



**The Journal of the International Society  
for Prosthetics and Orthotics**

# **Prosthetics and Orthotics International**

**April 2004, Vol. 28, No. 1**

# Automatisch scharniersysteem voor beenorthesen

## Technisch verslag

Verkorte titel:: Automatisch scharniersysteem

Auteurs:

J.S. Rietman, MD <sup>1,2,4</sup>

J. Goudsmit, CPO <sup>3</sup>

D.Meulemans, CPO <sup>3</sup>

J.P.K. Halbertsma, PhD <sup>1,2</sup>

J.H.B. Geertzen, MD, PhD <sup>1,2</sup>

Van de Afdeling Revalidatie, Academisch Ziekenhuis Groningen, (1) het Noordelijk Centrum voor Gezondheids Vraagstukken, Universiteit Groningen, (2) Basko Healthcare Amsterdam (3) en de afdeling Revalidatie, Martini Ziekenhuis Groningen (4).

Corresponderend auteur en kopie aanvragen richten aan:

Jan HB Geertzen, MD, PhD

Afdeling Revalidatie

Academisch Ziekenhuis Groningen

Hanzeplein 1, Postbus 30.001

Groningen, Nederland

Tel +31 50 3613638

Fax +31 50 3611708

E-mail

J.H.B.Geertzen@rev.azg.nl



## Een automatisch scharniersysteem voor beenorthesen

J.S. Rietman <sup>\*/\*\*/\*\*\*\*</sup>, J. Goudsmit <sup>\*\*\*</sup>, D. Meulemans <sup>\*\*\*</sup>, J.P.K. Halbertsma, <sup>\*/\*\*</sup>  
en J.H.B. Geertzen <sup>\*/\*\*</sup>.

<sup>\*</sup> *Centrum voor Revalidatie, Academisch Ziekenhuis Groningen*

<sup>\*\*</sup> *Noordelijk Centrum voor Gezondheids Vraagstukken, Universiteit Groningen*

<sup>\*\*\*</sup> *Basko HealthCare Amsterdam*

<sup>\*\*\*\*</sup> *Afdeling Revalidatie, Martini Ziekenhuis Groningen*

### Excerpt

Dit artikel beschrijft een nieuw automatisch scharniersysteem voor beenorthesen, die de knie stabiliteit geeft in de standfase en die flexie van de knie toestaat tijdens de zwaafase. Indicaties voor het scharniersysteem zijn een parese of paralyse van de quadricepsspieren. Gangbeeldanalyse werd uitgevoerd bij drie patiënten die met dit nieuwe scharniersysteem in een knie-orthese waren uitgerust. De orthese bleek naar tevredenheid van de patiënten te functioneren en zorgde ervoor dat ze zonder een knievergrendelsysteem kunnen lopen.

### Inleiding

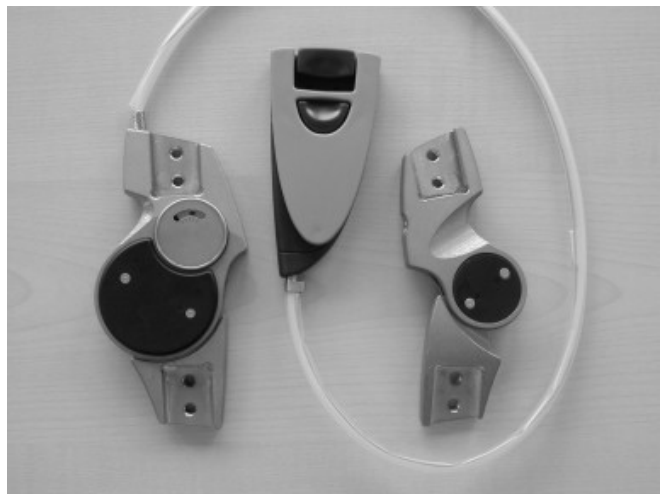
Een orthese kan gedefinieerd worden als een technisch apparaat dat aan een deel van het lichaam bevestigd worden om de functie van een lichaamsdeel te verbeteren, de bewegingsuitslag ervan te beperken of te verbeteren, en/of er steun aan te geven. Orthesen voor de onderste extremiteit zijn bijvoorbeeld geïndiceerd om pijn te verminderen, om de verergering van een deformiteit te minimaliseren, ter vermindering van het gewicht op het gewricht of zoals in deze studie, ter verbetering van het looppatroon en/of een betere controle over de beweging. De meeste orthesen helpen niet tijdens de zwaafase en standfase op een manier dat de patiënt zich zeker voelt en de meeste orthesen kunnen er niet voor zorgen dat het gangpatroon natuurlijk lijkt.

Dit nieuwe kniescharnier is speciaal en alleen ontwikkeld voor patiënten met een parese of paralyse van de quadricepsspieren. Medische indicaties zijn bijvoorbeeld beschadiging van de nervus femoralis, postpoliosyndroom, multiple sclerose, cerebrovasculair accident etc. Contra-indicaties voor dit kniescharnier zijn flexiecontracturen van de knie groter dan 10°, spasme van de kniespieren en contracturen van de heup.

In dit artikel willen de auteurs een nieuw soort kniescharnier introduceren, die de knie in de standfase stabiliteit geeft, flexie van de knie tijdens de zwaafase toelaat en die door middel van gangbeeldanalyse bij drie patiënten geëvalueerd is.

### Kniescharnier

Het nieuwe kniescharnier voor orthesen (SPL - swing phase lock) is genoemd naar het moment waarop het scharnier tijdens het gaan vergrendelt. Als de enige in zijn soort kan het scharnier zowel automatisch ontgrendelen na het midden van de standfase zodat knieflexie tijdens de late standfase en de zwaafase mogelijk wordt, als vergrendelen nog voor het eerste (hiel)contact. Met andere woorden: het is een kniescharnier dat al vergrendeld is voordat de gebruiker er gewicht op zet. Een tweede eigenschap van het SPL-scharnier is dat het zich alleen kan ontgrendelen wanneer er geen flexiemoment op het scharnier staat. Kenmerkend voor de SPL is dat het gebruikt kan worden in knie-orthesen en dat het om die reden niet afhankelijk is van het voetgedeelte of de axiale druk op de orthese voor het bepalen van het vergrendel/ontgrendelmoment.



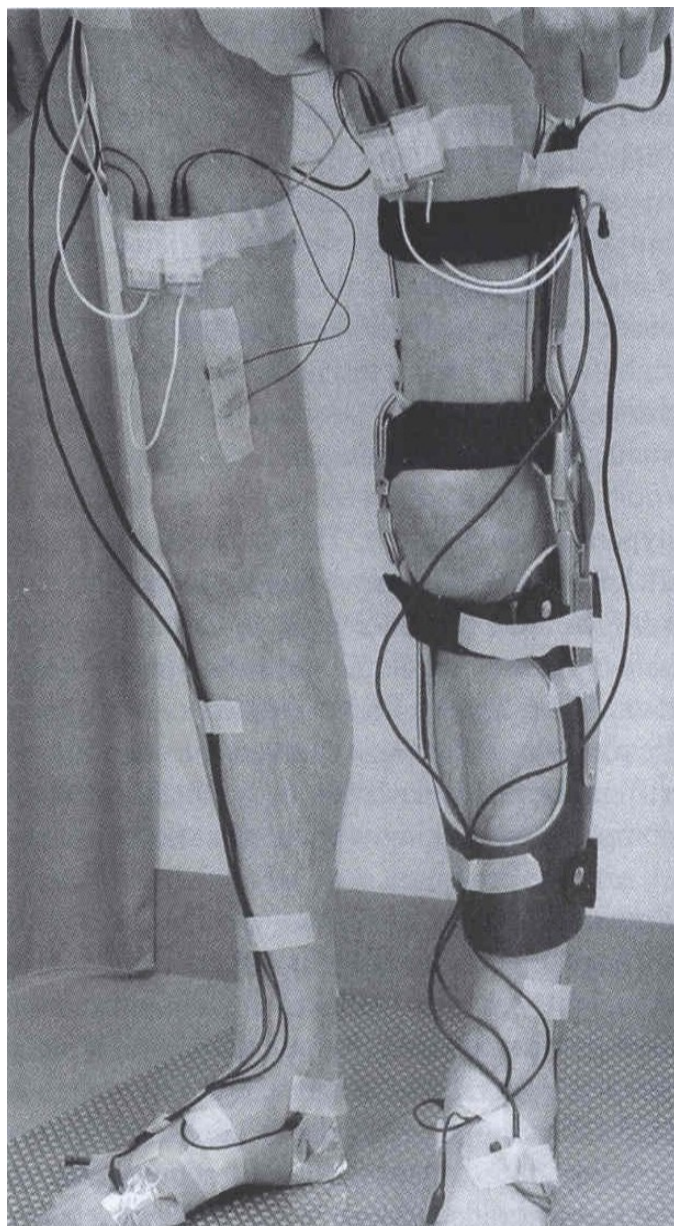
*Fig. 1 SPL-systeem; SPC (rechts), Satelliet (midden), SPL (links).*

Het SPL-scharnier is ontwikkeld om ingebouwd te worden in een KO (knie-orthese), KEVO (knie-enkelvoetorthese) of HKEVO (heup-knie-enkelvoetorthese) aan de laterale zijde van de knie, aangevuld met een vrijlopend kniescharnier of een zwaafasecontrole-unit (Swing Phase Control of SPC) voor de mediale zijde. De scharnieren worden geleverd met een gangbare aansluiting voor beugelstangen van 19 mm breed en kunnen dus worden opgenomen in de meest uiteenlopende

ortheseconcepten. Dit maakt het ook mogelijk het scharnier met maar een paar aanpassingen te testen in al bestaande voorzieningen.

### Het mechanisme van het scharnier

Het moment van vergrendelen/ ontgrendelen wordt in tegenstelling tot de nu bekende systemen gedetecteerd middels een mechaniek dat reageert op veranderingen van de hoek van het scharnier in het sagittale vlak. Het kleine mechaniek kan in twee posities tuimelen en kan vergeleken worden met een omgekeerd pendelgewicht. De positie van het pendelgewicht bepaalt het vergrendel/ ontgrendel-moment van het scharnier. Het maakt



*Fig 2 Hyperextensieknie zonder SPL, in vergelijking tot de neutrale kniepositie van een knie met SPL.*

gebruikt van het simpele feit dat vanaf de heup gezien het been zich net voor het hielcontact een anteflexiehoek maakt en zich na het midden van de standfase naar een retroflexiehoek beweegt. Voor een pendelgewicht is deze positie is makkelijk te detecteren. Het scharnier wordt vergrendeld wanneer net voor het hielcontact de heup in flexie en de knie in extensie is. Tijdens de vergrendelde situatie wordt het pendelgewicht, dat ook werkt als een blokkerend element, op zijn plaats gedruwd door de flexiekracht op het scharnier. Het kan alleen naar de andere positie tuimelen wanneer er een extensiemoment op het scharnier wordt gezet. Dit is het moment na de midstandfase wanneer de geëxtendeerde knie achter de krachtlijn valt. In de praktijk betekent dit dat aan twee voorwaarden voldaan moet worden voordat het scharnier zich kan ontgrendelen. De heup moet in extensie zijn en er mag geen gewichtdragende flexiebeweging op de knie zijn.

De SPC-unit aan de mediale zijde van de knie voorkomt een overmatige flexie van de knie tijdens de zwaafase en vertraagt de flexiebeweging.

### De functie van het satellietbedieningselement

Anders dan bij de meeste bedieningselementen voor kniescharnieren is de SPL voorzien van een controle-element dat door middel van een kabel bevestigd is aan het scharnier. Naast montage aan de beugel kan deze satelliet ook over de broekrand worden geschoven. Het voordeel hiervan is dat voor de bediening niet naar de knie hoeft worden gereikt en dat bij een eventuele slechte handfunctie aan de zijde van de orthese de satelliet ook aan de andere zijde bediend kan worden.

De satelliet bepaalt de functie van het pendelgewicht en kan het scharnier in drie posities brengen:

1. Volledig vergrendeld in elke positie;
2. Ontgrendeld om de knie te buigen met de heup in anteflexie;
3. Automatische vergrendeling/ontgrendeling.

### Patiënten

De eerste patiënt is een man van 36 jaar met een status na een plaatselijke resectie van een tumor in de quadricepsspieren van het linker been. Tijdens de operatie werden delen van de quadricepsspieren en psoaspier weggenomen en moest de nervus femoralis opgeofferd worden. Er was geen verdere behandeling nodig in verband met de lage tumoractiviteit. Postoperatief was er een paralyse van de resterende quadricepsspieren (MRC schaal 0) door

de resectie van de nervus femoralis (Kendall *et al.*, 1971; Medical Research Council, 1975).

De tweede patiënt is een man van 40 jaar oud met spierdystrofie. Bij deze patiënt werd op de leeftijd van 33 jaar spierdystrofie van Becker gediagnosticeerd. Hij werd uitgerust met de SPL in verband met een parese van de quadricepsspieren beiderzijds (MRC-schaal 2). Hij had tevens een parese van de heupflexoren (MRC-schaal 4) en heupextensoren (MRC-schaal 4). Zonder orthese was zijn maximale loopafstand maar 500 meter.

Fig. 2. Hyperextensie knie zonder SPL, vergeleken met neutrale positie van de knie met SPL.

De derde patiënt is een man van 48 jaar met een status na twee resecties van delen van de quadricepsspieren (rechts) in verband met een liposarcoom. De nervus femoralis was opgeofferd met als gevolg een paralyse van de quadricepsspieren. Na de operatie volgde radiotherapie.

Alle drie de patiënten werden uitgerust met een knie-orthese met SPL. De SPC-unit was toen nog niet beschikbaar en dus vulde een vrijlopend kniescharnier de SPL aan.

### Gangbeeldanalyse

Het looppatroon werd gemeten en geanalyseerd door "The Walk", een looppatroon analysesysteem dat gebruik maakt van een PC met een 133 MHz-processor, waarbij met 100 Hz wordt bemonsterd. "The Walk" is een softwareprogramma dat de meting van het looppatroon controleert. Voetschakelaars op de hiel en teen zorgen ervoor dat er onderscheid gemaakt kan worden tussen stand- en zwaafase. Op beide knieën werden elektrogoniometers (Novotechnik, P4101) geplaatst om de angulaire verplaatsing in het sagittale vlak te meten. Stand met de benen recht was de positie waarin 0° flexie werd bepaald en deze werd gedefinieerd als vast punt. Bipolaire EMG-oppervlakte-elektrodes (Red Dot; 3M) werden op de aangewezen spieren geplaatst. De plaatsing van de elektrodes was conform de aanbevelingen van Perotto (1994). Internationaal gevalideerde normale gegevens voor lopen, hoeken en EMG-activiteit (Winter, 1991; Hof *et al.* 1999; Hof *et al.*, 2002) waren door middel van de software beschikbaar.

De patiënten liepen verschillende keren heen en weer op een 7 meter lang recht wandelpad in hun eigen tempo en met hun gewone schoenen aan. De analyse van het looppatroon werd uitgevoerd door te kijken naar de achtereenvolgende projecties van

knieflexie en EMG-activiteit van elke stap. De resultaten van het opgenomen looppatroon kan vergeleken worden met de beschikbare normale gegevens.

### Gangbeeldanalyse bij de patiënten

#### Patiënt 1

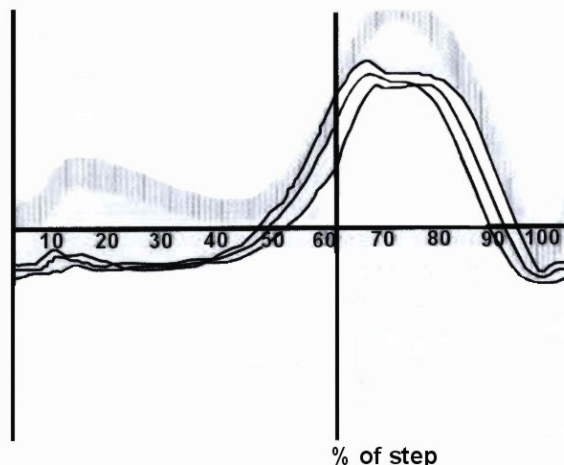
Bij het gaan zonder de orthese met de SPL is er een aanzienlijk asymmetrische gang met een relatief kortere standfase van de linker zijde (aangedane been) en een langere standfase aan de gezonde zijde (L/R-verhouding: 0,78). Met de SPL is er minder asymmetrie (L/R-verhouding: 0,86). De goniometrische gegevens lieten een herhaaldelijke hyperextensie van het linker kniegewricht zien tijdens de gewichtsname en de midstandfase en een verminderde knieflexie (30°) in zwaafase. Ook liet het linker onderbeen geen actieve afzet zien in aan het eind van de standfase. Tijdens het dragen van de orthese was er geen hyperextensie van het linker kniegewricht te zien tijdens de gewichtsname en was er een normale knieflexie (57°) in de zwaafase. De SPL voorkomt echter de normaal aanwezige knieflexie tijdens het moment van gewichtsname. Er werden geen veranderingen waargenomen aan de gezonde zijde.

EMG-gegevens van de heupextensoren lieten geen belangrijke verschillen zien tussen het lopen met of zonder de orthese met SPL.

#### Patiënt 2

De tweede patiënt had geen asymmetrisch looppatroon. De dystrofische veranderingen hadden de spieren in beide benen op gelijke wijze aangetast. Voor stabilisatie tijdens het hielcontactmoment en het begin van de standfase werden beide kniegewrichten in hyperextensie (8-11°) vastgezet aan het eind van de zwaafase. Aan beide zijden bleef de hyperextensie aanwezig tot net voor de zwaafase waarna heupflexie en knieflexie de zwaafase inzetten. Tijdens de zwaafase was er ook een licht verminderde knieflexie aan beide zijden (links: 42°, rechts: 47°). Tijdens het dragen van de orthese aan de linker kant trad geen hyperextensie (0°) op aan het eind van de zwaafase en tijdens de standfase (Fig. 3). Het rechter been (zonder orthese) liet ook een verminderde hyperextensie (3-5°) zien. Er was een vloeiend begin van de knieflexie vlak voor de zwaai aan beide zijden en de knieflexie was in de zwaafase verminderd tot normaal aan beide zijden (links: 64°, rechts: 57°). EMG-gegevens van beide zijden van de knie-extensoren en knieflexoren/heupextensoren lieten

gonio left knee without SPL



gonio left knee with SPL

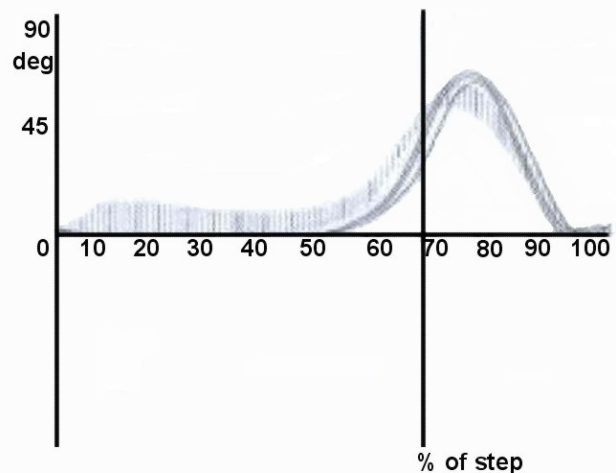


Fig.3 Goniometrische gegevens van patiënt 2.

*In schaduw: normale goniometrische gegevens van een knie*

*Lijnen: goniometrische gegevens van patiënt 2 (de middelste lijn staat voor de gemiddelde gegevens)*

*SPL betekent Swing Phase Lock*

*Gr betekent graden*

geen significante verschillen tussen lopen met de orthese vergeleken met lopen zonder dit apparaat.

### Patiënt 3

Ondanks paralyse van de quadricepsspieren van het rechter been heeft deze patiënt volgens de temporele gegevens geen uitgesproken asymmetrisch looppatroon. De links/rechtsverhouding van de duur van de standfase is 1,03. Door het dragen van de orthese ontstond een lichte asymmetrie; de duur van de standfase aan de kant van de orthese werd langer (L/R-verhouding: 0,92). Ook bij deze patiënt voorkwam de orthese hyperextensie tijdens het begin van de standfase aan de aangedane zijde. Er was een soepele overgang van de standfase naar de zwaafase. Zonder de orthese lieten de EMG-gegevens aan de rechter zijde een verhoogde contractie-activiteit zien van de semitendinosus- en biceps femorisspieren om de knie in extensie vast te zetten tijdens het begin van de standfase. Met de orthese met SPL verminderde de contractie-activiteit van beide spieren met ongeveer 50%. EMG-gegevens van andere spieren (vastus medialis en lateralis, semitendinosus en biceps femoris) lieten geen significante verschillen zien.

### Discussie

Alle drie patiënten waren tevreden over de orthese met SPL. Ze konden allen lopen met deze nieuwe orthese waarbij vrije knieflexie tijdens de

zwaafase mogelijk was. Gangbeeldanalyse liet een verbetering van het looppatroon zien. Tijdens het dragen van de orthese aan de linker kant trad er bij geen van de drie patiënten hyperextensie op aan het eind van de zwaafase en tijdens de standfase. Dit is klinisch relevant omdat veel patiënten het compensatiemechanisme van hyperextensie gebruiken om stabiliteit in de standfase te krijgen, wat na verscheidene jaren problemen van het kniegewricht veroorzaakt. Cumulatieve herhaalde microtraumata beschadigen het gewrichtskraakbeen, het subchondrale bot en de posterieure weefsels van het kapsel en banden, wat leidt tot chronische instabiliteit van het kniegewricht (McCarty, 1985). Het kniescharnier voorkomt dit compensatiemechanisme evenals ongewenste knieflexie aan het begin van de standfase. Stabiliteit aan het begin van de standfase werd verkregen door het vergrendelmechanisme van de SPL. Betrouwbare extensie van de orthese aan het eind van de zwaafase is van groot belang om dit scharnier te laten vergrendelen. Het is daarom van groot belang om patiënten te leren de knie aan het eind van de zwaafase volledig te extenderen. Vrije flexie van de knie tijdens het eind van de stand- en zwaafase was mogelijk door het automatische ontgrendelmechanisme van de SPL. Dit ontgrendelmechanisme zal alleen werken wanneer er voldoende heupextensie is en er geen gewichtdragend flexiemoment op de knie is. Dit was voor de patiënten het moeilijkst aan te leren. In het begin was er steeds een ongewenste vergrendeling van het kniescharnier tijdens het eind van de standfase en aan het begin van de zwaafase. Het vereiste een aantal trainingssessies om gewend te raken aan de nieuwe situatie (het dragen van de orthese). Alle drie patiënten leerden te vertrouwen op de orthese met SPL.

Kort samengevat is er een nieuw scharniermechanisme geïntroduceerd. De zwaafasevergrendeling (swing phase lock of SPL) zorgt voor vrije flexie van de knie tijdens de zwaafase en zorgt voor vergrendeling tijdens de standfase. Medische indicaties zijn aandoeningen die vergezeld gaan van een parese of paralyse van de quadricepsspieren. De belangrijkste contra-indicaties zijn belangrijke flexiecontracturen van heup en/of knie. Dit nieuwe apparaat doet wat de naam belooft.

#### Addendum

Het Swing Phase Lock-kniegewricht is getest volgens de CE Richtlijn voor Medische Hulpmiddelen NEN-EN 1441 (Risicoanalyse) en NEN-EN 12523 (Uitwendige arm- en beenprothesen en uitwendige orthesen). De prototypes zijn getest op patiënten in een beveiligde patiëntveilige omgeving. Het product wordt voortdurend beoordeeld door een Failure Mode Effect Analyse (FMEA) om defecten in de toekomst te voorkomen.

#### REFERENTIES

- Hof AL, Grimmius W, Elzinga H, Halbertsma JPK (1999). Quantification of non-standard EMG patterns (abstract). *Gait Posture* **10**, 78 – 79.
- Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait Posture* **16**, 78 – 86.
- Kendall HG, Kendall FP, Wadsworth GE (1971). *Testing and function*. Baltimore: Williams & Williams.
- McCarty DJ (1985). *Arthritis en allied conditions*. – Philadelphia: Lea & Febiger.
- Medical Research Council (1975). *Aids to the investigation of the peripheral nervous system*. – London: Her Majesty's Stationery Office.
- Perotto A (1994). *Anatomical guide for the electromyographer*. In: "The limbs and the trunk." /3<sup>rd</sup> edition. – Springfield: CC Thomas.
- Winter DA (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. /2<sup>nd</sup> edition, Saunders-. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press.
- Alle correspondentie kunt u richten aan Jan H.B. Geertzen, Centrum voor Revalidatie, Academisch Ziekenhuis Groningen, Hanzeplein 1, Postbus 30.001, Groningen, Nederland. Tel: (+31) 50 3613638. Fax: (+31) 50 3611708. E-mail: [J.H.B.Geertzen@rev.azg.nl](mailto:J.H.B.Geertzen@rev.azg.nl)