnen bewerkstelligen. Deze zou een deel van de vloeistofstroom en dus van de stofwisseling in stand kunnen houden, ondanks het feit dat de inwendige druk onder belasting hoger is dan de capillaire druk.

## V2.2 Invloed van vocht en warmte op het ontstaan van decubitus

Bij het zitten op een kussen met een hoge warmte-isolatie zal de lichaamswarmte slecht afgevoerd worden en gaat men dientengevolge zweten. Dit vocht moet door de zitting heen kunnen verdampen of worden afgevoerd. Als dit niet gebeurt, zal er vloeibaar vocht tussen huid en zitting ontstaan. Aan de andere kant zal een kussen met een goede

vochtregulatie met het vocht ook warmte afvoeren. De vocht- en warmteregulerende eigenschappen van een kussen blijken min of meer aan elkaar gekoppeld.

Behalve door zweetproductie kan er in het contactvlak tussen zitvlak en zitondersteuning ook vocht ontstaan door incontinentie.

De invloeden van vocht en warmte op het ontstaan van decubitus zijn heel verschillend. Warmte heeft vooral een *fysiologische* invloed, terwijl vocht meer een *mechanische* invloed heeft. Een temperatuurstijging van 1 °C leidt tot een verhoging van het celmetabolisme van 10% (Fisher, 1978). Dat betekent dat ook de behoefte aan zuurstof en voedingsstoffen navenant stijgt. Bij een gebrekkige aanvoer van zuurstof en voedingsstoffen ten gevolge van het afsluiten van vaten, zal het weefsel daardoor sneller beschadigd worden.

Vocht verweekt de huid (*maceratie*) en vergroot het oppervlak. Bekend zijn de rimpels op de vingertoppen bij langdurig baden. Laboratoriumexperimenten met uitgesneden stukken huid in een gecontroleerde vochtomgeving laten zien dat de treksterkte afneemt met 75% bij een stijging van de relatieve vochtigheid van 10% tot 98% (Stewart, 1980).

De huid van het zitvlak heeft een belangrijke functie in het doorleiden van de belasting van het gewicht van het bovenlichaam naar de zitondersteuning, en heeft daarmee een grote invloed op het eigen drukverdelend vermogen van het achterwerk. Een verweekte huid heeft een negatieve invloed op het eigen drukverdelend vermogen. In hoofdstuk V3, 'Drukverdeling', wordt de functie van de huid in deze verder besproken.

Naast deze fysiologische en mechanische invloeden geven vocht en warmte ook ver-  
grote kans op infectie.

### V2.3 Risicofactoren voor het ontstaan van decubitus

De primaire oorzaak van decubitus is gelegen in een voortdurende belasting van het weefsel die een mechanische en/of fysiologische beschadiging van de cel teweegbrengt. Vervorming wordt veroorzaakt door uitwendige belasting. Zonder uitwendige belasting ontstaat er geen decubitus! Bij de preventie van decubitus dient men goed onderscheid te maken in *primaire* factoren en in risicofactoren die het primaire proces nadelig kunnen beïnvloeden.

Deze laatste kunnen opgedeeld worden in risicofactoren die gekoppeld zijn aan de gebruiker en het gebruik, en in risicofactoren die gekoppeld zijn aan de gebruiksomstandigheden. Eerder genoemde factoren worden hier samengevat en aangevuld.

Als risicofactoren vanuit de gebruiker en het gebruik, die onafhankelijk zijn van externe omstandigheden, kunnen genoemd worden:

- onvoldoende of afwezige motoriek c.q. een niet-adequaat zitgedrag;
- geen of gebrekkige sensibiliteit: het waarschuwingsmechanisme voor overbelasting is gestoord of afwezig;

- atrofie: een vermindering van het volume en de dikte van spier- en vetweefsel, resulterend in een verminderd drukverdelend vermogen van het zitvlak.

Deze factoren kunnen tot gevolg hebben dat hetzelfde gewicht van het bovenlichaam op een kleiner biloppervlak rust, wat hogere drukken tot gevolg heeft. Spier- en vetweefsel maken deel uit van het eigen drukverdelend vermogen van het achterwerk; hoe minder daarvan aanwezig, des te hoger de drukken op de botuitsteeksels. Overige risicofactoren vanuit de gebruiker en het gebruik zijn:

- de fysiologische en mechanische kwaliteiten van de huid:
  - een maat voor de fysiologische kwaliteit van de huid is de doorbloedingsrespons na het opheffen van een (test)drukbelasting (Meyer, 1991; Bader & Gant, 1988; Bogie et al., 1992);
  - de treksterkte en rek van de huid zijn mede afhankelijk van de dikte, die een individuele variabele is;
  - maceratie van de huid heeft een negatieve invloed op de mechanische eigenschappen van de huid;
- een gebrekkige vascularisatie vanwege vaatziekten: dit heeft een nadelig effect op de stofwisseling;
- onvoldoende O<sub>2</sub>-saturatie van het weefsel vanwege longziekten;
- houdingsafwijkingen en asymmetrie door onder meer scoliose, contracturen en botvorming kunnen leiden tot plaatselijke verhoging van de druk;
- onregelmatigheden in de huid door bijvoorbeeld littekenweefsel: deze kunnen leiden tot inwendige drukverhogingen;
- overmatige transpiratie en incontinentie: deze leiden tot maceratie van de huid.

Als risicofactoren vanuit de gebruiksomstandigheden kunnen de volgende factoren als belangrijkste worden samengevat:

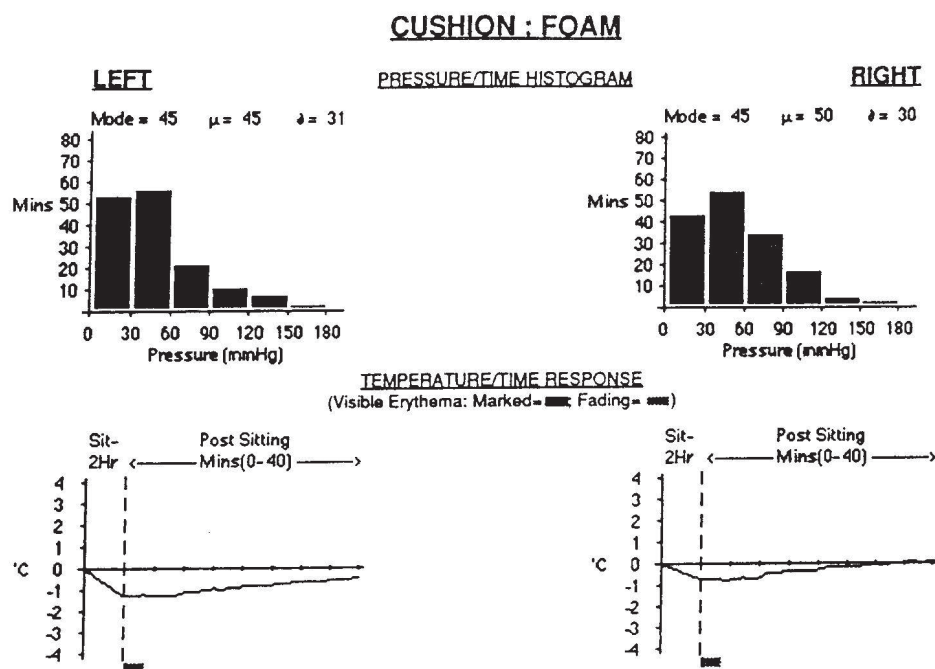
- de zithouding: deze is verantwoordelijk voor grootte en richting van de uitwendige belasting, bij een gegeven lichaamsgewicht;
- de eigenschappen van het zitkussen:
  - het drukverdelend vermogen;
  - de vocht- en warmteregulatie.

## V2.4 Het verband tussen de temperatuurreactie van de huid en de hoogte van de uitwendige druk

In de praktijk van het kussengebruik is vooral roodheid van de huid van het zitvlak een indicatie dat de drukverdeling niet optimaal is. Het weefsel reageert hiermee op een te langdurige en te hoge belasting. In zijn promotieverslag geeft Bar (1988) een analyse van het verband tussen de temperatuurreactie van de huid en de hoogte van de uitwendige druk. Omdat zijn bevindingen een interessante en praktijkgerichte aanvulling zijn op dit hoofdstuk, worden hier de relevante resultaten van zijn onderzoek kort samengevat.

In zijn verslag geeft Bar de resultaten van dynamische drukmetingen gedurende 2 uur aan 25 proefpersonen met een dwarslaesie op 3 verschillende rolstoelkussens: een Roho-luchtkussen zonder nadere typeaanduiding, een 5 cm gelkussen op 2,5 cm foam (het hier onbekende 'Aberdeen-type'), en een 10 cm dik foam-kussen met een dichtheid van  $100 \text{ kg/m}^3$ , afgedekt met een vinyl cover. De hoogte van de laesie varieert bij de proefpersonen: 7 cervicaal, 13 thoracaal en 5 lumbaal.

Bar meet de 'interface pressure' recht onder beide tubera gedurende 2 uur bij zelf gekozen activiteiten met een drukmeetsysteem met een doorsnede van 28 mm, waarin de lucht is vervangen door vloeistof. Van de geregisteerde druk onder de linker- en de rechtertuber maakt hij druk-tijdhistogrammen zoals in figuur V2.5 zijn opgenomen. De geregisteerde druk wordt toegekend aan drukgebieden van 30 mmHg en de tijdsduur wordt vervolgens gesommeerd en verticaal uitgezet. Direct na de 2 uur drukregistratie worden de roodheid en de temperatuur van de huid onder de tubera in relatie tot de tijd gemeten en vastgelegd. Bar onderscheidt daarbij 'blijvende roodheid' (*non-blanchable erythema*) en 'verdwijnende roodheid' (*blanchable erythema*).



Figuur V2.5 Voorbeeld van een druk-tijdhistogram links en rechts, gemeten aan één proefpersoon gedurende 2 uur en de temperatuur-tijdreactie van de huid gecombineerd met de mate van roodheid na afloop van de proef (Bar, 1988).

Het interessante van deze 'drukhistogrammen' is op de eerste plaats dat de druk onder de tubera een dynamisch fenomeen blijkt te zijn bij zelf gekozen activiteiten gedurende 2 uur. Dit laat zien dat drukken, en dus belastingen, over de tijd gezien sterk kunnen variëren. Ook zijn goed de individuele verschillen in druk op dezelfde kussens vast te stellen. Bovendien blijkt er een zeker verband te zijn tussen hoogte van uitwendige druk, de thermische huidreactie en de roodheid van de huid.

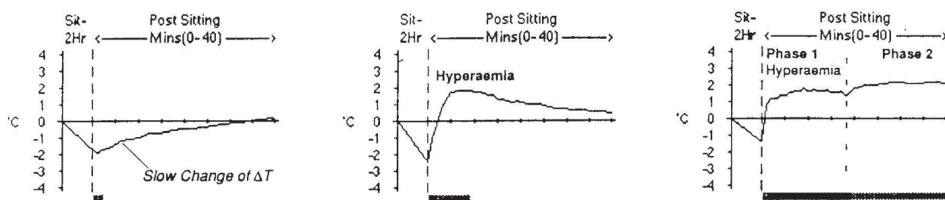
De thermische huidreactie is gedefinieerd als het verschil in de huidtemperatuur van het hoogst belaste weefsel direct onder de tubera en weefsel op 5 cm afstand daarvan, in relatie tot de begintemperatuur voor de proef, liggend in bed.

Bar onderscheidt drie soorten huidreacties:

- de 'mild response': deze reactie blijkt voor te komen bij gemiddelde uitwendige drukken kleiner dan 80 mmHg;
- de 'moderate response'; deze blijkt voor te komen bij gemiddelde drukken tussen 60 en 115 mmHg;
- de 'severe response': deze wordt waargenomen bij gemiddelde drukken groter dan 90 mmHg.

In dit resultaat valt op dat er tussen het 'mild' gebied en het 'severe' gebied maar 10 mmHg ligt, en dat het 'moderate' gebied deze overgang als het ware ruim overlapt.

Bij 'mild response' treedt geen roodheid van de huid op. Bij 'moderate response' verdwijnt de 'blijvende roodheid' binnen 12 minuten en neemt die vervolgens langzaam verder af binnen 20 tot 30 minuten (*fading*). Bij de 'severe response' was de waarneembare roodheid niet veel anders dan bij de 'moderate response'; het verschil zit vooral in het temperatuurverloop bij herstel, zoals in figuur V2.6 is te zien.



Figuur V2.6 Temperatuurreactie en roodheid van de huid na 2 uur zitten: respectievelijk mild response, moderate response en severe response (Bar, 1988).

In aanvullende proeven met *gezonde* proefpersonen heeft Bar de relatie vastgelegd tussen uitwendig aangebrachte druk en de zuurstofspanning  $pO_2$ , die op de huid gemeten kan worden. Hij vond dat de gemiddelde druk waarbij de  $pO_2$  nadert tot 0, de zogenaamde 'cut-off', ligt bij een waarde van 100 mmHg in een *range* van 80 tot 110 mmHg.

Hij gebruikte dit gegeven om uit de druk-tijdhistogrammen de weefselconditie van de rolstoelgebruiker en daarmee zijn decubitusrisico in te kunnen schatten.

Gezien de vele kanttekeningen die bij zijn onderzoek geplaatst kunnen worden en de grote variëteit aan externe risicofactoren, is deze methode niet toepasbaar om de huidige drukmeetresultaten voor algemene toepassing te interpreteren.

De waarde van het onderzoek van Bar is vooral gelegen in de registratie van de dynamiek van de belasting, en in de koppeling van de huidreactie aan de gemiddelde waarde van de interface pressure.

## V2.5 Preventie

Decubitus is een complex probleem, waarin vele parameters aanwezig zijn die elkaar op een of andere wijze beïnvloeden. Er liggen duidelijke fysiologische oorzaken aan ten grondslag, maar ook mechanische oorzaken spelen mee. Preventie van decubitus kan dan ook alleen maar succesvol zijn wanneer op *zo veel mogelijk* fronten het ontstaan wordt bestreden. Optimalisatie van een enkele parameter zal niet tot het gewenste resultaat leiden. Een goede drukverdeling is weliswaar een belangrijke parameter, maar absoluut niet de enige.

Optimalisatie van de drukverdeling dus van de *zitondersteuning*, begint bij optimalisatie van de *zithouding*. De zithouding is immers verantwoordelijk voor de grootte en de richting van de uitwendige belasting op het zitvlak en de rug. De basishouding in een rolstoel is de houding waarin een anatomisch verantwoorde stabiliteit wordt gerealiseerd. Deze houding is ook gunstig voor een goede drukverdeling. Het goed afsteunen van beide armen reduceert het zitgewicht met circa 20%.

Drukken die inwendig onder het zitvlak ontstaan, zijn, in de tijd gezien, altijd te hoog om decubitus te voorkomen. Een dynamisch zitgedrag helpt grootte en plaats van de belasting te beïnvloeden en heeft een positief effect op de zuurstofsaturatie van het weefsel (Reenalda et al., 2010). Een van de veronderstellingen die hieraan ten grondslag liggen is dat dynamisch zitgedrag en belastingswisseling een pompwerking in de vaten zou kunnen bewerkstelligen. Deze zou een deel van de vloeistofstromen in stand kunnen houden en dus van de stofwisseling, ondanks het feit dat de inwendige druk hoger is dan de capillaire druk. Voorwaarde hiervoor is wel dat de vaten niet ten gevolge van vervorming van het weefsel zijn dichtgeknikt. Vervorming ontstaat onder andere door volumeveranderingen ten gevolge van drukverschillen.

Normaal gesproken geven ongunstige belastingen een verzitprikkel, die aanzet tot bewegen en dus tot een verandering van de belasting. Dit levert een natuurlijk zitgedrag op. Bij veel rolstoelgebruikers ontbreekt de verzitprikkel. Het is van het grootste belang dat men in die gevallen een *bewust* zitgedrag aanleert, dat een dynamische belasting tot gevolg heeft. Voor therapeuten ligt hier een belangrijke taak. Rolstoeleigenschappen,

zoals een kantelverstelling, kunnen behulpzaam zijn bij het variëren van de houding wanneer men over onvoldoende motorische vermogens beschikt.

Het optimaliseren van warmte- en vochtregulerende eigenschappen van een kussen is *een belangrijke randvoorwaarde* bij de preventie van decubitus.

## V2.6 Kenmerken van rolstoelgebruikers

Uit gesprekken met gevalsbehandelaars over kenmerken van gebruikers van rolstoelkussens blijken vooral die kenmerken relevant die een verband hebben met het risico op het ontwikkelen van decubitus. Er zijn veel systemen om het risico op decubitus te 'scoren'. In Nederland is er een 'consensusgroep' die ten aanzien van de preventie en behandeling van decubitus een brochure heeft uitgegeven (Haalboom, 1992, en meer recentelijk de Nederlandse Gezondheidsraad (1999)). Daarnaast hebben ook de internationale NPUAP (National Pressure Ulcer Advisory Panel) en Europese EPUAP (European Pressure Ulcer Advisory Panel) richtlijnen opgesteld die geregeld een update krijgen.

In relatie tot eigenschappen van kussens zijn kenmerken van gebruikers geselecteerd. Bij de uiteindelijke keuze is onderscheid gemaakt tussen kenmerken die betrekking hebben op de ziteigenschappen en kenmerken die meer betrekking hebben op de uitvoering van het kussen, zoals de kenmerken die met transpiratie en incontinentie te maken hebben.

Kenmerken van kussengebruikers zijn:

- de mate van decubitusgevoeligheid van het achterwerk;
- de aan- of afwezigheid van sensibiliteit;
- het wel of niet kunnen verzitten/liften, c.q. de mate van adequaat zitgedrag;
- een normale of overmatige transpiratie;
- een wel of niet hinderlijke/onbeheersbare incontinentie;
- de symmetrie of asymmetrie van het bekken.

Hieronder volgt een korte beschrijving van de gehanteerde begrippen:

- Decubitusgevoeligheid van het achterwerk

Factoren die bij de decubitusgevoeligheid van het achterwerk een rol spelen, zijn onder andere bilspier-degeneratie door atrofie van de grote bilspier, een gestoorde vaatrefill of een gestoorde vascularisatie, en een overmatig lichaamsgewicht in relatie tot het zitoppervlak.

- Sensibiliteit

Het feit of prikkels die door de belasting ten gevolge van het zitten ontstaan, kunnen worden waargenomen. Overmatige belasting wordt normaliter door het lichaam geregistreerd en aan de hersenen doorgegeven. Deze reageren door afgifte van een prikkel

die leidt tot een verandering van de lichaamshouding en dus tot een verandering van de belasting. Dit mechanisme beschermt het lichaam tegen langdurige lokale overbelasting.

- Verzitten

De mogelijkheid om het achterwerk ten opzichte van de zitting in een andere stand te brengen. Deze standsveranderingen hebben in ieder geval een wijziging van de belasting tot gevolg, en meestal ook een plaatselijke vermindering. De standsverandering kan worden bewerkstelligd door het zogenaamde liften: het ontlasten van het zitvlak door het met de armen op de armleuning omhoog drukken van het onderlichaam. Het kan ook worden gerealiseerd door periodieke veranderingen van zithouding, bijvoorbeeld door de zithouding aan te passen aan de activiteit of door bewegingen ten gevolge van spasticiteit.

- Overmatige transpiratie

Een zodanige vochtafscheiding tijdens het zitten dat speciale eisen gesteld worden aan het vochtregulerend vermogen van het kussen. De invloed van vocht op het ontstaan van decubitus wordt aanzienlijk geacht. Dit is in paragraaf V2.2 behandeld.

- Incontinentie

Een zodanige vorm van incontinentie dat speciale eisen aan het kussen gesteld worden. Het gaat hierbij dus vooral om die vorm van urineverlies die niet betrouwbaar aan het lichaam kan worden opgevangen.

- Asymmetrie zithouding

Een zodanige asymmetrie van bekken en/of bovenbeen in het mediale vlak dat speciale eisen aan het kussen gesteld worden. Dit kenmerk is voor een kleine gebruikersgroep zeer van belang. In het huidige kussenonderzoek zijn evenwel nog geen meetmethoden ontwikkeld om kusseneigenschappen speciaal voor dit kenmerk te meten.

Op basis van de onderscheiden gebruikerskenmerken is in principe een groot aantal gebruikersgroepen van kussens samen te stellen. Aanvankelijk zijn in overleg met gevalsbehandelaars tien gebruikersgroepen vastgesteld. Dit bleek niet werkbaar. Uiteindelijk zijn drie gebruikersgroepen en drie soorten van gebruik vastgesteld.

De volgende gebruikersgroepen zijn onderscheiden:

- Groep 1:

- kan verzitten;
- is niet decubitusgevoelig;
- heeft sensibiliteit.

Een kussen voor groep 1 is te typeren als *verzitkussen*.

- Groep 2:

- kan verzitten;
- is decubitusgevoelig;
- heeft al dan niet sensibiliteit.



Een kussen voor groep 2 is te typeren als *anti-decubitus verzitkussen*.

- Groep 3:
  - kan niet verzitten;
  - is decubitus-gevoelig;
  - heeft al dan niet sensibiliteit.

Een kussen voor groep 3 wordt een *anti-decubitus stilzitkussen* genoemd, omdat deze groep decubitusgevoelig is en niet kán verzitten.

Bij deze keuze kan de volgende toelichting worden gegeven. In groep 2 en 3 is geen verschil gemaakt tussen sensibel en niet sensibel. In groep 2 kan men liften en weet men dat men moet liften. Een intacte sensibiliteit zal het liften wellicht meer stimuleren, maar training zal bij een niet-intacte sensibiliteit gericht zijn op voortdurende bewuste beweging, en dus is het resultaat hetzelfde. In groep 3 kan men niet verzitten c.q. liften. Een intacte sensibiliteit kan een reden zijn hulp te vragen om te verzitten wanneer men voelt niet goed te zitten. Dit zal vooral tijdens en vlak na het 'gaan zitten' gebeuren. Binnen groep 3 hebben mensen met een intacte sensibiliteit dus om die reden een relatief iets kleiner risico. De langdurigheid van het zitten zonder beweging c.q. liften maakt echter ook deze groep zeer kwetsbaar, en vergelijkbaar met de groep met een niet-intacte sensibiliteit.

In relatie tot de uitvoering van het kussen, in het bijzonder met betrekking tot de vochtregulatie of vochtbeheersing, zijn de volgende drie soorten gebruik onderscheiden:

- normaal gebruik: er is geen sprake van overmatige transpiratie of hinderlijke incontinentie;
- gebruik bij overmatige transpiratie;
- gebruik bij hinderlijke, niet beheersbare incontinentie.

De indeling in drie gebruikersgroepen en drie soorten van gebruik leidt na afweging uiteindelijk tot maximaal vijf verschillende kussenconcepten:

- een verzitkussen voor normaal gebruik;
- een ad-verzitkussen voor normaal gebruik;
- een ad-verzitkussen voor gebruik bij overmatige transpiratie;
- een ad-stilzitkussen voor normaal gebruik en voor gebruik bij overmatige transpiratie;
- een ad-stilzitkussen voor gebruik bij hinderlijke incontinentie.

## V2.7 Samenvatting en conclusies

Decubitus ontstaat primair door een voortdurende vervorming van het weefsel, die een mechanische en/of fysiologische beschadiging van de cellen veroorzaakt. De vervor-

ming wordt veroorzaakt door uitwendige belasting. Verder zijn risicofactoren vanuit de mens en vanuit de gebruiksomstandigheden van invloed op het ontstaansproces van decubitus.

De laagste inwendig gemeten drukken onder de tubera zijn ten minste een factor 2 hoger dan de veronderstelde capillaire druk van 30 mmHg. Dat betekent dat aan- en afvoersystemen door de belasting ten gevolge van het zitten geblokkeerd worden. Langdurige afsluiting kan fysiologische schade van de cel tot gevolg hebben. Plaatselijke zeer hoge drukken kunnen leiden tot een acute mechanische schade aan de cel. Er blijkt echter *geen* klinisch vastgesteld acceptabel verband te zijn tussen de hoogte van de uitwendige belasting – de zogenaamde interface pressure – en de tijdsduur. De relatie tussen druk en tijd van Reswick en Rogers geldt niet voor individuele gevallen en is als zodanig niet bruikbaar in de klinische praktijk. Hetzelfde geldt voor de resultaten van Bar met betrekking tot de thermische huidreactie.

Het effect van de tijdsduur op het ontstaan van decubitus kan niet alleen komen door het te lang ontbreken van voedingsstoffen voor de cel, maar ook door het onder belasting wegstromen van het interstitiële vocht tussen de cellen. Verondersteld is dat de cellen hierdoor sneller mechanisch beschadigd kunnen worden.

Omdat de interface pressure onder de tubera slechts circa de helft is van de druk die er inwendig heerst, moet men eerder verbaasd zijn dat zo weinig mensen decubitus krijgen, in plaats van zoveel. Er zijn dus kennelijk regelmechanismen en omstandigheden die voedingsprocessen en daarmee de weefselconditie op gang houden. Een van die regelmechanismen zou kunnen zijn dat de dynamiek van de belasting, die er in de praktijk toch bijna altijd is, zorgt voor een soort pompwerking waarmee tijdelijk vloeistoftransport op gang komt.

Rolstoelgebruikers dienen dan ook, ondanks hun beperkingen, te streven naar een natuurlijk – dynamisch – zitgedrag in een anatomisch verantwoorde stabiele zithouding.

## Geraadpleegde literatuur V2

- Bader D.L.; Gant C.A. Changes in transcutaneous oxygen tension as a result of prolonged pressures at the sacrum. *Clinical physics and physiological measurements* (1988) Vol 9, (1), 33-40.
- Bar, C.A. *The response of tissues to applied pressure*. College of Medicine, University of Wales, Cardiff, dec. 1988.
- Bennet, Leon e.a. Shear vs Pressure as causative factors in skin bloodflow occlusion. *Arch Phys Med Rehabil* 1979, vol 60.
- Bennet L.; Kavner D.; Lee B.K.; Trainor F.A. Shear versus pressure as causative factors in skin blood flow occlusion. *Arc Phys Med Rehabil* (1979) 60:309-314.
- Bogie K.M.; Nuseibeh I.; Bader D.L. Transcutaneous gas tensions in the sacrum during the acute phase of spinal cord injury. *Journal of engineering in medicine* 1992; 206 (1): 1-6.
- Bouten C.V.C.; Bosboom E.M.H.; Oomens C.W.J. The etiology of pressure sores: A tissue and cell mechanics approach. *Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion*. L.H.V. Van der Woude et al. (Eds.) IOS Press (1999):52-62.

- Bouten C.V.; Oomens C.W.; Baaijens F.P.; Bader D.L. The etiology of pressure ulcers: Skin deep or muscle bound. *Archives of physical and medical rehabilitation* (2003) Vol 84:616-619.
- Crenshaw, R.P. and Vistness, L.M. A decade of pressure sore research 1977-1987. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1989, vol 26, no 1.
- Fisher, Steven e.a. Wheelchair-cushion effect on Skin Temperature. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* Feb. 1978, vol 59.
- Gawlitta D.; Li W.; Oomens C.W.; Baaijens F.P.; Bader D.L.; Bouten C.V. The relative contributions of compression and hypoxia to development of muscle tissue damage: an in vitro study. *Ann Biomed Eng.* 2007 Feb;35(2):273-84. Epub 2006 Nov 29.
- Health Council of the Netherlands: *Pressure Ulcers*. The Hague: Health Council of the Netherlands, 1999; publication no. 1999/23.
- Koziak, M. Etiology of Decubitus Ulcers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1961, vol 42, 19.
- Krouskop, Thomas A. e.a. Inflation pressure effect on performance of air-filled wheelchair cushions, *G. Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol 67 1986.
- Landis E. Microinjection studies of capillary blood pressure in human skin (1930). *Heart*, Vol. 15, 209-228.
- Le, K.M.; Madsen, B.L.; Barth, P.W.; Ksander, G.A.; Angell, J.B.; Vistness, L.M. An in-depth look at pressure sores using monolithic silicon pressure sensors. *Plastic and reconstructive surgery*, Dec. 1984.
- NPUAP & EPUAP, 2009. European Pressure Ulcer Advisory Panel and National Pressure Ulcer Advisory Panel. *Prevention and treatment of pressure ulcers: quick reference guide*. Washington DC: National Pressure Ulcer Advisory Panel; 2009.
- Pierce S.; Skalak T.C.; Rodeheaver G.T. Ischemia reperfusion injury in chronic pressure ulcer formation: a skin model in the rat. *Wound repair and regeneration* 2000, 8:68-76.
- Reddy, N.P.; Cochran, G.V.B. and Krouskop, Th. A. Interstitial fluid flow as a factor in decubitus ulcer formation. *Formation J. Biomechanis*, 1981, vol 14, no 12.
- Reenalda J, et al. Analysis of healthy sitting behavior: Interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Volume 46, Number 5, 2009.
- Reenalda J, et al. Effects of dynamic sitting interventions on tissue oxygenation in individuals with spinal cord disorders. *Spinal Cord* 2009, 1-6.
- Reswick, J.B. and Rogers, J.E. Experience at Rancho Los Amigos Hospital with Devices and Techniques to Prevent Pressure Sores. In: *Bed Sore Biomechanics*. Edited by Kenedi, R.M. and Cowden J.M. The Macmillan Press, London, 1976.
- Sprigle, Stephen e.a. Reduction of sitting pressures with custom contoured cushion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol 27 no. 2, 1990.
- Stewart, S.; Palmieri, V.; Cochran G.V.B. Wheelchair cushion effect on Skin Temperature, Heat Flux, and Relative Humidity. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1980, vol 61.

# Hoofdstuk V3

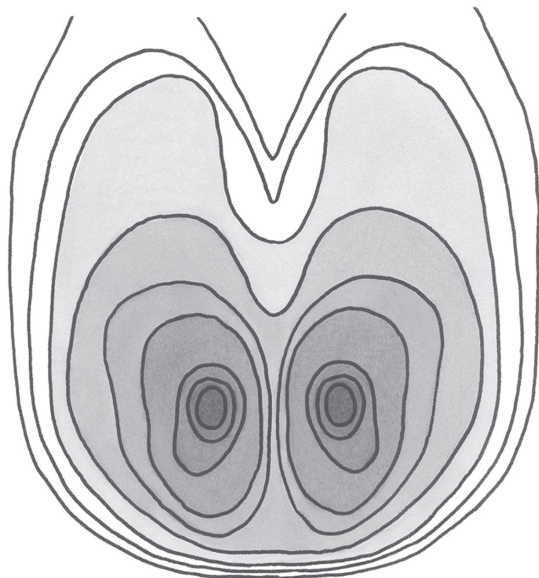
## Drukverdeling<sup>1</sup>

Drukverdeling tijdens het zitten komt tot stand in een wisselwerking tussen de eigenschappen van een zitondersteuning en de kenmerken van een achterwerk. Een groot aantal individuele kenmerken en kusseneigenschappen is op dit proces van invloed. Een algemeen patroon van de zogenaamde *interface pressure*, die tussen zitvlak en zitondersteuning gemeten kan worden, wordt in figuur V3.1 gegeven.

Uit dit patroon blijkt dat de hoogste druk direct onder de tubera wordt waargenomen. Onder drukverdeling van een zitondersteuning wordt het vermogen verstaan om de belasting op het achterwerk zodanig over het achterwerk te verdelen dat de druk onder de tubera zo laag mogelijk wordt. Een lage druk geeft niet alleen een gevoel van comfort, maar is ook een van de belangrijkste aspecten van de preventie van decubitus bij rolstoelgebruikers. In het verdiepingshoofdstuk V1, 'Biomechanica van de zithouding', is behandeld dat de zithouding 'verantwoordelijk' is voor de grootte en de richting van de uitwendige belasting op het zitvlak. Een goede zithouding heeft geen wrijvingskrachten in het zitvlak nodig voor het krachtenevenwicht.

---

<sup>1</sup> Dit verdiepingsonderwerp is in belangrijke mate gebaseerd op hoofdstuk 3, 'Analysis of pressure distribution', uit *Sitting Posture, Comfort and Pressure, assessing the quality of wheelchair cushions*.



Figuur V3.1 Een algemeen patroon van drukverdeling (Rebiffé, 1969).

In dit hoofdstuk zal verder worden ingegaan op de wisselwerking tussen de kenmerken van een achterwerk en de eigenschappen van een zitondersteuning, of met andere woorden op de vraag hoe een goede drukverdeling in deze wisselwerking tot stand komt.

Inzicht in de manier waarop drukverdeling in of door een kussen tot stand komt, is niet alleen nodig om kussens succesvol te kunnen ontwerpen, maar ook om kussens succesvol individueel te kunnen toepassen, speciaal in die situaties waarin het kussen een preventieve rol dient te spelen ten aanzien van het ontstaan van decubitus.

In de literatuur is, ondanks de vele publicaties over dit onderwerp, weinig materiaal voor deze analyse beschikbaar. Meestal beperkt men zich tot het onderzoeken en presenteren van resultaten van drukverdeling van een aantal verschillende kussens, gemeten met een klein aantal proefpersonen. Een lagere gemiddelde *maximale* druk, over alle proefpersonen berekend, moet vervolgens de kwaliteit van dat kussen bewijzen ten opzichte van een ander kussen. Een analyse die antwoord geeft op de vraag waarom het ene individu op een bepaald kussen betere drukverdeling heeft dan een ander – iets wat men in de gevalsbehandeling graag zou willen weten – ontbreekt meestal. Een analyse van de redenen waarom het ene kussen beter werkt dan het andere, ontbreekt vrijwel altijd. Belangrijke meetcondities, zoals bijvoorbeeld de zithouding en de toegepaste draagconstructie, worden niet gespecificeerd, tenzij men dat specifiek onderzoekt (onder andere Hobson, 1992; Engel, 1986). De resultaten worden vaak gekoppeld aan gebruikte materialen of toegepaste systemen, en daarna veralgemeniseerd (onder andere

Bar, 1988; Goossens, 1994). De niet-deskundige lezer kan hierdoor op een verkeerd spoor gezet worden.

Bij de analyse van de drukverdelende werking van kussens zullen in dit hoofdstuk enkele meetgegevens gebruikt worden van eenvoudige experimenten met schuim als drukverdelend medium, om inzicht in het fenomeen drukverdeling te ontwikkelen. De conclusies die hieruit getrokken kunnen worden, worden vervolgens gebruikt om de werking van lucht- en watergevulde kussens te verklaren. Als meetgegevens voor deze analyse zullen de maximale waargenomen *inwendige* drukken gebruikt worden op de tubera van de meetbil, die qua vorm, maat en structuur lijkt op het menselijk achterwerk.

De meetbil is speciaal ontwikkeld voor het kussenonderzoek om de kwaliteit van drukverdeling van kussens vast te stellen.

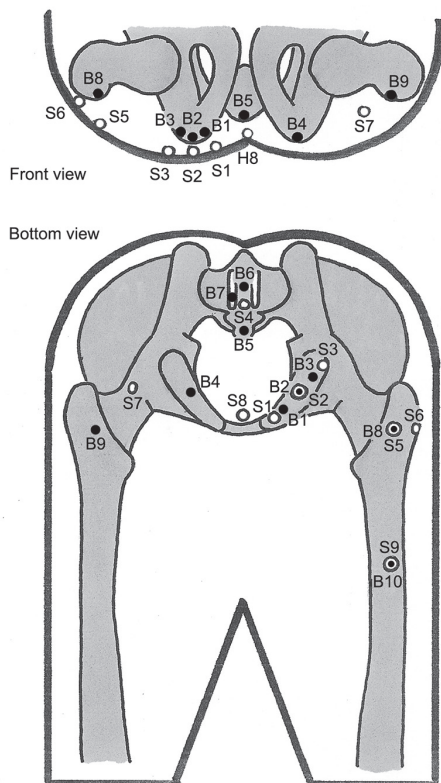
### V3.1 De meetbil

De meetbil is een meetinstrument waarmee de inwendige druk op relevante plaatsen in het achterwerk tijdens het zitten gemeten kan worden.

De meetbil representeert dat deel van het menselijk zitvlak dat in de zithouding in contact komt met een zitondersteuning. De meetbil is opgebouwd uit een harde structuur van een kunststoffen mannelijk bekken en dijbenen, met daaromheen een zachte structuur van siliconenmassa, omsloten door een namaakhuid van een iets stijvere siliconenmassa, 'gewapend' met tricot weefsel. Vorm en maatvoering zijn afgeleid van een afdruk van een mannelijk proefpersoon van 75 kg met een zitgewicht van 62 kg en een heupbreedte, zittend, van 36 cm. Deze keuze is gemaakt omdat dit min of meer een kritisch achterwerk is.

In de meetbil zijn op strategische plaatsen druksensoren aangebracht, in totaal 19 stuks: 9 op het bot, 9 loodrecht daaronder op de binnenzijde van de huid en één 'zwevende' druksensor. De gekozen positionering van de druksensoren heeft verschillende redenen. De tubera en het sacrum blijken bij het zitten het meest kwetsbaar. Decubitus komt hier het meeste voor. Bot- en huidposities onder elkaar zijn gekozen om de inwendige doorleiding van krachten te kunnen analyseren en te kunnen vergelijken met de resultaten van Le (1984), die *in vivo*-onderzoek gedaan heeft aan varkens. Een tweetal sensoren is voor controle op symmetrische plaatsen aangebracht. De zwevende sensor completeert de dwarsdoorsnede. Dat de sensorplaatsing niet volledig symmetrisch is, heeft een louter financiële reden. Figuur V3.2 geeft een overzicht van de plaatsing en de codering van de druksensoren.

De meetbil is opgehangen in een dynamometer van het merk Zwick. De dynamometer kan een vooraf in te stellen constante belasting leveren. Het kussen wordt belast met een kracht van 600 N, zijnde het zitgewicht van iemand van 75 kg.



Figuur V3.2 Positionering en codering van de druksensoren in de meetbil.

Om erachter te komen hoe de meetbilresultaten zich verhouden tot werkelijke waarden, is op een standaardkussen (100 mm schuim DRAKA 9018 op vlakke plank, het zogenaamde voorbelastingskussen) met behulp van de OPM, een van de eerste druksensoren, de interface pressure van de meetbil gemeten en vergeleken met de interface pressure op hetzelfde kussen van de proefpersoon die model heeft gestaan voor de vorm en maat van de meetbil. Deze vergelijking kan als een soort validatie van de meetbil beschouwd worden.

Uitgangspositie voor deze vergelijking is het schuim op een horizontale, harde en vlakke ondergrond. Er zijn aan de proefpersoon twee metingen uitgevoerd:

- actief rechtopzittend zonder rugleuning, dus met een normale lordose van de lumbale wervelkolom en een daarbij behorende stand van het bekken;
- onderuitgezakt zittend, ook zonder rugleuning, dus met een gekyfoseerde lumbale wervelkolom en een achterover gekanteld bekken.

De meetcel van de OPM is recht onder de tubera van de meetbil en van de proefpersoon gelegd. De resultaten zijn in figuur V3.3 opgenomen. Ook zijn in deze tabel de resulta-

ten opgenomen van het kussen 'Demo F', dat als referentiekussen in het straks te rapporteren kussenonderzoek is gebruikt. Dit kussen heeft dezelfde samenstelling als het voorbelastingskussen, maar is afgedekt met een zeer soepele stretch cover.

		zitgewicht/belasting	positie: onder tuber
pp actief rechtop zittend	OPM	62.2 kg	61 mmHg *
pp onderuitgezakt zittend	OPM	62.2 kg	105 mmHg *
Meetbil *	OPM	600 N	85 mmHg *
Meetbil **	OPM	600 N	98 mmHg
Meetbil **	druksensor H2	600 N	144 mmHg
Meetbil **	druksensor B2	600 N	166 mmHg

\* Draka 9018 100 mm op plank zonder cover.

\*\* 'Demo F': Draka 9018 100 mm op plank met soepele stretch cover.

Figuur V3.3 De interface pressure van meetbil en proefpersoon (pp) en de druk in de meetbil van de huidsensor H2 en botsensor B2 direct onder de tuber.

De resultaten laten een aantal zaken zien. Allereerst is de orde grootte van de interface pressure van de meetbil, 85 en 98 mmHg, dezelfde als die van de proefpersoon, 61 en 105 mmHg. Interessant is vast te stellen dat een actieve houding met aangespannen spieren een lagere interface pressure oplevert dan een ontspannen houding met achterover gekanteld bekken. Aangespannen spieren zijn 'steviger' dan niet aangespannen spieren. Het gewicht van het bovenlichaam wordt via de wervelkolom overgebracht op het bekken en doorgeleid naar de beide tubera. Een steviger bilspier verdeelt deze doorgeleide kracht naar 'buiten' toe kennelijk beter dan een slappe bilspier. Dit toont eens te meer aan dat een achterwerk een specifiek eigen drukverdelend vermogen heeft. De meetbil geeft een interface pressure die tussen de beide waarden van de proefpersoon in ligt. Omdat drukverdeling 'individueel' is en afhangt van vorm, maat en samenstelling van het achterwerk, is deze vaststelling voldoende om, binnen de gekozen uitgangspunten, kussens vergelijkenderwijs te kunnen meten en beoordelen. Omdat de proefpersoon ten opzichte van de populatie een 'kritisch' achterwerk heeft, beantwoordt het meetinstrument aan het uitgangspunt dat de metingen kritisch dienen te zijn.

Het tweede interessante resultaat ligt in de vergelijking van de interface pressure met de inwendige waarden die zijn gemeten in de meetbil. De resultaten van de meetbil



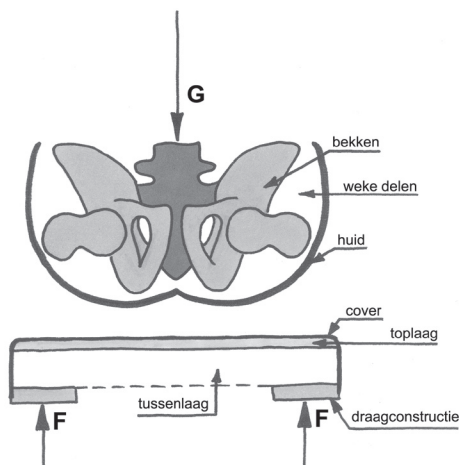
voldoen aan het door Le (1984) reeds vastgestelde mechanisme dat de druk nabij de uitstekende delen toeneemt en aanzienlijk groter is dan de uitwendige druk. De huidsensor H2 onder de tuber meet een lagere druk (144 mmHg) dan de botsensor B2 (166 mmHg). Deze laatste waarde is bijna tweemaal zo hoog als de interface pressure die tussen de meetbil en het kussen is gemeten: 85 mmHg.

### V3.2 Structuur van achterwerk en kussen

Om de werking van een kussen goed te kunnen begrijpen, is het nodig niet alleen de structuur, vorm en samenstelling van het kussen te analyseren, maar ook die van het achterwerk. Het achterwerk blijkt bij nadere beschouwing een structuur te bezitten die goed vergelijkbaar is met een kussen. De bil en het kussen hebben beide structuren waarin 'harde', onvervormbare delen zijn te onderscheiden naast 'zachte', vervormbare delen. In beide gevallen wordt het geheel afgedekt door een 'cover'.

Het menselijke achterwerk bestaat uit een bekken, omgeven met weke delen en afgesloten met huid. Het gewicht van het bovenlichaam wordt via de wervelkolom het bekken ingeleid naar de beide zitbeenknobbels. De huid heeft als het ware de functie de weke massa van spier- en vetweefsel bij elkaar te houden. De weke delen en de huid werken ten opzichte van het bekken als een drukverdelend medium.

Het kussen bestaat ook uit vervormbare en niet-vervormbare delen. De niet-vervormbare delen geven de reactiekrachten van het stoelframe aan de vervormbare delen van het kussen door. De zachte delen van het kussen werken hierbij richting het achterwerk als drukverdelend medium. In figuur V3.4 zijn de structuren van achterwerk en kussen gevisualiseerd.



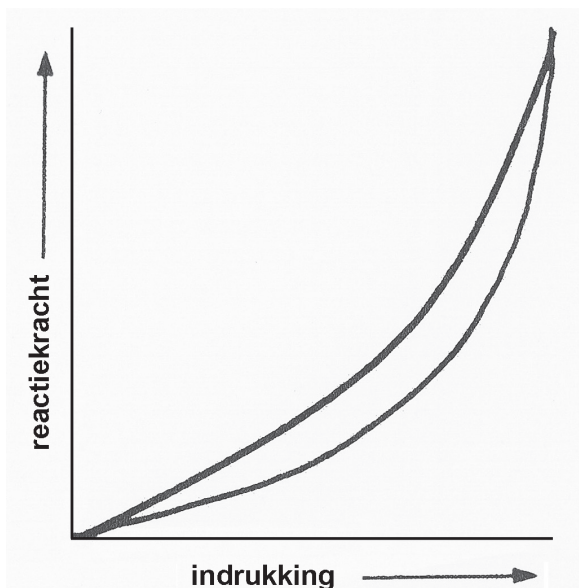
Figuur V3.4 Structuur van achterwerk en kussen in een frontale doorsnede bij de zitbeenknobbels:  $G = 2 * F$ .

Hoe komt nu een drukverdeling tot stand? Tijdens het gaan zitten worden het achterwerk en het kussen – twee in wezen vergelijkbare structuren – tegen elkaar aangedrukt. Hoe deze structuren op elkaar reageren, hangt af van de verschillende eigenschappen van de betrokken ‘materialen’. Is de ‘weerstand tegen vervorming’ van het kussen groter dan de ‘weerstand tegen vervorming’ van het achterwerk, dan zal het achterwerk vervormen; is de ‘weerstand tegen vervorming’ van het kussen daarentegen kleiner dan die van de bil, dan zal het kussen zich aanpassen aan de vorm van de bil.

Van belang hierbij is de notie dat het achterwerk een niet-manipuleerbare structuur heeft met een specifieke individuele vorm en een specifieke hoeveelheid weke massa. Vorm en samenstelling van het kussen kunnen gekozen worden en zullen hierop dienen te worden afgestemd. Het streven is hierbij gericht op minimalisatie van de druk onder de tubera en het vermijden van vervorming.

### V3.3 Drukverdelende werking van schuimkussens

Een algemene karakteristiek van schuim is dat de reactiekracht van het schuim ten gevolge van de indrukking toeneemt met de toename van de indrukking. Het niet meer toenemen van de indrukking bij een verhoging van de belasting wordt ‘*bottoming*’ genoemd. Een algemene verband tussen belasting en indrukking van schuim is in figuur V3.5 gegeven.



Figuur V3.5 Een algemeen verband tussen belasting en indrukking van schuim.

Om inzicht te krijgen in de drukverdelende werking van schuimkussens is een aantal eenvoudige experimenten gedaan. Allereerst is gekeken naar de invloed van de dikte van schuim op de druk onder de tubera. Voor dit experiment is schuim gebruikt van het type DRAKA 9018 met een dichtheid van  $35 \text{ kg/m}^3$  en een hardheid van  $110 \text{ N}$  volgens DIN 53577. Dit is voor zitkussens een gebruikelijk schuim. Het schuim is gelegd op een harde vlakke plank. Het schuim wordt belast door middel van de meetbil met  $600 \text{ N}$ .

De resultaten van deze experimenten zijn in figuur V3.6 opgenomen. De druk onder de tubera blijkt af te nemen met de toename van de dikte van het schuim.

	dikte (mm.)	max druk B2 (mmHg)	absolute indrukking (mm.)	relatieve indrukking (%)
Schuim Draka 9018 op vlakke plank	60	319	51	84
	80	216	61	76
	100	161	74	74
	120	126	73	61

Figuur V3.6 De invloed van de dikte van het schuim op de indrukking, de druk en de relatieve indrukking onder de tubera bij belasting van  $600 \text{ N}$  met het meetlichaam.

De absolute indrukking neemt toe met de dikte van het schuim, behalve bij een toename van  $100$  naar  $120 \text{ mm}$  dikte. Dat betekent dat het meetlichaam steeds verder in het kussen zakt. Door deze toename wordt het belaste oppervlak vergroot, waardoor de gemiddelde druk en kennelijk de maximale druk afnemen. Een interessant getal is de relatieve indrukking, verkregen door de absolute indrukking te delen door de oorspronkelijke dikte. De afname van de maximale druk blijkt min of meer evenredig met de relatieve indrukking: hoe kleiner de relatieve indrukking – lees vervorming van het schuim – des te lager is de maximale druk.

Aan deze metingen kan ook de conclusie verbonden worden dat de eigenschappen van schuimen onderling bij gelijke dikte goed te vergelijken zijn, door hun verband tussen belasting en indrukking, maar dat in een concrete toepassing van schuim in ondersteuningselementen de dikte, en daarmee de relatieve indrukking, bepalende factoren zijn voor de belastingssituatie en in dit geval de maximale waar te nemen druk.

### V3.3.1 Invloed van de draagconstructie op de maximale druk

Het stuk schuim Draka 9018 van 80 mm dik, dat een maximale druk van 216 mmHg op de tuber gaf, is gelegd op een zogenaamde 'trampoline'. De trampoline bestaat uit een houten frame, dat voorzien is van een open weefsel. Onder belasting hangt dit weefsel  $\pm 4$  cm door. Dit is uiteraard afhankelijk van de wijze van voorspanning. De trampoline is het best te vergelijken met een in rolstoelen gebruikelijke 'hangmat', maar dan in twee richtingen. Het resultaat van deze combinatie geeft een aanzienlijke verbetering c.q. een vermindering van de maximale druk. De oorspronkelijke 216 mmHg wordt nu 117 mmHg, bijna een halvering. In figuur V3.7 worden de resultaten vergeleken.

	dikte	max druk B2	absolute indrukking	relatieve indrukking schuim
	(mm.)	(mm Hg)	(mm.)	(%)
Schuim Draka 9018 op vlakke plank	60	319	51	84
	80	216	61	76
	100	161	74	74
	120	126	73	61
Schuim Draka 9018 op een trampoline	80	117	totaal: 70 trampoline: 40 schuim: 30	37

Figuur V3.7 Invloed van de draagconstructie op de maximale druk onder de tubera bij 80 mm schuim: Draka 9018.

Wanneer van de absolute indrukking van 70 mm bij het schuim op de trampoline de doorhang van 40 mm van de trampoline afgetrokken wordt en met het restant de relatieve indrukking van het schuim wordt berekend, dan blijkt dat deze gereduceerd is tot 37%. Dit is bijna de helft van de oorspronkelijke 76%. Dit resultaat is te verklaren vanuit het feit dat het schuim op de trampoline minder hoeft te vervormen om de contour van de bil aan te nemen, terwijl tegelijkertijd door de grote totaalindrukking een groot dragend oppervlak ontstaat. Er wordt een krachtenevenwicht gerealiseerd bij een geringe en gelijkmatige indrukking van het schuim. Een geringe indrukking betekent kleine reactiekrachten. Bij het schuim op de vlakke plank is de indrukking groot en zit de grootste indrukking recht onder de tubera. De reactiekrachten van het schuim zullen daar dan ook het grootste zijn.

De eenvoudige conclusie uit deze metingen is dat de draagconstructie in dit geval een grote bijdrage levert aan het onder belasting tot stand komen van de vorm van het achterwerk in het schuim, zonder dat het schuim daartoe veel hoeft te vervormen. De indrukking van het schuim is klein en gelijkmatig, terwijl toch een groter belast oppervlak wordt gerealiseerd. Deze vergroting is echter niet zodanig dat daaruit de spectaculaire daling van de maximale druk met bijna 50% verklaard kan worden. Een vergroting van het belaste oppervlak rondom met 1 cm betekent een toename van dat oppervlak met  $\pm 10\%$ . De gemiddelde druk zal daardoor theoretisch ook met  $\pm 10\%$  dalen. De daling van de maximale druk is echter veel groter en kan het best verklaard worden vanuit het feit dat de geringe reactiekrachten van het schuim het achterwerk niet vervormen en dus de vorm ervan intact houden, waardoor het eigen drukverdelend vermogen van het achterwerk optimaal wordt benut.

Om deze veronderstelling verder te onderzoeken is de fabricagemal van de meetbil gebruikt als zitondersteuning. Deze 'zitondersteuning' kan beschreven worden als een harde gevormde schaal waarvan de aanpassing aan de vorm van het achterwerk maximaal is, maar waarvan de mogelijkheid tot indrukking – lees aanpassing – nul is. Wat in feite gemeten wordt, is het eigen drukverdelend vermogen van de meetbil wanneer zijn vorm intact gelaten wordt. In figuur V3.8 wordt dit resultaat aan de eerdere tabel toegevoegd, tegelijk met het resultaat van de meetbil op een vlakke plank.

	dikte	max druk B2	absolute indrukking	relatieve indrukking schuim
	(mm.)	(mm Hg)	(mm.)	(%)
Vlakke plank		$\pm 600$	0	
Schuim Draka 9018 op vlakke plank	60	319	51	84
	80	216	61	76
	100	161	74	74
	120	126	73	61
Schuim Draka 9018 op een trampoline	80	117	totaal: 70 trampoline: 40 schuim: 30	37
Gevormde harde schaal: Meetbil in fabrikage mal -		153	0	-

Figuur V3.8 Invloed van een maximale vormaanpassing van de zitondersteuning aan de bil op de maximale druk.

Het resultaat is weliswaar ‘slechter’ dan dat van de 80 mm schuim op trampoline, maar beter dan de 100 mm schuim op vlakke plank. Omdat de fabricagemal in wezen een draagconstructie is zonder drukverdelend medium, maar met maximale vormaanpassing, kan het resultaat als het gevolg van het eigen drukverdelend vermogen van de bil beschouwd worden *wanneer zijn vorm intact gehouden wordt*.

De volgende conclusie is dat het eigen drukverdelend vermogen verrassend hoog is, wanneer aan genoemde condities wordt voldaan. Een kussen zal derhalve een goede drukverdeling realiseren wanneer het in staat is het eigen drukverdelend vermogen van een achterwerk zo optimaal mogelijk te benutten. Dit gebeurt wanneer het kussen onder belasting de vorm van het achterwerk aanneemt zonder dit te vervormen. Dat betekent dat de weerstand tegen vervorming van het kussen heel laag moet zijn. Wanneer schuim wordt toegepast als drukverdelend medium, kan de draagconstructie bij deze vormaanpassing een belangrijke rol spelen.

Een andere conclusie die uit dit resultaat in combinatie met onderzoeksresultaten van drukverdeling aan mensen (Engel, 1986; Chung, 1988) getrokken kan worden, is dat ieder achterwerk kennelijk zijn eigen unieke drukverdelend vermogen bezit en dat deze afhankelijk is van maat, vorm en structuur van weke en harde delen in combinatie met het zitgewicht.

Naarmate de draagconstructie en de eigenschappen van het schuim beter afgestemd zijn op elkaar en op de vorm en maat van het achterwerk van de gebruiker, zal het drukverdelingsresultaat beter zijn.

### V3.3.2 Invloed van de cover op de drukverdeling van schuimkussens

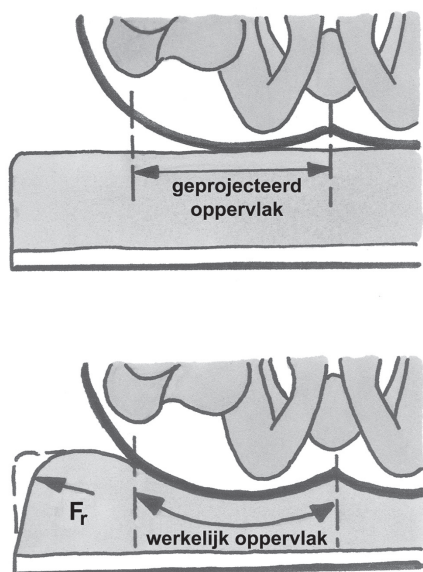
De experimenten met het schuim tot nu toe zijn steeds uitgevoerd zonder cover. In figuur V3.9 zijn de resultaten opgenomen van het 80 mm schuim op de trampoline met verschillende soorten covers.

Schuim Draka 9018: 80 mm op trampoline	Max. druk B2 (mmHg)
zonder cover	117
idem + dunne stretch	117
idem + dikke wollen bekledingsstof	135
idem + dikke stretch	141
idem + skai	152
idem + hydrolon: dunne stof met siliconen laag	146
idem + geweven stof met coating	163

Figuur V3.9 Invloed van de cover op de druk onder de tubera in de B2 druksensor.

De resultaten laten zien dat de invloed van de cover op het drukverdelingsresultaat groot is. Grofweg kan gezegd worden dat de maximale druk toeneemt naarmate de cover 'stugger' wordt. In het geval van hydrolon kan dat echter niet gezegd worden, omdat dit materiaal vrij dun en soepel is. Wellicht dat hier de stroefheid door de siliconen coating een belangrijke rol speelt.

De verklaring voor de invloed van de cover op het drukverdelingsresultaat kan gevonden worden in het zogenaamde 'hangmateffect'. De oorsprong van het hangmateffect kan verklaard worden vanuit het feit dat er een verschil is tussen het geprojecteerd oppervlak van het achterwerk vóór belasting en het werkelijk oppervlak tijdens belasting. Dit verschil moet tijdens het 'gaan zitten' ergens vandaan gehaald worden. In figuur V3.10 is te zien dat dat vanuit de zijkant van het kussen gebeurt.



Figuur V3.10 Het verschil tussen een geprojecteerd oppervlak en een werkelijk oppervlak.

De vervorming van het schuim in horizontale richting die hiermee gepaard gaat, levert een reactiekracht  $F_r$  op, die zich tegen deze vervorming verzet. Deze 'trekspanning in het belaste oppervlak' wil als het ware het belaste oppervlak weer strak trekken. Deze neiging verhindert het belaste oppervlak om zich volledig aan te passen aan de vorm van de bil.

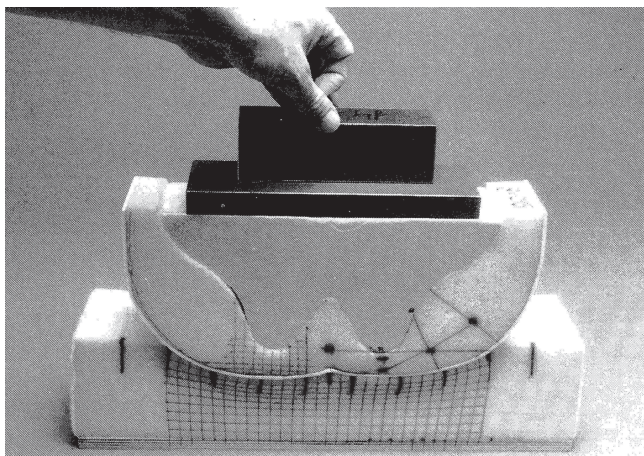
Dit levert de waargenomen drukverhoging onder de tubera op, omdat daar de vorm van het achterwerk door de trekspanning in de cover het meest afgevlakt wordt.

Het hangmateffect is goed waar te nemen met behulp van een model dat is vervaardigd. Het effect van een niet-elastische cover op de grootte van de indrukking, en daarmee op

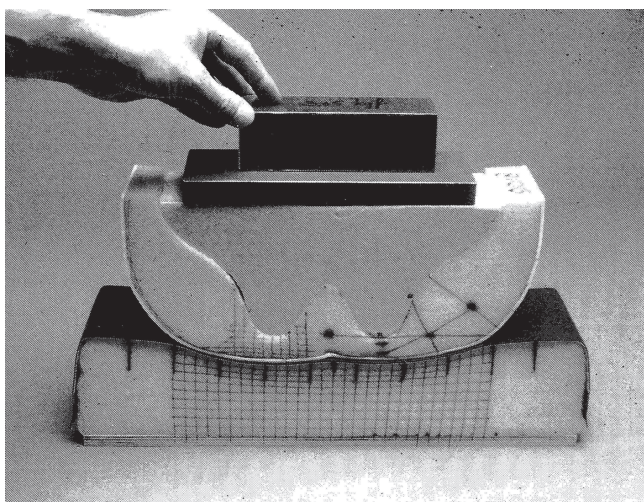


de drukverdeling, is goed te zien in de figuren V3.11 en V3.12. De foto's zijn met precies dezelfde cameraopstelling genomen.

De indrukking van het kussen is in figuur V3.11 duidelijk groter dan in figuur V3.12. Het effect daarvan op de drukverdeling is goed te zien aan de hoogte van het schuim onder de tubera in het model van het achterwerk: in figuur V3.11 is deze afstand groter dan in figuur V3.12.



Figuur V3.11 Indrukking in gedeeltelijk ingesneden schuim zonder cover.



Figuur V3.12 Indrukking in gedeeltelijk ingesneden schuim met een skai-cover.

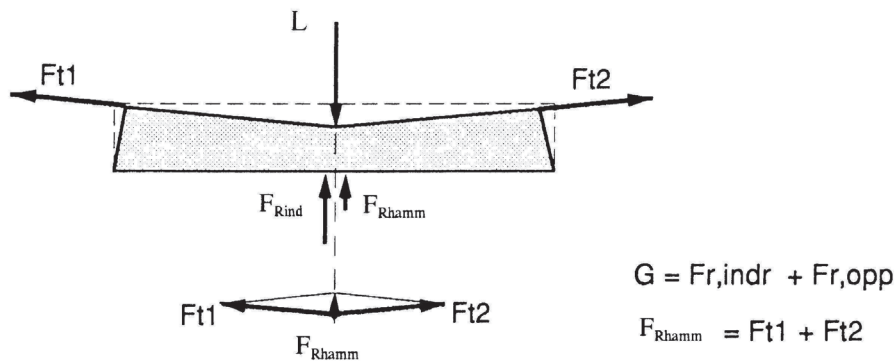


Het zal duidelijk zijn dat het hier met behulp van diverse soorten covers aangetoonde hangmateffect ook plaatsvindt in het schuim zelf, zonder afdekking van een cover, wanneer dat schuim althans een onaangetaste horizontale structuur heeft. De cover versterkt als het ware dit effect. De cover drukt het schuim aan de zijkanten in, waardoor de reactiekracht  $F_t$  ontstaat. Zonder cover zal de vervorming ten gevolge van de bil in horizontale richting aan het schuim 'trekken', waardoor de reactiekracht ontstaat. Door de elasticiteit van het schuim zal in deze laatste situatie de reactiekracht waarschijnlijk iets kleiner zijn.

Bij het geheel of gedeeltelijk insnijden van het schuim wordt de horizontale structuur van het schuim tenietgedaan, waardoor deze trekkracht niet kan optreden. Samengevat zijn er dus twee soorten reactiekrachten, die samen in evenwicht zijn met de belasting  $L$ :

- de verticale reactiekracht tengevolge van de indrukking;
- de bijna horizontale reactiekracht ten gevolge van het hangmateffect', die een kleine verticale component teweegbrengt.

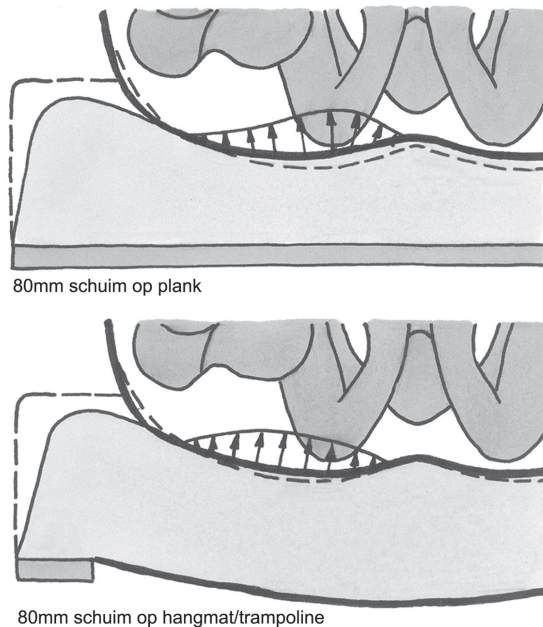
In figuur V3.13 wordt dit krachtenevenwicht schematisch aangegeven.



Figuur V3.13 Schematisch overzicht van het krachten spel in een kussen onder belasting.

De gelijkmatigheid en grootte van de reactiekrachten ten gevolge van de indrukking van het kussen zijn, zoals eerder aangetoond, in belangrijke mate afhankelijk van de vorm van de draagconstructie onder belasting. Hoe beter deze vorm lijkt op de vorm van het achterwerk, des te gelijkmatiger en geringer zal de indrukking van het schuim zijn, en daarmee de reactiekrachten. In figuur V3.14 wordt dit gevisualiseerd voor de dwarsdoorsnede. Uiteraard geldt dit effect ook voor de langsdoorsnede.

Door een relatief groot belast oppervlak wordt de gemiddelde druk geringer. Een kleine indrukking van het schuim heeft dus ook tot gevolg dat een eventueel optredend hangmateffect gering is. Dat mes snijdt dus aan twee kanten!



Figuur V3.14 Invloed van de vorm van de draagconstructie op de gelijkmatigheid van de indrukking van het schuim in dwarsdoorsnede, en het effect daarvan op de reactiekrachten.

Praktische oplossingen voor het hangmateffect worden gevonden in het opdelen van het oppervlak in kleine vlakjes. Het schuim wordt daartoe in twee richtingen ingesneden. Uiteraard verandert daarmee tevens de indrukingskarakteristiek van het schuim en dient voor een goede werking een elastische – stretch – cover toegepast te worden, anders wordt dit effect tenietgedaan.

### V3.3.3 Conclusie

De drukverdelende werking van een schuimkussen is te analyseren en te begrijpen aan de hand van vier vragen:

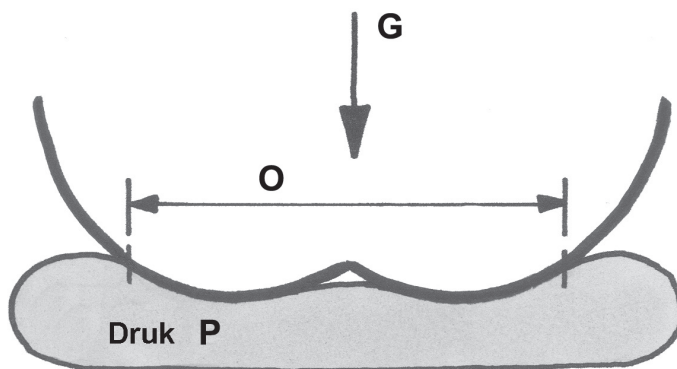
- In welke mate draagt de draagconstructie bij aan de aanpassing aan de individuele vorm van het achterwerk? Met andere woorden: welke mate van vervorming c.q. indrukking wordt van het schuim verlangd?
- Hoe is het verband tussen indrukking en reactiekracht van het schuim en welke relatieve indrukking wordt gerealiseerd?
- In welke mate ontstaat een (ongewenste) trekspanning in het belaste oppervlak als geheel en wat is de invloed van de cover op dit fenomeen?
- Zijn ter plekke van de tubera maatregelen genomen om daar de reactiekrachten te verlagen?

Dit laatste aspect is in deze experimenten niet aan de orde gekomen, maar kan in principe in een kussen toegepast worden om het resultaat verder te verbeteren. Zo kan bijvoorbeeld ter plekke van de tubera een schuim worden toegepast met een iets geringere hardheid.

### V3.4 De werking van lucht- en watergevulde kussens

Het essentiële verschil tussen schuimkussens enerzijds en lucht- en watergevulde kussens anderzijds is te vinden in het verband tussen indrukking en reactiekracht. Loopt bij schuim de reactiekracht langzaam op naarmate de indrukking groter wordt, bij lucht- en watergevulde kussens is er tijdens het indrukken vrijwel geen reactiekracht en komt het evenwicht vrij plotseling tot stand. Er ontstaat een lucht- of hydrostatische druk in het systeem, die wordt bepaald door de grootte van de belasting  $G$  en de grootte van het belaste oppervlak  $O$ .

In formule:  $p = G / O$



Figuur V3.15 Invloed van de grootte van het belaste oppervlak op de grootte van de lucht- of hydrostatische druk.

In de praktijk betekent dit dat het evenwicht zich instelt afhankelijk van de constructie en vulgraad van het kussen: de hoeveelheid lucht of water die in het systeem zit, de grootte en vorm van de bil, en de grootte van het zitgewicht. Twee voorbeelden ter verduidelijking. Een zitgewicht van 600 N op 1000 cm<sup>2</sup> biloppervlak levert een druk in het systeem op van 45 mmHg. 600 N op 1200 cm<sup>2</sup> biloppervlak geeft een druk van 38 mmHg.

Deze druk vormt in principe een gelijkmatige uitwendige belasting, wanneer er geen sprake zou zijn van trekspanningen die in het omhulsel ontstaan vanwege de lucht- of hydrostatische druk. Deze trekspanningen hebben eenzelfde effect als het eerder be-

schreven hangmateffect en verhinderen een volledige vormaanpassing, zijnde conformiteit met de vorm van het achterwerk.

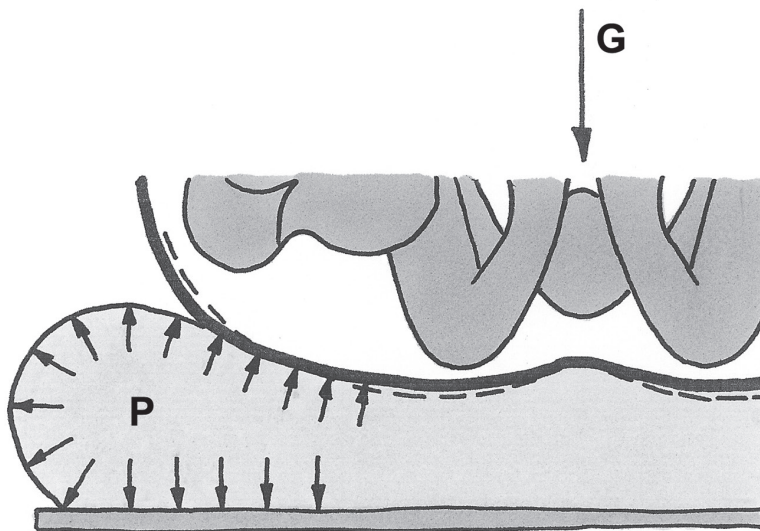
De grootte van de trekspanning die in het omhulsel van dit type drukverdelend medium ontstaat, staat direct in verband met de grootte van de lucht- of hydrostatische druk  $p$  in het systeem. De druk  $p$  in het systeem dient dus niet alleen uit het oogpunt van drukverdeling laag gehouden te worden, maar ook om het hangmateffect zo klein mogelijk te houden.

De mate waarin conformiteit tot stand kan komen, hangt dus af van de trekspanning die in het belaste oppervlak als geheel ontstaat door de lucht- of hydrostatische druk in het systeem. Deze lucht- of hydrostatische druk hangt af van de *hoeveelheid* lucht of water in het systeem, omdat voor een lage druk het achterwerk voldoende diep in het kussen moet kunnen wegzakken, en van de maat en vorm van het achterwerk. Krouskop (1986) vond bij 14 proefpersonen met verschillend postuur een gemiddeld optimale interface pressure bij een luchtdruk van 35 mmHg, met individuele optima liggend tussen 23 en 46 mmHg.

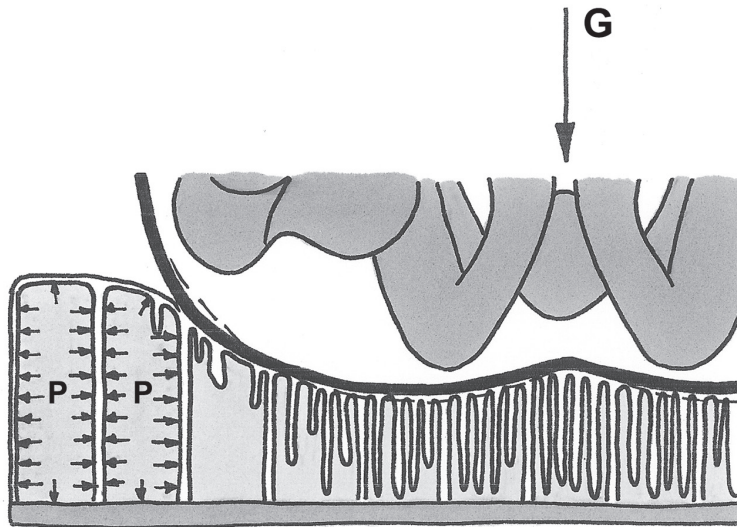
Er zijn met betrekking tot lucht- en watergevulde kussens in verband met het voorkómen van het hangmateffect twee verschillende principe-oplossingen te onderscheiden:

- het lucht-/waterkussen waarbij het belaste oppervlak uit één stuk bestaat;
- het lucht-/waterkussen waarbij het belaste oppervlak opgedeeld is in meerdere kleine oppervlakten.

In de figuren V3.16 en V3.17 zijn beide principes schematisch weergegeven.



Figuur V3.16 Luchtkussens uit één cel.



Figuur V3.17 Luchtkussens uit veel cellen met elastische cover.

In beide gevallen is de druk  $P$  afhankelijk van de grootte van het belaste oppervlak. Is het belaste oppervlak gelijk, dan zal ook de lucht- of hydrostatische druk gelijk zijn. Bij het luchtkussens uit één cel zal de luchtdruk leiden tot een trekspanning in het belaste oppervlak, waardoor er sprake zal zijn van een hangmateffect. Hierdoor zal de conformiteit niet volledig kunnen zijn. Er zullen inwendig onder de tubera hogere drukken waargenomen worden.

Bij het luchtkussens bestaande uit meerdere cellen is het belaste oppervlak verdeeld in kleine afzonderlijke gebiedjes, zodat in het belaste oppervlak als geheel geen trekspanning ontstaat. Het hangmateffect zal daarom achterwege blijven. Het ontstaat wel in de afzonderlijke cellen zelf, maar dat effect op het aannemen van conformiteit is gering.

De materiaaleigenschappen van het omhulsel, in combinatie met de wijze van vorming van de cellen, bepalen in welke mate er harde of zachte 'randen' ontstaan die tot plaatselijk hoge druk kunnen leiden.

De zitstabiliteit in dwarsrichting is bij dit type kussens gering. De kussens zijn erg 'wiebelig'. De zitstabiliteit kan goed verbeterd worden door de linker- en rechterzijde van het kussen ten opzichte van elkaar af te sluiten. Men dient dit te doen nadat men met een open verbinding symmetrisch op het kussen is gaan zitten.

Tot slot van deze algemene analyse een paar opmerkingen over het verschil tussen kussens met lucht, water, vloeibare gel en niet-vloeibare gel. Tussen lucht, water en vloeibare gel zijn er wat betreft drukverdeling geen fundamentele verschillen. Behalve een kleine correctie in verband met de verschillen in dichtheid, is de druk in het systeem in alle gevallen afhankelijk van het belaste oppervlak en is de trekspanning in het omhul-

sel afhankelijk van de druk  $P$  in het systeem. In welke mate deze trekspanning conformiteit in de weg staat, hangt af van de mate waarin deze trekspanning in het belaste oppervlak als geheel optreedt.

De verschillen tussen lucht, water en vloeibare gel komen tot uitdrukking in andere eigenschappen. Deze hebben te maken met de viscositeit van het medium, de dichtheid en de warmtecapaciteit.

### V3.5 De werking van samengestelde drukverdelende media

Op de markt wordt een groot aantal kussens aangeboden die zijn samengesteld uit verschillende drukverdelende media, zoals:

- vloeibare gel op een schuimlaag;
- schuim-vloeibare gel-schuim;
- meerdere luchtcellen gebed in schuim;
- schuimvulling in een luchtkussen dat uit één cel bestaat.

Soms hebben deze kussens een eigen draagconstructie, maar meestal niet, terwijl niet aangegeven wordt welke draagconstructie aanbevolen is.

De reden om combinaties van drukverdelend materiaal toe te passen, hoeft niet alleen te liggen in de drukverdeling, maar kan ook gelegen zijn in andere belangrijke eigenschappen, zoals stabiliteit, oppervlaktezachtheid, schokabsorptie, warmteregulatie en dergelijke. Ieder materiaal of systeem heeft zijn voor- en nadelen; door intelligente combinaties kan men proberen de nadelen te elimineren en de voordelen te benutten. De drukverdelende werking van de hybride kussens kan in principe op dezelfde wijze verklaard respectievelijk begrepen worden als in voorgaande paragrafen voor schuim en lucht-/watergevulde kussens is uiteengezet. Wel moet bedacht worden dat in het kussen tijdens het indrukken ofwel een 'concurrentieslag' tussen de verschillende materialen ontstaat ofwel een soort 'samenwerkingsverband'.

Het toepassen van schuim in een luchtkussen bestaande uit één cel heeft, afhankelijk van de indrukkingkarakteristiek van het schuim, het effect dat de luchtdruk die ontstaat relatief lager is of kan zijn door de reactiekrachten van het schuim. Dit leidt tot een relatief geringere trekspanning in het belaste oppervlak.

Het toepassen van meerdere luchtcellen gebed in schuim heeft het effect dat het belaste oppervlak van de luchtcellen relatief kleiner is, waardoor in principe een hogere luchtdruk ontstaat. Het zal van de indrukkingkarakteristiek van het schuim afhangen in hoeverre het schuim het achterwerk mee gaat dragen. Het toepassen van vloeibare gel-'pockets' op of in schuim heeft waarschijnlijk het meeste effect op de warmteregulatie.

De verschillende systemen, materialen en constructies hebben ieder hun eigen mogelijkheden en beperkingen. In figuur V3.18 zijn de resultaten opgenomen van verschillende commercieel verkrijgbare en experimentele kussens. De bedoeling van het sche-

ma is louter te laten zien dat goede resultaten te bereiken zijn met verschillende soorten drukverdelende media en draagconstructies. Merk op dat de laagst gemeten *inwendige* druk ruim 90 mmHg is.

Drukverdelend medium	cover	draagconstructie	naam	max. druk* mmHg	DV in % ***
luchtcellen	dunne stof	plank	Roho 1R89 HP	91	83
niet-vloeibare gel	stof	hangmat	Spenco toiletmodel	143**	85
lucht	rubber	hangmat	BYE-BYE type WS	125	81
gerubberiseerd geitenhaar		trampoline	experiment	106	80
Draka 9018 schuim 80 mm		trampoline	experiment	119	77
schuimblokjes 100 mm hoog	dunne stof	hangmat	Kubivent R104	138	70
vezels	stof	hangmat	Polycore met wollaag	136	76
dikke vloeistof	folie	gevormde schaal op plank	JAY Medical	160	68
polyether schuim 60 mm dik	stof	hangmat	Etac rolstoelkussen	143	73
schuim + visco elastisch schuim	stof	hangmat	Bay Jacobson	149	72
luchtcellen in schuim	stof	hangmat	Bellows Air Flotation	145	71
schuim, ingesneden	stretch	hangmat	Uniblok	167	65
foam / gel / foam	nylon, gecoat	hangmat	Charnwood LCD	140	71

\*) inwendige druk B2  
onder tuber

\*\*) onder trochanters

\*\*\*) kengetal voor de kwaliteit  
van drukverdeling op een  
schaal van 0 - 100

Figuur V3.18 Overzicht van drukverdelende kwaliteiten van verschillende soorten kussenconstructies, drukverdelende media en draagconstructies.

De maximale gemeten druk die in de tabel is weergegeven, is inwendig, direct onder de tuber op het bot gemeten met de meetbil. Opgemerkt zij dat in dit onderzoek de druk *tussen* achterwerk en kussen, de zogenaamde interface pressure, gemiddeld genomen circa de helft hiervan is.

De drukverdelingskwaliteit in het overzicht is aangegeven met het kengetal DV. De DV is uitgedrukt in een percentage van de belasting die *niet* door twee kleine gebieden rondom de tubera wordt opgenomen, met andere woorden, hoe hoger het percentage, des te beter de drukverdeling van het kussen.



### V3.6 Samenvatting en conclusies

Het menselijke achterwerk bestaat uit een bekken, omgeven met weke delen en afgesloten met huid. Het gewicht van het bovenlichaam wordt via de wervelkolom het bekken ingeleid, die de belasting via de weke massa en de huid aan het kussen doorgeeft. De huid heeft de functie de weke massa bij elkaar te houden. De weke delen en de huid werken ten opzichte van het bekken als een drukverdelend medium. De drukverdeling ervan is optimaal wanneer de vorm van het achterwerk onder belasting in stand blijft.

De drukverdelende werking van een goed kussen is erop gebaseerd de vorm van het achterwerk onder belasting in stand te houden. Het kussen dient de vorm van het achterwerk aan te nemen zonder dat de vervorming van het kussen leidt tot hoge reactiekrachten. De vorm van de draagconstructie en de eigenschappen van het drukverdelend medium zijn hierin bepalende factoren. Er is een principieel verschil in de werking van schuim en de werking van lucht- of vloeistofgevulde kussens. De vervorming van schuim geeft een reactiekracht die groter is naarmate de vervorming, i.c. indrukking, groter is. In concrete toepassingen blijkt de relatieve vervorming van belang. De reactiekracht van lucht- of vloeistofgevulde kussens hangt af van het belaste oppervlak dat onder belasting ontstaat.

De eigenschappen van de cover of van het omhulsel, in het geval van lucht- of vloeistofgevulde kussens, kunnen de drukverdeling negatief beïnvloeden, doordat ze onder belasting in samenwerking met het drukverdelend medium een trekspanning in het belaste oppervlak teweeg kunnen brengen die een volledige conformiteit met de vorm van het achterwerk in de weg staat. Er is een positief verband tussen de lucht- of hydrostatische druk in het systeem en de genoemde trekspanning. De trekspanning in het belaste oppervlak kan positief beïnvloed c.q. gereduceerd worden door het oppervlak in kleine oppervlaktes op te delen.

De drukverdelende werking van een willekeurig kussen is in principe te analyseren en te begrijpen aan de hand van de beantwoording van de volgende vier vragen:

- In welke mate draagt de draagconstructie bij aan de conformiteit met de vorm van het achterwerk? Met andere woorden, in welke mate zal het drukverdelend medium ingedrukt worden, of – in geval van schuim – welke relatieve indrukking zal er ontstaan?
- Hoe is het verband tussen indrukking en reactiekracht van het toegepaste drukverdelend medium?
- In welke mate ontstaat er een (ongewenste) trekspanning in het belaste oppervlak als geheel en wat is de invloed van de cover op dit fenomeen?
- Staat het drukverdelende principe toe ter plekke van de tubera de reactiekrachten te verminderen?

Het blijkt dat hoe gemakkelijker – lees met hoe minder weerstand – een kussen zich aanpast aan de vorm van het achterwerk, des te beter de drukverdeling is. De vorm van



de draagconstructie speelt hierin een belangrijke rol. Een hangmat geeft over het algemeen een beter resultaat dan een vlakke plank.

De in de praktijk gemeten *interface pressure* onder de tubera is circa de helft van de druk die inwendig onder de zitbeenknobbel gemeten wordt. De hoogte van de interface pressure kan dan ook niet vergeleken worden met de capillaire druk in de vaten.

### Geraadpleegde literatuur V3

- Engel, P. Pressure-distribution on cushions in canvas wheelchairs and wheelchairs with stable contoured seatforms. In: *Wheelchairs: Research, Evaluation and Information*. Editors: Bougie, T. and Davies, A. Edizioni Pro Juventute. Milano, 1986.
- Le, K.M.; Madsen, B.L.; Barth, P.W.; Ksander, G.A.; Angell, J.B.; Vistness, L.M. An in-depth look at pressure sores using monolithic silicon pressure sensors. *Plastic and reconstructive surgery*, Dec. 1984.
- Rebiffé, R. Le Siege du Conducteur: Son Adaptation aux Exigences fonctionnelles et Anthropometriques. In: Grandjean, E. *Sitting Posture*. p 132-147. Taylor & Francis Ltd. Londen, 1969.

# Hoofdstuk V4

## Het meten, analyseren en optimaliseren van zithouding en drukverdeling in de praktijk<sup>1</sup>

---

<sup>1</sup> In dit verdiepingshoofdstuk wordt verslag gedaan van de werkwijze van het pilotproject SMS Zitadvies<sup>1</sup>, dat in een samenwerkingsverband tussen het bedrijf PR Sella en revalidatiecentrum Het Roessingh te Enschede is uitgevoerd. Het pilotproject is opgestart in januari 2006 en liep tot eind 2007.

## V4.1 Doel en opzet van het pilotproject SMS Zitadvies

PR Sella heeft analysesoftware ontwikkeld waarmee op eenvoudige wijze de drukmeetresultaten van interface-zitdrukmetingen geïnterpreteerd en onderling vergeleken kunnen worden. Dit is het Sit Measurement System: SMS.

Zitdrukmetingen kunnen niet op zichzelf beoordeeld worden zonder de parameters van de zithouding daarin te betrekken. Het optimaliseren van drukverdeling begint met het optimaliseren van een zithouding. In deel A van dit boek is een referentiekader ontwikkeld voor het meten en beoordelen van een zithouding. Er is op basis van een analyse van algemeen zitgedrag een keuze gemaakt voor een *algemene rolstoelbasishouding*. Deze basishouding is gebaseerd op een *anatomisch verantwoorde stabiele zithouding*, die *begint* bij een – gedefinieerde – functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) van  $115^\circ$ , met als voorwaarde dat de rug in zijn natuurlijke kromming individueel wordt ondersteund. Ook is als referentiehouding de *individuele voorkeurshouding* gedefinieerd, waarbij nek- en schouderspieren zich kunnen ontspannen doordat het hoofd in balans op de romp staat en de rug ook weer individueel is ondersteund. Deze houding heeft een gemiddelde functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) van circa  $123^\circ$ .

Revalidatiecentrum Het Roessingh heeft als doelstelling een expertisecentrum te blijven voor het deskundig beoordelen van individuele zithoudingen en zitondersteuning. De optimalisatie van een *zitondersteuning* begint, zoals eerder gezegd, met het optimaliseren van een *zithouding*. Het een kan niet los gezien worden van het ander.

De langere-termijndoelstelling voor PR Sella is om zitdrukmetingen als instrument bij het optimaliseren van een individuele zitondersteuning te introduceren en te laten gebruiken. Op korte termijn zullen de resultaten en evaluaties van zitdrukmetingen gebruikt worden om zowel de SMS-analysesoftware zelf als het praktische gebruik daarvan te optimaliseren.

Een gezamenlijke doelstelling is de betalende instantie te overtuigen van het nut van zitdrukmetingen bij het optimaliseren van zithoudingen en zitondersteuning, in termen van minder klachten van de rolstoelgebruiker op langere termijn, een verbetering van zijn levensomstandigheden en uiteindelijk minder (totaal-)kosten voor de betalende instantie.

De voorlopige resultaten van het pilotproject laten zien dat er veel te verbeteren valt aan de standaardrolstoelen. Een individueel geoptimaliseerde zithouding waarvan een anatomisch verantwoorde stabiliteit de basis is, is in bijna geen enkele rolstoel standaard te realiseren.

## V4.2 Meten en vastleggen van een zithouding

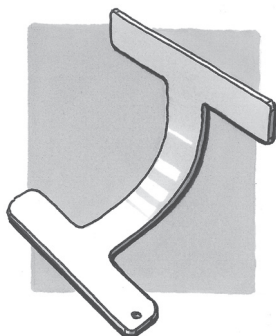
De zithoudingshoeken – de zittinghoek: hoek  $\varphi$  en de functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) – zijn gedefinieerd langs de relevante lichaamsdelen in een belaste situatie

(zie hiervoor hoofdstuk V1). Zij dienen dan ook ‘belast’ aan het lichaam gemeten te worden.

Daartoe zijn twee eenvoudige meetinstrumenten ontwikkeld, met als principe dat tussen het te meten belast lichaamsvlak en de ondersteuning een strip wordt geplaatst, die verbonden is met een andere strip die daaraan evenwijdig is en buiten het belast lichaamsdeel blijft. Daarop wordt met een hoekmeter de stand in de ruimte gemeten.

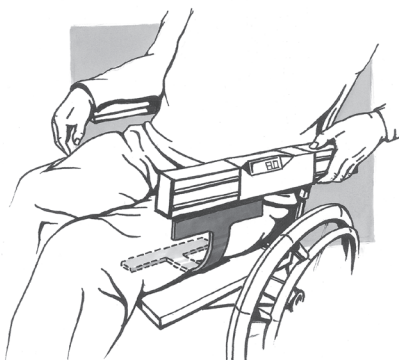
Het meten van deze hoeken is een lastige procedure en dient met grote zorgvuldigheid te gebeuren. Na verloop van tijd zal men ‘gevoel’ krijgen bij de gevonden waarden. Bij twijfel over de uitkomst dient men de meting te herhalen.

Figuur V4.1 toont het meetinstrument voor het meten van de zittinghoek: hoek  $\varphi$ . Het onderste deel van het instrument met de ronde hoeken wordt onder het dijbeen in dezelfde lengterichting vóór de tuber aangebracht.



Figuur V4.1 Hulpinstrument voor het meten van de belast zittinghoek  $\varphi$ .

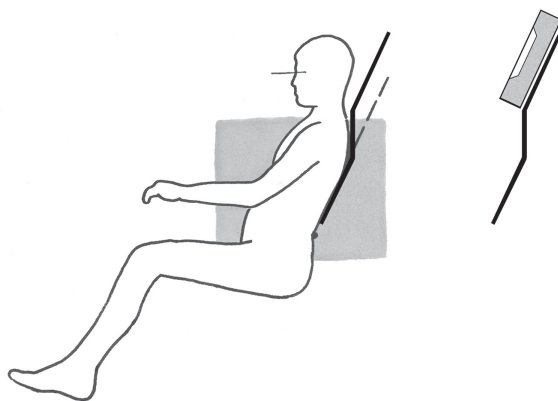
Vervolgens wordt op het deel aan de buitenzijde een digitale hoekmeter geplaatst en wordt de waarde afgelezen, zoals in figuur V4.2 gebeurt.



Figuur V4.2 Het meten van hoek  $\varphi$ .

Ter controle wordt een tweede meting uitgevoerd aan het andere been en genoteerd. Als de waarde zonder zichtbare reden meer dan  $2^\circ$  afwijkt, dienen de metingen ter controle herhaald te worden.

Het meten van de functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) is zo mogelijk nog lastiger, omdat de rug niet altijd volledig door de rugleuning wordt ondersteund. Het meetinstrument bestaat uit metalen strip, die zodanig in drie delen is geknikt dat het middelste deel onder dezelfde hoek van  $165^\circ$  staat met de beide buitenste delen en deze buitenste delen dus evenwijdig aan elkaar staan. De tekening van figuur V4.3 zal een en ander verduidelijken.



Figuur V4.3 Meetinstrument en meetopstelling voor het meten van de belaste functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ).

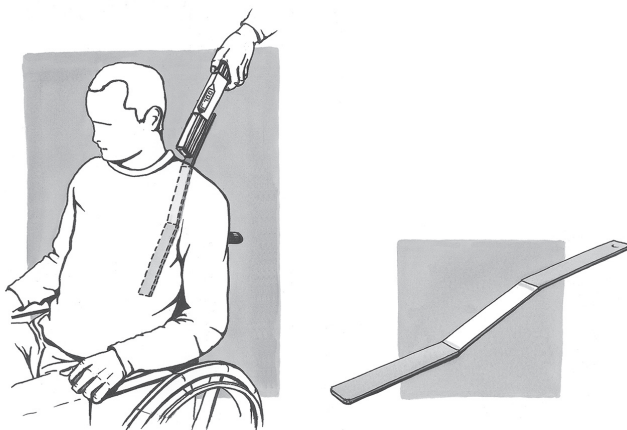
Het onderste deel wordt boven de lende tegen de rug aan geplaatst. De knik aan de onderzijde van het meetinstrument wordt ter hoogte van de thoracale kyfose gesitueerd. Langs het bovenste evenwijdige deel wordt gemeten. Wanneer het instrument bijvoorbeeld  $67^\circ$  aangeeft, is de functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ )  $180^\circ - 67^\circ = 113^\circ$ .

In principe wordt de rugleuninghoek langs het lichaam gemeten. Omdat rugleuning en rug – in bestaande rolstoelen – niet altijd goed op elkaar aansluiten, moet goed gecontroleerd worden of het instrument inderdaad tegen het lichaam aan zit. Om verstoring door uitstekende wervels te vermijden, wordt de meetstrip links en rechts naast de wervelkolom gepositioneerd.

De meting wordt herhaald aan de andere zijde van de wervelkolom. Een nieuw meetresultaat mag zonder zichtbare redenen niet meer dan  $1^\circ$  afwijken, anders moet nog een controlemeting gedaan worden.

Met het meten van de zittinghoek en de functionele rugleuninghoek ligt de basis van de zithouding vast, maar nog niet de mate van individuele ondersteuning van de rug. De

vraag is, met andere woorden: in welke mate komt de rugondersteuning tegemoet aan de individuele curvatuur van de rug? Informatie van de behandelende arts/therapeut vooraf over *mobilititeit* en *curvatuur* van de lumbale wervelkolom, is voor analyse noodzakelijk. Er moet voldoende ruimte gecreëerd zijn voor het achterwerk om het bekken voldoende rechtop te laten staan en een individuele curvatuur van de wervelkolom mogelijk te maken. In een onbelaste stoel is goed te zien en vooral te voelen welke ruimte er in de stoel voor het achterwerk is. Het opmeten van de stand van het bekken, hoek  $\lambda$ , is in een gegeven, belaste situatie mede door de constructie van de rolstoel erg lastig. Er is (nog) geen meetinstrument voor ontwikkeld.



Figuur V4.4 Het meten van de belaste functionele rugleuninghoek: hoek  $(\varphi+\alpha)$ .

Zithoogte, zitbreedte en zitdiepte van de rolstoel zijn gelieerd aan de antropometrische maten onderbeenlengte, heupbreedte en bovenbeenlengte. Deze maten kunnen het beste gemeten worden in de rolstoel zonder inzittende, met een meetinstrument dat uitgaat van een zitdieptedefinitie als de afstand van de voorzijde van de zitting tot de plaats in de rugleuning waar de bovenrand van het bekken wordt afgesteund.

### V4.3 Het analyseren en optimaliseren van een zithouding

Het optimaliseren van een zithouding start nadat een keuze is gemaakt voor type rolstoel en type zithouding: een niet-verstelbare zithouding of een door de gebruiker aan activiteiten aan te passen zithouding. Deze zogenaamde kantelverstelling biedt de gebruiker de mogelijkheid een goede transferhouding (hoek  $\varphi = 0^\circ$ ), een anatomisch verantwoorde stabiele houding (hoek  $(\varphi+\alpha) > 115^\circ$ ) en een individuele voorkeurshouding (hoek  $(\varphi+\alpha) = \text{circa } 123^\circ$ ) in te stellen, door kanteling van het hele houdingsgedeelte bij

een vaste heuphoek: hoek  $\alpha$  van circa  $104^\circ$ . De keuzeproblematiek van het type rolstoel wordt hier niet verder behandeld.

Een optimalisatie of interventie is er in principe op gericht de cliënt een anatomisch verantwoorde stabiele houding aan te bieden, met een individuele ondersteuning van de rug in een goede verhouding tussen de heuphoek: hoek  $\alpha$  en zittinghoek: hoek  $\varphi$ . *Hierbij hoort ook een analyse van het bestaande zitgedrag en een advies over gewenst zitgedrag.*

Het optimaliseren van een zithouding begint bij de analyse van de bestaande zitsituatie en het bestaande zitgedrag, en de analyse van het onvermogen c.q. vermogen van de rolstoelgebruiker in combinatie met de kenmerken van zijn lumbale wervelkolom. In dit stadium is een aantal vragen en noties van belang.

*A Heeft de rolstoelgebruiker een aandoening door ziekte of ouderdom, of is de aandoening aangeboren?*

Aangeboren aandoeningen kunnen effect hebben op de lichamelijke en motorische ontwikkeling, waardoor grotere verschillen kunnen ontstaan met de referentiehoudingen dan men normaal ziet.

*B Hoe is het gesteld met de vorm en mobiliteit van de lumbale rug? Met andere woorden, wat kan en moet het eindresultaat zijn van een individuele ondersteuning van de rug?*

Het is verstandig een niet-mobiele, stijve rug ook anatomisch verantwoord te belasten, daar anders een permanent kyfoserend moment op de lumbale wervelkolom zal ontstaan.

*C Is er sprake van een gestoorde waarneming dan wel van een gestoord besturingssysteem?*

In dat geval wordt de rolstoelbasiszithouding gebaseerd op de individuele voorkeurshouding, waarbij het hoofd in balans op de romp staat. De gemiddelde individuele voorkeurshouding heeft een hoek( $\varphi+\alpha$ ) van  $123^\circ$ .

*D Worden zijpelotten gebruikt voor extra ondersteuning van de romp in dwarsrichting?*

Voor een effectieve werking dient de functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) ten minste  $120^\circ$  te bedragen.

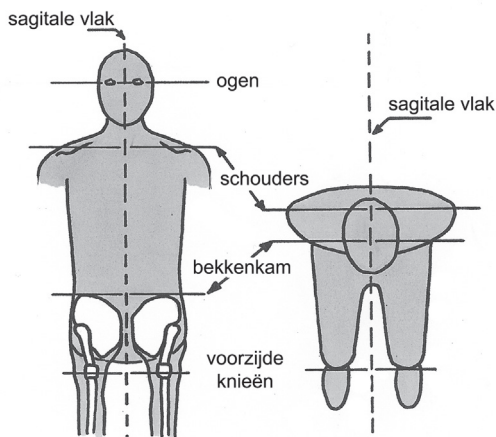
In verband met een juist krachtenevenwicht is het van belang bij iedere hoek( $\varphi+\alpha$ ) de juiste hoek  $\varphi$  te kiezen, om wrijvingskrachten in de zitting te vermijden. Een comfortabele zithoek of heuphoek: hoek  $\alpha$  ligt in de basishouding tussen de  $103^\circ$  en  $105^\circ$ . Dit levert een zittinghoek: hoek  $\varphi$  op van circa  $12^\circ$ . Dit is voldoende om wrijvingskrachten in de zitting te voorkomen.

Het passen van een rolstoel begint met het zo goed mogelijk van tevoren instellen van de rolstoel in de gewenste houding en maatvoering. Vervolgens wordt het functionele

resultaat, de gerealiseerde zithouding, opgemeten. Dit is ook de start wanneer men een bestaande zitsituatie wil analyseren en optimaliseren.

De meetgegevens van zittinghoek en rugleuninghoek worden geanalyseerd en vergeleken met de gewenste referentiehouding. Tegelijkertijd vindt een visuele inspectie van symmetrie of asymmetrie van de houding plaats, en wordt gekeken naar de wijze waarop het hoofd op de romp staat; specifiek gedrag dat stabiliteit dan wel instabiliteit verdraagt, wordt geobserveerd, en er wordt een indruk verkregen van de wijze waarop de rug is ondersteund c.q. hoe de stand van het bekken is.

De symmetrie of asymmetrie van een houding kan gecontroleerd worden aan de hand van een aantal referentielijnen die in figuur V4.5 zijn aangegeven. Belangrijk is de oorzaak van een eventuele asymmetrie op te sporen, en te onderzoeken of daar wat aan te doen is.



Figuur V4.5 Referentielijnen ter vaststelling van symmetrie/asymmetrie van een houding.

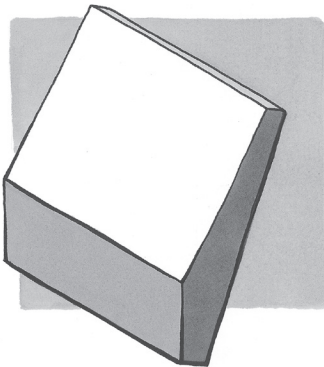
In een zithouding met een anatomisch verantwoorde stabiliteit rust de romp in principe stabiel tegen de rugleuning met een normaal rugleuningprofiel in dwarsrichting. Zitgedrag kan er de oorzaak van zijn dat de stabiliteit wordt opgeheven en de romp zijdelings wegzakt, waardoor een asymmetrische houding ontstaat. Wanneer deze niet zelfstandig gecorrigeerd kan worden, ontstaat een niet wenselijke situatie, die op den duur kan leiden tot een deformiteit van de lumbale wervelkolom. Dit kan op verschillende manieren voorkomen worden. Op de eerste plaats is de stabiliteit van de houding minder kritisch te maken, bijvoorbeeld door hoek( $\varphi + \alpha$ )  $> 118^\circ$  te kiezen. Vervolgens kunnen extra zijsteunen worden aangebracht ter hoogte van het diepste punt van de tailedriehoek, en is het verstandig het bestaande zitgedrag en het gewenste zitgedrag nadrukkelijk te bespreken. Een bewust en goed zitgedrag is een voorwaarde voor verantwoord rolstoelgebruik.



De gemeten waarden van de houdingshoeken worden vergeleken met de gewenste waarden van een anatomisch verantwoorde zithouding, en afhankelijk van de instelmogelijkheden van de rolstoel wordt een strategie bepaald hoe dit ter plekke in de rolstoel gerealiseerd kan worden dan wel tijdelijk geïmproviseerd kan worden, om te bepalen of therapeut en rolstoelgebruiker daarover tevreden kunnen zijn.

De start van een houdingsbijstelling ligt bij het individueel ondersteunen van de rug, daarna volgt de rest. De reden hiervoor is dat de individuele ondersteuning van de rug grote invloed heeft op de proprioceptie, en daarmee op het besturingsstelsel in de hersenen en op het comfortgevoel. Makkelijker is in te zien dat een niet-individueel ondersteunde rug 'foute' signalen doorgeeft en daarmee het optimaliseringsproces negatief beïnvloedt.

Bij de huidige generatie rolstoelen, waarin één zithouding wordt aangeboden, is het realiseren van een individuele ondersteuning van de rug een lastige zaak. De rugleuning kan meestal niet *boven* de zitting worden gebracht en de rugondersteuning is meestal vlak, zonder enig profiel, zodat er weinig ruimte is voor het achterwerk en het bekken bijna altijd te ver achterover zal staan. Ook is de rugleuning vaak te laag. Om deze rolstoelen geschikt te maken voor een zithouding met een anatomisch verantwoorde stabiliteit, moet geïmproviseerd worden met additionele hulpmiddelen die tegemoetkomen aan de individuele vorm van de rug en ruimte creëren voor het achterwerk.

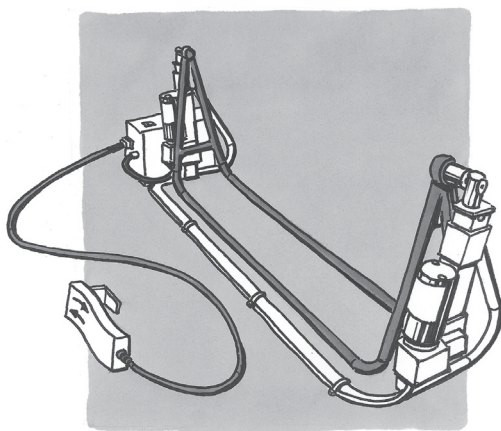


Figuur V4.6 Wigvormig kussen als hulpmiddel om in een conventionele rolstoel ruimte te creëren voor het achterwerk en een anatomisch verantwoorde stabiliteit tot stand te brengen.

Wanneer de rug individueel is ondersteund, wordt de houding opnieuw opgemeten en wordt beoordeeld of dit een rugleuninghoek heeft opgeleverd die *deze* rolstoelgebruiker een anatomisch verantwoorde stabiliteit geeft. Een eenvoudige manier om dat te testen is de rolstoel met een elektrisch verstelbare kantel-unit langzaam verder achterover te laten kantelen. Deze is in het pilotproject ontwikkeld. Ondertussen observeert men wat

er gebeurt met de stand van het hoofd en wat de invloed is op het (zit)gedrag van de rolstoelgebruiker.

In deze hele procedure dient men bedacht te zijn op twee geheel verschillende aspecten. Ten eerste moet men zich bewust zijn dat houdingsveranderingen van invloed kunnen zijn op de stabiliteit van de rolstoel. Bij rolstoelen met een stabiliteit die geschikt is om een *wheely* te maken, zou deze te kritisch kunnen worden. Men kan de stabiliteit eenvoudig meten door een hoekmeter te plaatsen op een recht stuk van het frame, bijvoorbeeld een armleuning, de waarde af te lezen (achterover is positief!), en vervolgens de rolstoel met inzittende in balans te brengen op het achterwiel en de waarde weer af te lezen. Het verschil tussen deze twee waarden is de stabiliteit van de rolstoel. Met een stabiliteit van  $14^\circ$  is gemakkelijk een *wheely* te maken, met een stabiliteit van circa  $18^\circ$  wordt dat moeilijker.



Figuur V4.7 Elektrisch verstelbare kantel-unit voor het opzoeken van stabiliteit tijdens het passen.

Een tweede belangrijk aspect waarop gelet moet worden tijdens het passen, is van geheel andere aard. Wanneer de rolstoel één zithouding aanbiedt, is het algemene streven de rolstoelgebruiker in een anatomisch verantwoorde stabiele zithouding te laten zitten. De stabiliteit *begint* bij een hoek( $\varphi+\alpha$ ) van  $115^\circ$ . Dat wil zeggen dat de stabiliteit in deze houding kritisch is. Bij een grotere rugleuninghoek zal de stabiliteit minder kritisch worden en zal het gevoel stabiel te zitten toenemen. Bovendien komt hierbij het hoofd meer in balans op de romp te staan, en dat zal het gevoel van comfort versterken. Deze zithouding is prima geschikt om tv te kijken of een gesprek te voeren, maar minder geschikt om bijvoorbeeld een maaltijd te nuttigen of op een tafel wat te zitten knutselen. Het gevaar schuilt er dus in dat tijdens het passen een houding wordt geoptimaliseerd waarin men goed kan converseren: dat is immers wat op dat moment gebeurt. Het feit dat slechts één houding in een rolstoel beschikbaar is, betekent dat men een

compromis in de zithouding moet zoeken. Het gevaar bestaat dat men dat in de passiviteit uit het oog verliest.

Gewoonte en specifiek zitgedrag spelen een belangrijke rol in een bestaande situatie, die vaak de oorzaak is van klachten, zoals pijn in de schouder of problemen in het zitvlak. Het veranderen, moeten veranderen of willen veranderen van deze gewoonte en dit gedrag is moeilijk: het lichaam en het besturingssysteem hebben zich immers gedurende lange tijd op de bestaande situatie ingesteld. Rolstoelgebruikers zullen een nieuwe, objectief gezien betere houding niet altijd direct zo ervaren. Ze zullen aan hun nieuwe situatie moeten wennen en dat kost tijd.

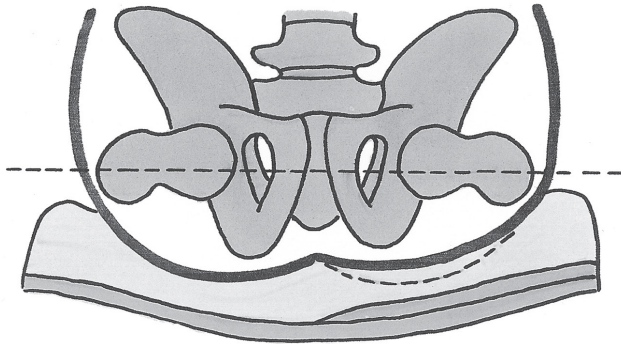
Het is dan ook van het grootste belang nieuwe rolstoelgebruikers direct een anatomisch verantwoorde stabiele houding aan te bieden met een individuele ondersteuning van de rug, en ze te wijzen op alle aspecten van een goed zitgedrag. Dat voorkomt veel problemen.

Naast het aanbieden van een goede zithouding dient de rolstoelgebruiker geleerd te worden om, met zijn beschikbare mogelijkheden, goed in deze aangeboden zithouding te gaan zitten. Het niet goed positioneren in het zitkussen van de tubera ten opzichte van de rugleuning heeft direct gevolgen voor de mate waarin de rug individueel wordt ondersteund. Bovendien heeft een achterover gekanteld bekken een negatieve invloed op de drukverdeling, zoals in het pilotproject is duidelijk geworden.

Een bijzondere situatie doet zich voor wanneer de zithouding vanwege klachten geoptimaliseerd moet worden in een rolstoel met een elektrische kantelverstelling in combinatie met een elektrische rugleuningverstelling. De rugleuningverstelling is in principe bedoeld om de zithoek: hoek  $\alpha$  in te stellen. De stand van de romp in de ruimte, hoek  $(\varphi + \alpha)$ , dient in principe door het kantelmechanisme te worden gerealiseerd. Het gewenste instelbereik van de zithoek: hoek  $\alpha$  is normaal gesproken in het actieve gebruik maar zeer gering:  $103^\circ$ - $105^\circ$ . Bij een kleinere hoek zal de buik snel in de verdrukking komen, bij een grotere hoek is de kans op het ontstaan van wrijvingskrachten in het zitvlak zeer groot. De verstelbare rugleuning kan gebruikt worden om een meer comfortabele rust-/slaaphouding te creëren, wanneer althans de zittinghoek: hoek  $\varphi$  voldoende bereik heeft. Los van de specifieke – ergonomische – eisen die aan de beweging van de rugleuning kunnen worden gesteld, zal duidelijk geworden zijn dat het verstandig omgaan met deze verstelmogelijkheden veel instructie vergt van de gebruiker ervan. Anders kon het middel wel eens erger zijn dan de kwaal, zoals in het pilotproject in een concrete situatie duidelijk werd.

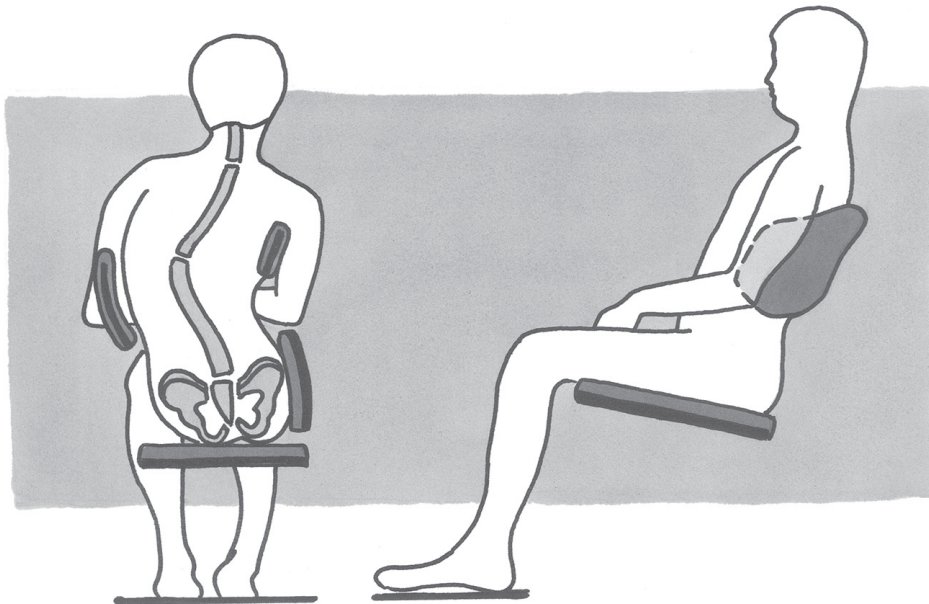
Na deze beschrijving van de algemene gang van zaken tijdens het passen, nog een paar opmerkingen over bijzondere situaties.

Voor een goede verticale stand van de wervelkolom is het van belang dat het bekken c.q. het heiligbeen recht staat. Een eventuele scheefstand van het bekken door ongelijke hoogte van de zitbeenknobbels of door eenzijdige atrofie van de grote bilspier, dient vanuit de draagconstructie gecorrigeerd te worden.



Figuur V4.8 Correctie van een asymmetrie in het bekken door verhoging van de draagconstructie ter plekke.

Bij een asymmetrie van de wervelkolom, bijvoorbeeld een scoliose, is het van het grootste belang uit te gaan van een zeer stabiele houding (hoek( $\varphi+\alpha$ )  $> 120^\circ$ ), daar anders de effectiviteit van de gangbare driepuntsondersteuning sterk afneemt. Bovendien zorgt een grotere hoek ( $\varphi+\alpha$ ) voor een gunstiger belasting van de wervelkolom, en daarmee voor een afname van belastende momenten (kracht x arm) die een scoliose doen toenemen.



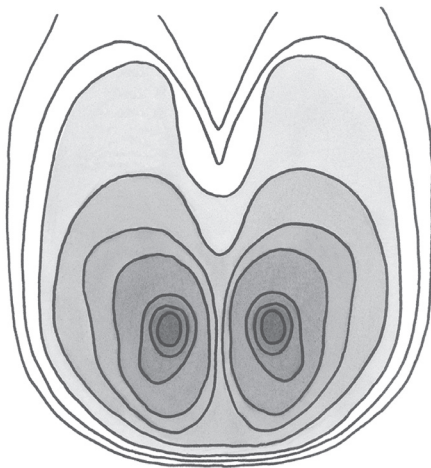
Figuur V4.9 Een effectieve driepuntsondersteuning van een scoliose in een stabiele zithouding met een functionele rugleuninghoek: hoek( $\varphi+\alpha$ )  $> 120^\circ$ .

#### V4.4 Meten en interpreteren van drukverdeling

Tijdens het zitten wordt het gewicht van het bovenlichaam door de lumbale wervelkolom het bekken ingeleid, en via beide zitbeenknobbels en een dunne laag weke delen en huid overgebracht op de zitting. De zitting reageert met een reactiekracht die even groot is als het gewicht van het bovenlichaam. Deze reactiekracht is de belasting op het achterwerk.

Deze belasting blijkt niet gelijkmatig over het achterwerk verdeeld te worden. In figuur V4.10 is een algemeen patroon van deze verdeling over het achterwerk opgenomen, zoals deze tussen het achterwerk en de zitting kan worden gemeten, de zogenaamde 'interface pressure'.

Dit patroon is kenmerkend en wordt in alle onderzoeken gevonden. De hoogste druk wordt steeds waargenomen onder de zitbeenknobbels. Dat is ook het gebied waar zich over het algemeen de meeste problemen voordoen. Onder het drukverdelend vermogen van een kussen moet dan ook de eigenschap begrepen worden om de druk onder de zitbeenknobbels zo laag mogelijk te krijgen. De zitbeenknobbels dienen te worden ontlast. Omdat de totale zitbelasting in eenzelfde houding gelijk blijft, moeten de gebieden rondom de tubera – iets – meer belasting opnemen: de druk wordt 'verdeeld' ten gunste van de druk onder de tubera.



Figuur V4.10 Een typisch patroon van drukverdeling over het achterwerk, waarbij de interface pressure onder de zitbeenknobbels het hoogst is en naar buiten toe afloopt.

De drukverdeling van een kussen wordt gemeten met een drukmeetmat. In deze mat is een groot aantal druksensoren opgenomen die de interface pressure meten, de druk *tussen* achterwerk en kussen. De meest toegepaste druksensoren zijn gebaseerd op het principe van een elektrische weerstandsvermindering onder belasting. De sensoren

worden ieder per stuk gekalibreerd en de resultaten in een programma opgeslagen. De kalibratie dient frequent herhaald te worden. Tijdens een meting wordt de weerstand van een sensor met een frequentie van 5 tot 15 keer per seconde uitgelezen en vergeleken met de kalibratiegegevens. Hieruit wordt de druk berekend.

Moderne systemen hebben een hart-op-hartafstand tussen de sensoren die kleiner is dan 16 mm, waarmee een drukmeetmat circa duizend sensoren bevat. De meetnauwkeurigheid van dergelijke systemen is niet erg hoog, en varieert per systeem en ouderdom van de mat.

Een drukmeting is een momentopname die door een groot aantal variabelen wordt bepaald. Veel van die variabelen hebben te maken met de zithouding. Het herkennen en beheersen van deze variabelen is een eerste vereiste voor een goede drukmeting en voor een goede interpretatie van een drukmeting.

Het is belangrijk te letten op de symmetrie van de houding tijdens het meten, het goed zitten van de kleding (niet te strak en niet dubbel), de wijze van afsteunen van de armen, de stand van het hoofd (de blikrichting), de afstelling van de voetsteunen, de positionering van de meetmat op de zitting enzovoort. Metingen zouden ten minste een keer in hun geheel herhaald moeten worden, dat wil zeggen dat de zitdrukmeetmat geheel opnieuw moet worden aangebracht, om een goede indruk te krijgen van de kwaliteit van de meting en om toevalligheden uit te sluiten. Dit is in de praktijk nauwelijks haalbaar.



Figuur V4.11 Het SMS-zitdrukmeetsysteem.

De bedoeling van drukverdeling is dat de plaatselijk hoge belasting onder de zitbeenkobbels zo goed mogelijk wordt verdeeld over het achterwerk. In feite is het de bedoe-

ling om de belasting onder de tubera zo laag mogelijk te krijgen. Daar ligt dus het beoordelingscriterium voor de kwaliteit van drukverdeling.

Op basis van deze essentie van drukverdeling is de SMS-software ontwikkeld. De grote hoeveelheid meetgegevens worden teruggebracht tot een paar representatieve kengetallen waarmee de drukverdelende eigenschappen van het kussen worden vastgelegd. Een belangrijk kengetal is het kengetal voor drukverdeling: DV.

Een voorbeeld zal het principe van het achterliggende algoritme van dit kengetal DV verhelderen. Stel een persoon weegt 75 kilo; zijn zitgewicht zal dan ongeveer 600 N bedragen. Dit is de belasting die het zitkussen op het achterwerk uitoefent.

Stel dat kleine gebiedjes rondom de tubera 200 N belasting opnemen, dan betekent dat dat de rest van het achterwerk 400 N opneemt. Dat is  $400/600 = 66\%$  van de totale belasting.

Stel nu dat na een interventie dezelfde kleine gebiedjes rondom de tubera 150 N opnemen, dan neemt de rest dus 450 N belasting op. Dat is  $450/600 = 75\%$  van de totale belasting.

Deze voorbeelden geven aan dat hoe hoger het percentage is, des te lager de belasting op de tubera is. Dat is precies de bedoeling. In feite is met deze benadering een eenvoudig en doeltreffend kengetal gedefinieerd voor de grootte van drukverdeling DV op een schaal van 0 tot 100. Een belangrijk voordeel van deze benadering is bovendien dat de resultaten van meerdere drukcellen in het oordeel worden betrokken. Dat verhoogt de meetnauwkeurigheid.

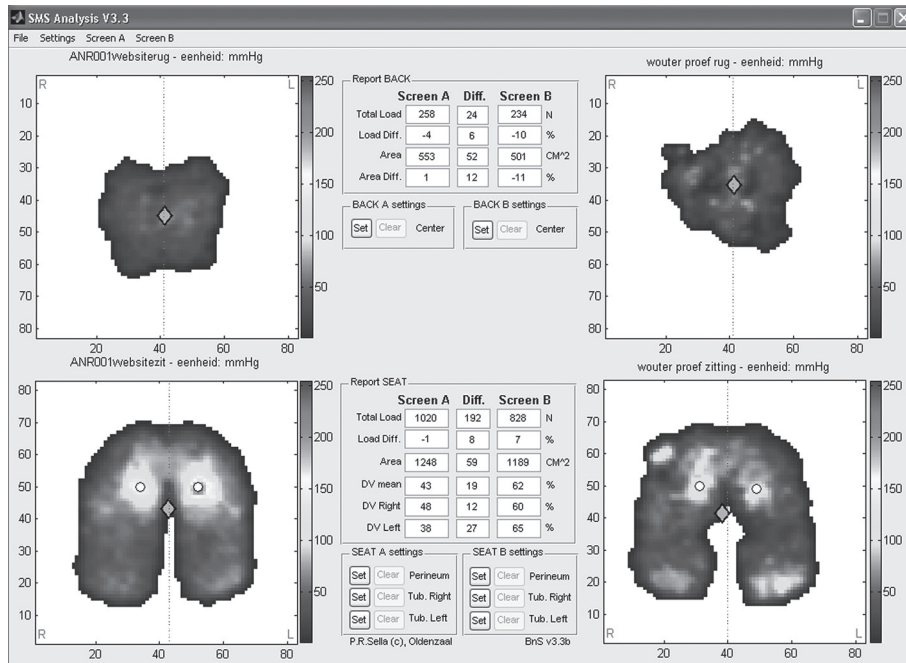
In de SMS-software zijn algoritmen ontwikkeld om de positie van de tubera te detecteren en is een keuze gemaakt voor een acceptabele grootte van de gebiedjes rondom de tubera voor het berekenen van de DV.

Het algoritme dat de DV berekent, doet dat op zodanige wijze dat gelijke drukken onder de tubera bij verschillende zitbelastingen van verschillende personen toch eenzelfde grootte van het kengetal DV opleveren. Deze benadering van de DV is mogelijk voor het achterwerk als geheel, maar kan ook afzonderlijk voor de linker- en rechterzijde worden berekend.

Er is *geen* algemeen geaccepteerd drukverdelingsniveau dat voor iedere rolstoelgebruiker een garantie geeft voor de preventie van decubitus. De individuele – fysieke – variabelen zijn daarvoor te verschillend en de inwendige drukken te hoog. Het streven bij het optimaliseren van de drukverdeling dient er dan ook op gericht te zijn om per individu het maximaal haalbare te realiseren. De SMS-software is daarbij behulpzaam.

SMS heeft een schermoptie waarin een meetresultaat, bijvoorbeeld na een interventie, gemakkelijk vergeleken kan worden met een eerder resultaat. De drukbeeldplaatjes staan in dat scherm naast elkaar, maar ook de relevante kengetallen staan naast elkaar en kunnen eenvoudig vergeleken worden.





Figuur V4.12 Het SMS-vergelijkings scherm.

Naast de kengetallen voor drukverdeling, DVlinks en DVrechts, worden een paar kengetallen berekend waarmee de grootte van de DV geanalyseerd en eventueel verklaard kan worden: *Zitbelasting* links en rechts, en *Belast oppervlak* links en rechts.

#### V4.5 Kussens: covers, drukverdelende media en draagconstructies

Om de drukverdelende werking van kussens te kunnen manipuleren dienen de opbouw en werking van de verschillende typen kussens begrepen te worden. Zie hiervoor ook hoofdstuk V3.

Een kussen bestaat altijd uit:

- een draagconstructie die het zitgewicht doorleidt naar het frame;
- een drukverdelende laag;
- meestal voorzien van een zachte toplaag;
- afgedekt door een cover.

Er zijn verschillende typen drukverdelende media:

- schuim, in diverse dichtheden ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ) en hardheden c.q. stramheden;
- gerubberiseerd haar/natuurlijke vezels, in diverse dichtheden ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ) en hardheden;
- lucht, in diverse constructies;



- vloeibare gel, in diverse constructies of combinaties;
- niet-vloeibare gel (blijkt nauwelijks drukverdelend te werken);
- combinaties van deze, bijvoorbeeld schuim en vloeibare gel.

Wanneer de draagconstructie de vorm van een achterwerk heeft of krijgt onder belasting, betekent dit dat het drukverdelend medium dat daar bovenop ligt weinig hoeft te vervormen om de vorm van het achterwerk aan te nemen. Dit levert bij gebruik van schuim en gerubberiseerd haar als drukverdelend medium een spectaculaire verbetering van de drukverdeling op ten opzichte van hetzelfde materiaal op een vlakke plank.

Een zachte toplaag kan worden toegevoegd om de oppervlaktezachtheid te verbeteren en eventueel een rol te spelen in vocht- en warmteregulatie. De cover dient glad, zacht en rekbaar te zijn, daar anders de kwaliteit van drukverdeling negatief wordt beïnvloed doordat een extra horizontaal verband in het kussen wordt geïntroduceerd, bekend als het 'hangmateffect'. De kwaliteit van de cover is ook mede van invloed op de grootte van de oppervlaktezachtheid. Dubbel zittende kleding moet in het kussen verdwijnen en niet in de huid!

Schuim gedraagt zich in principe als een drukveer: hoe groter de indrukking, lees vervorming, des te groter de reactiekracht. Deze vervorming heeft niet alleen een verticale component, maar ook een horizontale. Verticale insnijdingen verbreken het horizontale verband, waardoor het kussen daar ter plekke zachter wordt. Dit kan strategisch op daarvoor in aanmerking komende plekken, zoals bij de tubera, worden toegepast.

Een bijzondere toepassing van schuim zijn de zogenaamde *custom contoured seats*, mits deze gemaakt zijn vanuit een 'custom contoured' *draagconstructie* en de positionering van de tubera op het kussen niet al te kritisch is. De meeste bestaande custom contoured seats worden gefreesd in schuim met een vlakke plank als draagconstructie, nadat een afdruk van het achterwerk is gemaakt. Vanuit de eigenschappen van het schuim gezien is deze benadering verre van optimaal. Beter is een 'custom contoured' draagconstructie te vervaardigen en deze te voorzien van een laag vrij zacht schuim.

Ook individuele rugondersteuning worden vaak gefreesd uit een blok schuim. Deze benadering levert ook in esthetisch opzicht geen fraaie ondersteuning op.

Gerubberiseerd haar of kokosvezels hebben vergelijkbare eigenschappen als schuim, afhankelijk van dichtheid en stramheid. In ieder geval zit ook in dit materiaal een duidelijke horizontale component in de reactiekracht van de zitbelasting en heeft de draagconstructie grote invloed op de grootte van de noodzakelijke vervorming. Mits afgedekt met een vochtdoorlatende cover heeft dit type drukverdelend medium *uitstekende* vocht- en warmteregulerende eigenschappen. Deze aspecten zijn zeer belangrijk voor de comfortbeleving en voor de preventie van decubitus.

De drukverdelende werking van lucht-, water- en vloeibare-gelkussens is op hetzelfde principe gebaseerd. Het drukverdelend medium zit noodzakelijkerwijs opgesloten in een omhulsel. Het kost weinig kracht om het drukverdelend medium in het omhulsel

te vervormen. Er ontstaat een evenwicht zodra de druk van de vloeistof of lucht in het omhulsel even groot is als de gemiddelde druk op het belaste oppervlak. Ten gevolge van de lucht of hydrostatische druk ontstaat er in het omhulsel in principe een onwenselijke trekspanning. Dit probleem wordt opgelost door het oppervlak te verdelen in zeer veel afzonderlijke componenten die met elkaar verbonden zijn, vergelijkbaar met het insnijden van schuimkussens. Dit is het principe van het bekende Roho-kussen.

Door hun principe bieden Roho-kussens geen zijdelingse zitstabiliteit, tenzij er een linker- en een rechtercompartiment gecreëerd zijn, die van elkaar kunnen worden afgesloten. Men moet tijdens dat afsluiten wel 'goed' en symmetrisch zitten, en dit na iedere transfer herhalen. Dit blijkt in de praktijk nauwelijks gedaan te worden.

De druk die *in* dit soort systemen ontstaat, ligt in de orde van grootte van 35 mmHg. Een vergelijkbare waarde is vaak terug te vinden als de gemiddelde druk bij interface pressure-metingen. Een belangrijke variabele bij dit soort systemen is de hoeveelheid lucht die in het systeem zit. Bij te veel lucht zit men boven op het kussen en creëert daardoor een te klein belast oppervlak; bij te weinig lucht is er een kans dat men er *doorheen* zit en er van drukverdeling geen sprake is. De toplaag die onder belasting ontstaat, een gekreukelde laag van ingedeukte rubberen zakjes, maakt interface-drukmetingen met drukmeetmatten zeer lastig. Daardoor is het meetresultaat moeilijk te interpreteren.

Een op dit moment nog populair vloeibaar-gelkussen, het Jay-kussen, is eigenlijk een combinatiekussen, omdat niet het hele kussen uit vloeibare gel bestaat. De vloeibare gel zit voornamelijk rond het gebied van de tubera en ligt in een soort schaalje met een open achterzijde als draagconstructie. De rest van het achterwerk wordt door een ander drukverdelend materiaal afgesteund. Het dikker maken van de vloeistof en het bijmengen met microballoons e.d. hebben in principe geen effect op de drukverdelende werking, maar wel op het soortelijk gewicht en de snelheid respectievelijk traagheid van aanpassing aan de vorm van het achterwerk.

Bestaande lucht-, water- en vloeibare-gelkussens kennen geen speciale voorzieningen die de druk ter plekke van de tubera doen verlagen. Dit is wel mogelijk in kussens die schuim als drukverdelend medium hebben.

Een goed kussen heeft verder de volgende eigenschappen:

- is licht van gewicht;
- is gemakkelijk uit de rolstoel te nemen, weer terug te plaatsen en te fixeren;
- biedt een goede zijdelingse stabiliteit;
- heeft oplossingen die de druk ter plekke van de tubera verminderen;
- staat een transfer gemakkelijk toe;
- heeft een cover die waterdamp doorlaat, maar water niet;
- heeft een goede vocht- en warmteregulatie.

## V4.6 Het analyseren en optimaliseren van drukverdeling

Optimalisatie van de drukverdeling, dus van de *zitondersteuning*, begint bij optimalisatie van de *zithouding*. De zithouding is immers verantwoordelijk voor grootte en richting van de uitwendige belasting op zitvlak en rug. De verhouding tussen hoek  $\varphi$  en hoek  $\alpha$  moet zodanig gekozen zijn dat wrijvingskrachten in de zitting ontbreken in het krachtenevenwicht.

Kussens kunnen deze wrijvingskrachten niet 'oplossen'.

Een goede zithouding zorgt voor een anatomisch verantwoorde stabiliteit van de romp. Deze stabiliteit *ontstaat* bij een functionele rugleuninhoek: hoek( $\varphi+\alpha$ ) van  $115^\circ$ . Een anatomisch slechte stabiliteit ontstaat bij een kleinere hoek( $\varphi+\alpha$ ), wanneer men met achterover gekanteld bekken 'in zijn rug gaat hangen'.

De zithouding en de wijze van rugondersteuning bepalen de stand van het bekken en de mate waarin de natuurlijke individuele vorm van de wervelkolom aangenomen wordt. De stand van het bekken is van invloed op de drukverdeling. Het eigen drukverdelend vermogen van een achterwerk wordt het best benut wanneer de *vorm* ervan *onder belasting* intact blijft.

Om inzicht te krijgen in het tijdsaspect van de belasting en dus de mate van risico, is een analyse van het zitgedrag noodzakelijk. Belangrijk daarin zijn de mate waarin een rolstoelgebruiker zich bewust is van zijn risico op decubitus en de mate waarin hij in staat is daar wat aan te doen door bewuste houdingsverandering of liften. De mogelijkheden van de rolstoel, bijvoorbeeld een kantelverstelling, spelen daarin ook een rol. Wanneer er mogelijkheden zijn tot een actief zitgedrag, dienen deze ook *goed* aan de gebruiker te worden geïnstrueerd en door hem te worden uitgevoerd.

Bij het analyseren en optimaliseren van drukverdeling is een aantal algemene uitgangspunten van belang.

- Een goed kussen maakt optimaal gebruik van het eigen drukverdelend vermogen van een achterwerk.
- Een goed kussen neemt dus de vorm aan van het achterwerk zonder het achterwerk daarbij te vervormen. Dit gebeurt wanneer de krachten om het kussen te vervormen laag zijn. Het kussen moet vervormen, niet het achterwerk.
- Een goed kussen maximaliseert het belaste oppervlak.
- Een goed kussen heeft een zachte, liefst open toplaag met een rekbare, vochtdoorlatende cover.
- In een goed kussen worden de tubera extra ontlast door de overige delen iets meer te laten dragen.

Bij het optimaliseren van drukverdeling zijn kennis van en ervaring met de verschillende drukverdelende systemen en draagconstructies een vereiste.

Optimalisatie van de zitondersteuning begint bij de optimalisatie van de zithouding tot een anatomisch verantwoorde stabiele zithouding. Een juiste stand van het bekken bevordert een individuele ondersteuning van de rug en vice versa, en maakt maximaal gebruik van het eigen drukverdelend vermogen van het achterwerk. In de optimale

zithouding wordt de stuit niet (extra) belast. In de geoptimaliseerde zithouding wordt vervolgens de drukverdeling opnieuw gemeten en vergeleken met het eerdere resultaat. Er kunnen zich nu twee situaties voordoen:

- het drukverdelingsresultaat is niet slechter, maar beter;
- het drukverdelingsresultaat is slechter.

De ervaring na 35 metingen in 2006 in het pilotproject SMS Zitadvies is dat een houdingsoptimalisatie vrijwel altijd een verbetering van de drukverdeling laat zien.

Als het resultaat beter is, is het de vraag of dat – voorlopig – voldoende is, of dat het nog beter kan. Is het resultaat slechter, dan moet geanalyseerd worden waardoor dat komt en hoe dat binnen de bestaande mogelijkheden dan wel met een ander kussen op te lossen is.

Eigenlijk moet er in beide gevallen een analyse komen van de drukverdelings situatie: hoe verhouden zich de kenmerken van het achterwerk tot de eigenschappen van het kussen? In bijlage 1 is voor deze analyse een checklist *analyse achterwerk – kussen* opgenomen.

Het hele proces van optimalisatie van zithouding en zitondersteuning is voor de revalidant erg belastend, vanwege de transfers en het moeten liften voor het aanbrengen van de drukmeetmat. Er kunnen om die reden niet onbeperkt kussens worden geprobeerd.

Het uitproberen van een nieuw kussen zou dan ook gebaseerd moeten zijn op een goede ‘calculated guess’. Dit kan alleen met veel kennis van drukverdelende systemen en veel praktijkervaring worden opgebouwd.

#### V4.7 Vervolg van het pilotproject SMS Zitadvies

Het pilotproject SMS Zitadvies had als doel therapeuten en rolstoelgebruikers in een rolstoelspreekuur te laten zien dat het anders en beter kan. Het resultaat daarvan was een op schrift gesteld en gemotiveerd advies met gehanteerde uitgangspunten en te realiseren functionele houdingshoeken. De resultaten voor en na interventie werden ook op foto vastgelegd. Op basis van dit advies zou de rolstoel door een revalidatiebedrijf aangepast kunnen worden.

Tijdens het ‘passen’ moest vaak flink geïmproviseerd worden om de gewenste houding en individuele ondersteuning (tijdelijk) te realiseren. Desondanks werd vrijwel altijd aangetoond dat het inderdaad anders en beter kon.

Het is ontwerpers eigen om wanneer uiteindelijk duidelijk is geworden aan welke specifieke eisen een zithouding en dus eigenschappen van een zitondersteuning moeten voldoen, er ook over na te denken hoe een en ander in een rolstoel te realiseren is. Dit had al in een veel eerder stadium geleid tot een nieuw ontwerp rolstoel met een unieke individueel instelbare rugondersteuning volgens een nieuw concept gebaseerd op de ervaringen met de passtoel. Het individuele ondersteuningsprincipe volgt de definitie van de functionele rugleuninghoek:  $\text{hoek}(\varphi+\alpha)$  en is ergonomisch logisch te noemen.

Een foto van deze rolstoel: C-rex genaamd is te vinden in figuur 4.28 en 4.31 van paragraaf 4.5. Het ontwerp is verkocht, maar het is helaas nooit in productie gekomen.

Voor PR Sella was dit nieuwe concept rugondersteuning het vertrekpunt om te kijken of een individuele rugondersteuning te ontwikkelen was op basis van dit nieuwe principe die in de meeste bestaande rolstoelen gemonteerd zou kunnen worden. Het ontwikkelde ontwerp voor de rugondersteuning is nog weer een stapje verder gegaan ten aanzien van de individuele ondersteuning in dwarsrichting. Men zou kunnen spreken van een systeem voor het ter plekke kunnen pasmaken van een individuele rugorthese.

Om het systeem compleet te maken moest ook een bijbehorende zitting ontwikkeld worden. Deze zitting zou voor wat betreft de eigenschappen uniek moeten zijn ten opzichte van alle andere standaard verkrijgbare rolstoelkussens. Een meer dan uitstekende drukverdeling en het oplossen van de transferproblematiek waren hierbij de uitgangspunten. Het kussenonderzoek heeft voldoende ideeën aangedragen hoe drukverdeling te optimaliseren is.

Het ontwikkelde zitkussen kan naar voren worden gekanteld door de romp in die richting te bewegen. Hiermee wordt niet alleen de mogelijkheid tot transfer geoptimaliseerd, maar is het ook mogelijk in een actieve houding aan een tafel te gaan zitten als het onvermogen dat toelaat.

Vanaf 2008 is het ontwikkelde zitsysteem in de praktijk toegepast. Het SMS Zitadvies kreeg hiermee naast het 'advies' ook meteen een concrete oplossing. Ervaringen met de rugondersteuning en de zitting werden gebruikt om het systeem verder te ontwikkelen en te perfectioneren. Een proces dat uiteraard nog steeds doorgaat.

Van 2008 tot eind 2013 hebben ruim 1000 rolstoelgebruikers de nieuwe rugondersteuning en zitting in hun rolstoel gekregen. De procedure die daarbij is gevolgd, is die van het SMS Zitadvies. De bestaande situatie wordt opgemeten: zithouding en drukverdeling worden vastgelegd. In overleg met de therapeut worden afhankelijk van de aandoeining en beschikbare rolstoel de uitgangspunten voor de zithouding vastgesteld en ter plekke in de rolstoel voor de gebruiker geoptimaliseerd en gerealiseerd. Vaak komt daarbij de functionele rugleuninghoek:  $\text{hoek}(\varphi + \alpha)$  van de anatomisch verantwoorde stabiele zithouding ruim voorbij de  $115^\circ$  en wel op  $117^\circ$  of  $118^\circ$ .

De rolstoelgebruikers die 'aangemeld' worden voor een dergelijk systeem zijn vaak gebruikers waarbij al de nodige ondersteuning geprobeerd zijn en waarbij men nog geen bevredigend resultaat heeft boekt, inclusief mensen in een orthese.

De resultaten van de afgelopen 5 jaar zijn zeer bemoedigend. Het uitvoeren van het ontwikkelde SMS Zitadviesprotocol levert een oplossing op die tot tevredenheid stemt van rolstoelgebruiker en therapeut en niet in de laatste plaats van PR Sella zelf. De houding wordt sterk verbeterd, men kijkt weer 'de wereld in', het hoofd staat goed in balans op de romp als dat de bedoeling was, de buik krijgt ruimte en de drukverdeling is bijna altijd beter dan dat die was. Bovendien zijn vaak mensen geholpen die eerder niet ge-

holpen konden worden. Kortom, de ontwikkelde benadering en uitgangspunten werken. De theorie wordt door de praktijk bevestigd.

Bij de kritisch lezer zal nu het gevoel ontstaan van: ja, ja, de slager die zijn eigen vlees keurt, wat moet ik daarmee? Een terechte vraag. Misschien moet men met de aange-reikte benadering gewoon ervaring gaan opdoen en zelf oordelen. Het meten en vast-leggen van een zithouding op de juiste manier is daarbij voorwaarde evenals een indi-viduele ondersteuning van de vorm van de rug. Men kan, om te beginnen, gaan meten, bij zichzelf, bij familieleden om ervaring op te doen. Tekeningen van de meetinstru-menten staan op de site van PR Sella. Men kan proberen een individuele voorkeurshou-ding te realiseren bij een individuele ondersteuning van de rug en de functionele rug-leuninghoek opmeten. Kortom, men moet ermee aan de slag gaan en zelf ontdekken bij welke functionele rugleuninghoek stabiliteit tot stand komt en hoe het hoofd op de romp staat bij een individuele voorkeurshouding.

Liever ware het geweest hier de resultaten van een groot, onafhankelijk onderzoek te kunnen presenteren onder therapeuten en rolstoelgebruikers van dit nieuwe onder-steuningssysteem maar dat onderzoek is er niet of nog niet. Misschien komt het er nog eens van.

Tot dan toe zult u het zelf moeten ontdekken. Een belangrijke stap is gezet door het lezen van dit boek. Zeg het voort!

## V4.8 Samenvatting en conclusies

Het ontwikkelde gevalsbehandelingsprotocol voor het individualiseren en optimalise-ren van een zithouding blijkt goed te werken. De anatomisch verantwoorde stabiele zithouding blijkt een goede basishouding voor volwassenen in rolstoelen. De individu-ele voorkeurshouding voldoet als basishouding bij rolstoelgebruikers met neurologi-sche aandoeningen.

Door het optimaliseren van de zithouding wordt ook de drukverdeling verbeterd en geoptimaliseerd. Met de door PR Sella ontwikkelde individueel aanpasbare rugorthese en kantelbare zitting kunnen in de praktijk snel en ter plekke adequate individuele zit-houdingen en zitondersteuning gerealiseerd worden die voldoen aan de in dit boek ontwikkelde visie.

## Bijlage 1 Checklist analyse achterwerk – kussen

Analyse achterwerk:

- *Hoe groot is de zitbelasting?*
- *Hoe groot is het belast oppervlak?*
- *Hoeveel zitvlees heeft de gebruiker: meer of minder dan normaal?*
- *Wat is het decubitus risico?*
- *Is er sprake van recidive?*

Analyse kussen:

- *Wat is het principe van het drukverdelend medium?*
- *Is het drukverdelend medium te beïnvloeden/ bewerken?*
- *Hoe is de hardheid / zachtheid van het kussen?*
- *Zijn er bijzondere maatregelen in het drukverdelend medium getroffen?*
- *Wat is de soort/vorm van de draagconstructie?*
- *Is de draagconstructie te beïnvloeden?*
- *Bij hangmat: hoe groot is de doorhang?*
- *Is er een voldoende zachte toplaag aanwezig?*
- *Is de cover voldoende soepel?*
- *Hoe zijn de vocht en warmteregulerende eigenschappen?*

Analyse achterwerk op kussen:

- *Waar zitten de tubera ten opzichte van de rugleuning?*
- *Hoe is de stand bekken / vorm van de rug?*
- *Hoe groot is het belast oppervlak?*
- *Hoe groot is de indrukking in het kussen (meetstaafjes door het kussen prikken, indien mogelijk)?*

Wat zijn de belemmeringen om een goede drukverdeling tot stand te laten komen?

- *Past het kussen zich gemakkelijk aan aan de vorm van het achterwerk?*
- *Doet de vorm van de draagconstructie in voldoende mate mee aan de aanpassing aan de vorm van het achterwerk?*
- *Is het drukverdelend medium voldoende zacht?*
- *Is de toplaag voldoende zacht en vocht doorlaatbaar?*
- *Zijn er speciale maatregelen genomen ter ontlasting van de tubera?*
- *Is er een voldoende zachte toplaag aanwezig?*
- *Is de cover voldoende glad, soepel en rekbaar?*
- *Geeft het kussen voldoende zitstabiliteit?*
- *Is een transfer goed mogelijk?*





# Bijlagen

**Verklarende woordenlijst**

**Verantwoording figuren**

**Register**

## Verklarende woordenlijst

afferent	aanvoerend
anatomisch	
verantwoorde stabiliteit	stabiliteit van de romp die tot stand komt bij een individueel ondersteunde wervelkolom in zijn natuurlijke vorm
ankylose	gewrichtsverstijving
antropometrie	de leer van de afmetingen van de mens
artrodese	operatieve verstijving van een gewricht
C5	de vijfde halswervel van bovenaf
cervicaal	de halswervels betreffende
comfort	de afwezigheid van prikkels van discomfort
contractuur	blijvende samentrekking van spierweefsel
dorsaal	aan/naar de rugzijde
elektromyogram	grafische weergave van elektrische aansturing van spieren
exorotatie	draaiing naar buiten
extensie	strekking
exteroceptief	van buiten komende prikkels opnemend
flexie	buiging
frontale vlak	het vlak evenwijdig aan het voorhoofd; het geeft een vooraanzicht
hoek $\alpha$ , hoek $\beta$ etc	hoeken die de zithouding beschrijven: zie V1.2
hiërarchie	rangorde
hypertonie	verhoogde spiertonus
ilium	heupbeen
incontinentie	het niet kunnen ophouden van urine of ontlasting
inhibitie	verhindering
intercellulair	tussen de cellen gelegen
interface pressure	druk gemeten tussen zitvlak en kussen
interoceptief	van binnenuit komende prikkels opnemend

interstitieel	in het tussenweefsel gelegen
ischiochrurale groep	spieren aan de onderzijde van het bovenbeen
kyfoscoliose	een combinatie van een kyfose en een scoliose
kyfose	een kromming van de wervelkolom naar achteren
L5	de vijfde lumbale wervel van bovenaf
ligament	band, een vaste bindweefselstrook
lordose	een kromming van de wervelkolom naar voren
lumbaal	de lendenwervels betreffende
lumbaalhoek	de hoek die het vlak door Th12/L1 maakt met het vlak door L5/S1
m. iliospoas	zie m. psoas
m. psoas	lendenspier
motor/motorisch	op beweging betrekking hebbend
musculair	de spieren betreffende
neuraal	de zenuwen betreffende
neurofysiologisch	het bewegings- en besturingssysteem betreffende
plantair flexie	buiging in de richting van de zool
polyarticulair	meerdere bewegingen betreffende
proprioceptief	sensorische impulsen die uit het eigen lichaam c.q. hetzelfde orgaan komen, zoals sensoren in de spierspoel, peessensoren en gewrichtssensoren; ook worden vaak de evenwichtsorganen hieronder gerekend.
reactieve hypertonie	een hypertonie als direct gevolg van een actie
reafferent	terugkoppelend
S2	de tweede sacrale wervel van bovenaf
sacrum	het heiligbeen
sacrumhoek	de hoek die het vlak door L5/S1 maakt met de horizontaal
sagittale vlak	het vlak loodrecht op het frontale vlak; het geeft een zijaanzicht
scapula	schouderblad
scoliose	zijwaartse kromming van de wervelkolom
sensomotore	met betrekking tot de door de zintuigen van het bewegings-apparaat ontvangen prikkels
sensor	met betrekking tot de door de zintuigen ontvangen prikkels
sensorisch-perceptief	met betrekking tot de door zintuigen waargenomen, ontvangen en doorgegeven prikkels
spasticiteit	een onvermogen tot gecoördineerd bewegen
spinaal	met betrekking tot het ruggenmerg
spitsvoet	gefixeerde plantair flexie
supraspinaal	met betrekking tot de hersenen
symphysis	verbinding van beide heupbeenderen aan de voorzijde van het bekken

thoracaal  
transversale vlak

tuber ischadicum  
ventraal  
vasculair  
vestibulair

de borstwervels betreffende  
het vlak loodrecht op het frontale en sagittale vlak; het  
geeft een dwarsdoorsnede  
zitbeenknobbel  
aan/naar de buikzijde  
de vaten betreffende  
de evenwichtsorganen betreffende

## Verantwoording figuren

### Hoofdstuk 1

Figuur 1-1 tot en met 1-13	auteur
Figuur 1-14	naar advertentie
Figuur 1-15	onbekend

### Hoofdstuk 2

Figuur 2-1	<i>Sitting posture, comfort and pressure</i> , 1995
Figuur 2-2	auteur
Figuur 2-3	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur 2-4	Schobert, 1978
Figuur 2-5	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur 2-6	auteur
Figuur 2-7	Van Haaster
Figuur 2-8	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur 2-9	Anderson et al., 1975
Figuur 2-10	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur 2-11	naar advertentie
Figuur 2-12 en 2-13	<i>Sitting posture, comfort and pressure</i> , 1995
Figuur 2-14	auteur
Figuur 2-15	<i>Sitting posture, comfort and pressure</i> , 1995
Figuur 2-16	auteur
Figuur 2-17	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur 2-18 tot en met 2-23	auteur
Figuur 2-24	Grandjean, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur 2-25	auteur
Figuur 2-26	<i>Het Zitboek</i>
Figuur 2-27	auteur
Figuur 2-28 en 2-29	Wotzka, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur 2-30 en 2-31	<i>Het Zitboek</i> , 1995

Figuur 2-32	Rebiffé, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur 2-33 en 2-34	<i>Sitting posture, comfort and pressure</i> , 1995
Figuur 2-35	auteur

### Hoofdstuk 3

Figuur 3-1	NEN 1812
Figuur 3-2	onbekend
Figuur 3-3	auteur
Figuur 3-4	bron: Vincient mentael / Hollandse Hoogte
Figuur 3-5	auteur
Figuur 3-6	naar folder
Figuur 3-7 en 3-8	<i>De Kunst van het Zitten</i> , 1999
Figuur 3-9	DD 04, ontwerp Devignes Design
Figuur 3-10	ontwerp auteur
Figuur 3-11	auteur
Figuur 3-12	naar advertentie
Figuur 3-13	ontwerp Arne Jacobson
Figuur 3-14 en 3-15	auteur
Figuur 3-16 tot en met 3-18	naar advertentie
Figuur 3-19	De Wall et al., 1992
Figuur 3-20	Dirken, 1997
Figuur 3-21	naar Dirken, 1997
Figuur 3-22	naar advertentie
Figuur 3-23	auteur
Figuur 3-24	Grandjean, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur 3-25	ontwerp auteur
Figuur 3-26	auteur
Figuur 3-27	DD 07: Ontwerp Devignes Design
Figuur 3-28	ontwerp auteur
Figuur 3-29	<i>De Volkskrant</i>
Figuur 3-30	auteur

### Hoofdstuk 4

Figuur 4-1	Stichting Humanitas Rotterdam
Figuur 4-2	auteur
Figuur 4-3	auteur
Figuur 4-4	Wotzka, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur 4-5	PR Sella
Figuur 4-6 en 4-7	auteur
Figuur 4-8 en 4-9	naar advertentie

Figuur 4-10 en 4-11	auteur
Figuur 4-12	naar advertentie
Figuur 4-13	PR Sella
Figuur 4-14 en 4-21	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur 4-22	Louis Huttenhuis
Figuur 4-23	Rebiffe, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur 4-24	ontwerp auteur
Figuur 4-25 en 4-26	<i>Sitting posture, comfort and pressure</i> , 1995
Figuur 4-27	PR Sella
Figuur 4-28	C-Rex, ontwerp auteur
Figuur 4-29	RvS?
Figuur 4-30	PR Sella
Figuur 4-31	C-Rex, ontwerp auteur
Figuur 4-32 en 4-33	PR Sella
Figuur 4-34	auteur

## Verdiepingshoofdstukken

### V1, V2 en V3

Alle figuren *Sitting posture, comfort and pressure*, 1995

### V4

Figuur V4-1	PR Sella
Figuur V4-2 tot en met V4-4	auteur
Figuur V4-5	<i>Het Zitboek</i> , 1995
Figuur V4-6	auteur
Figuur V4-7	PR Sella
Figuur V4-8 en V4-9	<i>Sitting posture, comfort and pressure</i> , 1995
Figuur V4-10	Rebiffe, <i>Sitting Posture</i> , 1969
Figuur V4-11 en V4-12	PR Sella

## Register

### A

aansturing 30  
 actieve stoelen 65  
 anatomisch verantwoorde stabiele houding 68  
 anatomisch verantwoorde stabiele zithouding 127  
 anatomisch verantwoorde stabiliteit 50, 82, 128, 150  
 anti-decubitus kussen 122  
 antropometrisch 94  
 artrose 112  
 asymmetrie van de wervelkolom 204  
 atrofie 203  
 auditoriumstoel 48, 97

### B

balanskruk 75  
 balansstoel 80  
 basis rolstoelhouding 99  
 basiszithouding 98  
 besturingssysteem 20, 26, 28, 30, 45, 66, 79, 94,  
 101, 105, 203  
 bewust zitgedrag 78  
 biomechanisch model 31, 49  
 borstwervels 23

### C

camber 125  
 comfort 8, 19, 105  
 comfortbeleving 146  
 comfort-zone 20  
 compromis 98, 125  
 computeren 7  
 C-rex 213  
 custom contoured seat 209

### D

definitie zithouding 34  
 discomfort 8, 19  
 draagconstructie 84, 122, 191  
 draaibare zittingen 66  
 druk in de tussenwervelschijf 26  
 drukmeetmat 124, 205

drukverdelende werking 179  
 drukverdeling 120  
 drukverdeling DV 124  
 dwangstand 112  
 dynamisch zitgedrag 99, 121, 160-161

### E

eetkamerstoel 72  
 eigen drukverdelend vermogen 181  
 elektromyogram 23  
 energieverbruik 8  
 enterocepsis 26  
 exterocepsis 28

### F

fauteuil 83

### G

geprofileerde draagconstructie 71  
 gewrichten 20  
 gewrichtsfunctiestoornis 95  
 Grandjean 44, 83

### H

halfzijdige verlamming 110  
 halswervels 23  
 hamstrings 22  
 heiligbeen 23  
 hemiplegie 110  
 hoek  $\lambda$  36  
 hoofd in balans op de romp 29, 46, 69, 83, 94, 101  
 hoofdsteun 101  
 hybride kussens 190

### I

ilium 24  
 individuele ondersteuning van de rug 45  
 individuele voorkeurshouding 42, 46, 106, 151  
 interface pressure 124, 160  
 interocepsis 28



interventie 199  
 invloed van de cover 183  
 invloed van de draagconstructie 180  
 ischiocrurale groep 21

**K**

kalibratie 206  
 kantelkussen 126  
 kantoorstoel 68  
 kengetal DV 207  
 keypoint of control 106, 109  
 kinderen en rolstoelen 116  
 klapstoel 74  
 kniestoel 80  
 knikkebollen 46  
 kruk 74  
 kussens 14  
 kyfose 24, 114

**L**

labiel evenwicht 76  
 ledenpop 38  
 leerproces 104  
 lendensteun 36  
 lendenwervels 23  
 lichaamssegmenten 19, 31  
 liften 169  
 ligamenten 20  
 lordose 24, 114  
 luchtkussen 123  
 lumbaalhoek 25  
 lumbaal-thoracaal overgangsgebied 41  
 lumbale scharnier 149

**M**

m. iliopsoas 21  
 maatvoering 63  
 massamiddelpunt 31  
 meetinstrument 196  
 meten van deze hoeken 196  
 model 32  
 momentane comfortbeleving 8, 19, 27, 37  
 momentbelasting 149  
 motorische vaardigheden 28  
 muis 66

**N**

neglect 111  
 nek- en schouderpijnen 12, 47, 78  
 NEN 1812 64  
 neurofysiologische referentie 29

**O**

oog-hand coördinatie 65, 74  
 optimalisatie van de drukverdeling 211  
 optimaliseren van een zithouding 198

**P**

passieve oprekking 151  
 passtoel 39  
 preventie van decubitus 166

primaire oorzaak 162  
 propioceptie 26, 101, 105, 150, 201

**R**

reactieve hypertonie 26  
 reactieve spierhypertonie 45  
 referentie 29-30, 95  
 referentielijnen 200  
 reflexremmende houding 106, 109  
 resetten 30  
 Revalidatiecentrum Het Roessingh 195  
 risicofactoren 162  
 rolstoelgebruiker 93  
 Rood-blauwe Rietveldstoel 45  
 rugleuning ten opzichte van de zitting 41

**S**

sacrum 24, 36  
 sacrumhoek 25  
 sagittale vlak 36  
 schuimkussen 179  
 scoliose 115  
 sensibiliteit 121  
 sensorisch-perceptief vermogen 27, 45  
 Sit Measurement System 195  
 SMS Zitadvies 212  
 spasticiteit 105  
 spierfunctiestoornis 95  
 spinakerdoek 38  
 staartbeen 23  
 stabiele basis 66, 74, 78  
 stabiele houding 40  
 stabiliteit 49  
 stabiliteit van de romp 9, 48  
 stabiliteit van het bovenlichaam 148-149  
 stabiliteit van het hoofd 11  
 stand van het bekken 21  
 stasteun 76  
 statafel 105  
 statische belasting 19  
 symphysis 24

**T**

terugkoppeling 30  
 torsie 24  
 transfer 126  
 transpiratie 168  
 triceps surae 22  
 tussenwervelschijven 25

**U**

uitbuiken 15  
 uitwendige belasting 36

**V**

verandering van houding 7  
 verminderde coördinatie 105  
 vliegtuigstoel 87  
 vlinderstoel 72  
 vloeibare gel 123  
 vocht- en warmteregulatie 58

vocht- en warmteregulerende eigenschappen 162  
voorkeurshouding 39

**W**

waarschuwingmechanismen 7  
waarschuwingssignalen 19  
warmtestroom 58  
waterpas 29  
werkstoel 74  
Wotzka 48, 97  
wrijvingskracht 146, 160  
wrijvingsloos zitten 33

**Z**

zelflerend 30  
zichzelf onderhoudend 30  
ziekte, ouderdom of ongeval 93  
zitgedrag 3  
zitgewicht 37  
zithoogte 80  
zithouding 34  
zitstabiliteit 57, 189  
zwaartekracht 33