

De WILMER[®] Draag Orthese

Een effectief hulpmiddel voor de neutralisatie van schouder-sluxaties

Samenvatting

In dit artikel wordt de behandeling van schouder-sluxaties met orthesen besproken. De achtergronden van schouder-sluxaties alsmede de biomechanische grondslagen worden geanalyseerd. Middels een eenvoudige krachtenanalyse worden de tekortkomingen van conventionele orthesen voor de neutralisatie van sluxaties besproken. Aangetoond wordt dat de biomechanische conceptie van de WILMER[®] Draag Orthese slim en effectief gebruik maakt van de krachten in en op het lichaam. Hierdoor is deze orthese wel in staat om schouder-sluxaties bewezen effectief te neutraliseren. De ontwerpfilosofie en constructieve uitwerking van de WILMER[®] Draag Orthese worden tot slot nader belicht en laten ruime aandacht voor de gebruiker van deze orthese zien.

Inleiding

Schouder-sluxaties komen veel voor. Het is de algemene kreet voor het gedeeltelijk dislokeren van het gleno-humerale gewricht. Het is een pijnlijke en niet zelden sterk invaliderende aandoening. Schouder-sluxaties zijn vaak het gevolg van het verlies aan kracht en controle van de spieren rond de schouder. Dit komt veel voor als resteffect na CVA en na plexus brachialis lesies. Bij CVA patienten wordt van schouder-sluxaties een incidentie gerapporteerd variërend van 17% tot 81% (Linn SL, et al¹). De grote variatie geeft aan dat nog weinig helderheid bestaat over de incidentie, maar zelfs in de conservatieve schattingen gaat het om grote groepen mensen.

Er is in de loop der tijd een ruime variëteit aan orthesen gepresenteerd die claimen de schouder-sluxatie te kunnen verminderen (Smith RO, et al²). Hoewel de uitvoeringsvormen veel verschillen laten zien, is de biomechanische werking van deze systemen terug te voeren tot slechts enkele basale ondersteuningstechnieken. De praktijk heeft geleerd dat effectiviteit van deze systemen beperkt is. In het algemeen zijn ze niet in staat om de sluxatie voor langere periodes te neutraliseren (Vogels, et al³). De biomechanische achtergrond van dit falen zal in dit artikel worden besproken.

Minder conventionele behandelwijzen zijn bijvoorbeeld microchirurgische reconstructies na plexus lesies. De steeds voortschrij-

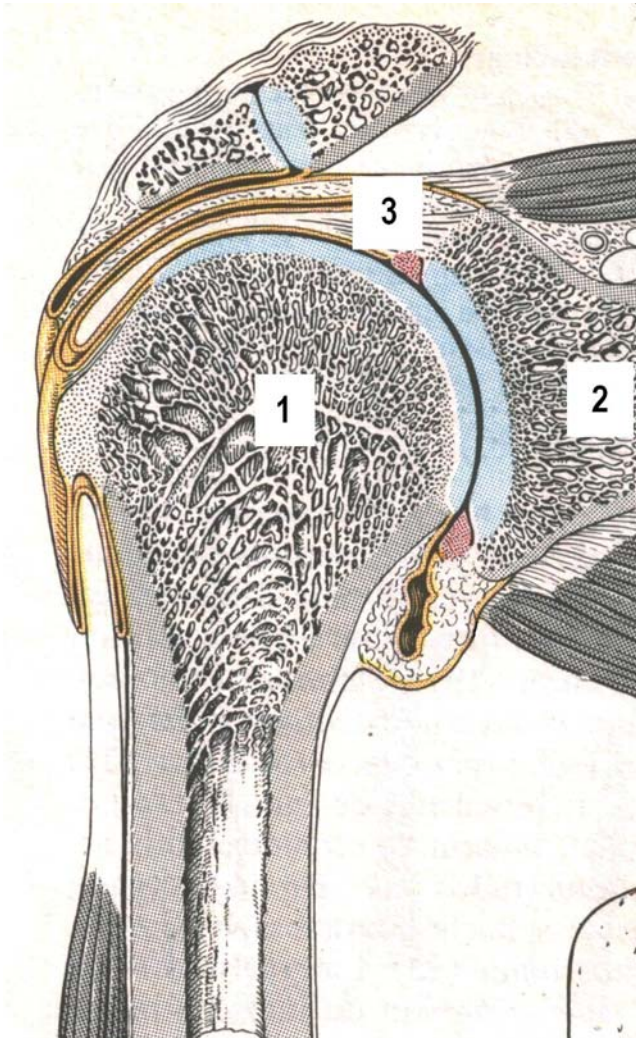
dende verbeteringen van de microchirurgische technieken, alsmede de toegenomen mogelijkheden van regeneratie van zenuwen hebben veel bijgedragen aan het verbeteren van de perspectieven van een kleine groep patienten met plexus lesies. Desondanks is er nog steeds een grote groep patienten bij wie deze technieken geen oplossing bieden.

Ook behandeling met functionele electrostimulatie (FES) wordt wel toegepast bij patienten met een schouder-sluxatie als gevolg van verlies aan controle over schoudermusculatuur. Deze techniek laat tijdens kortstondig gebruik een positief effect zien, maar laat na stoppen van de behandeling vrij snel dezelfde problemen zien als bij niet met FES behandelde patienten (Linn SL, et al¹).

In dit artikel zal de Wilmer[®] Draag Orthese worden besproken. Aangetoond zal worden dat de biomechanische grondslag van deze orthese anders is dan die van de conventionele oplossingen. Door het effectief gebruik van de krachten in en op het lichaam is deze orthese als enige in staat om de sluxatie daadwerkelijk blijvend te neutraliseren. De ontwerpfilosofie en constructieve uitwerking zullen eveneens worden besproken.

Anatomie in relatie tot subluxatie

In Figuur 1 is een doorsnede van het gleno-humerale gewricht weergegeven.

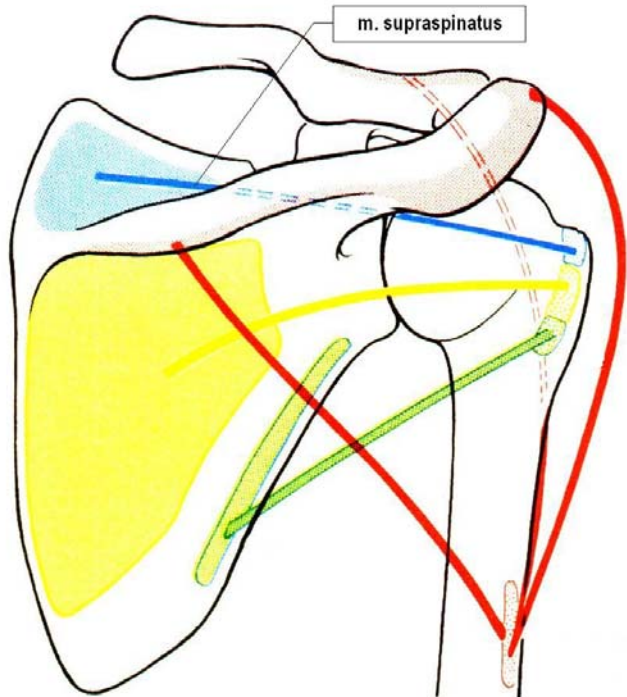


Figuur 1:

Doorsnede van het Gleno-Humerale gewricht. Duidelijk zichtbaar is het geringe contactvlak van de humerus (1) met de scapula (2), de zogenaamde *cavitas glenoidalis*. De stabiliteit van het gewricht wordt maar voor een heel klein deel uit de vorm van de gewrichtsvlakken gehaald. Kapsel en banden (3), maar vooral een actieve bijdrage van de spieren (met name *m. supraspinatus*) zijn noodzakelijk om de integriteit van het gewricht te garanderen. (Uit : Kahle W, et al^f, bewerkt).

In deze figuur is te zien dat de humerus kop slechts een zeer klein gewrichtsvlak deelt met de scapula. De figuur laat duidelijk zien dat de vormstabiliteit van dit gewricht beperkt is. Kapsel, banden en spieren zorgen voor een compressie van dit gewricht waardoor humerus tegen de scapula aangedrukt blijft. De naar beneden en naar lateraal weglopende rand van het scapula gewrichtsvlak zorgt er voor dat, bij

voldoende compressiekracht, het gleno-humerale gewricht stabiel blijft. Voor deze compressiekracht is vooral de *m. supraspinatus* (zie Figuur 2) verantwoordelijk.



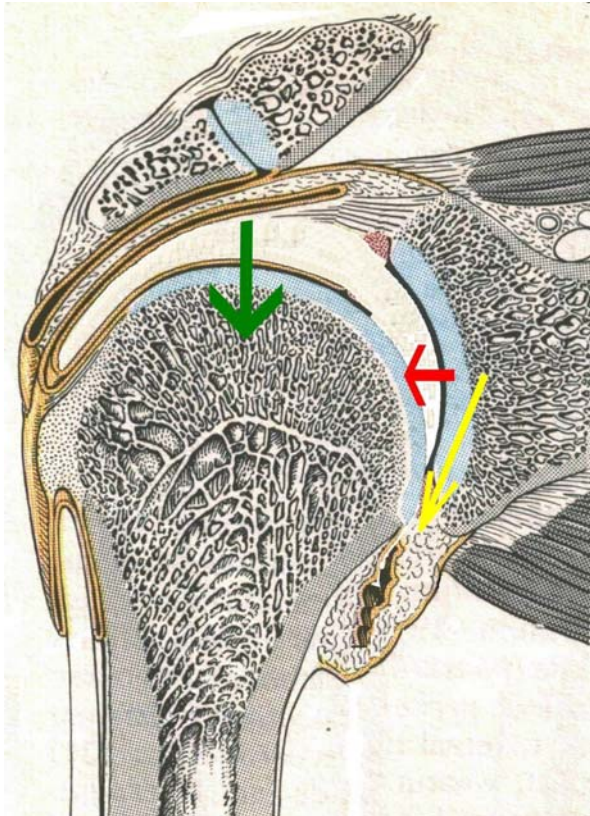
Figuur 2:

Werklijn van de *m. supraspinatus* (blauw) vanaf de rugzijde gezien. Deze spier verzorgt, in tegenstelling tot de meer verticaal werkende *m. biceps*, *m. triceps* en het grootste deel van de *m. deltoïd* vooral een licht opwaarts gerichte compressie van het gewricht. (Uit : Kahle W, et al^f, bewerkt).

EMG studies (Basmajian, et al.⁵) hebben uitgewezen dat juist de activiteit van de *m. supraspinatus* (samen met de morfologie van het naar beneden en lateraal weglopende gewrichtsvlak van de scapula) bijdraagt aan de weerstand van het gezonde gleno-humerale gewricht tegen subluxatie. De meer verticaal werkende *m. biceps*, *m. triceps* en het grootste deel van de *m. deltoïd* vervullen dus een veel kleinere tot geen rol in de actieve stabilisatie van het gewricht tegen subluxatie.

Uitval van de spieren rond de schouder (en dus met name uitval van de *m. Supraspinatus*) ten gevolge van bijvoorbeeld een CVA of een plexus brachialis lesie leidt er toe dat er niet langer een actieve compressie is van het gleno-humerale gewricht. Met andere

woorden: de humerus wordt niet langer actief tegen het gewrichtsvlak van de scapula aangetrokken. Ten gevolge van de massa van de arm en van het naar beneden en lateraal wegglopende gewrichtsvlak van de scapula (zie Figuur 3) zullen de kapsels en banden van het gewricht min of meer permanent op trek worden belast. Deze continue belasting leidt tot een visceuze vervorming van deze anatomische structuren: ze rekken uit.



Figuur 3:

Subluxatiemechanisme van het gleno-humerale gewricht. Bij achterwege blijven van activiteit van de m. supraspinatus zal het gewricht onder invloed van de zwaartekracht op de gehele arm langs de naar onderen en lateraal wegbuigende rand van het scapula gewrichtsvlak (gele pijl) wegzakken. Er is slechts een zeer geringe horizontale component (rode pijl) in de dislocatie voldoende om de arm nog uitsluitend aan de weke delen te laten hangen. Oprekken van deze structuren in verticale zin (groene pijl) heeft dan vervolgens vrij spel. (Uit : Kahle W, et al⁴, bewerkt).

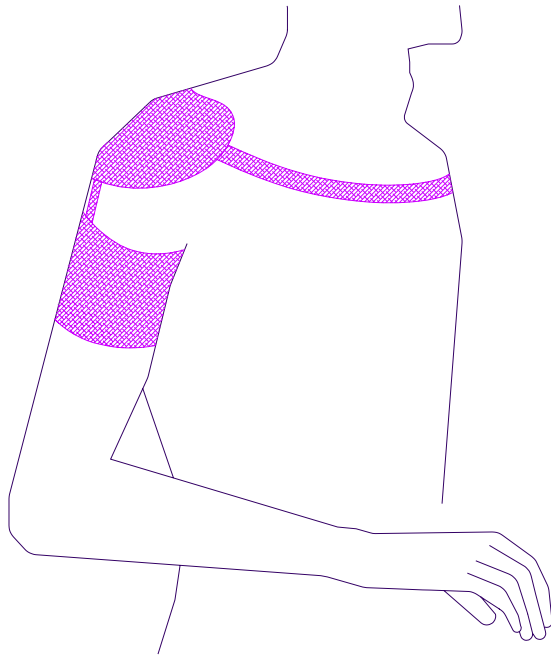
Door de geringe vormstabiliteit van het gewricht (zie Figuur 1) is slechts een kleine rek van deze structuren voldoende om de verticale stabiliteit van het gewricht niet meer te kunnen garanderen. Met andere woorden: de humerus subluxeert.

Biomechanica van conventionele orthesen voor schouder sublaxaties

Bij een schouder sublaxatie hangt de massa van de arm aan de kapsels en banden van het gleno-humerale gewricht. Vanwege de pijn en het verlies aan controle over de schouderbewegingen (en daarmee het verlies aan controle over het gebruik van de gehele arm) kan de aandoening zeer beperkend zijn. Orthesen worden toegepast om (een deel van) de beperkingen te verminderen. Bij toepassing van een orthese bij een schouder sublaxatie wordt in eerste instantie getracht de sublaxatie op te heffen. Vanuit mechanisch perspectief betekent dit dat er ergens op de arm een naar boven gerichte kracht nodig is die de naar beneden gerichte zwaartekracht op de arm compenseert. Er zijn eigenlijk maar drie technieken om dat te doen.

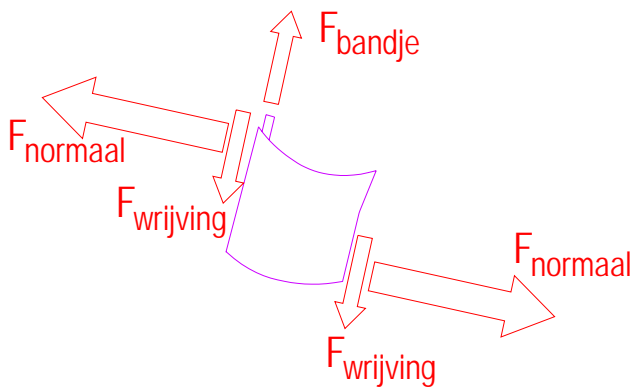
De eerste techniek is middels een steunpunt onder de oksel. Deze techniek, zoals gebruikt in bijvoorbeeld de Bobathsling (Vogels I, et al³), maakt gebruik van de vorm van de kop van de humerus (zie ook Figuur 1). De gedachte is om middels een rol in de oksel van de patient een kracht te kunnen opwekken die in de nek van de humeruskop deze omhoog kan duwen. De geometrie van de humeruskop laat echter meteen zien dat dit alleen kan door deze óók naar buiten (lateraal) te duwen. Dat is een ongewenst neveneffect, omdat daarmee toch weer de visceuze structuren rond het gewricht (kapsel en banden) verder uitgerekt kunnen worden.

De tweede techniek is om de arm omhoog te trekken middels een manchet om de bovenarm (zie Figuur 4).



Figuur 4: Schouder orthese waarbij de bovenarm omhoog getrokken kan worden middels een manchet om de bovenarm.

De manchet wordt in dergelijke orthesen stevig om de bovenarm getrokken. Door de manchet strak aan te trekken ontstaat er een normaalkracht van de manchet op de huid en vice versa (zie Figuur 5).



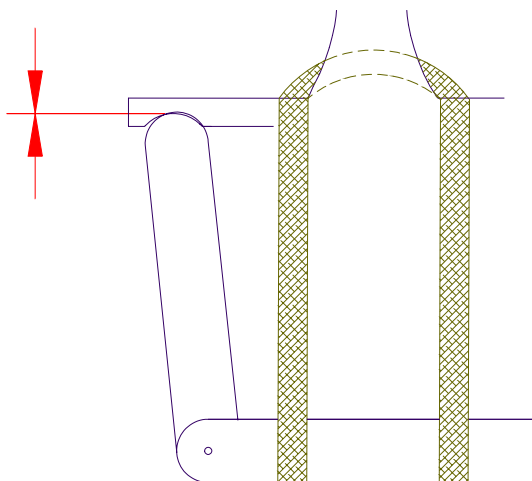
Figuur 5: Krachtenspel op de manchet van de orthese van Figuur 4. Door de manchet strak aan te trekken ontstaat er een normaalkracht van de manchet op de huid en vice versa. Vanwege deze normaalkracht ontstaat er ook een wrijvingskracht (van huid op manchet en omgekeerd).

Vanwege deze normaalkracht ontstaat er ook een wrijvingskracht (van huid op manchet en omgekeerd). De wrijvingskracht is afhankelijk van de heersende wrijvingscoëfficiënt μ via:

$$F_{wrijving} = \mu \cdot F_{normaal}$$

Een kleine wrijvingscoëfficiënt vraagt daarom om hoge normaalkrachten om de benodigde wrijvingskrachten (nodig om de massa van de arm te compenseren) te kunnen genereren. Het probleem is nu dat de wrijvingscoëfficiënt in contact met de menselijke huid niet constant is. De menselijke huid is in staat om kortstondig zeer hoge wrijvingskrachten te genereren, maar vanwege onder andere transpiratie zal dit niet lang volgehouden kunnen worden. Om nu zeker te zijn dat ook bij de soms zeer geringe wrijvingscoëfficiënt van de menselijke huid nog voldoende opwaartse kracht is te genereren, zijn dan ook zeer hoge normaalkrachten vereist. De dan benodigde krachten zijn in het algemeen te hoog om permanent op de huid af te steunen. Gevolg is dan ook dat uiteindelijk de huid onder de manchet doorkruipt en daarmee de subluxatie weer laat ontstaan.

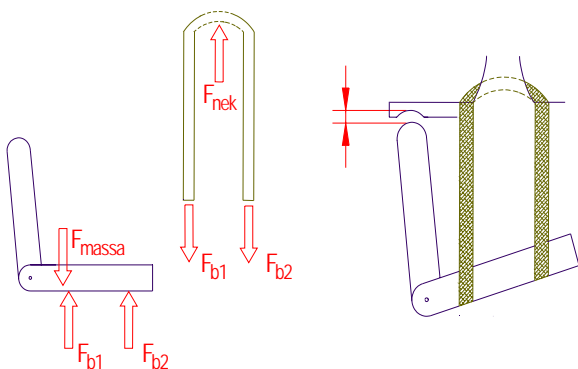
De derde techniek is het genereren van een opwaarts gerichte kracht tegen de in 90° geflecteerde onderarm. Deze techniek wordt veel gebruikt in allerlei modellen slings en mitellas. In Figuur 6 is schematisch zo'n ondersteuning weergegeven.



Figuur 6: Ondersteuning van de arm met een sling. Door de sling wordt de onderarm omhoog getild. Deze neemt de bovenarm mee en heft daarmee (kortstondig) de subluxatie op.

Deze techniek is vanuit mechanisch perspectief het meest veelbelovend. Eigenlijk kunnen we met orthesen niet veel meer dan het aanbrengen van goed gekozen drukkrachten. In deze techniek wordt de arm opgetild door twee drukkrachten op de onderarm, dus dat zou kunnen werken.

Om nu goed te kunnen beoordelen of en hoe de sling van figuur 6 in staat is om de schouder-subluxatie blijvend te neutraliseren kan een vrij-lichaam-schets (VLS) van deze situatie worden weergegeven (zie figuur 7).



Figuur 7:

VLS van de sling en de arm (linker figuur). De sling wordt door de massa van onderarm en bovenarm belast met de twee ondersteuningskrachten F_{b1} en F_{b2} . Dezelfde, maar tegengestelde gerichte krachten (Actie = - Reactie, 3^e wet van Newton) werken op de onderarm. De VLS van onder- en bovenarm (linker figuur) laat zien dat er geen momentenevenwicht is. De onderarm zal willen flecteren en de sling zal om de nek glijden, waarbij hand omhoog en elleboog, bovenarm en dus ook humerus naar beneden glijden (rechter figuur).

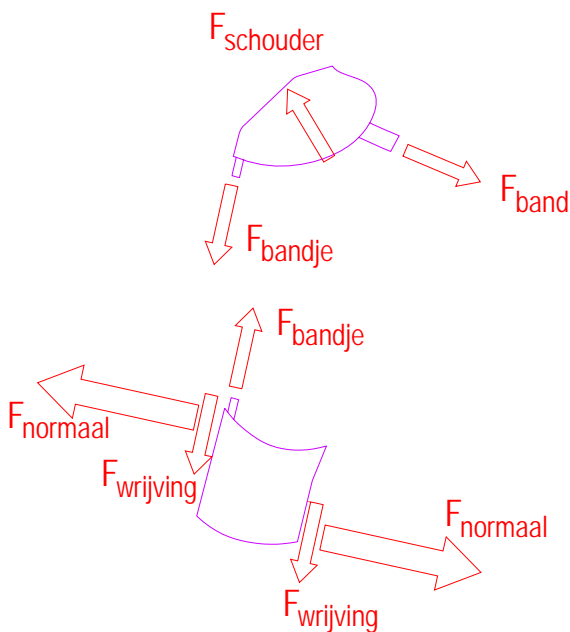
De VLS in Figuur 7 laat zien dat er geen evenwicht is. Krachtenevenwicht eist namelijk dat F_{massa} gelijk is aan de som van F_{b1} en F_{b2} . Echter, F_{massa} heeft een andere (kleinere) arm ten opzichte van de elleboog dan de resultante van F_{b1} en F_{b2} . De som van de momenten ten opzichte van de elleboog is dan ook ongelijk aan nul. De onderarm zal door de heersende krachten verder willen flecteren. Zelfs als we het steunpunt van F_{b1} dicht bij de elleboog schuiven (voorbij F_{massa}) gaat het mis. In theorie kunnen we voor de onderarm dan krachtenevenwicht én momentenevenwicht krijgen. Dat zal echter tot een relatief grote F_{b1} leiden en een veel kleinere F_{b2} . Als we

die situatie analyseren voor de VLS van de sling zelf (rechter deel Figuur 7), dan is daar weer geen momentenevenwicht. In theorie zou dit nog kunnen worden bewerkstelligd via een wrijvingskracht bij het steunpunt met de nek. Echter dezelfde analyse als voor de bovenarm-manchet van Figuur 4 gaat ook hier op. Langdurig hoge wrijvingskrachten opwekken op de menselijke huid is ongewenst en praktisch niet uitvoerbaar. De VLS van de sling zelf eist als gevolg hiervan dat F_{b1} en F_{b2} (ongeveer) evengroot zijn. Resultaat is daarom wederom de situatie waarbij het resulterend moment de onderarm zal willen flecteren. In het algemeen is de situatie van deze groep patiënten rond de elleboog zo dat het intern (met spierkracht) stabiliseren van dit flecterend moment niet mogelijk is. De arm zal dan ook flecteren, de sling glijdt om de nek, het steunpunt van F_{b2} komt omhoog en het steunpunt van F_{b1} (en daarmee ook de elleboog, bovenarm én humerus) zakt naar beneden. De praktijk laat dit fenomeen keer op keer zien. De standaard reactie is dan om de sling korter te knopen, maar dat verandert niets aan het krachtenspel: de sling blijft langs de nek glijden en de subluxatie blijft na relatief korte tijd weer terugkomen. Zelfs als we er van uitgaan dat er een mogelijkheid is voor constante actieve elleboogcontrole om het moment volgens de VLS blijvend te stabiliseren (nog los van het feit dat dit wel een erg zware continue belasting zal vormen voor de elleboog-extensoren), dan nog is er geen redding. Dezelfde analyse als boven gaat namelijk ook op voor de schouder en daar is in ieder geval gebrek aan spiercontrole voor continue stabilisatie.

In de drie bovenbeschreven ondersteuningstechnieken is veel aandacht besteed aan de keuze van de plek waar de omhoog werkende kracht moet aangrijpen die de humerus weer terug op zijn plek moet krijgen. Voor een goede orthese is het echter minstens zo interessant om na te denken over de plek waar de reactiekracht van de orthese in neerwaartse richting moet aangrijpen. (de 3^e wet van Newton eist dat de opwaarts gerichte kracht op de arm, bedoeld om de humerus terug te duwen, in tegengestelde richting door de arm op de orthese zal werken. De orthese kan dan ook

alleen op zijn plek blijven als hij elders afsteunt op het lichaam. Op die plek zal het lichaam op de orthese een naar boven gerichte kracht moeten genereren en zal de orthese op het lichaam een naar beneden gerichte kracht genereren). In Figuur 7 is deze kracht weergegeven als F_{nek} . Merk nu op dat F_{nek} net zo groot is als F_{massa} . In andere woorden: de massa van de arm hangt helemaal aan de nek. Bedenk daarbij dat we het hier hebben over een orthese voor permanent gebruik. De subluxatie gaat niet meer vanzelf weg en de gebruiker van de orthese zal deze dan ook de rest van zijn leven moeten gebruiken. Het belasten van de nek met de massa van de arm is dan ook geen goed idee.

Ook de manier van afsteunen zoals in Figuur 4 is minder geslaagd. Bij deze oplossing is er een vertikaal gerichte belasting ($F_{schouder}$) op de humerus regio (zie Figuur 8). Ook dat is niet zo'n goed idee voor deze patientenpopulatie.



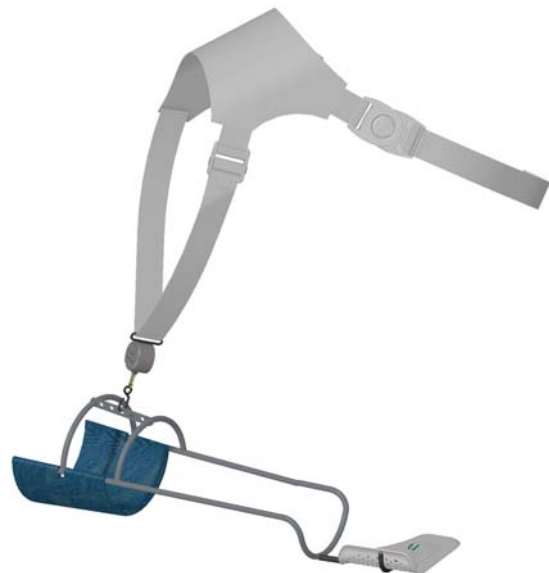
Figuur 8:
VLS van de orthese van Figuur 4. De VLS laat zien dat er ook afsteuning is op de humerus regio via $F_{schouder}$.

Samenvattend kan worden gesteld dat de conventionele oplossingen om met een orthese de schouder-subluxatie te neutraliseren vanuit mechanisch perspectief weinig effectief zijn. Dit verklaart de magere

resultaten van deze systemen in de praktijk. Wellicht nog erger is dat sommige ondersteuningslocaties ronduit ongelukkig gekozen zijn en leiden tot belastingen op regio's die beter ontzien kunnen worden zoals humerus en nek.

Biomechanica van de WILMER® Draag Orthese

Een analyse als boven laat duidelijk de mechanische tekortkomingen zien van vrijwel alle momenteel verkrijgbare orthesen voor de ondersteuning van een schouder-subluxatie. Toch ligt de oplossing van het probleem ook besloten in dezelfde analyse. Deze oplossing is verwerkt in de WILMER® Draag Orthese (zie Figuur 9, Cool, JC⁶).



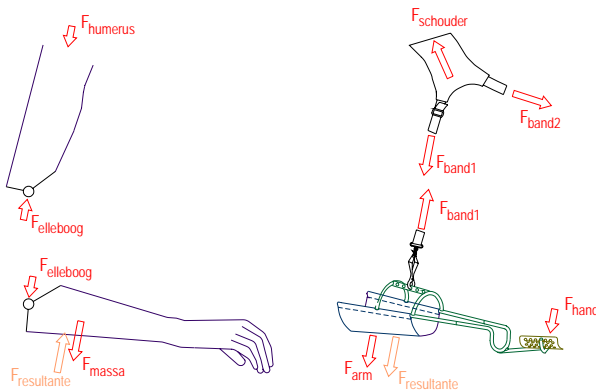
Figuur 9:
De WILMER® Draag Orthese.

Nogmaals terug naar de detailanalyse van Figuur 7. De daar gepresenteerde oplossing leidde tot een elleboog flexiemoment en daarmee tot het neerwaarts bewegen van bovenarm met humerus doordat de resulterende ondersteuningskracht (F_{b1} met F_{b2}) distaal van de neerwaarts werkende zwaartekracht op de arm F_{arm} werkt. Als we nu in staat zouden zijn om de resulterende ondersteuningskracht juist proximaal van F_{arm} te leggen, dan zal het tegenovergestelde gebeuren. De arm zal willen extenderen en de elleboog en daarmee bovenarm met humerus zouden omhoog gedrukt worden. Met andere woorden: de onderarm zal als een soort van contra-

gewicht voor de bovenarm functioneren en de bovenarm naar boven duwen. Naarmate het steunpunt verder proximaal wordt gekozen, wordt dit effect sterker.

De WILMER[®] Draag Orthese is nu op dit eenvoudige mechanische principe gebaseerd. In Figuur 9 is de WILMER[®] Draag Orthese weergegeven. De orthese bestaat uit een lichtgewicht onderarm-frame (al dan niet met hand-pols ondersteuning), een ondersteunende bandagesluiting juist distaal van de elleboog en een schouderbandage die juist tussen nek en humerus afsteunt.

In Figuur 10 is een detailanalyse te zien van de heersende krachten. de VLS van het onderarm-frame (Figuur 10, rechts onder) kan alleen in evenwicht zijn als de resultante van F_{arm} en F_{hand} in lijn ligt met de kracht in de ophangband F_{band1} . Merk op dat de positie van de band ten opzichte van het frame via de 5 gaten in het frame gekozen kan worden. De krachten F_{arm} en F_{hand} zullen door het frame evengroot maar tegengesteld gericht op de onderarm worden uitgeoefend.



Figuur 10:

VLS analyse van de WILMER[®] Draag Orthese. De goedgkezen disbalans tussen F_{massa} en $F_{resultante}$ leidt er toe dat de elleboog door de massa van de onderarm zal willen extenderen en waardoor de elleboog (en dus ook bovenarm en humerus) omhoog zal willen drukken).

In de VLS van de onderarm (Figuur 10, links onder) is de samengestelde van deze twee krachten ($F_{resultante}$) weergegeven. Zo kan meteen worden gezien dat deze juist proximaal van de massakracht F_{massa} werkt. Hierdoor ontstaat er een lichte moment

verstoring ten opzichte van de elleboog tussen deze twee krachten, maar juist de andere kant op als in Figuur 7. Hierdoor zal de onderarm willen extenderen.

Dit kan alleen worden tegengegaan door een reactiekracht in de elleboog ($F_{elleboog}$). Deze laatste nu, zie ook de VLS van de bovenarm links boven, kan alleen bestaan als er ook een neerwaarts gerichte kracht $F_{humerus}$ in de schouder aanwezig is. Met andere woorden: de elleboog zal rond het ophangpunt van de band roteren (extenderen) totdat de humerus terug in zijn positie is gedrukt en niet verder naar boven kan, zodat de neerwaarts gerichte $F_{humerus}$ ontstaat.

Merk hierbij op dat de grootte van $F_{humerus}$ afhankelijk is van de mate van disbalans tussen F_{massa} en $F_{resultante}$. Een grotere disbalans (meer proximaal gekozen ophangpunt van de schouderbandage) leidt tot een grotere opwaartse kracht op de elleboog ($F_{elleboog}$) en daarmee dus tot een grotere $F_{humerus}$ en vice versa.

Als laatste onderdeel van deze analyse moet nog gewezen worden op de afsteuning van de orthese op de rest van het lichaam. Was bij de orthese van Figuur 4 en 6 gekozen voor een afsteuning op de humerus regio en de nekregio respectievelijk, bij de WILMER[®] Draag Orthese is gekozen voor afsteuning op de regio juist tussen deze twee in. Daar treedt dan ook de interactie van $F_{schouder}$ op middels een zachte schouderlap. Merk op dat dit een gelukkiger gekozen locatie is voor het dragen van de permanente last van de arm, dan de humerus regio of de nekregio.

Concluderend kan worden gesteld dat middels deze oplossing de mechanica slim gebruikt wordt om een effectieve, permanente en instelbare opwaartse kracht te krijgen die de humerus terug in zijn positie drukt. Bovendien is er bij deze oplossing geen sprake van nekbelasting en of pijnlijke belasting van de humerus regio.

Ontwerp filosofie van de WILMER® Draag Orthese

De WILMER® Draag Orthese is in de vroege jaren 60 van de 20^e eeuw ontwikkeld door de WILMER groep van de sectie Mens Machine Systemen van de huidige faculteit Ontwerp Constructie en Productie van de Technische Universiteit Delft. De initiator en grote motor achter de pro- en orthese ontwikkelingen van deze groep was Prof Ir J.C. Cool. Hij heeft in de loop der jaren met zijn groep een sterke ontwerp filosofie ontwikkeld voor het ontwerpen van pro- en orthesen (Cool JC^{7,8}). Deze filosofie wordt wel de 3C filosofie genoemd. Ze is er op gebaseerd dat een goed lichaamsgebonden hulpmiddel aan drie centrale condities moet voldoen:

COSMETIEK
COMFORT
CONTROLE

Hieronder zal van de WILMER® Draag Orthese worden aangegeven hoe deze drie criteria in het ontwerp zijn verwerkt

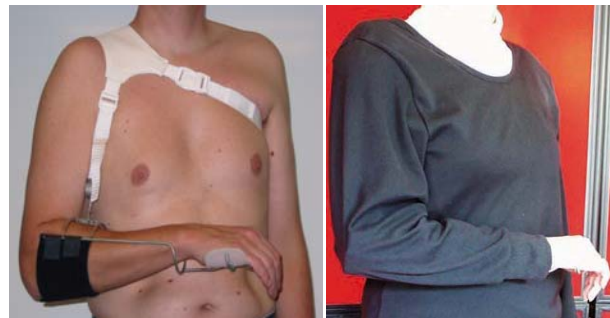
COSMETIEK:

De WILMER® Draag Orthese is conform de 3C filosofie ontwikkeld. Bij het ontwerp-proces heeft cosmetiek belangrijke aandacht gekregen. Daarbij moet bedacht worden dat cosmetiek meer is dan esthetiek. Natuurlijk, een orthese moet er mooi uitzien, maar dat maakt hem nog niet cosmetisch. Pas als een orthese zo goed bij het lichaam past dat de gebruiker van de orthese niet opvalt, dan is de orthese pas cosmetisch.

Dat stelt dus niet alleen eisen aan de vormgeving van het product, maar vooral ook aan de manier waarop de gebruiker met het product om kan gaan. Voor een permanent gebruikte orthese is bijvoorbeeld van groot belang dat hij onder de kleding gedragen kan worden, dat er geen uitstekende delen aanzitten en dat een neutrale kleurstelling wordt gekozen, zodat hij niet door de kleding heen toch nog te zien is.

De WILMER® Draag Orthese is, in tegenstelling tot veel alternatieve orthesen, zoals slings volledig onder de kleding te

dragen, zie Figuur 11. De drager van deze orthese zal daarom minder opvallen, hetgeen sterk bijdraagt aan de cosmetiek van de voorziening.



Figuur 11:

De WILMER® Draag Orthese kan geheel onder de kleding worden gedragen. De draagband, die de schouderbandage met het onderarm-frame verbindt, loopt daarbij door de mouw van het te dragen kledingstuk. De gekozen materialen zijn huidvriendelijk en goed te reinigen.

COMFORT:

Een goede orthese moet comfortabel zijn. Dat betekent meer dan lekker zitten. De orthese mag ook niet in de weg zitten, moet makkelijk aan en uit te doen zijn en niet hinderlijk zijn bij dagelijkse handelingen.

Bij de WILMER® Draag Orthese is ook op dit punt veel aandacht geweest. De gekozen materialen bijvoorbeeld zijn zeer huidvriendelijk. De schouderlap is gemaakt van een zachte, maar sterke kwaliteit imitatie-zeem. Dit materiaal is 100% katoen en daarmee zeer huidvriendelijk. Bovendien is het goed te reinigen. De schouderbandage kan gewoon mee in de wasmachine.

De WILMER® Draag Orthese is zeer lichtgewicht. Het onderarmdeel weegt slechts 170 g. De schouderbandage slechts 80 g. Dit gekoppeld aan de open structuur van de orthese (waardoor transpiratieproblemen worden voorkomen) maakt de orthese aangenaam om te dragen.

Om het aan en uitrekken van kleding te vergemakkelijken, maar ook om de arm af en toe in een andere positie te kunnen brengen is aan de WILMER® Draag Orthese de Vertex™ toegevoegd. Dit onderdeel verbindt de schouderbandage met het onderarm-frame. Door op de knop van dit mechanisme te drukken kan de arm worden

gestrekt. Bij het weer flecteren van de arm vergrendelt de Vertex™ zichzelf in een aantal mogelijke posities totdat de arm weer in 90° komt, zie Figuur 12.



Figuur 12:

Werking van de Vertex™. Door een druk op de knop van de Vertex™ (bovenste figuur, links) ontgrendelt het mechanisme van de Vertex™. De arm zakt dan door zijn eigen gewicht langzaam naar extensie (bovenste figuur, rechts). Bij weer flecteren van de arm zijn er een aantal vergrendelposities (onderste figuur, links), totdat uiteindelijk de ruststand weer wordt bereikt (onderste figuur, rechts). Hiermee wordt het aan en uittrekken van kleding eenvoudiger en kan de onderarm naar keuze tijdelijk in een andere positie worden gebracht. De knop is vanzelfsprekend door de kleding heen te bedienen.

CONTROLE:

Een orthese zonder lichaam is een tamelijk nutteloos ding. Pas als de orthese aan het lichaam wordt toegevoegd en daarmee samenwerkt, kan er een functioneel geheel ontstaan. Of dat daadwerkelijk ook zo is hangt af van de controle-karakteristieken van de combinatie lichaam-orthese. In ideale zin beïnvloedt de orthese het lichaam zodanig dat verloren gegane functies worden hersteld en anatomisch correcte standen en bewegingen worden teruggebracht. Daarbij moet worden gestreefd naar een situatie waarin het lichaam de baas is en de orthese handig gebruik maakt van de normale krachten, standen en bewegingen van het lichaam. Het lichaam controleert de

orthese, die daarmee alleen toevoegt wat het lichaam nodig heeft.

Bij gebruik van de WILMER® Draag Orthese wordt de subluxatie van de schouder geneutraliseerd door op een slimme manier van de krachten in en op het lichaam zelf gebruik te maken. Dit is een mooi voorbeeld van impliciete lichaamscontrole.

In het ontwerp is gezocht naar mogelijkheden om de nog aanwezige restfuncties zo min mogelijk te onderdrukken. Zo is beweging van de onderarm in het horizontale vlak nog over een grote range mogelijk. Afhankelijk van de situatie rond de hand en pols kan gekozen worden voor die uitvoering die nog het grootste functionele gebruik toelaat van de pols en hand, zie Figuur 13.



Figuur 13:

Drie uitvoeringsvormen van de WILMER® Draag Orthese. De linker uitvoering heeft een soepele polsbandage aan het frame. Deze wordt gebruikt indien er nog goede controle is over de pols en de hand. De middelste uitvoering heeft een minimaal steunvlak in de palm van de hand. Ondersteuning van de pols is hierbij gegarandeerd, zonder de functie van de hand en vingers ernstig te compromiteren. De rechter uitvoering wordt gebruikt indien ook de hand volledig ondersteund moet worden.

Constructieve uitwerking van de WILMER® Draag Orthese

De WILMER® Draag Orthese bestaat uit een lichtgewicht onderarmframe op basis van dunwandig RVS buis. Er zijn een aantal standaard hand-pols ondersteuningsmogelijkheden (zie Figuur 13), maar ook individuele handondersteuning kunnen eenvoudig aan het frame van de orthese worden toegevoegd. De orthese wordt pasgemaakt door een orthopedisch instrumentmaker, die daarmee de individuele vormaanpassingen kan verzorgen die voor een perfecte fitting noodzakelijk zijn.

De elleboogsluiting is gemaakt van zacht klittenband. De schouderbandage is gemaakt van immitatie-zeem op basis van katoen. De gespen en sluitingen zijn met één hand te bedienen. Hoewel het enige oefening vraagt is de orthese toch zeer goed snel en eenvoudig zelfstandig aan en uit te trekken.

Discussie en conclusie

De WILMER[®] Draag Orthese is sinds de jaren 60 op de Nederlandse markt. In de loop der jaren zijn er duizenden van verstrekt. De orthese is oorspronkelijk bedoeld voor patiënten bij wie een schouder-sluxatie is geconstateerd. Daar is in dit artikel ook aandacht aan gegeven. De orthese wordt echter ook gebruikt voor enkele andere patiënten-groepen. Te denken valt daarbij aan gebruik na borst-amputaties, ter voorkoming/behandeling van oedeemvorming, zonder het pijnlijke operatiegebied te belasten (WILMER[®] Draag Orthese loopt door de mouw van de arm en drukt daarmee niet, zoals bij veel slings, over de borst). Ook na schouder operaties wordt de WILMER[®] Draag Orthese wel gebruikt om snel na operatie aan remobilisatie van spieren en gewricht te kunnen beginnen, zonder dat het gewricht zelf te zwaar belast wordt.

De orthese is bewezen effectief. Er is op dit moment geen andere orthese in staat om een sluxatie van de schouder zo simpel en doeltreffend blijvend te neutraliseren. Het succes van de WILMER[®] Draag Orthese is te danken aan de uitgekende biomechanische conceptie van het ontwerp, alsmede door de aandacht die in het ontwerp is besteed aan de gebruiker van de orthese via de 3C ontwerp filosofie.

De WILMER[®] Draag Orthese wordt geproduceerd in Nederland door Ambroise te Enschede. Ambroise verkoopt de WILMER[®] Draag Orthese ook buiten

Nederland, o.a. in de VS, Groot Britannië, Duitsland, Zweden, Noorwegen en Denemarken.

Dit artikel is eerder verschenen in het vaktijdschrift voor gipsverbandmeesters 'In dit Verband' d.d. Juni 2004, jaargang 14, nr. 2, pp31-35.

Auteur

Dr ir N.G.A. van Leerdam
Directeur Ambroise
Postbus 656
7500 AR Enschede
nvleerdam@ambroise.nl

Literatuur

- 1: Linn SL, Granat MH, Lees KR; Prevention of shoulder subluxation after stroke with electrical stimulation; Stroke 1999, **30**, 963-968.
- 2: Smith RO; Okamoto GA; Checklist for the prescription of slings for the hemiplegic patient; Am J Occup Ther 1981, **35-2**, 91-95.
- 3: Vogels I, Huidekoper S, Verschoor R; Checklist arondersteuning, een vergelijkend 'warenonderzoek'; Ned Tijdschr Ergotherap, 1994, **22-1**, 18-21.
- 4: Kahle W, Leonhardt H, Platzner W; Sesam Atlas van de Anatomie, Vijfde druk 1986; ISBN 90 246 6916 2
- 5: Basmajian JV, Bazant J; Factors preventing downward dislocation of the abducted shoulder joint; J Bone Joint Surg 1959, **41A-7**, 1182-1186.
- 6: Cool JC; Biomechanics of orthoses for the sluxated shoulder; Prosthet Orthot Int 1989, **13**, 90-96.
- 7: Cool JC, Stassen HG; Externe pro/orthesen voor de bovenste extremiteit; De artificiële mens, Stand der techniek, Symposiumboek KIVI, Afdeling Gezondheidstechniek, 1985.
- 8: Cool JC; Systeem, vorm en material, Mikroniek, 1990, **3**, 77-84