



VERSUS

**ONLINE
TIJDSCHRIFT
VOOR
FYSIOTHERAPIE**

2010

Auteur(s): H. Faber
Titel: Duchenne zonder duchennen
Jaargang: 28
Maand: juli
Jaartal: 2010

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

DUCHENNE ZONDER DUCHENNEN

Herre Faber

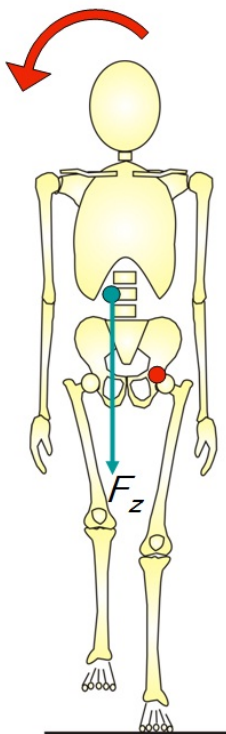
drs. Herre Faber

Vakgroep Wiskunde & (Bio)Mechanica, Opleiding Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool, Den Haag

Inleiding

“Onder de gang van Duchenne wordt verstaan het overhellen van de romp naar de zijde van het standbeen tijdens het lopen”.

Dit citaat is afkomstig uit een artikel van Riezebos in een eerdere uitgave van dit tijdschrift⁽¹⁾. In dat artikel werd op treffende wijze de reden voor de gang van Duchenne besproken. Eén van de oorzaken van dit gangbeeld is spierzwakte van de abductoren van de heup. Tevens werd in dit artikel opgemerkt dat het overhellen van de romp *minder* wordt bij een *toenemende* loopsnelheid. Naar aanleiding van deze opvallende observatie werd erop gewezen dat in een dynamische situatie, zoals het gaan, *traagheidseffecten* een rol spelen. Het bleef echter onduidelijk *waarom* patiënten, gegeven deze traagheidseffecten, bij toenemende gangsnelheid kiezen om minder te “duchennen”.



In dit artikel wordt begonnen met een korte samenvatting van het genoemde werk van Riezebos. Daaropvolgend wordt een analyse uitgevoerd van de invloed van de gang van Duchenne op het energieverbruik tijdens het gaan. Dit zal een vruchtbare manier blijken om de vermindering van het overhellen van de romp bij een toenemende gangsnelheid te verklaren.

Stand versus gang van Duchenne

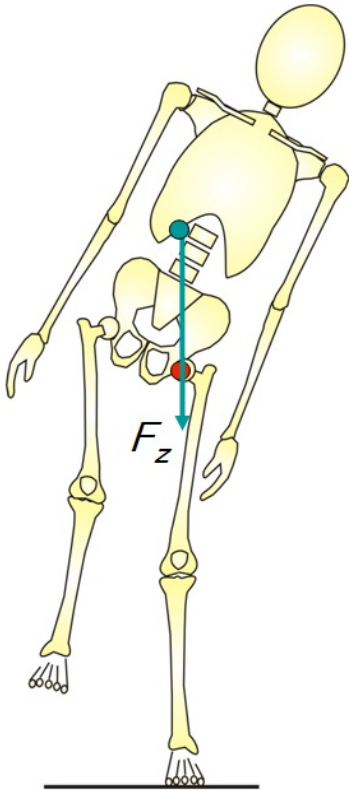
Tijdens stand op één been, zoals tijdens de standfase van het gaan, is het noodzakelijk dat de abductoren van het standbeen een moment leveren rond de heup. Zonder activiteit van de abductoren is het onmogelijk de romp en het been in evenwicht te houden en zal er onvermijdelijk adductie in het heupgewricht van het standbeen optreden (figuur 1).

Figuur 1.

Stand op één been. De zwaartekracht op de romp en zwaaibeen (de groene pijl) zorgt voor een adducerend moment (de rode pijl) rond de heup van het standbeen (de rode stip).

Toch blijkt het mogelijk op één been te staan. Daarvoor is het nodig dat de romp overhelt in de richting van het standbeen en het standbeen precies verticaal staat georiënteerd (figuur 2). Het gezamenlijke zwaartepunt van de romp en het zwaaibeen projecteert dan precies in het heupgewricht, waardoor geen spierkracht rond het heupgewricht is vereist. Anders gezegd, iemand met verlamde heupabductoren is gedwongen deze stand aan te nemen bij het staan op één been.

Staan op één been is een *statische* situatie zonder dat er beweging optreedt. Geen beweging betekent dat het begrip *energie* geen rol speelt. Het gaan is echter een *dynamisch* gebeuren, waarbij productie en uitwisseling van energie belangrijk is. Een voorbeeld. Iemand loopt met een snelheid van 5 km/h. Zijn staplengte bedraagt 80 cm en hij maakt 104 stappen per minuut. Hij kan echter ook kiezen om bij dezelfde snelheid (5 km/h) te lopen met een staplengte van 60 cm. Hij moet dan wel 139 stappen per minuut zetten. Men is dus in principe vrij om een combinatie van staplengte en frequentie te *kies*en. Bij iedere combinatie hoort een bepaald energieverbruik. Het zenuwstelsel blijkt in staat om die combinatie met het laagste energieverbruik te kiezen⁽²⁾.



Ook bij de gang van Duchenne is sprake van een keuze, namelijk meer of minder duchennen. Het lijkt daarom de moeite waard om dit te analyseren op basis van het bijbehorende energieverbruik.

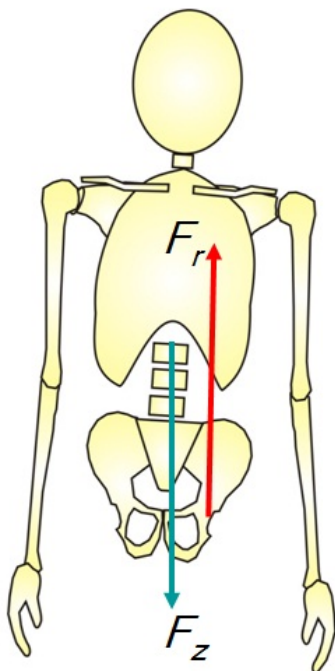
Figuur 2.

Overhellen naar de aangedane zijde laat het zwaartepunt van romp en zwaaibeen boven de heup projecteren. De zwaartekracht (F_z) levert geen moment rond de heup. Zowel het standbeen als de romp en het zwaaibeen zijn nu in evenwicht zonder activiteit van de abductoren van de heup aan de aangedane zijde.

Energieverbruik en horizontale verplaatsing

Stel dat iemand loopt met een al dan niet volledige Duchenne. Het zwaartepunt van de romp beweegt tijdens de gangcyclus van links naar rechts (of andersom). Eigenlijk moet hier staan: het zwaartepunt van de romp *en het zwaaibeen* beweegt tijdens de gangcyclus van links naar rechts. Vanaf dit moment zullen we het zwaaibeen echter negeren. Voor het principe doet dat er niets toe. Naarmate men met een hogere stapfrequentie loopt zal het zwaartepunt sneller heen en weer worden verplaatst. Deze bewegingen gaan onvermijdelijk gepaard met versnellingen waarvoor kracht is vereist. Dit gebeurt niet gratis. Het gaan met een volledige Duchenne zal meer energie kosten dan het gaan met een gedeeltelijke Duchenne. De krachten en snelheden bij een grotere zijwaartse

bewegingsuitslag zullen immers toenemen bij een volledige in vergelijking met een gedeeltelijke gang van Duchenne. Vanuit het oogpunt van minimaal energieverbruik zou een patiënt dus zo min mogelijk of zelfs helemaal niet moeten duchennen. Echter, dan treedt het probleem op dat werd geschetst door Riezebos. De patiënt zal onvermijdelijk omvallen! Het lijkt daarom voor de hand liggend om een strategie te kiezen van zo *min mogelijk energie verbruiken* en zich tegelijkertijd zo *goed mogelijk wapenen tegen het omvallen*.



Overhellen en omvallen

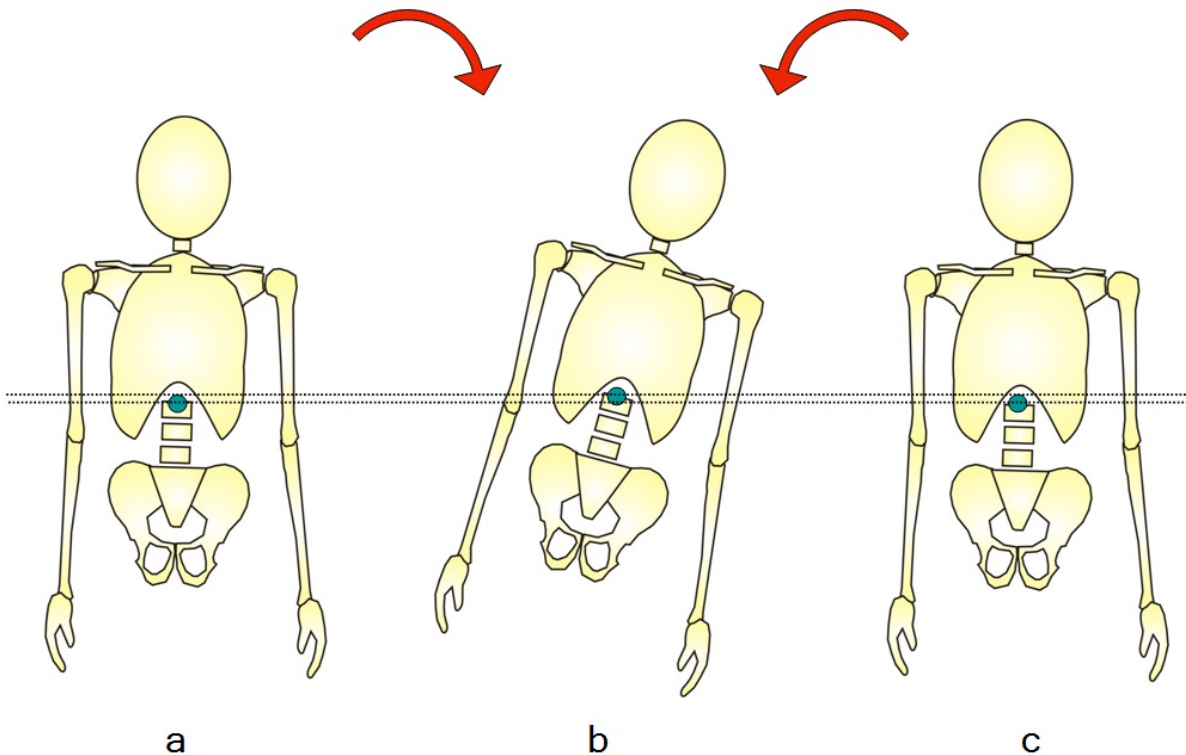
Tijdens een stap met verlamde heupabductoren zijn er maar twee krachten die een effect hebben op de beweging van de romp. De eerste is de zwaartekracht op de romp (F_z). Deze levert een adducerend moment rondom de heup van het standbeen. De tweede is de contactkracht in het heupgewricht (F_r): de femurkop oefent een kracht uit op het acetabulum (figuur 3).

Figuur 3.

Free body diagram van de romp. De contactkracht in de heup (F_r) en de zwaartekracht op de romp (F_z) zorgen voor een adducerend effect rond de heup van het standbeen.

Aan het begin en het einde van de standfase staat de romp verticaal. Daartussendoor helt hij over naar de aangedane zijde. Dit overhellen, abductie in het heupgewricht van het aangedane been, moet net voor de standfase worden ingezet; de romp krijgt aan het begin van de standfase een beginsnelheid. Hierdoor

beweegt het zwaartepunt van de romp naar de aangedane zijde, maar belangrijker: het beweegt ook tegen de zwaartekracht in omhoog (figuur 4ab). Daardoor neemt de snelheid af tot nul en valt de romp weer terug (figuur 4c). Precies op het moment dat de romp weer verticaal staat, raakt de voet aan de niet aangedane zijde de grond en voorkomt zo dat de romp verder valt. Het door Riezebos geschetste probleem van het omvallen wordt op deze manier opgevangen, inderdaad dankzij traagheidseffecten.



Figuur 4.

a: Begin van de standfase.

b: Halverwege de standfase, het zwaartepunt is gestegen.

c: Einde van de standfase. De romp staat weer verticaal, het zwaartepunt is gedaald.

Dit proces neemt een bepaalde tijd in beslag: de staptijd. De beginsnelheid van de romp moet zodanig worden gekozen dat deze aan het einde van de stap weer precies rechtop staat. Met andere woorden: staptijd en beginsnelheid hangen nauw samen. Daarnaast zal de beginsnelheid volledig bepalen hoe ver de romp zal overhellen naar de aangedane zijde. Het is daarom vollediger om te zeggen: *de staptijd, de beginsnelheid en de mate van duchennen hangen nauw samen.*

Een model van de standfase

Zoals hiervoor betoogd hangen staptijd en de mate van duchennen nauw samen. Zelfs zo nauw dat de standfase beschreven kan worden met een wiskundig model. De details hiervan worden achterwege gelaten. In woorden is het echter ook goed te beschrijven.

Intermezzo

Menselijk bewegen roept bij veel mensen een gevoel van esthetiek op. Men vindt een beweging "mooi", "sierlijk" of "lomp". In de biomechanica spelen deze begrippen geen rol, een beweging "is" en daarmee uit. Dat neemt niet weg dat het snappen hoe bewegingen en krachten samenhangen een extra esthetische dimensie geeft. De wetenschap en in het bijzonder de biomechanica nemen de schoonheid van het menselijk bewegen niet weg. Integendeel, de drijfveer voor een biomechanicus is juist zijn fascinatie voor de schoonheid van het bewegen. En hoewel zijn wiskundige vergelijkingen deze schoonheid niet bevatten, ervaart hij het toepassen ervan wel als een "Eureka" gevoel of aha-erlebnis. De beroemde natuurkundige Richard Feynman verwoordt het als volgt: "I don't see how studying a flower ever detracts from its beauty. It only adds." ("Ik zie niet in waarom het bestuderen van een bloem iets zou afdoen aan de schoonheid ervan. Het voegt alleen maar iets toe"). Dus als u dit ook wilt ervaren; trek de stoute schoenen aan en maak u de taal van de wiskunde en de mechanica eigen. U zult er geen spijt van krijgen.

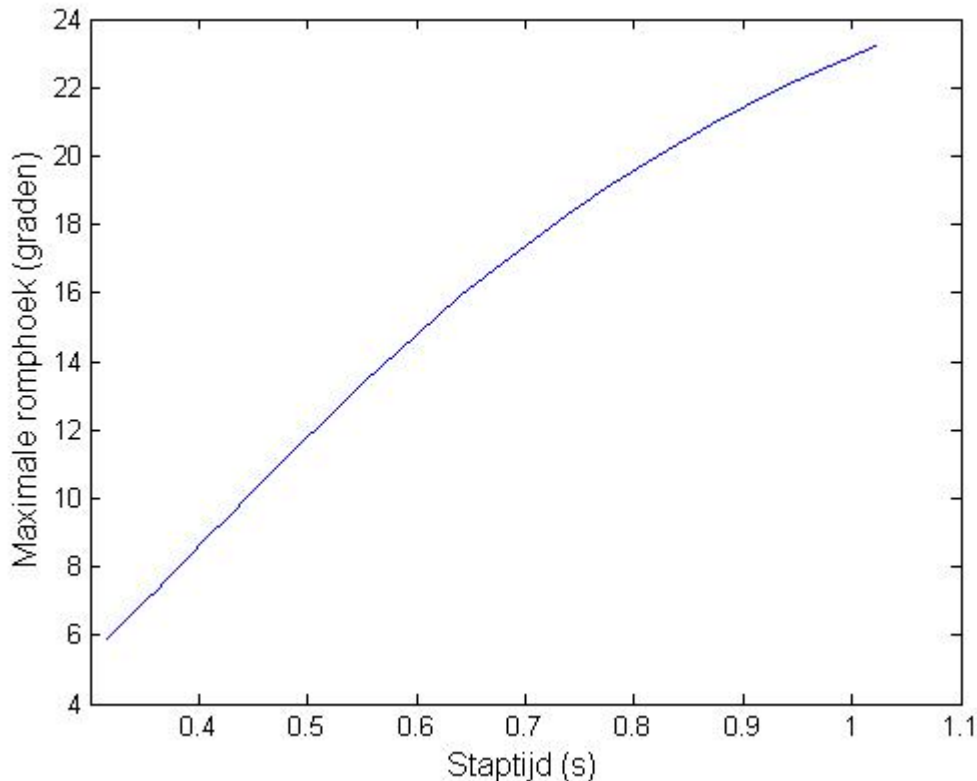
Het model bestaat uit een rechthoekige romp die roteert rond de (vaststaande) heup. De romp krijgt een beginsnelheid, een rotatiesnelheid met de klok mee. Op de romp werkt een zwaartekracht. Deze levert een moment tegen de klok in (zie ook figuur 3). Het model rekent, gegeven een verticale beginstand en de beginsnelheid, uit hoe ver de romp maximaal zal overhellen (zoals in figuur 4b) en hoe

lang het duurt voordat hij weer verticaal staat (zoals in figuur 4c). De mate van overhellen wordt gegeven door de hoek die de romp met de verticaal maakt (de *maximale romphoek*).

Vervolgens wordt de beginsnelheid wat groter gemaakt en worden weer de tijd en de maximale romphoek berekend. Het steeds iets vergroten van de beginsnelheid wordt een aantal keren herhaald. De bijbehorende tijd en maximale romphoek worden in een tabel onthouden en aan het einde van het proces in een grafiek gezet.

Resultaten en discussie

Figuur 5 toont de resultaten. Opvallend is dat de relatie tussen staptijd en maximale romphoek niet lineair is. Dit heeft te maken met de relatie tussen hoek, hoeksnelheid en hoekversnelling.



Figuur 5. Relatie tussen staptijd en de maximale romphoek (in graden) tijdens de standfase. Een toename van de staptijd leidt tot meer duchennen.

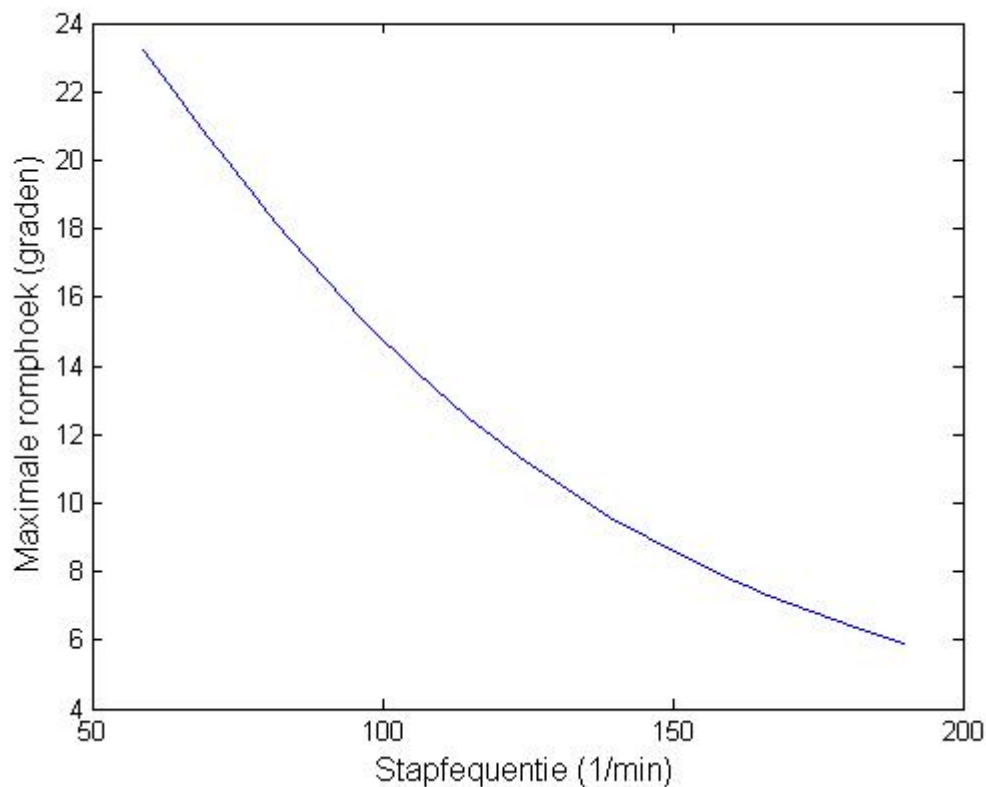
Zelfs bij een constant moment en dus een constante hoekversnelling neemt de hoek niet lineair in de tijd toe. De hoeksnelheid doet dat wel, maar de afgelegde hoek blijkt een kwadratische functie te zijn. Hetzelfde gebeurt met een stalen kogel die u vanaf een kilometer hoogte laat vallen. In de eerste seconde legt deze 5 meter af, maar in de tiende seconde legt hij 95 meter af.

Daarnaast is de momentsarm van de zwaartekracht op de romp niet constant, maar varieert met de romphoek. Dit compliceert de berekening behoorlijk, maar dankzij de computer is het resultaat in figuur 5 een voorspelling met zeer grote nauwkeurigheid. Aangezien de staptijd niet zo'n handige maat is, wordt deze omgerekend naar de stapfrequentie (het aantal stappen per minuut, zie figuur 6). Op de verticale as staat nog steeds de maximale romphoek. De orde van grootte van de uitkomsten ligt binnen de grenzen van de redelijkheid.

Naarmate de stapfrequentie toeneemt, neemt de staptijd af. Dus naarmate we in figuur 6 verder naar rechts bewegen, krijgen we een steeds kleinere staptijd. Een kleinere staptijd betekent minder tijd voor de romp om zijwaarts te bewegen. De maximale romphoek neemt dus af, wat overeenkomt met minder duchennen. Sneller lopen leidt tot minder duchennen. Deze grafiek onderschrijft daarmee de eerder genoemde observatie van Riezebos.

De patiënt zou overigens wel kunnen kiezen om een volledige Duchenne te vertonen door een grotere beginsnelheid te kiezen. Vervolgens moet hij dan wel door activiteit van de adductoren van de heup de romp weer snel terug bewegen, zodat deze weer op tijd rechtop staat voor de stap met het niet aangedane been. Het nadeel daarvan is natuurlijk de extra spieractiviteit van de adductoren en het realise-

ren van de verhoogde beginsnelheid. Het lijkt plausibel dat een patiënt een dergelijke strategie niet zal hanteren. De vertoonde Duchenne is hoogstwaarschijnlijk het optimale compromis tussen energieverbruik en stabiliteit.



Figuur 6. Naarmate de stapfrequentie toeneemt, vermindert de staptijd. Een toename van de stapfrequentie leidt dus tot meer Duchennes.

LITERATUUR

1. Riezebos, C.
De gang van Duchenne.
Haags Tijdschrift voor Fysiotherapie, 5, 1987, no. 3: 94-119.
2. Rose, J., Gamble, J.G.
Human walking.
Second Edition, Williams & Wilkins, Baltimore.