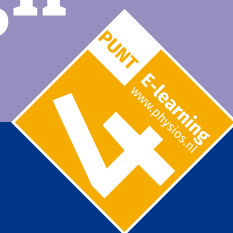


# Loopganganalyse tijdens herstel na knietrauma in een theoriegestuurd n = 1-design



Jurjen Bosga, Rob Ariës, Jorne Kemper, Elgun Zeegers, Wim Hullegie

Dr. J. Bosga, fysiotherapeut, manueel therapeut eerstelijnsfysiotherapie te Doorn en senioronderzoeker bij het Donders Institute for Brain, Cognition and Behaviour, Radboud University Nijmegen

Drs. R. Ariës, orthopedisch chirurg (aandachtgebieden: sporttraumatologie en speciële arthroskopische chirurgie met name schouder, knie, enkel en prothesiologie), Medisch Spectrum Twente, Enschede

J. Kemper, MSc, fysiotherapeut, bewegingswetenschapper, eigenaar Kemper Fysiotherapie te Eindhoven; docent fysiotherapie Avans Hogeschool, Breda

Dr. E. Zeegers, orthopedisch chirurg (aandachtsgebieden: prothesiologie, kinderoorthopedie en klinische bewegingsanalyse), Medisch Spectrum Twente, Enschede

Dr. W. Hullegie, fysiotherapeut (aandachtsgebieden: theoriegestuurd onderzoek fysiotherapie en heup/knie- en schouderrevalidatie), MSC Koningsplein, Enschede; consulent FysioHolland

## Leerdoelen

Na het bestuderen van dit artikel:

- ◆ begrijpt u waarom het gebruik van 'tijdseries' bij de bewegingsanalyse een toegevoegde waarde voor de fysiotherapie is;
- ◆ begrijpt u hoe bestaande theorieën over 'human motor control' inmiddels bruikbaar zijn in de eerstelijnspraktijk;
- ◆ heeft u aan de hand van een kniecasus een concreet idee van de manier waarop bewegingsobservaties en bewegingsanalyses elkaar in de praktijk kunnen complementeren;
- ◆ kunt u de begrippen bewegingsvariabiliteit, coördinatie en neuromotorische processen aan elkaar relateren en eenduidig gebruiken bij het klinisch redeneren in de dagelijkse praktijk.

## Samenvatting

In dit artikel wordt het herstel van een patiënt met een knietrauma uitgewerkt aan de hand van objectieve observaties van het lopen. Het doel daarvan is inzicht geven in de manier waarop bewegingsregistraties en bewegingsanalyses tijdens het lopen van waarde kunnen zijn in het dagelijkse klinisch redeneren bij de revalidatie na een knietrauma. Deze analyses zijn in dit artikel gericht op de coördinatiepatronen tussen het boven- en het onderbeen en op de relatieve bijdragen van verschillende neuromotorische processen voor bewegingssturing van de boven- en onderbenen in de drie bewegingsdimensies van het looppatroon van het aangedane en niet-aangedane been. Daarbij wordt de waarde van objectieve bewegingsanalyses voor de fysiotherapie besproken.

## Inleiding

Hullegie en collega's braken in hun artikel over oplossingsruimte in *Physios* (2013)<sup>1</sup> een lans voor het belang van de bewegingsvariabiliteit als indicatie van een gezond bewegingsapparaat. Immers, een gezond bewegingsapparaat zorgt ervoor dat mensen acties onder wisselende omstandigheden succesvol kunnen uitvoeren.<sup>2</sup> Deze acties worden gekenmerkt door een flexibele organisatiestructuur van het neuromotorisch systeem met voldoende variatie in beschikbare bewegingspatronen. Een belangrijk kenmerk van een gezond bewegingsapparaat is dus de aanwezigheid van een optimale bewegingsvariabiliteit van het bewegingssysteem. Dit betekent dat de fysiotherapeut altijd moet nagaan of het verhogen van het inspanningsniveau of een toename van het fysieke activiteitsniveau niet ten koste gaat van een optimale bewegingsvariabiliteit van het bewegingssysteem. Dit kan bijvoorbeeld worden onderzocht door te bepalen in welke mate de patiënt ondanks zijn aandoening zijn

houdingen en bewegingen kan moduleren afhankelijk van de opgelegde omstandigheden (context). De mate waarin de patiënt zijn houdingen en bewegingen kan variëren is indicatief voor het bewegingsrepertoire dat hij kan aanwenden om met het adaptief vermogen van zijn neuromotorisch systeem te compenseren voor de aandoening. Optimale bewegingsvariabiliteit vergroot het adaptief vermogen van het neuromotorisch systeem om na een blessure een activiteit toch succesvol uit te voeren. Juist het optimaliseren van de bewegingsvariabiliteit geeft patiënten de mogelijkheid om na een blessure weer volledig deel te nemen aan een actief bestaan.

## Discrepantie in de functie-actiekoppeling

Fysiotherapeuten weten maar al te goed dat het sec opheffen van functiestoornissen geen garantie is voor een herstel op activiteitsniveau, namelijk het niveau waarop patiënten in hun dagelijkse werkzaamheden acteren. Er is een discrepantie in de zogenoemde functie-actiekoppeling.<sup>3</sup> De fundering voor een functie-actiekoppeling is te vinden in de 'human motor control', die een vertaling vormt tussen functie-, activiteiten- en participatieniveaus. Dit wetenschapsdomein, ingebed in de International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), is bij uitstek geschikt als interface tussen de verschillende ICF-niveaus om de functie-actiekoppeling te begrijpen en te onderbouwen. De discrepantie in de functie-actiekoppeling is op een slimme manier te omzeilen door de voortgang van het herstel van de patiënt op activiteitsniveau te monitoren en de effectiviteit van functieherstellende interventies te toetsen aan de meetbare verandering op activiteitsniveau. Een goed praktijkvoorbeeld hiervan is het gebruik van een inventariserend/diagnostisch en evaluatief meetinstrument als de Patiënt Specifieke Klachten (PSK) die gebruikt wordt om de toename of afname van activiteiten te monitoren.<sup>4</sup>

## Opbouw artikel

In dit artikel wordt bovengenoemde benadering gebruikt om, aan de hand van een looptaak, het beloop van het herstel te monitoren op activiteitsniveau. Dit gebeurt door bewegingsregistraties van het lopen op een loopband te analyseren. Met deze analyses is inzicht te verkrijgen in de wijze waarop deze activiteit wordt aangestuurd en gecoördineerd. Door de onderliggende processen van bewegingssturing te identificeren is, bij een haperend herstel van het lopen, al in een vroeg stadium een gefundeerde keuze te maken om wel of niet te interveniëren. Het effect van deze keuze is te toetsen in een volgende bewegingsanalyse en aan het uiteindelijke herstel van de loopactiviteit.

Allereerst worden verschillende invalshoeken voor het normale herstel na een blessure belicht. Daarna wordt de casus kort beschreven: een patiënt met een intra-articulair knieletsel, met een reflectie op de factoren die een afwijkend looppatroon in stand kunnen houden. Dan volgen de bewegingsanalyses van het lopen om de coördinatie tussen het boven- en onderbeen en de optimale bewegings-

## Verklaring begrippen

- ◆ **Adaptatie** is het herstellen van een disbalans die veroorzaakt wordt door externe factoren, terwijl **compensatie** wordt gedefinieerd als het herstellen van een disbalans als gevolg van interne factoren.
- ◆ Een **actie** is een, op basis van intentie of perceptie, doelgerichte bewegingssequentie. 'Acties' is de meervoudsvorm van actie, terwijl 'activiteiten' verwijst naar een bepaalde bezigheid, werkzaamheid of verrichting die uit meerdere acties kan bestaan.
- ◆ **Bewegingsvariabiliteit** is een eigenschap van elk biologisch systeem gegeven het feit dat het genereren of reproducieren van bewegingen een variabel proces is. Deze eigenschap maakt dat elke beweging van elk biologisch systeem uniek is. De variabiliteit van een beweging stamt af van hoogfrequente neuromotorische processen op verschillende niveaus van het biologisch systeem.
- ◆ In het algemeen wordt onder **coördinatie** verstaan dat onderdelen van het bewegingssysteem in ruimte en tijd op een systematische manier ten opzichte van elkaar bewegen.
- ◆ '**Human motor control**' omvat het wetenschapsdomein dat complexe processen onderzoekt die ten grondslag liggen aan onder andere acties, balans, stabiliteit, coördinatie en de interactie met anderen en de omgeving.
- ◆ **Neuromotorische processen** zijn activiteiten van samengestelde grote groepen neuronen die hetzelfde type informatie verwerken vanuit verschillende niveaus van het neuromotorisch systeem voor het aansturen van bewegingen.

variabiliteit van de boven- en onderbenen van het aangedane en het niet-aangedane been te kwantificeren. Daarna worden de resultaten van de bewegingsanalyses gedurende het herstel beschreven. Tot slot wordt de waarde besproken van de verkregen informatie voor fysiotherapie tijdens de revalidatie na een knietrauma.

## Normaal herstel

De biomedische benadering is de fysiotherapeut met de paplepel ingegoten en deze kennisvergaring gaat fysiotherapeuten prima af. Fysiotherapeuten beoordelen hoe een patiënt zijn activiteiten uitvoert bij herstel na een aandoening, ziekte of operatie. Normaal herstel is met het blote oog en op intuïtie redelijk in te schatten. Uitkomstmaten zoals mobiliteit, isokinetische of statische kracht, en sensibiliteit zijn betrouwbaar in kaart te brengen, maar geven geen inzicht in de wijze waarop het herstel tot stand komt. Soms stagneert het herstel van activiteiten dat de fysio-

therapeut in een vroeg stadium waar zou moeten nemen. Als de fysiotherapeut het afwijkende beloop van het herstel tijdig herkent, kan hij de patiënt handvatten aanreiken om het herstel weer in de goede richting te laten verlopen.

Op welke manier acties worden uitgevoerd is een belangrijke uitbreiding van het beschrijven van acties omdat daarmee wetenschappelijke inzichten in neuromotorische processen en principes van bewegingscontrole voor de fysiotherapie ontsloten worden. Hierdoor krijgt de fysiotherapeut inzicht in de onderliggende mechanismen die bewegingen aansturen en zicht op haperingen in het normale herstel na een blessure. Er zijn drie manieren om te beschrijven op welke wijze activiteiten uitgevoerd worden: subjectief kwalitatief niveau, subjectief kwantitatief niveau en objectief kwantitatief niveau.

### Subjectief kwalitatief niveau

Op subjectief kwalitatief niveau wordt het bewegingsgedrag woordelijk beschreven. Dit gebeurt uiteraard dagelijks als de fysiotherapeut met het blote oog kijkt naar het bewegingsrepertoire van de patiënt, en ook bij het haptisch volgen van het bewegingsgedrag van de patiënt, bijvoorbeeld tijdens geassisteerd bewegen. De waarde hiervan moet niet onderschat worden en deze ambachtelijke en tastbare dagelijkse kennis wordt 'tacit knowledge' genoemd. (Zie verder Hulle, 2016.<sup>5</sup>)

### Subjectief kwantitatief niveau

Op subjectief kwantitatief niveau gaat het om het kwantificeren van het bewegingsgedrag met een meetinstrument. Bijvoorbeeld: hoe rigide of soepel de patiënt loopt, is op een schaal van 1 tot 10 te noteren waarbij zeer rigide met een 1 en zeer soepel met een 10 wordt gewaardeerd. Ook of de patiënt een dubbeltaak kan uitvoeren, is in een getal weer te geven, bijvoorbeeld of hij van 100 tot 1 kan terugtellen tijdens het lopen. Het gebruik van vragenlijsten als meetinstrument om gegevens te kwantificeren heeft de laatste decennia veel aandacht gekregen.

### Objectief kwantitatief niveau

Het bezwaar van subjectieve beschrijvingen is dat de observaties sterk beïnvloed worden door eigen ervaringen. Zo kijkt een fysiotherapeut na het volgen van een cursus over de pathologie en kinesiotherapie van het bekkengebied anders naar de patiënt en ziet hij zaken die hij daarvoor niet zag; zijn 'mindset' is veranderd. Daarom is een meer objectieve wijze van analyseren van bewegingsgedrag wenselijk.

Het beschrijven op objectief kwantitatief niveau is gebruiksvriendelijker en beter betaalbaar geworden door ontwikkelingen op het gebied van de bewegingstechnologie. Met bewegingsanalyses is het onder andere mogelijk om de coördinatie tussen verschillende lichaamssegmenten te kwantificeren en om de neuromotorische processen van deze segmentale bewegingen te identificeren en te kwantificeren. Het gebruik van meetapparatuur in combinatie met bestaande kennis uit de human motor control biedt de

eerstelijnszorg inzicht in de coördinatie en aansturing van bewegingsgedrag. Daardoor vormen bewegingsregistratie en bewegingsanalyses een waardevolle bijdrage aan het begrip van processen die ten grondslag liggen aan het herstel van het activiteitsniveau.\*

Na de beschrijving van de casus richt dit artikel zich voornamelijk op het objectief kwantitatief beschrijven van het lopen en de daarbij relevante beenbewegingen. Aangezien het Evidence statement Acuut knieletsel van de KNGF expliciet aandacht vraagt voor loopnormalisatie,<sup>6</sup> wordt die in beeld gebracht door bewegingsanalyses van het lopen op een loopband. Ook wordt aangegeven hoe deze bewegingsanalyse relevant is voor een accentverandering in de gekozen richting tijdens de behandeling.

## Casus

De patiënt is 40 jaar oud en heeft tijdens het skiën zijn linkerknie flink verdraaid. Naast een volledig gescheurde voorste kruisband (VKB-ruptuur) links is er sprake van een partiële mediale bandruptuur links. De patiënt heeft bewegingsangst voor het lopen en die is goed bespreekbaar. Hij heeft al eerder een conservatief traject doorlopen na een trauma met een VKB-ruptuur rechts. Voor de nieuwe blessure gaf zijn rechterbeen geen problemen, hij deed en kon alles, waaronder tennissen en hardlopen. Zijn doel is om uiteindelijk weer te kunnen skiën. Het uitgangspunt is dan ook te starten met een conservatief beleid conform het KNGF Evidence statement Acuut knieletsel.<sup>6</sup> De medische behandeling van de linker mediale band bestaat uit het dragen van een spalk, na een paar weken gevolgd door een scharnierbrace. De mediale band lijkt voorspoedig te genezen, met een geleidelijke toename van het activiteitsniveau. Twee maanden na het trauma is er wel spontaan herstel van de blessure, maar verloopt het looppatroon allerminst vloeiend en is er sprake van onvolledige kniestrekking. Vanwege het uitblijven van het herstel van de kniestrekking wordt een maand later besloten te opereren. Daarbij werd een interponerende stomp van de geruptureerde voorste kruisband verwijderd waardoor een volledige knie-extensie weer mogelijk werd.

## Reflectie

Bij het maken van een behandelplan bij knieletsel is het streven naar loopnormalisatie een belangrijk doel. Een mechanische obstructie na een intra-articulair knieletsel, pijn of functiestoornissen zoals ontoereikende mobiliteit en kracht, maar ook suboptimale bewegingsvariabiliteit kunnen oorzaken zijn voor een aanhoudend afwijkend looppatroon.

\* Voor een uitgebreide argumentatie, zie hoofdstuk 5 en 6 in *Van kwalen naar kwalen* van Wim Hulle, 2016.<sup>5</sup>

Ook is het zinvol te weten of er sprake is van bewegingsangst en het is een kunst om dit aspect helder te krijgen. In het algemeen kunnen functiestoornissen en suboptimale bewegingsvariabiliteit veroorzaakt worden door een mechanische obstructie. Functiestoornissen, zoals een ontoereikende mobiliteit en kracht, kunnen ook compensatiemechanismen zijn voor een suboptimale bewegingsvariabiliteit omdat de mens, linksom of rechtsom, toch zijn doel wil bereiken, namelijk zich lopend verplaatsen. In dit kader moeten deze zogenaamde functiestoornissen beschouwd worden als een strategie van het neuromotorisch systeem om de patiënt in staat te stellen te lopen. Als de fysiotherapeut de mechanische obstructie of een suboptimale bewegingsvariabiliteit niet tijdig onderkent, dan kunnen functiestoornissen als compensatiestrategie van het neuromotorisch systeem persisteren. Goede diagnostiek met betrekking tot de integriteit van het gewricht na een intra-articulair knieletsel en het gebruik van bewegingstechnologie en bewegingsanalyses om de bewegingsvariabiliteit te kwantificeren verschaffen in het algemeen inzicht in de aanwezigheid van persisterende compensatiestrategieën. Daarom dient de fysiotherapeut in de eerste weken na een trauma zijn bevindingen terug te koppelen naar de orthopedisch chirurg of traumachirurg.

## Method: loopanalyse op objectief kwantitatief niveau

Voor de loopanalyse werden de data vastgelegd van meerdere sensoropnames gedurende 20 seconden (in het vervolg aangeduid als tijdserie\*) tijdens het lopen op een loopband in een goed verlichte ruimte. Bij de twee preoperatieve meetmomenten, een week na het trauma en zeven weken na het trauma, werd een loopsnelheid van 5 km/u opgelegd, terwijl er bij de drie postoperatieve meetmomenten (14 weken, 18 weken en 24 weken postoperatief) twee snelheden werden opgelegd: 5 en 9 km/u. Dit betekent dat er op vijf meetmomenten in totaal acht metingen zijn verricht.

### Dataregistratie en data-analyse

Voor het registreren van het lopen op de loopband is gebruikgemaakt van het betaalbare standalone-bewegingsregistratiesysteem SoapSynergy (Soapweer BV, Zijderveld) dat de hoeksnelheid (graden/seconde) van de ledematen registreert in drie bewegingsrichtingen (exo/endorotatie, flexie/extensie en ab/adductie) met een 'sample rate'\*\* van 100 Hz door middel van vier miniatuursensoren

\* Een tijdserie is een dataset die een aantal datapunten over 20 seconden looptijd per sensor per bewegingsrichting per meting omvat. In dit artikel zijn in totaal 96 tijdseries geregistreerd en geanalyseerd.

\*\* Een 'sample rate' is het aantal geregistreerde bewegingsobservaties (datapunten) per seconde gemeten in Hz. In dit artikel zijn in totaal 20 seconden looptijd x 100 Hz (datapunten/seconden) x 4 sensoren x 3 bewegingsrichtingen x 8 metingen = 192.000 datapunten geregistreerd en geanalyseerd.



Figuur 1. Locatie van de vier miniatuursensoren.

(MTW, Xsens Technologies BV, Enschede). De vier sensoren zijn geplaatst op de ventrale zijde van het rechter- en linkerbovenbeen halverwege tussen de heup- en kniegewrichten en op de ventrale zijde van het rechter- en linkeronderbeen halverwege tussen de knie- en enkelgewrichten (zie figuur 1). Voor de analyse van de tijdseries is de softwaretoepassing SoapSynergy gebruikt om de coördinatie en de optimale bewegingsvariabiliteit van de bewegingen van beide boven- en onderbenen (zowel de aangedane als de niet-aangedane zijde) in de loop van het herstel te kwantificeren. (In de volgende paragrafen volgt nadere uitleg.)

### Coördinatie

Bernstein heeft in 1967 coördinatie gedefinieerd als het probleem van het beheersen of verminderen van de vele vrijheidsgraden bij een bepaalde beweging.<sup>7</sup> In overeenstemming daarmee hebben Kügler en collega's in 1980 coördinatie gedefinieerd als de functie die het mogelijk maakt om onderdelen van het bewegingssysteem te dwingen om een gedragseenheid te ontwikkelen (zie ook Verheul, 2004)<sup>9</sup>. Dus voor het lopen is coördinatie macroscopisch te beschrijven als de ordening van het ene been in relatie tot



het andere been, van het bovenbeen in relatie tot het onderbeen of de voet, of van onderdelen van het been ten opzichte van de omgeving of gebeurtenissen. In dit artikel wordt coördinatie objectief gekwantificeerd met de correlatie ( $r$ ) tussen de bewegingen van het boven- en het onderbeen voor zowel het aangedane als het niet-aangedane been tijdens het lopen. De mate van correlatie tussen twee variabelen wordt uitgedrukt in de correlatiecoëfficiënt, waarvan de waarde kan variëren tussen  $-1$  en  $+1$ . Daarbij betekent  $0$ : geen lineaire samenhang,  $+1$ : een perfecte positieve lineaire samenhang en  $-1$ : een perfecte negatieve lineaire samenhang. Hoe verder de correlatiecoëfficiënt verwijderd is van  $0$ , hoe sterker de samenhang tussen de variabelen. Bij het lopen bijvoorbeeld, geven de benen als sterk asynchroon gekoppeld bewegingspaar een correlatie van ongeveer  $-1$ . Bij zaklopen geven de benen als sterk synchroon gekoppeld bewegingspaar een correlatie van ongeveer  $+1$ .

### Optimale bewegingsvariabiliteit

Iedere beweging is uniek. Zelfs iedere herhaalde beweging is uniek in zijn samenstelling en uitvoering, of zoals Bernstein het in 1967 formuleerde: 'repetition without repetition'.<sup>7</sup> Variabiliteit is dus een intrinsieke eigenschap van elk complex adaptief systeem. Vroege visies op bewegingsvariabiliteit benadrukken dat fluctuaties (schommelingen) in bewegingssignalen te beschouwen zijn als een vorm van versturende ruis in het neuromusculaire systeem en dat die verantwoordelijk zijn voor onnauwkeurigheden van bewegingsuitkomsten.<sup>10</sup> Uit latere visies op bewegingsvariabiliteit blijkt echter dat deze fluctuaties in bewegingssignalen juist waardevolle informatie bevatten die voortkomen uit samengestelde neuromotorische controleprocessen op verschillende niveaus van het systeem.<sup>11</sup> Hieruit volgt dat fluctuaties die een zekere mate van regelmatigheid vertonen, kenmerkend zijn voor relatief zwak flexibel gedrag en dat fluctuaties die een zekere mate van onregelmatigheid vertonen, indicatief zijn voor relatief sterk flexibel gedrag. Bewegingssignalen kunnen in SoapSynergy met de zogenoemde Fouriertransformatie\* worden omgerekend naar het frequentiedomein (periodiciteit in Hz). De representatie van een bewegingssignaal in het frequentiedomein geeft aan in welke mate een bepaalde frequentie voorkomt in het signaal en met welke fase. De softwaretoepassing SoapSynergy is in staat om onderscheid te maken tussen verschillende neuromotorische controleprocessen die bijdragen aan het aansturen van bewegingen. De meest informatieve functie is de Power Spectral Density-functie, en meer specifiek, de berekening van de zogenoemde hellingshoek.

### Power Spectral Density-functie

Met de Power Spectral Density-functie (PSD) is de dichtheid ('density') en daarmee de kracht ('power') vast te stellen van

\* De Fouriertransformatie ontbindt een signaal in een continu spectrum van frequenties.

de periodiciteiten van de bewegingsfluctuaties (bewegingsvariabiliteit) van een beweging die geassocieerd worden met bepaalde neuromotorische controleprocessen.<sup>11</sup> Zo zijn heel snelle myotatische reflexactiviteit en fysiologische tremor\*\* (beide in de 9-12 Hz-bandbreedte van de PSD-functie) te onderscheiden van de wat tragere visuele controleprocessen (in de 4-7 Hz-bandbreedte van de PSD-functie) en van de zeer trage cognitieve bewakingsmechanismen (in de  $< 1$  Hz-bandbreedte van de PSD-functie) waarmee bewegingen van bijvoorbeeld de onderste extremiteiten aangestuurd worden. Een specifieke index van de PSD-functie die steeds vaker in onderzoek wordt gebruikt, is de hellingshoekfunctie (hier aangeduid als  $\beta$ ).<sup>\*\*\*</sup> Deze functie geeft weer hoe de verschillende frequenties van de neuromotorische controleprocessen in een bepaald bewegingspatroon zich tot elkaar verhouden.<sup>12,13</sup> Enkele waarden van de hellingshoekfunctie zijn kenmerkend voor bepaalde controleprocessen.

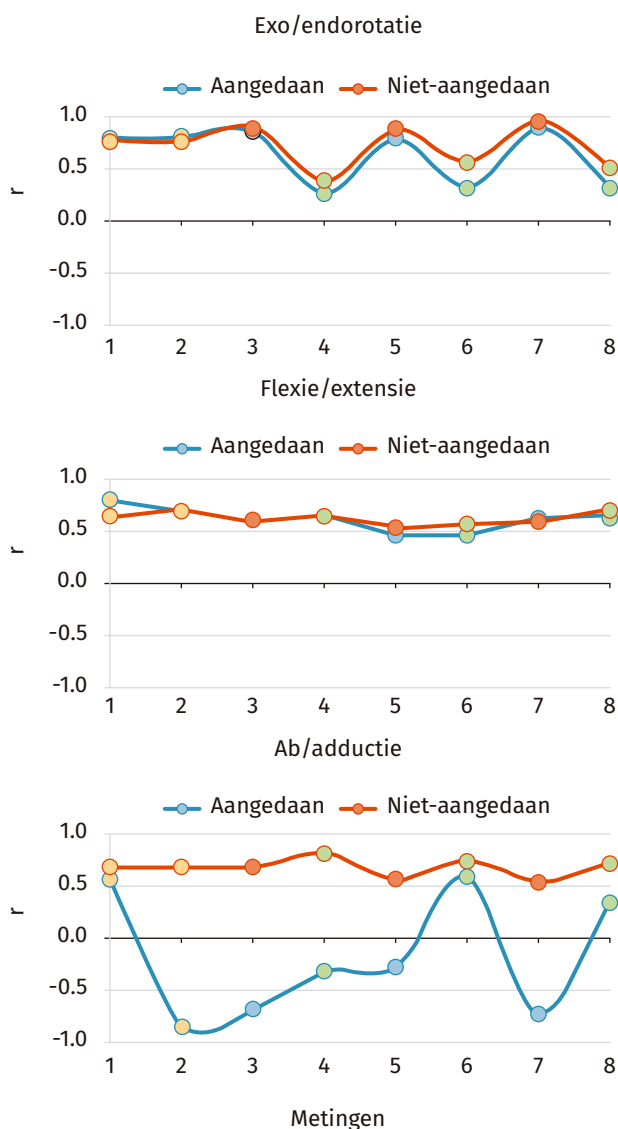
- Wanneer  $\beta = 0$ , dan zijn laag- en hoogfrequente controleprocessen even sterk vertegenwoordigd in de bewegingsfluctuaties. Dit wordt vaak aangeduid als 'witte ruis'. Witte ruis heeft een constante variantie en is ongecorrleerd in de tijd. Het is vergelijkbaar met het geluid dat te horen is als een (oude) televisie geen signaal ontvangt.
- Bij alle waarden van  $\beta > 0$  is er sprake van een bepaalde mate van systematische demping van hogere frequenties, c.q. relatieve afname van snelle adaptieve processen (bijv. fysiologische tremor, myotatische of gekruiste reflexen).
- Als  $\beta = 2$  zijn de tragere controleprocessen (bijv. neuromotorische processen op basis van visuele feedback) in de beweging sterker vertegenwoordigd. Dit wordt aangeduid als 'bruine ruis'.
- Met  $\beta = 1$  wordt een speciaal geval bedoeld dat geassocieerd wordt met optimale bewegingsvariabiliteit en dat wordt aangeduid als 'roze ruis'. Waarden in het bereik van  $0,5$  tot  $1,5$  worden geïnterpreteerd als een afspiegeling van roze ruis. Verondersteld wordt dat dit bereik een kritische grens vertegenwoordigt waarin het neuromotorisch systeem flexibel kan schakelen tussen tragere en snellere neuromotorische controleprocessen, afhankelijk van de contextgevoeligheid van het succesvol uitvoeren van een actie.

## Resultaten

In deze paragraaf worden aan de hand van drie figuren de resultaten van de tijdserieanalyses gepresenteerd. Elke figuur toont in drie aparte panelen de drie gemeten bewegingsrichtingen: exo/endorotatie (bovenste paneel), flexie/extensie (middelste paneel), en ab/adductie (onderste

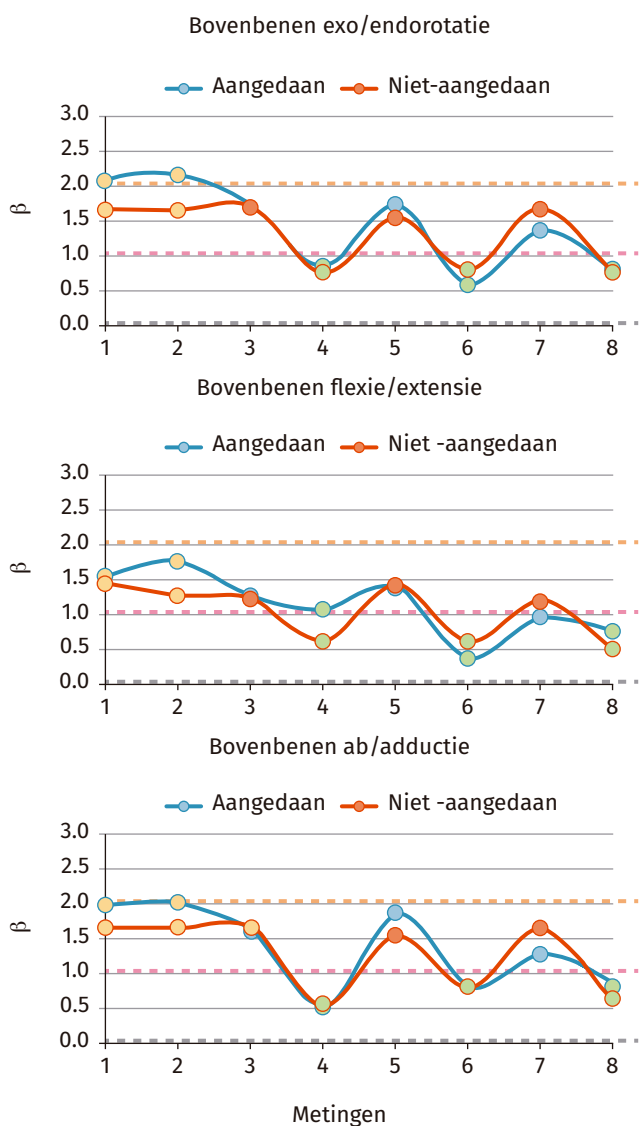
\*\* Fysiologische tremor is een monosynaptische feedbacklus die voornamelijk voortkomt uit de oscillerende interactie van de spierspoeltjes met de  $\alpha$ -motorneuronen.

\*\*\* De index ofwel de hellingshoek ( $\beta$ ) van de power spectral density-functie (PSD) geeft weer in welke verhouding de verschillende frequenties (neurale oscillaties) van de controleprocessen bijdragen aan een bepaald bewegingspatroon. In dit artikel wordt de absolute waarde van  $\beta$  gebruikt.



**Figuur 2.** Overzicht van de correlaties (y-as) als indicator van de coördinatie tussen het boven- en onderbeen van aangedane en niet-aangedane been over acht metingen (x-as).

paneel) van beide benen (het aangedane been met een blauwe lijn en meetmomenten in blauw, het niet-aangedane been met een rode lijn en meetmomenten in rood). De resultaten zijn weergaven van de acht metingen. Meting 1 en 2: preoperatief, respectievelijk 1 en 2 weken na het trauma met een loopsnelheid van 5 km/u (meetmomenten in geel). Meting 3, 5 en 7: respectievelijk 14, 18 en 24 weken postoperatief met een loopsnelheid van 5 km/u. Meting 4, 6 en 8: eveneens 14, 18 en 24 weken postoperatief maar met een loopsnelheid van 9 km/u (meetmomenten in mint). Achtereenvolgens komen aan bod de resultaten aangaande de coördinatie (r), de hellingshoek ( $\beta$ ) van de bovenbenen en de hellingshoek ( $\beta$ ) van de onderbenen.



**Figuur 3.** Overzicht van de hellingshoek ( $\beta$ ) die de relatieve bijdrage van de neuromotorische processen aan de bewegingsvariabiliteit indexeert. Drie indexcategoriën worden aangegeven door drie horizontale stippellijnen (bruin, roze en grijs) die indicatief zijn voor suboptimale (bruin en witte ruis) en optimale (roze ruis) aansturing van de bovenbenenbewegingen van beide benen (aangedaan en niet-aangedaan).

### Resultaten: coördinatie

Het bovenste paneel van figuur 2 laat zien dat de exo/endorotatiebewegingen tussen het boven- en onderbeen van zowel het aangedane ( $r = +0.69$ ) als het niet-aangedane ( $r = 0.76$ ) been gemiddeld positief gekoppeld zijn, met andere woorden: de rotaties van beide benen worden globaal op dezelfde wijze gecoördineerd. Opvallend is dat de rotaties voor beide benen gemiddeld minder sterk gekoppeld zijn bij een snelheid van 9 km/u ( $r = 0.39$ ), terwijl de preoperatieve en postoperatieve koppeling voor de rotaties bij een snelheid van 5 km/u gemiddeld vergelijkbaar sterk gekoppeld zijn ( $r = 0.84$ ).

Het middelste paneel van figuur 2 laat zien dat de flexie/

extensiebewegingen tussen boven- en onderbeen van zowel het aangedane ( $r = 0.60$ ) als het niet-aangedane ( $r = 0.60$ ) been gemiddeld vergelijkbaar positief gekoppeld zijn. Dit betekent dat deze bewegingen over de acht metingen vergelijkbaar worden gecoördineerd. Dus zowel bij 5 km/u ( $r = 0.61$ ) als bij 9 km/u ( $r = 0.59$ ) zijn de bewegingen gemiddeld vergelijkbaar sterk synchroon gekoppeld. In het onderste paneel van figuur 2 zijn de verschillen tussen de wijze waarop in het niet-aangedane been en het aangedane been de ab/adductiebeweging wordt gecoördineerd tussen boven- en onderbeen opvallend. De koppelingskracht voor het niet-aangedane been is gemiddeld sterk synchroon gekoppeld ( $r = 0.69$ ), en gemiddeld iets sterker bij een snelheid van 9 km/u ( $r = 0.76$ ) dan bij 5 km/u ( $r = 0.64$ ). Het aangedane been daarentegen wordt bij ab/adductiebewegingen gemiddeld asynchroon gecoördineerd ( $r = -0.21$ ) met een gemiddeld vergelijkbare ab/adductiebewegingsuitslag van beide benen. Bij de eerste preoperatieve meting zijn het aangedane ( $r = 0.56$ ) en niet-aangedane ( $r = 0.68$ ) been nog enigszins vergelijkbaar synchroon gekoppeld, maar in de vervolgmetingen is in dit paneel te zien dat het aangedane been gemiddeld ( $r = -0.33$ ) sterker asynchroon wordt gecoördineerd. Deze asynchrone koppeling is sterk en goed waarneembaar bij de 2e ( $r = -0.81$ ), 3e ( $r = -0.66$ ), 4e ( $r = -0.30$ ) en 7e ( $r = -0.70$ ) meting terwijl bij de 5e meting ( $r = -0.26$ ) de asynchrone koppeling minder sterk is. Verder is de synchrone koppeling tussen boven- en onderbeen bij een snelheid van 9 km/u bij de zesde meting vergelijkbaar voor het aangedane ( $r = 0.60$ ) en het niet-aangedane ( $r = 0.74$ ) been, terwijl er nog een forse discrepantie bestaat in de koppelingskracht voor het aangedane ( $r = 0.35$ ) en niet-aangedane ( $r = 0.72$ ) been bij de achtste meting.

### Resultaten: bewegingsvariabiliteit van de bovenbenen

In figuur 3 worden de resultaten en beschrijvingen gepresenteerd van de hellingshoekfunctie ( $\theta$ ) van de bovenbenen voor het aangedane en niet-aangedane been in de drie bewegingsrichtingen.

Het bovenste paneel van figuur 3 laat zien dat in de preoperatieve fase de bewegingsvariabiliteit van het aangedane bovenbeen ( $M_\theta = 2.12$ ,  $SD_\theta = 0.06$ )\* minder optimaal is dan die van het niet-aangedane bovenbeen ( $M_\theta = 1.66$ ,  $SD_\theta = 0.00$ ). Postoperatief is de hellingshoek van het aangedane ( $M_\theta = 1.19$ ,  $SD_\theta = 0.48$ ) en niet-aangedane ( $M_\theta = 1.22$ ,  $SD_\theta = 0.47$ ) bovenbeen gemiddeld vergelijkbaar, maar is de bewegingsvariabiliteit voor beide bovenbenen bij 5 km/u gemiddeld meer optimaal dan in de preoperatieve fase (postoperatief  $M_\theta = 1.63$ ,  $SD_\theta = 0.14$ ; preoperatief  $M_\theta = 1.89$ ,  $SD_\theta = 0.27$ ). Na de operatie optimaliseert de bewegingsvariabiliteit van beide bovenbenen in toenemende mate (3e en 4e meting van beide benen  $M_\theta = 1.27$ ,  $SD_\theta = 0.51$ , 7e en 8e meting van beide benen  $M_\theta = 1.16$ ,  $SD_\theta = 0.43$ ), met andere woorden: de onderliggende

\*  $M_\theta$  staat voor de gemiddelde hellingshoek ( $\theta$ ),  $SD_\theta$  voor de standaarddeviatie van de hellingshoek ( $\theta$ ).

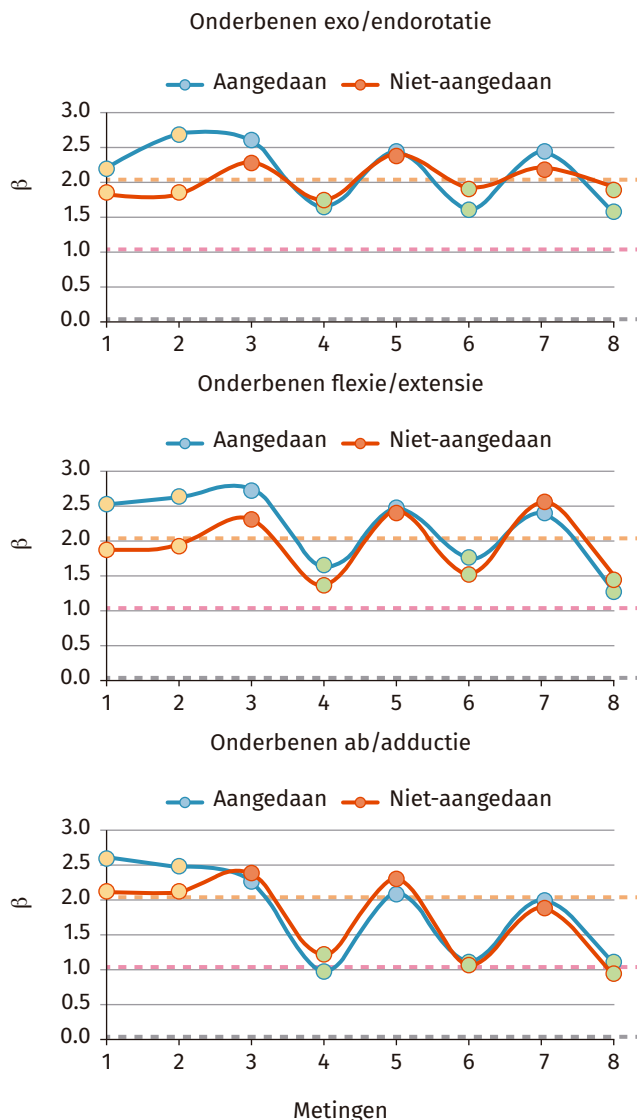
neuromotorische processen worden meer roze.

Het middelste paneel van figuur 3 laat zien dat in de preoperatieve fase de bewegingsvariabiliteit van het aangedane bovenbeen ( $M_\theta = 1.69$ ,  $SD_\theta = 0.14$ ) minder optimaal is dan die van het niet-aangedane bovenbeen ( $M_\theta = 1.40$ ,  $SD_\theta = 0.13$ ). Postoperatief is de hellingshoek van het aangedane ( $M_\theta = 1.01$ ,  $SD_\theta = 0.37$ ) en niet-aangedane ( $M_\theta = 0.97$ ,  $SD_\theta = 0.39$ ) bovenbeen gemiddeld vergelijkbaar, maar is de bewegingsvariabiliteit voor beide bovenbenen bij 5 km/u gemiddeld meer optimaal dan in de preoperatieve fase (postoperatief  $M_\theta = 1.28$ ,  $SD_\theta = 0.17$ , preoperatief  $M_\theta = 1.54$ ,  $SD_\theta = 0.20$ ). Na de operatie optimaliseert de bewegingsvariabiliteit van beide bovenbenen in toenemende mate (3e en 4e meting van beide benen  $M_\theta = 1.08$ ,  $SD_\theta = 0.29$ , 7e en 8e meting van beide benen  $M_\theta = 0.89$ ,  $SD_\theta = 0.29$ ). De onderliggende neuromotorische processen blijven dus roze.

Het onderste paneel van figuur 3 laat zien dat in de preoperatieve fase de bewegingsvariabiliteit van het aangedane bovenbeen ( $M_\theta = 2.01$ ,  $SD_\theta = 0.01$ ) minder optimaal is dan die van het niet-aangedane bovenbeen ( $M_\theta = 1.66$ ,  $SD_\theta = 0.00$ ). Postoperatief is de hellingshoek van het aangedane ( $M_\theta = 1.17$ ,  $SD_\theta = 0.51$ ) en niet-aangedane ( $M_\theta = 1.16$ ,  $SD_\theta = 0.52$ ) bovenbeen gemiddeld vergelijkbaar, maar is de bewegingsvariabiliteit voor beide bovenbenen bij 5 km/u gemiddeld meer optimaal dan in de preoperatieve fase (postoperatief  $M_\theta = 1.61$ ,  $SD_\theta = 0.19$ ; preoperatief  $M_\theta = 1.84$ ,  $SD_\theta = 0.20$ ). Na de operatie verandert de hellingshoek van beide bovenbenen postoperatief gemiddeld niet (3e en 4e meting van beide benen  $M_\theta = 1.11$ ,  $SD_\theta = 0.62$ , 7e en 8e meting van beide benen  $M_\theta = 1.11$ ,  $SD_\theta = 0.45$ ). Met name bij 5 km/u in de 5e meting ( $M_\theta = 1.86$ ) is de bewegingsvariabiliteit van het aangedane been minder optimaal dan bij de 3e ( $M_\theta = 1.61$ ) en 7e ( $M_\theta = 1.29$ ) meting en meer vergelijkbaar met de preoperatieve 1e ( $M_\theta = 2.00$ ) en 2e ( $M_\theta = 2.02$ ) meting. Gemiddeld genomen zijn de postoperatieve neuromotorische processen roze.

### Resultaten: bewegingsvariabiliteit van de onderbenen

Tot slot worden in figuur 4 de resultaten getoond van de hellingshoekfunctie ( $\theta$ ) van de onderbenen voor het aangedane en niet-aangedane been in de drie bewegingsrichtingen. Het bovenste paneel van figuur 4 laat zien dat in de preoperatieve fase de bewegingsvariabiliteit van het aangedane onderbeen ( $M_\theta = 2.44$ ,  $SD_\theta = 0.35$ ) minder optimaal is dan die van het niet-aangedane onderbeen ( $M_\theta = 1.85$ ,  $SD_\theta = 0.00$ ). Postoperatief is de hellingshoek van het aangedane ( $M_\theta = 2.05$ ,  $SD_\theta = 0.48$ ) en niet-aangedane ( $M_\theta = 2.07$ ,  $SD_\theta = 0.25$ ) onderbeen gemiddeld vergelijkbaar, maar is de bewegingsvariabiliteit voor beide onderbenen bij 5 km/u gemiddeld minder optimaal dan in de preoperatieve fase (postoperatief  $M_\theta = 2.38$ ,  $SD_\theta = 0.14$ , preoperatief  $M_\theta = 2.14$ ,  $SD_\theta = 0.39$ ). Na de operatie optimaliseert de bewegingsvariabiliteit van beide onderbenen gemiddeld niet (3e en 4e meting van beide benen  $M_\theta = 2.06$ ,  $SD_\theta = 0.44$ , 7e en 8e meting van beide benen  $M_\theta = 2.02$ ,  $SD_\theta = 0.36$ ), met andere woorden: de onderliggende neuromotorische processen blijven bruin.



**Figuur 4.** Overzicht van de hellingshoek ( $\beta$ ) die de relatieve bijdrage van de neuromotorische processen aan de bewegingsvariabiliteit indexeert. Drie indexcategoriën worden aangegeven door drie horizontale stippellijnen (bruin, roze en grijs) die indicatief zijn voor suboptimale (bruin en witte ruis) en optimale (roze ruis) aansturing van de onderbeenbewegingen van beide benen (aangedaan en niet-aangedaan).

Het middelste paneel van figuur 4 laat zien dat in de preoperatieve fase de bewegingsvariabiliteit van het aangedane onderbeen ( $M_\beta = 2.60$ ,  $SD_\beta = 0.04$ ) minder optimaal is dan die van het niet-aangedane onderbeen ( $M_\beta = 1.94$ ,  $SD_\beta = 0.13$ ). Postoperatief is de hellingshoek van het aangedane ( $M_\beta = 2.08$ ,  $SD_\beta = 0.56$ ) en niet-aangedane ( $M_\beta = 1.97$ ,  $SD_\beta = 0.54$ ) onderbeen gemiddeld vergelijkbaar, maar is de bewegingsvariabiliteit voor beide onderbenen bij 5 km/u gemiddeld minder optimaal dan in de preoperatieve fase (postoperatief  $M_\beta = 2.50$ ,  $SD_\beta = 0.15$ , preoperatief  $M_\beta = 2.27$ ,  $SD_\beta = 0.39$ ). Na de operatie optimaliseert de bewegingsvariabiliteit van beide onderbenen gemiddeld weinig (3e en 4e meting van beide benen  $M_\beta = 2.05$ ,  $SD_\beta = 0.62$ ,

7e en 8e meting van beide benen  $M_\beta = 1.95$ ,  $SD_\beta = 0.64$ ). De onderliggende neuromotorische processen blijven bruin. Het onderste paneel van figuur 4 laat zien dat in de preoperatieve fase de bewegingsvariabiliteit van het aangedane onderbeen ( $M_\beta = 2.54$ ,  $SD_\beta = 0.08$ ) minder optimaal is dan die van het niet-aangedane onderbeen ( $M_\beta = 2.12$ ,  $SD_\beta = 0.00$ ). Postoperatief is de hellingshoek van het aangedane ( $M_\beta = 1.60$ ,  $SD_\beta = 0.59$ ) en niet-aangedane ( $M_\beta = 1.64$ ,  $SD_\beta = 0.64$ ) onderbeen gemiddeld vergelijkbaar, maar is de bewegingsvariabiliteit voor beide onderbenen bij 5 km/u gemiddeld meer optimaal dan in de preoperatieve fase (postoperatief  $M_\beta = 2.17$ ,  $SD_\beta = 0.20$ , preoperatief  $M_\beta = 2.33$ ,  $SD_\beta = 0.24$ ). Na de operatie verandert de gemiddelde bewegingsvariabiliteit van beide onderbenen in toenemende mate (3e en 4e meting van beide benen  $M_\beta = 1.72$ ,  $SD_\beta = 0.72$ , 7e en 8e meting van beide benen  $M_\beta = 1.49$ ,  $SD_\beta = 0.54$ ) en worden de onderliggende neuromotorische processen meer roze.

## Samenvatting resultaten

Een opvallende bevinding met betrekking tot de coördinatie van de ab/adductie tussen het boven- en onderbeen is dat bewegingen van het aangedane been overwegend asynchroon worden gecoördineerd, terwijl de ab/adductie van het niet-aangedane been, bij gemiddeld vergelijkbare bewegingsuitslagen van beide bovenbenen en onderbenen, gedurende het hersteltraject synchroon wordt gecoördineerd. Tegen het einde van het hersteltraject verandert alleen het asynchrone coördinatiepatroon bij een loopsnelheid van 9 km/u in een synchroon coördinatiepatroon. Verder laten de resultaten van de coördinatie tussen het boven- en onderbeen zien dat beide benen in de andere bewegingsrichtingen gedurende het hersteltraject vergelijkbaar matig tot sterk synchroon worden gecoördineerd.

Preoperatief wordt, in het algemeen, het aangedane bovenbeen minder optimaal aangestuurd dan het niet-aangedane bovenbeen. Postoperatief wordt de bewegingsvariabiliteit bij een loopsnelheid van 5 km/u voor beide bovenbenen gemiddeld vergelijkbaar aangestuurd en meer optimaal dan in de preoperatieve fase, hetgeen te interpreteren is als een afspiegeling van de gewenste roze ruis. In het verloop van het postoperatieve hersteltraject worden de aansturende processen van beide benen in toenemende mate roze, uitgezonderd de bewegingsvariabiliteit van ab/adductie bij 5 km/u die 18 weken postoperatief nog suboptimaal is. Preoperatief wordt, in het algemeen, het aangedane onderbeen minder optimaal aangestuurd dan het niet-aangedane onderbeen. Postoperatief wordt de bewegingsvariabiliteit bij 5 km/u voor beide onderbenen gemiddeld vergelijkbaar aangestuurd en wordt deze gemiddeld alleen voor de ab/adductie in toenemende mate optimaal.

## Bespreking

Dit artikel is voornamelijk gericht op het objectief kwantitatief beschrijven van loopnormalisatie bij een patiënt



met een intra-articulair knieletsel. Dit is gedaan door de coördinatie tussen het boven- en onderbeen en de onderliggende neuromotorische processen voor zowel het aangedane als het niet-aangedane been te kwantificeren. Het herstel is succesvol verlopen, aangezien de patiënt ruim negen maanden na het ski-ongeval het tennissen en hardlopen weer hervat heeft. Hij heeft weinig klachten meer en is ook niet meer angstig of voorzichtig bij het uitvoeren van activiteiten. Het is onduidelijk of dit herstel toe te schrijven is aan het (a)specifieke effect van het gevolgde conservatieve beleid conform het KNGF Evidence statement Acuut knieletsel.<sup>6</sup> Wel is redelijkerwijs te vermoeden dat het herstel geholpen is door de operatieve ingreep drie maanden na het knietrauma. Blijkbaar was de mechanische obstructie een factor voor een aanhoudend afwijkend looppatroon, gekenmerkt door suboptimale bewegingsvariabiliteit van beide benen. Die zijn postoperatief geleidelijk onderling vergelijkbaar en optimaal geworden. Deze observatie past bij bevindingen in de literatuur dat bilaterale verschijnselen te vinden zijn bij unilaterale blessures.<sup>14,15</sup>

Een andere interessante observatie van de tijdserie-analyses is dat de ab/adductiecoördinatie tussen de boven- en onderbeenbewegingen van het aangedane been overwegend sterk negatief gecorreleerd (asynchroon gecoördineerd) was, in tegenstelling tot het niet-aangedane been (zie figuur 2).

Aangezien de gemiddelde bewegingsuitslagen voor ab/adductie van beide bovenbenen en onderbenen vergelijkbaar waren, betekent dit in de praktijk dat het valgiseren en variseren van de aangedane knie geprononceerd was tijdens het lopen en niet veranderde na de operatieve ingreep drie maanden na de knietrauma. De analyse van de coördinatie op 7 weken na het knietrauma (2e meting in figuur 2) had therapeutische meerwaarde en consequenties voor de behandeling gedurende het hele hersteltraject. Door het accent in de taakuitvoering te leggen op meer zijwaarts uitgevoerde loopbewegingen, was de patiënt uit te lokken om zijn boven- en onderbeen redelijk in elkaars verlengde te houden tijdens het lopen.

Verder laten de resultaten zien dat een geleidelijke toename in optimale bewegingsvariabiliteit van de ab/adductiebewegingen een voorwaarde is voor een betere controle van het valgiseren en variseren.

Samenvattend: een mechanische obstructie was de vermoedelijke oorzaak van een suboptimale bewegingsvariabiliteit en een functiestoornis, namelijk extensiebeperking van de knie. Verder gaat het optimaliseren van de bewegingsvariabiliteit vooraf aan het herstel van de functiestoornis, in deze casus het geprononceerd valgiseren en variseren van de knie tijdens het lopen. Welke betekenis hebben voorgaande observaties voor de patiënt voor het verhogen van zijn activiteiten en participatieniveau? Zijn vraag om na negen maanden weer te gaan skiën is positief gehonoreerd.

## Literatuur

- 1 Hullegie W, Bosga J, Roelofsen E, et al. Oplossingsruimte als indicator voor de gezondheid van het bewegingsapparaat, *Physios* 2013;5(4):49-57.
- 2 Bosga J, Meulenbroek R. De betekenis van de flexibiliteit van het neuromotorische systeem voor de fysiotherapie. *Neuropraxis*. 2009;13(3):61-5.
- 3 Hullegie W, Cingel R van, Bosga J. Een moderne kijk op ICF: systeembioïsch denken en het lichamelijk onderzoek door de fysiotherapeut. *Ned Tijdschr Fysiother*. 2012;122(3):124-6.
- 4 Beurskens AJHM, Köke AJA, Vet HCW de. Lesbrief. Een patiënt specifieke benadering bij het meten. *Ned Tijdschr Fysiother*. 2001;111:165E7.
- 5 Hullegie W. Van kwallen naar kwalen. Rotterdam: 2010 Uitgevers, 2016.
- 6 Brooijmans FAM, Lenssen AFT, Melick N van, et al. KNGF Evidence statement Acuut knieletsel. Amersfoort: KNGF, 2015.
- 7 Bernstein NA. The co-ordination and regulation of movements. Pergamon Press, 1967.
- 8 Kügler PN, Kelso JS, Turvey MT. On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. Theoretical lines of convergence. *Tutorials in Motor Behavior* 1980;3:3-47.
- 9 Verheul M. Constraints on Coordination. Dissertation. Rijksuniversiteit Groningen. 2004.
- 10 Faisal AA, Selen LP, Wolpert DM. Noise in the nervous system. *Nat Rev Neurosci*. 2008;9(4):292-303.
- 11 Galen GP van, Doorn RRA van, Schomaker LRB. Effects of motor programming on the power spectral density function of finger and wrist movements. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 1990;16:755-65.
- 12 Duarte M, Zatsiorsky VM. Long-range correlations in human standing. *Phys Lett A*. 2001;283:124-8.
- 13 Harrison SJ, Stergiou N. Complex adaptive behavior and dexterous action. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci*. 2015;19:345-94.
- 14 Salmon L, Russell V, Musgrove T, et al. Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2005;21(8):948-57.
- 15 Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, et al. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clin J Sport Med*. 2012;22(2):116.

## www.physios.nl

### Relevante artikelen in het Physiosarchief

- ◆ Bosga J. In perspectief: het belang van de biomechanica voor bewegingssturing. *Physios* 2010;2(4):45-53.
- ◆ Hullegie W, Bosga J, et al. Oplossingsruimte, een nieuw fenomeen in fysiotherapie? *Physios* 2013;5(3):36-42.
- ◆ Hullegie W, Bosga J, et al. Oplossingsruimte als indicator voor de gezondheid van het bewegingsapparaat. *Physios* 2013;5(4):49-57.