



FACULTEIT GENEESKUNDE EN
GEZONDHEIDSWETENSCHAPPEN

FACULTEIT GENEESKUNDE EN GEZONDHEIDSWETENSCHAPPEN
OPLEIDING LICHAAMELIJKE OPVOEDING EN
BEWEGINGSWETENSCHAPPEN

Academiejaar 2011–2012

INVLOED VAN EEN AANGEDREVEN EXOSKELET
OP DE GEWRICHTSKINETICA

Masterproef voorgelegd tot het behalen van de graad van Master in de Lichamelijke
Opvoeding en de Bewegingswetenschappen

Door Maarten AFSCHRIFT en Sander DE BRUYNE

Promotor: Prof. dr. D. De Clercq
Co-promotor: dr. P. Malcolm

Voorwoord

Deze masterproef handelt over de invloed van een aangedreven enkel-voet exoskelet op de menselijke stapbeweging. Een uitdagend en tot de verbeelding sprekend onderwerp waar we met volle overtuiging voor hebben gekozen omdat het nauw aansluit bij onze gezamenlijke interesse voor bewegings- en ingenieurswetenschappen.

Vanaf de literatuurstudie voor het voortgangsrapport tot en met het printen hebben we met veel plezier, maar ook met veel zwoegen gelezen, gerekend, geschreven, geschraapt, herschreven, verbeterd, enzovoort. Het is dan ook met enige trots dat we na 12 maanden werken deze scriptie inleveren.

Het is een enorm leer- en werkproces geweest om alles tot een goed einde te brengen, maar gelukkig hadden we de steun van vele helpende handen. Een speciaal dankwoord gaat uit naar onze co-promotor dr. Philippe Malcolm voor de vele hulp bij de dataverzameling, data-verwerking en het verbeteren van ons vele schrijfwerk. Bovenal willen we hem ook bedanken voor het idee achter deze masterproef. Verder moeten we Prof. dr. De Clercq bedanken om ons in te leiden in de schitterende wereld van de biomechanica.

Verder danken we van harte Samuel Galle, Pieter Fiers, Davy Spiessens, onze proefpersonen en vele anderen voor de hulp bij de dataverzameling en hun medewerking. Ook technische orthopedie België moeten we bedanken voor het kosteloos vervaardigen van de orthese. Antoon Afschrift en Annie van Caelenberg bedanken we voor hun lovenswaardige inspanningen om ons werk na te lezen. Ten slotte willen we ook onze ouders bedanken voor de vele steun die ze ons hebben geboden gedurende onze gehele studentencarrière.

Samenvatting

Inleiding

Men ontwikkelt exoskeletten, dit zijn draagbare ondersteunende robot apparaten, om zowel de locomotie van pathologische als normale populaties te bevorderen. Het doel van het huidige experimenteel onderzoek was tweeledig. Eerst werd het effect van een enkel-voet exoskelet op de spatiotemporele parameters, gewrichtskinematica en gewrichtskinetica bepaald. Vervolgens werd onderzocht of er voldoende excentrisch vermogen beschikbaar is, die normaal als warmte zou verloren gaan, om het enkel-voet exoskelet in zijn geheel aan te drijven.

Methode

Negen proefpersonen wandelden na een adaptatieperiode met plantairflexie-assisterende exoskelet in drie verschillende condities (actief exoskelet, passief exoskelet en geschoeid) aan 1,38 m/s over een wandelweg. Hierbij werd het exoskelet aangedreven door pneumatische spieren met een optimale timing. Door middel van grondreactiekracht registratie en *motion capture* werden gewrichtskinematica, gewrichtskinetica en spatiotemporele factoren gemeten.

Resultaten en Discussie

De passieve werking van het exoskelet veroorzaakte een daling in plantairflexiehoek na *push-*

off en een toename in plantairflexiemoment tijdens *push-off* fase. Het extern plantairflexiemoment, geleverd door het actieve exoskelet, induceerde een toename in plantairflexiehoek na *push-off*, had geen invloed op het plantairflexiemoment en veroorzaakte een toename in *push-off* arbeid. Het stappen met een actief exoskelet induceerde een significante toename in K4-arbeid in vergelijking met geschoeid wandelen. Tenslotte is er in de K4-fase theoretisch voldoende negatieve arbeid om het exoskelet in zijn geheel aan te drijven.

De passieve invloed van het exoskelet wordt hoofdzakelijk verklaard door de rotationele wrijving, het niet samenvallen van de rotatie-assen en de beperkte toename in distale massa. De toegenomen *push-off* arbeid bij het wandelen met een actief exoskelet had geen invloed op de heuparbeid, negatieve gewrichtsarbeid tijdens *step-to-step transition* en totale positieve, negatieve en netto gewrichtsarbeid. In tegenstelling tot meerdere studies m.b.t. energierecyclage houdt dit onderzoek wel rekening met elastische energieopslag en biarticulair energietransport tijdens natuurlijke stapbeweging. Een literatuuronderzoek wees uit dat er in de K4-fase en met minder zekerheid in de K1-fase optimaal energie kan gerecycleerd worden. Tijdens het stappen met een actief-enkel-voet exoskelet moet een K4-recyclerend mechanisme een totale mechanische efficiëntie van 0,23 halen om het exoskelet in zijn geheel aan te drijven.

Influence of an exoskeleton on joint kinetics; feasibility of an exoskeleton powered by eccentric joint work

Maarten Afschrift & Sander De Bruyne

Supervisor(s): dr. Philippe Malcolm, prof. dr. Dirk De Clercq

Abstract— Several research groups are building wearable assistive robotic devices, called exoskeletons, for assisting human movement. The exoskeletons have a wide range of uses including enhancing human performance in healthy individuals and replacing motor capabilities in disabled individuals. Two of the main problems in the development of exoskeletons are the limited knowledge of the interaction with the human movement and the limited autonomy of the power source. Firstly, this study analyzes the influence of an ankle-foot exoskeleton on the human gait. Secondly, the feasibility of a mechanism that recycles negative joint work to power the exoskeleton is analyzed. Furthermore, this study postulates some concerns in the development of a recycling mechanism and in the optimization of the interaction with the human gait.

Keywords—generative braking, exoskeleton, ankle-foot exoskeleton, energy recycling, gait

I. INTRODUCTION

WALKING is a self-resistive movement that requires substantial metabolic energy. Different groups are developing walking exoskeletons in attempt to increase the metabolic economy. The main practical problem is limited power source autonomy. The proposed ideal solution would be to power the exoskeleton by recycling eccentric joint work that naturally occurs during walking [1]. An energy recycling mechanism could replace a part of the muscle action during negative work and create resistance to retard the motion, similar to generative braking in hybrid cars [7]. In theory, such a mechanism could reduce the metabolic cost, due to the replacement of eccentric muscle work, while generating energy that can be used to power the exoskeleton.

In contrast with different studies on energy recycling in human locomotion, this study concerns existing biological recycling mechanisms. During human walking, not all the negative joint work is converted into heat by eccentric muscle contraction. A part of the negative joint work is stored into elastic energy or transported to generate positive work in another joint by biarticular muscles [3,4,5]. Using a recycling mechanism to resist the joint motion may interfere with this elastic energy storage and biarticular energy transport [6]. Therefore an optimal recycling mechanism should only recycle energy that otherwise would be converted into heat by eccentric muscle contraction.

In previous experiments, our group developed a pneumatically powered ankle foot exoskeleton that could reduce metabolic cost [2]. Current goal: Measure inverse dynamics with the exoskeleton in order to find out if sufficient eccentric joint power is available to power the exoskeleton with, instead of powering the exoskeleton with compressed air.

Afschrift en De Bruyne in coöperation with the lab of movement science, Ghent University (UGent), Gent, Belgium. E-mail: maarten.afschrift@ugent.be

II. METHODS

SIX subjects (height: $1m68 \pm 0.055$, mass: $59.88kg \pm 3.87$) walked over an instrumented walkway wearing a plantarflexion assisting exoskeleton that was tethered to an air compressor and a steering unit on a trolley (figure 1). The subjects conducted three conditions (walking with a powered exoskeleton, unpowered exoskeleton and standard shoes) in a different order to minimize order and carryover effects. The actuators (pneumatic muscles) are controlled by means of a computer program based on signals from footswitches and are activated between 43% and 63 % of the gait cycle.

The passive influence of the exoskeleton on human gait is analyzed by comparing the unpowered exoskeleton condition with the standard shoes condition. The influence of the external plantarflexion moment from the exoskeleton is analyzed by comparing the power and unpowered exoskeleton condition.

Measurements:

- Ground reaction forces (Kistler& AMTI, 1000hz)
- Full body kinematics (Qualisys, 200hz)
- Joint kinetics (Visual3D)

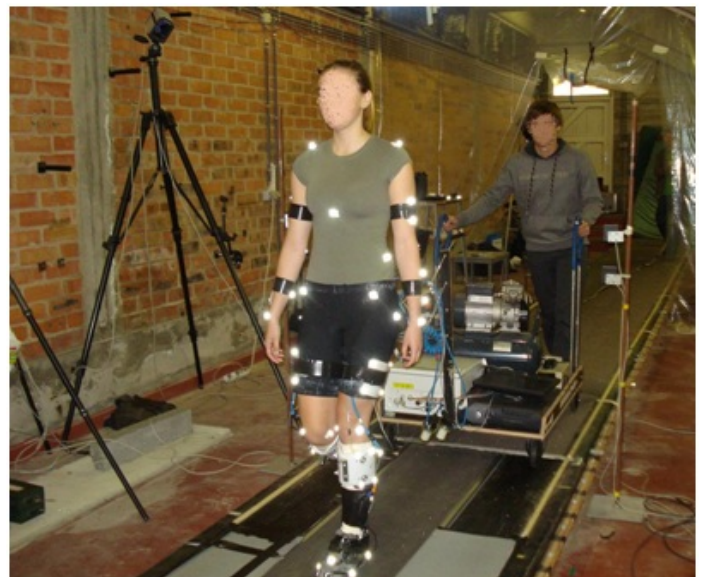


Fig. 1. Experimental setup.

III. RESULTS AND DISCUSSION

A. Influence on the human gait

The passive exoskeleton has a limited influence on the human gait. Firstly, there is a decrease in plantarflexion angle and plantarflexion angular velocity during push-off. This can probably be explained by obstructing effects such as rotation friction and difference in axis of rotation. Secondly, there is no significant difference in total positive, total negative and net joint work between the passive exoskeleton condition and the standard shoes condition.

The plantarflexion moment of the exoskeleton induces an augmentation in total and biological push-off work. This increase in positive work has no influence on spatio-temporal factors such as gait speed and stride length. Furthermore, there is no significant influence on the positive work in the pull-off phase, on joint work during step-to-step transition and on positive, negative and netto joint work. Therefore, there is no final explanation for the increase in push-off work.

The combined effect of the passive exoskeleton and the external plantarflexion moment induces an increase in K4-work. This can probably be explained by the combination of an increase in distal mass and an increase in swing initiation energy due to the augmentation in push-off work [9].

B. Energy recycling

The net joint work during walking with an exoskeleton was not significant different from zero. This confirms the statement that walking is a self-resistive movement in which the most of the total negative work is internal negative work. The large portion of internal negative work offers opportunities for generative braking [1].

A simulation study suggests that 40% of the internal negative work is done by elastic energy, mostly in the H2 and A1 phase [10,3,4]. Furthermore, a part of the internal negative work is done by biarticular energy transport during the K3 phase [3]. Therefore, in our opinion, a recycling mechanism should only recycle negative joint work in the K4- and K1-phase [6]. The literature suggests that there is only a minimal elastic energy storage and none energy transport in these phases of the human gait[3,4,5,6].

The results show clear eccentric power phases in the K1- and K4-phase (figure 2). The summation of the eccentric power indicates that sufficient eccentric joint power is available to reproduce the concentric power of the pneumatic exoskeleton. During walking with a powered exoskeleton, there is 4.26 times more negative joint work in the K4-phase than work generated by the exoskeleton. The K1-phase includes 1.75 times the exoskeleton work.

One concern is that the eccentric joint power will have to be transferred over different joints and/or stored and released at a later time which will cause some energy loss.

Another concern is that the recycling mechanism should solely be activated during the recycling phase, and generates a moment at the knee joint that is similar to the biological joint moment during walking. Otherwise, this device will affect the normal gait patterns. Therefore, the K4-recycling mechanism should generate an average knee flexion moment of 0.22 N m/kg

and a maximum moment equal to 0.47 N m/kg during the K4-phase. The activation and deactivation during a stride can possibly be conducted by a SMART-clutch system in analogy with the mechanism of Wiggin and Li [7,8].

Finally, engineers should consider the high standard deviation in K4 negative work between the subjects. This suggests that an energy recycling mechanism should be individually optimized.

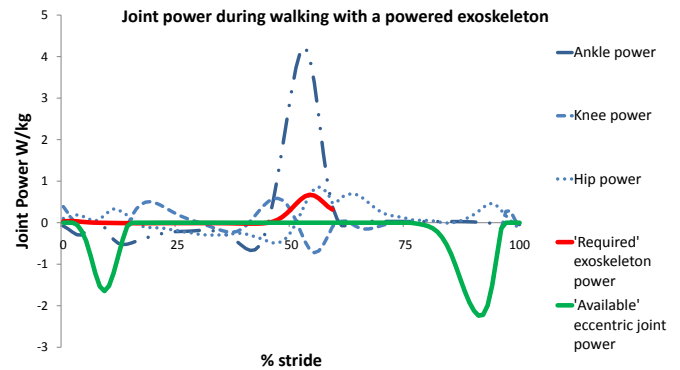


Fig. 2. Exoskeleton, ankle, knee, hip and available eccentric joint power during a stride. The summation of the eccentric joint work in the K4- and K1-phase is 6.01 higher than the required exoskeleton work.

IV. CONCLUSIONS

THESE results show that a plantarflexion assisting exoskeleton that was previously shown to reduce metabolic cost could in theory be powered by recycling eccentric joint power during walking. A K4-recycling mechanism should have a total mechanical efficiency of 0.23 and a K1-mechanism an efficiency of 0.57 to completely power the exoskeleton. If practical obstacles can be overcome such a recycling exoskeleton can benefit to clinical populations as well as able bodied (e.g. rescue workers).

ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to thank prof. dr. Dirk De Clercq, dr. Philippe Malcolm, Samuel Galle, ing. Davy Spiessens and everybody who supported us.

REFERENCES

- [1] A. D. Kuo, *The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective*, Hum Mov Sci, 2007.
- [2] S. Galle et al., *A simple ankle-foot exoskeleton can lower the metabolic cost of walking*, ISB XIII, 2011.
- [3] B. Whittington et al., *The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking*, Gait Posture, 2008.
- [4] M. Ishikawa et al., *Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking*, J. Appl. Physiol., 2005.
- [5] K. Sasaki and R. R. Neptune, *Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed*, Gait Posture, 2006.
- [6] Q. Li et al., *Development of a biomechanical energy harvester*, J. Neuroeng. Rehabil., 2009.
- [7] R. Riemer and A. Shapiro, *Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions*, J. Neuroeng. Rehabil., 2011.
- [8] M. B. Wiggin et al., *An exoskeleton using controlled energy storage and release to aid ankle propulsion*, IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot., 2011.
- [9] M. Meinders et al., *The role of ankle plantar flexor muscle work during walking*, Scand. J. Rehabil. Med., 1998.
- [10] K. Sasaki and R. R. Neptune, *Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed*, Gait Posture, 2006.

Inhoudsopgave

1	Literatuurstudie	1
1.1	Humane locomotie	1
1.1.1	Inleiding	1
1.1.2	Indeling van de wandelbeweging	2
1.1.3	Modellering van de stapbeweging	3
1.1.4	Arbeid in de wandelbeweging	5
1.1.5	Gewrichtsdynamica	7
1.2	Enkel-voet exoskeletten	15
1.2.1	Inleiding	15
1.2.2	Technische opbouw van een enkel-voet exoskelet	16
1.2.3	Kinetica van een enkel-voet exoskelet	18
1.2.4	Invloed van een exoskelet op de stapbeweging	19
1.2.5	Energiercyclage	22
1.3	Onderzoeksvragen en hypotheses	30
1.3.1	De invloed van het enkel-voet exoskelet op de stapbeweging	31
1.3.2	De haalbaarheid van een exoskelet dat aangedreven wordt door excentrische arbeid	33
2	Methode	34
2.1	Populatie	34
2.2	Enkel-voet exoskelet	35
2.3	Protocol	36
2.4	Dataverzameling en -verwerking	37
2.4.1	Kinematica: Qualisys	37
2.4.2	Grondreactiekrachten	38
2.4.3	Kinetica: V3D	38
2.4.4	Mechanica van het enkel-voet exoskelet	40
2.4.5	Verwerking in Microsoft Excel	42
2.5	Statistische analyses	44
2.6	Opmerkingen	44
3	Resultaten	45
3.1	Spatio-temporeel	45
3.2	Gewrichtshoek	46

3.2.1	Sagittale gewrichtshoek enkel	46
3.2.2	Sagittale gewrichtshoek knie	48
3.2.3	Sagittale gewrichtshoek heup	49
3.3	Gewrichtshoeksnelheid	50
3.3.1	Sagittale hoeksnelheid enkel	50
3.3.2	Sagittale hoeksnelheid knie	51
3.3.3	Sagittale hoeksnelheid heup	53
3.4	Gewrichtsmoment	54
3.4.1	Totaal gewrichtsmoment enkel	54
3.4.2	Biologisch gewrichtsmoment enkel	56
3.4.3	Krachtsmoment van het exoskelet	57
3.4.4	Gewrichtsmoment knie	59
3.4.5	Gewrichtsmoment heup	61
3.5	Gewrichtsvermogen	62
3.5.1	Totaal gewrichtsvermogen enkel	62
3.5.2	Biologisch gewrichtsvermogen enkel	64
3.5.3	Gewrichtsvermogen knie	66
3.5.4	Gewrichtsvermogen heup	68
3.5.5	Vermogen van het exoskelet	69
3.5.6	totale gewrichtsarbeid	70
3.6	Descriptieve gegevens inzake energie recyclage	71
4	Discussie	74
4.1	Invloed van een aangedreven exoskelet op de stapbeweging	74
4.1.1	Invloed van de massa en hinder van het passieve exoskelet	74
4.1.2	Invloed van de arbeid geleverd door het exoskelet op de stapbeweging	78
4.2	Haalbaarheid van een recyclerend enkel-voet exoskelet	81
4.2.1	Negatieve arbeid die in warmte wordt omgezet tijdens de stapbeweging	81
4.2.2	W_{K4}/W_{exo} ratio	84
4.2.3	W_{K1}/W_{exo} ratio	85
4.2.4	Interactie tussen een recyclerend systeem en de humane locomotie . .	85
4.2.5	Verdere toepassingen	87
4.3	Conclusie	88
	Bibliografie	90

Hoofdstuk 1

Literatuurstudie

1.1 Humane locomotie

1.1.1 Inleiding

De voorbije 6 decennia zijn exoskeletten geëvolueerd van sciencefiction naar bijna commercialiseerbare producten. Een exoskelet wordt gedefinieerd als een mechanisch antropomorf toestel dat gedragen wordt door de bestuurder, dat goed aansluit bij de menselijke morfologie en samenwerkt met de bestuurder zijn bewegingen (Herr (2009)). Het feit dat grote bedrijven zoals Honda en Toyota begonnen zijn aan onderzoeksprogramma's om exoskeletten te ontwikkelen toont aan dat er veel vooruitgang is in dit onderzoeksgebied. Deze bedrijven zijn er van overtuigd dat in de toekomst mensen zich via exoskeletten zullen voortbewegen.

Desondanks zijn er nog vele uitdagingen vooraleer het mogelijk wordt door middel van deze systemen de menselijke stapbeweging optimaal te ondersteunen. Enerzijds zijn er nog vele mechanische uitdagingen om het exoskelet te optimaliseren. Anderzijds zal het essentieel zijn om deze nieuwe technologie af te stemmen op de natuurlijke locomotie van de mens. Om die reden zullen de ingenieurs nauwgezet rekening moeten houden met de belangrijkste fysiologische en biomechanische principes van de stapbeweging (Ferris *et al.* (2007)). Twee grote hinderpalen in de ontwikkeling van exoskeletten zijn de beperkte informatie over de menselijke interactie met het exoskelet en de beperkte autonomie van de energiebron.


In deze thesis maken we gebruik van een niet autonoom enkel-voet exoskelet om de invloed van het externe plantairflexiemoment op de stapbeweging te analyseren. De invloed op de stapbeweging van het passieve en actieve enkel-voet exoskelet verklaart mogelijk de veranderingen in metabool energieverbruik. Daarnaast wordt er ook aangetoond in welke fases van de stapbeweging er mogelijk energie kan gerecycleerd worden, wat voor een toename in autonomie van de energiebron kan zorgen. Dit onderzoek geeft met andere woorden een aanzet tot het oplossen van de twee bovenstaande hinderpalen in de ontwikkeling van exoskeletten.

1.1.2 Indeling van de wandelbeweging

Een duidelijke en consistente terminologie is onontbeerlijk binnen een wetenschappelijk document. In onderstaande paragrafen wordt de basisterminologie van de wandelbeweging verklaard. Deze terminologie wordt consistent toegepast doorheen deze scriptie.

De wandelbeweging wordt gedefinieerd door een aaneenschakeling van schreden. Een schrede bestaat uit twee stappen en wordt afgebakend door twee hielcontacten van dezelfde voet. Een stap daarentegen wordt afgebakend door twee hielcontacten van het ipsilaterale en contralaterale been (Winter (1991)). De schredencyclus kunnen we onderverdelen in een steunfase en een zwaafase. De steunfase kan men verder onderverdelen in de *weight acceptance* fase, de *midstance* fase en de *push-off* fase. De *weight acceptance* fase begint bij hielcontact en eindigt bij maximale knieflexie. In deze fase wordt het lichaamsgewicht opgevangen en vindt plaatst tussen de 0% en 15% van een schredencyclus. De *midstance* fase volgt op de *weight acceptance* fase en eindigt bij aanvang van de *push-off* fase. Deze fase situeert zich tussen de 15% en 40% van een schredencyclus. De *midstance* fase wordt door Kuo verder onderverdeeld in een *rebound* fase en een *pre-load* fase. De *rebound* fase begint bij maximale knieflexie en eindigt bij maximale knie-extensie. De *pre-load* fase volgt op de *rebound* fase en eindigt bij de start van de plantairflexie beweging van de enkel (Kuo *et al.* (2005)). De *push-off* fase begint bij het strekken van de enkel. In deze fase zullen de onderste ledenmaten zich wegduwen van de grond. Deze fase situeert zich tussen de 40% en 60% van de schredencyclus en eindigt bij het loskomen van de voet (Winter (1991)). Tenslotte zien we in de steunfase ook tweemaal een dubbele steunfase en éénmaal een éénbenige steunfase.

De zwaafase duurt 40% van de schredencyclus en bestaat uit een *initial swing* fase, een *midswing* fase en een *terminal swing* fase. De *initial swing* fase start bij het loskomen van de voet en eindigt als het zwaaibeen de steunvoet passeert. De tweede zwaafase of *midswing* volgt op de *initial swing* en eindigt als de tibia verticaal is. Tot slot is er de *terminal swing* die eindigt als de hiel de grond raakt (Perry (1992)).

Schredecyclus					
					
Stance 60%			Swing 40%		
Double stance 0-10%	Single support 10-60%		Swing 60-100%		
Weight acceptance 0-15%	Mid stance 15-40% (rebound+ pre-load)	Push-off 40-60%	Initial swing 60-73%	Mid swing 73-87%	Terminal swing 87-100%

Figuur 1.1: Indeling schredecyclus (Perry (1992)).

1.1.3 Modelling van de stapbeweging

Bij het modelleren van de stapbeweging baseren we ons volledig op eenvoudige modellen van wandelen. In deze modellen beschouwen we het lichaamszwaartepunt als de belangrijkste last tijdens het stappen. Daarbij negeren we de massa van de benen en de rotatietraagheid van de romp. In onderstaande paragrafen worden de belangrijkste modellen doorheen de geschiedenis besproken.

De inverted pendulum theorie

Cavagna stelde dat de wandelbeweging kan vergeleken worden met een omgekeerde pendulum. De werking van een pendulum berust op de transfer van potentiële en kinetische energie waarbij er uitsluitend verlies is van de totale mechanische energie door externe krachten. Cavagna berekende in 1963 de wisselwerking tussen kinetische en potentiële energie tijdens het wandelen. Hij besloot dat er kinetische energie gebruikt wordt om het lichaam te liften (Cavagna *et al.* (1963)). Het lichaamszwaartepunt beweegt tijdens de wandelbeweging als een omkeerde pendulum rondom het steunbeen. Ook het zwaaibeen zal tijdens de éénbenige steunfase werken als een pendulum (Mochon & McMahon (1980)). Omwille van het feit dat de kinetische en potentiële energie in tegenfase zijn, is er in theorie geen extra spierarbeid nodig zijn om de mechanische energie constant te houden.

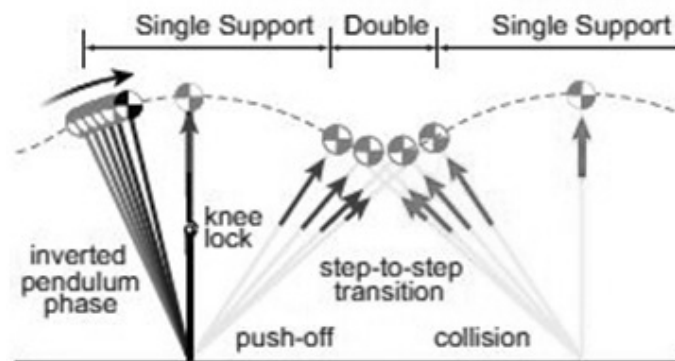
Desondanks zorgt de overdracht tussen kinetische en potentiële energie slechts voor een behoud van 65% van de mechanische energie (Cavagna *et al.* (1976)). Tijdens de stapbeweging is er dus nood aan interne arbeid, geleverd door de spieren, om de mechanische energie constant te houden. Het zal daarom essentieel zijn om te bepalen waarin de menselijke stapbeweging afwijkt van het zuivere pendulum model en in welke mate deze afwijking zorgt voor een

energetische kost (Kuo (2007b)).

Dynamic walking: step to step transition

Het *dynamic walking model* vindt zijn oorsprong in de robotica, waarin een stappatroon wordt ontwikkeld zonder aandacht voor menselijke spier- en gewrichtswerking. McGeer toonde aan dat, via passieve dynamica, een robot een licht dalende helling kan afwandelen zonder energieverbruik (McGeer (1990)). Latere robotten hebben aangetoond dat men via passieve dynamica kan wandelen met een minimale energie input op het vlakke. Vanuit dit perspectief wordt de menselijke stapbeweging benaderd met een focus op het essentiële van het wandelen.

Het *dynamic walking model* kan men zien als een uitbreiding van de *inverted pendulum* theorie. In tegenstelling tot de *inverted pendulum* theorie is er in dit model wel aandacht voor de volledige stapcyclus, waarin de dubbele steunfase of *step-to-step transition* een belangrijke rol zal spelen. Tijdens deze fase zal het lichaam de snelheid van het LZP (lichaamszwaartepunt) van richting doen veranderen zodat er kan worden overgegaan op de volgende *inverted pendulum* fase van het andere steunbeen. De snelheid van het LZP zal voor de dubbele steunfase schuin voorwaarts naar beneden gericht zijn, na de heroriëntering zal de richting schuin opwaarts zijn. Hierbij zal het voorste been een negatieve arbeid leveren als gevolg van de botsing van de hiel met de grond. Deze negatieve arbeid is hoofdzakelijk te wijten aan de excentrische werking van de knie-extensoren om de knieflexie tegen te gaan (Kuo & Donelan (2010)). Dit verlies aan mechanische energie wordt gecompenseerd door positieve arbeid van het achterste been. Net voor hielcontact zal het achterste been afduwen tot het einde van de dubbele steunfase, zo kan men de totale mechanische energie constant houden (Kuo (2002)). Aangezien er voor de positieve en negatieve arbeid spierkracht nodig is, bepaalt de *step-to-step transition* voor 60% tot 70% de totale metabole kost (Donelan *et al.* (2002)).



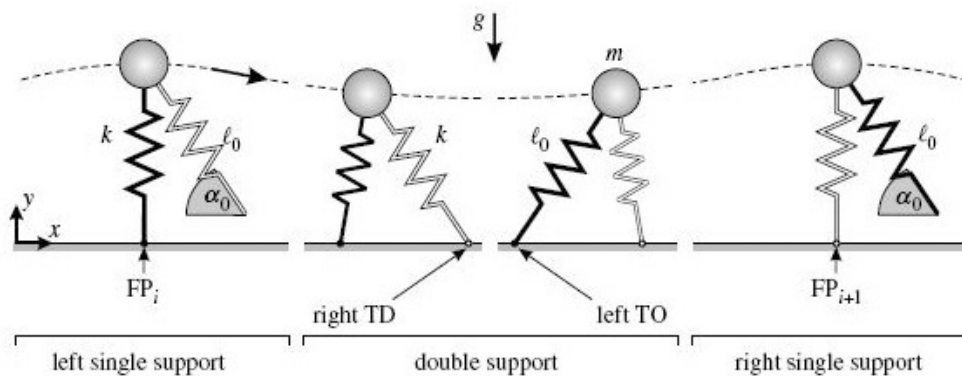
Figuur 1.2: Step-to-step transition (Kuo (2007b)).

Daarnaast zal de beweging van de benen ten opzichte van het torso ook een belangrijke factor

zijn in de totale metabole kost. De mens beschikt niet over de nodige stijfheid en elastische werking in het heupgewricht om de zwaai van de benen kosteloos te laten verlopen (Doke *et al.* (2005)). Daarom moet de mens gebruik maken van spierarbeid om het been te versnellen en te vertragen. Dit heeft tot gevolg dat het energieverbruik zal toenemen bij een toename in stapfrequentie. Rekening houdend met de kost bij *step-to-step transition* en de kost om het been te laten zwaaien, zal de stapfrequentie en staplengte in verhouding worden gebracht om een energetisch optimum te bereiken voor een bepaalde stap snelheid.

Spring-mass model

Het spring-mass model of *spring loaded inverted pendulum model* stelt dat wandelen net zoals lopen een *bouncing gait* is. Volgens dit model wordt de efficiëntie van de stapbeweging hoofdzakelijk bepaald door de energieopslag en -teruggave in het been en slechts een beperkt deel door het behoud van mechanische energie door de omgekeerde pendulum. Door tijdelijke energieopslag tijdens het eerste deel van de steunfase kan deze energie gebruikt worden in het tweede deel van de steunfase. Op deze manier wordt de *step-to-step transition cost* geminimaliseerd (Geyer *et al.* (2006)). Dit model wordt ondersteund door studies naar de energieopslag in elastisch weefsel tijdens het wandelen (Sasaki & Neptune (2006), Fukunaga *et al.* (2001), Ishikawa *et al.* (2005)). Bijgevolg wordt volgens dit model de efficiëntie van het wandelen bepaald door hoeveel energie er kan opgeslagen worden tijdens het heroriënteren van het LZP.



Figuur 1.3: Het bipedale spring-mass model (Geyer *et al.* (2006)).

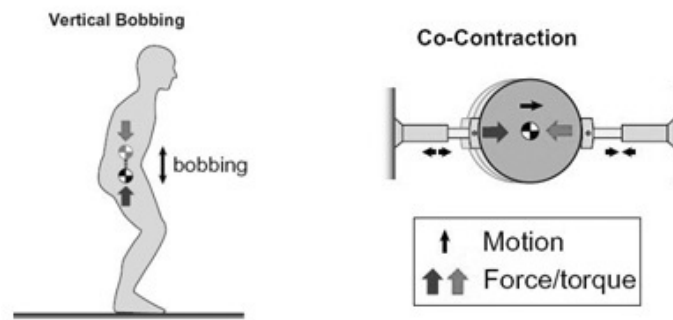
1.1.4 Arbeid in de wandelbeweging

Als men zich voortbeweegt aan een constante snelheid moet de totale mechanische energie constant zijn. Om de totale mechanische energie constant te houden moet de totale hoeveelheid positieve en negatieve arbeid gelijk zijn. Het analyseren van alle componenten van de negatieve arbeid is dan ook essentieel om de totale positieve arbeid, geleverd door het

lichaam, te kunnen bepalen. Er zijn vier vormen van negatieve arbeid: namelijk negatieve arbeid uit de buitenwereld, negatieve spierarbeid door het afremmen van bewegingen, negatieve spierarbeid door co-contractie in één gewricht en negatieve spierarbeid door co-contractie in meerdere gewrichten. In de meeste vormen van locomotie wordt het grootste deel van de negatieve arbeid geleverd door de omgeving. Een voorbeeld hiervan is fietsen, waar de wrijvingsweerstand met de grond en de wind voor een negatieve arbeid zorgt. Daarentegen is de stapbeweging een *self-resistive* vorm van locomotie. De totale hoeveelheid negatieve arbeid wordt hoofdzakelijk geproduceerd door interne krachten, en slechts een verwaarloosbare hoeveelheid negatieve arbeid wordt geleverd door externe krachten zoals luchtweerstand, frictie en energieabsorptie met de grond. Zowel de positieve als de negatieve interne arbeid wordt geleverd door de spieren in de vorm van concentrische, excentrische en statische contracties (Ferris *et al.* (2007)). Onderzoek heeft uitgewezen dat tijdens gelijkmatige beweging de positieve spierarbeid geleverd wordt met een efficiëntie van 25%, en de negatieve arbeid door de spieren heeft een efficiëntie van -120% (Hill (1938)). Een efficiëntie van -1.2 betekent dat er 0,83 J metabool energiebruik is per Joule mechanische energie die wordt omgezet naar warmte via negatieve spierarbeid. Hoewel negatieve spierarbeid metabool efficiënt is, moet men deze beperken omdat het minder efficiënte positieve spierarbeid induceert. Inzicht in het proces van produceren van negatieve arbeid en in welke hoeveelheid is van essentieel belang om de stapbeweging energetisch te benaderen.

Er zijn verschillende vormen van negatieve spierarbeid in de stapbeweging. Tijdens co-contractie zal er bijvoorbeeld simultaan negatieve en positieve arbeid verricht worden door de spieren. Co-contractie zien we in de stapbeweging voorkomen in twee verschillende vormen. De eerste vorm is ter hoogte van één gewricht. Dan moeten de agonisten veel positieve arbeid verrichten om de negatieve arbeid van de antagonist te overwinnen (Winter (2009)). Een andere vorm van co-contractie treedt op wanneer er energie gegenereerd wordt ter hoogte van een gewricht die geabsorbeerd wordt ter hoogte van een andere gewricht. Dit fenomeen treedt op bij de *step-to-step transition* (Kuo (2007b)).

Een andere taak van negatieve spierarbeid is het afremmen van een beweging. In ter plaatse huppelen zal er een positieve arbeid geleverd worden om het lichaam vanuit een gehurkte positie tegen de zwaartekracht in te bewegen. Als het lichaam gecontroleerd terug naar hurkpositie beweegt, wordt de potentiële energie verspild door negatieve spierarbeid. Ter plaatsen huppelen is dus niets anders dan een verlies van energie (Kuo (2007b)).



Figuur 1.4: Vormen van negatieve arbeid: ter plaatsen op en neer veren en co-contractie (Kuo (2007b)).

De hoeveelheid van negatieve spierarbeid in de vorm van co-contractie en *vertical bobbing* is bepalend voor de hoeveelheid positieve arbeid. Bijgevolg zal de totale negatieve arbeid het totale energieverbruik bepalen tijdens de stapbeweging.

1.1.5 Gewrichtsdynamica

Via een inverse dynamica analyse is het mogelijk om de netto gewrichtsmomenten en -vermogens te berekenen tijdens de wandelbeweging. De gewrichtsvermogenscurves van de enkel, knie en heup geven meer informatie over de totale negatieve en positieve arbeid tijdens de wandelbeweging. Aangezien er uitsluitend rekening gehouden wordt met netto krachtmomenten ter hoogte van een gewricht, kan de negatieve arbeid geleverd door co-contractie binnen één gewricht niet geanalyseerd worden. De negatieve arbeid in de vorm van afremmen van bewegingen en co-contractie tussen verschillende gewrichten valt wel te bepalen.

Het enkelgewricht: Kinematica

Door middel van verschillende gewrichten in de voet en enkel is er een driedimensionale beweging mogelijk. In deze scriptie gaan we uitsluitend dieper in op de flexie-extensie beweging. Doorheen de stapcyclus zal het enkelgewricht altemnerend plantairflexie en dorsiflexie uitvoeren. Bij voetcontact beweegt de enkel in plantairflexie. Bij de start van de éénbenige steunfase gaat de enkel over tot dorsiflexie. Net voor de tweede dubbele steunfase start zal de plantairflexiehoek snel vergroten. Tijdens de zwaafase beweegt de enkel terug naar neutrale positie (Perry (1992)).

Het enkelgewricht: Kinetica

Gewrichtsmoment De veranderingen in de enkelhoek wordt bepaald door de krachtmomenten die aangrijpen op het enkelgewricht. Ten eerste wordt er een krachtmoment geleverd

door de spieren. In de eerste 5% van de stapcyclus wordt er een kort dorsiflexiemoment geleverd door pretibiale spieren. Vervolgens leveren de plantairflexoren gedurende de rest van de steunfase een plantairflexie moment (Perry (1992)).

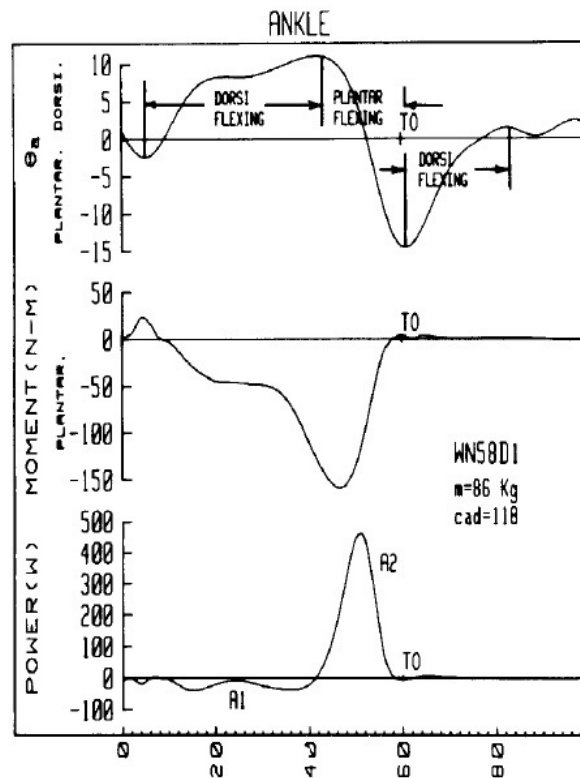
Ten tweede wordt er een krachtmoment geleverd door het elastische weefsel in het enkelgewricht. Het spierpeescomplex van de m. soleus en m. gastrocnemius zorgt voor een elastische werking. In de stapcyclus wordt tijdens de eerste fasen van de *single support* het spierpeescomplex van de gastrocnemius langzaam uitgerekt. Deze uitrekking wordt hoofdzakelijk bepaald door de verandering in lengte van de pezen, waarbij de spierlengte quasi constant blijft (Fukunaga *et al.* (2001)). Dit zorgt ervoor dat het contractie element kan werken op de ideale kracht-lengte en kracht-snelheid relatie. Zo wordt de energetische kost geminimaliseerd (Hill (1938)). Hierbij zal de rekkings-verkortingscyclus van het spierpeescomplex van de m. gastrocnemius en m. soleus werken als een katapultmechanische (Ishikawa *et al.* (2005)). De elastische elementen slaan doorheen de éénbenige steunfase langzaam elastische energie op. Op het juiste moment wordt deze elastische energie los gelaten, wat een hoge *push-off* vermogens piek veroorzaakt. De elastische werking zorgt voor 44-59% van totale plantairflexie arbeid (Sawicki & Ferris (2008)).

Ten slotte wordt er ook een krachtmoment geleverd door de grondreactiekracht. Het *center of pressure* (COP) beweegt zich doorheen de stapcyclus vanaf de hiel naar de proximale phalangen. Bij hielcontact situeert het COP zich posterieur ten opzichte van het enkelgewricht, bijgevolg zal de grondreactiekracht een plantairflexiemoment induceren. Na 5% van de stapcyclus zal een dorsiflexiemoment ontstaan en progressief vergroten naargelang het COP verder anterior vordert ten opzichte van het enkelgewricht (Perry (1992)).

Gewrichtsvermogen Doorheen een schrede wordt er zowel een positief als een negatief gewrichtsvermogen gegenereerd in de enkel (Winter (1991)). Een eerste moment van negatief vermogen vindt plaats bij hielcontact. Door het passieve plantairflexiemoment kantelt de voet snel en maakt contact met de grond. De pretibiale spieren werken dit plantairflexiemoment excentrisch tegen. Dit negatief vermogen zorgt ervoor dat de voorvoet gecontroleerd op de grond wordt geplaatst (Perry (1992)). Vervolgens levert het enkelgewricht gedurende de *rebound* en *pre-load* fase een negatief vermogen. Het enkelgewricht wordt passief in dorsiflexie gedwongen door de voorwaartse beweging van de tibia en het dorsiflexiemoment van de grondreactiekracht (Perry (1992)). De plantairflexoren remmen deze dorsiflexie af door een excentrische contractie. Een deel van de negatieve arbeid wordt niet geleverd door spieren maar door elastisch weefsel in de achillespees. Zo wordt er mechanische energie opgeslagen in elastische energie en niet verspild door excentrische spiercontractie (Ishikawa *et al.* (2005)). Deze fase van vermogen wordt grafisch weergegeven door het gebied A1 op de gewrichtsvermogenscurve (Winter (1991)).

Op het einde van de éénbenige steunfase is het plantairflexiemoment groot genoeg om de hiel los te laten komen van de grond (Winter (1983)). Deze fase wordt gedefinieerd als de *push-off* fase, waarbij de positieve arbeid het LZP van richting doet veranderen (Kuo (2002)). Er wordt een positief vermogen geleverd door het kuitspiercomplex via een concentrische contractie van de kuitspieren samen met het katapultmechanisme van het elastische weefsel. Door de teruggave van elastische energie ontstaat er een koppeling tussen de negatieve en positieve arbeid in het enkelgewricht. Dit zorgt ervoor dat er minder positieve spierarbeid nodig is. Deze stelling wordt bewezen door het feit dat het enkelgewricht een positieve arbeid levert met een *apparent efficiency* van 61% (Sawicki & Ferris (2008)). Wat ver boven de efficiëntie van 25% van positieve spierarbeid ligt. Deze fase van positieve arbeid wordt grafisch weergegeven door het gebied A2 op de gewrichtsvermogenscurve (Winter (1991)).

Er zijn verschillende hypothesen over de rol van de plantairflexoren en de *push-off* arbeid in het enkelgewricht. Volgens Neptune zorgt de soleus voor een acceleratie van de romp en de gastrocnemius voor een acceleratie van het been om de zwaaibeweging te starten (Neptune *et al.* (2001)). Volgens Meinders dient de *push-off* arbeid om het been te laten zwaaien. Bijgevolg wordt de energie van de *push-off* omgezet in kinetische en potentiële energie in het zwaaibeen (Meinders *et al.* (1998)). Tenslotte dient deze fase volgens Winter als een voorwaartse impuls om het lichaam te versnellen (Winter (1983)).



Figuur 1.5: De sagittale hoek, krachtmoment en vermogen van het enkelgewricht tijdens de wandelbeweging (Winter (1983)).

Het kniegewricht: Kinematica

Het *articulatio genus* of kniegewricht is een draai-scharniergewricht dat zich situeert tussen de femur en de tibia. Het gewricht wordt getypeerd door een grote flexie/extensie mogelijkheid in het sagittale vlak. Doorheen de stapcyclus zijn er vier bewegingen van het kniegewricht. Bij het opvangen van het lichaamsgewicht of *weight acceptance* buigt het kniegewricht. Tijdens de *rebound* fase treedt er een extensie van de knie op tot *midstance*. Vervolgens buigt het kniegewricht langzaam tijdens het laatste deel van de éénbenige steunfase. Bij aanvang van de tweebeenige steunfase buigt de knie sneller, deze snelle buiging wordt voortgezet tijdens de zwaai fase. Tijdens de *midswing* zal de maximale knieflexie even constant blijven om daarna terug snel te strekken tijdens de *terminal swing* fase (Perry (1992)).

Het kniegewricht: Kinetica

Gewrichtsmoment De spieren ter hoogte van de knie leveren een krachtmoment in vier fasen. Tussen 0 en 30% van de schredetijd is er een knie-extensiemoment. Dit moment wordt hoofdzakelijk geleverd door de mono-articular vasti van de quadriceps. Tussen de 30% en 50% van de schredetijd is er een activatie van de quadriceps en de m. gastrocnemius. Tussen 50% en 80% van de schredetijd is er een licht extensiemoment, hoofdzakelijk geleverd door

de biarticulaire rectus femoris (Annaswamy *et al.* (1999)). Ten slotte is er tussen 80% en 100% van de schredetijd een knieflexiemoment om de zwaai van het onderbeen af te remmen. Dit moment wordt geleverd door de hamstrings (biceps femoris, semimembranosus, semitendinosus) (Perry (1992)).

Het aandeel van het elastisch weefsel in het krachtmoment ter hoogte van de knie valt onmogelijk te bepalen is (Winter (2009)). Sommige onderzoekers hebben toch een poging gedaan om de invloed van elasticiteit in het kniegewricht in te schatten. Sawicki berekende, na een resem veronderstellingen en vereenvoudigingen, dat het kniegewricht werkt met een *apparent efficiency* van 24% (Sawicki *et al.* (2009)). Dit is quasi gelijk aan de efficiëntie van 25% bij positieve arbeid geleverd door spieren (Hill (1938)). Zo wordt gesteld dat er geen elastische koppeling is tussen negatieve arbeid en positieve arbeid in het kniegewricht. Bijgevolg is er naar ons weten geen indicatie van mogelijke elastische energieopslag in de patellapees tijdens het wandelen.

Net zoals bij het enkelgewricht speelt de grootte en het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht een belangrijke rol in de dynamica van het kniegewricht. Bij hielcontact bevindt de grondreactiekrachtvector zich anterior ten opzichte van het kniegewricht. Dit zorgt voor een kortstondig extensiemoment. Vervolgens verplaatst de grondreactiekrachtvector naar posterior van het kniegewricht. Dit resulteert in een progressief toenemend flexiemoment. Tijdens de éénbenige steunfase beweegt de grondreactiekrachtvector naar anterior. Bijgevolg is er een passief extensiemoment in de knie. Hierdoor is er geen spierkracht nodig om de knie gestrekt te houden tijdens de éénbenige steunfase. Ten slotte bevindt de GRK vector zich posterior van de knie tijdens de *push-off* fase, wat een flexiemoment induceert (Perry (1992)).

Gewrichtsvermogen Doorheen één schrede is er hoofdzakelijk een negatief vermogen in het kniegewricht. Bijgevolg zullen de spieren hoofdzakelijk excentrisch contraheren. Zo zal er een aanzienlijke hoeveelheid mechanische energie verloren gaan in het kniegewricht.

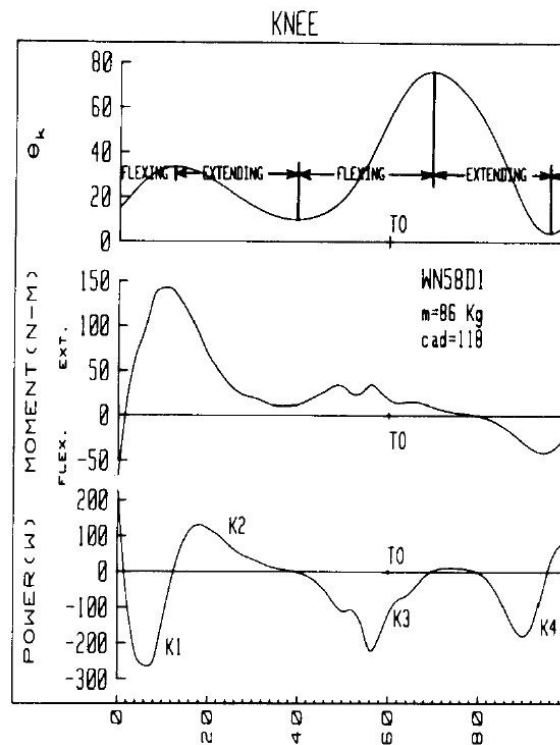
Tijdens de *weight acceptance* fase is er een passief flexiemoment ter hoogte van de knie door het opvangen van het lichaamsgewicht en een posterieure grondreactiekrachtvector ten opzichte van het kniegewricht (Perry (1992)). De uni-artculaire vasti spieren van de quadriceps contraheren excentrisch om de knieflexie te controleren. Deze excentrische spierarbeid zorgt voor een energieverlies, aangezien de elastische opslag van energie in de patellapees verwaarloosbaar is (Neptune *et al.* (2004), Sawicki *et al.* (2009), Sasaki & Neptune (2006)). Deze fase van negatief vermogen wordt weergegeven op de grafiek als K1.

Om het LZP kosteloos te laten bewegen als een *inverted pendulum* moet het kniegewricht terug gestrekt worden. Dit knie-extensiemoment wordt tijdens de *rebound* fase geleverd door een concentrische contractie van de vasti (Winter (1991)). Tijdens deze fase zorgt de concentrische contractie voor een toename in totale mechanische energie en een opwaartse acceleratie van

de romp (Neptune *et al.* (2004)). Deze fase van positief vermogen wordt weergegeven op de grafiek als K2 (Winter (1991)). Aangezien er naar ons weten geen elastische energie opslag is in de patellapees, is er geen elastische koppeling tussen K1 en K2.

Op het einde van de *midstance* fase begint de knie te buigen. De grondreactiekracht induceert een kniebuigend moment (Perry (1992)). Tijdens de *push-off* fase zal de knie snel buigen om over te gaan tot de zwaai fase. Een overdreven flexie van de knie wordt excentrisch gecontroleerd door een activatie van de rectus femoris (Annaswamy *et al.* (1999)). Dit is het tweede moment waarin een aanzienlijke hoeveelheid negatieve arbeid wordt verricht. Deze fase van negatief vermogen wordt weergegeven op de grafiek als K3.

Bij aanvang van de zwaai fase zal de knie verder buigen. Door de snelle heupbuiging zorgt de inertie van de tibia voor een passieve knieflexie (Perry (1992)). Tijdens de *midswing* blijft de knie passief gebogen. De zwaai van het onderbeen wordt tijdens de *terminal swing* afgeremd door een excentrische contractie van de hamstrings (Neptune *et al.* (2004)). Dit negatief gewrichtsvermogen is op de grafiek weergegeven als K4.



Figuur 1.6: De sagittale hoek, krachtmoment en vermogen van het kniegewricht tijdens de wandelbeweging (Winter (1983)).

Het heupgewricht: Kinematica

Het heupgewricht of *articulatio coxae* is een 3-assig kogelgewricht (*articulatio spheroida*). Deze scriptie gaat dieper in op de flexie-extensie beweging van de heup tijdens de wandelbeweging. De heuphoek, gevormd tussen femur en pelvis, doorloopt twee fases doorheen de stapcyclus. In de eerste fase zal de heup gestrekt worden. Dit gebeurt eerst langzaam tijdens de *weight acceptance* fase en progressief versnellend vanaf *midstance* tot de start van de *preswing* fase. Vervolgens zal de heup tijdens de dubbele steun- en swingfase overgaan tot flexie (Perry (1992)).

Het heupgewricht: Kinetica

Gewrichtsmoment Het krachtmoment dat geleverd wordt door de spieren wordt opgedeeld in vier fasen. Bij *weight acceptance* is er een extensiemoment. Dit krachtmoment ontstaat door een contractie van de mono-artculaire glutei en m. adductor magnus. Tussen de 15% en 50% van de schredetijd is er een flexiemoment waarbij hoofdzakelijk de m. iliacus geactiveerd is om de achterwaartse rotatie van het been te controleren. Tussen de 50% en 80% van de schredetijd is er een flexiemoment. Dit moment wordt hoofdzakelijk geleverd door de een plotse activatie van de biarticulaire rectus femoris (Annaswamy *et al.* (1999)). Ten slotte zal de zwaai van het onderbeen afgeremd worden door een activatie van de biarticulaire hamstrings. Dit induceert een extensiemoment ter hoogte van de heup (Perry (1992)).

Er is in de literatuur enige discussie over de invloed van elastisch weefsel ter hoogte van de heup. De verschillen in elasticiteit in de onderste ledenmaten wordt verklaard door de proximo-distale gradiënt van de spier-peesarchitectuur (Biewener & Daley (2007)). Proximale spieren hebben lange spiervezels, korte pezen, een grote dwarsdoorsnede en een kleine pennatie (Friederich & Brand (1990)). Distale spieren hebben net de tegenovergestelde eigenschappen. De meeste spiermassa situeert zich proximaal om de inertiekost tijdens het wandelen te minimaliseren. Sawicki leidde af dat de heup en knie samenwerken met een efficiëntie van 0,24 (Sawicki *et al.* (2009)). Dit ondersteunt bovenstaande theorie, en bewijst dat er geen elastische opslag en teruggave is van energie ter hoogte van de heup. Daarentegen hebben een aantal andere studies aangegeven dat elastisch weefsel in de heup energie kan opslaan en teruggeven en zo een bijdrage leveren aan het krachtmoment (Yoon & Mansour (1982), Neptune *et al.* (2004)). Volgens Whittington wordt er 40% van de negatieve arbeid in de H2 fase opgeslagen in elastisch weefsel om 50% van de positieve arbeid te leveren tijdens de H3 fase (Whittington *et al.* (2008)).

De invloed van de grondreactiekracht op de momentswerking ter hoogte van de heup zal slechts een benadering zijn van de totale externe krachten. Net zoals bij de knie wordt er een systematische fout gemaakt door de actie-reactiekracht van de onderliggende segmenten niet te verrekenen. Gedurende de eerste 2% van de stapcyclus zal de grondreactiekrachtvector

een knie-extensiemoment induceren. Tijdens het resterende deel van de steunfase zal de grondreactiekracht zich posterieur van het kniegewricht bevinden. Tot aan de *midstance* fase blijft dit strekkend moment minimaal. Hierop volgend zal het moment snel vergroten tijdens de *terminal stance* fase. Tijdens de tweede dubbele steunfase zal dit strekkend moment verminderen, om te verdwijnen tijdens de zwaafase (Perry (1992)).

Gewrichtsvermogen Doorheen één schrede is er zowel een aanzienlijke hoeveelheid negatief als positief vermogen ter hoogte van de heup. Er zijn twee fases van positieve arbeid en één fase van negatieve arbeid (Winter (1991)).

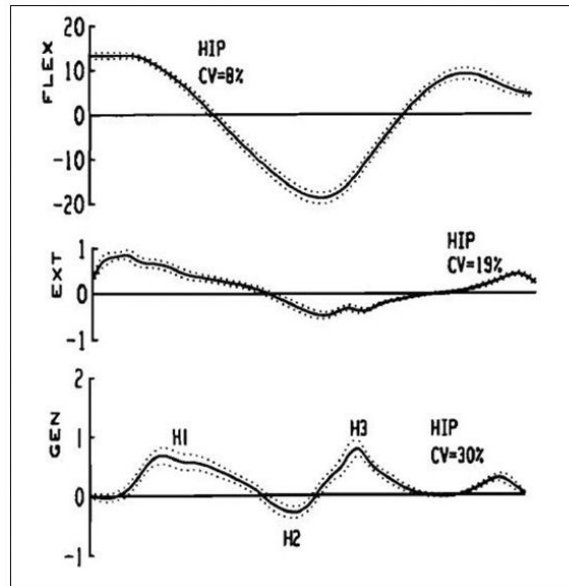
Bij initieel contact tijdens de *weight acceptance phase* wordt het lichaamsgewicht opgevangen. Door het gecombineerde effect van het gewicht van de romp, een anterieure GRK en de voorwaartse beweging van de romp ontstaat er een heupflexiemoment. Dit wordt concentrisch tegengewerkt door de heupextensoren waarbij hoofdzakelijk de glutei en m. adductor magnus contraheren (Perry (1992)). Deze fase van positief gewrichtsvermogen is op de grafiek aangeduid als H1.

Gedurende de *midstance* fase wordt de heup passief gestrekt door het gecombineerde effect van een posterieure GRK en de inertie van het bovenlichaam. Het heupgewricht dreigt over te gaan tot hyperextensie. Dit wordt gecontroleerd door de heupflexoren die een excentrische contractie uitvoeren, waarbij hoofdzakelijk de iliacus is geactiveerd. Deze fase van negatief gewrichtsvermogen is op de grafiek aangeduid als H2 (Perry (1992)).

De werking van de heupflexoren wordt verder gezet tijdens de *push-off* fase. Gedurende deze fase gaan heupflexoren over tot een concentrische werking. Deze concentrische werking, ook wel de *pull-off* fase genoemd, induceert het zwaaimoment van het been (Meinders *et al.* (1998)). Deze fase van positief gewrichtsvermogen is op de grafiek aangeduid als H3. Er bestaat een hypothese dat er energie wordt opgeslagen in elastisch weefsel gedurende de H2-fase en gebruikt wordt tijdens de H3-fase. Zoals al vermeld onderschrijven sommige studies deze elastische werking, andere studies verwerpen deze hypothese. In deze fase is de rectus femoris geactiveerd om de knieflexie excentrisch tegen te werken en de heupflexie aan te drijven (Anaswamy *et al.* (1999)). Whittington *et al.* stellen dat de rectus femoris negatieve arbeid in K3 direct zal gebruiken om positieve arbeid in H3 te leveren via biarticulaire energieoverdracht (Whittington *et al.* (2008)).

In de hierop volgende zwaafase is er een passieve flexie van de heup door de *pre-swing* mechanica. Tijdens de *terminal swing* fase is er een excentrische werking nodig van de heupflexoren om de zwaai van het onderbeen af te remmen. De biarticulaire hamstrings zorgen voor een deceleratie van zowel het onderbeen als het bovenbeen door een excentrische contractie uit te voeren (Winter (1991)). Dit mechanisme is op de grafiek van Winter *et al.* niet duidelijk

zichtbaar (Winter (1983)). Volgens Meinders wordt tijdens deze fase van negatieve arbeid energie van het zwaaibeen getransporteerd naar de romp (Meinders *et al.* (1998)).



Figuur 1.7: De sagittale hoek, krachtmoment en vermogen van het heupgewricht tijdens de wandelbeweging (Winter (1983)).

1.2 Enkel-voet exoskeletten

1.2.1 Inleiding

Volgens Ferris zullen de mensen in 2024 over de straat wandelen en hun boodschappen doen met behulp van een exoskelet (Ferris (2009)). Deze voorspelling toont aan dat exoskeletten misschien niet meer zo futuristisch zijn als algemeen aangenomen. Exoskeletten en aangedreven orthesen worden gedefinieerd als mechanische apparaten die gedragen worden door de mens in samenwerking met de bewegingen van de drager (Herr (2009)). Een exoskelet wordt gebruikt om de prestaties van een gezonde persoon te doen verbeteren. De term orthese wordt gebruikt voor apparaten die de ledenmaat van de drager ondersteunen bij pathologische populaties (Dollar & Herr (2008)). In tegenstelling tot bijvoorbeeld bipedale robots heeft een exoskelet of orthese het grote voordeel dat het kan steunen op de intelligentie van de menselijke gebruiker. Dit brengt tevens een groot nadeel met zich mee. Alle aspecten van de humane locomotie moeten namelijk gekend zijn om het exoskelet optimaal af te stemmen op de gebruiker (Ferris (2009)).

Exoskeletten en actieve ortheses maken gebruik van extra mechanische ondersteuning om bepaalde doelen te bereiken. Zo worden er exoskeletten ontworpen om de uithouding, metabool

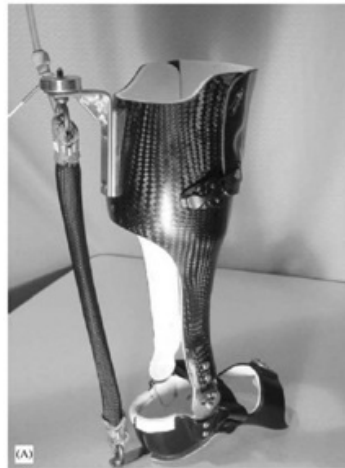
energieverbruik en maximale kracht te verbeteren (Kazerooni & Steger (2006), Walsh *et al.* (2007)). Het *DARPA-Program* binnen het Amerikaanse leger heeft als doel de prestaties van soldaten en reddingswerkers te verbeteren aan de hand van een exoskelet-mechanisme. Andere exoskeletten en ortheses dienen om pathologische populaties te ondersteunen (Blaya & Herr (2004)). Daarnaast kan een exoskelet ook dienen om pathologische populaties terug te leren stappen, Lokomat is hier een goed voorbeeld van (Jezernik *et al.* (2003)). Ten slotte kan men via exoskeletten ook onderzoek doen naar de neuromechanische controle van de stapbeweging (Malcolm *et al.* (2009), Malcolm *et al.* (2011)).

Er zijn meerdere factoren die de prestatie van draagbare exoskeletten limiteren. Zo zijn er problemen met de beperkte autonomie van de energiebron, te grote massa van het exoskelet en een slechte interactie met de humane locomotie. Via onderzoek met een niet autonoom enkel-voet exoskelet hopen we deze problemen in kaart te brengen en mogelijke oplossingen te bieden. In deze scriptie wordt er dieper ingegaan op de werking van een enkel-voet exoskelet.

1.2.2 Technische opbouw van een enkel-voet exoskelet

Sinds 2006 wordt een plantairflexie assisterend enkel-voet exoskelet gebruikt als methode voor fundamenteel onderzoek van menselijke locomotie (Norris *et al.* (2007), Sawicki & Ferris (2008), Cain *et al.* (2007), Kao *et al.* (2010), Gordon & Ferris (2007), Malcolm *et al.* (2009)). In deze thesis wordt er gebruik gemaakt van een gelijkaardig pneumatisch aangedreven enkel-voet exoskelet. Daarom beperken we ons bij de beschrijving van de constructie tot dit type exoskelet.

De huls wordt vervaardigd uit carbon of polypropyleen en bestaat uit een voet en enkel gedeelte en een onderbeen gedeelte. Het voet en enkel gedeelte wordt verbonden met het onderbeen gedeelte via een scharnier dat de flexie/extensie beweging toelaat. Het enkel-voet exoskelet wordt aangedreven via pneumatische actuatoren of ook wel pneumatische spieren genoemd. Deze spieren zijn dorsaal aan het voet gedeelte en dorsaal aan het onderbeen gedeelte gemonteerd met een krachtarm. Via een persluchtvoorziening naast de loopband worden de pneumatische spieren opgepompt en kan er kracht gegenereerd worden. Zo kan het enkel-voet exoskelet aan de hand van een externe energiebron kracht leveren ter hoogte van het enkelgewricht. De sturing van het enkel-voet exoskelet gebeurt hoofdzakelijk op twee manieren, namelijk EMG gestuurd of footswitch gestuurd.



Figuur 1.8: Voorbeeld van een enkel-voet exoskelet (Gordon *et al.* (2006)).

Eigenschappen pneumatische spieren

Pneumatische spieren of *McKibben muscles* bestaan uit een luchtdichte cilinder geweven mantel. Door middel van perslucht kan deze luchtdichte cilinder opbollen en samentrekken, deze actie is sterk vergelijkbaar met menselijke spierwerking (Daerden & Lefeber (2000)). Net zoals bij de natuurlijke spier is de geproduceerde trekkracht afhankelijk van de lengte van de pneumatische spier. Zo zal de pneumatische spier geen trekkracht meer leveren als ze korter is dan 71% van de rustlengte en maximale kracht generen bij de maximale lengte (Gordon *et al.* (2006)). Daarnaast is de trekkracht ook afhankelijk van de grootte van de luchtdruk. De pneumatische spieren kunnen een grote kracht produceren in verhouding tot hun gewicht. Aangezien onderzoeksexoskeletten een groot krachtmoment en vermogen nastreven en een minimaal gewicht worden pneumatische spieren vaak gebruikt als actuatoren. In tegenstelling tot een onderzoeksexoskelet wordt bij een autonoom exoskelet de energiebron wel gedragen. Dit zorgt ervoor dat er weinig of geen gebruik gemaakt wordt van pneumatische spieren om een autonoom exoskelet aan te drijven.

Sturingsmechanismen

Er zijn vier mogelijke mechanismen om de activatieperiode van het exoskelet te sturen. In volgende delen worden deze mechanismen uitgelegd.

Handheld controle In één studie gebruikt men de handheld methode om het enkel-voet exoskelet aan te drijven (Sawicki *et al.* (2006)). Wanneer deze drukknop wordt ingedrukt, wordt er een controlesignaal gestuurd naar de drukregulator voor maximale luchtdruk.

Footswitch controle Een andere manier is het gebruik van een footswitch. Hierbij wordt de druk in de pneumatische spier gecontroleerd op basis van een signaal van een footswitch

die zich bevindt in de schoen van de proefpersoon. Wanneer het footswitch signaal aangeeft dat de voet op de grond is, wordt er een controle signaal gestuurd naar de drukregulator voor maximale luchtdruk.

Proportionele myo-elektrische controle Proportionele myo-electrische controle is een meer fysiologische methode dan de twee vorige. Hierbij is de luchtdruk geleverd aan de artificiële pneumatische spier proportioneel in functie van het electromyografisch (EMG) signaal van een biologische spier. Deze controlespier moet dezelfde biomechanische functie vervullen als de artificiële spier. Bij een enkel-voet exoskelet wordt bijvoorbeeld de EMG van de m. soleus gebruikt voor het plantairflexiemoment van het exoskelet te bepalen (Cain *et al.* (2007), Ferris & Lewis (2009)).

1.2.3 Kinetica van een enkel-voet exoskelet

In een eerste onderzoek van Ferris werd een maximaal plantairflexiemoment van 70 N/m gegenereerd door een enkel-voet exoskelet (Ferris *et al.* (2005)). In verder onderzoek leverde het exoskelet een arbeid van $26,4(\pm 5,2)$ J per schrede, dit is 70% van de totale positieve *push-off* arbeid bij normale locomotie (Gordon *et al.* (2006)). In een andere studie met een vernieuwd, myo-elektrische enkel-voet exoskelet werd er een gemiddeld vermogen van 0,24 W/kg gegenereerd tijdens het stappen. Dit is tevens gelijk aan 63% van de totaal mechanisch positief vermogen van het enkelgewricht en gelijk aan 22% van het totale positieve vermogen (Sawicki & Ferris (2008)).

Aangezien de kinetica van het exoskelet een sterke invloed heeft op de stapbeweging is het essentieel om de kinetische parameters te rapporteren. De enkel-voet exoskeletten van verschillende onderzoeksgroepen verschillen sterk in sturingsmechanisme en kinetische parameters. Dit bemoeilijkt het vergelijken van meerdere studies en maakt het ook moeilijker om algemene conclusies te trekken.

Tabel 1.1: Kinetica van een enkel-voet exoskelet in verschillende onderzoeken. Om krachtmoment en vermogen per kg te berekenen werden deze parameters gedeeld door de gemiddelde massa van de proefpersonen in de desbetreffende studies. Om het gemiddeld vermogen te berekenen hebben we aangenomen dat de schredetijd gelijk is aan 1.05 sec. De meeste studies blijven vaag in het rapporteren van de kinetica van het exoskelet, wat de vergelijking bemoeilijkt.

Auteur	Sturingsmethode	Maximaal krachtmoment (Nm/kg)	Gemiddeld vermogen per schrede (W/kg)
Kao <i>et al.</i> (2010)	EMG	0,70	?
Cain <i>et al.</i> (2007)	EMG en Footswitch	?	?
Sawicki & Ferris (2008)	EMG	0,47	0,12
Norris <i>et al.</i> (2007)	EMG	?	0,06
Gordon <i>et al.</i> (2006)	Footswitch	0,27	?
Malcolm <i>et al.</i> (2011)	Footswitch	0,08	?
Ferris <i>et al.</i> (2005)	EMG	0,70	?
Ferris <i>et al.</i> (2006b)	EMG	0,56	?

1.2.4 Invloed van een exoskelet op de stapbeweging

Adaptatie aan een enkel-voet exoskelet

Het menselijke bewegingspatroon heeft een bepaalde tijd nodig om zich aan te passen aan een actief enkel-voet exoskelet. Er zijn in de literatuur verschillende methodes om het einde van de adaptatie te definiëren. Gordon en Kao stelden dat een proefpersoon geïmpacteerd is als er een steady state EMG en kinematica is bereikt (Gordon & Ferris (2007), Kao *et al.* (2010)). Sawicki beschrijft de adaptatietijd in functie van een constant metabool energieverbruik (Sawicki & Ferris (2008)). Tijdens de eerste minuten van het wandelen met het actief exoskelet zal het lichaam als het ware vechten tegen de externe *push-off* kracht. Meerdere spieren ter hoogte van het onderbeen zullen continu geactiveerd zijn tijdens de stapcyclus. Zo wordt de externe plantairflexiekracht initieel tegengewerkt door een toegenomen activiteit van de tibialis anterior (Sawicki & Ferris (2008)). Naarmate men meer adapteert aan het exoskelet werken de spieren meer in periodes (Gordon & Ferris (2007)). Dit betekent dat er een daling is in de mate van co-contractie en dat de spieren volgens het activatiepatroon van geschoeid wandelen geactiveerd zijn. In het begin van de adaptatieperiode is er een sterke verandering in de enkelkinematica en -kinetica. Het valt op dat personen sneller adapteren aan het enkel-voet exoskelet als ze reeds gewandeld hebben met het enkel-voet exoskelet. Dit ondersteunt de theorie dat de hersenen een intern model maken van de stapbeweging met exoskelet (Gordon & Ferris (2007)).

Er zijn meerdere factoren die de snelheid van adaptatie aan de externe energiebron bepalen. Zo adapteren oudere personen minder snel aan het exoskelet (Norris *et al.* (2007)). Ook de hoeveelheid mechanische energie geleverd door het exoskelet zal een invloed hebben op het bereiken van een steady-state stappatroon. Hoe meer mechanische energie het exoskelet levert, hoe langer de adaptatieperiode duurt (Kao *et al.* (2010)). Ook het sturingmechanisme bepaalt het adaptatieproces. Door middel van de footswitchcontrole adapteert men sneller aan het exoskelet dan via EMG sturing (Cain *et al.* (2007)). Eigen onderzoek wees uit dat na 17 minuten de meeste proefpersonen aangepast zijn aan het enkel-voet exoskelet dat gebruikt wordt in deze studie (Galle *et al.* (2011)).

Kinematica

Verschillende studies hebben de invloed van een actief enkel-voet exoskelet op de kinematica van zowel het enkel-, knie- als heupgewricht bestudeerd. Al deze studies vergelijken de kinematica van passief exoskelet met deze van actief exoskelet. Naar ons weten is er geen enkele studie die de kinematica van wandelen met een enkel-voet exoskelet vergelijkt met die van geschoeid wandelen. Enkele studies hebben de kinematische veranderingen onderzocht tussen het stappen met een passief exoskelet en actief exoskelet. Deze studies vonden een toegenomen plantairflexie doorheen de steunfase (Gordon *et al.* (2006), Kao *et al.* (2010)). Er is ook een toename in maximale plantairflexie en een snellere start van de *push-off fase* (Sawicki & Ferris (2008)). Cain beweert dat deze toename in plantairflexie uitsluitend voorkomt bij het wandelen met een footswitch gestuurd exoskelet (Cain *et al.* (2007)). Bij EMG gestuurde enkel-voet exoskeletten vond men verschillende resultaten: Cain vond geen verandering in enkelkinematica, Kao vond wel een toename in plantairflexie van de enkel (Cain *et al.* (2007), Kao *et al.* (2010)). De kinematica van het heup- en kniegewricht wordt niet beïnvloed door de activiteit van het exoskelet (Kao *et al.* (2010), Sawicki & Ferris (2008)).

Spierwerking

Bij het wandelen met een actief enkel-exoskelet is er duidelijk een afname in gemiddelde soleus activiteit gedurende de steunfase in vergelijking met het wandelen met passief exoskelet. Daarnaast is er ook een trend tot significante daling van laterale gastrocnemius activiteit (Sawicki & Ferris (2008)). Bij een actief exoskelet vertonen de spieren boven het kniegewricht geen ander activatiepatroon dan bij passief exoskelet (Cain *et al.* (2007)).

Naar ons weten is er nog geen onderzoek gedaan naar de veranderingen in spieractiviteit tussen stappen met een passief exoskelet en het geschoeid stappen. Dit zou mogelijk de hinderende werking en metabole inefficiëntie van het passief exoskelet kunnen verklaren. Zo is er de hypothese dat bij het stappen met een enkel-voet exoskelet de distale massa zorgt voor een verandering in spieractiviteit tijdens het wandelen. Zo bewees een EMG-analyse dat er bij een toename van 8 kg aan elke voet een toename is van soleus en mediale gastrocnemius activiteit

bij *midstance*. Een toename van rectus femoris activiteit bij late steun en een toename van tibialis anterior activiteit bij *terminal swing* (Browning *et al.* (2007)). Aangezien het enkelvoet exoskelet gemiddeld 1,2 kg weegt, zal de massa een minder sterke invloed hebben.

Kinetica

Naar ons weten is er slechts één studie die zowel het gewrichtsmoment en gewrichtsvermogen heeft berekend bij wandelen met actief en passief exoskelet. Deze studie is uitgevoerd met een EMG gestuurd exoskelet met een piek plantairflexie vermogen van 117 W (Kao *et al.* (2010)). Het totale gewrichtsmoment van zowel de enkel, knie als heup blijft constant bij een geïdapteerde proefpersoon. Daarentegen is er wel een verandering in totaal gewrichtsvermogen van enkel. De proefpersonen stappen namelijk met een toegenomen positief vermogen tijdens *push-off* en een daling in negatief vermogen tijdens de *pre-load* fase. Het knie- en heupvermogen blijft constant. Het valt dus op dat er weinig onderzoek is gedaan naar de invloed van het exoskelet op de gewrichtsdynamica, en dat er naar ons weten nog geen vergelijking is gemaakt tussen de gewrichtsdynamica bij het stappen met een actief enkelvoet exoskelet en het geschoeid stappen. Ten slotte valt het ook op dat er geen vergelijking is gemaakt tussen het totale gewrichtsmoment, het biologische gewrichtsmoment en het moment gegenereerd door het exoskelet.

Metabole kost bij stappen met exoskelet

Door het zuurstofverbruik en CO₂ productie van een wandelende persoon te meten berekent men de hoeveelheid verbruikte metabole energie. De geleverde metabole arbeid en metabool vermogen geeft aan hoe fysiek belastend de activiteit is. Door het toevoegen van externe arbeid is er een daling in soleusactiviteit (Gordon & Ferris (2007), Sawicki & Ferris (2008)). Dit zorgt voor een daling in metabool energieverbruik bij wandelen met een actief enkelvoet exoskelet versus een passief enkelvoet exoskelet (Sawicki & Ferris (2008)). De mate waarin het exoskelet zorgt voor een daling in energieverbruik toont aan hoe effectief de werking is van het exoskelet.

Via inverse dynamica analyses kan men voor elk gewricht de totale positieve en negatieve spierarbeid berekenen. Door de totale positieve en totale negatieve arbeid te vermenigvuldigen met respectievelijk de efficiëntie positieve en negatieve spierarbeid krijgt men een schatting van het metabole energieverbruik (Winter (1979)). Deze inschatting van metabool energieverbruik is niet exact omwille van het feit dat er geen rekening wordt gehouden met het energieverbruik bij co-contractie ter hoogte van een gewricht, met statische contracties, met biarticulair energietransport en met elastische energieopslag en teruggave (Ferris *et al.* (2007)). Er is dus geen rechtstreeks verband tussen gewrichtsarbeid en spierarbeid. Door de negatieve gewrichtsarbeid in de noemer te brengen tracht men het effect van elastische energieopslag en -teruggave in te calculeren (Prilutsky (1997)). Andere studies vermenigvuldigden uitsluitend de positieve

arbeid met de efficiëntie van positieve spierarbeid (Farris & Sawicki (2012)). Een simulatiestudie van Sasaki stelt dat zowel interne arbeid, externe arbeid en totale gewrichtsarbeid geen indicaties zijn voor spierpeesarbeid en voor de metabole kost. Verder stelt deze studie dat de metabole kost tijdens het stappen minder sterk afhankelijk is van de *step-to-step transition* dan algemeen aangenomen, maar eveneens afhankelijk is van de mate van co-contractie binnen één gewricht (Sasaki *et al.* (2009)). Niet tegenstaande biedt deze berekening wel een inzicht in het totale energieverbruik tijdens de stapbeweging.

Indien de gewrichtsarbeid, berekend via inverse dynamica, rechtstreeks relateert aan de arbeid geleverd door de spieren ter hoogte van het gewricht, kan het exoskelet een reductie in metabool energieverbruik induceren die vier maal zo groot is als de mechanische arbeid die het exoskelet levert. Door de mate van co-contractie, elastische energieopslag en statische spiercontracties zal het vervangen van de gewrichtsarbeid door het exoskelet eerder zorgen voor een meer beperkte reductie in metabool energieverbruik dan berekend via een inverse dynamica analyse (Ferris *et al.* (2007)).

Een studie toonde aan dat een bepaald type enkel-voet exoskelet gemiddeld 22% van het totale positieve vermogen levert. Desondanks is er slechts een daling van het metabool vermogen met 10% bij het wandelen met een actief exoskelet in vergelijking met het wandelen met een passief exoskelet. De beperkte daling in metabole energiewinst is te wijten aan het feit dat er in het enkelgewricht een aanzienlijke hoeveelheid positieve arbeid geleverd wordt door het elastische weefsel. Omwille van het feit dat de efficiëntie van het enkelgewricht gelijk is aan 0,61 zal een welbepaalde hoeveelheid mechanische positieve arbeid, geleverd door een enkel-voet exoskelet, slechts zorgen voor een 1,6 keer zo grote reductie in metabole arbeid en niet de initieel verwachte 4 keer (Sawicki & Ferris (2008)). Deze studie suggereert dat het metabool voordeliger kan zijn om een minder efficiënt gewricht aan te drijven.

1.2.5 Energierecyclage

Inleiding

De autonomie van de energiebron is één van de limiterende factoren bij het ontwikkelen van draagbare exoskeletten (Ferris (2009)). Door het hoge energieverbruik van exoskeletten is er een grote hoeveelheid opgeslagen energie nodig. De massa van deze energiebron heeft een negatieve invloed op de wandeleconomie. De HAL-5 kan bijvoorbeeld 160 minuten actief zijn. Hierdoor weegt dit exoskelet in totaal 21 kg (Kawamoto *et al.* (2007)). Men moet de massa van de energiebron dus afwegen tegen de hoeveelheid opgeslagen energie. Door middel van energierecyclage uit negatieve arbeid kan men extra energie gebruiken om het exoskelet aan te drijven. Dit biedt mogelijks een oplossing voor de beperkte autonomie van het exoskelet. Zo wil men passieve exoskeletten ontwerpen die volledig werken op gerecycleerde energie, en toch een grote krachtmomenten en vermogens kunnen genereren gedurende een lange periode.

Zoals al vermeld is de menselijke stapbeweging een *self-resistive* beweging waarin er een aanzienlijke hoeveelheid energie wordt verspild tijdens het afremmen van segmenten. Tijdens fases van negatieve arbeid werken de spieren als remmen om de beweging van een ledemaat af te remmen. Net als bij hybride auto's wordt er onderzoek gedaan naar de mogelijkheid om deze verloren energie te recyclen (Li *et al.* (2009), Wiggin *et al.* (2011), Collins & Kuo (2010)). Door het geproduceerde krachtmoment ten gevolg van excentrische spiercontractie te vervangen door een krachtmoment geleverd door een recyclerend mechanisme kan er mechanische energie worden opgeslagen die anders verloren gaat aan de buitenwereld. Bijgevolg zal een recyclerend mechanisme de spieren ondersteunen bij het produceren van negatieve arbeid. Zo wordt de negatieve spierarbeid vervangen en wordt er energie opgeslaan, getransporteerd of direct omgezet naar positieve arbeid. Bij een normale wandelbeweging is de efficiëntie van negatieve spierarbeid gelijk aan -1,2. Bijgevolg vereist het produceren van -1 W mechanisch vermogen 0,83 W metabool vermogen. Zo wordt er 1,83 W verspild in warmte (Li *et al.* (2009)). Aan de hand van een energierecyclend systeem kan men theoretisch 1 W mechanisch vermogen opslaan om te hergebruiken, gepaard gaande met een reductie van 0,83 W metabool vermogen tijdens een fase van negatieve arbeid.

Naast de energierecyclage uit fases van excentrische spierarbeid kan er ook energie gerecycleerd worden bij bewegingen waarbij energie direct verloren gaat aan de omgeving in de vorm van warmte, vervorming en geluid (Riemer & Shapiro (2011)). Hierbij doelen we niet op de mechanische energie die wordt omgezet naar warmte ten gevolge van excentrische spiercontractie. Een voorbeeld hiervan is de vervorming die plaatsvindt bij hielcontact. In deze thesis wordt er niet dieper ingegaan op deze vorm van energierecyclage.

Humane Energierecyclage

Gewrichtsvermogenscurves tonen aan dat er meerdere fases van negatieve arbeid zijn ter hoogte van de enkel, knie en heup (Winter (1983)). Twee mechanismen dienen in rekening gebracht te worden bij de interpretatie of men energie kan recyclen uit een fase van negatieve arbeid (Li *et al.* (2009)). Ten eerste wordt een deel van de negatieve arbeid reeds gerecycleerd door middel van elastisch weefsel. Een goed voorbeeld hiervan is het katapultmechanisme van de achillespees. De gerecycleerde mechanische energie uit de A1-fase wordt tijdens de *push-off* fase (A2) gebruikt om de spieren te ondersteunen bij het verrichten van positieve arbeid (zie grafieken in 1.1.4 gewrichtsdynamica, Winter (1991)). Indien men aan de hand van een extern mechanisme energie zou recyclen tijdens de A1-fase zou er minder energie worden opgeslagen in elastisch weefsel. Bijgevolg zal het energierecyclend mechanisme de natuurlijke energierecyclage door elastisch weefsel vervangen en is er niet meer energierecyclage dan tijdens normaal wandelen (Li *et al.* (2009)). Ten tweede moet er ook rekening gehouden worden met de invloed van biarticulaire spieren op het gewrichtsvermogen. Biarticulaire spieren kunnen ter hoogte van één gewricht positieve arbeid leveren en ter hoogte van het andere

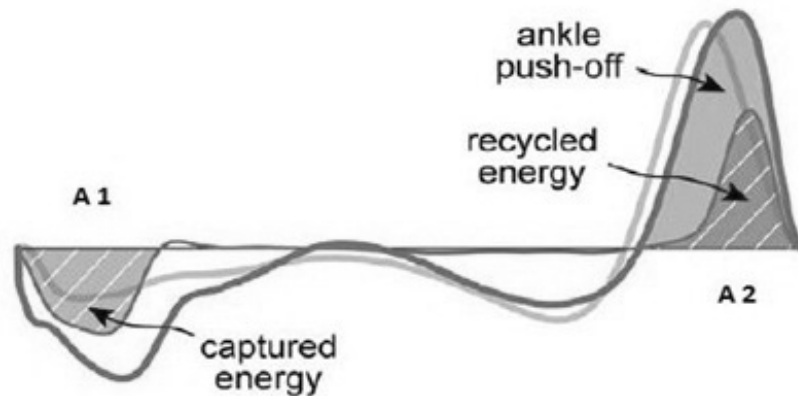
negatieve arbeid. Door op een constante lengte te blijven wordt de negatieve arbeid getransfereerd naar het andere gewricht om simultaan positieve arbeid te leveren (van Ingen Schenau *et al.* (1987)). Bijgevolg kan er uitsluitend optimaal energie gerecycleerd worden uit fases van negatieve arbeid waarin energie verloren gaat door de omzetting naar warmte.

Parameters voor optimale energierecyclage

Uit bovenstaande paragraaf wordt duidelijk dat niet al de fases met negatieve spierarbeid evenveel potentieel bieden om energie te recycleren. Er moet een voldoende hoeveelheid negatieve arbeid zijn. Deze hoeveelheid moet zo weinig mogelijk variëren in functie van kinematische parameters zoals stapnelheid aangezien het krachtmoment, geleverd door het recyclerend systeem, niet zal veranderen in functie van de stapnelheid. Tot slot mag het energie recyclerend mechanisme de werking van elastisch weefsel en biarticulaire spieren niet verstoren. Uitsluitend energie die normaal omgezet wordt naar warmte mag gerecycleerd worden. Indien bovenstaande voorwaarden voldaan zijn kan er optimaal energie gerecycleerd worden tijdens normale humane locomotie, deze fases noemen we dan ook fases van optimale energierecyclage (Li *et al.* (2009)).

Energieopslag en -teruggave

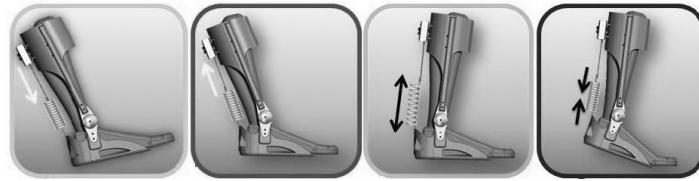
In een eerste vorm van energierecyclage wordt er energie gerecycleerd en opgeslagen ter hoogte van een gewricht. Deze energie wordt in een andere fase van de wandelbeweging gebruikt om in hetzelfde gewricht positieve arbeid te verrichten. Zo zijn er reeds enkele mechanismen ontworpen die energie recycleren en opslaan ter hoogte van de enkel tijdens het eerste deel van de steunfase. De opgeslagen energie zal later in de stapbeweging de *push-off* arbeid ondersteunen. Deze recyclerende mechanismen noemen we A1-A2 recyclage mechanismen (1.5).



Figuur 1.9: De prothese slaat in de A1-fase energie op in een veer. Deze energie wordt gebruikt om de *push-off* fase (A2) te ondersteunen (Collins & Kuo (2010)).

Er zijn reeds enkele louter passieve A1-A2 recyclerende mechanismen ontworpen die de stapbeweging aandrijven zonder gebruik te maken van een externe energiebron. Een goed voorbeeld hiervan is de *energy-recycling artificial foot* (Collins & Kuo (2010)). Deze prothese slaat energie op in een veer tijdens de A1-fase met een vermogen van 6,9W (zie figuur). Via een controle mechanisme wordt deze energie pas vrijgesteld als er een welbepaalde druk is overschreden op de voorvoet. Dit moment valt samen met de start van de *push-off* fase (A2). Door middel van deze energierecyclage wordt de metabole *penalty* van stappen met een prothese verlaagd van 23% naar 14% (Collins & Kuo (2010)). Dit is enerzijds te wijten aan de *push-off* arbeid geleverd door de gerecycleerde energie. Anderzijds zorgt een toename in *push-off* vermogen voor een daling in *step-to-step transition* kost (Kuo (2002)).

Er worden ook A1-A2 recyclerende mechanismen gebruikt om draagbare exoskeletten of orthesen louter passief aan te drijven. Door een elastische veer posterieur te monteren aan het enkelgewricht met een momentsarm van 0,126 m kan men elastische energie opslaan tijdens de A1-fase. Deze opgeslagen energie wordt later gebruikt tijdens de *push-off* fase. Zo wordt er per stap 21 J gerecycleerd en terug gebruikt. Door middel van een *SMART-clutch* wordt de katrol van het systeem gekoppeld bij *heelstrike* en ontkoppeld bij *toe-off*. Dit zorgt ervoor dat de vrije enkelbeweging tijdens de zwaai fase niet gehinderd wordt (Wiggin *et al.* (2011)). Een onderzoeksgroep van MIT (Massachusetts Institute of Technology) gebruikte een gelijkaardig mechanisme ter hoogte van de enkel bij het ontwerpen van een *quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation*. De plantairflexie veer rekt uit tijdens A1-fase en geeft energie terug tijdens A2-fase. Deze veer neemt 93% van de negatieve arbeid op en levert 58% van de positieve arbeid tijdens een schredencyclus (Walsh *et al.* (2007)).



Figuur 1.10: De recyclerende orthese van Wiggin is ontworpen naar analogie van het katapult mechanisme van de achillespees en wordt uitsluitend aangedreven door opgeslagen elastische energie uit de A1-fase. Door middel van een *SMART-clutch* systeem, dat werkt in functie van de enkelhoek, wordt het elastisch systeem gekoppeld en ontkoppeld om de vrije enkelbeweging niet te hinderen (Wiggin *et al.* (2011)).

Er zijn ook actieve recyclerende mechanismen ontworpen die gebruik maken van energierecyclage en een externe energiebron. Een goed voorbeeld hiervan is de *robotic tendon*. Dit mechanisme maakt zowel gebruik van elastische energie opslag en teruggave als van een motor om de plantairflexie aan te drijven. Een veer slaat energie op in de A1-fase en geeft deze terug tijdens de *push-off*. Door de veer direct te koppelen aan de motor wordt de arbeid en het maximale vermogen dat de motor moet leveren beperkt. In het ideale geval is er een daling van 42% van de totale arbeid en een daling van 70% van het maximale vermogen dat de motor moet leveren om de enkel *push-off* arbeid volledig over te nemen (Hollander *et al.* (2006)).

Bij het ontwerpen van bovenstaande A1-A2 recyclerende mechanismen is er inspiratie gehaald uit het katapultmechanisme van de achillespees. Bij een gezonde populatie zullen deze mechanismen de energieopslag en -teruggave van de achillespees deels vervangen. Dit zorgt voor een meer beperkte metabole winst dan uit de gewrichtsvermogenscurve kon verwacht worden. Daarom zullen deze mechanismen vooral effectief zijn bij pathologische wandelbewegingen met een zwakke plantairflexie (bv. *Spinal cord injury*, veroudering, achillespeesruptuur en arthritis) (Wiggin *et al.* (2011)).

Ook tijdens andere fases in de wandelbeweging kan er energie worden opgeslagen om later gebruikt te worden. Zo wordt er gebruik gemaakt van een dorsiflexiebeer in het *quasi-passive leg exoskeleton* (Walsh *et al.* (2007)). De dorsiflexiebeer slaat energie op bij hielcontact tijdens de gecontroleerde plantairflexie. Deze veer vervangt deels de excentrische contractie van de pretibiale spieren. De opgeslagen energie wordt terug losgelaten bij start van de gecontroleerde dorsiflexie. Dit type exoskelet maakt ook gebruik van een heupflexiebeer. De energie wordt opgeslagen tijdens gecontroleerde heupextensie (H2) en wordt losgelaten gedurende de *pull-off* (H3) (1.7). De heupflexiebeer slaat 96% van de negatieve arbeid op en levert 58% van de positieve arbeid ter hoogte van de heup (Walsh *et al.* (2007)). Zoals reeds vermeld zijn er tegenstrijdige meningen over de elastische energieopslag en teruggave in de heup (Yoon & Mansour (1982), Neptune *et al.* (2004), Sasaki & Neptune (2006), Sawicki *et al.* (2009)). Daarom valt het onmogelijk te bepalen in welke mate dit energierecyclerende systeem de

normale elastische werking van de heup verhindert.

Energiecyclage door transport

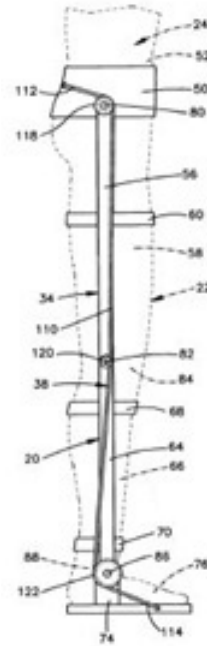
In een tweede vorm van energiecyclage wordt er energie gerecycleerd ter hoogte van een gewricht en getransporteerd naar een ander gewricht om direct gebruikt te worden. Een goed voorbeeld van dit mechanisme is de werking van biarticulaire spieren. Deze spieren kunnen energie transporteren tussen verschillende gewrichten. Zo kan er positieve en negatieve arbeid van één gewricht getransporteerd worden naar een ander gewricht, om daar positieve arbeid te leveren. Dit energietransport werd reeds in verschillende studies onderzocht, in verschillende vormen van bewegen (van Ingen Schenau (1990), van Ingen Schenau *et al.* (1987), Prilutsky *et al.* (1996), Prilutsky & Zatsiorsky (1994)). Tijdens het wandelen is er een energietransport, door de biarticulaire rectus femoris, tussen de K3-fase en de H3-fase (Whittington *et al.* (2008))

De werking van de *reciprocating gait orthosis* steunt op dit mechanisme van energiecyclage. Door middel van twee kabels worden de heupen van de persoon aan elkaar gekoppeld. Deze zijn gemonteerd aan de tegenovergestelde zijde zodat de flexie en extensie van de ipsilaterale en contralaterale heup aan elkaar gekoppeld is. Deze energiecyclage door middel van transport maakt mede een symmetrische stapbeweging mogelijk bij personen met verlammingen (Winchester *et al.* (1993)).

Combinatie van energieopslag en -teruggave en energiecyclage door transport

In een derde en meer complexe vorm van energiecyclage wordt er energie opgeslagen, getransporteerd en in een andere fase van de schredencyclus gebruikt. Een studie met een wandelende robot toonde reeds aan dat biarticulaire elastische structuren energie kunnen opslaan en transporteren tijdens het wandelen (Iida *et al.* (2008)). Een goed voorbeeld van deze vorm van energiecyclage is het exotendonmechanisme van Van Den Bogert (van den Bogert (2003)). De passieve elastische apparaten, of exotendons, worden via katrollen overheen verschillende gewrichten gespannen. De exotendons kunnen elastische energie opslaan en transporteren om het op een ander tijdstip in de stapbeweging te gebruiken ter hoogte van een ander gewricht. Exotendons hebben het grote voordeel ten opzichte van biologische pezen dat ze posterieur kunnen insereren aan het enkelgewricht en anterioraan het knie- en heupgewricht. Dit maakt een betere energie-overdracht tussen gewrichten mogelijk. Na optimalisatie van de designparameters en simulatie op normatieve gewrichtsvermogenscurves werd de energiewinst voor verschillende types exotendons berekend. Een relatief eenvoudig exotendoncomplex met één exotendon per been resulteert volgens een simulatie in een reductie van 46% van de totale gewrichtsmomenten en 47% van het totaal gewrichtsvermogen. Deze enorme reducties van het residuele gewrichtsmoment en vermogen worden hoofdzakelijk gerealiseerd door de passieve koppeling tussen heup en enkel. Zo wordt de arbeid tijdens

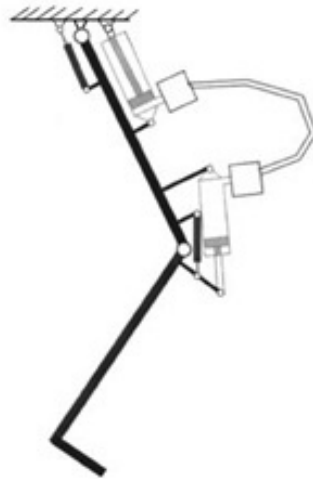
de *push-off* en *pull-off* passief en automatisch geleverd door de exotendons (van den Bogert (2003)). In deze simulatie werd er helaas geen rekening gehouden met de natuurlijke energie-recyclage in de menselijke stapbeweging, wat de reductie in gewrichtsmoment en vermogen zou beperken.



Figuur 1.11: Het exotendonmechanisme van Van Den Bogert (van den Bogert (2003)).

Een ander voorbeeld van energietransport en gebruik in een ander gewricht op een ander moment is de *pneumatic stored-energy hybrid orthosis* (Durfee & Rivard (2005)). Dit is geen metabool voordelige vorm van energierecyclage aangezien er energie wordt gerecycleerd uit positieve spierarbeid. Dit mechanisme biedt wel een inzicht in de mogelijkheden met betrekking tot energietransfert tussen gewrichten. Bij personen met een *spinal cord injury* wordt gebruik gemaakt van functionele elektrische stimulatie (FES) om toch een spiercontractie te ontwikkelen. Durfee heeft een concept ontwikkeld dat energie creëert via FES van de quadriceps. De quadriceps zal door de FES een aanzienlijke hoeveelheid positieve arbeid leveren tijdens de zwaafase. Deze arbeid zorgt voor de beweging van het onderbeen en energieopslag via een pneumatische cilinder. Deze cilinder ter hoogte van de knie zet mechanisch vermogen om in fluïdum vermogen. De samengedrukte lucht wordt opgeslagen en getransfereerd via de accumulatorbuis naar de pneumatische cilinder ter hoogte van de heup. Deze cilinder kan het pneumatisch vermogen terug omzetten naar een mechanisch vermogen. De cilinder ter hoogte van de knie werkt dus als een compressor en de cilinder ter hoogte van de heup als een actuator. Het getransporteerde vermogen zal de heupextensie aandrijven tijdens de H1

fase. Dit mechanisme laat dus toe om gerecycleerde energie te transporteren naar een ander gewricht (Durfee & Rivard (2005)).



Figuur 1.12: Het concept van Durfee (Durfee & Rivard (2005)).

Energie harvesting

De humane locomotie kan ook dienen om elektrische energie op te wekken. Indien positieve spierarbeid wordt omgezet naar elektrische energie is er minstens 4 J metabole energie nodig per geproduceerde Joule elektrische energie. Door middel van een *biomechanical energy harvester* kan men energie die verloren gaat tijdens het afremmen van segmenten recycleren en omzetten naar elektrische energie. Een *biomechanical energie harvester* die mechanische energie recycleert en omzet naar elektrische energie met efficiëntie van 100% kan 1W elektrische energie opwekken en 0,83 J metabole energie uitsparen. Bijgevolg is het aan de hand van een *biomechanical energie harvester* metabool veel voordeliger om elektrische energie op te wekken (Li *et al.* (2009)).

Zo is er reeds een prototype *biomechanical energy harvester* ontwikkeld die gebruikt maakt van de afremming van het onderbeen tijdens de *terminal swing* fase (K4). Via dit prototype energie harvester kan men $4,8 \pm 0,8$ W elektrische energie produceren, met een toename van $5,0 \pm 21,0$ W metabole energie ten opzichte van wandelen met een passief apparaat. De theoretisch verwachte daling in metabool energieverbruik wordt niet verwezenlijkt door een toegenomen weerstand tijdens de knie-extensie (K2).



Figuur 1.13: Biomechanical energy harvester van Donelan (Donelan *et al.* (2008)).

Conclusie

Er zijn al verschillende mechanismen ontwikkeld die negatieve arbeid kunnen recycleren. Deze gerecycleerde energie kan dienen om de stapbeweging aan te drijven en het stappen metaabool efficiënter te maken. Het exacte voordeel van deze energie recyclerende mechanismen valt moeilijk te bepalen omdat verschillende studies geen rekening houden met de humane energierecyclage. Om verdere vooruitgang te boeken is er volgens ons nood aan studies die de exacte humane energierecyclage kunnen inschatten. Dan kan men het energie recyclend mechanisme exact afstemmen op de menselijke stapbeweging en een optimale metabole energiewinst verwezenlijken.

1.3 Onderzoeksvragen en hypothesen

Het doel van dit experimenteel onderzoek is tweeledig. In een eerste luik wordt het effect van het enkel-voet exoskelet op de spatio-temporele parameters, gewrichtskinematica en gewrichtskinetica bepaald. Hierbij bestuderen we zowel het effect van de arbeid geleverd door het exoskelet als de invloed van de massa en hinder van het enkel-voet exoskelet. De term hinder omvat rotationele wrijving in het scharnier en een daling in comfort. Het effect van de door het exoskelet geleverde arbeid wordt geanalyseerd door het wandelen met een actief enkel-voet exoskelet te vergelijken met het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet. Het effect van de massa en hinder van het enkel-voet exoskelet wordt geanalyseerd door het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet te vergelijken met geschoeid wandelen.

In een tweede luik trachten we te onderzoeken of er voldoende excentrisch vermogen beschikbaar is, die normaal als warmte verloren gaat, om het exoskelet aan te drijven. Dit onderzoek wordt gedaan in de veronderstelling dat er een mechanisme bestaat om de negatieve arbeid te recycleren. Tijdens het wandelen met het actief enkel-voet exoskelet wordt zowel de ar-

heid geleverd door het exoskelet als de negatieve gewrichtsarbeid berekend. Hierbij wordt de haalbaarheid van een recyclerend exoskelet onderzocht.

1.3.1 De invloed van het enkel-voet exoskelet op de stapbeweging

De invloed van de massa en hinder op de stapbeweging

Naar ons weten is er nog geen enkele studie gedaan naar de invloed van het passieve exoskelet op de stapbeweging. Daarom baseren we ons bij het stellen van de onderzoeksvragen en hypothesen vooral op de studies die gedaan zijn bij het stappen met gewichten aan de voeten.

Onderzoeksvraag: Wat zijn de verschillen in spatio-temporele factoren zoals stapnelheid, schredelengte en schredfrequentie bij een gezonde populatie die wandelt met een passief enkel-voet exoskelet of geschoeid wandelt?

- Er is mogelijk een toename in de schredelengte en een daling in de stapfrequentie bij het wandelen met passief enkel-voet exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Deze hypothese wordt ondersteund door het onderzoek van Browning die een toename vond in schredelengte en een daling in stapfrequentie bij het stappen met 2 kg aan elke voet aan een snelheid van 1,25 m/s. Deze hypothese is onzeker aangezien een enkel-voet exoskelet slechts 1,061 kg weegt en de massa zich niet volledig distaal situeert (Browning *et al.* (2007)).

Onderzoeksvraag: Wat zijn de verschillen in gewrichtskinematica en -kinetica bij een gezonde populatie die wandelt met een passief enkel-voet exoskelet of geschoeid wandelt?

- Er zijn geen veranderingen in de gewrichtshoeken van de enkel, knie en heup bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen aangezien dit niet werd gevonden bij het stappen met gewichten aan de voeten (Browning *et al.* (2007)).
- Er is mogelijk een toename in dorsiflexiemoment tijdens het begin van de zwaai fase om het toegenomen plantairflexiemoment, geleverd door de zwaartekracht, te compenseren. Dit effect werd in de literatuur reeds gevonden bij het stappen met een gewicht van 2 kg aan de voorzijde van de enkel (Browning *et al.* (2007)). Aangezien het enkel voet exoskelet slechts 1,061 kg weegt en zich maar deels aan de voorzijde van de enkel bevindt is dit effect onzeker.
- Er is een toename in negatieve arbeid en maximaal knieflexiemoment tijdens de K4-fase bij het wandelen met passief enkel-voet exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Dit wordt mogelijks verklaard door de toegenomen massa van het zwaaibeen dat afgeremd moet worden door excentrische spiercontractie (Browning *et al.* (2007)).
- Er is een toename in totale negatieve gewrichtsarbeid bij het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Deze mogelijke toename in

interne negatieve arbeid kan verklaard worden door de toegenomen massa en de hinder van het exoskelet. Bijgevolg stellen we de bijkomstige hypothese dat er ook een toename zal zijn in totale positieve gewrichtsarbeid om te wandelen aan een constante snelheid.

De invloed van de actuatie

Er zijn reeds meerdere studies gedaan naar de specifieke invloed van de arbeid, die gegenereerd wordt door een enkel-voet exoskelet, op de gewrichtskinematica en spatio-temporele factoren (Gordon *et al.* (2006), Sawicki & Ferris (2008), Ferris *et al.* (2005), Gordon & Ferris (2007), Kao *et al.* (2010), Norris *et al.* (2007)). Desondanks is er nog maar één studie gebeurd naar de invloed van het actief enkel-voet exoskelet op de gewrichtskinetica (Kao *et al.* (2010)). Deze studie van Kao gebeurde met een proportioneel EMG gestuurd enkel-voet exoskelet. In ons onderzoek wordt gebruik gemaakt van een footswitchgestuurd enkel-voet exoskelet. Dit maakt het mogelijk om de invloed van de sturingsmechanismen op de gewrichtskinematica en -kinetica te vergelijken.

In onderstaande onderzoeksvragen en -hypothesen zal er een duidelijk onderscheid gemaakt worden tussen totale, biologische en exoskelet parameters. Zo is bijvoorbeeld het totaal gewrichtsmoment gelijk aan de som van het biologisch gewrichtsmoment en het moment geleverd door het exoskelet.

Onderzoeksvraag: Wat zijn de verschillen in spatio-temporele factoren, gewrichtskinematica en -kinetica bij een gezonde populatie die wandelt met een actief enkel-voet exoskelet of een passief enkel-voet exoskelet?

- Er is een toegenomen plantairflexie in de gewrichtshoek van de enkel tijdens de steunfase bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet (Kao *et al.* (2010)).
- Er is een daling in het biologische plantairflexiemoment in de enkel tijdens de *push-off* fase bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet. Deze hypothese steunt op het feit dat Kao geen verschil in totaal gewrichtsmoment vond bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met passief enkel-voet exoskelet. Aangezien het exoskelet in de studie van Kao een maximaal gewrichtsmoment leverde dat gelijk is aan 47% van het totale maximale gewrichtsmoment, verwachten we een daling in biologisch gewrichtsmoment tijdens de *push-off* fase (Kao *et al.* (2010)).
- Er is een toename in het totaal gewrichtsvermogen en arbeid in de enkel tijdens de *push-off* fase bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet (Kao *et al.* (2010)).

- Er zijn geen veranderingen in de gewrichtshoeken en hoeksnelheden in de knie en heup bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet. Het ontbreken van een verandering in gewrichtskinematica in het knie- en heupgewricht werd reeds gevonden in verschillende studies (Gordon *et al.* (2006), Sawicki & Ferris (2008), Ferris *et al.* (2005), Gordon & Ferris (2007), Kao *et al.* (2010)).

1.3.2 De haalbaarheid van een exoskelet dat aangedreven wordt door excentrische arbeid

In dit gedeelte van het experiment wordt er gezocht of er voldoende negatieve arbeid aanwezig is, die voldoet aan de parameters van optimale energierecyclage, om het enkel-voet exoskelet in zijn geheel aan te drijven. Aangezien er in deze thesis geen energierecyclerende mechanismen worden voorgesteld, is het onmogelijk om te bepalen in welke mate het exoskelet effectief aangedreven kan worden door middel van energierecyclage.

Onderzoeksvraag: Is er voldoende excentrische energie beschikbaar, die normaal als warmte verloren gaat, om het exoskelet aan te drijven indien men een mechanisme zou hebben om deze energie te recycleren?

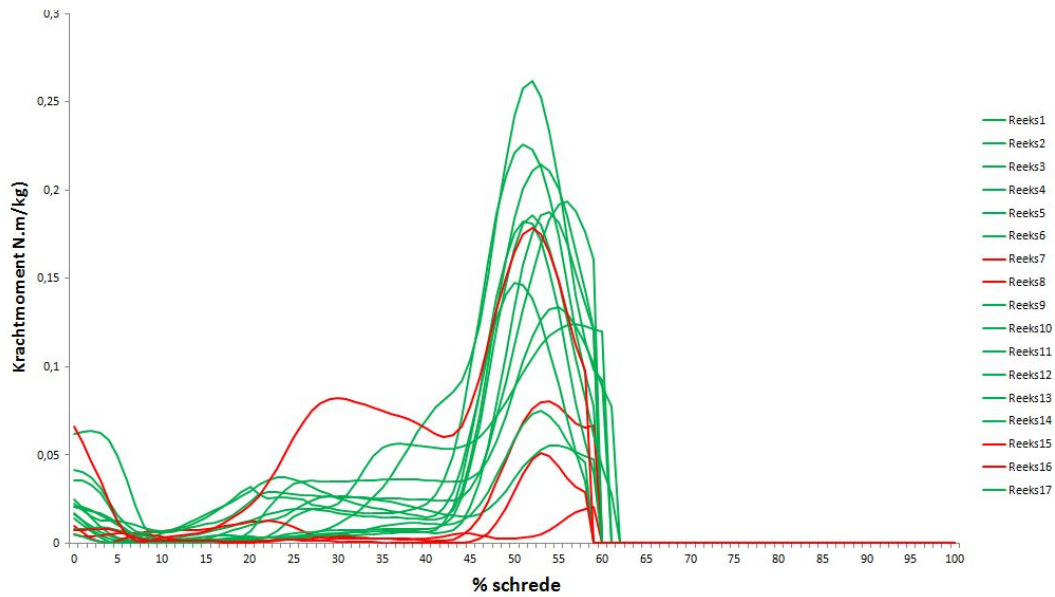
- Er is significant meer negatieve arbeid in de K4-fase aanwezig dan positieve arbeid geleverd door het enkel-voet exoskelet. Deze fase van negatieve spierarbeid, geleverd door de knieflexoren, is reeds geschikt bevonden om elektriciteit op te wekken (Winter (1991), Li *et al.* (2009)). Bovendien toonde een studie aan dat er een toename is in knieflexiemoment in de K4-fase bij het wandelen met 2 kg aan elke voet (Browning *et al.* (2007)).

Hoofdstuk 2

Methode

2.1 Populatie

Er zijn drie exclusiecriteria opgelegd aan de proefpersonen. Ten eerste mag men geen ervaring hebben met het stappen met een enkel-voet exoskelet. Ten tweede mogen de proefpersonen geen last hebben van blessures. Ten derde moeten de proefpersonen passen in het enkel-voet exoskelet. Uiteindelijk namen negen gezonde proefpersonen deel aan het experiment (massa = $59,88 \text{ kg} \pm 3,87$; lengte = $1,68 \text{ m} \pm 0,055$). Deze voldeden aan de voorwaarden om te mogen deelnemen en ondertekenden het toestemmingsformulier. Tijdens de dataverwerking hebben we besloten om nog drie proefpersonen te laten wegvallen. Eén vanwege onbruikbare data en twee op basis van het moment geleverd door het enkel-voet exoskelet. Dit was bij deze proefpersonen veel te klein of had een ongebruikelijk verloop, wat wijst op een slechte werking van het exoskelet. Dit is duidelijk te zien op Figuur 2.1 waar de krachtmomentcurves 7 en 8 en krachtmomentcurves 15 en 16 het verloop van het moment van het exoskelet bij de twee weggelaten proefpersonen weergeeft. De krachtmomentcurves 3 en 14 wijzen ook op een slechte werking, maar bij het andere been van deze proefpersonen (respectievelijk krachtmomentcurves 4 en 13) werkte het wel correct, dus hebben we besloten om deze proefpersonen te behouden.



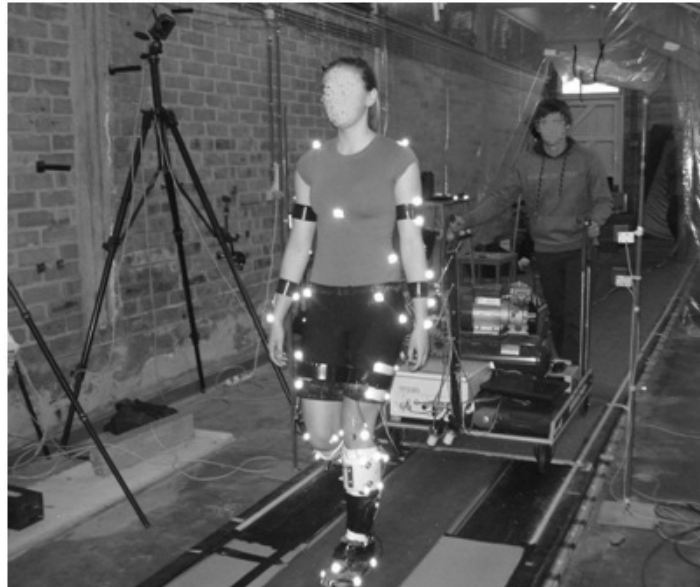
Figuur 2.1: Het krachtmoment van het enkel-voet exoskelet bij de 8 proefpersonen, zowel links als rechts.

2.2 Enkel-voet exoskelet

Technische Orthopedie België ontwierp een enkel-voet exoskelet naar het ontwerp van Ferris (Ferris *et al.* (2005)). De schacht is via een metalen scharnier verbonden met de voet en bestaat uit kunststof. De totale massa van het enkel-voet exoskelet met schoen is 1,061 kg, waarbij het voetgedeelte en de schoen 0,535 kg weegt en de schacht 0,526 kg. De massa van de loopschoenen varieert tussen de 0,209 en 0,228 kg afhankelijk van de schoenmaat. De pneumatische spieren worden bevestigd aan de beugels van het exoskelet en via een luchtslang verbonden met een compressor. Aan de oorsprong van de pneumatische spier ter hoogte van het onderbeen is er een krachtsensor gemonteerd waarmee de trekkracht van de pneumatische spieren berekend wordt. Aangezien het enkel-voet exoskelet niet autonoom is, duwt één van de testafnemers een trolley met de aandrijver en besturingssoftware voort achter de proefpersoon (Figuur 2.2). Zowel de footswitch- als de krachtsensorsignalen staan in verbinding met de trolley, die de signalen doorstuurt naar Qualisys op de centrale meetcomputer.

Het enkel-voet exoskelet wordt gestuurd via footswitch controle. Hierbij worden de pneumatische spieren opgeblazen en leeg gelaten op basis van het signaal van een footswitch die zich bevindt in de schoen van de proefpersoon. Dit gebeurde aan een ingestelde toevoer van 3,5 bar. Een programma, geschreven in labview, kan door middel van de footswitch signalen de duur van de volgende schrede voorspellen. Deze voorspelling is correct omdat de proefpersonen wandelen aan een constante snelheid. Dit programma geeft de mogelijkheid om de pneumatische spier te activeren op basis van vooraf bepaalde percentages van de schreden-

cyclus. Onderzoek toonde aan dat dit type exoskelet metabool het efficiëntst werkt als de pneumatische spier op 43% van de schredencyclus geactiveerd wordt en op 63% gedeactiveerd (Malcolm *et al.* (2011)).



Figuur 2.2: Proefpersoon die over de loopweg stapt met het enkel-voet exoskelet. Achter de proefpersoon rijdt de trolley mee, geladen met de compressor en sturingssysteem.

Aangezien de pneumatische spieren moeilijk uitrekbaar zijn werd de lengte ervan zodanig ingesteld dat er geen beperking zou zijn in de sagittale enkelhoek tijdens de stapcyclus. Tijdens het stappen bereikt de enkelhoek een maximale dorsiflexie van 15° (Perry (1992)). Daarom werden de pneumatische spieren zodanig gemonteerd dat ze hun rustlengte hebben bij een dorsiflexie van 15° . Dit werd gedaan door de proefpersonen op een schans van 15° te laten plaatsnemen bij de montage van de pneumatische spieren.

2.3 Protocol

De proefpersonen werden ad random toegedeeld aan drie verschillende groepen. Daarbij maakten we gebruik van een *latin square* om *carryover* en *practice effects* te minimaliseren. Zo hebben de drie groepen de drie condities (stappen met actief exoskelet, met passief exoskelet en zonder exoskelet) doorlopen, maar telkens in een andere volgorde. Op deze manier dienden de proefpersonen als hun eigen controlegroep. Dit is een experimentieel design, meer bepaald een *repeated measures design* of *within subject design*.

Tabel 2.1: De Latin square waardoor de drie groepen de drie condities in een andere volgorde doorlopen.

Groep 1	Groep 2	Groep 3
Actief exoskelet	Geen exoskelet	Geen exoskelet
Passief exoskelet	Actief exoskelet	Passief exoskelet
Geen exoskelet	Passief exoskelet	Actief exoskelet

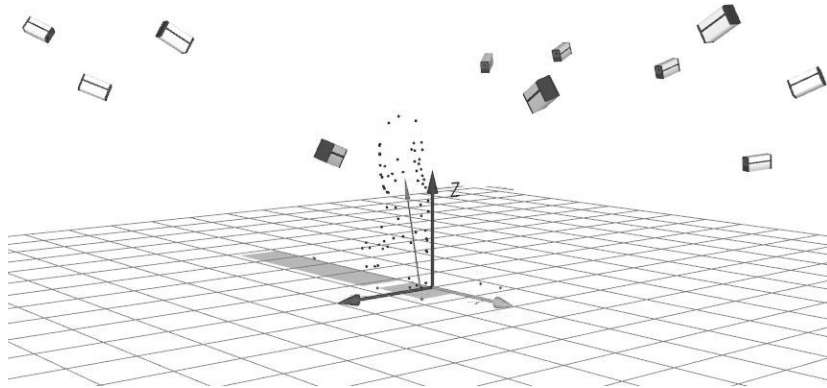
Voor de wandelen met een aangedreven enkel-voet exoskelet conditie konden de proefpersonen eerst adapteren aan het exoskelet. Zoals in de literatuurstudie is aangehaald hebben meerdere factoren een invloed op deze adaptatietijd. Eigen onderzoek wees uit dat de meeste proefpersonen na 17,5 minuten geadapteerd zijn aan het enkel-voet exoskelet (Galle *et al.* (2011)). Uit de literatuur blijkt 24 minuten voldoende met dit type exoskelet (Gordon & Ferris (2007)). In dit onderzoek nemen we de gulden middenweg tussen bovenvermelde adaptatieperiodes: de proefpersonen wandelden 20 min met het actieve enkel-voet exoskelet.

Tijdens de drie condities wandelden de proefpersonen aan een constante snelheid (1,38 m/s) over een wandelweg. Ze konden deze constante snelheid inschatten door een lichttrein die zich met de opgelegde snelheid voortbewoog naast de proefpersoon. Daarnaast werd de snelheid nogmaals gecontroleerd door middel van een laser.

2.4 Dataverzameling en -verwerking

2.4.1 Kinematica: Qualisys

Om de kinematische gegevens van de proefpersonen te verzamelen gebruikten we reflecterende markers die op hun gehele lichaam werden aangebracht. Zowel gewrichtsmarkers als trackingmarkers werden gebruikt om de wandelbeweging vast te leggen. In bijlage kan u het protocol vinden waarin de plaatsing van alle makers wordt uitgelegd (bijlage 13). De beweging van de reflecterende markers werd vastgelegd met tien Qualisys Pro Reflex camera's (200 Hz). Deze data werden verder verwerkt aan de hand van Qualisys. Hierbij creëerden we AIM (Automatic Identification of Markers) modellen voor elke proefpersoon op basis van één poging. Deze konden we dan toepassen op hun overige pogingen om snel alle markers te identificeren (Figuur 2.3). Na deze verwerking werden de markerposities gefilterd met een *low pass Butterworth filter* van de vierde orde met een *cut off* frequentie van 6 Hz in Visual 3D (V3D). Tussen de drie condities in werd er telkens een statische opname van de proefpersoon opgemaakt.



Figuur 2.3: Voorbeeld van een stappende proefpersoon over de twee grondreactiekrachtplatformen met full body markers in Qualisys.

2.4.2 Grondreactiekrachten

In alle condities wandelden de proefpersonen over twee grondreactiekrachtplatformen (Kistler en AMTI; 1000 Hz). De grondreactiekrachtdata werd eerst opgeslagen in Qualisys om later gefilterd te worden met een *low pass Butterworth filter* van de vierde orde met een *cut off* frequentie van 6 Hz in V3D. In elke conditie werden pogingen hernomen tot de proefpersonen drie maal met de rechter en drie maal met de linker voet op de Kistler uitkwamen tijdens het wandelen. Vermits de proefpersonen hier niet van op de hoogte waren, pasten ze hun stappatroon niet aan.

2.4.3 Kinetica: V3D

Aan de hand van statische files hebben we in V3D een biomechanisch model van de proefpersoon opgesteld per conditie. Door middel van de gewrichts- en trackingmarkers konden we de lichaamssegmenten modelleren. Het biomechanisch model werd geïndividualiseerd door er de antropometrische gegevens van de proefpersonen aan toe te voegen (Figuur 2.4). Zowel het gewicht, de lengte als de trochanterhoogte van de proefpersonen werd gemeten. De massa per segment werd berekend in V3D aan de hand van de normatieve data van Dempster (Dempster & Gaughran (1967)). In de geschoeide conditie is de massa van de loopschoen toegevoegd aan de segmentmassa van de voeten. In de exoskelet condities is de massa van de schoen en voetgedeelte toegevoegd aan het voetsegment en de massa van de schacht aan het onderbeensegment. Bij het toevoegen van de extra massa's gaan we er vanuit dat de massa zich situeert op het desbetreffende segment zoals de massa normaal verdeeld is in het segment (Dempster & Gaughran (1967)).

Door dit geïndividualiseerd biomechanisch model toe te passen op de wandeldata zijn er enkele kinematische gegevens berekend. Eerst en vooral is de schrede-afstand berekend. Dit werd

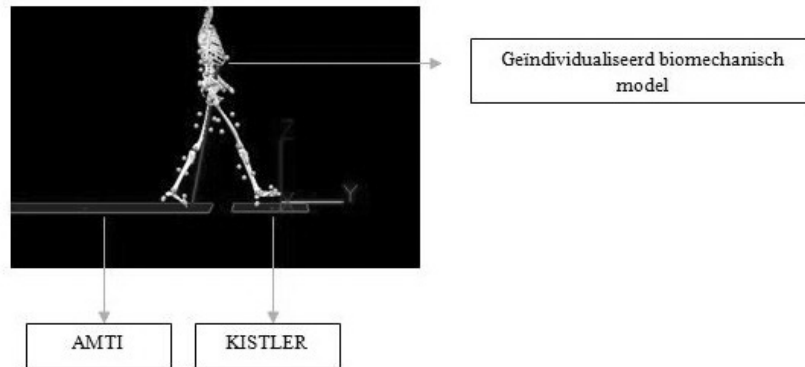
gedaan door de afstand tussen de metatarsaal 1 marker bij *toe-off* en de mediale calcaneus marker bij het volgende hielcontact van het ipsylaterale been te meten. Bij deze afstand werd de afstand tussen de mediale calcaneus marker en metatarsaal 1 marker opgeteld. Deze omslachtige manier om de afstand van de schrede te berekenen was essentieel aangezien er nooit een volledige schrede binnen het bereik van de camera's viel. De snelheid van het stappen werd berekend door het gemiddelde van de afgeleide van de voorwaartse verplaatsing van het COM (Center of Mass) tijdens de steunfase. Door de snelheid te delen door de schredelengte werd de schrefrequentie berekend (2.1). Door middel van één te delen door de schrefrequentie werd de schredetijd berekend (2.2).

$$\text{schrefrequentie} = \text{voorwaartse snelheid COM} / \text{schredelengte} \quad (2.1)$$

$$\text{schredetijd} = 1 / \text{schrefrequentie} \quad (2.2)$$

De gewrichtshoeken van de enkel, knie en heup werden eveneens berekend in V3D. Aan de hand van de grondreactiekrachtdata en kinematische gegevens werd het mogelijk om een inverse dynamische analyse uit te voeren. Zo werden door middel van V3D de gewrichtsmomenten, hoeksnelheden en gewrichtsvermogens berekend. Het is belangrijk om te vermelden dat alle variabelen zoals gewrichtshoek, gewrichtshoeksnelheid, gewrichtsmoment, gewrichtsvermogen en arbeid uitsluitend in het sagittale vlak berekend zijn. Indien er in deze thesis dus gesproken wordt over gewrichtshoek, is dit de sagittale gewrichtshoek.

De gewrichtshoeken die in V3D berekend werden door middel van het geïndividualiseerde biomechanische modellen weken af van de reële gewrichtshoeken. Dit valt te verklaren omdat de segmenten gevormd worden door de verhoudingen tussen de reflecterende markers. Om de reële gewrichtshoeken te berekenen werden de hoeken in het biomechanische model berekend als de proefpersonen in anatomische positie stonden. In de veronderstelling dat de proefpersonen perfect in anatomische positie stonden, kon de afwijking van de gewrichtshoeken in het biomechanisch model ten opzichte van de reële gewrichtshoeken berekend worden. Zo werden in V3D de gewrichtshoeken uit het biomechanisch model verminderd met deze afwijkingen om de reële gewrichtshoeken te bekomen.



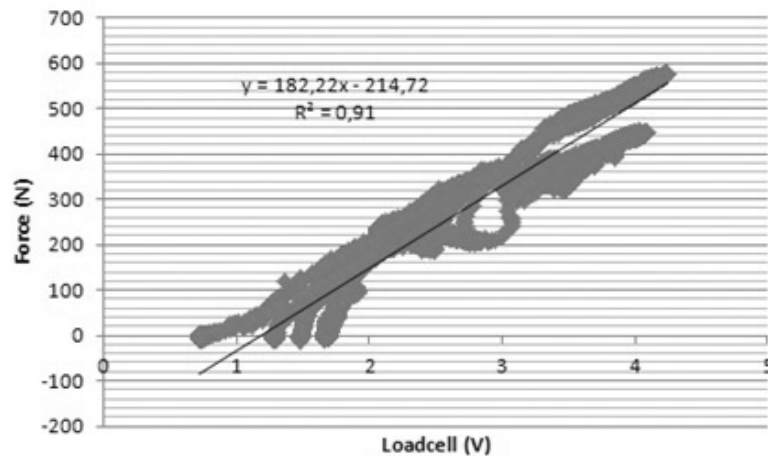
Figuur 2.4: Voorbeeld van een geïndividualiseerd biomechanisch model in V3D

Tenslotte werd er ook geanalyseerd of proefpersonen aan een constante snelheid aan het stappen waren. Hiervoor werd de horizontale GRK (grondreactiekracht) geregistreerd. De horizontale grondreactiekracht werd geïntegreerd in de tijd tussen de steunperiode van één been (2.3). Door de oppervlakte van de achterwaartse GRK curve af te trekken van de oppervlakte onder de voorwaartse GRK curve werd de krachtstoot van de grondreactiekracht berekend. Indien deze uitkomst groter is dan nul versnellen de proefpersonen, indien deze uitkomst kleiner is dan nul vertragen de proefpersonen. De grondreactiekracht werd slechts gemeten in één been aangezien er nooit twee steunperiodes geregistreerd werden. Dit brengt de beperking met zich mee dat we er vanuit moeten gaan dat de proefpersonen een symmetrisch stappatroon hebben.

$$Krachtstoot_{GRK} = \int_{heelstrike}^{toe-off} F_{GRK} dt \quad (2.3)$$

2.4.4 Mechanica van het enkel-voet exoskelet

In de conditie waar de proefpersonen stappen met het actieve exoskelet werd de kracht die de pneumatische spieren ontwikkelen, gemeten aan de hand van de krachtsensor. Het voltage van de krachtsensor tijdens de stapcyclus werd ook opgeslagen in Qualisys om later gefilterd te worden met een *low pass Butterworth filter* van de vierde orde met een cut off frequentie van 6 Hz in V3D. Voor de aanvang van de testen werd de krachtsensor zo gemonteerd op de pneumatische spier dat er een basisspanning was van 1.6 V. Het voltage van de krachtsensor is gekalibreerd met gewichten zodat het voltage kan omgezet worden naar kracht. Door middel van een spreidingsdiagram tussen de massa aan de krachtsensor en het voltage hebben we een lineair verband gevonden tussen de kracht en het gegeven voltage Figuur 2.5. Door dit verband toe te passen op de voltages uit de condities met actief exoskelet werd het mogelijk om de geproduceerde kracht door de pneumatische spieren te berekenen.



Figuur 2.5: Spreidingsdiagram voltage krachtsensor en kracht bij kalibratie: $F = 182.22 V - 214.72$

Om het vermogen van het enkel-voet exoskelet te berekenen moet het geproduceerde krachtmoment (M) vermenigvuldigd worden met de sagittale hoeksnelheid (W) van het enkelgewricht, welke verkregen wordt via het biomechanisch model in de wandeldata (2.4). Het krachtmoment wordt berekend door het product te maken van de kracht (F) en de krachttarm (L) (2.5). Via de positie van de proximale en distale pneumatische marker ten opzichte van de enkelmarkers, is het mogelijk om in V3D de variatie in de krachttarm te berekenen tijdens het wandelen.

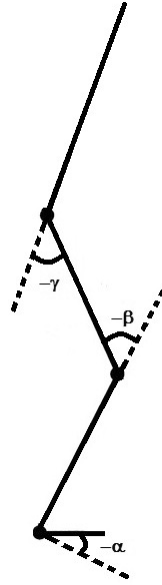
$$P_{\text{exo}} = M_{\text{exo}} * W_{\text{sagittale hoeksnelheid enkel}} \quad (2.4)$$

$$M_{\text{exo}} = F_{\text{exo}} * L_{\text{exo}} \quad (2.5)$$

Bij sommige proefpersonen waren de pneumatische markers niet doorheen het gehele traject zichtbaar. Om toch de lengte van de krachttarm te berekenen zijn er *landmarks* aangemaakt. De plaats van deze fictieve markers wordt gedefinieerd in de statische positie. Tijdens de wandeldata bewegen deze *landmarks* zich mee met het segment waarop ze gedefinieerd zijn. Een correlatie tussen het vermogen van het exoskelet berekend met de *landmarks* en met de reflecterende markers toonde aan dat dit een valide methode is om het gewrichtsvermogen te berekenen. De correlatie tussen deze twee manieren om vermogen van het exoskelet te berekenen kan u in bijlage vinden (bijlage2).

Omdat het onmogelijk was om de reflecterende markers gedurende een volledige schrede in beeld te brengen hebben we de steun- en zwaafase van een schrede apart moeten berekenen. Dit bracht het probleem met zich mee dat het begin en einde van de steun- en zwaafase correct gedefinieerd moet worden. De start en het einde van de steunfase werden gedefinieerd door de start en het einde van de grondreactiekracht op de Kistler. Het begin van de zwaafase kon gemakkelijk gedefinieerd worden door het verdwijnen van de grondreactiekracht op de

AMTI. Om het einde van de zwaafase te definiëren werd gebruikt gemaakt van de methode van Hreljac (Hreljac & Marshall (2000)). Deze studie toonde aan dat het een valide en betrouwbare methode is om aan te nemen dat de zwaafase eindigt wanneer de derde afgeleide van de verticale verplaatsing van hielmakers gelijk is aan nul. Door middel van deze *events* was het mogelijk om de steun- en zwaafase samen te voegen.



Figuur 2.6: De heuphoek werd gedefinieerd als de hoek tussen het bovenbeen en het pelvis, de kniehoek als de hoek tussen het bovenbeen en het verlengde van het onderbeen en de enkelhoek als de hoek tussen onderbeen en voet ten opzichte van de anatomische positie. Flexie (bij de voet plantairflexie) zorgde voor een negatieve hoek.

2.4.5 Verwerking in Microsoft Excel

Hoek, hoeksnelheid, moment en vermogen werden overgebracht naar Excel en voor de verschillende proefpersonen uitgezet in grafieken waarbij de x-as steeds het percentage van de schredetijd weergaf. Het aandeel van de zwaafase en steunfase binnen een schrede was verschillend tussen de proefpersonen. Daarom hebben we per proefpersoon het procentueel aandeel van de zwaai- en steunfase berekend in V3D voordat dit werd overgezet naar Excel.

We merkten op dat er vaak een fout optrad bij het eerste punt van de zwaafase. Dit heeft hoogstwaarschijnlijk te maken met de gevoeligheid van de AMTI-grondreactiekrachtplatform. De grondreactiekracht had zijn oorsprong buiten het voetsegment wat resulteerde in een verkeerde krachtsarm. Om deze reden hebben we ervoor geopteerd een interpolatie uit te voeren in Excel tussen het laatste punt van de steunfase en het tweede punt van de zwaafase.

Om arbeid te berekenen moet het vermogen geïntegreerd worden binnen een bepaalde tijds-

periode. Om dit te berekenen hebben we per conditie de gemiddelde schredetijd berekend en het vermogen in functie van de schredetijd geplot. We bekwamen de arbeid tijdens K1 en K4 door de oppervlakte boven de grafiek van het knievermogen te berekenen wanneer dit negatief was tijdens respectievelijk 0-20% en 75-100% van de schredecyclus (2.6 en 2.7). De arbeid tijdens *push-off*, geleverd door de enkel en het exoskelet, vonden we door de oppervlakte onder de grafiek van de vermogenscurves te berekenen wanneer dit positief was tijdens 40-62% van de schredecyclus (2.8 en 2.9). De biologische arbeid van de enkel tijdens *push-off* is dan de arbeid van de enkel verminderd met deze van het enkel-voet exoskelet. De arbeid in de H3-fase vonden we het gewrichtsvermogen te integreren naar de tijd tussen de 45% en 80% van de schrede (2.10).

$$W_{K1} = \int_{0\%}^{20\%} P(\text{knie}) dt \text{ indien } < 0 \quad (2.6)$$

$$W_{K4} = \int_{75\%}^{100\%} P(\text{knie}) dt \text{ indien } < 0 \quad (2.7)$$

$$W_{A2} = \int_{40\%}^{62\%} P(\text{enkel}) dt \text{ indien } > 0 \quad (2.8)$$

$$W_{exo} = \int_{40\%}^{62\%} P(\text{exoskelet}) dt \text{ indien } > 0 \quad (2.9)$$

$$W_{H3} = \int_{45\%}^{80\%} P(\text{heup}) dt \text{ indien } > 0 \quad (2.10)$$

De netto totale gewrichtsarbeid tijdens het wandelen werd berekend door de tijdsintegraal van de gewrichtsvermogenscurve van zowel de enkel, knie en heup gedurende een schrede. Door de positieve arbeid af te trekken van de negatieve arbeid werd de netto gewrichtsarbeid berekend per gewricht. Deze waarde is slechts een benadering van de netto spierarbeid in een gewricht omwille van het energietransport tussen gewrichten. De totale netto gewrichtsarbeid (2.11), berekend door sommatie van de netto gewrichtsarbeid in de enkel, knie en heup, is wel een goede parameter voor de netto spierarbeid tijdens het wandelen (Sasaki *et al.* (2009)). Om de totale positieve gewrichtsarbeid en totale negatieve gewrichtsarbeid te berekenen is dezelfde formule gehanteerd (2.11) indien het gewrichtsvermogen respectievelijk positief of negatief was. De totale positieve of negatieve gewrichtsarbeid is geen goede waarde voor de totale positieve of negatieve spierarbeid omwille van de co-contractie, energietransport en elastische energieopslag (Sasaki *et al.* (2009)).

$$W_{\text{nettogewrichtsarbeid}} = \int_{\text{heelstrike}(n)}^{\text{heelstrike}(n+1)} P(\text{enkel}) dt + P(\text{ knie}) dt + P(\text{heup}) dt \quad (2.11)$$

Tenslotte hebben we ook het gemiddeld vermogen van een van de K1-fase, K4-fase, A2-fase, H3-fase en push-off fase van het exoskelet berekend. Dit werd gedaan om de vergelijking met verschillende andere studies mogelijk te maken (Li *et al.* (2009), Sawicki & Ferris (2008), Kao *et al.* (2010)). Het gemiddeld vermogen per schrede werd gevonden door de arbeid in de desbetreffende fase en gewricht te vermenigvuldigen met de stapfrequentie.

2.5 Statistische analyses

We hebben gebruik gemaakt van een *repeated measures anova* om de verschillen in schrede-tijd, schrede-afstand, stapssnelheid, schrefrequentie, gewrichtshoek, gewrichtshoeksnelheid, gewrichtsmoment, gewrichtsvermogen en arbeid tussen de drie condities te berekenen. Indien de er een significant hoofdeffect werd gevonden werd er een *Tuckey Honestly Significant Difference* (THSD) uitgevoerd om de verschillen twee aan twee te vergelijken. Er werd bewust gekozen voor een THSD omdat de belangrijkste auteurs van exoskeletstudies deze techniek toepassen (Kao *et al.* (2010), Gordon & Ferris (2007), Sawicki & Ferris (2008) en Sawicki & Ferris (2009)). Per 10% van de schrede werd er een repeated measures anova en een THSD uitgevoerd. Zo werden er per variabele, per been 11 repeated measure anova's en 11 THSD's uitgevoerd. Voor het hoofdeffect hebben we het significantie niveau op $p < 0,1$ gelegd. Bij de THSD hebben we drie significantie niveau gehanteerd. We hebben de p-waarden kleiner dan 0,1 gedefinieerd als trend tot significantie, de p-waarden kleiner dan 0,05 als significant en p-waarden kleiner dan 0,01 eveneens als significant. Om te analyseren of de proefpersonen al dan niet aan het vertragen werden werd een *one sample t-test* uitgevoerd in SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) met nul als *test value*.

2.6 Opmerkingen

Om verschillende parameters in V3D te berekenen hebben we meerdere pipelines geschreven. Dit zijn opeenvolgingen van commando's waardoor de parameter kunnen berekend worden. Voor de volledigheid hebben we enkele van deze pipelines in de digitale bijlage toegevoegd (bijlage 9).

Omwille van de formules en grafieken die in deze thesis voorkomen hebben we ervoor geopteerd om L^AT_EX te gebruiken als tekstverwerker. De commando's die we voor deze opmaak gebruikt hebben zijn eveneens in digitale bijlage toegevoegd (bijlage 10).

Hoofdstuk 3

Resultaten

3.1 Spatio-temporeel

Tabel 3.1: Schredefrequentie en % steunfase in schrede.

	Schredefrequentie (schrede/s)		% steunfase	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,85	0,15	0,62	0,90
ACT	0,95 ± 0,05	0,96 ± 0,04	0,60 ± 0,01	0,59 ± 0,01
PAS	0,96 ± 0,05	0,93 ± 0,05	0,59 ± 0,01	0,59 ± 0,01
GES	0,96 ± 0,08	0,97 ± 0,08	0,59 ± 0,01	0,59 ± 0,01

Er is zijn geen significante verschillen in de schredefrequentie tussen de drie condities.

Tabel 3.2: Schredesnelheid en schrede-afstand.

	Schredesnelheid (m/s)		Schrede-afstand (m)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,036	0,129	0,001	0,001
ACT	1,50 ± 0,12	1,51 ± 0,08	1,40 ± 0,10	1,39 ± 0,11
p act-pas	ns		ns	ns
PAS	1,52 ± 0,11	1,47 ± 0,14	1,40 ± 0,12	1,40 ± 0,09
p act-ges	ns		ns	ns
GES	1,42 ± 0,13	1,43 ± 0,15	1,30 ± 0,13	1,29 ± 0,12
p pas-ges	ns		ns	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Bij de schrede-afstand (zowel links als rechts) en bij de Schredesnelheid (alleen links) is er wel een significant verschil bij het hoofdeffect, maar er zijn geen significante hoofdeffect wanneer

de condities onderling vergeleken worden.

Tabel 3.3: Duur steunfase en start push-off.

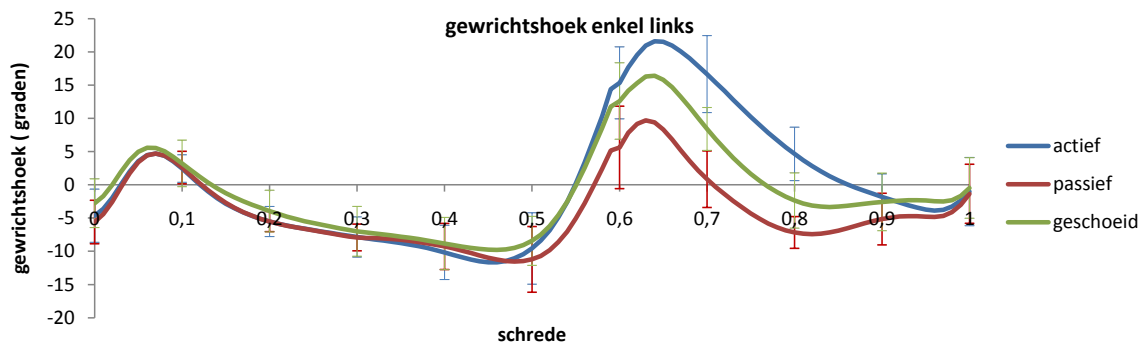
	Duur steunfase (% schrede)		Start push-off (% schrede)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,818	0,787	0,272	0,221
ACT	0,60 ± 0,01	0,60 ± 0,01	45,50 ± 2,26	45,50 ± 1,64
PAS	0,60 ± 0,01	0,59 ± 0,01	48,33 ± 4,89	47,17 ± 2,32
GES	0,60 ± 0,01	0,59 ± 0,02	46,50 ± 3,02	46,33 ± 3,27

De steunfase neemt 59-60% van de schredetijd in beslag. Er zijn geen significante verschillen in het aandeel van de steun en zwaai fase tussen de verschillende condities. Er zijn geen significante verschillen in de timing van de *push-off* fase. De start van de *push-off* vindt plaats wanneer het enkelvermogen positief is.

3.2 Gewrichtshoek

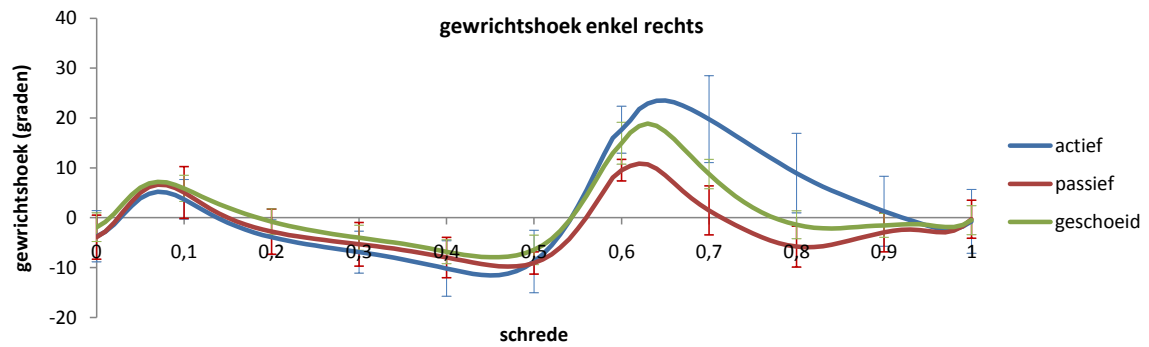
3.2.1 Sagittale gewrichtshoek enkel

Figuur 3.1: Verloop van de sagittale gewrichtshoek van de enkel over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,317	0,649	0,249	0,717	0,709	0,507	0,012	0,001	0,001	0,328	0,923
ACT-PAS							+	++	++		
ACT-GES							ns	+	+		
PAS-GES							ns	-	t-		

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



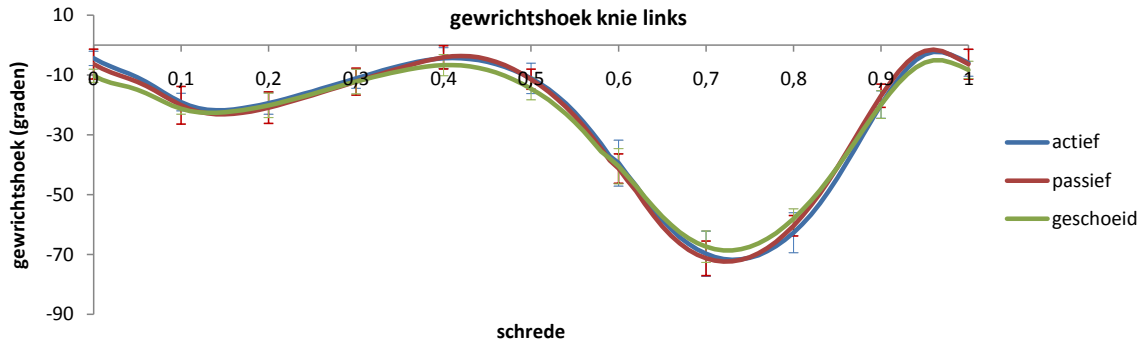
schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,555	0,518	0,213	0,254	0,21	0,387	0,016	0,001	0,001	0,209	0,979
ACT-PAS							++	++	++		
ACT-GES							ns	+	+		
PAS-GES							t-	ns	ns		

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Zowel links als rechts is er een significante toename in plantairflexiehoek in de *initial swing* fase en *midswing* fase bij het stappen met actief exoskelet in vergelijking met passief exoskelet en in vergelijking met geschoeid stappen. Links is er een toename in dorsiflexiehoek in *midswing* fase bij het stappen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen.

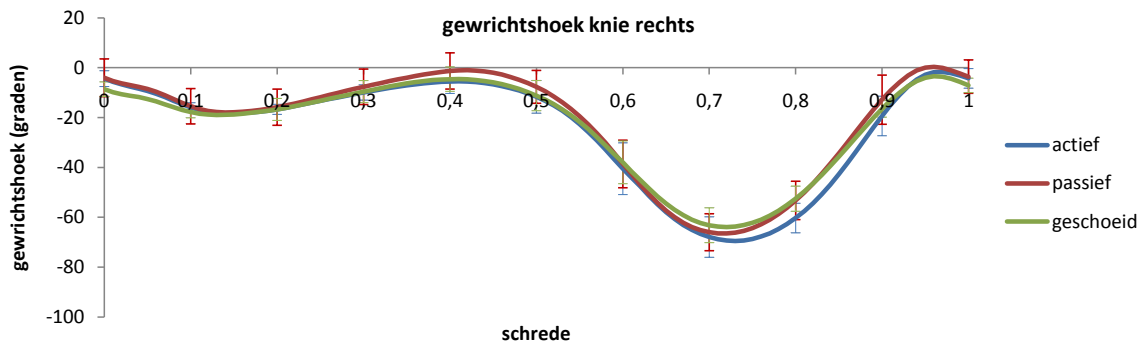
3.2.2 Sagittale gewrichtshoek knie

Figuur 3.2: Verloop van de sagittale gewrichtshoek van de knie over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,014	0,377	0,631	0,718	0,193	0,048	0,592	0,026	0,033	0,283	0,39
ACT-PAS	ns					ns		ns	ns		
ACT-GES	+					ns		ns	ns		
PAS-GES	ns					ns		ns	ns		

t+: $p < 0,1$ +: $p < 0,05$ ++: $p < 0,01$ ns= niet significant



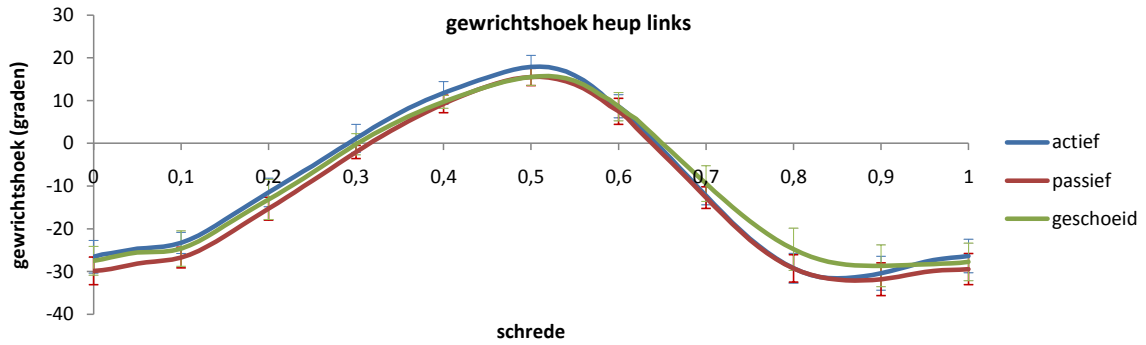
schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,238	0,675	0,926	0,56	0,182	0,206	0,619	0,19	0,047	0,261	0,42
ACT-PAS									ns		
ACT-GES									ns		
PAS-GES									ns		

t+: $p < 0,1$ +: $p < 0,05$ ++: $p < 0,01$ ns= niet significant

Er zijn geen significante verschillen in kniehoek tussen de drie condities.

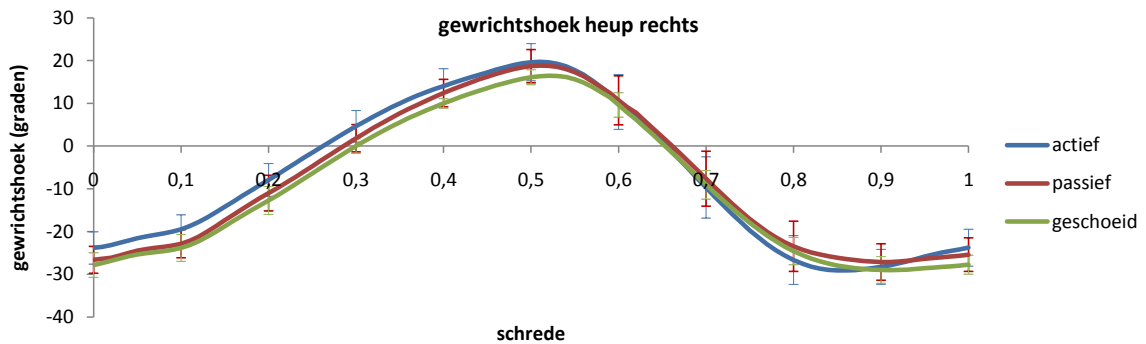
3.2.3 Sagittale gewrichtshoek heup

Figuur 3.3: Verloop van de sagittale gewrichtshoek van de heup over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,059	0,1	0,093	0,126	0,226	0,201	0,637	0,156	0,044	0,227	0,307
ACT-PAS	ns		ns						ns		
ACT-GES	ns		ns						ns		
PAS-GES	ns		ns						ns		

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,012	0,002	0,001	0,002	0,011	0,033	0,719	0,389	0,119	0,334	0,043
ACT-PAS	ns	ns	ns	ns	ns	ns					ns
ACT-GES	ns	t+	ns	+	t+	ns					ns
PAS-GES	ns	ns	ns	ns	ns	ns					ns

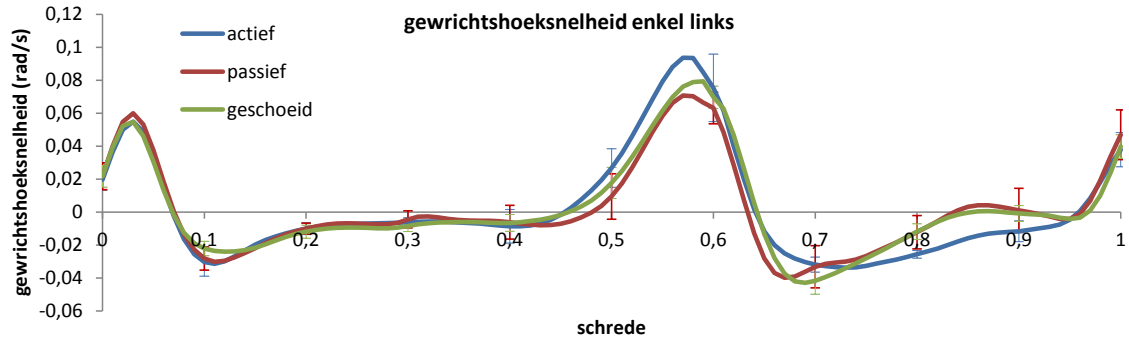
t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Er zijn nooit dezelfde significante verschillen in heuphoek tussen de drie condities.

3.3 Gewrichtshoeksnelheid

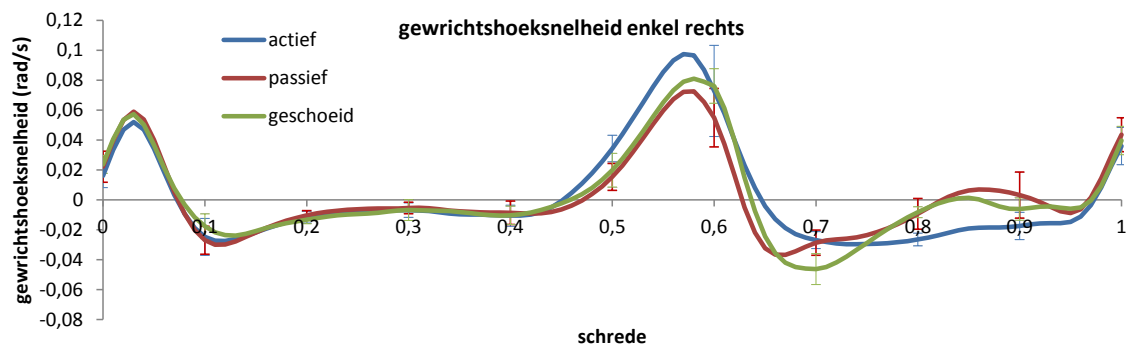
3.3.1 Sagittale hoeksnelheid enkel

Figuur 3.4: Verloop van de sagittale gewrichtshoeksnelheid van de enkel over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,382	0,109	0,077	0,385	0,603	0,001	0,141	0,098	0,001	0,03	0,423
ACT-PAS			ns			+		ns	-	-	
ACT-GES			ns			ns		ns	-	t-	
PAS-GES			ns			ns		ns	ns	ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



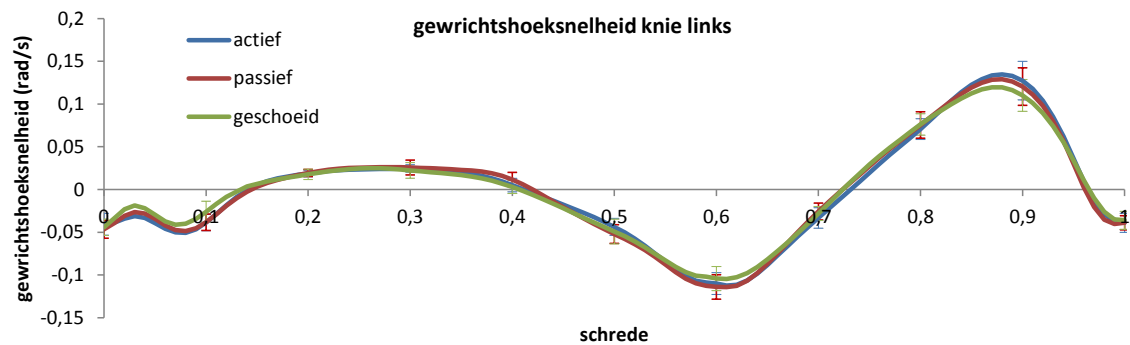
schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,176	0,035	0,202	0,549	0,271	0,001	0,192	0,001	0,001	0,009	0,453
ACT-PAS		ns				+		ns	-	-	
ACT-GES		ns				t+		++	-	ns	
PAS-GES		ns				ns		++	ns	ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Zowel links als rechts is er een significante toename in plantairflexie hoeksnelheid op 50% van de schrede bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met passief exoskelet. Er is een toename in dorsiflexie hoeksnelheid gedurende de *terminal swing* fase bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met passief exoskelet. Op 80% van de schrede is er eveneens een toename in dorsiflexie hoeksnelheid bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Op 70% van de schrede is er een daling in dorsiflexie hoeksnelheid in de actieve en passieve conditie in vergelijking met de geschoeide conditie.

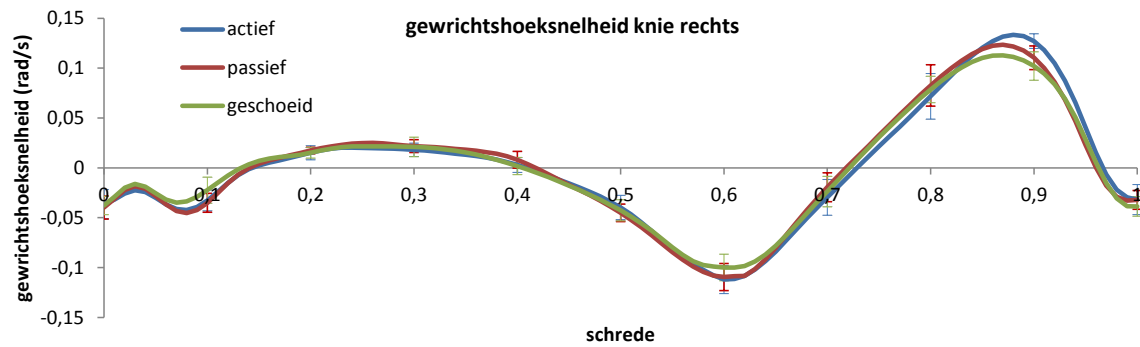
3.3.2 Sagittale hoeksnelheid knie

Figuur 3.5: Verloop van de sagittale gewrichtshoeksnelheid van de knie over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,402	0,003	0,632	0,379	0,014	0,021	0,06	0,203	0,244	0,001	0,862
ACT-PAS		ns			ns	ns	ns			ns	
ACT-GES		ns			ns	ns	ns			ns	
PAS-GES		ns			ns	ns	ns			ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



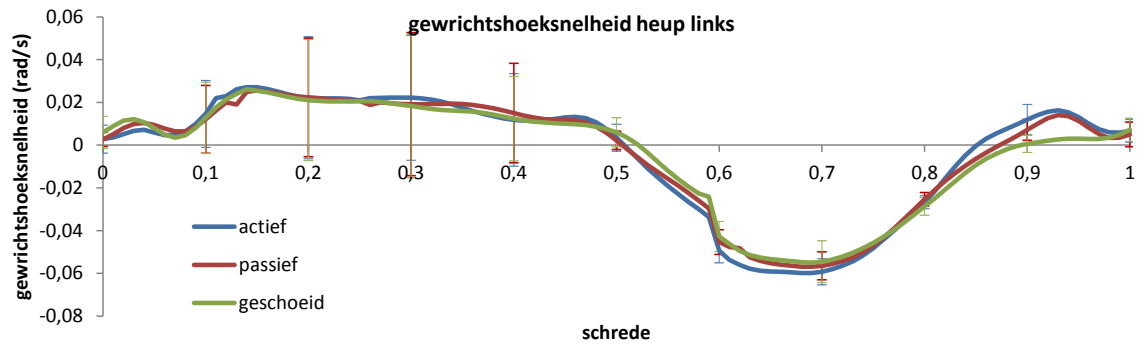
schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,618	0,001	0,674	0,328	0,04	0,341	0,002	0,009	0,089	0,001	0,429
ACT-PAS		ns			ns		ns	ns	ns	t+	
ACT-GES		ns			ns		ns	ns	ns	++	
PAS-GES		ns			ns		ns	ns	ns	ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Rechts is er een significante toename in knie-extensie hoeksnelheid bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Er is eveneens een trend tot significante toename in vergelijking met passief exoskelet. Dit effect vertoont zich niet in het linkerbeen.

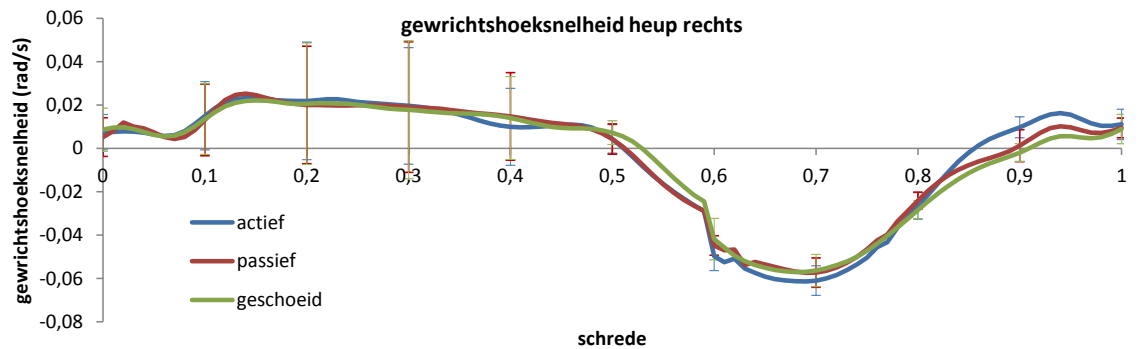
3.3.3 Sagittale hoeksnelheid heup

Figuur 3.6: Verloop van de sagittale gewrichtshoeksnelheid van de heup over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,358	0,232	0,461	0,169	0,293	0,024	0,015	0,048	0,461	0,001	0,795
ACT-PAS						ns	ns	ns		ns	
ACT-GES						ns	ns	ns		++	
PAS-GES						ns	ns	ns		ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
p HE	0,647	0,268	0,787	0,667	0,024	0,267	0,058	0,165	0,125	0,001	0,809
ACT-PAS					ns		ns			+	
ACT-GES					ns		ns			++	
PAS-GES					ns		ns			ns	

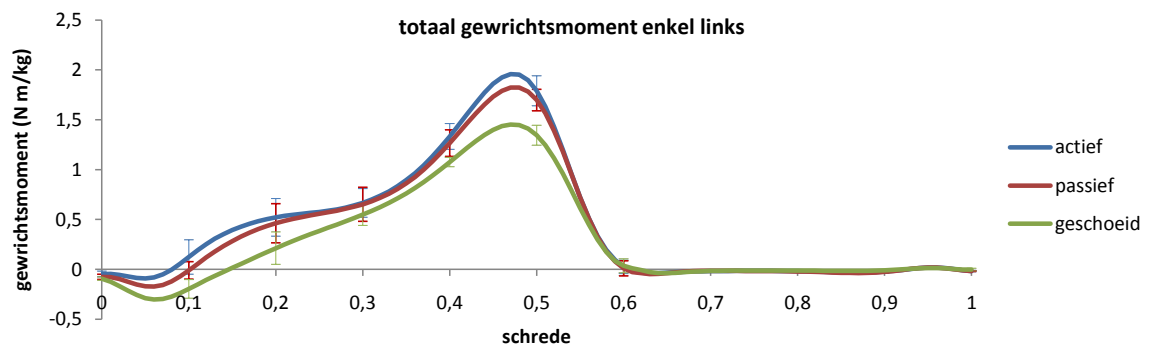
t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Zowel links als rechts is er een significante toename in heupextensiehoeksnelheid op 90% van de schrede bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen.

3.4 Gewrichtsmoment

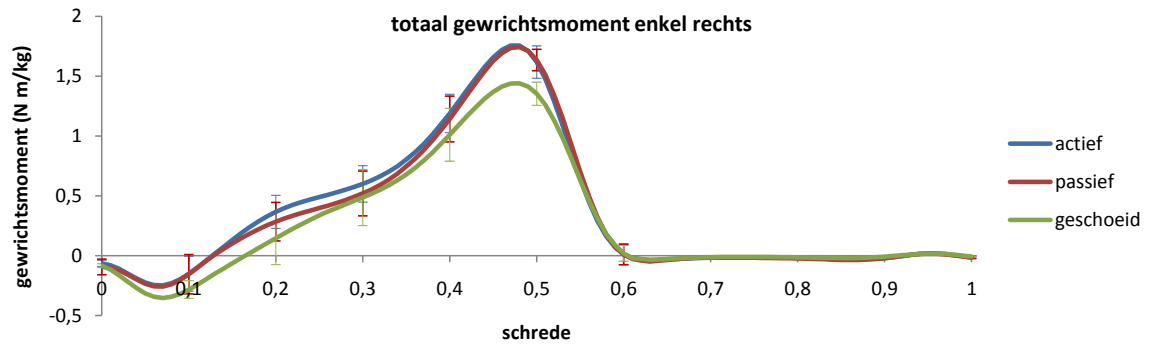
3.4.1 Totaal gewrichtsmoment enkel

Figuur 3.7: Verloop van het totale gewrichtsmoment van de enkel over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,011	0,002	0,001	0,022	0,001	0,001	0,15	0,461	0,002	0,001	0,009
ACT-PAS	ns	ns	ns	ns	ns	ns			ns	ns	ns
ACT-GES	+	++	+	ns	++	++			ns	-	-
PAS-GES	ns	t+	t+	ns	+	++			-	-	-

t+: $p < 0,1$ +: $p < 0,05$ ++: $p < 0,01$ ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,302	0,063	0,037	0,205	0,015	0,003	0,77	0,006	0,003	0,003	0,109
ACT-PAS		ns	ns		ns	ns		ns	ns	ns	
ACT-GES		ns	ns		ns	++		ns	ns	-	
PAS-GES		ns	ns		ns	++		ns	t-	-	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Tabel 3.4: Het maximum van het totale plantairflexiemoment.

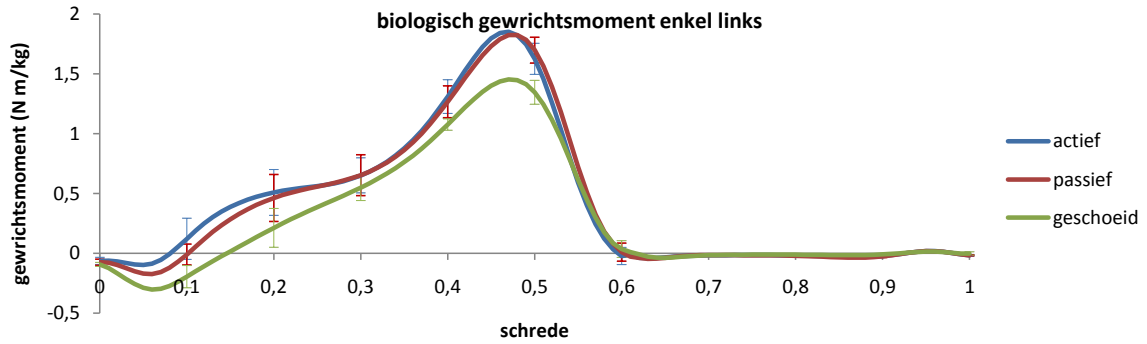
	Maximaal totaal plantairflexiemoment (N m/kg)	
	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,001	0,001
ACT	1,97 ± 0,17	1,77 ± 0,14
p act-pas	ns	ns
PAS	1,84 ± 0,07	1,76 ± 0,12
p act-ges	++	++
GES	1,64 ± 0,09	1,45 ± 0,13
p pas-ges	++	++

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Zowel links als rechts is er een significante toename in totaal plantairflexie moment tijdens *push-off* bij het wandelen met actief exoskelet en met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Hetzelfde significante verschil is eveneens zichtbaar bij het maximale plantairflexiemoment. Uitsluitend links is er een significante toename in plantairflexiemoment gedurende de eerste 20% van de schrede tussen de exoskelet en geschoeide condities. Er is een toename in dorsiflexiemoment op 90% van de schrede bij het wandelen met actief en met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen.

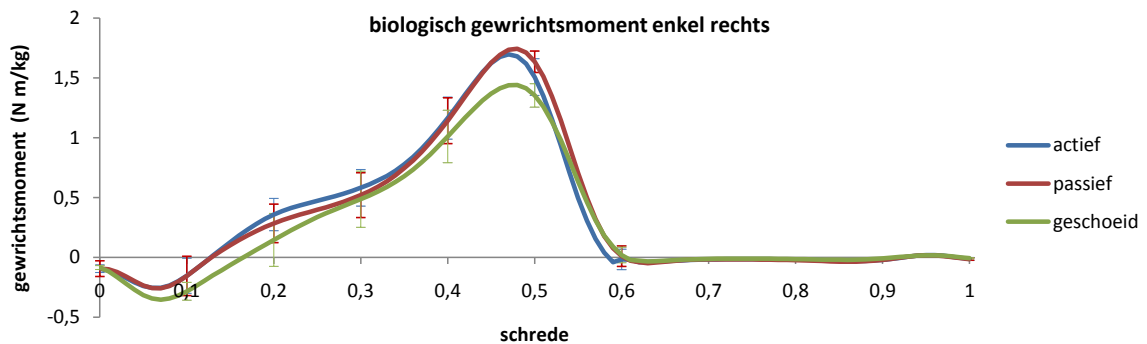
3.4.2 Biologisch gewrichtsmoment enkel

Figuur 3.8: Verloop van het biologische gewrichtsmoment van de enkel over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,092	0,003	0,001	0,042	0,001	0,001	0,003	0,461	0,002	0,001	0,009
ACT-PAS	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns		ns	ns	ns
ACT-GES	ns	++	+	ns	++	++	ns		ns	-	-
PAS-GES	ns	t+	t+	ns	+	++	ns		-	-	-

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,873	0,066	0,045	0,32	0,023	0,009	0,277	0,006	0,003	0,003	0,109
ACT-PAS		ns	ns		ns	ns		ns	ns	ns	
ACT-GES		ns	ns		ns	t+		ns	ns	-	
PAS-GES		ns	ns		ns	++		ns	t-	-	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Tabel 3.5: Het maximum van het biologische plantairflexiemoment.

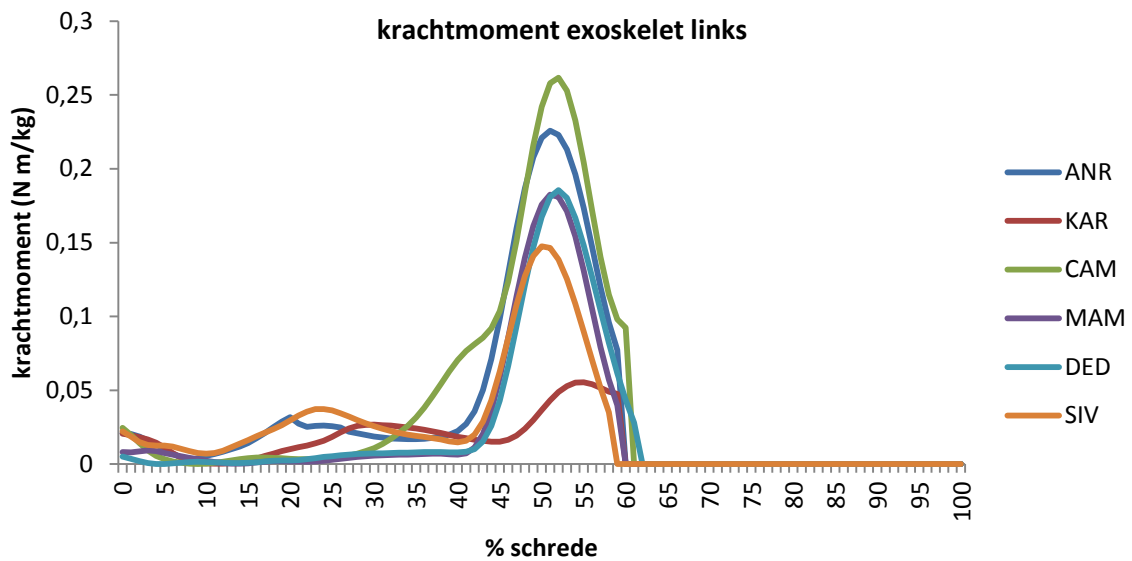
	Maximaal biologisch plantairflexiemoment (N m/kg)	
	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,001	0,001
ACT	1,86 ± 0,17	1,70 ± 0,15
p act-pas	ns	ns
PAS	1,84 ± 0,07	1,76 ± 0,12
p act-ges	++	++

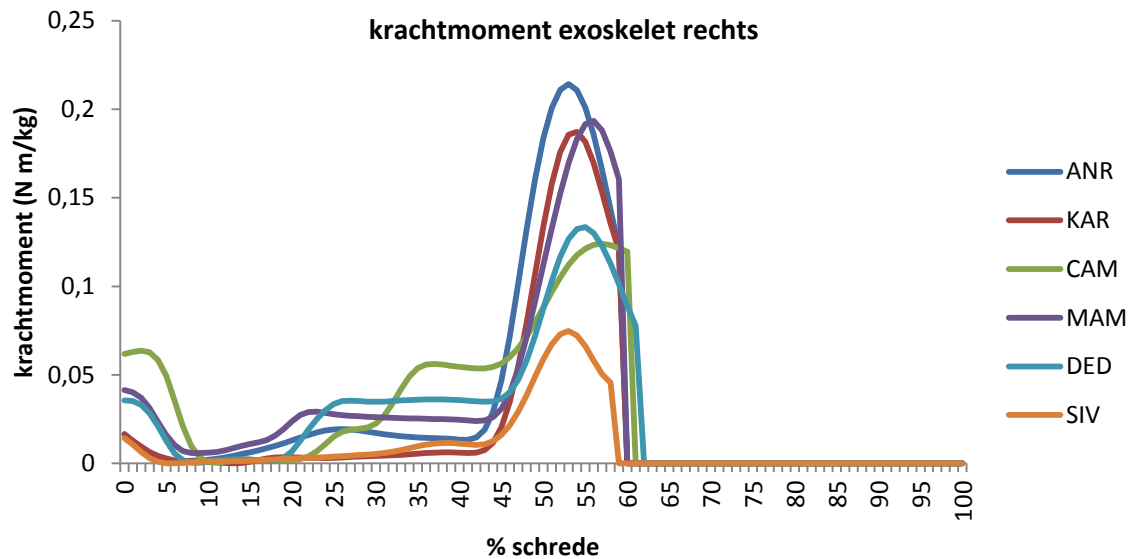
t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

De verschillen in biologisch gewrichtsmoment in de enkel zijn exact dezelfde als de verschillen in totaal gewrichtsmoment.

3.4.3 Krachtmoment van het exoskelet

Figuur 3.9: Het geleverde krachtmoment van het exoskelet bij de zes proefpersonen links en rechts.



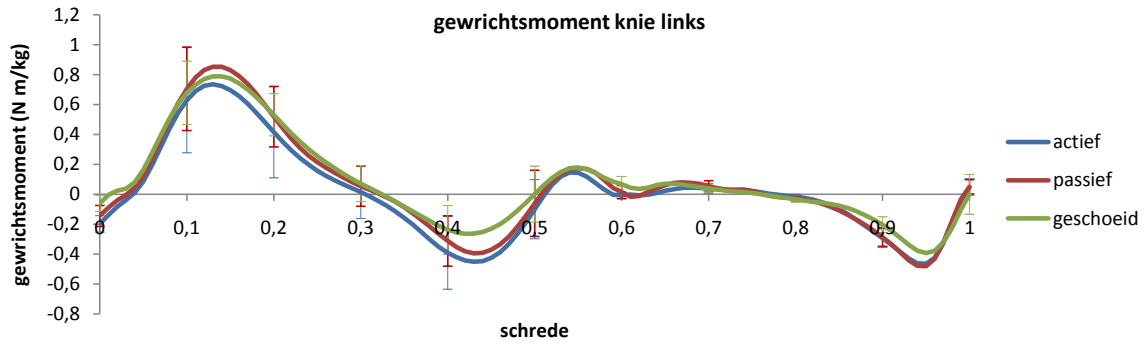


Het exoskelet leverde links gemiddeld een maximaal plantairflexiemoment van 0,18 (+ 0,07) N m/kg en rechts 0,15 (+ 0,05) N m/kg. Dit laag gemiddelde is deels te wijten aan de slechte werking bij de linkse pogingen bij KAR en de rechtse pogingen bij SIV. Toen genereerde het exoskelet maximaal 0,06 N m/kg en 0,07 N m/kg.

In de rechtse krachtmomentcurve van CAM is er een plantairflexiemoment in de eerste 10% van de schrede en vanaf 25%. Dit valt te verklaren door een beperkte bewegingsmogelijkheid in het enkelgewricht door het te hard opspannen van de pneumatische spieren of door een grote dorsiflexiehoek tijdens de steunfase. Als de pneumatische spieren verder uitgerekt worden dan hun rustlengte generen ze een plantairflexie moment.

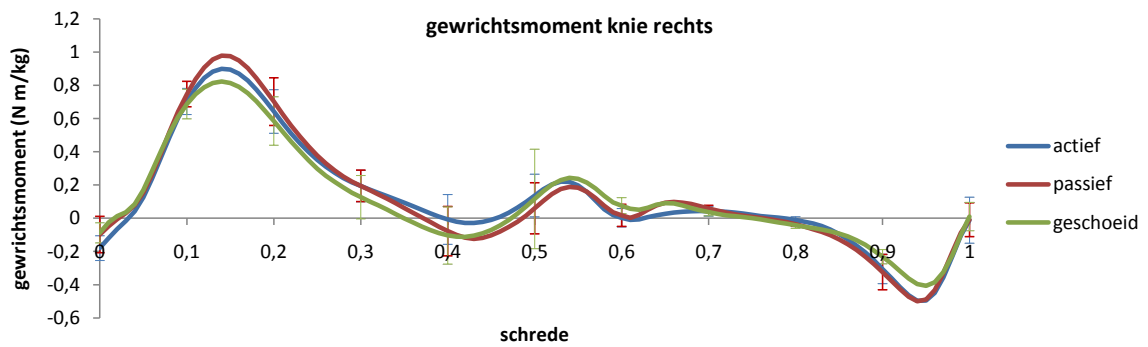
3.4.4 Gewrichtsmoment knie

Figuur 3.10: Verloop van het gewrichtsmoment van de knie over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,006	0,661	0,402	0,539	0,111	0,364	0,016	0,095	0,017	0,001	0,348
ACT-PAS	ns						ns	ns	ns	ns	
ACT-GES	-						-	ns	ns	-	
PAS-GES	t-						ns	ns	ns	t-	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,03	0,412	0,074	0,331	0,291	0,653	0,001	0,196	0,003	0,006	0,861
ACT-PAS	ns		ns				ns		t+	ns	
ACT-GES	ns		ns				ns		+	ns	
PAS-GES	ns		ns				ns		ns	ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Links en rechts worden er nooit dezelfde significante verschillen gevonden tussen het gewrichtsmoment in de knie bij het wandelen met actief of met passief exoskelet.

Tabel 3.6: Maximaal en gemiddeld gewrichtsmoment van de K1-fase.

	Maximaal gewrichtsmoment (N m/kg)		Gemiddeld gewrichtsmoment (N m/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,467	0,038	0,604	0,033
ACT	0,76 ±0,38	0,91±0,12	0,52±0,26	0,62±0,06
p act-pas		ns		ns
PAS	0,88±0,26	0,99±0,12	0,58±0,17	0,64±0,05
p act-ges		ns		ns
GES	0,81±0,17	0,83±0,14	0,52±0,09	0,54±0,09
p pas-ges		ns		ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Er zijn geen verschillen in maximaal en gemiddeld gewrichtsmoment in de K1-fase tussen de drie condities.

Tabel 3.7: Maximaal en gemiddeld gewrichtsmoment van de K4-fase.

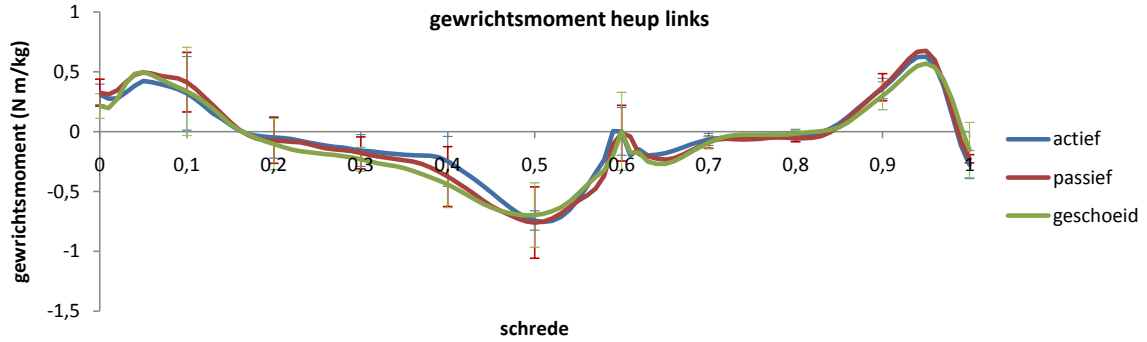
	Maximaal gewrichtsmoment (N m/kg)		Gemiddeld gewrichtsmoment (N m/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,003	0,011	0,001	0,010
ACT	-0,47±0,11	-0,51±0,10	-0,22±0,05	-0,24±0,06
p act-pas	ns	ns	ns	ns
PAS	-0,49±0,13	-0,50±0,10	-0,23±0,05	-0,25±0,06
p act-ges	ns	ns	ns	ns
GES	-0,40±0,10	-0,41±0,04	-0,19±0,04	-0,20±0,03
p pas-ges	ns	ns	ns	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Er zijn geen verschillen in maximaal en gemiddeld gewrichtsmoment in de K4-fase tussen de drie condities.

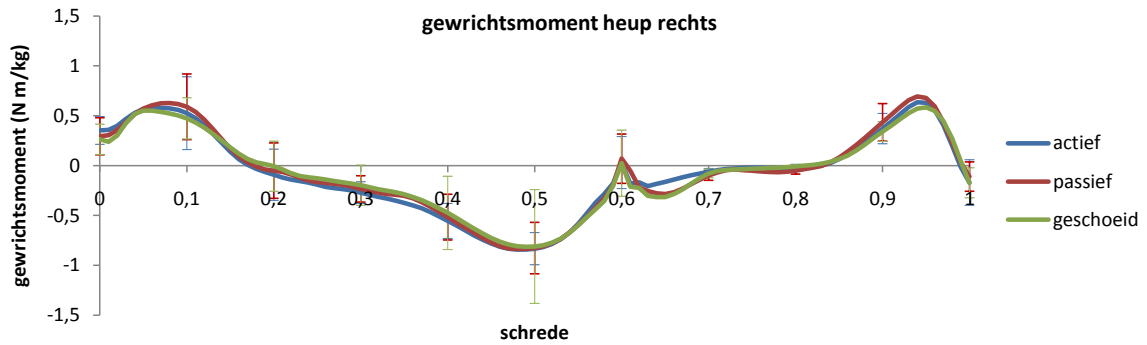
3.4.5 Gewrichtsmoment heup

Figuur 3.11: Verloop van het gewrichtsmoment van de heup over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,175	0,533	0,481	0,22	0,042	0,782	0,976	0,077	0,06	0,039	0,21
ACT-PAS					ns			ns	ns	ns	
ACT-GES					ns			ns	ns	ns	
PAS-GES					ns			ns	ns	ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,42	0,259	0,136	0,175	0,59	0,988	0,644	0,041	0,001	0,089	0,686
ACT-PAS								ns	ns	ns	
ACT-GES								ns	ns	ns	
PAS-GES								ns	-	ns	

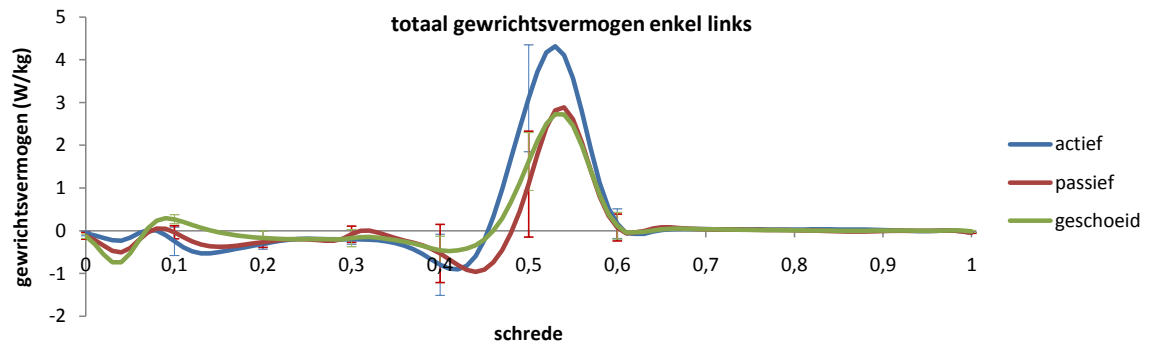
t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Links en rechts worden er nooit dezelfde significante verschillen gevonden tussen het gewrichtsmoment in de heup bij het wandelen met actief of met passief exoskelet.

3.5 Gewrichtsvermogen

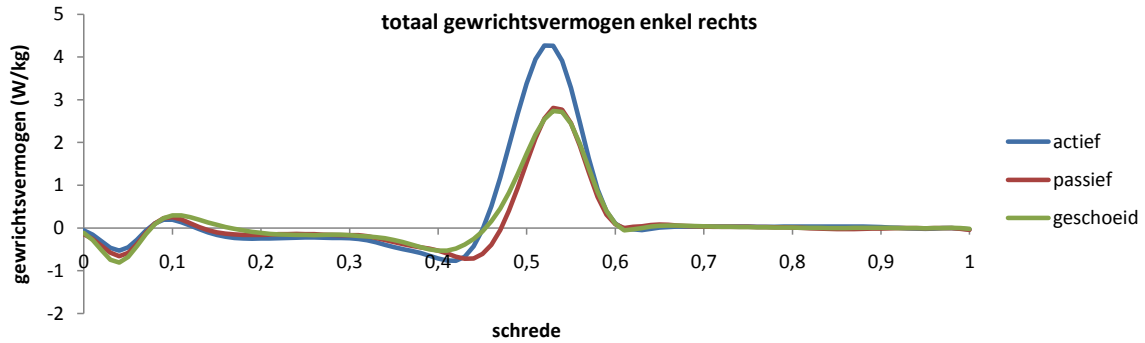
3.5.1 Totaal gewrichtsvermogen enkel

Figuur 3.12: Verloop van het totale gewrichtsvermogen van de enkel over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,039	0,006	0,008	0,354	0,191	0,001	0,352	0,527	0,001	0,001	0,01
ACT-PAS	ns	ns	ns			+			++	++	ns
ACT-GES	ns	-	ns			t+			++	++	-
PAS-GES	ns	t-	ns			ns			ns	-	-

t+: $p < 0,1$ +: $p < 0,05$ ++: $p < 0,01$ ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,193	0,593	0,159	0,275	0,135	0,001	0,984	0,25	0,001	0,001	0,044
ACT-PAS						++			++	++	ns
ACT-GES						+			++	+	ns
PAS-GES						ns			ns	t-	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Tabel 3.8: Maximaal gewrichtsvermogen enkel en *push-off* arbeid.

	Maximaal gewrichtsvermogen enkel (W/kg)		Push-off arbeid (J/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,001	0,001	0,001	0,001
ACT	4,43 ± 0,61	4,38 ± 0,65	0,37 ± 0,07	0,39 ± 0,07
p act-pas	++	++	++	++
PAS	3,05 ± 0,42	2,97 ± 0,58	0,24 ± 0,05	0,22 ± 0,05
p act-ges	++	++	++	++
GES	2,84 ± 0,68	2,86 ± 0,55	0,23 ± 0,05	0,24 ± 0,06
p pas-ges	ns	ns	ns	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

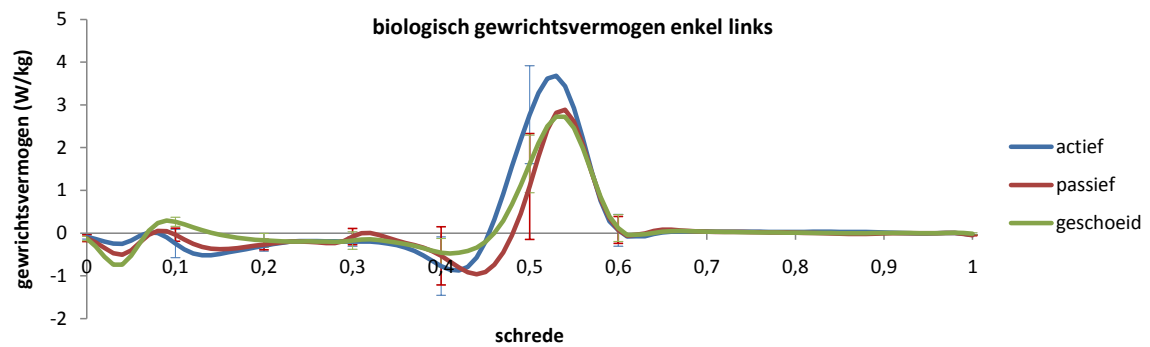
Er is een significante toename in positief gewrichtsvermogen op 50% van de schrede, in maximaal gewrichtsvermogen en in *push-off* arbeid bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met passief exoskelet en in vergelijking met geschoeid wandelen. Het verschil in gewrichtsvermogen tussen passief en actief exoskelet wordt verklaard door een toename in gewrichtshoeksnelheid. Het verschil in gewrichtsvermogen tussen actief exoskelet en geschoeid wandelen wordt verklaard door een combinatie van toename in gewrichtshoeksnelheid en in gewrichtsmoment.

Er is een toename in gewrichtsvermogen tijdens de *terminal swing* bij het wandelen met actief

exoskelet in vergelijking met passief exoskelet en geschoeid. Het verschil tussen het wandelen met een actief of passief exoskelet wordt verklaard door een toename in gewrichtshoeksnelheid. Het verschil tussen het wandelen met een actief exoskelet en geschoeid wordt verklaard door een combinatie van toename in dorsiflexiemoment en een toename in gewrichtshoeksnelheid.

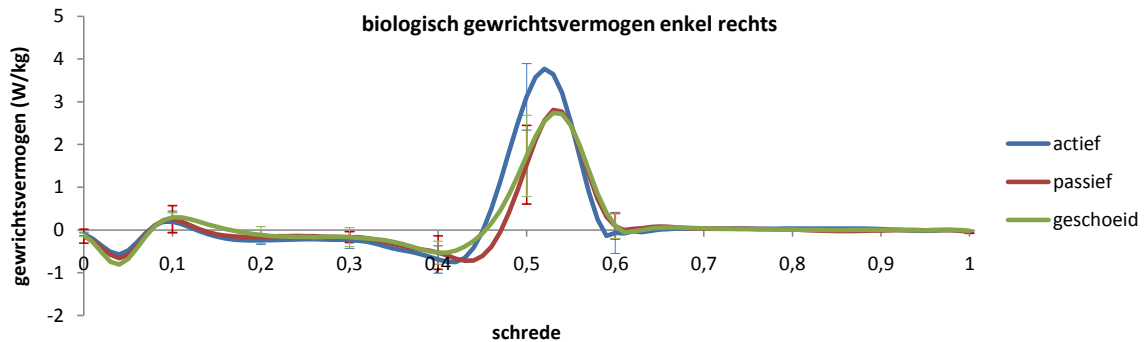
3.5.2 Biologisch gewrichtsvermogen enkel

Figuur 3.13: Verloop van het biologische gewrichtsvermogen van de enkel over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,161	0,006	0,012	0,375	0,217	0,001	0,704	0,527	0,001	0,001	0,01
ACT-PAS		ns	ns			+			++	++	ns
ACT-GES		-	ns			ns			++	++	-
PAS-GES		t-	ns			ns			ns	-	-

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,528	0,61	0,185	0,345	0,18	0,001	0,242	0,25	0,001	0,001	0,044
ACT-PAS						+			++	++	ns
ACT-GES						+			++	+	ns
PAS-GES						ns			ns	t-	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

De verschillen in biologisch gewrichtsvermogen in de enkel zijn exact dezelfde als de verschillen in totaal gewrichtsvermogen. De grafieken en tabellen "vermogen van het exoskelet" tonen het vermogen en de arbeid die geproduceerd wordt door het exoskelet.

Tabel 3.9: Maximaal biologisch gewrichtsvermogen enkel en biologische push-off arbeid.

	Maximaal biologisch gewrichtsvermogen (W/kg) enkel		Biologische push-off arbeid (J/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,001	0,001	0,017	0,006
ACT	3,81 ± 0,58	0,32 ± 0,07	0,31 ± 0,06	0,31 ± 0,06
p act-pas	t+	t+	t+	+
PAS	3,05 ± 0,42	2,97 ± 0,58	0,24 ± 0,05	0,22 ± 0,05
p act-ges	+	+	+	t+
GES	2,84 ± 0,68	2,86 ± 0,55	0,23 ± 0,05	0,24 ± 0,06

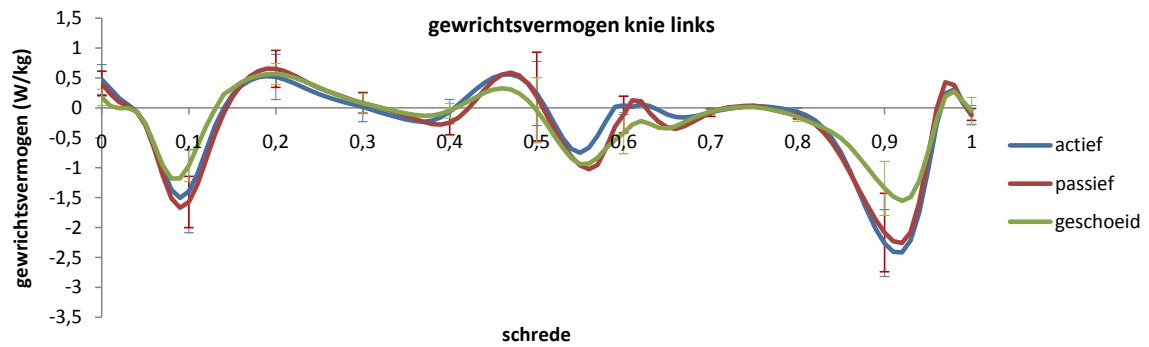
t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Er is links een trend tot significante toename en rechts een significante toename in biologische arbeid geleverd door het enkelgewricht bij het stappen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met passief exoskelet. Er is eveneens een trend tot significante toename in maximaal biologisch gewrichtsvermogen bij het stappen actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met

passief exoskelet. Zowel links als rechts is er een stijging in maximaal biologisch gewrichtsvermogen en biologisch *push-off* arbeid bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen.

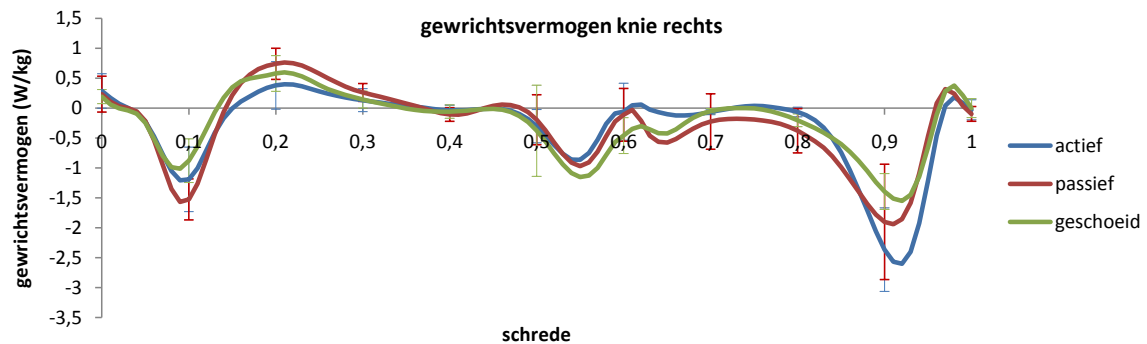
3.5.3 Gewrichtsvermogen knie

Figuur 3.14: Verloop van het gewrichtsvermogen van de knie over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,046	0,113	0,544	0,601	0,002	0,493	0,023	0,736	0,023	0,001	0,464
ACT-PAS	ns				ns		ns		ns	ns	
ACT-GES	t+				ns		+		ns	-	
PAS-GES	ns				ns		ns		ns	t-	

t+: $p < 0,1$ +: $p < 0,05$ ++: $p < 0,01$ ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,8	0,023	0,222	0,383	0,379	0,727	0,007	0,45	0,136	0,014	0,504
ACT-PAS		ns					ns			ns	
ACT-GES		ns					ns			t-	
PAS-GES		-					ns			ns	

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Tabel 3.10: Arbeid K1, K2 en K4.

	Arbeid K1 (J/kg)		Arbeid K2 (J/kg)		Arbeid K4 (J/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,122	0,002	0,715	0,15	0,001	0,001
ACT	-0,09 ± 0,05	-0,08±0,03	0,06 ± 0,05	0,05±0,04	-0,22±0,06	-0,23±0,06
p act-pas		ns			ns	ns
PAS	-0,11±0,03	-0,10±0,03	0,07±0,05	0,10±0,03	-0,21±0,06	-0,21±0,06
p act-ges		ns			t-	-
GES	-0,07±0,02	-0,06±0,02	0,07±0,03	0,07±0,04	-0,15±0,04	-0,15±0,03
p pas-ges		-			ns	ns

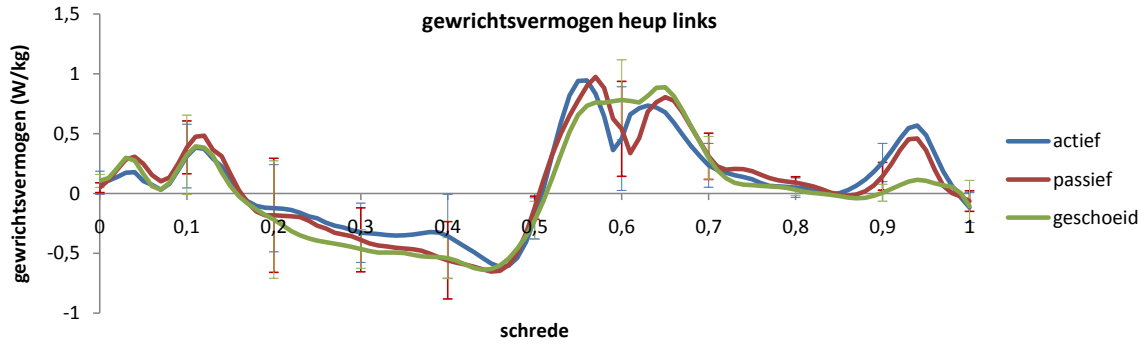
t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Links en rechts worden er nooit dezelfde significante verschillen gevonden tussen het gewrichtsvermogen in de knie bij het wandelen met actief of met passief exoskelet.

Rechts is er wel een significante toename in negatieve arbeid in de K4-fase bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Links is er slechts een trend tot significant verschil in negatieve arbeid tussen deze twee condities.

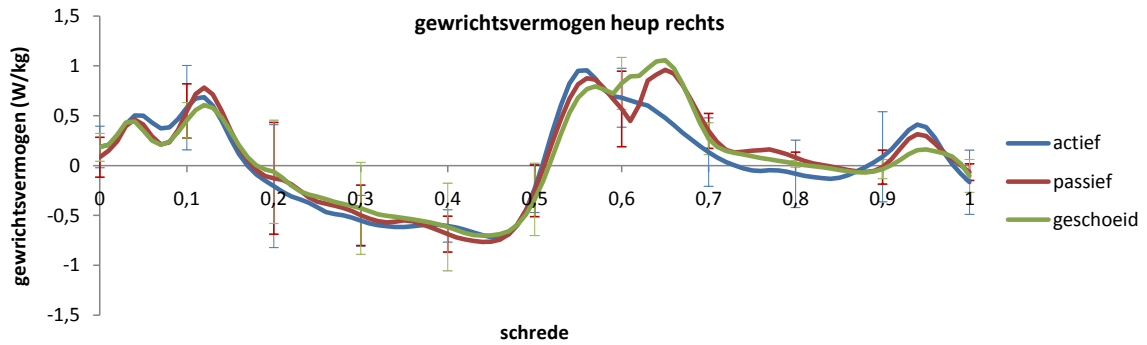
3.5.4 Gewrichtsvermogen heup

Figuur 3.15: Verloop van het gewrichtsvermogen van de heup over de drie condities.



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,32	0,73	0,626	0,34	0,149	0,255	0,217	0,201	0,095	0,004	0,841
ACT-PAS	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
ACT-GES	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	++	ns
PAS-GES	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant



schrede	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
P HE	0,275	0,577	0,348	0,386	0,797	0,78	0,235	0,104	0,319	0,69	0,715
ACT-PAS	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
ACT-GES	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
PAS-GES	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Tabel 3.11: Pull-off arbeid.

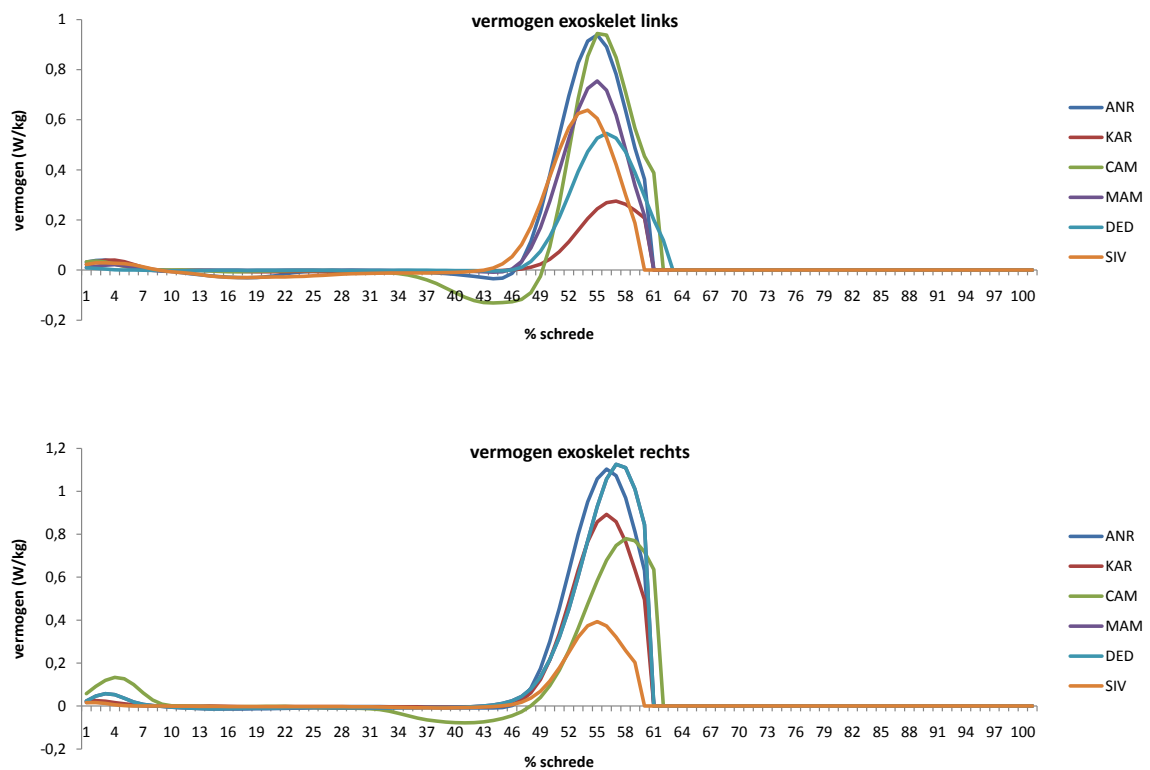
	Pull-off arbeid (J/kg)	
	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,565	0,011
ACT	0,13 ± 0,04	0,13 ± 0,04
p act-pas		ns
PAS	0,15 ± 0,05	0,16 ± 0,03
p act-ges		ns
GES	0,14 ± 0,05	0,15 ± 0,04
p pas-ges		ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Links en rechts worden er nooit dezelfde significante verschillen gevonden in gewrichtsvermogen en *pull-off* arbeid in de heup bij het wandelen met actief of met passief exoskelet.

3.5.5 Vermogen van het exoskelet

Figuur 3.16: Het geleverde vermogen van het exoskelet bij de zes proefpersonen links en rechts.



Tabel 3.12: Maximaal krachtmoment, maximaal vermogen en push-off arbeid van het exoskelet.

	Maximaal krachtmoment (N m/kg)		Maximaal vermogen (W/kg)		Push-off arbeid exoskelet (J/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
ANR	0,23	0,21	0,94	1,1	0,08	0,09
KAR	0,06	0,19	0,27	0,89	0,02	0,07
CAM	0,26	0,12	0,94	0,78	0,07	0,07
MAM	0,18	0,19	0,75	1,13	0,06	0,09
DED	0,19	0,13	0,55	1,13	0,05	0,05
SIV	0,15	0,07	0,64	0,39	0,06	0,03
Gemiddeld	0,18	0,15	0,68	0,9	0,06	0,07
Sta.dev	0,07	0,05	0,26	0,29	0,02	0,02

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Het enkel-voet exoskelet leverde links gemiddeld een maximaal krachtmoment van 0,18 N m/kg en rechts 0,15 N m/kg. Dit krachtmoment resulteerde respectievelijk in een maximaal vermogen van 0,68 W/kg en 0,90 W/kg. Het enkel-voet exoskelet leverde een gemiddelde *push-off* arbeid van 0,06 J/kg in het linkerbeen en 0,07 J/kg in het rechterbeen.

3.5.6 totale gewrichtsarbeid

Tabel 3.13: Totale positieve en negatieve gewrichtsarbeid.

	Totale positieve gewrichtsarbeid (J/kg)		Totale negatieve gewrichtsarbeid (J/kg)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,021	0,023	0,093	0,140
ACT	84,73 ±41,64	82,98±36,10	-79,78±36,74	-87,13±23,73
p act-pas	ns	ns	ns	ns
PAS	68,30±34,46	70,56±30,75	-84,76±32,67	-85,39±28,73
p act-ges	ns	ns	ns	ns
GES	62,28±22,47	68,37±29,03	-71,74±34,10	-74,28±37,15
p pas-ges	ns	ns	ns	ns

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Er zijn geen significante verschillen in totale positieve gewrichtsarbeid en totale negatieve gewrichtsarbeid tussen de drie condities.

Tabel 3.14: De netto totale gewrichtsarbeid en impuls van de grondreactiekracht.

	Netto totale gewrichtsarbeid (J/kg)		Impuls GRK (N/s)	
	Links	Rechts	Links	Rechts
p hoofdeffect	0,018	0,010	0,464	0,426
ACT	7,79 ± 19,03	5,01±22,61	-4,19 ± 3,08	-2,91±4,51
p act-pas	ns	ns		
PAS	-15,18±28,60	-8,02±24,02	-4,08±4,08	-2,79±4,90
p act-ges	ns	ns		
GES	-5,85±16,79	-2,91±24,79	-2,82±3,75	-1,30±1,85
p pas-ges	ns	ns		

t+: p<0,1 +: p<0,05 ++: p<0,01 ns= niet significant

Er zijn geen significante verschillen tussen de 3 condities in netto totale gewrichtsarbeid en in impuls van de GRK.

Tabel 3.15: De t- en p-waarden van de netto totale gewrichtsarbeid en van de impuls van de grondreactiekracht.

	Netto totale gewrichtsarbeid				Impuls GRK (N/s)			
	Links		Rechts		Links		Rechts	
	t	p	t	p	t	p	t	p
ACT	-3,324	0,362	-1,582	0,611	-3,324	0,021	-1,582	0,175
PAS	-2,447	0,25	-1,398	0,451	-2,447	0,058	-1,398	0,221
GES	-1,841	0,432	-1,713	0,785	-1,841	0,125	-1,713	0,147

Deze analyses werd gedaan door middel van een *paired sample t-test* met 0 als gouden standaard. Uitsluitend in de linker steunfase bij het wandelen met een actief exoskelet is de GRK impuls significant kleiner dan nul.

3.6 Descriptieve gegevens inzake energie recyclage

In de literatuur wordt de kinetica van het enkel-voet exoskelet meestal uitgedrukt door middel van het gemiddeld vermogen per schrede. We hebben de kinetica van het exoskelet in deze studie eveneens uitgedrukt in gemiddeld vermogen per schrede om vergelijking mogelijk te maken. Daarnaast hebben we de ratio tussen negatieve arbeid in een specifieke fase en de arbeid geleverd door het exoskelet berekend. Dit is gebeurd om de haalbaarheid van een exoskelet dat aangedreven wordt door excentrische arbeid te evalueren. Tenslotte hebben we ook het gemiddeld en maximaal gewrichtsmoment en vermogen in de K1- en K4-fase berekend omdat dit belangrijke parameters zijn voor het ontwerpen van een energierecyclierend

mechanisme.

Tabel 3.16: De recyclage ratio K4 werd berekend door per proefpersoon de arbeid geleverd door het exoskelet te delen door de arbeid in de K4-fase.

	Arbeid exoskelet (J/kg)		Arbeid K4-fase (J/kg)		Recyclage ratio K4	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
ACT	0,06 ± 0,02	0,07 ± 0,02	-0,22 ± 0,06	-0,23 ± 0,06	4,37 ± 2,27	4,14 ± 2,61

Naast de intersubject standaarddeviatie van 0,06 is er gemiddeld een intrasubject standaarddeviatie van 0,04 in gewrichtsarbeid in de K4-fase

Tabel 3.17: De recyclage ratio K1 werd berekend door per proefpersoon de arbeid geleverd door het exoskelet te delen door de arbeid in de K1-fase.

	Arbeid exoskelet (J/kg)		Arbeid K1-fase (J/kg)		Recyclage ratio K1	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
ACT	0,06 ± 0,02	0,07 ± 0,02	-0,09 ± 0,06	-0,08 ± 0,06	-2,15 ± 1,87	-1,34 ± 0,46

Tabel 3.18: Het gemiddeld vermogen van een welbepaalde fase overheen een schrede werd berekend per proefpersoon en per conditie door de arbeid in de K4-fase te vermenigvuldigen met de schredefrequentie van de desbetreffende proefpersoon en conditie.

Gemiddeld gewrichtsvermogen over een schrede uit verschillende fases (W)						
	Actief exoskelet		Passief exoskelet		Geschoeid	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
K4-fase	-12,64 ± 3,80	-13,28 ± 3,37	-11,16 ± 3,41	-12,18 ± 3,65	-8,52 ± 2,86	-8,79 ± 2,03
K1-fase	-5,34 ± 3,03	-4,84 ± 1,54	-6,10 ± 1,70	-5,50 ± 1,65	-4,07 ± 0,80	-3,64 ± 1,31
exoskelet	3,29 ± 1,27	3,94 ± 1,53				

Tabel 3.19: Het maximale gewrichtsmoment van de K4- en K1-fase.

Maximaal gewrichtsmoment (N m/kg)						
	Actief exoskelet		Passief exoskelet		Geschoeid	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
K4-fase	-0,47±0,11	-0,51±0,10	-0,49±0,13	-0,50±0,10	-0,40±0,10	-0,41±0,04
K1-fase	0,76±0,38	0,91±0,12	0,88±0,26	0,99±0,12	0,81±0,17	0,83±0,14

Tabel 3.20: Het gemiddelde gewrichtsmoment.

Gemiddeld gewrichtsmoment (N m/kg)						
	Actief exoskelet		Passief exoskelet		Geschoeid	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
K4-fase	-0,22±0,05	-0,24±0,06	-0,23±0,05	-0,25±0,06	-0,19±0,04	-0,20±0,03
K1-fase	0,52±0,26	0,62±0,06	0,58±0,17	0,64±0,05	0,52±0,09	0,54±0,09

Hoofdstuk 4

Discussie

Dit onderzoek heeft als doel om een aanzet te geven tot het wegwerken twee hinderpalen in de ontwikkeling van autonome exoskeletten. Een eerste hinderpaal is de beperkte informatie over de menselijk interactie met het exoskelet. Door de conditie die wandelt met een passief exoskelet te vergelijken met een conditie die geschoeid wandelt wordt de passieve invloed van het exoskelet geïsoleerd. De invloed van het krachtmoment van het exoskelet wordt onderzocht door de actieve en passieve conditie te vergelijken. Een tweede hinderpaal in de ontwikkeling van exoskeletten is de beperkte autonomie van de energiebron. In de literatuur stelt men voor dat het recycleren van negatieve arbeid tijdens de stapbeweging een oplossing kan bieden (Kuo (2007b)). In het huidige onderzoek wordt de haalbaarheid van een energierecyclend exoskelet geanalyseerd door de negatieve arbeid tijdens de aangedreven stapbeweging te onderzoeken. Hierbij wordt er nauwgezet rekening gehouden met de humane energierecyclage, in de vorm van biarticulair energietransport en elastische energieopslag en return. Tot slot heeft dit onderzoek enkele beperkingen aangezien er slechts zes proefpersonen werden geanalyseerd en het exoskelet niet altijd het gewenste krachtmoment leverde.

4.1 Invloed van een aangedreven exoskelet op de stapbeweging

4.1.1 Invloed van de massa en hinder van het passieve exoskelet

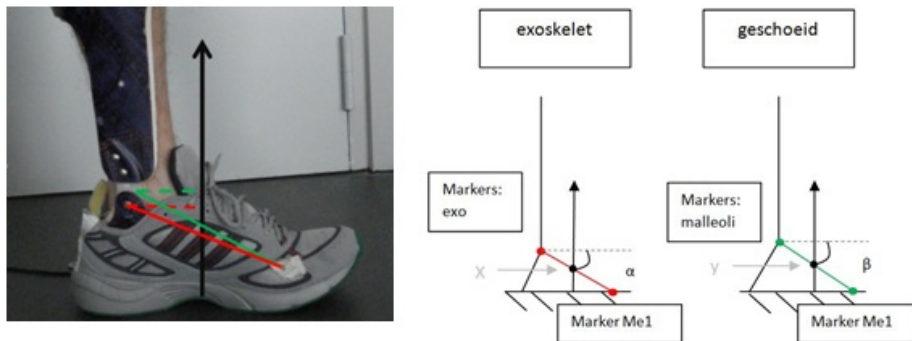
De resultaten tonen aan dat de passieve werking van het exoskelet geen invloed heeft op de spatiotemporele factoren (tabel 3.1 en 3.2). In tegenstelling tot een andere studie waarbij proefpersonen wandelen met 2 kg aan elke voet, is er geen verandering in schredelengte en schrefrequentie (Browning *et al.* (2007)). Dit kan worden verklaard door de beperkte massa van het enkel-voet exoskelet, waarvan 0,535 kg zich aan het voetsegment bevindt en 0,526 kg aan het onderbeensegment.

De resultaten weerleggen eveneens de hypothese inzake het niet veranderen van de gewrichts-

hoeken in de enkel bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Er is links een significante daling en rechts een trend tot significante daling in plantairflexiehoek op 70% van de schrede bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen (figuur 3.1). Aangezien dit effect niet werd gevonden in de literatuur bij het wandelen met massa aan de voet, kan het worden verklaard door de hinder van het enkel-voet exoskelet. Tijdens de *push-off* fase roteert de enkel snel naar plantairflexie. Deze enkelstrekking wordt mogelijk deels tegengewerkt door de rotationele wrijving in het scharnier van het exoskelet. Bijgevolg vindt er een kleinere plantairflexie plaats tijdens de *push-off* fase, wat resulteert in een toegenomen dorsiflexie in de *initial swing* fase. Ten tweede is het enkel-voet exoskelet niet geïndividualiseerd in functie van de antropometrie van de proefpersoon. Bijgevolg bevindt het scharnier tussen de schacht en voet van het exoskelet zich niet bij alle proefpersonen op exact dezelfde hoogte als het enkelgewricht (zie figuur 4.1). Het niet samenvallen van de rotatie-as van de enkel en van het scharnier werkt de plantairflexie tijdens de *push-off* tegen. Het passief enkel-voet exoskelet hindert de stapbeweging mogelijk nog op twee manieren. Ten eerste is er mogelijk hinder door een verhoogde schoenzool en hinder bij de voetafrol door de stijfheid van het voetsegment. Ten tweede kan het exoskelet de maximale range of motion (ROM) van de enkel beperken. Indien de enkel teveel in dorsiflexie beweegt worden de pneumatische spieren aangespannen en leveren ze een plantairflexiemoment. Een regressie analyse bij één proefpersoon toonde een significante invloed aan van de dorsiflexiehoek op het plantairflexiemoment geleverd door de passieve pneumatische spieren in de passieve conditie ($p=0,002$) (bijlage 3). Dit plantairflexiemoment, geleverd door de passieve pneumatische spieren, hindert mogelijk in beperkte mate het katapult mechanisme van het triceps-surae complex (Li *et al.* (2009)).

Het verschil in rotatie-as leidt niet alleen tot hinder maar resulteert ook in problemen bij het berekenen van de gewrichtsmomenten tijdens het wandelen. Er moet rekening gehouden worden met het feit dat de reflecterende malleoli markers niet op exact dezelfde positie zijn aangebracht als tijdens de geschoeide opnames. In de exoskelet condities werden de markers aangebracht aan weerszijden van het scharnier. Bij de geschoeide conditie werden de markers aangebracht op de malleoli van de proefpersoon. Bijgevolg wordt het voetsegment verschillend gedefinieerd in het geïndividualiseerd biomechanisch model. Dit werd nogmaals duidelijk bij het vergelijken van de genormaliseerde en niet-genormaliseerde gewrichtshoek in de enkel in anatomische positie. Bij de statische positie in de geschoeide conditie was het verschil tussen de absolute (niet genormaliseerde) enkelhoek en de reële hoek (genormaliseerd) gemiddeld $9,83^\circ$ groter dan bij de exoskelet condities. Dit valt onder andere te verklaren door het feit dat het enkelgewricht zich hoger situeert dan het scharnier van het enkel-voet exoskelet. Zoals in de methode reeds vermeld is de genormaliseerde enkelhoek berekenend door per proefpersoon, per conditie het verschil in anatomische hoek en de hoek gemeten in V3D af te trekken van de gemeten hoeken tijdens het stappen. Hierdoor werd het mogelijk om het verschil in enkelhoek

tussen de drie condities binnen één proefpersoon te vergelijken. Niet tegenstaande heeft dit een invloed op de inverse dynamica analyse. Zoals in figuur 4.1 zichtbaar is, kan dit een invloed hebben op de momentsarm van de grondreactiekracht in het enkelgewricht. Bijgevolg is het vergelijken van het gewrichtsmoment tussen de verschillende condities niet optimaal.



Figuur 4.1: Om het verschil in gewrichtsmoment te duiden berekenen we de krachtarm van de grondreactiekracht in anatomische positie in de verschillende conditie (bijlage 4). Deze tekeningen en berekeningen zijn louter ter illustratie en zijn dan ook bij wijze van *try-out* slechts bij één proefpersoon nagegaan. Voor deze berekeningen zijn we er vanuit gegaan de grondreactiekracht zich ter hoogte van het midden van de voet bevindt en verticaal georiënteerd is.

$$\text{Krachtarm exoskelet} = \cos(\alpha) * |\text{Marker exo}, X|$$

$$\text{Krachtarm geschoeid} = \cos(\beta) * |\text{Marker malleoli}, Y|$$

Het verschil van $9,83^\circ$ in de enkelhoek en een verschillende afstand resulteert in een toename in krachtarm van de grondreactiekracht van 11,5% in de anatomische positie met exoskelet in vergelijking met de geschoeide anatomische positie. Dit induceert een verschil in gewrichtsmoment en vermogen in de enkel. Dit resulteert dan ook in een verschil in gewrichtsmoment in de knie en heup tijdens de steunfase. Niet tegenstaande is de invloed uitsluitend onderzocht in anatomische positie en is de exacte invloed tijdens het stappen dan ook niet gekend. Meer informatie over de berekeningen kan u in bijlage 4 terugvinden.

Er zijn twee verschillen in de gewrichtsmomentcurves in de enkel bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen (figuur 3.7). Ten eerste is er een toename in maximaal plantairflexiemoment en in plantairflexiemoment op 50% van de schrede bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Aangezien deze toename niet gevonden werd bij het stappen met gewichten stellen we de hypothese dat dit verschil in plantairflexiemoment kan verklaard worden door de verandering in momentsarm ten gevolge van het biomechanische model. Een verdergaand onderzoek zou de krachtarm van de grondreactiekracht kunnen vergelijken tussen deze twee condities tijdens het wandelen. Ten tweede is er een toename in dorsiflexiemoment in de terminal swing fase bij het wandelen met

passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Dit effect kan eveneens verklaard worden door het verschil in biomechanisch model tussen de twee condities. Daarnaast kan dit effect verklaard worden door een toename in massa, wat resulteert in een toegenomen plantairflexiemoment geleverd door de zwaartekracht. Dit moment wordt tegengewerkt door een toegenomen dorsiflexiemoment, geleverd door een excentrische contractie van de pre-tibiale spieren, aangezien er een toename is in absoluut negatief gewrichtsvermogen. Door het feit dat dit negatief vermogen per schrede gemiddeld $-0,005 \text{ W/kg}$ is, zal dit weinig invloed hebben op de metabole kost.

Zoals we in de hypothese gesteld hebben is er een trend tot significante stijging in absolute waarde van het negatief gewrichtsvermogen in de K4-fase in de linker knie bij het wandelen met passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen (figuur 3.10). Deze trend is niet aanwezig in de rechterknie en er is geen significante toename in negatieve arbeid in de K4-fase. Het niet consistent effect van het passief exoskelet op het gewrichtsvermogen in de K4-fase kan worden verklaard door de beperkte massa van het exoskelet en omwille van het feit dat de massa zich niet geheel distaal situeert.

Tenslotte toonde een simulatiestudie van Sasaki aan dat het berekenen van de totale gewrichtsarbeid (integratie van de absolute waarde van gewrichtsvermogens overheen de tijd) geen correcte manier is om de totale arbeid geleverd door de spierpeescomplexen in te schatten. Dit wordt verklaard door het niet in rekening brengen van drie factoren: co-contractie binnen één gewricht, elastische energieopslag en biarticulair energietransport (Sasaki *et al.* (2009)). Niet tegenstaande biedt de totale positieve en totale negatieve gewrichtsarbeid wel een inzicht in de totale interne arbeid. De resultaten weerleggen de hypothese die een toename in totale negatieve gewrichtsarbeid voorspelt bij het wandelen met een passief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Aangezien er geen significant verschil is in interne negatieve arbeid is het logisch dat er ook geen verschil in interne positieve arbeid (tabel 3.14) omdat de proefpersonen stappen aan een constante snelheid. Deze resultaten duiden de beperkte invloed van de hinder en massa van het passieve enkel-voet exoskelet op de interne spierarbeid, aangezien we aannemen dat er geen verschil is in co-contractie, elastisch energieopslag en energietransport tussen de twee condities.

Naast de invloed op interne arbeid kan de passieve invloed van het exoskelet mogelijk een verschil in externe arbeid veroorzaken. Door het berekenen van de netto gewrichtsarbeid (integratie van de gewrichtsvermogens overheen de tijd) kan men de netto spierpeesarbeid inschatten (Sasaki *et al.* (2009)). Tijdens het voortbewegen aan een constante snelheid is de netto spierarbeid groter dan nul om het directe energieverlies aan de buitenwereld te compenseren. Deze term slaat op het verlies aan energie ten gevolge van externe negatieve arbeid zoals luchtweerstand, energieabsorptie met de grond, wrijving, etc. en slaat niet op interne negatieve arbeid zoals negatieve spierarbeid. Aangezien er geen significante toename is in

netto gewrichtsarbeid bij het wandelen met een passief enkel-voet exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen, zal er geen toename zijn van direct energieverlies aan de buitenwereld bij het stappen met een passief exoskelet (Sasaki *et al.* (2009)). Het feit dat de netto gewrichtsarbeid niet significant verschillend is van nul toont aan dat de stapbeweging weldegelijk een *self-resistive* beweging is (Kuo (2007b)) (tabel 3.15). Bovendien valt de lage netto totale gewrichtsarbeid niet te verklaren door een vertragende stapbeweging van de proefpersonen aangezien de GRK impuls mogelijks niet verschillend is van nul (tabel 3.15). Bijgevolg wandelde de proefpersonen aan een contante snelheid.

4.1.2 Invloed van de arbeid geleverd door het exoskelet op de stapbeweging

Onze studie bevestigt de veronderstelling van Kao dat subjecten bij het wandelen met externe aandrijving eerder trachten om de gewrichtsmoment curves constant te houden dan de gewrichtshoek curves constant te houden (Kao *et al.* (2010)). Er is namelijk geen verschil in totaal gewrichtsmoment in de enkel bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met passief exoskelet (figuur 3.7). Bijgevolg wordt de toename in gewrichtsvermogen en gewrichtsarbeid tijdens de *push-off* fase verklaard door een toename in gewrichtshoeksnelheid en niet door een toename in gewrichtsmoment. De toename in gewrichtshoeksnelheid tijdens de *push-off* fase zorgt voor een toename in plantairflexiehoek gedurende het laatste deel van de *push-off* tot *midswing* (60%-80%) bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Het is opvallend dat in de literatuur een verschillende timing van toename in plantairflexiehoek wordt gevonden. In de studie van Kao wordt er namelijk een toename in plantairflexiehoek gevonden tussen 40% en 70% van een schrede en in de studie van Cain een toename tussen de 20% en 60% van de schrede (Cain *et al.* (2007), Kao *et al.* (2010)). Het verschil tussen deze twee studies en dit onderzoek wordt hoogst waarschijnlijk verklaard door het verschil in sturingsmechanisme. Het enkel-voet exoskelet van Kao werd proportioneel ten opzichte van de EMG activiteit van de soleus gestuurd (Kao *et al.* (2010)). Aangezien de soleus normaal geactiveerd is tussen 10% en 50% van de schrede (Sutherland (1966)) zal het exoskelet reeds vroeg in de steunfase geactiveerd zijn. Na adaptatie aan dit EMG gestuurd exoskelet is er een daling in soleus activatie, maar de exacte periode van actuatie is niet bekend. In de studie van Cain wordt het enkelvoet exoskelet gestuurd via footswitch controle waarbij de actuatie start als de footswitchen ingedrukt worden. Bijgevolg levert het exoskelet een krachtmoment gedurende de gehele steunfase wat resulteert in een toename van plantairflexiehoek tussen de 20% en 60% van de schrede (Cain *et al.* (2007)).

Aangezien de proefpersonen wandelen met een constant totaal gewrichtsmoment in de enkel verwachten we een daling in biologisch gewrichtsmoment. In de studie van Kao leverde het exoskelet 47% van het maximaal gewrichtsmoment en was er bijgevolg een daling in biologisch gewrichtsmoment. Het huidig onderzoek is er echter geen significante daling in biologisch plantairflexiemoment bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met passief. Dit

wordt verklaard door het feit dat het exoskelet zowel links als rechts slechts $9 (\pm 0,03) \%$ van het maximale gewrichtsmoment leverde.

De toename in hoeksnelheid en het constante biologisch gewrichtsmoment tijdens de *push-off* fase tussen de actieve en passieve exoskelet conditie, resulteert in een toename in biologisch gewrichtsvermogen en biologische arbeid in het enkelgewricht tijdens de *push-off* fase (figuur 3.13). Deze toename aan interne arbeid in de enkel staat in contrast met de bevindingen uit unipedaal huppelen met een exoskelet aangedreven door elastische energieopslag en -return (Ferris *et al.* (2006a)). In het ter plaatsen springen met een elastisch exoskelet is er geen verandering in totale beenstijfheid, wat resulteert in een daling in biologische stijfheid en een daling in biologische arbeid.

De toename in zowel biologisch als totale *push-off* arbeid bij het stappen met het enkel-voet exoskelet wordt niet verklaard door een toename in staptijd. De studie van Donelan stelt aan de hand van een dynamisch wandelmodel dat de mechanische arbeid tijdens de *step-to-step* transitie stijgt tot de vierde macht bij een toename in staplengte (Donelan *et al.* (2002)). Aangezien er geen significante toename is in schredelengte, procentueel aandeel steun- en zwaafase en in stapsnelheid is dit eveneens geen verklaring voor de toegenomen *push-off* arbeid. Daarnaast stelt dit onderzoek ook dat de *step-to-step* transitie kost stijgt tot de tweede macht bij bredere stappen. Aangezien dit niet onderzocht is in deze studie valt dit niet uit te sluiten. Tenslotte stellen Kuo en Donelan dat de negatieve arbeid in de *step-to-step* transitie geleverd wordt door het voorste been bij aanvang van hielcontact tot net na de dubbele steunfase. De negatieve arbeid wordt hoofdzakelijk geleverd in het kniegewricht door een kniebuiging om het lichaamsgewicht op te vangen (K1-fase) (Kuo & Donelan (2010)). Aangezien er geen toename is in negatieve arbeid in de K1-fase is dit eveneens geen verklaring voor de toegenomen *push-off* arbeid.

De toename in totale *push-off* arbeid beïnvloedt niet rechtstreeks de positieve arbeid in een ander gewricht. Een studie van Lewis vond een verband tussen de arbeid in de *push-off* in het enkelgewricht en de positieve arbeid in het heupgewricht tijdens de *pull-off* fase (H3) (Lewis & Ferris (2008)). Volgens deze studie zorgt een toename in *push-off* arbeid voor een daling in het heupvermogen. Bijgevolg kon de toename in totale *push-off* arbeid mogelijk verklaard worden door een daling in positieve arbeid in de heup. Desondanks is er geen significant verschil gevonden tussen de arbeid in H3-fase bij het wandelen met actief of passief enkel-voet exoskelet. Dit ontbreken van verschil kan mogelijks verklaard worden door minder betrouwbare data in deze fase van de stapbeweging. Bij lage grondreactiekracht op het einde van de steunfase is het *center of pressure* (COP) immers minder nauwkeurig. Op het moment dat de grondreactiekracht klein was werden de gewrichtsvermogenscurves uit twee verschillende pogingen aan elkaar toegevoegd. Daarnaast is er een grotere fout mogelijk bij het berekenen van de kinetica in de heup omdat dit gewricht zich meer distaal situeert

ten opzichte van de grondreactiekracht.

Een vorig onderzoek naar de optimale timing van aandrijving van dit exoskelet toonde aan dat de *performance index* gelijk is aan $1,33 \pm 0,38$ indien het exoskelet geactiveerd is tussen 43% en 63% van de schrede (Malcolm *et al.* (2011)). De *performance index* beschrijft de prestatie van het enkel-voet exoskelet en wordt berekend via onderstaande formule (Sawicki & Ferris (2008)).

$$\text{Exoskeleton performance index} = \frac{\Delta \text{Net metabolic power} \times \eta_{\text{muscle}}^+}{\text{Average exoskeleton positive mechanical power}} \quad (4.1)$$

Het is hoogst opmerkelijk dat de exoskelet *performance index* hoger is dan één bij het wandelen met een exoskelet met optimale timing. Het geleverd vermogen van het exoskelet zorgt namelijk voor een grotere daling in energieverbruik dan kon verwacht worden door het vervangen van positieve spierarbeid (Malcolm *et al.* (2011)). Volgens Norris kan de *performance index* hoger dan één verklaard worden door een toegenomen efficiëntie van de stapbeweging (Norris *et al.* (2007)).

Aangezien de proefpersonen met hetzelfde exoskelet stapten en met dezelfde timing kan deze studie onderzoek doen naar de potentiële veranderingen in gewrichtsarbeid. De toename in efficiëntie van de stapbeweging kan niet in zijn geheel bestudeerd worden aangezien het aandeel van co-contractie en het aandeel van elastische energieopslag en return niet gekend is. Zoals reeds vermeld is er een toename in *push-off* arbeid bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met passief exoskelet en geschoeid wandelen. Dit had geen invloed op negatieve arbeid in de K1-fase en bijgevolg op de negatieve gewrichtsarbeid tijdens de *step-to-step transition*. Daarnaast heeft de toename in *push-off* arbeid geen invloed van de spatio-temporele factoren die invloed uitoefenen op de *step-to-step transition cost* zoals schredelengte en de start van de *push-off* (Kuo *et al.* (2005)). De toename in positieve arbeid in de *push-off* fase heeft eveneens geen daling in positieve gewrichtsarbeid in de heup als gevolg. Tenslotte is er waarschijnlijk geen daling in energieverlies ten gevolge van botsing met de grond en energieabsorptie aangezien er geen verandering is in netto gewrichtsarbeid. Bijgevolg biedt deze studie geen verklaring voor een mogelijke toename in efficiëntie van de stapbeweging. Een bijkomend onderzoek naar het energieverlies ten gevolge van *collision* en de arbeid op het COM kan mogelijk meer inzicht bieden in de *step-to-step* transitie kost (Ruina *et al.* (2005), Adamczyk & Kuo (2009)). Niet tegenstaande bieden deze verdere onderzoeken geen inzicht in de mate van co-contractie, elastische energieopslag en biarticulair energietransport.

Ten slotte heeft de toename in *push-off* arbeid mogelijk een invloed op de kinetika van de zwaaibeweging. Volgens Meinders wordt de *push-off* arbeid grotendeels opgeslagen in potentiële en kinetische energie in het zwaaibeen (Meinders *et al.* (1998)). Tijdens de *terminal*

swing fase wordt in het kniegewricht de zwaaibeweging van het onderbeen afgeremd. Daarnaast wordt er in de heup negatieve arbeid geleverd, wat resulteert in energietransport van het zwaaibeen naar romp. Volgens deze theorie kan de toename in *push-off* arbeid een toename in mechanische energie van het zwaaibeen veroorzaken. Dit zou resulteren in een toename in negatieve arbeid, die nodig is om de zwaai van het onderbeen af te remmen. Desondanks wordt er geen verschil gevonden in negatieve arbeid in de K4-fase bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met passief (tabel 3.10). Er wordt er wel een significant verschil gevonden in de negatieve arbeid in de K4-fase bij het wandelen met actief exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. We stellen de hypothese dat deze toename in K4-arbeid verklaard wordt door de combinatie van enerzijds een toename in distale massa tijdens de zwaaibeweging en anderzijds een toename in mechanische energie van het zwaaibeen door een toename in *push-off* arbeid. Aangezien er geen significante verschillen zijn gevonden tussen passieve en geschoeide conditie en tussen de actieve en passieve conditie, is de invloed van de massa en toegenomen mechanische energie van het zwaaibeen echter onzeker.

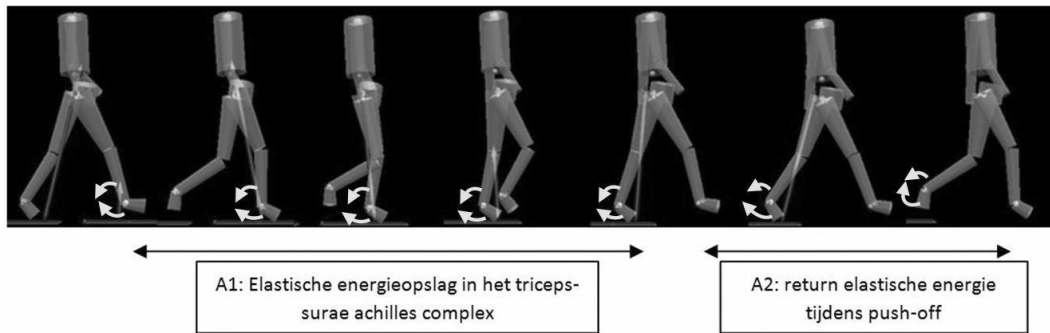
4.2 Haalbaarheid van een recyclerend enkel-voet exoskelet

4.2.1 Negatieve arbeid die in warmte wordt omgezet tijdens de stapbeweging

Via de inverse dynamica studie werd bevestigd dat er bij het wandelen met een actief exoskelet net zoals bij geschoeid wandelen vijf fases van negatieve arbeid zijn doorheen een schrede. Zoals reeds in de literatuurstudie vermeld werd, moet een fase van negatieve arbeid aan enkele voorwaarden voldoen om er optimaal mechanische energie uit te kunnen recycleren. Het is essentieel dat er uitsluitend energie wordt gerecycleerd die anders verloren gaat in de vorm van warmte (Li *et al.* (2009)). In onderstaande paragrafen wordt beschreven in welke fases er energie kan gerecycleerd worden en hoeveel arbeid er kan gerecycleerd worden bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet.

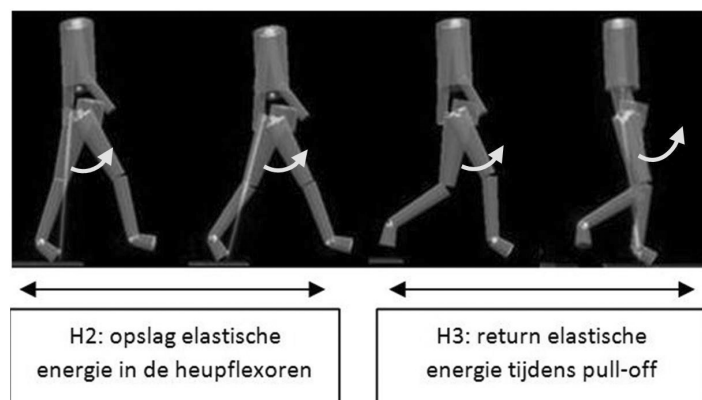
Tijdens het wandelen wordt volgens Sasaki 40% van de positieve arbeid verricht door opgeslagen elastische energie (Sasaki & Neptune (2006)). Er zijn in de stapbeweging drie fasen waarbij er in het sagittale vlak een excentrisch-concentrische koppeling kan zijn. Bijgevolg bestaat de mogelijkheid dat er in deze excentrische fases elastische energie wordt opgeslagen om te gebruiken in de concentrische fases.

In de A1-fase wordt de dorsiflexie excentrisch gecontroleerd door de plantairflexoren. Vervolgens wordt er positieve arbeid geleverd door de plantairflexoren gedurende de A2-fase. Minstens 50% van de positieve arbeid van het tricep-surae-achilles complex wordt geleverd door de elastische energieruggave van de achillespees (Ishikawa *et al.* (2005)) (figuur 4.2). Deze fase is dus niet geschikt om mechanische energie te recycleren.



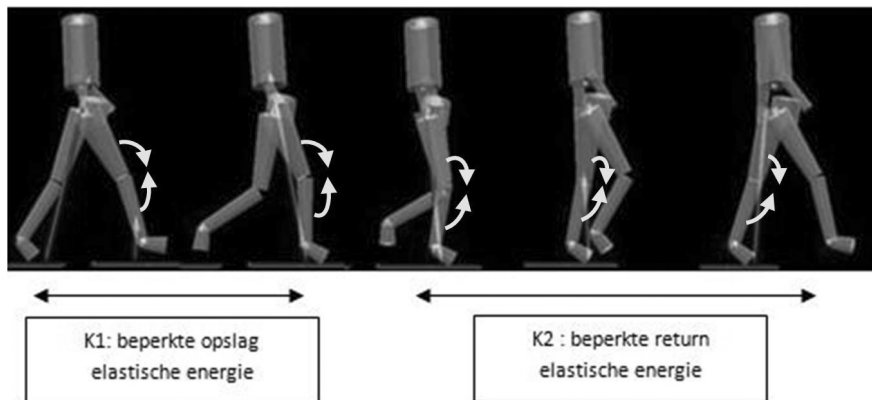
Figuur 4.2: De excentrische concentrische koppeling in de A1-A2 fase, waarbij de witte pijlen het krachtmoment, geleverd door het spierpeescomplex van de plantairflexoren, voorstelt.

In de H2-fase wordt de heupextensie excentrisch tegengewerkt door de heupflexoren. Vervolgens leveren de heupflexoren positieve arbeid tijdens de H3-fase. Volgens Whittington wordt er 40% van de negatieve arbeid in de H2 fase opgeslagen in elastisch weefsel om 50% van de positieve arbeid te leveren tijdens de H3 fase (Whittington *et al.* (2008), Yoon & Mansour (1982)) (figuur 4.3). Deze fase is dus niet geschikt om mechanische energie te recycleren.



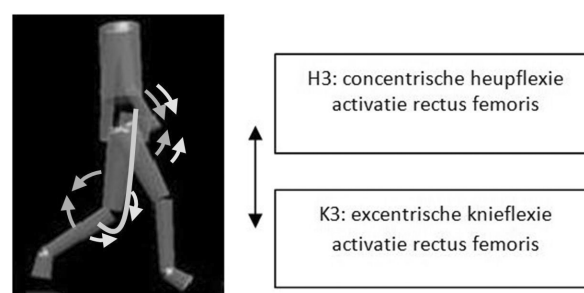
Figuur 4.3: De excentrische concentrische koppeling in de H2-H3 fase, waarbij de witte pijlen het krachtmoment, geleverd door het spierpeescomplex van de heupflexoren, voorstelt.

In de K1-fase induceert het opvangen van het lichaamsgewicht een knieflexiemoment. Dit flexiemoment wordt excentrisch tegengewerkt door activatie van de mono-artculaire vasti van de quadriceps, waarbij de biarticulaire rectus femoris niet geactiveerd is (Perry (1992), Winter (1991), Annaswamy *et al.* (1999)). In de hierop volgende K2-fase wordt er een knie-extensiemoment geleverd door de vasti. Een simulatiestudie van Sasaki toonde aan dat er slechts een beperkte hoeveelheid elastische energie wordt opgeslagen in de patellapees (Sasaki & Neptune (2006)). Dit is het gevolg van de beperkte knieflexie tijdens de steunfase van het wandelen. Bijgevolg is het onduidelijk hoeveel energie er wordt omgezet in warmte tijdens de K1-fase. Tijdens het wandelen met actief enkel-voet exoskelet is er een gemiddeld negatief vermogen van $-0,09 \text{ J} (\pm 0,05)$ in de K1-fase (figuur 4.4).



Figuur 4.4: De excentrische concentrische koppeling in de K1-K2 fase, waarbij de witte pijlen het krachtmoment, geleverd door het spierpeescomplex van de knie-extensoren, voorstelt.

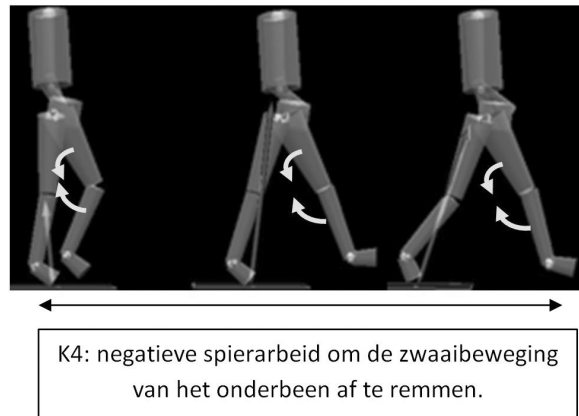
Zoals reeds vermeld kunnen biarticulaire spieren energie transporteren tussen gewrichten (van Ingen Schenau *et al.* (1987)). Zo bestaat er een energietransport tussen positieve arbeid door middel van co-contractie in een gewricht. Zo wordt bijvoorbeeld een deel van de positieve arbeid door de vasti in de K2-fase getransporteerd naar de enkel door middel van een activatie van de gastrocnemius (Whittington *et al.* (2008)). Desondanks heeft deze koppeling tussen fases van positieve arbeid geen invloed van energierecyclage, aangezien er uitsluitend positieve arbeid getransporteerd wordt. Het energietransport tussen fases van negatieve en positieve arbeid is wel bepalend voor energierecyclage. Naar ons weten is er slechts één vorm van biarticulair energie transport van negatieve arbeid naar positieve tijdens de stapbeweging. In de K3-fase wordt er negatieve arbeid geleverd door een excentrische contractie van de rectus femoris. Deze biarticulaire spier levert simultaan positieve arbeid ter hoogte van de heup in de H3-fase. Bijgevolg wordt een deel van de negatieve arbeid in de K3 fase getransporteerd naar positieve arbeid in de H3-fase door een biologisch mechanisme (Whittington *et al.* (2008)) (figuur 4.5). Deze fase is dus niet geschikt om mechanische energie te recycleren.



Figuur 4.5: Biarticulair energietransport door de rectus femoris tussen de K3-fase en de H3-fase. Hierbij stellen de witte pijlen het geleverde netto krachtmoment voor, de licht blauwe pijlen de gewrichtshoeksnelheid en de groene lijn de m. rectus femoris.

Ten slotte is er in de K4-fase een aanzienlijke hoeveelheid van negatieve arbeid. Tijdens het

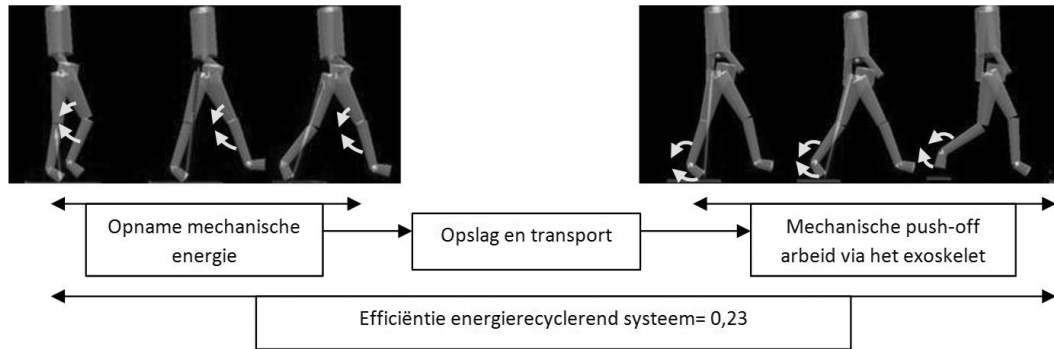
stappen met actief enkel-voet exoskelet is er gemiddeld een negatieve arbeid van $-0,22 (\pm 0,06)$ J/kg. De studie van Li suggereerde reeds dat er in de K4-fase geen elastische opslag is van energie omdat deze fase onmiddellijk gevolgd wordt door een excentrische fase. Daarnaast is er ook geen biarticulair energietransport (Li *et al.* (2009)). Bijgevolg is er in deze fase gemiddeld $0,22$ J/kg mechanische energie beschikbaar om te recycleren.



Figuur 4.6: Negatieve spierarbeid door de knieflexoren om de knie-extensie op het einde van de zwaai fase af te remmen. Hierbij stellen de witte pijlen het geleverde netto krachtmoment voor.

4.2.2 W_{K4}/W_{exo} ratio

De literatuurstudie toonde aan dat er in de K4-fase energie kan gerecycleerd worden die anders verloren gaat aan warmte. Zoals reeds bediscussieerd is er een toename aan in K4-arbeid bij het wandelen met een actief enkel-voet exoskelet in vergelijking met geschoeid wandelen. Bijgevolg biedt deze fase nog meer potentieel om energie te recycleren bij een door het enkel-voet exoskelet aangedreven stapbeweging. De ratio tussen de arbeid in de K4-fase en de arbeid geleverd door het exoskelet geeft inzicht in de mogelijkheid om het exoskelet uitsluitend aan te drijven door middel van energierecyclage. Bij het stappen met actief enkel-voet exoskelet is de ratio W_{K4}/W_{exo} gemiddeld gelijk aan $4,26 (\pm 2,44)$ (tabel 3.16). Een recyclereend mechanisme moet in zijn geheel een efficiëntie halen van minstens $0,23$ om het exoskelet volledig aan te drijven (figuur 4.7). Deze theoretische efficiëntie is lager dan de efficiëntie van de 30% die gevonden werd bij bestaande regeneratieve systemen in studies met wandelende robots (Kuo (2007a)). Bijgevolg is er naar onze mening een reële mogelijkheid dat er een mechanisme kan ontworpen worden dat voldoende energie recycleert uit de K4-fase om het enkel-voet exoskelet in zijn geheel aan te drijven. Hierbij dient opgemerkt te worden dat er een grote intersubject standaard deviatie is in de K4 arbeid (tabel 3.16). Bijgevolg zal het nodig zijn om deze mechanismen te individualiseren. De beperktere intrasubject standaarddeviatie ondersteunt de stelling dat potentiële recyclereende mechanismen best individueel afgestemd worden (tabel 3.16).



Figuur 4.7: Efficiëntie van een energie recyclend systeem. De witte pijlen zijn een voorstelling van het krachtmoment dat moet geleverd worden door het recyclende systeem en door het exoskelet.

4.2.3 W_{K1}/W_{exo} ratio

Zoals reeds aangetoond zijn er indicaties dat er energie kan gerecycleerd worden uit de K1-fase. De ratio tussen de arbeid geleverd door het exoskelet en de aanwezige negatieve arbeid in de K1-fase geeft een inzicht in de mogelijkheid om het exoskelet uitsluitend aan te drijven door middel van energie gerecycleerd uit deze fase. Hierbij dient er rekening gehouden te worden met de onbekende hoeveelheid energieopslag en return in het elastische weefsel.

Bij het stappen met actief enkel-voet exoskelet is de ratio W_{K1}/W_{exo} gemiddeld gelijk aan 1,75 ($\pm 1,16$) (tabel 3.17). De onzekerheid in verband met elastische energieopslag en de beperkte negatieve arbeid zorgen ervoor dat deze fase minder geschikt lijkt om energie te recycleren.

4.2.4 Interactie tussen een recyclend systeem en de humane locomotie

Bij de ontwikkeling van recyclende systemen moet men de efficiëntie van het systeem proberen optimaliseren. Daarnaast moet men ook nauwgezet rekening houden met de interactie met de menselijke stapbeweging. Het mechanisme moet geoptimaliseerd worden in functie van constante spatio-temporele factoren en gewrichtsdynamica bij het wandelen met of zonder het recyclend mechanisme.

Ten eerste mag het mechanisme de andere fases van de stapbeweging niet hinderen. Bijgevolg mag het systeem uitsluitend geactiveerd zijn in de gewenste fase. De *biomechanical energy harvester* van Li werkt via een regelbaar onkoppelingsmechanisme (*SMART-clutch* systeem) (Li *et al.* (2009)). Dit laat toe om het systeem uitsluitend in de K4-fase te activeren, zodat er slechts een heel beperkte weerstand is in de andere fases van de stapbeweging. Dit *SMART-clutch* systeem werkt in functie van de kniehoek en de kniehoeksnelheid van de gebruiker tijdens het stappen. Op het moment dat de kniehoeksnelheid positief wordt en de kniehoek

een wel bepaalde waarde overschrijdt, wordt het systeem geactiveerd. Bij deactivatie vindt het omgekeerde mechanisme plaats (Li *et al.* (2009)). In de huidige studie werd aangetoond dat er is geen verschil in de kniehoek en kniehoeksnelheid bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet en geschoeid wandelen (figuren 3.2 en 3.5). Bijgevolg zou het SMART-clutch mechanisme van Li eveneens kunnen werken bij het wandelen met actief enkel-voet exoskelet.

Ten tweede moet het recyclerend systeem tijdens de fase van energierecyclage een moment leveren volgens hetzelfde patroon van de natuurlijke gewrichtsmoment om de natuurlijke beweging niet te hinderen. Bijgevolg moet het systeem tijdens de K4-fase een knieflexiemoment leveren dat maximaal gelijk is aan 0,47 N m/kg en gemiddeld gelijk is aan 0,22 N m/kg (tabel 3.19). Tijdens de K1-fase moet het recyclerend systeem een knieflexiemoment leveren dat maximaal gelijk is aan 0,76 N m/kg en gemiddeld gelijk is aan 0,52 N m/kg (tabel 3.19).

Ten derde moeten ingenieurs bij de ontwikkelen van energierecyclerende mechanismen nauwgezet rekening houden met de invloed van stapvariabelen, zoals stapnelheid, op de gewrichtskinetica. Meerdere studies toonden reeds een verband aan tussen de stapnelheid en het gewrichtsvermogen (Han & Wang (2011), Lelas *et al.* (2003), Schwartz *et al.* (2008) en Stansfield *et al.* (2006)). De studie van Lelas vond een verband tussen de stapnelheid en het gewrichtsvermogen en -moment in de K4- en K1-fase. Een optimaal energierecyclend exoskelet voor dagelijks gebruik kan de stapnelheid van de drager mogelijk registreren en het krachtmoment van het mechanisme aanpassen in functie van de stapnelheid. Verder onderzoek, waarbij proefpersonen wandelen bij variërende stapnelheden met een actief enkel-voet exoskelet, kan meer inzichten bieden in de invloed van stapnelheid op de gewrichtskinemtica bij een aangedreven stapbeweging en specifieke regressie vergelijkingen opstellen. Meer informatie over de invloed van stapnelheid op de gewrichtskinetica en het belang hiervan voor energierecyclend mechanismen kan u in bijlage 1 terugvinden.

Tenslotte moet het systeem ook efficiënt energie kunnen opnemen, opslaan en transporteren om de *push-off* arbeid te ondersteunen. De K4-fase werd reeds gebruikt om mechanische energie om te zetten naar elektrische energie via de *biomechanical harvester* van Li en Donelan (Li *et al.* (2009) en Donelan *et al.* (2008)). Dit mechanisme zet per been 4,4 W mechanische energie om naar 2,4 W elektriciteit. Aangezien de arbeid in de K4-fase tijdens geschoeid wandelen niet berekend is door Li baseren we ons op onze data van geschoeid wandelen om dit systeem te evalueren. Het is opvallend dat volgens onze data van de geschoeide wandelbeweging slechts 51% van de beschikbare mechanische energie wordt opgenomen door dit systeem.

We nemen aan dat de harvester van Li aan dezelfde efficiëntie, met name 51%, mechanische energie kan opnemen tijdens het wandelen met een enkel-voet exoskelet. Bijgevolg zou er bij het stappen met actief enkel-voet exoskelet gemiddeld 6,1 W mechanisch vermogen kunnen opgenomen worden. Daarentegen levert het exoskelet slechts 3,62 W tijdens het wandelen.

Bijgevolg dient er gemiddeld een efficiëntie van 0,55 te zijn voor het opslaan, transporteren en aandrijven van het enkel-voet exoskelet om met dit mechanisme het exoskelet in zijn geheel aan te drijven.

Het systeem van Li heeft niet als doel om de stapbeweging aan te drijven en zet de opgenomen mechanische energie dan ook om naar elektriciteit met een efficiëntie van 0,546. Indien een persoon stapt met actief enkel-voet exoskelet en de *biomechanical energy harvester* zal hij via dit systeem waarschijnlijk gemiddeld 3,61 W elektrische energie genereren. Aangezien dit vermogen nogmaals moeten omgezet worden naar mechanische arbeid om via het enkel-voet exoskelet de stapbeweging te ondersteunen, lijkt het ons niet efficiënt om het recyclerend exoskelet aan te drijven via elektrische energie. Naar onze mening zou een systeem naar analogie van het mechanisme van Wiggin efficiënter zijn (Wiggin *et al.* (2011)). Dit systeem laat aan de hand van een SMART-clutch systeem toe om elastische energie op te slaan in de A1-fase, energie teruggave in de A2-fase en vrije enkelrotatie tijdens de zwaai fase te vrijwaren. Om energie te recyclen uit de knie zal men energie moeten opslaan in de K4-fase en via een SMART-clutch systeem ongehinderde rotatie in het kniegewricht toelaten. De opgeslagen energie moet dan getransporteerd worden naar het enkelgewricht om in een latere fase de *push-off* te ondersteunen.

4.2.5 Verdere toepassingen

Het ontwikkelen van een energie recyclerend systeem of een energie harvester, die energie recycleert in de K1-fase, kan interessante inzichten bieden. Dit apparaat kan gebruikt worden voor fundamenteel onderzoek naar de elastische energieopslag in de knie bij de koppelingen tussen de K1 en K2 fase. Het is het mogelijk om de cost of harvesting (COH) te berekenen via formule 4.2 (Li *et al.* (2009)).

$$\text{COH} = \frac{\Delta \text{Metabolic energie verbruik}}{\Delta \text{Mechanical energie harvesting}} \quad (4.2)$$

Deze methode om de elastische energieopslag en return in te schatten heeft het grote voordeel dat er gemeten wordt tijdens de stapbeweging. Dit heeft enkele belangrijke voordelen ten opzichte van de huidige methodes als gevolg. Ten eerste wordt de hysteresis van het elastische materiaal op de correcte snelheid meegerekend in de analyse. Ten tweede wordt de bewegingsspecifieke verhouding van arbeid geleverd door de spieren en arbeid geleverd door het elastisch weefsel opgenomen in de analyse. Ten derde wordt er rekening gehouden met tijds- en bewegingsgebonden visco-elastischeiteit van het elastisch weefsel. Ten slotte wordt er ook rekening gehouden met de bewegingsspecifieke configuratie en activatie van bi-articulare spieren.

Deze methode heeft ook een belangrijk nadeel. Er wordt namelijk geen rekening gehouden met de co-contractie in een gewricht. Indien de knieflexoren ook geactiveerd zijn in de K1-fase

zal het niet mogelijk zijn om op deze manier de exacte invloed van de elastische opslag en return te achterhalen. Ten slotte hebben ook andere factoren zoals het spiervezeltype een belangrijke invloed op de metabole kost (Rall (1985)). Bijgevolg zullen de resultaten van de metabole analyse bijvoorbeeld afgestemd moeten worden in functie van het spiervezeltype van de knie-extensoren.

4.3 Conclusie

Er zijn meerdere factoren die de prestatie van draagbare exoskeletten limiteren. Zo zijn er problemen met de beperkte autonomie van de energiebron, te grote massa van het exoskelet en een slechte overeenkomst met het menselijke bewegingspatroon. Via deze studie werd, door middel van een niet autonoom enkel-voet exoskelet, onderzoek gedaan naar de menselijke interactie met het exoskelet en naar de mogelijkheden met betrekking tot aandrijving via energierecyclage. Dit onderzoek resulteert in een aanzet om twee hinderpalen in de ontwikkeling van exoskeletten op te lossen, namelijk de beperkte informatie van de menselijke interactie en de beperkte autonomie van de energiebron.

In het eerst luik van het onderzoek werd de invloed van het enkel-voet exoskelet op de stapbeweging geanalyseerd. Het werd duidelijk dat de passieve invloed van het exoskelet optimaal kan afgestemd worden op de menselijke stapbeweging door de rotationele wrijving te beperken, de distale massa te beperken en het rotatiepunt van de enkel en het exoskelet te laten samenvallen. Daarnaast had de geleverde arbeid van het enkel-voet exoskelet ook invloed op de stapbeweging. De enkelhoek wordt sterk beïnvloed door de timing van actuatie. De proefpersonen stapten met een toegenomen *push-off* arbeid bij het wandelen met een actief enkel-voet exoskelet. Er zijn meerdere hypothesen getest en verklaringen geformuleerd voor de toename in totale en biologische *push-off* arbeid bij het wandelen met een actief exoskelet. Niet tegenstaande is er geen definitieve verklaring gevonden voor deze toename in *push-off* arbeid.

In het tweede luik van het onderzoek werd de haalbaarheid van een energie recyclerend exoskelet onderzocht. Het is opvallend dat in de meeste artikels m.b.t. energierecyclage geen rekening wordt gehouden met elastische opslag van energie en transport via biarticulaire spieren (van den Bogert (2003), Hollander *et al.* (2006), Walsh *et al.* (2007)). Een literatuuronderzoek wees uit er uitsluitend in de K4-fase met zekerheid energie kan gerecycleerd worden die anders wordt omgezet naar warmte. Tijdens het stappen met een actief enkel-voet exoskelet is de W_{K4}/W_{exo} ratio gemiddeld gelijk aan 4,26. Dit toont aan dat een energie-recyclerend mechanisme een mechanische efficiëntie van 0,23 moet halen om het enkel-voet exoskelet in zijn geheel aan te drijven. Dit recyclerend mechanisme zal individueel afgestemd moeten worden op de stapbeweging omdat er een grote variabiliteit is in K4-arbeid tussen de proefpersonen. Daarnaast kan er ook tijdens de K1-fase waarschijnlijk energie gerecycleerd

worden. Aangezien de W_{K1}/W_{exo} ratio gemiddeld gelijk is aan 1,75 is er minder mechanische energie aanwezig in deze fase. Een energie harvester kan mogelijk gebruikt worden om de exacte elastische energieopslag en teruggave tijdens deze fase te testen.

Bibliografie

- P. G. Adamczyk & A. D. Kuo (2009). Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *J. Exp. Biol.*, 212(Pt 16):2668–2678.
- T. M. Annaswamy, C. J. Giddings, U. Della Croce & D. C. Kerrigan (1999). Rectus femoris: its role in normal gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(8):930–934.
- A. A. Biewener & M. A. Daley (2007). Unsteady locomotion: integrating muscle function with whole body dynamics and neuromuscular control. *J Exp Biol*, 210(Pt 17):2949–2960.
- J. A. Blaya & H. Herr (2004). Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 12(1):24–31.
- R. C. Browning, J. R. Modica, R. Kram & A. Goswami (2007). The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking. *Med Sci Sports Exerc*, 39(3):515–525.
- S. M. Cain, K. E. Gordon & D. P. Ferris (2007). Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method. *J Neuroeng Rehabil*, 4:48.
- G. A. Cavagna, F. P. Saibene & R. Margaria (1963). External work in walking. *J Appl Physiol*, 18:1–9.
- G. A. Cavagna, H. Thys & A. Zamboni (1976). The sources of external work in level walking and running. *J Physiol (Lond)*, 262(3):639–657.
- S. H. Collins & A. D. Kuo (2010). Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking. *PLoS ONE*, 5(2):e9307.
- F. Daerden & D. Lefeber (2000). Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation. *European Journal of Mechanical And Environmental Engineeringl*, 47:10–21.
- W. T. Dempster & G. R. L. Gaughran (1967). Properties of body segments based on size and weight. *Am J Anat*, 120(1):33–54.
- J. Doke, J. M. Donelan & A. D. Kuo (2005). Mechanics and energetics of swinging the human leg. *J Exp Bio.*, 208(Pt 3):439–445.

- A. M. Dollar & H. Herr (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Trans Rob*, 24(1):144–158.
- J. M. Donelan, R. Kram & A. D. Kuo (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Bio*, 205(Pt 23):3717–3727.
- J. M. Donelan, Q. Li, V. Naing, J. A. Hoffer, D. J. Weber & A. D. Kuo (2008). Biomechanical energy harvesting: generating electricity during walking with minimal user effort. *Science*, 319(5864):807–810.
- W. K. Durfee & A. Rivard (2005). Design and simulation of a pneumatic, stored-energy, hybrid orthosis for gait restoration. *J Biomech Eng*, 127(6):1014–1019.
- D. J. Farris & G. S. Sawicki (2012). The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. *J R Soc Interface*, 9(66):110–118.
- D. P. Ferris (2009). The exoskeletons are here. *J Neuroeng Rehabil*, 6:17.
- D. P. Ferris, Z. A. Bohra, J. R. Lukos & C. R. Kinnaird (2006a). Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. *J. Appl. Physiol.*, 100(1):163–170.
- D. P. Ferris, J. M. Czerniecki & B. Hannaford (2005). An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles. *J Appl Biomech*, 21(2):189–197.
- D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki & A. Peethambaran (2006b). An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait Posture*, 23(4):425–428.
- D. P. Ferris & C. L. Lewis (2009). Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2009:2119–2124.
- D. P. Ferris, G. S. Sawicki & M. A. Daley (2007). A physiologist’s perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *Int J HR*, 4(3):507–528.
- J. A. Friederich & R. A. Brand (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *J Biomech*, 23(1):91–95.
- T. Fukunaga, K. Kubo, Y. Kawakami, S. Fukashiro, H. Kanehisa & C. N. Maganaris (2001). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc. Biol. Sci.*, 268(1464):229–233.
- S. Galle, P. Malcolm, W. Derave & D. De Clercq (2011). A simple ankle-foot exoskeleton can lower the metabolic cost of walking. In *ISB*.
- H. Geyer, A. Seyfarth & R. Blickhan (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proc. Biol. Sci.*, 273(1603):2861–2867.

- K. E. Gordon & D. P. Ferris (2007). Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *J Biomech*, 40(12):2636–2644.
- K. E. Gordon, G. S. Sawicki & D. P. Ferris (2006). Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis. *J Biomech*, 39(10):1832–1841.
- Y. Han & X. Wang (2011). The biomechanical study of lower limb during human walking. *Sci China Tech Sci*, 54(4):983–991.
- H. Herr (2009). Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *J Neuroeng Rehabil*, 6:21.
- A. V. Hill (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B*, 126(843):136–195.
- K. W. Hollander, R. Ilg, T. G. Sugar & D. Herring (2006). An efficient robotic tendon for gait assistance. *J Biomech Eng*, 128(5):788–791.
- A. Hreljac & R. N. Marshall (2000). Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *J Biomech*, 33(6):783–786.
- F. Iida, J. Rummel & A. Seyfarth (2008). Bipedal walking and running with spring-like biarticular muscles. *J Biomech*, 41(3):656–667.
- M. Ishikawa, P. V. Komi, M. J. Grey, V. Lepola & G. P. Brüggemann (2005). Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J. Appl. Physiol.*, 99(2):603–608.
- S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh & M. Morari (2003). Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 6(2):108–115.
- P. C. Kao, C. L. Lewis & D. P. Ferris (2010). Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton. *J Biomech*, 43(2):203–209.
- H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe & Y. Sankai (2007). Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *Int J HR*, 4(3):507–528.
- H. Kazerooni & R. Steger (2006). The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *J Dyn Syst, Meas, Control*, 128(1):14–25.
- A. D. Kuo (2002). Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *J Biomech Eng*, 124(1):113–120.
- A. D. Kuo (2007a). Choosing your steps carefully. *IEEE Rob & Aut Mag*, 14(2):18–29.

- A. D. Kuo (2007b). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Hum Mov Sci*, 26(4):617–656.
- A. D. Kuo & J. M. Donelan (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther*, 90(2):157–174.
- A. D. Kuo, J. M. Donelan & A. Ruina (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exerc Sport Sci Rev*, 33(2):88–97.
- J. L. Lelas, G. J. Merriman, P. O. Riley & D. C. Kerrigan (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture*, 17(2):106–112.
- C. L. Lewis & D. P. Ferris (2008). Walking with increased ankle pushoff decreases hip muscle moments. *J Biomech*, 41(10):2082–2089.
- Q. Li, V. Naing & J. M. Donelan (2009). Development of a biomechanical energy harvester. *J Neuroeng Rehabil*, 6:22.
- P. Malcolm, W. Derave & D. De Clercq (2011). A plantarflexion assisting exoskeleton optimally reduces metabolic cost of walking when actuation onset coincides with push off phase. In *ISB*.
- P. Malcolm, P. Fiers, V. Segers, I. Van Caekenberghe, M. Lenoir & D. De Clercq (2009). Experimental study on the role of the ankle push off in the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot-exoskeleton. *Gait Posture*, 30(3):322–327.
- T. McGeer (1990). Passive Dynamic Walking. *Int. J Rob Res*, 9(2):62–82.
- M. Meinders, A. Gitter & J. M. Czerniecki (1998). The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scand J Rehabil Med*, 30(1):39–46.
- S. Mochon & T. A. McMahon (1980). Ballistic walking. *J Biomech*, 13(1):49–57.
- R. R. Neptune, S. A. Kautz & F. E. Zajac (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34(11):1387–1398.
- R. R. Neptune, F. E. Zajac & S. A. Kautz (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture*, 19(2):194–205.
- J. A. Norris, K. P. Granata, M. R. Mitros, E. M. Byrne & A. P. Marsh (2007). Effect of augmented plantarflexion power on preferred walking speed and economy in young and older adults. *Gait Posture*, 25(4):620–627.
- J. Perry (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack.

- B. I. Prilutsky (1997). Work, energy expenditure, and efficiency of the stretch-shortening cycle. *J Appl Biomech*, 13(4):466–471.
- B. I. Prilutsky, L. N. Petrova & L. M. Raitsin (1996). Comparison of mechanical energy expenditure of joint moments and muscle forces during human locomotion. *J Biomech*, 29(4):405–415.
- B. I. Prilutsky & V. M. Zatsiorsky (1994). Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech*, 27(1):25–34.
- J. A. Rall (1985). Energetic aspects of skeletal muscle contraction: implications of fiber types. *Exerc Sport Sci Rev*, 13:33–74.
- R. Riemer & A. Shapiro (2011). Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions. *J Neuroeng Rehabil*, 8:22.
- A. Ruina, J. E. Bertram & M. Srinivasan (2005). A collisional model of the energetic cost of support work qualitatively explains leg sequencing in walking and galloping, pseudo-elastic leg behavior in running and the walk-to-run transition. *J. Theor. Biol.*, 237(2):170–192.
- K. Sasaki & R. R. Neptune (2006). Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait Posture*, 23(3):383–390.
- K. Sasaki, R. R. Neptune & S. A. Kautz (2009). The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking. *J. Exp. Biol.*, 212(Pt 5):738–744.
- G. S. Sawicki, A. Domingo & D. P. Ferris (2006). The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil*, 3:3.
- G. S. Sawicki & D. P. Ferris (2008). Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons. *J. Exp. Biol.*, 211(Pt 9):1402–1413.
- G. S. Sawicki & D. P. Ferris (2009). A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. *J Neuroeng Rehabil*, 6:23.
- G. S. Sawicki, C. L. Lewis & D. P. Ferris (2009). It pays to have a spring in your step. *Exerc Sport Sci Rev*, 37(3):130–138.
- M. H. Schwartz, A. Rozumalski & J. P. Trost (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech*, 41(8):1639–1650.

- B. W. Stansfield, S. J. Hillman, M. E. Hazlewood & J. E. Robb (2006). Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. *Gait Posture*, 23(3):288–294.
- D. Sutherland (1966). An electromyographic study of the plantarflexors of the ankle in normal walking on the level. *J. Bone Joint.*, 48(A):66–71.
- A. J. van den Bogert (2003). Exotendons for assistance of human locomotion. *Biomed Eng Online*, 2:17.
- G. van Ingen Schenau (1990). On the action of bi-articular muscles, a review. *Netherlands Journal of Zoology*, 40:521–540.
- G. J. van Ingen Schenau, M. F. Bobbert & R. H. Rozendal (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *J. Anat.*, 155:1–5.
- C. J. Walsh, K. Endo & H. Herr (2007). A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation. *Int J Hum Robot*, 4(3):487–506.
- B. Whittington, A. Silder, B. Heiderscheit & D. G. Thelen (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait Posture*, 27(4):628–634.
- M. B. Wiggin, G. S. Sawicki & S. H. Collins (2011). An exoskeleton using controlled energy storage and release to aid ankle propulsion. *IEEE Int Conf Rehabil Robot*, 2011:5975342.
- P. K. Winchester, J. J. Carollo, R. N. Parekh, L. M. Lutz & J. W. Aston (1993). A comparison of paraplegic gait performance using two types of reciprocating gait orthoses. *Prosthet Orthot Int*, 17(2):101–106.
- D. A. Winter (1979). *Biomechanics of human movement*. University of Waterloo Press.
- D. A. Winter (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (175):147–154.
- D. A. Winter (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. University of Waterloo Press.
- D. A. Winter (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Y. S. Yoon & J. M. Mansour (1982). The passive elastic moment at the hip. *J Biomech*, 15(12):905–910.