

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/259871746>

Oplossingsruimte als Indicator voor de Gezondheid van het Bewegingsapparaat

Article · January 2014

CITATION

1

READS

233

5 authors, including:



Wim Hullegie

fysiogym

28 PUBLICATIONS 142 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Jurjen Bosga

Radboud University

30 PUBLICATIONS 248 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Eefje Roelofsen

Radboud University

6 PUBLICATIONS 62 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Robert Van Cingel

Sports Medical Center Papendal, Arnhem, The Netherlands

64 PUBLICATIONS 651 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



FP7 Marie Curie ITN - "NETT - Neural Engineering Transformative Technologies" [View project](#)



Handwriting [View project](#)

[motorisch leren]

Oplossingsruimte als Indicator voor de Gezondheid van het Bewegingsapparaat

Auteurs

Wim Hullegie¹, Jurjen Bosga², Eefje Roelofsen³, Robert van Cingel⁴ en Ruud Meulenbroek⁵

¹Dr. W. Hullegie, FysioGym Twente, Enschede;

Lector Musculoskeletale Revalidatie, Hogeschool van Arnhem en Nijmegen.

²Dr. J. Bosga, Eerstelijns fysiotherapie, Doorn; CEO SoapSynergy;

Fysiotherapeut en onderzoeker Kenniskring Lectoraat Musculoskeletale Revalidatie, Hogeschool van Arnhem en Nijmegen.

³MSc. E. Roelofsen, Kenniskring Musculoskeletale Revalidatie, Hogeschool van Arnhem en Nijmegen;

Docent HAN en onderzoeker Donders Institute for Brain, Cognition and Behaviour, Radboud University Nijmegen.

⁴Dr. R. van Cingel, Sportmedisch Centrum, Papendal Arnhem;

Lector Musculoskeletale Revalidatie, Hogeschool van Arnhem en Nijmegen.

⁵Prof. Dr. R. G. J. Meulenbroek, senior onderzoeker bij het Donders Institute for Brain, Cognition and Behaviour, Radboud University Nijmegen.

Correspondentie: E:w.hullegie@fysiogym.nl

Trefwoorden: biologisch herstel, restcapaciteit, oplossingsruimte, kinematica, miniatuursensoren, gezonde variabiliteit, kwalitatieve beschrijving activiteiten.

Samenvatting: In dit artikel wordt uitgebreid aandacht besteed aan een invulling van de concepten restcapaciteit en oplossingsruimte. Dit wordt gedaan aan de hand van een virtuele casus van een patiënt met een nieuwe knieprothese ten gevolge van een knie met Osteoartritis. De virtuele casus wordt gebruikt om aan te geven waarom het beschrijven van de kwaliteit van het looppatroon of beenbewegingen informatief kan zijn voor wijze waarop herstel processen bevorderd kunnen worden. Centraal in dit schrijven staat de relatie tussen de dimensies *Tijd* (adaptatie), *Vrijheidsgraden* (compensatie) en *Processen* (efficiëntie) en herstelprocessen, ofwel de oplossingsruimte als indicator van de gezondheid van het bewegingsapparaat. Afsluitend wordt een voorstel uitgewerkt voor een fysiotherapeutische interventie bij de virtuele casus waarin het specifieke deel van de oplossingsruimte dat nog benut kan worden als richtpunt voor ons therapeutisch handelen kan dienen.

1 Inleiding

Naast het hanteren van 'Functional Milestones' is het observeren, herkennen en beschrijven van de wijze waarop activiteiten worden uitgevoerd voor de fysiotherapeut van belang. Het kwalitatief beschrijven van relevante activiteiten geeft niet alleen aan dat er sprake is van herstel maar geeft ook aan hoe de fysiotherapeut herstel processen kan bevorderen. Bijvoorbeeld, een patiënt die de wachtkamer van de fysiotherapeut komt binnenstrompelen geeft met zijn gedrag aan dat er iets mis is. Het geoefende oog kan al bij binnenkomst vermoeden waar het bewegingsapparaat^a is aangedaan. Na verloop van tijd kan, door een verbetering van het getoonde looppatroon, het geoefende oog al waarnemen *dat* er sprake is van herstel. Maar *hoe* een kwalitatieve beschrijving van de activiteit informatief kan zijn voor wijze waarop herstel processen bevorderd kunnen worden is een buitengewoon belangwekkend onderwerp waaraan het abstract begrip "oplossingsruimte" een centrale rol is toebedeeld.

In het vorige nummer van Physios is besproken dat motoriek praktisch altijd gepaard gaat met de aanwezigheid van een 'oplossingsruimte', oftewel van meerdere wegen die naar Rome leiden. Gegeven een doel van bewegen is de oplossingsruimte een individueel bepaald potentieel aan bewegingsmogelijkheden.¹ In de huidige bijdrage wordt aan de hand van een virtuele casus van een patiënt met een nieuwe knieprothese (TKP) ten gevolge van een knie met Osteoarthritis (OA) het abstracte begrip oplossingsruimte toegelicht.

In het algemeen wordt in Nederland jaarlijks ongeveer 14.000 totale knieprotheses geplaatst. Een toenemend aantal patiënten verwacht naast pijnvermindering (55-98%) ook een verbetering van bijvoorbeeld ADL-activiteiten, lopen en vrijetijdsbesteding (96%). Patiënten na een TKP willen in toenemende mate deelnemen aan maatschappelijke activiteiten, waaronder sport. In de praktijk zien we dat sommige patiënten na een geslaagde plaatsing van de knieprothese postoperatief weer snel een normaal gangpatroon ontwikkelen, 1/3 van de patiënten hervatten zelfs weer een sport terwijl anderen veel moeite hebben om überhaupt de knie te belasten en op gang te komen. Om te begrijpen waarom deze verwachtingen niet worden ingelost is het belangrijk om de restcapaciteit - en in het verlengde hiervan de oplossingsruimte - van de patiënt goed in beeld te brengen.

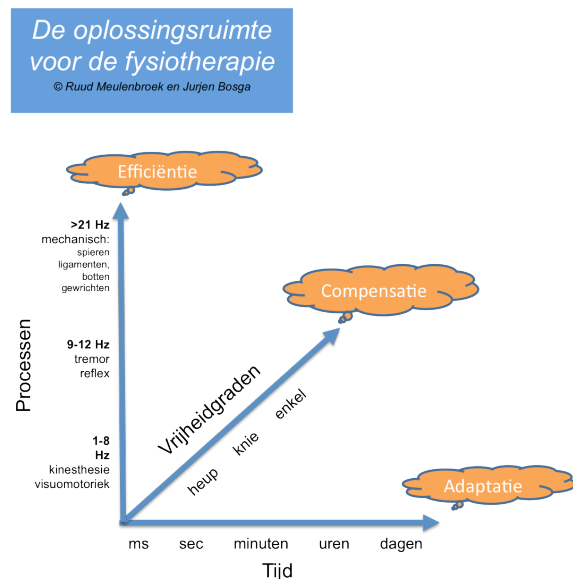
Met dit artikel willen we een kader schetsen die discussie faciliteert over een mogelijke bijdrage aan de fysiotherapie en fysiotherapie-opleiding vanuit een belangrijk theoretisch concept uit 'Human Motor Control', nl. Redundantiecontrole.² Het is niet onze bedoeling hier uitputtend alle elementen van zorgvuldig fysiotherapeutisch handelen te beschouwen.

^a Het bewegingsapparaat is het musculoskeletaal orgaansysteem waarmee de mens zich kan voortbewegen.

2 Restcapaciteit

Voor het vaststellen van de restcapaciteit richten wij ons niet op de beperkingen die de patiënt ondervindt als gevolg van de aandoening maar bepalen wij welke acties de patiënt nog wèl kan uitvoeren. Voorbeelden hiervan zijn het inspanningsbereik dat de patiënt nog vertoont, het fysieke activiteitsniveau dat hij nog aan de dag legt en de kwaliteit van leven die hij ervaart. Verder kan de restcapaciteit vastgesteld worden door te beschrijven op welke verschillende wijzen de patiënt de activiteiten kan uitvoeren. Hoe acties worden uitgevoerd is een belangrijke uitbreiding van het beschrijven van acties omdat wij daarmee wetenschappelijke inzichten in neuromotorische processen en controleprincipes rondom vrijheidsgraden in bewegingscontrole voor de fysiotherapie ontsluiten. Inzicht in deze controleprocessen geeft de fysiotherapeut toegang tot de onderliggende mechanismes die bewegingen aansturen, oftewel welk specifiek deel van de oplossingsruimte wordt gebruikt en welk specifiek deel nog geëxploiteerd kan worden. Het specifieke deel van de oplossingsruimte dat nog benut kan worden vormt dan een richtpunt voor ons therapeutisch handelen om de restcapaciteit te optimaliseren of vergroten.

3 Oplossingsruimte



Figuur 1. Grafische weergave van de drie dimensies (Tijd, Vrijheidsgraden en Processen) van de oplossingsruimte met de bijbehorende eenheden en theoretische concepten (adaptatie, compensatie en efficiëntie).

In het vorige artikel zijn drie dimensies gedefinieerd die de oplossingsruimte omspannen: *Tijd*, *Vrijheidsgraden* en *Processen* (zie figuur 1).¹

De eerste dimensie omvat *Tijd* en is gerelateerd aan adaptatie en spontaan herstel. Een belangrijke indicatie om over te gaan tot een operatie is de aanwezigheid van pijn bij belasten en nachtelijke pijnen die overigens na de operatie vaak tot volle tevredenheid van de patiënt zijn verdwenen.

Onder de noemer “De tijd en natuur heelt alle wonden” wordt stilzwijgend een verbond gesloten met onze grote vriend *natuurlijk herstel* dat indicatief is voor een gezond biologisch systeem. Postoperatief krijgt de patiënt van de orthopedisch chirurg te horen dat de prothese in technisch opzicht perfect geplaatst is en dat de patiënt goed moet oefenen en minimaal 1 jaar de tijd moet nemen om het uiteindelijke resultaat te kunnen beoordelen. Functioneel gezien is een grote groep patiënten na 1 jaar tevreden over het resultaat van de operatie.

Postoperatief krijgt de patiënt van de orthopedisch chirurg te horen dat de prothese in technisch opzicht perfect geplaatst is en dat de patiënt goed moet oefenen en minimaal 1 jaar de tijd moet nemen om het uiteindelijke resultaat te kunnen beoordelen. Functioneel gezien is een grote groep patiënten na 1 jaar tevreden over het resultaat van de operatie. De tijdsdimensie heeft alles te maken met regeneratieve biologische herstelmechanismen. Biomechanische processen worden al uitvoerig in de fysiotherapie bestudeerd. Er is de eerste maanden na de operatie veel aandacht voor bindweefselherstel en wondgenezing. Behandelprotocollen worden vaak gebaseerd op de fasen van weefselherstel. Helaas zijn er ook patiënten die stagneren in hun natuurlijk herstel. Naast processen op lange termijn zijn ook herstel bevorderende processen op middellange en korte termijn cruciale elementen van de oplossingsruimte in de fysiotherapie. Denk aan het leervermogen van de patiënt: welk vermogen legt de patiënt aan de dag om bewegingspatronen te veranderen of nog nieuwe bewegingspatronen aan te leren? En op korte termijn: na een verstoring (perturbatie) tijdens het uitvoeren van een evenwichtsoefening, is hij dan nog in staat het dreigende verlies aan evenwicht te compenseren?

De tweede dimensie van de oplossingsruimte is die van de *Vrijheidsgraden* van het neuromotorisch systeem^b. Deze dimensie is gerelateerd aan compensatie. Als gevolg van een zich ontwikkelende knie OA zal er een diversiteit aan alternatieve bewegingspatronen voor de patiënt in beeld komen om voor een veranderende biomechanica van de knie te compenseren. Dit komt omdat wisselende combinaties van de componenten van het bewegingsapparaat zoals gewrichten, spieren, fascies, botten, ligamenten en ledematen ingezet worden voor het bereiken van een bewegingsdoel. Het wisselend samenstellen van componenten vraagt om een flexibele organisatiestructuur van het neuromotorisch systeem met voldoende variatie in beschikbare bewegingspatronen. Dat wil zeggen, een gezond bewegingsapparaat wordt gekenmerkt door voldoende variatie in beschikbare bewegingspatronen.³

De derde dimensie van de oplossingsruimte wordt gevormd door *Processen*. Deze dimensie is gerelateerd aan controle, bewaking of efficiëntie van de informatieverwerkingsprocessen die

^b Het systeem dat voor de aansturing voor het bewegingsapparaat zorgt.

betrokken zijn bij het uitvoeren van acties. Bewegingen kunnen aangestuurd worden door verschillende soorten controleprocessen zoals snelle op proprioceptie gebaseerde processen, enigszins tragere visuele controleprocessen, en nog tragere, cognitieve bewakingsmechanismen. Een aandoening van het bewegingsapparaat kan een overmatige, door visuele informatie gestuurde zelfbewaking van goed ontwikkelde vaardigheden veroorzaken. Deze overmatig gestuurde zelfbewaking kan de ontwikkeling van snelle adaptieve processen en compensatie strategieën belemmeren. Daarom zijn bewegingen van het bewegingsapparaat die door spontane, snelle en geautomatiseerde controleprocessen met veel zelfvertrouwen ingezet en afgerond worden tekenend voor een gezond bewegingsapparaat. Hoe snel kan de patiënt het accent verschuiven tussen verschillende typen controleprocessen? Als we hem afleiden terwijl hij overmatig visueel controle uitvoert over zijn bewegingen, ontstaat dan een automatisch bewegingspatroon?

De drie dimensies omspannen samen een belangrijk deel van de dynamiek van complex biologische systemen en zijn indicatief voor een gezond bewegingsapparaat. Daarom zijn de dimensie *Tijd* (adaptatie), *Vrijheidsgraden* (compensatie) en *Processen* (efficiëntie) indicatoren voor de herstel mogelijkheden van de patiënt. Van de fysiotherapeut wordt verwacht de dynamiek van een complexe biologisch systeem in relatie tot herstelprocessen c.q. gezondheid te herkennen.

Voor een fysiotherapeut is het klinisch belangrijk om bekend te zijn met de voorgeschiedenis van de patiënt voor de knie vervanging. Beide, zowel de neerslag van de knie OA op het gangbeeld als de chirurgische ingreep van een TKP zijn van invloed op het herstelproces. In de volgende twee paragrafen wordt aan de hand van een zich ontwikkelde knie OA, eerst de restcapaciteit besproken en vervolgens invulling aan het concept oplossingsruimte gegeven.

4 Restcapaciteit knie OA

De restcapaciteit van de patiënt met een zich ontwikkelende knie OA kan zowel vanuit een functie- als activiteitsniveau worden beschreven. De bewegingsmogelijkheden die de patiënt actief, geleid actief of passief laat zien, *zonder* verschijnselen zoals pijn, stijfheid, en een gevoel van instabiliteit van de aangedane knie, kunnen als leidraad gebruikt worden voor het beschrijven vanuit het functieniveau.

4.1 Functieniveau

- Pijnvermijding

Weefselbeschadiging van subchondrale botstructuren en het kniekapsel kunnen verantwoordelijk zijn voor nociceptieve stimuli. Deze pijnprikkels kunnen de reden zijn dat het lopen pijn veroorzaakt

dat door centrale pijnsensitisatie gemoduleerd wordt. Als iemand zich in bochten wringt om tijdens het lopen pijn te vermijden, toont hij tenminste de motivatie en het vermogen zijn bewegingsrepertoire te benutten om een bewegingsdoel (voortbewegen) te bereiken. Dit afraden omdat het bewegingspatroon niet optimaal is, werkt averechts voor herstel. Zolang het alternatieve bewegingspatroon zelf geen onherstelbare schade teweeg brengt, dient een patiënt gestimuleerd te worden bij het zoeken naar bewegingsalternatieven die - ook omdat ze tot een verhoogd activiteitsniveau leiden - herstel bevorderen.

- Stijfheid

Tijdens het lopen kunnen kniebewegingen genuanceerd worden aangestuurd door relevante spiergroepen tegen een achtergrond van een globaal cocontractiepatroon van irrelevante agonistische en antagonistische spiergroepen. Een bewegingsstrategie die tijdens het lopen uit een verhoogde cocontractie bestaat en een beperking van kniebewegingen veroorzaakt wordt aangeduid als een "stijfheidsstrategie". Sneller lopen verhoogt normaliter de cocontractie van irrelevante spiergroepen. Tijdens zelfgekozen loopsnelheden vertonen personen met een knie OA een strategie van een hogere cocontractie van spiergroepen dan mensen zonder een knie OA.⁴ De hoogte van de cocontractie correleert niet altijd met de ernst van de OA en de beperkingen van kniebewegingen kunnen door een cocontractiestrategie met een contributie van diverse spiergroepen worden veroorzaakt.^{5,6} M.b.t. deze factor is het van belang na te gaan of een patiënt in staat is de mate van cocontractie flexibel aan te passen aan veranderende taakeisen.

- Bewegelijkheid

De bewegingsuitslag in de flexie/extensie bewegingsrichtingen van de knie tijdens het lopen zijn verminderd terwijl de adductie bij het belasten van de knie vergroot is bij mensen met een knie OA. Kan de patiënt de bewegingsuitslag van de knie op verzoek voldoende moduleren? De mate waarin hij dit kan weerspiegelt capaciteit die voor herstel is in te zetten .

- Instabiliteit

Personen die lijden aan een knie OA geven aan dat de knie instabiel aanvoelt. Deze zelf-gerapporteerde instabiliteit wordt ingegeven door het gevoel van verplaatsing in de knie, knikken van de knie of dat de knie je niet kan houden. Het gevoel van instabiliteit wordt niet geassocieerd met te veel speelruimte in het gewricht, een afwijkende varus stand van de knie of zwakte van de quadriceps femoris spier.⁷

In het algemeen is het van belang te weten of de patiënt openstaat voor realistische verklaringen voor zijn symptomen want dit draagt mogelijk bij aan zijn herstel. Bijvoorbeeld, angst veroorzakende meningen of percepties over ervaren bewegingsbeperkingen kunnen immers rigiditeit in hand werken waardoor nieuwe bewegingsopties amper meer verkend zullen worden.

4.2 Activiteitsniveau: Kwalitatief

Opvallend is dat ouderen zonder een knie OA toch een normale kniefunctie kunnen behouden ondanks een afname in spierkracht van de quadriceps femoris. Blijkbaar heeft de ouder wordende mens zijn looppatroon aangepast aan een geleidelijke afname in vermogen om kracht te kunnen genereren. De kenmerkende bewegingspatronen tijdens het lopen die wij bij ouderen met een knie OA kunnen waarnemen is daarom meer toe te schrijven aan een aangepaste controlestrategie dat door constraints wordt afgedwongen dan die van een afname in kracht in relevante spiergroepen.⁸

Kenmerkende verschijnselen zijn onder andere dat het looppatroon van ouderen met een knie OA vaak een opvallend asymmetrie vertoont en dat het bewegingspatroon van het aangedane been dikwijls gekenmerkt wordt door een zekere mate van rigiditeit, stijfheid of starheid. Verder valt menigmaal op dat de bewegingen van het aangedane been enigszins trager, minder vloeiend en met minder zelfvertrouwen wordt ingezet en afgerond waarvan de bewegingsgrenzen scherper worden bewaakt door relatief trage cognitieve bewakingsmechanismen.

4.3 Activiteitsniveau: Kwantitatief

Elk item van voorgaande kwalitatief beschrijven van acties kan met behulp van een psychometrisch meetinstrument worden gekwantificeerd. Bijvoorbeeld, de mate van asymmetrie van het looppatroon of de mate waarin beenbewegingen rigide, traag of vloeiend worden uitgevoerd of de mate waarin bewegingen visueel gecontroleerd worden kunnen op een Borgschaal of Visueel Analoge-schaal (VAS) gescoord worden. Op deze wijze kunnen gedragsobservaties op een eenvoudige wijze worden gekwantificeerd. Echter, er wordt in toenemende mate gebruik gemaakt van betaalbare bewegingsmeetsystemen op basis van miniatuursensoren om bewegingen te registreren. De verkregen kinematische registraties kunnen geanalyseerd worden om karakteristieken van de *dynamiek* van bewegingen wiskundig te determineren. Tegenwoordig zijn er verschillende software applicaties voor bewegingsanalyse beschikbaar die afgestemd zijn op de fysiotherapeutische gebruikers. Hieronder beschrijven wij een selectie uit een arsenaal aan kinematische analyses.

- Vloeiendheid

De vloeiendheid van looppatronen of beenbewegingen kan met de mean-squared jerk functie worden gekwantificeerd.⁹ Deze functie is indicatief voor hoe efficiënt bewogen wordt.

- Coördinatie

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. Voor het lopen kan coördinatie macroscopisch worden beschreven in termen van de ordening van het ene been in relatie tot het andere been, het bovenbeen in relatie tot het onderbeen of voet of onderdelen van het been ten opzichte van de omgeving of gebeurtenissen. Coördinatie kan gekwantificeerd worden met relatieve-fase berekeningen ($M\phi$) of correlaties (r) tussen de verschillende bewegingssegmenten van de onderste extremiteiten. Lopen wordt gekenmerkt doordat de benen met een 180° relatieve fase bewegen, het zgn. uit-fase bewegen. Dit sterk asynchroon gekoppeld bewegingspaar levert bij de correlatie functie dan een waarde van -1 op. Bij 'zaklopen' bewegen de benen met een 0° relatieve fase – ze bewegen in-fase – omdat ze tegelijkertijd meedoen aan de sprongbewegingen. De correlatie voor dit sterk synchroon gekoppeld bewegingspaar bedraagt dan $+1$. De variabiliteit (of instabiliteit) van de coördinatie kan met de standaard deviatie van de relatieve fase functie wordt weergegeven ($SD\phi$).¹⁰ Een relatief kleine $SD\phi$ betekent dat de coördinatie relatief weinig varieert ofwel stabiel is.

- Variabiliteit

In het vorige artikel is betoogd dat het genereren of reproduceren van bewegingen een variabel proces is en dat elke beweging uniek is (uniciteitsprincipe).¹ De intrinsieke variabiliteit van een beweging stamt af van hoogfrequente processen op verschillende niveaus van het systeem.¹¹

Entropie is een maat voor de heersende (wan)orde in een systeem. De (on)voorspelbaarheid van de fluctuaties van bewegingen kan met de Sample Entropy functie (SEn) worden gekwantificeerd.^{12,13}

Een sterk regelmatig verlopend looppatroon of rigide, starre beenbewegingen leveren allemaal kleine SEn waarden (nadert 0) terwijl looppatronen of beenbewegingen die grote onregelmatigheden vertonen grote SEn waarden opleveren (nadert +2). Wij nemen aan dat flexibiliteit van het neuromotorisch systeem door een SEn waarde tussen de 0.3 – 1.0 wordt weerspiegeld. Onder flexibiliteit wordt verstaan de eigenschap van het neuromotorisch systeem om onder wisselende omstandigheden op een slimme en snelle manier adaptieve of creatieve keuzes te maken om een bewegingstaak succesvol uit te voeren.¹⁴

Kinematische signalen kunnen met de Fouriertransformatie worden omgerekend naar het frequentiedomein (periodiciteit in Hz). De representatie van een signaal in het frequentiedomein

geeft aan in welke mate een bepaalde frequentie voorkomt in het signaal en met welke fase. Met de Power Spectral Density functie (PSD) kan de dichtheid (density) en daarmee de kracht (power) van de periodiciteiten van de intrinsieke variabiliteit van beweging worden geïdentificeerd die geassocieerd worden met bepaalde neuromotorische controleprocessen.¹⁵ Deze functie geeft inzicht in verschillende soorten controleprocessen zoals de hele snelle myotatische reflex activiteit of de oscillerende interactie van de spierspoeltjes met de α -motorneuronen, enigszins tragere visuele controleprocessen, en hele trage cognitieve bewakingsmechanismen waarmee bewegingen van bijvoorbeeld de onderste extremiteiten aangestuurd kunnen worden.

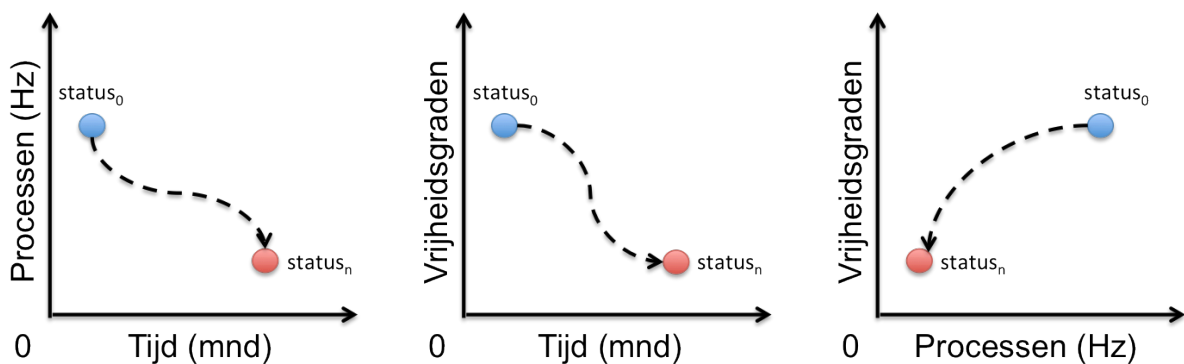
Een specifieke index van de PSD analyse die recent steeds meer onderzocht wordt is de hellingshoek (Slope) functie, d.w.z. de functie die aangeeft hoe sterk alle verschillende frequenties van de controleprocessen bijdragen aan een bepaald bewegingspatroon. Als de Slope = 0, dan zijn laag- en hoogfrequente controleprocessen even sterk vertegenwoordigd in de bewegingen. Een Slope < 0 weerspiegelt een systematische demping van hogere frequenties, c.q. relatieve afname van snelle adaptieve processen (b.v. fysiologische tremor, myotatische of gekruiste reflexen). Dus, hoe sterker negatief de waarde van de Slope is des te sterker de relatief tragere controleprocessen (b.v. visuomotor feedback) in de beweging vertegenwoordigd zijn.¹⁶

Met de zojuist beschreven functies kan het kwalitatief beschrijven van acties worden gekwantificeerd. In onderstaand voorbeeld wordt het niet aangedane been als referentiekader gebruikt. Bijvoorbeeld, het looppatroon van ouderen met een knie OA is vaak opvallend asymmetrisch ($M\phi \neq 180^\circ$, of $r > -1$), en het bewegingspatroon van het aangedane been wordt dikwijls gekenmerkt door een zekere mate van rigiditeit, stijfheid of starheid (lagere SEn). Verder valt op dat de bewegingen van het aangedane been enigszins trager (PSD: lagere bewegingsfrequentie), minder vloeiend (hogere mean-squared jerk) en met minder zelfvertrouwen wordt ingezet en afgerond (lagere Slope) waarvan de bewegingsgrenzen scherper worden bewaakt (lagere SD ϕ waarden en r nadert +1 of -1) door relatief trage cognitieve bewakingsmechanismen (lagere Slope waarden).

Resumerend heeft de fysiotherapie drie manieren om het loopbeeld en de relevante beenbewegingen op activiteitsniveau te beschrijven. 1) Subjectief kwalitatief: beschrijven van de waarnemingen; 2) Subjectief kwantitatief: de relevante items van de waarnemingen met een psychometrisch meetinstrument kwantificeren; 3) Objectief kwantitatief: met bewegingsmeetsystemen de *dynamiek* van relevante bewegingen wiskundig kwantificeren.

5 Oplossingsruimte: vóór knie vervanging

In het verloop van een zich ontwikkelende knie OA (van status₀ naar status_n) laat het linker paneel van figuur 2 zien dat de snelle adaptieve controleprocessen van de bewegingspatronen van het aangedane been in de dimensie *Tijd* worden gedempt. Dit betekent dat het aangedane been in toenemende mate gecontroleerd wordt door relatief tragere cognitieve bewakingsmechanismen (dimensie *Processen*). Verder wordt in het midden paneel van figuur 2 weergegeven dat het aantal vrijheidsgraden in de dimensie *Tijd* relatief afneemt hetgeen ten kosten gaat van de flexibiliteit van het neuromotorisch systeem (dimensie *Vrijheidsgraden*). Het rechter paneel laat zien dat een zich ontwikkelende knie OA het bewegingspatroon van het aangedane been in toenemende mate rigide, stijf of star wordt bewogen (dimensie *Vrijheidsgraden*) waarin de bewegingen steeds meer worden bewaakt door relatief tragere bewakingsmechanismen (dimensie *Processen*).



Figuur 2: Bovenstaande panelen geven de dynamiek paarsgewijs weer tussen de drie dimensies (Processen, Vrijheidsgraden en Tijd) van de oplossingsruimte van een zich ontwikkelende knie OA (in maanden). Tussen status₀ (blauw; begin knie OA) en status_n (rood; vóór knie vervanging) is met een stippellijn een traject getekend dat de dynamiek van een zich ontwikkelende knie OA kan weergeven.

Vanuit een kwantitatieve beschrijving van acties noteren wij in de loop van de tijd een afname van de Slope (toename demping hoogfrequente controleprocessen) een toename van de $SD\phi$ en r (scherpere bewaking van de bewegingsgrenzen), afname van de SEn (toename rigiditeit) en een toename van de mean-squared jerk (afname vloeiendheid en efficiëntie).

Samengevat laat de oplossingsruimte voorafgaand aan de knie vervanging tegelijkertijd een afbraak in de dimensie *Tijd*, een afname van de variabiliteit in de dimensie *Vrijheidsgraden* en een demping van snelle adaptieve controleprocessen in de dimensie *Processen* zien. Deze drie indicatoren geven aan dat de gezondheid van het aangedane ledemaat afneemt bij een zich ontwikkelende knie OA.

Op de dimensie *Tijd* van de oplossingsruimte is het van groot belang 'Bad Habits' te vermijden omdat deze het herstel op lange termijn bemoeilijken. Daarom is het richtpunt voor ons therapeutisch handelen om de variabiliteit in de dimensie *Vrijheidsgraden* en om de snelle adaptieve controleprocessen in de dimensie *Processen* te behouden.

6 Knievervanging: de biologische veranderingen

Het plaatsen van een TKP leidt onder andere tot verlies van de voorste kruisband, menisci, en soms de achterste kruisband. Gegeven het feit dat tussen de 1% en 2% van het volume van de voorste en achterste kruisbanden uit mechanoreceptoren bestaan, betekent dit verlies, een afname van afferente informatie die gebruikt wordt voor snelle adaptieve neuromotorische controleprocessen.

Afgezien van het ongemak als gevolg van de chirurgische ingreep, is na plaatsing van een knieprothese de pijn vaak verdwenen of in ieder geval veel minder geworden. Verwacht mag worden dat de bewegingsuitslag in de flexie/exensie bewegingsrichtingen van de knie tijdens het lopen, de adductie bij het belasten van de knie en het gevoel van instabiliteit zich in de tijd normaliseren. De geopereerde knie mag gewoonlijk binnen 24 uur na de operatie volledig worden belast. Niets staat een natuurlijk herstel van de gezondheid van de aangedane ledemaat meer in de weg.

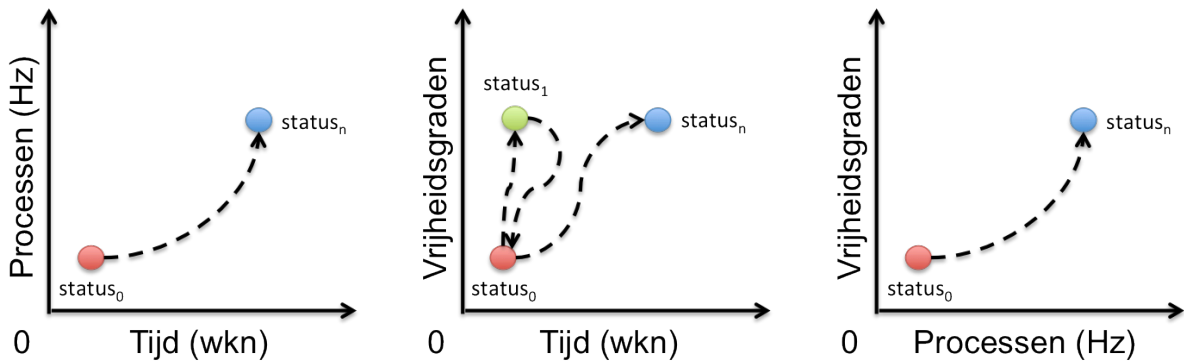
7 Restcapaciteit: na knievervanging

Opvallend is dat patiënten na een knievervanging terughoudend zijn om direct na de operatie, zonder een ondersteunend hulpmiddel, te gaan staan en vervolgens te gaan lopen. Het looppatroon van patiënten met een knie OA is vaak nog asymmetrisch en het aangedane been wordt dikwijls nog rigide, stijfjes, trager, minder vloeiend en met minder zelfvertrouwen ingezet en afgerond waarvan de bewegingsgrenzen scherp onder visuele controle worden bewaakt. De bewegingen van het geopereerde been staan in schrill contrast met bewegingen met die van het niet geopereerde been.

8 Oplossingsruimte: na knievervanging

Geredeneerd vanuit de oplossingsruimte is het begrijpelijk dat patiënten terughoudend zijn om direct na een knievervanging, zonder een ondersteunend hulpmiddel, in de dimensie *Tijd* te gaan staan en vervolgens te gaan lopen. Omdat een deel van de mechanische vrijheidsgraden van het kniegewricht als gevolg van de osteoartritis was 'bevroren' en door de knievervanging plotseling is vrijgemaakt (dimensie *Vrijheidsgraden*; zie status₀ in figuur 3 middelste paneel), moeten de vrijgekomen vrijheidsgraden weer worden georganiseerd.

Echter, mede door de afname van afferente informatie die gebruikt worden voor snelle adaptieve neuromotorische controleprocessen, valt de patiënt terug op het gebruik van relatief tragere bewakingsmechanismen (dimensie *Processen*; zie status₀ in figuur 3 linker paneel).



Figuur 3: Bovenstaande panelen geven de dynamiek paarsgewijs weer tussen de drie dimensies (Processen, Vrijheidsgraden en Tijd) van de oplossingsruimte na een knie vervanging (in weken). Tussen $status_0$ (rood; na knie vervanging), $status_1$ (groen) en $status_n$ (blauw; hersteld) is met een stippellijn een traject getekend dat de dynamiek van een herstel na een knie vervanging kan weergeven.

Door een “stijfheids strategie” van het aangedane been in de dimensie *Tijd* te adopteren, kan een deel van de vrijheidsgraden van het kniegewricht worden geëlimineerd (dimensie *Vrijheidsgraden*; zie $status_1$ in figuur 3, middelste paneel), waardoor de knie in ieder geval gecontroleerd kan worden bewogen (dimensie *Processen*).

Het zou wenselijk zijn observaties van de looppatroon en beenbewegingen die vóór het begin van de knie OA dateren als referentiekaders in te zetten. Een alternatief is om het niet aangedane been als referentiekader te gebruiken.

Door gebruik te maken van beschikbare referentiekaders laat de $status_n$ in figuur 3 rechter paneel zien welk specifiek deel van de oplossingsruimte nog geëxploiteerd kan worden voor een herstel van het looppatroon en beenbewegingen om de gezondheid van het aangedane bewegingsapparaat te bevorderen.

9 Fysiotherapie na een knie vervanging

9.1 Functional Milestones

Traditioneel volgt na een knie vervanging een fysiotherapeutische benadering die veelal gebaseerd is op medisch-fysiologische richtlijnen. De fysiotherapeut richt zich op de verbetering van de bewegelijkheid van de knie, op spierversterkende oefeningen of krachttraining om de kracht in beide benen te vergroten, op vergroten van de loopafstand, op faciliteren van de balans in staande positie en tijdens transfers, en op bewaking van voorzorgsmaatregelen om ontwrichting van de knie te voorkomen. Postoperatief wordt er in het ziekenhuis gekeken naar de functionele mijlpalen. Dergelijke mijlpalen zijn activiteiten die een patiënt minimaal moet beheersen om zelfstandig te kunnen functioneren zonder hulp van derden. Pijn staat niet centraal in het ontslag- en

revalidatiebeleid, maar wel het kunnen uitvoeren van activiteiten. Maar, kunnen wij tevreden zijn met een resultaat waarin de patiënt zijn 'Functional Milestones' bereikt op een wijze waarin acties *niet* met veel zelfvertrouwen ingezet en afgerond worden? Waarin overmatig, visuele sturing *niet* heeft plaatsgemaakt voor automatische op proprioceptie gebaseerde controleprocessen? Waarbij de focus van zijn aandacht nog op het eigen lichaam is gericht in plaats van een gerichtheid op de omgeving? Waarin bij de patiënt onvoldoende capaciteit is vrijgekomen om flexibel op de omgeving te kunnen reageren om tegen een stootje kunnen? Nee, de auteurs kunnen zich niet vinden in deze smalle visie op bewegingsherstel. Fysiotherapeuten hebben een geweldige gereedschapskist (oefenen, mobilisatie, massagetechnieken en fysische technieken) om mensen uit te dagen weer vol en vrijmoedig aan het leven te laten deelnemen. Onderstaand volgt een voorbeeld van een mogelijk verloop van een behandeling als antwoord op de kritische vragen die net zijn gesteld. Wij gebruiken het specifieke deel van de oplossingsruimte dat nog benut kan worden als richtpunt voor ons therapeutisch handelen.

9.2 Exploitatie van de oplossingsruimte

Het afraden van een "stijfheidsstrategie" omdat het bewegingspatroon niet optimaal is, werkt averechts voor herstel. Het is zeker aan te raden na te gaan of de patiënt in staat is om de "stijfheidsstrategie" flexibel aan veranderende taakeisen aan te passen. De mate waarin hij dit kan weerspiegelt capaciteit die in te zetten is bij herstel. De patiënt dient gestimuleerd te worden bij het zoeken naar bewegingsalternatieven om het herstel te bevorderen.

Met behulp van een harnas of trapezevest kan gebruik gemaakt worden van een schommelbord om bewegingen van de knie in een vrije oefenvorm uit te voeren. Hiermee kunnen de vrijheidsgraden geleidelijk en gecontroleerd in het motorisch systeem worden geherintroduceerd om in grotere coördinatiestructuren opgenomen te worden. De schommelbewegingen zorgen er ook voor dat er vertrouwen ontstaat om de geopereerde knie te belasten. Hierna kunnen de uitslag- en frequentie combinaties worden opgelegd en gevarieerd, met als doel de motorische prestaties te verhogen. Naast het faciliteren en verstoren van de balans in staande positie en de transfers naar verschillende houdingen zal de loopafstand vergroot moeten worden, waarbij de knie tijdens de stand- en zwaafase een andere taak is toebedeeld. Hierbij kunnen perturbaties, die tijdens de stand- en zwaafase worden toegepast, de patiënt dwingen het dreigende verlies aan evenwicht snel te compenseren. Deze maatregel faciliteert de ontwikkeling van snelle, adaptieve processen. Via slinger- en zwaai oefeningen met de benen kan de patiënt de massatraagheid van zijn ledematen weer leren te exploiteren voor een efficiënt looppatroon. Langzaam lopen faciliteert een doelbewust gecontroleerd bewegingspatroon. Wanneer echter hogere loopsnelheden geëist worden, zal de

patiënt gedwongen worden om te leren profiteren van de biofysische eigenschappen van zijn motorisch systeem, waardoor een meer symmetrisch, efficiënt, flexibel, betrouwbaar en krachtig looppatroon kan worden uitgelokt.¹⁷

10 Tot slot

In het algemeen houdt de fysiotherapie zich bezig met een aantal aandachtsgebieden waarbinnen zij haar zorg verleent. Voorbeelden hiervan omvatten o.a. het gebied van de inspanning, het fysieke activiteitsniveau en de kwaliteit van leven. In dit artikel breken wij een lans voor het belang van de bewegingsvariabiliteit als aandachtsgebied. Immers, een gezond bewegingsapparaat wordt ook gekenmerkt door voldoende variatie in beschikbare bewegingspatronen. Dit betekent dat de fysiotherapeut altijd moet nagaan of het verhogen van het inspanningsniveau of van het fysieke activiteitsniveau niet ten koste gaat van een gezonde bewegingsvariabiliteit van het systeem.

Referenties

1. Hulleger, et al. (2013). Oplossingsruimte: Een nieuw fenomeen in fysiotherapie?. *Physios*, 2013 nr.3
2. Bernstein NA. (1996). On dexterity and its development. In M. Latash & M. T. Turvey (Eds.), *Dexterity and its development* (pp. 3–244). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum.
3. Georgoulis, D., Moraiti, C., Ristanis, S., & Stergiou, N. (2006). A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of approximate entropy. *orthopaedics J. Clin. Monit. Comput*, 20, 11–8.
4. Zeni Jr, J. A., & Higginson, J. S. (2009a). Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 366-371
5. Zeni, J. A., Rudolph, K., & Higginson, J. S. (2010). Alterations in quadriceps and hamstrings coordination in persons with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 148-154
6. Rudolph, K. S., Schmitt, L. C., & Lewek, M. D. (2007). Age-related changes in strength, joint laxity, and walking patterns: are they related to knee osteoarthritis?. *Physical therapy*, 87(11), 1422-1432.
7. Fitzgerald, G. K., Piva, S. R., & Irrgang, J. J. (2004). Reports of joint instability in knee osteoarthritis: its prevalence and relationship to physical function. *Arthritis Care & Research*, 51(6), 941-946.
8. Zeni Jr, J. A., & Higginson, J. S. (2009b). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed?. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 372-378
9. Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5, 1688-1703.
10. Bosga, J., Meulenbroek, R.G.J., & Swinnen, S.P. (2003). Stability of inter-joint coordination during circle drawing: Effects of shoulder-joint articular properties. *Human Movement Science*, 22(3), 297-32011.

11. Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection?. *Human movement science*, 30(5), 869-888.
12. Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88, 2297–2301.
13. Pincus, S. M. (2000). Irregularity and asynchrony in biologic network signals. *Methods in Enzymology*, 321, 149–182.
14. Bosga, J., & Meulenbroek, R.G.J. (2009). De betekenis van de flexibiliteit van het neuromotorisch systeem voor de fysiotherapie. *Neuropraxis*, 3, 61-65.
15. Van Galen, G.P., Van Doorn, R.R.A., & Schomaker, L.R.B. (1990). Effects of motor programming on the power spectral density function of finger and wrist movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16, 755-765.
16. Diniz, A., Wijnants, M. L., Torre, K., Barreiros, J., Crato, N., Bosman, A. M. T., Hasselman, F., Cox, R. F. A., Van Orden, G., & Delignières, D. (2011). Contemporary theories of 1/f noise in motor control. *Human Movement Science*, 30, 889-905.
17. Bosga J. In perspectief: het belang van de biomechanica voor bewegingssturing. *Physios* 2010;2(4): 45-53.