

**Auteur(s): D. Kistemaker**

**Titel: Over de rol van spiereigenschappen in houdingscontrole en bewegingssturing**

**Jaargang: 25**

**Jaartal: 2007**

**Nummer: 6**

**Oorspronkelijke paginanummers: 270 - 278**

Deze online uitgave mag, onder duidelijke bronvermelding, vrij gebruikt worden voor (para-) medische, informatieve en educatieve doeleinden en ander niet-commercieel gebruik.

Zonder kosten te downloaden van: [www.versus.nl](http://www.versus.nl)

# OVER DE ROL VAN SPIEREIGENSCHAPPEN IN HOUDINGSCONTROLE EN BEWEGINGSSTURING

Dr. Dinant Kistemaker

*Dinant Kistemaker, Bewegingstechnoloog en Bewegingswetenschapper,  
Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit, Amsterdam*

## Inleiding

**M**et een bewegingsapparaat bestaande uit ongeveer 200 botten, 100 gewrichten en 650 spieren kan het geen verassing zijn dat een groot gedeelte van het centraal zenuwstelsel (CZS) zich bezighoudt met de coördinatie daarvan. Via allerlei zenuwbanen activeert het CZS spieren die vervolgens krachten gaan leveren. Echter, de kracht (cq. het moment) die een spier levert, hangt niet alleen af van zijn activatie, maar ook van allerlei andere processen. Een aantal daarvan worden hieronder weergegeven:

Spiergeometrie	Spiervezeltype
Pennatie	Peeslengte
Spierbuiklengte	Momentsarm
Mono-articulair, Bi-articulair	Motor neuron pool
Size principle	Rate coding
Actievatiedynamica	Actievatie afhankelijke Ca <sup>2+</sup> influx
Spierlengte afhankelijke Ca <sup>2+</sup> gevoeligheid	Contractiedynamica
Kracht-lengte relatie	Kracht-snelheid relatie
Short-range stiffness	Potentiatie
Sensoren	Spierlengte sensoren
Contractiesnelheid sensoren	Peeslengte sensoren
Etc...	

Op de één of andere manier moet het CZS rekening houden met al deze eigenschappen. Daarbij komt dat de meeste van deze eigenschappen op hun beurt ook weer van allerlei onderliggende processen afhangen. Dus:

*Spiereigenschappen maken het sturen van positie en bewegingen moeilijker.*

Aan de andere kant, alhoewel het voor ons moeilijk is om te begrijpen hoe het CZS met deze spiereigenschappen weet om te gaan, wil dat uiteraard niet zeggen dat het ook daadwerkelijk moeilijk is. Bovendien zijn spieren, net zoals het CZS zelf, het product van evolutie en dus onderhevig aan mutatie en selectie. Het lijkt dus niet gek om te veronderstellen dat:

*Spiereigenschappen het controleren van positie en bewegingen eenvoudiger maken.*

Het zal u als Versus lezer hoogstwaarschijnlijk niet verbazen dat in dit artikel wordt geprobeerd u ervan te overtuigen dat de tweede hypothese waarschijnlijker is. Aan bod komen de volgende onderwerpen:

Waarom modelleren?

- Het vervaardigen en optimaliseren van een spierskeletmodel.
- Kracht en coördinatie.
- Wat is er voordelig aan de kracht-lengte-snelheid relatie?
- Tijdens houdingsregulatie?
- Tijdens het maken van een explosieve beweging?
- Bewegingssturing gebaseerd op spiereigenschappen.

## Waarom modelleren?

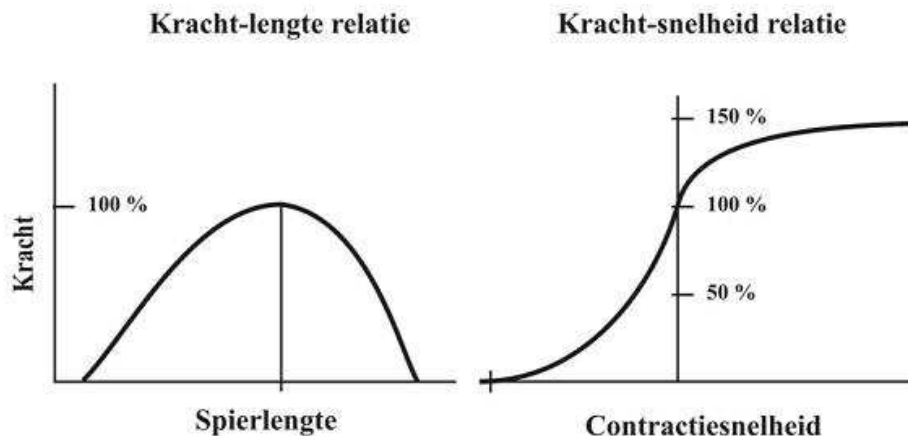
Veel van de bevindingen die in dit artikel worden besproken zijn gebaseerd op modellen van het spierskeletstelsel. Waarom modellen en waarom niet 'gewoon' experimenten doen, zult u denken. Welnu,

stel u heeft de volgende vraag: kun je hoger springen als de hamstrings niet één biarticulaire spier zou zijn geweest, maar twee afzonderlijke monoarticulaire spieren (b.v. een monoarticulaire heupstrekker en een monoarticulaire kniebuiger)? Het liefst zou je een dergelijke vraag experimenteel beantwoorden. Maar ja, een experiment zou er dan ongeveer zo uit moeten zien: 1) we nemen een top volleybal-speler en meten de maximale spronghoogte, 2) tijdens een operatie worden zijn hamstrings doormidden geknipt en apart van elkaar vastgehecht op het femur en 3) na revalidatie meten we opnieuw de maximale spronghoogte. Niet alleen zal een dergelijk onderzoek moeilijkheden opleveren met de ethische commissie en eventueel daarna met het vinden van proefpersonen, ook kleven aan dit onderzoek nogal wat wetenschappelijke bezwaren. Want, waar hecht je de doorgesneden spieren precies aan vast? Normaal heb je aan het begin en eind van een spier een pees en waar haal je die vandaan? Wat doe je met de zenuwen die de spieren moeten innervieren? En zelfs als je dat eenmaal hebt opgelost, ben je er nog niet. Stel, je vindt dat de proefpersoon minder hoog springt. Komt dat doordat inderdaad een biarticulaire spier beter is, of vanwege de operatie zelf (ook niet onwaarschijnlijk), of kan het CZS hier geen optimaal aansturingsspatroon voor vinden?

Vaak zijn vragen die te maken hebben met de relatie tussen mechanische prestatie energetica en/of coördinatie enerzijds en spiereigenschappen anderzijds moeilijk dan wel onmogelijk te beantwoorden via experimentele weg alleen. Een alternatieve manier om deze vragen te beantwoorden is door gebruik te maken van wiskundige modellen van het spierskeletstelsel en daarmee bewegingen te simuleren. Maar hoe kom je aan een goed model? In het kort volgt een vaak gebruikte methode.

### Het vervaardigen van een spierskeletmodel

Vanuit wetenschappelijk oogpunt zou je het liefst onderzoek willen doen aan geïsoleerde levende spieren van mensen, wat om logische redenen verboden is. De literatuur staat echter bol van onderzoek aan geïsoleerde levende spieren van dieren waarin uiteenlopende spiereigenschappen zijn gemeten, zoals de passieve kracht-lengte relatie, de actieve kracht-lengte relatie en de kracht-snelheid relatie (zie Figuur 1).



**Figuur 1.** De kracht die een spier levert hangt niet alleen af van de spieractivatie, maar ook van de lengte van de spier en de snelheid waarmee hij contraheert. Deze relaties worden hier schematisch weergegeven.

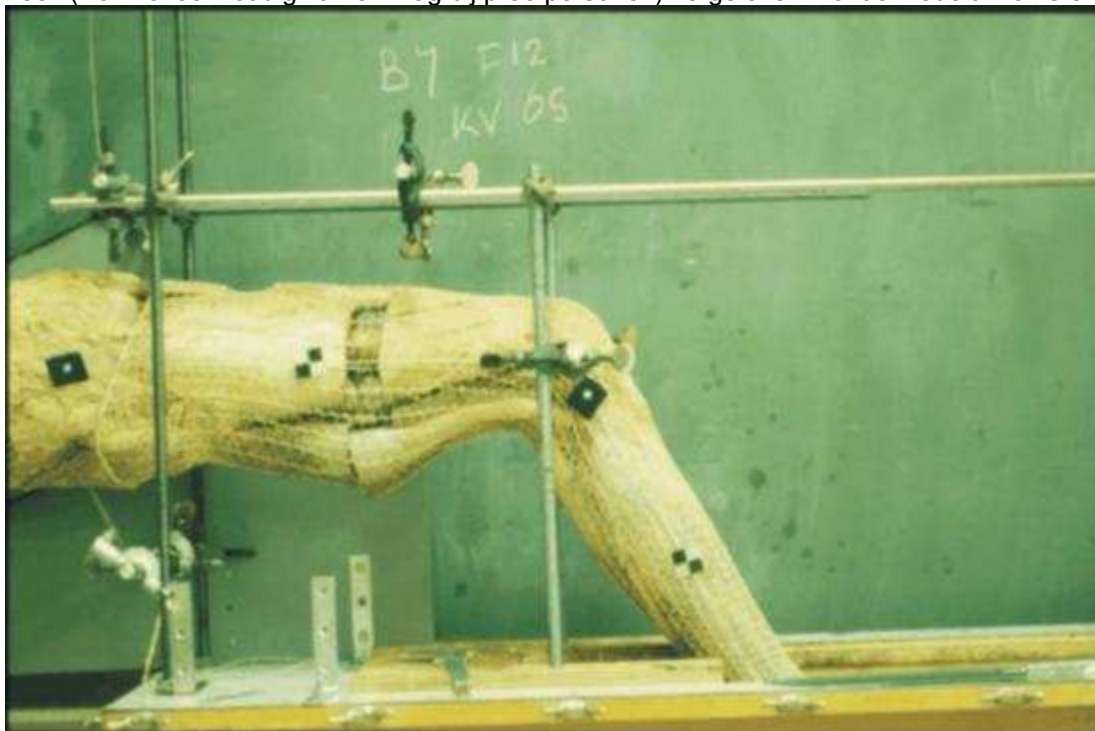
Om spiermodellen van 'menselijke proporties' te krijgen, wordt eerst een (wiskundig) spiermodel gemaakt dat in staat is de gemeten spiereigenschappen van het desbetreffende dier na te bootsen. Daarna worden met behulp van een (electronen) microscoop de 'bouwstenen' van de spieren (de lengte van actine en myosine, aantal sarcomeren in serie (zie Figuur 2), aantal sarcomeren parallel, peeslengte, etc) gemeten.

Daarna worden aan menselijke kadavers de overeenkomstige bouwstenen gemeten, welke worden gebruikt voor het maken van een model van menselijke spieren. Deze 'menselijke' spiermodellen worden vervolgens vastgeknoopt aan een model van het skeletstelsel, waarvan de parameters relatief eenvoudig te meten zijn aan menselijke kadavers (zie Figuur 3).



**Figuur 2.**  
Opname van een spiervezel. Uit de dwarse streping is het aantal sarcomeren af te leiden.

Vervolgens wordt bijvoorbeeld de gemeten maximale isometrische kracht als functie van gewrichtshoek (wat wel eenvoudig kan en mag bij proefpersonen) vergeleken met de modeluitkomsten.

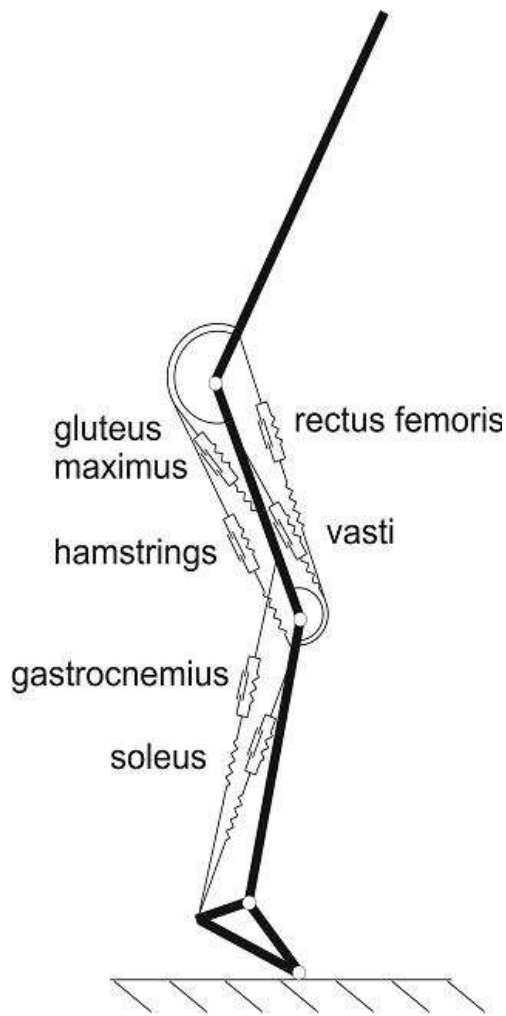


**Figuur 3.**  
Opstelling voor het meten van voor het model belangrijke parameters.

Over het al algemeen geven dergelijke spiermodellen een behoorlijk goede beschrijving van het gedrag van echte menselijke spieren.

## Optimalisatie spierskeletmodel

Om een idee te krijgen wat voor een inzicht spierskeletmodellen kunnen verschaffen, gebruiken we een model vervaardigd door Van Soest en Bobbert (beide werkzaam aan de Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit, Amsterdam) bestaande uit 4 segmenten (voet, onderbeen, bovenbeen en romp) aangedreven door 6 spieren (gluteus, hamstrings, vasti, rectus femoris, soleus en gastrocnemius; zie Figuur 4).



**Figuur 4.**

**Schematische weergave van een model om de bewegingen en spronghoogte bij een verticale sprong te voorspellen. Het model wordt aangedreven door zes spieren.**

Dit model wordt vervolgens gebruikt om maximaal hoge verticale sprongen te simuleren. De enige input voor het model is de spieractivatie van de 6 spieren. Omdat het gaat om maximaal hoge sprongen, stellen we verder dat de spieren maximaal geactiveerd worden. Feitelijk hebben we dus 6 parameters, namelijk de inschakeltijdstippen van de 6 spieren. Wanneer we zo maar willekeurig 6 inschakeltijdstippen kiezen, volgt er over het algemeen een beweging die moeilijk te beschrijven is als een sprong (zie animatie: model niet opt.avi). Om er voor te zorgen dat het model niet zijn band/kapselapparaat afscheurt, stoppen we beschermende passieve krachten in de eindstanden van de gewrichten. Echter, hier gaat het uiteraard niet beter van springen (zie animatie: model met passieve kracht niet opt.avi). We gaan de hulp inroepen van een computer om de optimale inschakeltijdstippen te vinden voor een zo hoog mogelijke sprong. Let wel, alleen de inschakeltijdstippen worden geoptimaliseerd; de bewegingen worden op geen enkele wijze voorgeschreven. Het resultaat van

een optimalisatie levert een beweging op die grote gelijkenissen vertoont met een sprong uitgevoerd door een proefpersoon (zie animatie: model opt.avi). Om ook de vluchtfase te laten lijken op een echte sprong (tijdens deze fase wordt er geen energie meer toegevoegd aan de springer en is daarmee voor de huidige doeleinden eigenlijk niet van belang), kunnen wederom passieve krachten aan de gewrichten worden toegevoegd (zie animatie: model met passieve kracht opt.avi). Niet alleen de maximale spronghoogte en beweging van het model en echte springers komen overeen, maar ook blijken de inschakeltijdstippen goed te controleren en overeen te komen met gemeten spieractivatiepatronen (of beter gezegd met het EMG).

Nu er een model is dat maximaal hoge sprongen kan maken die lijken op wat proefpersonen doen begint het pas interessant te worden.

## Coördinatie en kracht

Stel, een volleybal speler gaat tijdens de zomerstop flink krachttrainen en is in staat om bijvoorbeeld zijn m. gluteus maximus 20% sterker te maken. Zal hij na de zomerstop hoger springen? We maken de bilspier van het model 20% sterker en laten het opnieuw springen (zie animatie: 120xgluteus.avi). Het blijkt dat het model een heel stuk lager springt. Het zou te veel tijd kosten om precies uit te leggen waardoor dit komt (de geïnteresseerde lezer wordt verwezen naar<sup>(1)</sup>), maar hoofdzakelijk komt het er op neer dat de romp veel sneller gaat roteren en de rest van de spieren dus relatief laat worden aangezet; de juiste intermusculaire timing is weg. Maar wat gebeurt er als we de computer vragen om opnieuw inschakeltijdstippen te optimaliseren? Niet verwonderlijk springt het model nu wel hoger. Aan sterke(re) spieren heb je niets tenzij je ze goed aanstuurt.

### Coördinatie en de kracht-lengte-snelheid relatie: houdingsregulatie

In Figuur 5 wordt een situatie geschetst, waarin een proefpersoon wordt gevraagd een beker in zijn hand te houden en daarna de ogen te sluiten.



**Figuur 5.**  
Schematische weergave van het spierskeletmodel om houdingsregulatie te analyseren.

Vlak daarna stoppen we een gewicht van 2 kg in de beker. Doordat de proefpersoon niet kan anticiperen, zal zijn arm ten gevolge van het toegevoegde gewicht gaan bewegen. Om een nieuw evenwicht te verkrijgen moeten de spierkrachten worden aangepast. In hoeverre kunnen spiereigenschappen bijdragen aan het correct aanpassen van de spierkrachten?

Om deze vraag op te lossen, wordt er gebruik gemaakt van een spierskelet model van de arm. De spieractivatie is zodanig gekozen dat er evenwicht heerst in het 'systeem' arm plus

beker. Naast dit spierskeletmodel, wordt er nog een ander model gebruikt waarvan de spieren zijn vervangen door een motor die precies de juiste hoeveelheid moment levert. Dus in het ene geval wordt de beker plus arm op zijn plaats gehouden door momenten die worden geleverd door spieren en in het andere geval door momenten geleverd door een motor. Waarom, zult u denken; dat maakt toch niets uit? Dat maakt inderdaad niets uit (men vergelijk: animatie 1 Spiermodel geen gewicht.avi en animatie 2 Moment controle zonder gewicht.avi), totdat we het systeem in de war gooien door een gewicht in de beker te plaatsen. In het geval dat de motoren een moment leveren dat precies groot genoeg is voor de arm plus beker, zal de arm onder invloed van het toegenomen gewicht gaan roteren. Zonder aanpassing in het geleverde moment, is het evenwicht volledig verstoord (zie animatie: 3 Moment controle met gewicht.avi). In het geval dat er wel spieren aanwezig zijn, verandert het moment wel en dat zonder verandering in spieractivatie! Ten gevolge van het toegenomen gewicht, zal de arm gaan roteren. Hierdoor worden de arm buigers langer en gaan zij meer kracht leveren vanwege hun kracht-lengte relatie (voor een uitgebreidere bespreking van de kracht-lengte en kracht-snelheid relatie zie een eerder in Versus verschenen artikel<sup>(5)</sup>). De arm zal vervolgens tot stilstand komen in een nieuwe stand waarin de toegenomen spierkracht juist genoeg is om te compenseren voor het extra gewicht (zie animatie: 4 Spiermodel met gewicht.avi). Hoewel het geen effect heeft voor de nieuwe eindpositie, gaan de buigers bovendien tijdelijk meer kracht leveren omdat de verlenging van deze spieren noodzakelijkerwijs gepaard gaat met een excentrische contractie. (In de wetenschappelijke literatuur worden vaak spieren en spierspoelen met hun directe terugkoppeling via het ruggenmerg gezien als één integraal systeem. Het toevoegen van dergelijke terugkoppeling leidt tot een nog kleinere verstoring door het toegenomen gewicht (zie animatie: 5 Spiermodel plus feedback met gewicht.avi).

### Coördinatie en de kracht-lengte -snelheid relatie: explosieve bewegingen

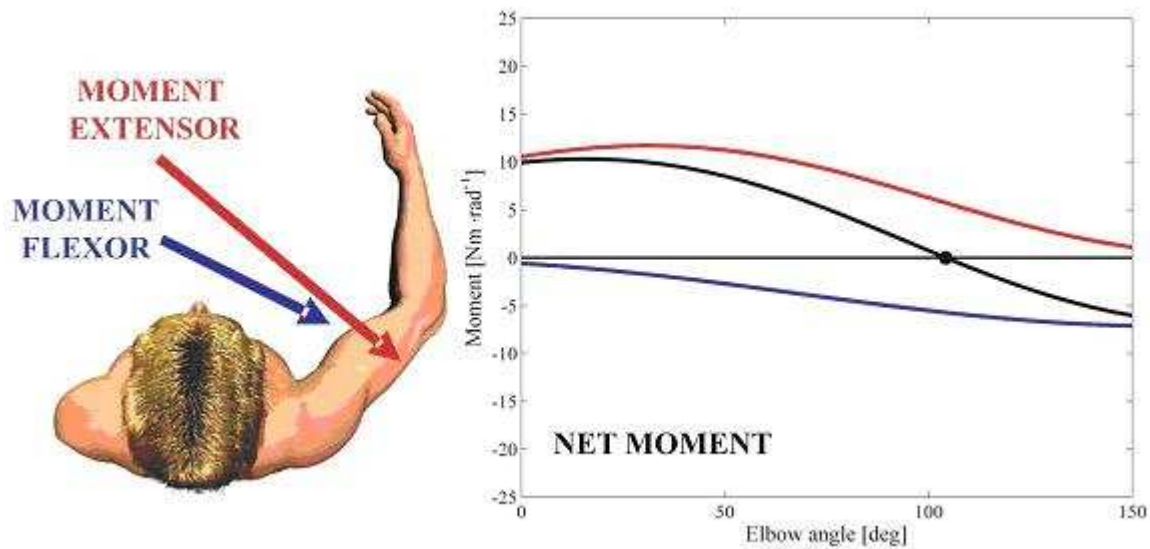
Een dergelijke methode kunnen we ook toepassen op de uitvoering van een maximaal hoge verticale sprong om zodoende inzicht te krijgen in de rol van spiereigenschappen tijdens het uitvoeren van explosieve bewegingen. Als eerste worden de door het spierskeletmodel geleverde momenten berekend als functie van de tijd. Net zoals hierboven wordt er een tweede versie van het gemaakt waarbij de spieren zijn vervangen door motoren die de berekende momenten leveren als functie van tijd. In het geval dat we de twee modellen gewoon laten springen, is er geen verschil tussen beide modellen (zie animatie: 1 spiermodel vs moment controle geen verstoring.avi). Maar wat gebeurt als er een kleine verstoring plaats vindt? Stel, de enkelhoek is  $10^\circ$  meer geplantaiflecteerd aan het begin van de afzet. In het model zonder spieren zijn de geleverde momenten gelijk aan die in het ongestoorde geval. Dit heeft tot gevolg dat de voet heel erg snel gaat roteren (de momentsarm van de zwaartekracht ten op zich het enkelgewricht is een stuk kleiner geworden). Deze verstoring werkt snel door naar alle andere gewrichten, met alle gevolgen van dien (zie animatie: 2 moment control verstoring.avi). In het geval met spieren, worden er in deze situatie wel degelijk andere krachten en momenten geleverd. Door de

specifieke eigenschappen van spieren, blijken spierkrachten zo aangepast te worden dat de sprong met verstoring redelijk goed wordt uitgevoerd (zie animatie: 3 spiermodel met verstoring.avi). De meer geplantaireflecteerde enkel leidt ertoe dat de kuitspieren korter zijn, waardoor deze minder kracht gaan leveren gezien hun kracht-lengte relatie (over het grootste gedeelte van de maximale hoekuitslag van de enkel, bevinden de kuitspieren zich onder optimum). Bovendien zal een toegenomen contractiesnelheid er voor zorgen dat de spier minder kracht gaat leveren gezien zijn kracht-snelheid relatie (zie Figuur 1). Op dergelijke wijze kunnen spieren bijdragen aan het wegregelen van verstoringen zonder dat daarvoor het CZS in actie hoeft te komen. Dat spieren 'zelf' verstoringen wegregelen heeft als groot voordeel dat dit nagenoeg instantaan gebeurt, terwijl aanpassing van spierkracht door het CZS ongeveer 200 milliseconden kost.

### Bewegingssturing

In de literatuur over bewegingssturing bestaan er grofweg twee klassen van theorieën over hoe het CZS spieractivaties genereert voor het uitvoeren van bewegingen: interne modellen (IM) sturing en equilibrium-punt (EP) sturing. IM sturing veronderstelt dat het CZS over zogenaamde interne modellen beschikt die kennis hebben over alle statische en dynamische eigenschappen van het spierskeletstelsel. Met behulp van deze interne modellen, ook wel neurale representaties genoemd, worden de juiste spieractivatiepatronen uitgerekend. Tegenstanders van deze theorie merken, wat mij betreft terecht, op dat deze theorie weinig recht doet aan de 'intelligentie op lager niveau' die aanwezig is in de vorm van de eigenschappen van het spierskeletstelsel. Een dergelijke theorie gaat er van uit dat het CZS alle krachten en dergelijke van tevoren berekent en dat de spieren eigenlijk niets anders doen dan 'bevelen opvolgen'. Een dergelijke sturing heeft baat bij zo eenvoudig mogelijke spieren: hoe complexer de spiereigenschappen hoe complexer de interne modellen en dus hoe complexer het CZS.

EP sturing daarentegen veronderstelt dat het CZS de specifieke eigenschappen van het spierskeletstelsel juist benut. Het gaat te ver om deze klasse bewegingsturing theorie in detail te bespreken. Een beknopt overzicht volgt voor EP sturing van één enkel gewricht, bijvoorbeeld het ellebooggewricht, met twee antagonistische spieren. Bij een constante activatie, leveren spieren een moment dat afhangt van de ellebooghoek (zie Figuur 6).



**Figuur 6.**

**Moment-hoek relatie van een a- en antagonist. De netto moment hoekrelatie is de optelsom van deze twee relaties en wordt weergegeven door de middelste grafiek. Het snijpunt met de horizontale as geeft de hoek waarbij de arm in evenwicht is: het equilibrium punt.**

Dit komt voornamelijk doordat de spierlengten, en daarmee de krachten die zij leveren, afhangen van de gewrichtshoek. Bij deze constante activatie is er één positie waarin je het gewricht kunt neerzetten die niet leidt tot een beweging: daar waar de momenten van de agonist en antagonist bij elkaar opgeteld (vanaf nu het netto moment genoemd) nul zijn: het equilibrium punt (EP). Wanneer het gewricht zich ergens in een andere positie bevindt dan in het EP, beweegt het richting het EP, waar het uitein-

delijk tot rust zal komen. Bij een andere spieractivatie hoort een andere netto moment-hoek relatie en dus een ander EP. EP sturing veronderstelt dat het CZS kennis heeft van de relatie tussen de spieractivatie en EP en veronderstelt dat bewegingen gestuurd worden door het instellen van (opeenvolgende) equilibrium punten (zie animatie: principe EP sturing.avi). Tegenstanders van deze theorie merken, wat mij betreft terecht, op dat een dergelijke manier van sturen nooit de maximaal haalbare prestatie uit het spierskeletstelsel kan halen. Immers, een dergelijke theorie gaat er van uit dat wanneer het gewricht zich niet in het EP bevindt weliswaar een beweging gaat plaatsvinden, maar dat daarvoor zowel agonisten als antagonistische aan staan (zogenaamde cocontractie). Een gevolg van deze sturing is dat spieren altijd (een beetje) tegen elkaar inwerken en daarmee energetisch inefficiënt is.

Het zal u duidelijk zijn dat het weinig zin heeft om een proefpersoon te vragen zijn of haar arm uitsluitend via de EP theorie te bewegen. Het maken van een computermodel van een dergelijke sturingstheorie voor het spierskeletmodel van de arm levert meer inzicht op. Het blijkt dat de bewegingen die worden gestuurd met behulp van de hierboven uitgelegde versie van EP sturing veel langzamer zijn dan proefpersonen kunnen laten zien (zie animatie: 1 alpha controller.avi). Bovendien laat gemeten spieractiviteit (EMG) van proefpersonen nauwelijks cocontractie zien. Zoals eerder vermeld, zijn er wetenschappers die vinden dat spieren en spierspoelen (en eigenlijk ook de Golgi peessensoren) met hun directe terugkoppeling via het ruggenmerg gezien moeten worden als één integraal systeem. Dat is niet voor niets. Binnen de EP sturing wordt gesuggereerd dat een dergelijk integraal systeem geen, of weinig, cocontractie laat zien en dat dus veel snellere bewegingen te sturen zijn. Deze hypothese is getest met een uitgebreider spierskeletmodel waarin tevens modellen van spierspoelen en hun terugkoppeling zijn opgenomen. Het blijkt dat bewegingen die het model maakt nu net zo snel gemaakt kunnen worden als proefpersonen dat doen, zelfs als zij gevraagd worden maximaal snel te bewegen (zie animatie: 2 hybrid controller.avi). Bovendien lijkt de spieractivatie van het model op de gemeten EMG van proefpersonen (voor een uitvoerige bespreking van verschillende vormen van EP sturing en experimentele data, zie<sup>(6)</sup>). Dit wil uiteraard niet zeggen dat het CZS bewegingen stuurt zoals voorgesteld door EP sturing. Het blijft vooralsnog domweg onmogelijk om een sturingsprincipe, om het even welke, direct te 'meten'.

## Conclusie

In de literatuur worden vele eigenschappen van het (zenuw-)spierskeletstel onderzocht op hun rol in houding- en bewegingssturing. Vaak blijkt dat deze (voor ons) ingewikkelde eigenschappen juist erg handig zijn. Enkele zijn in dit artikel kort besproken. Een meer uitgebreide bespreking van deze en andere bevindingen kunt u vinden in de literatuur: bijvoorbeeld: over de bijdrage van spiereigenschappen aan de sturing van explosieve bewegingen<sup>(8,3)</sup>, over spiereigenschappen en EP sturing<sup>(6)</sup>, over de bijdrage van spierspoel terugkoppeling voor houdingsregulatie<sup>(1)</sup>, over de mechanische voordelen van bi-articulare spieren<sup>(2)</sup>, over bijdrage van lengte afhankelijke Ca<sup>2+</sup> gevoeligheid voor de kracht-lengte relatie van een spier<sup>(7)</sup> en mogelijke implicaties van het 'size principle' van Henneman<sup>(4)</sup>. Al met al, is het waarschijnlijk dat de eigenschappen van het spierskeletstelsel bijdragen aan het eenvoudiger maken van het controleren van houding en beweging.

## LITERATUUR

1. **Bobbert MF, Van Soest AJ.**  
**Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study.**  
*Med Sci Sports Exerc.* 1994 Aug;26(8):1012-20.
2. **Bobbert MF, van Soest AJ.**  
**Two-joint muscles offer the solution, but what was the problem?**  
*Motor Control.* 2000 Jan;4(1):48-52; discussion 97-116.
3. **Brown I E, Loeb GE**  
**A reductionistic approach to creating and using euromusculoskeletal models.**  
In: *Neuro-Control of Posture and Movement* (Winters, J. & Crago, P., eds) (1999).
4. **Henneman E, Somjen G, Carpenter DO.**  
**Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes.**  
*J Neurophysiol* 28: 599-620, 1965.



5. **Kistemaker DA, Faber H, Bobbert MF.**  
**Spiersmodellen: theorie en toepassing.**  
**Versus, tijdschrift voor Fysiotherapie, 20(4) (2002); p. 163-192.**
6. **Kistemaker DA, Van Soest AJ, Bobbert MF.**  
**Is equilibrium point control feasible for fast goal-directed single-joint movements?**  
**J Neurophysiol. 2006 May;95(5):2898-912.**
7. **Kistemaker DA, Van Soest AK, Bobbert MF.**  
**Length-dependent [Ca<sup>2+</sup>] sensitivity adds stiffness to muscle.**  
**J Biomech. 2005 Sep;38(9):1816-21.**
8. **Van Soest AJ, Bobbert MF.**  
**The contribution of muscle properties in the control of explosive movements.**  
**Biol Cybern. 1993;69(3):195-204.**
9. **Van Soest AJ, Schwab AL, Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ.**  
**The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement.**  
**J Biomech. 1993 Jan;26(1):1-8.**
10. **Van Soest AJ, Haenen WP, Rozendaal LA.**  
**Stability of bipedal stance: the contribution of cocontraction and spindle feedback.**  
**Biol Cybern. 2003 Apr;88(4):293-301.**