KU LEUVEN
FACULTEIT INGENIEURSWETENSCHAPPEN

Ontwerp en implementatie van een biomimetische evenwichtsregelaar voor een exoskelet dat de onderste ledematen ondersteunt

Dries Mys

Thesis voorgedragen tot het behalen van de graad van Master of Science in de ingenieurswetenschappen: werktuigkunde

Promotoren:
Prof. dr. ir. J. De Schutter
Dr. ir. E. Aertbeliën
Dr. ir. F. De Groote

Assessoren:
Prof. dr. ir. H. Bruyninckx
Prof. dr. ir. E. Vander Poorten

Begeleiders:
Ir. J. Vantilt
Ir. K. Tanghe

Academiejaar 2015 – 2016

© Copyright KU Leuven

Zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van zowel de promotoren als de auteur is overnemen, kopiëren, gebruiken of realiseren van deze uitgave of gedeelten ervan verboden. Voor aanvragen tot of informatie i.v.m. het overnemen en/of gebruik en/of realisatie van gedeelten uit deze publicatie, wend u tot Faculteit Ingenieurswetenschappen, Kasteelpark Arenberg 1 bus 2200, B-3001 Heverlee, +32-16-321350.

Voorafgaande schriftelijke toestemming van de promotoren is eveneens vereist voor het aanwenden van de in deze masterproef beschreven (originele) methoden, producten, schakelingen en programma's voor industrieel of commercieel nut en voor de inzending van deze publicatie ter deelname aan wetenschappelijke prijzen of wedstrijden.

Voorwoord

Ten eerste wens ik mijn drie promotoren te bedanken. Tijdens talrijke vergaderingen hebben zij elk vanuit hun eigen perspectief mijn visie op het probleem verruimd en een kader gecreëerd om oplossingen te zoeken. Bovendien hebben zij mij in staat gesteld om een FWO aanvraag in te dienen die aansluit bij deze thesis, zodat ik de volgende jaren misschien kan verder werken aan dit uiterst interessante thema. Vervolgens wens ik mijn beide begeleiders te bedanken. Zij waren steeds mijn eerste aanspreekpunt bij problemen of nieuwe ideeën en hebben mij met hun expertise bijgestaan bij de praktische uitwerking van deze thesis. Daarnaast ben ik nog veel dank verschuldigd aan Amber Bruijnes. Zij was de specialist ter zake voor alles wat het opnemen en verwerken van menselijke bewegingen aangaat. Naast mijn assistenten heeft zij me vele uren geholpen bij het uitvoeren van de experimenten waarbij ze telkens weer een versnapering uit haar hoed toverde. Maarten Afschrift wens ik te bedanken voor zijn inbreng van feedbackregelaars die het menselijke gedrag proberen te voorspellen en zijn interesse voor de toepassing hiervan bij de aansturing van een exoskelet dat de mens ondersteunt.

Mijn ouders wens ik te bedanken voor alle mogelijkheden die ze me geboden hebben die geleid hebben tot o.a. deze thesis. Het is mijn vader met zijn onuitputtelijke interesse in nieuwigheden die me reeds op jonge leeftijd heeft ingewijd in de wondere wereld der computers: gaande van wat er binnenin de kast van een computer steekt, de elektronica, tot het creëren van prachtige toepassingen. Hij leerde me mijn weg te vinden in de talrijke talen die het computer universum rijk is, waarvan het mooie, gestructureerde en veelzijdige C++ er één is, zoals deze thesis nog maar eens bewijst. Het is mijn moeder die als een rots in de branding de moederrol op zich neemt en me steeds met raad en daad bijstaat. Het is mijn oudste zus die me af en toe verwende op een etentje bij haar thuis doorheen de week. Het is mijn oudere zus die met haar bijna identieke opleiding steeds het pad voor mij effende en een kritische blik werpt op wat ik doe. Het is mijn jongere en eveneens jongste zus, die ik, net zoals vanouds maar ditmaal zonder buggy, dit laatste semester elke vrijdag mocht gaan oppikken op school op mijn weg naar huis, die me de liefde van het lezen heeft bijgebracht. Dit was niet alleen nuttig ter ontspanning bij het maken van deze thesis, maar ook noodzakelijk om de berg papers die dit onderwerp telt, te kunnen verslinden.

Aan allen en aan hen die ik vergeten ben: nogmaals bedankt!

Dries Mys

Inhoudsopgave

Samenvatting

Een exoskelet, een soort pak dat de mens ondersteunt, wordt vandaag de dag gebruikt om volledig verlamde personen opnieuw te laten stappen. Deze exoskeletten nemen echter de volledige controle over de onderste ledematen over. Deze masterproef ontwikkelt een biomimetische evenwichtsregelaar die een verzwakte persoon, zoals een MS patiënt, ondersteunt om zijn evenwicht te behouden tijdens stilstand, maar uitbreidbaar is naar andere situaties zoals wandelen of trappen nemen. Het doel van de regelaar is dat hij enkel ingrijpt op het moment dat dit nodig is om het evenwicht te waarborgen, opdat de mens zo veel mogelijk zijn eigen spieren gebruikt om verdere degeneratie hiervan te vermijden. De voorgestelde regelaar bestaat uit twee deelcomponenten. De eerste voorspelt het traject dat de mens zou volgen om zijn evenwicht te herstellen, gegeven de huidige configuratie. Hiervoor is zowel een modelvoorspellende regelaar als een feedbackregelaar gebruikt. De andere component bepaalt de huidige stabiliteit van de mens op basis van het zwaartepunt en het herstelpunt (Eng. Capture Point). Experimenten waarbij een slinger het evenwicht van de mens verstoort, valideren deze regelaar. Het exoskelet slaagt erin om koppels te leveren met hetzelfde teken als een gezonde mens en reduceert hiermee de beweging van het zwaartepunt en het koppel dat de mens zelf moet leveren.

Lijst van figuren en tabellen

Lijst van figuren

Lijst van tabellen

Lijst van afkortingen en symbolen

Afkortingen

CoP	Drukcentrum (Eng. Center of Pressure)
ZMP	Momentloos punt (Eng. Zero Moment Point)
CoM	Zwaartepunt (Eng. Center of Mass)
CP	Herstelpunt[1] (Eng. Capture Point of Extrapolated Center of Mass)
BoS	Steunbasis (Eng. Base of Support)
BoS_n	Geëxtrapoleerde steunbasis voor n stappen (Eng. Extrapolated Base of Support)
LIP	Lineaire omgekeerde slinger (Eng. Linear Inverted Pendulum)
MPC	Modelvoorspellende regelaar (Eng. Model Predictive Control)

Symbolen

τ	Koppel (Nm)
g	Valversnelling (9.81 m/s^2)
m	massa (kg)
t	Tijd (s)
q	Gewrichtshoeken (rad)
$\dot{q}$	$\frac{\mathrm{d}q}{\mathrm{d}t}$ (rad/s)
$\ddot{q}$	$\frac{\mathrm{d}^2q}{\mathrm{d}t^2}$ (rad/s^2)
q_i	Component i van vector q
M	Massamatrix
C	Coriolis & centrifugale matrix
G	Gravitatievector
$\hat{q}$	Opgemeten data of output van een (voorwaartse) simulatiestap

[1] De auteur stelt zelf deze vertaling voor, vermits er bij zijn weten nog geen vertaling voor bestaat in de Nederlandstalige literatuur. Sectie 2.2.3 bespreekt dit begrip in detail.

Hoofdstuk 1

Inleiding

1.1 Probleemstelling

Een exoskelet is een soort pak dat de mens ondersteunt. In dit geval gaat het over een exoskelet dat de benen van de gebruiker ondersteunt ter hoogte van de enkel, knie en heup. Op de dag van vandaag helpen zulke exoskeletten reeds mensen die volledig verlamd zijn, opnieuw te stappen, zoals blijkt uit verschillende krantenartikels en nieuwsuitzendingen.[5][6][7][8] In al deze gevallen neemt het exoskelet de volledige controle over de benen over en begint het exoskelet de stap te zetten op basis van de input die de gebruiker geeft met de rest van zijn lichaam. Een uitgebreider overzicht van bestaande systemen is terug te vinden in de literatuurstudie (sectie 2.1). De volgende stap is om mens en robot beter te laten samenwerken en via vereende krachten samen te stappen, stil te staan, te lopen en trappen op en af te gaan zonder hierbij het evenwicht te verliezen. Hierbij is het belangrijk om het exoskelet biomimetisch te laten reageren, zodat de ondersteuning die het exoskelet levert, natuurlijk aanvoelt en zo goed mogelijk aansluit bij de intenties van de mens. Hierbij is het de bedoeling dat hij ten alle tijde de controle behoudt over zijn doen en laten.

Figuur 1.1: Afbeelding van het MIRAD exoskelet dat gebruikt is bij de validatie van de biomimetische evenwichtsregelaar.

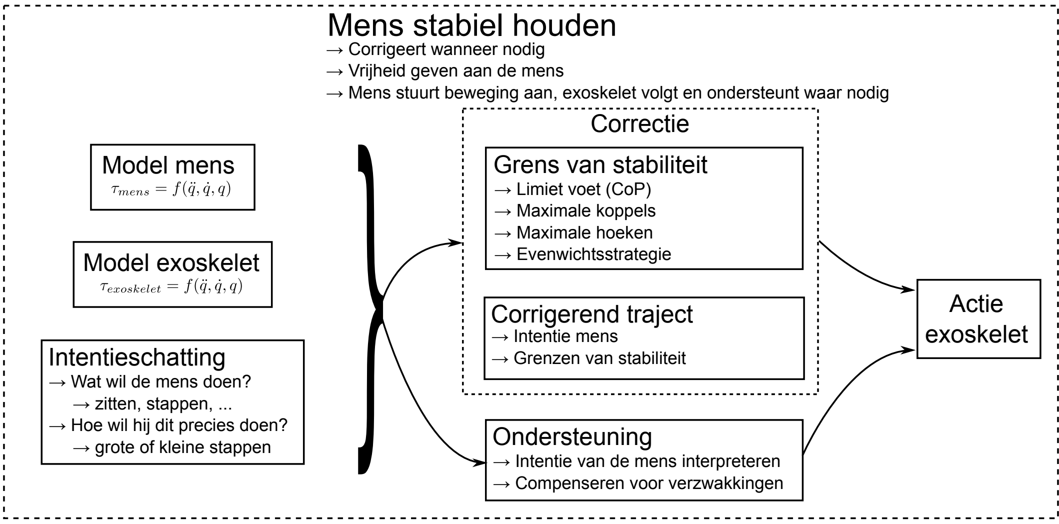
Bij alle activiteiten die de mens uitoefent, staat het evenwichtsaspect centraal. Voor de huidige exoskeletten is het bijna altijd de verantwoordelijkheid van de mens om via krukken zijn evenwicht te bewaren, waardoor hij niet in staat is om tijdens het staan andere alledaagse taken uit te voeren. Een exoskelet dat de mens helpt zijn evenwicht te bewaren, zodat die zijn handen vrij heeft voor andere taken, zou dus een grote stap voorwaarts zijn voor verlamde of verzwakte personen. Daarnaast is een goede evenwichtsregelaar ook nuttig voor industriële toepassingen. Het exoskelet versterkt dan de mens en laat deze vrij bewegen tijdens het uitvoeren van zijn taak, maar op het moment dat de mens zijn evenwicht verliest, grijpt het exoskelet in. Dit biedt potentieel voor het verminderen van valongelukken, die jaarlijks 34 miljard dollar medische kosten met zich meebrengen[9] en een verlaagde zelfstandigheid tot gevolg hebben[10]. Vooral bij personen boven de 65 is dit een groot probleem, vermits elk jaar een derde van deze leeftijdscategorie valt.[11]

Deze thesis spitst zich toe op het ontwikkelen van een evenwichtsregelaar tijdens een stilstaande situatie, waarbij de mens een taak kan uitvoeren al staande zonder te stappen, maar bovenal zonder zijn evenwicht te verliezen. Deze keuze is beïnvloed door het beschikbare exoskelet (Figuur 1.1) voor de experimentele validatie van de ontworpen evenwichtsregelaar. Dit exoskelet bezit actuatoren ter hoogte van de enkel, knie en heup die alleen actueren in het sagittale (voorwaarts/achterwaarts) vlak. Tijdens stilstand is dit vlak het belangrijkste en kan het exoskelet dus een substantiële bijdrage leveren aan de stabiliteit van de gebruiker. Tijdens stappen is echter het frontale (links/rechts) vlak belangrijker en is het exoskelet dus minder geschikt. Daarom spitst deze thesis zich toe op evenwicht tijdens stilstand. Het doel is echter dat deze regelaar uitbreidbaar is naar andere situaties zoals wandelen of het nemen van een trap.

Dit onderzoek spitst zich bovendien toe op personen die verzwakt en niet volledig verlamd zijn aan hun onderste ledematen. Voor deze groep van mensen moet het exoskelet aan specifieke eisen voldoen. Ten eerste mag het exoskelet slechts ingrijpen wanneer dit nodig is om de mens zijn evenwicht te laten bewaren. Het is immers belangrijk dat de gebruiker zo veel mogelijk zijn eigen spieren gebruikt, zodat hij niet terecht komt in een vicieuze cirkel van steeds meer degeneratie van zijn spieren. Ten tweede is het voor een verzwakte persoon nog belangrijker dan voor een verlamde dat het exoskelet wanneer het ingrijpt dit zo biomimetisch mogelijk doet, zodat het exoskelet de gebruiker ondersteunt en niet tegenwerkt bij het bewaren van het evenwicht volgens de strategie die de mens kiest. In het merendeel van de gevallen zal de mens wel in staat zijn om deels zelf zijn evenwicht te behouden en moet het exoskelet enkel een extra duwtje in de goede richting geven.

1.2 Aanpak

Figuur 1.2 kadert de te ontwerpen evenwichtsregelaar in zijn ruimer plaatje. Het doel van de regelaar is om de mens zo veel mogelijk vrij te laten bewegen en comfortabel in te grijpen wanneer dit nodig is. Om nauwkeurig de nodige actie te bepalen is het noodzakelijk om een dynamisch model van exoskelet en mens te hebben, zodat het exoskelet weet wat het gevolg is van een bepaalde actie. Daarnaast is het nuttig om de beperkingen van mens en exoskelet te kennen, bijvoorbeeld de mate waarin een persoon verzwakt is. Dit houdt immers belangrijke informatie in over hoe de mens verwacht dat het exoskelet hem helpt. Een andere belangrijke component is het schatten van de intentie van de mens. Dit moet zowel op hoog niveau (*Wil de mens stappen, stilstaan of gaan zitten?*) als op laag niveau (*Hoe ziet die beweging er precies uit?*) gebeuren. Deze basisblokken dienen als input om de gewenste actie van het exoskelet te bepalen.



Figuur 1.2: Kadering van de te ontwerpen biomimetische evenwichtsregelaar in zijn ruimere plaatje.

De ondersteunende component moet op basis van de a priori kennis van de verzwakking van de mens bepalen welk koppel het exoskelet moet leveren aan de mens. Uit de geschatte beweging die de mens wil uitvoeren en de kennis van de mate waarin de persoon verzwakt is, volgt het capaciteitstekort van de mens om de gewenste beweging uit te voeren en dus het aandeel dat het exoskelet moet leveren. Het is echter zo goed als onmogelijk om op die manier de mens altijd correct te ondersteunen, wegens onzekerheid op de modellen of een verkeerde intentie van de mens ten gevolge van bijvoorbeeld een evenwichtsstoornis. Daarom dient een corrigerende component in te grijpen wanneer de mens zijn evenwicht dreigt te verliezen. De steunbasis (omhullende van de voeten) bepaalt waar een persoon of het exoskelet kracht kan uitoefenen met zijn omgeving. Dit is een belangrijke limiterende factor voor de stabiliteit van het exoskelet en de mens samen. Daarnaast dienen koppel- en hoeklimieten samengenomen te worden met de gekozen evenwichtsstrategie van de mens om te bepalen in welke mate de persoon in evenwicht is en of het exoskelet al dan niet moet ingrijpen. Gebaseerd op deze stabiliteitsgrenzen en rekening houdende met de intentie van de mens, dient het exoskelet een corrigerend traject te bepalen dat het afhankelijk van de huidige stabiliteit al dan niet oplegt aan de gebruiker. De ondersteunende en corrigerende component bepalen samen de actie die het exoskelet uitvoert.

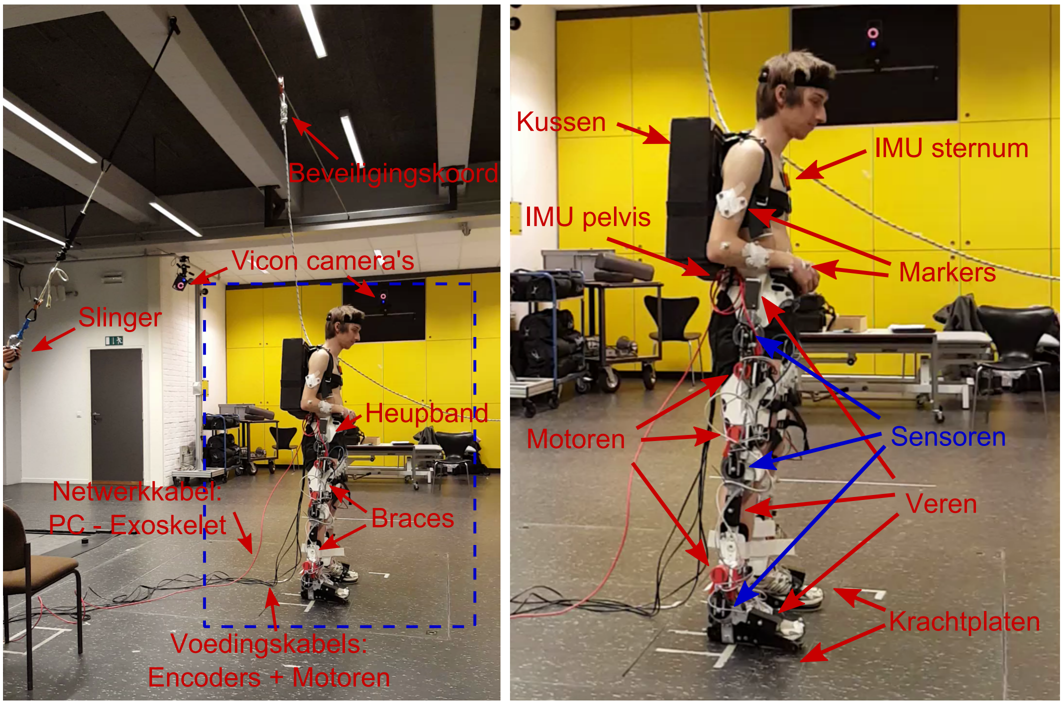
De nadruk van deze thesis ligt op de integratie van een laagniveau intentieschatter tijdens stilstand met het bepalen van de huidige stabiliteit van de mens om zo het gewenste corrigerende koppel te bepalen, gebruik makend van beschikbare modellen van mens en exoskelet. Het ondersteunende koppel, gebaseerd op de intentie en de verzwakking van de mens, kan het comfort voor de gebruiker verhogen door zijn *a priori* karakter, maar een gedetailleerde uitwerking hiervan valt buiten het doel van deze thesis.

Bij het opstellen van de evenwichtsregelaars zijn enkele veronderstelling gemaakt. Gestaafd door de literatuur gaat deze thesis ervan uit dat de zijwaartse beweging (in het frontale vlak) niet belangrijk is voor een evenwichtsregelaar tijdens stilstand. Deze veronderstelling is mee ingegeven door het feit dat het exoskelet enkel actuatoren heeft in het sagittale vlak. Een tweede veronderstelling is dat de mens meehelpt bij het bewaren van zijn evenwicht, zodanig dat het exoskelet een toestand mag toelaten die grotere krachten vereist dan wat het exoskelet maximaal kan leveren. Deze veronderstelling is verantwoord, vermits de evenwichtsregelaar bedoeld is voor verzwakte personen en het huidige exoskelet slechts in staat is om een beperkte ondersteuning te leveren. Een derde veronderstelling is dat het kniegewricht minder belangrijk is, vermits dit tijdens stilstand nauwelijks beweegt.

Deze thesis begint met een literatuurstudie die naast een overzicht van bestaande exoskeletten, zowel een onderzoek doet naar het evenwicht bij humanoïden als bij de mens. In de robotica is immers reeds veelvuldig onderzoek geleverd naar hoe een humanoïde zich in alle situaties in evenwicht kan houden. Zoals reeds eerder aangehaald, is het hier eveneens belangrijk om de mens niet te verwaarlozen. Het exoskelet moet de mens zo comfortabel mogelijk ondersteunen op de manier dat de mens dat wenst. Op basis van de verworven kennis voert het volgende hoofdstuk dan simulaties op een dubbele omgekeerde slinger die dienst doet als vereenvoudigd model voor de mens. Via een iteratief proces stelt dit hoofdstuk een evenwichtsregelaar op die aan beide eisen voldoet: comfortabel het evenwicht behouden en enkel ingrijpen indien nodig. De voorgestelde regelaar voorspelt het gewenste evenwichtsherstellend traject met behulp van een MPC regelaar die de koppels minimaliseert over een zekere tijdshorizon. Een andere component bepaalt op basis van de evenwichtscriteria uit de literatuur of de mens al dan niet in evenwicht is. Voor een goede performantie begint de evenwichtscorrigerende regelaar reeds in te grijpen wanneer de mens zich begeeft buiten een normale situatie en niet pas vanaf het moment dat de mens fysisch/theoretisch niet meer in staat is om zijn evenwicht te bewaren. Het laatste hoofdstuk valideert deze evenwichtsregelaar aan de hand van een experiment waarbij een slinger het evenwicht van de mens verstoort. Het exoskelet moet dan koppels leveren die tenminste in dezelfde richting zijn als de koppels die de gezonde mens levert en moet hiermee een deel van de koppels van de mens overnemen. Anderzijds mag het exoskelet bij een normale reikbeweging de mens niet hinderen.

1.3 Beschrijving van exoskelet en meetsystemen

Figuur 1.3 geeft een overzicht van de belangrijkste componenten van het exoskelet en de gebruikte meetsystemen. Het exoskelet dat gebruikt is tijdens de validatie van de evenwichtsregelaar is afkomstig uit het MIRAD-project[12]. Dit exoskelet bevat zes flexibele (Eng. compliant) actuatoren: één voor elk heup-, knie- en enkelgewricht in het sagittale vlak. Deze actuatoren maken samenwerking tussen mens en exoskelet mogelijk.[16] De flexibele actuatoren bestaan elk uit een motor en een veer in serie. De veer verbindt de motor flexibel met het exoskelet en neemt een deel van de impact op, zodat de overbrenging en de motor een schok niet rechtstreeks ondervinden. Op



Figuur 1.3: Aanduiding van de belangrijkste componenten van het exoskelet en de meetsystemen. De rechtse foto is een uitvergroting van het omkaderde deel op de linkse foto. De heupband, braces en veren zijn beter zichtbaar in het vooraanzicht op Figuur 1.1

Figuur 1.1 zijn de zwarte beschermingskappen over de veren van de heupgewrichten verwijderd. De gebruikte actuatoren kunnen slechts een beperkt koppel leveren van om en bij de 15Nm in vergelijking met de mens die koppels van meer dan 100Nm[42] aankan. Dit is voldoende om het exoskelet zelf te compenseren en een lichte ondersteuning te geven aan de gebruiker.

Het exoskelet is uitgerust met twee encoders voor elk gewricht. De ene meet de gewrichtshoek van de mens op en de andere de motorpositie. Met behulp van de (niet-lineaire) veerkarakteristiek volgt hieruit een schatting van het koppel dat het exoskelet ogenblikkelijk levert aan de mens. Daarnaast zijn er ook twee IMU[1]'s ter beschikking die de oriëntatie van de pelvis en de romp (sternum) opmeten. De IMU op de pelvis geeft informatie over de oriëntatie van de zwevende basis, terwijl de IMU op de romp informatie geeft over de lumbale extensie, de relatieve oriëntatie van de romp t.o.v. de pelvis in het sagittale vlak.

Om de evenwichtsregelaar te kunnen valideren neemt een bewegingsopname systeem (Eng. Motion Capture System) uitgerust met krachtplaten en Vicon camera's de volledige beweging op. De krachtplaten meten de grondreactiekrachten op en de Vicon camera's de posities van de passieve markers die op de proefpersoon en

[1]Een IMU (Eng. Inertial Measurement Unit) is een inertieel meettoestel dat op basis van accelerometers en gyroscopen de oriëntatie en versnelling van een voorwerp opmeet.

het exoskelet zijn bevestigd. Via inverse kinematica en dynamica volgen hieruit de gewrichtshoeken en -koppels in functie van de tijd die mens en exoskelet samen leveren. De koppels die de mens levert, volgen uit het verschil hiervan met de opgemeten koppels die de veren van het exoskelet leveren aan de mens. Dit laat toe om de actie van de mens en die van het exoskelet met elkaar te vergelijken.

De slinger botst tijdens de experimenten tegen het kussen om de proefpersoon uit evenwicht te brengen. Het beveiligingskoord zorgt ervoor dat hij zeker niet valt, maar is normaal niet nodig. De netwerkkabel verbindt het exoskelet met de PC, waarop de regelaar in realtime draait. De heupband verbindt het exoskelet met de pelvis van de proefpersoon en de braces doen hetzelfde voor de boven- en onderbenen. Deze verbindingselementen zijn beter zichtbaar in het vooraanzicht op Figuur 1.1.

Hoofdstuk 2

Literatuurstudie

Sectie 2.1 geeft een overzicht van de verscheidenheid aan exoskeletten en andere assistentie-apparaten die de literatuur rijk is. De meeste hiervan zijn ontworpen voor mensen die volledig verlamd zijn aan de onderste ledematen. Deze apparaten nemen dan ook de volledige controle over de benen over. Deze methode is echter niet gewenst voor personen die wel nog gedeeltelijk in staat zijn om hun benen te bewegen, vermits hierdoor de evenwichtscapaciteiten van de persoon in kwestie verder zullen afnemen. Sectie 2.2 zoomt in op de achterliggende concepten die nodig zijn bij de aansturing van exoskeletten en humanoïden. Sectie 2.3 bespreekt hoe de mens zijn evenwicht bewaart, wat belangrijk is om de goede samenwerking tussen mens en exoskelet te garanderen. Het is noodzakelijk dat het exoskelet zich in zekere mate aanpast aan de mens en dezelfde evenwichtsstrategie toepast.

2.1 Eerdere ontwerpen

Er bestaan verschillende soorten assistentie-apparaten. Een belangrijke categorie zijn de exoskeletten, zoals besproken in sectie 2.1.1. Een inherent nadeel van een exoskelet is dat het bevestigd is aan de ondersteunde persoon en hierdoor de inertie en massaverdeling van de persoon wijzigt, wat slechts gedeeltelijk compenseerbaar is via de aansturing van het exoskelet. Anderzijds laat deze hechte verbinding toe om de persoon maximaal te ondersteunen op de plaats die nodig is. Sectie 2.1.2 bespreekt kort andere assistentie-apparaten om de mens te ondersteunen bij het behouden van zijn evenwicht.

2.1.1 Exoskeletten

De meeste exoskeletten zijn ontworpen voor volledig verlamde personen en kunnen hierdoor werken in een rigide positiecontrole zonder rekening te houden met de krachten die de persoon zelf uitoefent in heup, knie of enkel. ReWalk[13] (Figuur 2.1a) en Ekso[14] (Figuur 2.1b) zijn twee voorbeelden van zulke reeds bestaande commerciële uitvoeringen die enkel met knie- en heupactuatoren zijn uitgerust. Hierdoor zijn krukken nodig om het evenwicht te behouden. De persoon kan zelf een

(a) ReWalk[13]

(b) Ekso[14]

(c) REX[15]

(d) Mina[16]

(e) NTU[17]

(f) MIRAD[12]

Figuur 2.1: Overzicht van bestaande exoskeletten.

stap initiëren door zijn zwaartepunt naar voren te verschuiven of door behulp van drukknoppen.

REX[15] (Figuur 2.1c) is een ander commercieel exemplaar dat wel in staat is om zelfstandig zijn evenwicht te bewaren en wordt bestuurd via een joystick. Het is echter een zeer robuust apparaat dat de volledige controle van de onderste ledematen overneemt.

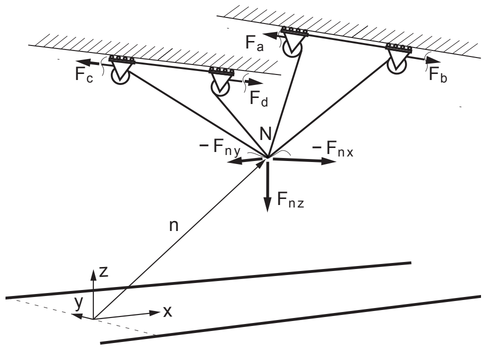
Mina[16] (Figuur 2.1d) is een van de weinige exoskeletten met flexibele (Eng. compliant) actuatoren die noodzakelijk zijn om een samenwerking tussen de menselijke spieren in de onderste ledematen en de actuatoren van het exoskelet toe te laten. Voor het moment is Mina echter alleen getest met volledig verlamde personen waarbij opgenomen gewrichtshoeken opnieuw worden afgespeeld.

Het NTU exoskelet[17] (Figuur 2.1e) verschilt van zijn voorgangers door de manier waarop het exoskelet samenwerkt met de gebruiker. De knie- en enkelactuatoren volgen de beweging die de mens maakt. Hiervoor bestaat het exoskelet uit een inwendig frame dat het traject van de gebruiker opmeet en een uitwendig frame dat de last draagt. De heupactuatoren daarentegen zorgen ervoor dat de persoon in evenwicht blijft.

MIRAD[12] (Figuur 2.1f) is een IWT-SBO project met als belangrijk doel het produceren van een exoskelet dat de onderste ledematen assisteert zoals nodig. De samenwerking tussen mens en exoskelet is hier primordiaal en het exoskelet is dan ook uitgerust met flexibele actuatoren. In dit project is er echter geen ruimte om een volledige evenwichtsregelaar te implementeren. Deze masterproef gebruikt dit exoskelet om de ontworpen biomimetische evenwichtsregelaar te valideren.

2.1.2 Andere assistentie-apparaten

(a) Gyroscoop[18]



(b) FLOAT[16]

(c) Care-O-Bot II[19]

Figuur 2.2: Overzicht van andere bestaande assistentie-apparaten naast de exoskeletten.

Naast exoskeletten bestaan er nog een reeks andere systemen om de mens te helpen bij het behouden van zijn evenwicht. Deze sectie geeft ter volledigheid hiervan een kort overzicht. Li en Vallery ontwikkelen een set van gyroscopen die de gebruiker draagt als een rugzak, zoals weergegeven op Figuur 2.2a. Op basis van behoud van impulsmoment kan dit systeem via twee mechanismes een koppel uitoefenen op de mens. Ten eerste door een rotatieversnelling door te voeren en ten tweede door de rotatieas te veranderen. De laatste is de voordeligste van de twee met het oog op motorkoppel- en energiebeperkingen.[18]

Vallery et al. stelt een eenvoudige voorwaartskoppelingsregelaar voor om het evenwicht te behouden in het frontale vlak tijdens wandelen. Wanneer het herstelpunt (Eng. Capture Point/Extrapolated Center of Mass) buiten zijn steunbasis (Eng. Base of Support) gaat, helpt een externe kracht met een trapeziumvormig profiel om de mens in evenwicht te houden. Het precieze krachtprofiel hangt af van de grootte van de initiële snelheid en de gewenste eindpositie. Deze techniek heeft als nadeel dat hij enkel een goede intentie geeft aan de mens richting evenwicht, maar dit verder niet garandeert. Bovendien klagen sommige testpersonen over een te bruuske en pijnlijke interactie van de aangelegde externe kracht.[20] Vallery et al. stelt eveneens het systeem FLOAT (Free Levitation for Overground Active Training) voor om via een kabelophanging een externe kracht in alle richtingen te kunnen uitoefenen, zoals weergegeven op Figuur 2.2b. Dit systeem is echter sterk plaatsgebonden en daarom vooral nuttig voor therapeutische of onderzoekstoepassingen. Een heel ander toepassingsgebied hiervan is de simulatie van verminderde zwaartekracht.[21]

Een ander type zijn de mobiele assistentierobots. Deze bestaan uit een mobiel platform met daarop een of meerdere robotarmen. De Care-O-Bot is een voorbeeld van zo'n commercieel systeem. De implementatie van de evenwichtsassistentie is echter niet zeer geavanceerd. De Care-O-Bot II (Figuur 2.2c) ondersteunt de mens als een geavanceerde loopwagen. Het past zijn snelheid aan de gebruiker aan, maar het is de verantwoordelijkheid van de gebruiker om zich zoals bij een ordinaire loopwagen vast te houden.[19] Bij de Care-O-Bot IV is deze functionaliteit zelfs verdwenen en doet de robot enkel dienst als service robot, door bijvoorbeeld een glas water te gaan halen voor mensen die minder mobiel zijn.[22]

2.2 Evenwichtscontrole bij humanoïden

De literatuur beschrijft verschillende evenwichtscriteria voor humanoïden, die evengoed van toepassing zijn op de mens die al dan niet ondersteund wordt door een exoskelet. Sectie 2.2.1 bestudeert het zwaartepunt (Eng. Center of Mass), wat een exacte maatstaf is voor een statische toestand. Sectie 2.2.2 beschrijft het drukcentrum (Eng. Center of Pressure), wat een poging is om het zwaartepunt uit te breiden naar een dynamische situatie. Het herstelpunt (Eng. Capture Point/Extrapolated Center of Mass[23]), zoals beschreven in sectie 2.2.3, is echter een meer accurate uitbreiding van het zwaartepunt. Zowel het herstelpunt als het zwaartepunt zeggen niet alleen in welke richting je moet bewegen om zo stabiel mogelijk te staan, maar zijn ook een goede maat voor hoever je verwijderd bent van evenwichtsverlies.

2.2.1 Zwaartepunt (Eng. Center of Mass [CoM])

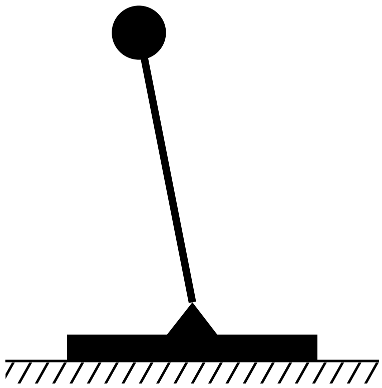
Het zwaartepunt is enkel een functie van de huidige configuratie (d.i. de gewrichtshoeken) en niet van zijn afgeleiden. Enkel in een (quasi-)statische toestand zal het zwaartepunt een correcte inschatting maken van hoe stabiel de humanoïde momenteel is. De humanoïde is in evenwicht wanneer de verticale projectie van zijn zwaartepunt op het contactvlak (d.i. de grond) binnen zijn steunbasis[1] (Eng. Base of Support [BoS]) ligt. De afstand tussen het geprojecteerde zwaartepunt en de grens van zijn steunbasis is een maat voor hoever hij verwijderd is van evenwichtsverlies.

Een typische evenwichtsregelaar gebaseerd op het zwaartepunt zal trachten om het zwaartepunt te houden op een gewenste positie. Het centrum van de steunbasis is hiervoor een mogelijkheid, maar kan elders gekozen worden om bijvoorbeeld de nodige krachten (of gewrichtskoppels) te beperken. Ondanks dat het zwaartepunt enkel exact is in statische situaties, zal het brengen van het zwaartepunt naar het centrum van de steunbasis vaak een goede evenwichtsregelaar zijn.[24]

[1] De steunbasis is de omhullende van het contactoppervlak met de omgeving, wat hier typisch de omhullende van de voeten is, zoals het gearceerd gebied in Figuur 2.5 aangeeft.

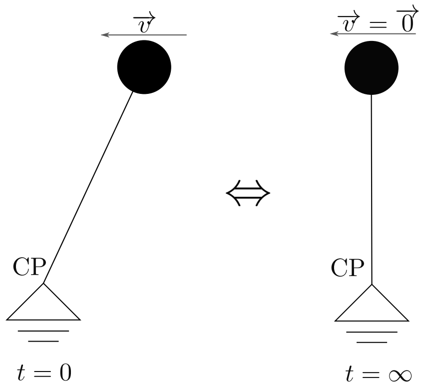
2.2.2 Drukcentrum (Eng. Center of Pressure [CoP]) of Momentloos punt (Eng. Zero Moment Point [ZMP])

Het drukcentrum (Eng. Center of Pressure) is het zwaartepunt van de grondreactiekrachten (d.i. de krachten uitgeoefend op de omgeving) loodrecht op het contactoppervlak. Of anders verwoord: de grondreachtiekrachten loodrecht op het contactoppervlak zijn equivalent met een kracht die aangrijpt in het drukcentrum, waarbij het equivalente moment nul is.[25] Sardain et al. toont aan dat het drukcentrum gelijk is aan het momentloos punt (Eng. Zero Moment Point [ZMP]). Het ZMP is gedefinieerd als het punt op de grond waarbij de component van het moment evenwijdig met het grondvlak dat werkt op de humanoïde ten gevolge van zwaartekracht en inertiële krachten, gelijk is aan nul.[25] Low et al. beweert verkeerdelijk dat de ZMP buiten de steunbasis kan liggen en dat deze verschilt van het drukcentrum (CoP).[17]



Figuur 2.3: Zonder actuator in het scharnier tussen voet en slinger ligt het drukcentrum in het midden van de voet, nochtans is de slinger dan niet in evenwicht en zal hij op de grond vallen.

Net zoals bij het zwaartepunt is het mogelijk om het evenwicht te bewaren door het drukcentrum naar een gewenste positie te brengen. Het NTU exoskelet doet dit door zijn heuphoek te veranderen.[17] Het drukcentrum is echter geen maat voor hoever je van evenwicht verwijderd bent. Stel dat je een voet hebt met daarop een omgekeerde slinger zoals in Figuur 2.3 zonder een actuator in het scharnierpunt tussen voet en slinger. Het drukcentrum ligt dan altijd ter hoogte van het scharnierpunt, mooi in het midden van de steunbasis. De slinger is echter niet in evenwicht en zal uiteindelijk op de grond vallen. Dit geeft ook aan dat het drukcentrum niet verplaatst mag worden door simpelweg je enkelkoppel te veranderen, maar wel door je zwaartepunt te verplaatsen in de richting dat je jouw drukcentrum wil verplaatsen.



Figuur 2.4: Het scharnierpunt op tijdstip $t = 0$ is het herstelpunt als en slechts als op $t = \infty$ de omgekeerde slinger stilstaat en zijn zwaartepunt recht boven dit scharnierpunt ligt.

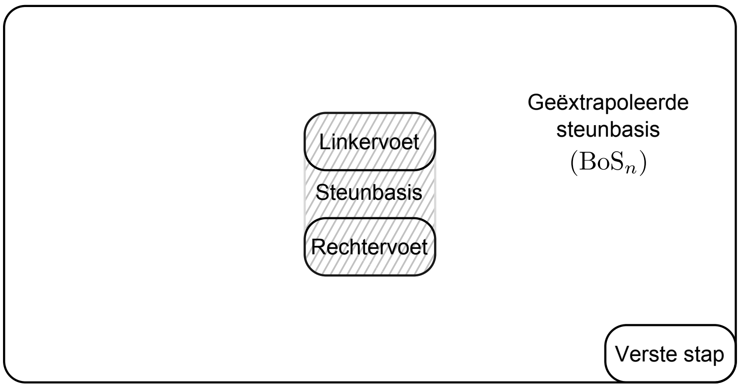
2.2.3 Herstelpunt (Eng. Capture Point [CP] of Extrapolated Center of Mass [XCoM])

Een herstelpunt[2] is het punt op het contactoppervlak (d.i. de grond) waar het drukcentrum moet liggen om volledig tot rust te komen.[26] Figuur 2.4 verduidelijkt dit concept toegepast op een omgekeerde slinger. Een omgekeerde slinger oefent ter hoogte van het scharnierpunt enkel een kracht uit op de omgeving en geen moment. Dit punt is dus ook het drukcentrum (zie sectie 2.2.2). Dit drukcentrum is eveneens het herstelpunt indien de slinger tot rust komt (op $t = \infty$) met zijn zwaartepunt recht boven dit scharnierpunt. Of omgekeerd, indien je het herstelpunt kent van een slinger met een bepaalde snelheid, dan moet je het drukcentrum (en dus het scharnierpunt) verplaatsen naar dit herstelpunt om de slinger volledig tot rust te laten komen, zonder dat hij op de grond valt.

De afstand tussen het herstelpunt en de rand van de steunbasis (d.i. het gearceerd gebied in Figuur 2.5) is net zoals het zwaartepunt een maat voor hoe stabiel je momenteel bent, maar is ook correct in een dynamische situatie. De humanoïde is in evenwicht zonder een stap te zetten als en slechts als zijn herstelpunt binnen zijn steunbasis ligt. Een geëxtrapoleerde steunbasis voor n stappen (BoS_n, Figuur 2.5) is gedefinieerd als het gebied waar de steunbasis kan komen door n stappen te zetten. De humanoïde is in evenwicht door maximaal n stappen te zetten als en slechts als zijn herstelpunt binnen zijn BoS_n valt.[27][28] Dit is echter enkel geldig indien de humanoïde oneindig snel zijn voeten kan verplaatsen. De uitgebreide steunbasis is daarom ook enkel relevant voor maximaal enkele stappen, bijvoorbeeld BoS_1. Een mogelijke evenwichtsstrategie is dan:

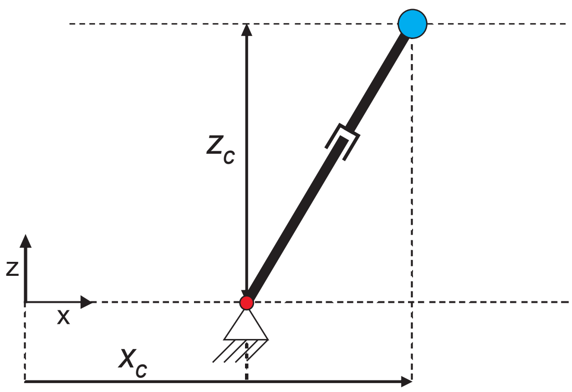
- houd het herstelpunt zo centraal mogelijk indien andere taken het toelaten

[2] De auteur stelt zelf de (vrije) vertaling *herstelpunt* voor, vermits er bij zijn weten nog geen vertaling voor bestaat in de Nederlandstalige literatuur. De term verwijst naar het punt waar het drukcentrum moet liggen om het evenwicht te herstellen.



Figuur 2.5: De steunbasis (gearceerd gebied) is de omhullende van beide voetoppervlakken of alle contactoppervlakken met de omgeving in het algemeen. De geëxtrapoleerde steunbasis is het gebied waar jouw voet kan komen door n stappen te zetten.

- indien het herstelpunt de steunbasis verlaat (t.g.v. een andere taak), initieer een stap in de richting van het herstelpunt
- houd het herstelpunt ten alle tijde binnen BoS_1
- fouten in de (vereenvoudigde) berekening van het herstelpunt worden opgevangen door meerdere stappen te zetten, ondanks dat het herstelpunt binnen BoS_1 valt.



Figuur 2.6: Lineaire omgekeerde slinger.[1]

Het herstelpunt is eenvoudig analytisch uit te rekenen voor een lineaire omgekeerde slinger (Eng. Linear Inverted Pendulum [LIP]). Een LIP, zoals afgebeeld op Figuur 2.6, is een omgekeerde slinger die voldoet aan de volgende voorwaarden[1]:

- alle massa is geconcentreerd op het uiteinde van de slinger (puntmassa), dit uiteinde is eveneens het zwaartepunt

- het zwaartepunt blijft op een constante hoogte.

Voor een LIP geldt dat het herstelpunt gelijk is aan[1]:

$$CP = x_c + \frac{\dot{x}_c}{\sqrt{\frac{g}{z_c}}} \tag{2.1}$$

met

$$\dot{x}_c = \frac{\mathrm{d}x_c}{\mathrm{d}t} \tag{2.2}$$

Het herstelpunt is dus een functie van de positie en horizontale snelheid van het massacentrum. Volgens Herr et al. is dit model een redelijke benadering tijdens een normale wandelgang, vermits de mens meestal zijn totale impulsmoment minimaal houdt en zijn massacentrum ongeveer op constante hoogte houdt. Enkel in extreme situaties, zoals bij militair marcheren of wandelen op een smalle balk, verschilt het totale impulsmoment significant van nul.[29] Pratt et al. verhelpt dit probleem gedeeltelijk door een vliegwiel toe te voegen aan de LIP. Hierdoor is het herstelpunt echter niet meer uniek bepaald.[26]

2.3 Evenwichtscontrole bij de mens

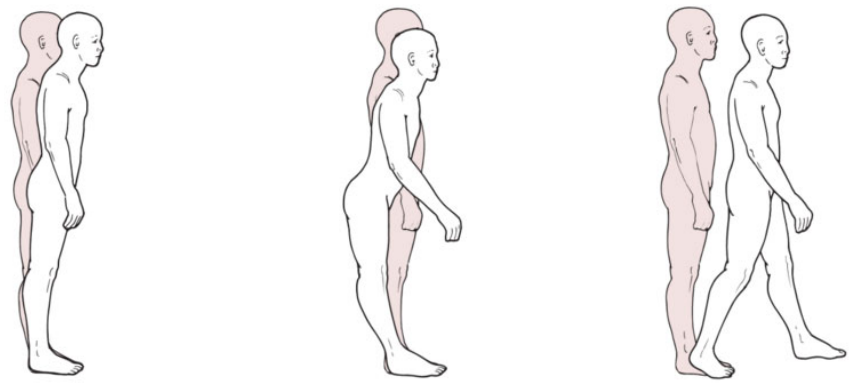
De mens past verschillende manieren toe om zijn evenwicht te behouden. In de meeste gevallen doet hij dit door zijn drukcentrum (CoP, zie sectie 2.2.2) te verplaatsen. Een tweede mogelijkheid is het creëren van een intern impulsmoment door bijvoorbeeld te zwaaien met armen of benen. Tijdens een normale wandelgang is het totale impulsmoment echter relatief klein. De mens past deze methode vooral toe bij een kleine steunbasis, vermits hij dan zijn drukcentrum maar zeer beperkt kan verplaatsen. Een laatste techniek is het uitoefenen van een extra kracht met de omgeving door bijvoorbeeld een trapleuning vast te grijpen. Deze laatste is echter minder relevant voor een exoskelet.[30]

Sectie 2.3.1 bespreekt welke evenwichtsstrategieën de mens gebruikt om zijn drukcentrum of impulsmoment te veranderen en welke strategie wanneer dominant is. Sectie 2.3.2 bespreekt hoe concrete gewrichtshoeken en -koppels te voorspellen zijn, rekening houdend met de menselijke evenwichtsstrategieën.

2.3.1 Menselijke evenwichtsstrategieën

Figuur 2.7 geeft een overzicht van de menselijke evenwichtsstrategieën. Bij de enkelstrategie (Figuur 2.7a) roteert de mens als een star lichaam rond zijn enkel. De heupstrategie (Figuur 2.7b) is gekarakteriseerd door een flexie van de heup en een plantaire flexie van de enkel.[31] Bij de stapstrategie (Figuur 2.7c) wordt een stap gezet om het evenwicht te bewaren.[2]

Tijdens stilstand is de enkelstrategie de belangrijkste van de drie. Enkel bij een snelle verstoring of een kleine steunbasis, zoals bij het staan op een smalle balk, zal de mens een heupstrategie verkiezen.[32] Volgens Maki et al. is de mens, indien mogelijk, eerder geneigd om een stap te zetten om zijn evenwicht te bewaren dan om



(a) Enkelstrategie (b) Heupstrategie (c) Stapstrategie

Figuur 2.7: Overzicht van menselijke evenwichtsstrategieën.[2]

een heupstrategie te gebruiken, zelfs indien zijn herstelpunt (zie sectie 2.2.3) zich binnen zijn steunbasis bevindt en een stap dus niet noodzakelijk is. De enkelstrategie is ook een eerste reflex zelfs indien later een stap nodig blijkt.[33] Het sagittale vlak (voorwaarts/achterwaarts) is het belangrijkste tijdens stilstand en is gekenmerkt door de grootste onstabiliteiten.[32]

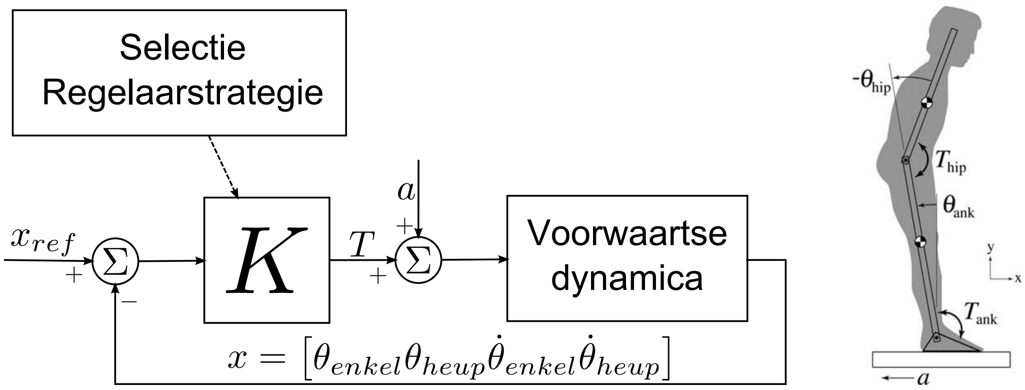
Tijdens wandelen verliest de enkel sterk aan belang ten voordele van de stap- en heupstrategie. Heupkoppels (∼50Nm) zijn typisch een factor 10 hoger dan de enkelkoppels (∼5Nm), die bovendien ook sterk variabel zijn. Het belangrijkste is echter de positionering van de voeten tijdens het stappen. Zowel enkel- als heupstrategie zijn enkel correctiemechanismes voor kleine mispositioneringen van de voeten.[34] Tijdens wandelen is het frontale vlak (links/rechts) het belangrijkste.[35]

Het is belangrijk om op te merken dat voorgaande principes niet absoluut zijn. Zo zal een persoon met chronische enkelinstabiliteit vaker een heupstrategie gebruiken dan de gemiddelde persoon.[36] De volgende sectie 2.3.2 bespreekt hoe de hoogniveau menselijke evenwichtsstrategieën vertaald kunnen worden naar een concreet verloop van de gewrichtshoeken of -koppels in de tijd.

2.3.2 Voorspellen van de gewrichtshoeken en -koppels

De vorige sectie bespreekt op hoog niveau de beweging die de mens uitvoert. Voor een computer is dit echter niet voldoende en moet de beweging tot op gewrichtsniveau vaststaan. De literatuur bespreekt twee belangrijke categorieën. McKay en Ting voorspellen met succes de spieractivatie bij katten bij een verstoring door een bewegend platform via minimalisatie van de spieractivatie, zeker indien spiersynergieën mee in rekening worden genomen. Uit stabiliteitsoverwegingen kan het echter voordelig zijn om grotere krachten te gebruiken dan strikt noodzakelijk is.[37] Afschrift et al. toont aan dat de minimalisatie van mechanische arbeid een enkelstrategie voorspelt en de minimalisatie van de instabiliteit een heupstrategie.[38]

Een tweede manier is het gebruiken van een (vertraagd) terugkoppelingssysteem, waarbij de eventuele vertraging de menselijke reactietijd moet voorstellen. Ting et al.



(a) terugkoppelingssysteem (b) Voorstelling mens

Figuur 2.8: Lineair terugkoppelingssysteem zoals voorgesteeld door Park et al.[3]

bespreekt een terugkoppelingssysteem op basis van de kinematica van het zwaartepunt en met terugkoppelingsconstanten zo gekozen, zodat het terugkoppelingssysteem maximaal overeenkomt met de opgemeten data.[39] Park et al. stelt een lineair terugkoppelingssysteem voor met als terugkoppeling de positie en snelheid van enkel en heup, zoals afgebeeld op Figuur 2.8a. Als model voor de mens gebruikt hij een dubbele omgekeerde slinger (Figuur 2.8b). De terugkoppelingsconstanten zijn bepaald door de afwijking t.o.v. opgemeten data te minimaliseren. Er bestaan echter geen terugkoppelingsconstanten die voor alle perturbaties een mogelijke oplossing geven, vermits dit soms krachten oplevert die buiten de steunbasis (Eng. Base of Support) vallen.[3]

2.4 Besluit van dit hoofdstuk

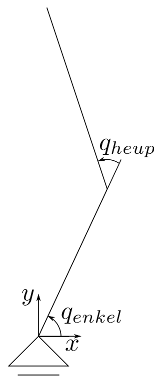
Exoskeletten of andere assistentie-apparaten zijn reeds commercieel verkrijgbaar, maar hun interactie met de mens is zeer beperkt. De reden hiervoor is dat het exoskelet is aangestuurd door een rigide positiecontrole geïnitieerd door een trigger van de gebruiker. Bovendien is het vaak aan de gebruiker om zijn evenwicht te bewaren met behulp van krukken. Een evenwichtsregelaar zou voor al deze apparaten een pluspunt zijn. Uit de robotica komt hiervoor een interessant evenwichtscriterium naar boven, namelijk het herstelpunt (Eng. Capture Point, zie Sectie 2.2.3). Dit geeft aan hoe stabiel de mens (met het exoskelet) momenteel is en of ingrijpen al dan niet nodig is. De evenwichtsregelaar moet zo menselijk mogelijk ingrijpen, zodat hij de gebruiker helpt bij zijn beweging en niet tegenwerkt. Uit Sectie 2.3.1 volgt dat tijdens stilstand de mens vooral een enkelstrategie gebruikt, tenzij de verstoring te groot is en dat de regeling in het sagittale vlak het belangrijkste is.

Hoofdstuk 3

Ontwerp

Dit hoofdstuk onderzoekt verschillende evenwichtsregelaars, gebaseerd op de concepten uit de literatuur. Volgens sectie 2.2 is het herstelpunt een interessant evenwichtscriterium om te bepalen wanneer ingrijpen noodzakelijk is. Uit sectie 2.3 volgt dat het minimaliseren van de gewrichtskoppels een eenvoudige manier is om te schatten wat de mens zou doen. Via verschillende iteraties levert dit een evenwichtsregelaar op die voldoet aan beide eisen: comfortabel het evenwicht behouden en enkel ingrijpen indien nodig. Sectie 3.1 leidt hiervoor eerst een vereenvoudigd model van de mens af en alle analytische vergelijkingen die nodig zijn voor de simulaties. Sectie 3.2 bespreekt hoe de simulaties zijn uitgevoerd in de daaropvolgende secties.

3.1 Vereenvoudigd model



Figuur 3.1: Een voorstelling van de dubbele omgekeerde slinger waarmee alle simulaties zijn uitgevoerd.

Alle simulaties zijn uitgevoerd met een sterk vereenvoudigd model van de mens met exoskelet. Op basis van de literatuur is er gekozen voor een omgekeerde dubbele slinger, zoals afgebeeld op Figuur 3.1. Een eerste segment stelt de boven- en onderbenen voor. Het bovenste segment staat voor de romp, de armen en het hoofd. Tijdens stilstand bewegen de knieën nauwelijks en zijn daarom uit het model weggelaten.

3.1.1 Karakteristieken

Tabel 3.1 geeft een overzicht van alle karakteristieken van de gebruikte dubbele omgekeerde slinger voor de simulaties. Voor de eenvoud zijn alle grenzen (enkelhoek, heuphoek, drukcentrum en herstelpunt) symmetrisch gekozen rond hun evenwichtspunt. Het verschil tussen de grenzen van het drukcentrum en het herstelpunt is noodzakelijk om te kunnen reageren op beperkingen die plots actief worden, terwijl die beide theoretisch samenvallen met de grenzen van de steunbasis.

Naam	Verklaring	Waarde	Eenheid
c_{benen}	Afstand zwaartepunt benen tot enkel	0,589	m
c_{romp}	Afstand zwaartepunt bovenlichaam tot heup	0,279	m
l_{benen}	Lengte benen	0,884	m
I_{benen}	Inertie benen	1,50	kg m^2
I_{romp}	Inertie bovenlichaam	2,13	kg m^2
m_{benen}	Massa benen	30,6	kg
m_{romp}	Massa bovenlichaam	42,2	kg
q_{enkel}	Enkelhoek	$\frac{\pi}{2} + \begin{bmatrix} -\frac{\pi}{4} & \frac{\pi}{4} \end{bmatrix}$	rad
q_{heup}	Heuphoek	$\begin{bmatrix} -\frac{\pi}{4} & \frac{\pi}{4} \end{bmatrix}$	rad
CoP	Drukcentrum	$\begin{bmatrix} -0,15 & 0,15 \end{bmatrix}$	m
CP	Herstelpunt	$\begin{bmatrix} -0,1 & 0,1 \end{bmatrix}$	m

Tabel 3.1: Definitie van de karakteristieken van de dubbele omgekeerde slinger en bijhorende waarden gebruikt tijdens de simulaties.

3.1.2 Zwaartepunt

Het zwaartepunt is gegeven door:

$$\begin{aligned} CoM_{benen}(q) &= \begin{bmatrix} c_{benen}\cos(q_{enkel}) \\ c_{benen}\sin(q_{enkel}) \end{bmatrix} \\ CoM_{romp}(q) &= \begin{bmatrix} c_{romp}\cos(q_{heup}+q_{enkel}) + l_{benen}\cos(q_{enkel}) \\ c_{romp}\sin(q_{heup}+q_{enkel}) + l_{benen}\sin(q_{enkel}) \end{bmatrix} \\ CoM(q) &= \frac{CoM_{benen}(q)m_{benen} + CoM_{romp}(q)m_{romp}}{m_{romp}+m_{benen}} \end{aligned} \tag{3.1}$$

De eerste en tweede afgeleide van het zwaartepunt zijn terug te vinden in Appendix A.

3.1.3 Drukcentrum

Het drukcentrum (in de x-richting, zie Figuur 3.1) is gegeven door:

$$CoP(\ddot{q}, \dot{q}, q, \tau) = \frac{\tau_{enkel}}{\left(\ddot{CoM}_y(\ddot{q}, \dot{q}, q) + g\right) m_{tot}} \qquad [\mathrm{m}] \tag{3.2}$$

met τ de gewrichtskoppels, $\ddot{CoM}_y$ de versnelling van het zwaartepunt in de verticale richting, g de valversnelling en m_{tot} de totale massa van mens en exoskelet samen.

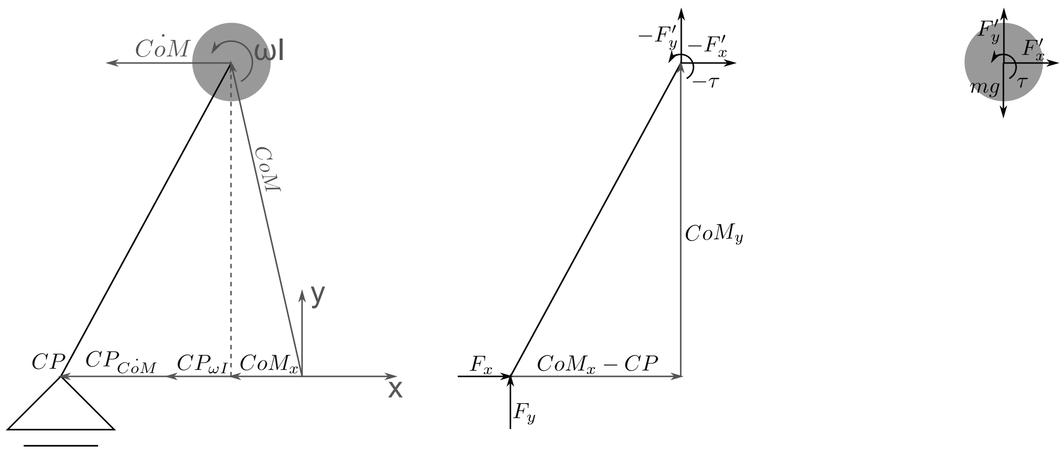
3.1.4 Herstelpunt

Uit de literatuur (zie sectie 2.2.3) volgt dat het herstelpunt voor een lineaire omgekeerde slinger gelijk is aan:

$$CP_{LIP}(\dot{q}, q) = CoM_x(q) + CP_{\dot{CoM}}(\dot{q}, q) \qquad [\mathrm{m}] \tag{3.3}$$

met

$$CP_{\dot{CoM}}(\dot{q}, q) = \frac{\dot{CoM}_x(\dot{q}, q)}{\sqrt{\frac{g}{CoM_y(q)}}} \qquad [\mathrm{m}] \tag{3.4}$$



(a) Lineaire omgekeerde slinger met vliegwiel. (b) Vrijlichaamsdiagram slinger. (c) Vrijlichaamsdiagram vliegwiel.

Figuur 3.2: Lineaire omgekeerde slinger met vliegwiel gebruikt voor de berekening van het herstelpunt en zijn vrijlichaamsdiagrammen.

Uit simulaties (zie Figuur 3.4c) blijkt echter dat het impulsmoment (ωI) niet verwaarloosbaar is tijdens een evenwichtsverlies. Daarom is een vliegwiel toegevoegd aan de omgekeerde slinger, zoals weergegeven in Figuur 3.2a. Dit heeft echter als gevolg dat het herstelpunt niet meer één punt is, maar een heel gebied. De bedoeling is om nu een schatting/bovengrens te bepalen van het herstelpunt door een extra term $CP_{\omega I}$ toe te voegen:

$$CP = CP_{LIP} + CP_{\omega I} = CoM_x + CP_{\dot{CoM}} + CP_{\omega I} \tag{3.5}$$

Een mens kan een impulsmoment slechts een korte tijd in stand houden. Een redelijke veronderstelling is dus dat hij eerst het impulsmoment moet afbouwen alvorens zijn impuls te verkleinen. In de veronderstelling dat hij zijn impulsmoment ogenblikkelijk verkleint tot nul ten koste van een verhoogde snelheid van het zwaartepunt ($C\dot{o}M_x$), is de bijdrage van ωI aan het herstelpunt gelijk aan:[26]

$$CP_{\omega I, ogenblikkelijk} = \frac{\omega I}{m\sqrt{gCoM_y}} \tag{3.6}$$

Dit levert echter oneindig hoge koppels op om het impulsmoment ogenblikkelijk te verlagen. Een meer realistische aanname is dat eerst het impulsmoment afneemt tot nul, terwijl de impuls constant blijft en vervolgens de impuls afneemt tot nul. Fouten in deze berekeningswijze van het herstelpunt zijn te verhelpen door het zetten van een (extra) stap of een marge tussen de toegelaten herstelpunten en de reële steunbasis. Het krachten- en momentenevenwicht van het vliegwiel (Figuur 3.2c) is:

$$F'_x = mC\ddot{o}M \tag{3.7}$$

$$F'_y = mg \tag{3.8}$$

$$\tau = I\dot{\omega} \tag{3.9}$$

Het krachten- en momentenevenwicht van de slinger (Figuur 3.2b) is:

$$F_x = F'_x \tag{3.10}$$

$$F_y = F'_y \tag{3.11}$$

$$-\tau - F'_y(CoM_x - CP) + F'_x CoM_y = 0 \tag{3.12}$$

Invullen van vergelijkingen 3.7 t.e.m. 3.11 in 3.12 levert:

$$C\ddot{o}M = \frac{g(CoM_x - CP)}{CoM_y} + \frac{I\dot{\omega}}{mCoM_y} \tag{3.13}$$

Voor de berekening van de bijdrage van ωI aan het herstelpunt ($CP_{\omega I}$) is aangenomen dat $C\ddot{o}M = 0$ zolang $\omega I \neq 0$, hieruit volgt dat $\dot{\omega}$ gelijk is aan:

$$\dot{\omega} = -\frac{mg(CoM_x - CP)}{I} \tag{3.14}$$

$t_{einde\ \omega I}$ komt overeen met het moment dat ωI volledig is afgebouwd:

$$\omega(t_0) + \int_{t_0}^{t_{einde\ \omega I}} \dot{\omega} dt = 0 \tag{3.15}$$

Terugkeren in de tijd is niet mogelijk:

$$t_{einde\ \omega I} \geq t_0 \tag{3.16}$$

Het verband tussen CoM_x en de tijd is:

$$CoM_x^t = C\dot{o}M_x^{t_0}(t - t_0) + CP - CP_{C\dot{o}M}^{t_0} - CP_{\omega I}^{t_0} \tag{3.17}$$

Bemerk dat CP altijd constant is, $C\dot{o}M_x$ en $CP_{C\dot{o}M}$ constant zijn tijdens de hier beschouwde afbouwperiode van ωI en dat $CP_{\omega I}$ altijd verwijst naar de waarde op tijdstip t_0. Daarom is het superscript t_0 hierna weggelaten.
Substitutie van de tijd door CoM_x volgens vergelijking 3.17 in 3.15 levert:

$$\omega - \int_{CP-CP_{C\dot{o}M}-CP_{\omega I}}^{CP-CP_{C\dot{o}M}} \frac{mg(CoM_x - CP)}{IC\dot{o}M_x} dCoM_x = 0 \tag{3.18}$$

$$\omega = \left.\frac{mg(CoM_x - CP)^2}{2IC\dot{o}M_x}\right|_{CP-CP_{C\dot{o}M}-CP_{\omega I}}^{CP-CP_{C\dot{o}M}} \tag{3.19}$$

$$\omega = mg\frac{CP_{C\dot{o}M}^2 - (CP_{C\dot{o}M} + CP_{\omega I})^2}{2IC\dot{o}M_x} \tag{3.20}$$

Dit herschrijven levert een uitdrukking voor $CP_{\omega I}$:

$$CP_{\omega I} = \pm\sqrt{CP_{C\dot{o}M}^2 - \frac{2\omega IC\dot{o}M_x}{mg}} - CP_{C\dot{o}M} \tag{3.21}$$

Vergelijking 3.17 uitschrijven voor het tijdstip $t_{einde\ \omega I}$ levert:

$$CoM_x^{t_{einde\ \omega I}} = CP - CP_{C\dot{o}M}^{t_0} = C\dot{o}M_x^{t_0}(t_{einde\ \omega I} - t_0) + CP - CP_{C\dot{o}M}^{t_0} - CP_{\omega I}^{t_0} \tag{3.22}$$

Samen met vergelijking 3.16 volgt hieruit dat:

$$\frac{CP_{\omega I}^{t_0}}{C\dot{o}M_x^{t_0}} = t_{einde\ \omega I} - t_0 \geq 0 \tag{3.23}$$

met andere woorden dat $CP_{\omega I}$ hetzelfde teken moet hebben als $C\dot{o}M_x$ (en dus $CP_{C\dot{o}M}$). Dit gecombineerd met vergelijking 3.21 levert volgende twee vergelijkingen op:

$$CP_{\omega I} = \text{sign}\left(C\dot{o}M_x\right)\sqrt{CP_{C\dot{o}M}^2 - \frac{2\omega IC\dot{o}M_x}{mg}} - CP_{C\dot{o}M} \tag{3.24}$$

$$\sqrt{CP_{C\dot{o}M}^2 - \frac{2\omega IC\dot{o}M_x}{mg}} \geq \left|CP_{C\dot{o}M}\right| \tag{3.25}$$

Vergelijking 3.25 is equivalent met:

$$-\omega C\dot{o}M_x \geq 0 \tag{3.26}$$

Beschouwen we nu anderzijds het geval dat hier niet aan voldaan is en ω en $C\dot{o}M_x$ dus hetzelfde teken hebben. Uit vergelijking 3.13 volgt dan dat het afremmen van het vliegwiel bijdraagt tot het afnemen van $C\dot{o}M_x$. Omdat we een bovengrens zoeken, mogen we $CP_{\omega I}$ gelijk aan nul stellen.

Samengevat, kunnen we een bovengrens voor het herstelpunt bepalen uit de vergelijkingen 3.5, 3.4 en 3.24:

$$CP = CoM_x + CP_{C\dot{o}M} + CP_{\omega I} \tag{3.27a}$$

$$CP_{C\dot{o}M} = \frac{C\dot{o}M_x}{\sqrt{\frac{g}{CoM_y(q)}}} \tag{3.27b}$$

$$CP_{\omega I} = \begin{cases} \text{sign}\left(C\dot{o}M_x\right)\sqrt{CP^2_{C\dot{o}M} - \frac{2\omega I C\dot{o}M_x}{mg}} - CP_{C\dot{o}M} & \omega C\dot{o}M_x < 0 \\ 0 & \text{anders} \end{cases} \tag{3.27c}$$

Bemerk dat vergelijking 3.6, die veronderstelt dat ωI ogenblikkelijk afneemt, een eerste orde benadering is van deze vergelijking 3.27c voor $\omega C\dot{o}M_x < 0$. Vergelijking 3.6 laat echter toe dat $CP_{\omega I}$ het herstelpunt dichter bij CoM_x brengt en dus langer aangeeft dat de mens stabiel is. Het is echter helemaal niet zeker is dat de mens het impulsmoment nuttig kan gebruiken voor zijn stabiliteit. Bemerk eveneens dat voor het geval $\omega C\dot{o}M_x < 0$, het trager afbouwen van ωI steeds voordeliger is, vermits het CP dichter bij CoM_x brengt. Beschouw hiervoor eerst een afbouw van de snelheid van $C\dot{o}M_x^{t_0}$ naar $C\dot{o}M_x^{t_1}$, vervolgens de volledige afbouw van ωI om te eindigen met de volledige afbouw van $C\dot{o}M_x^{t_1}$ naar nul. Rekening houdend met 3.25 is het verschil tussen het herstelpunt en het zwaartepunt gelijk aan:

$$|CP - CoM_x| = \left|\frac{C\dot{o}M_x^{t_0}}{\sqrt{\frac{g}{CoM_y}}}\right| + \left|\sqrt{CP^2_{C\dot{o}M} - \frac{2\omega I C\dot{o}M_x^{t_1}}{mg}} - CP_{C\dot{o}M}\right| \tag{3.28}$$

Het verschil is dus minimaal wanneer $C\dot{o}M_x^{t_1}$ gelijk is aan nul, vermits dan de tweede term in het rechterlid gelijk is aan nul.

3.1.5 Inverse dynamica

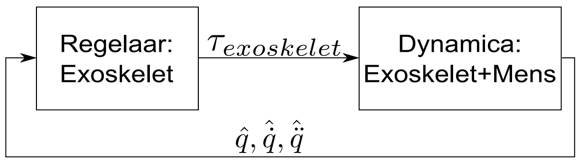
Het verband tussen de gewrichtshoeken en -koppels is

$$M(q)\ddot{q} + C(\dot{q}, q)\dot{q} + G(q) = \tau \tag{3.29}$$

met q de gewrichtshoeken, τ de gewrichtskoppels, M de massamatrix, C de coriolis en centrifugale matrix en G de gravitatievector. Appendix A geeft de uitwerking van M, C en G.

3.2 Plan voor de simulatie van de evenwichtsregelaars

Figuur 3.3 toont het basisschema dat gebruikt is om de simulaties in dit hoofdstuk uit te voeren. De regelaar van het exoskelet lost typisch een optimalisatieprobleem op om te bepalen welk koppel het exoskelet moet leveren om de mens in evenwicht te houden. Het ontwikkelen van die component is het doel van deze thesis. Als input krijgt die component de gewrichtshoeken van de rechtse component *Dynamica: Exoskelet + Mens*. Deze laatste component voert een voorwaartse dynamische analyse uit van mens en exoskelet samen, wat een simulatie is van de reële wereld. Alle simulaties zijn uitgevoerd met een updatefrequentie van 100Hz. Als beginvoorwaarde is steeds een verticale positie aangenomen ($q_{enkel} = \frac{\pi}{2}$ en $q_{heup} = 0$) met een arbitraire initiële rotatiesnelheid $\dot{q}_{enkel}$ van $\frac{\pi}{40}$. Deze initiële snelheid stelt een verstoring van het evenwicht voor. In de simulaties met input van de mens (secties 3.8 en 3.9) is geen initiële verstoring van het evenwicht gebruikt en zijn de initiële rotatiesnelheden van enkel en heup gelijk aan nul.

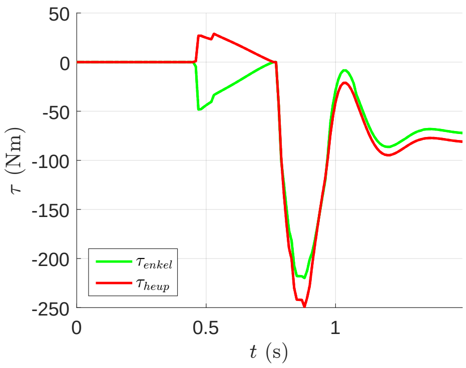


Figuur 3.3: Basisschema voor de simulatie van de evenwichtsregelaars.

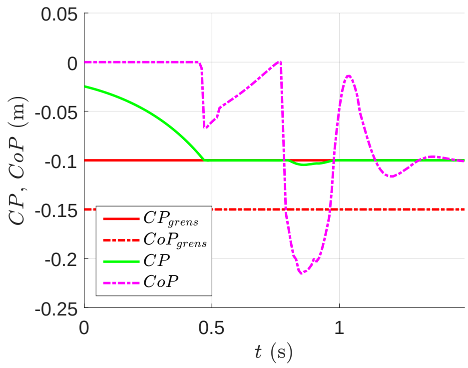
3.3 Evenwichtsregelaar op basis van het herstelpunt

Deze sectie onderzoekt een eerste evenwichtsregelaar die gebaseerd is op het herstelpunt en de minimalisatie van de koppels op elk tijdstip. Het herstelpunt (CP) is een in de literatuur vaak beschreven maat voor hoe stabiel een persoon momenteel is (zie sectie 2.2.3). Door het herstelpunt binnen de omhullende van de voeten te houden, is het mogelijk om het evenwicht te bewaren zonder een stap te moeten zetten, zolang het model dat gebruikt is om het herstelpunt te berekenen accuraat (genoeg) is. Het herstelpunt is berekend via vergelijking 3.27 door op elk tijdstip het model van de mens, namelijk een dubbele omgekeerde slinger (Figuur 3.1), om te zetten naar een enkelvoudige slinger met vliegwiel (Figuur 3.2a) op basis van de kinematica van het zwaartepunt.

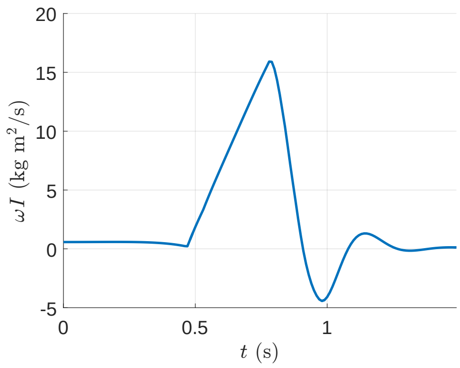
Het niet-lineaire optimalisatieprobleem 3.30 bepaalt de waarde voor $\tau_{exoskelet}$ uit Figuur 3.3 door op elk ogenblik de koppels te minimaliseren. Zoals beschreven in sectie 2.3.2, is dit een van de manieren om de menselijke beweging te voorspellen. De gewrichtshoeken en het drukcentrum (CoP, vergelijking 3.2) zijn beperkt tot hun maximale waarden zoals beschreven in sectie 3.1.1 (Tabel 3.1). Om de invloed van de optimalisatievariabelen τ_i te kunnen weergeven op de gewrichtshoeken en het herstelpunt, is het noodzakelijk om een tijdstap Δt vooruit te kijken. Een grote tijdstap zal zorgen voor een te vroege actie en de mogelijkheid dat tijdens de tijdstap niet aan de beperkingen voldaan is, terwijl een te kleine tijdstap onrealistisch hoge koppels oplevert. Sectie 3.10 onderzoekt het effect van de grootte van de tijdstap in meer detail. $\hat{\dot{q}}$ en $\hat{q}$ in optimalisatieprobleem 3.30 zijn de gewrichtshoeken die uit de



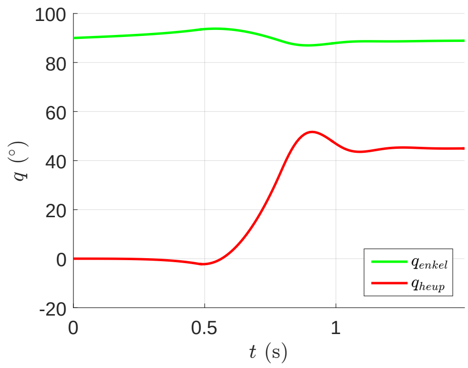
(a)



(b) CoP en CP gaan onder hun toegelaten grenzen en overschrijden hiermee beperkingen 3.30d en 3.30e.



(c)



(d)

Figuur 3.4: Resultaat van de evenwichtsregelaar op basis van het herstelpunt.

voorwaartse simulatie komen zoals aangegeven in Figuur 3.3.

$$\min_{\tau} \quad \|\tau\| \tag{3.30a}$$

$$s.t. \quad \left|q_{enkel} - \frac{\pi}{2}\right| < \frac{\pi}{4} \tag{3.30b}$$

$$\left|q_{heup}\right| < \frac{\pi}{4} \tag{3.30c}$$

$$\left|CoP(\ddot{q}, \hat{\dot{q}}, \hat{q}, \tau)\right| < 0,15\text{m} \tag{3.30d}$$

$$\left|CP(\dot{q}, q)\right| < 0,1\text{m} \tag{3.30e}$$

$$\ddot{q} = M(\hat{q})^{-1}\Big(\tau - C(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\hat{\dot{q}} - G(\hat{q})\Big) \tag{3.30f}$$

$$\dot{q} = \hat{\dot{q}} + \ddot{q}\Delta t \tag{3.30g}$$

$$q = \hat{q} + \hat{\dot{q}}\Delta t + \ddot{q}\Delta t^2/2 \tag{3.30h}$$

$$\Delta t = 50\text{ms} \tag{3.30i}$$

Figuur 3.4 toont het resultaat van deze evenwichtsregelaar uitgevoerd volgens Figuur 3.3. Bij deze simulatie treden er twee grote problemen op. Ten eerste vertoont zowel het koppel (Figuur 3.4a) als het impulsmoment ωI (Figuur 3.4c) extreem hoge (onrealistische) waarden. Een oplossing hiervoor is het toevoegen van een extra beperking op bijvoorbeeld ωI, vermits geweten is dat tijdens een normale beweging het totale impulsmoment klein blijft. Dit is uitgevoerd in sectie 3.4. Ten tweede is er voor het optimalisatieprobleem niet altijd een oplossing, doordat de beperkingen op de gewrichtshoeken plots actief worden. Dit is te verhelpen door de harde beperkingen uit te breiden met slackvariabelen, die het overschrijden van de beperkingen toelaten ten koste van een verhoogde objectieffunctie. Het is dan echter noodzakelijk om via trial en error een goede afweging te maken tussen een hoge afstraffing van de slackvariabelen en een grote veiligheidsmarge op de gewrichtshoeken. Een alternatief is het proactief werken zoals in sectie 3.5. Een betere, maar rekenintensievere methode is het oplossen van een modelvoorspellende regelaar (Eng. Model Predictive Control, MPC).

3.4 Evenwichtsregelaar met beperking op het impulsmoment ωI

In deze evenwichtsregelaar is t.o.v. het optimalisatieprobleem 3.30 een extra beperking (vergelijking 3.31j) op het impulsmoment toegevoegd. Dit zorgt ervoor dat de regelaar sneller ingrijpt wanneer een evenwichtsverlies zich dreigt voor te doen, zodat kleinere krachten nodig zijn om de persoon te ondersteunen. Een hoog impulsmoment wijst immers op een ongewenste situatie, vermits volgens Herr et al. het totale impulsmoment tijdens een normale beweging ongeveer gelijk aan nul is.[29] Het volledige optimalisatieprobleem is nu dus gegeven door:

$$\min_{\tau} \quad \|\tau\| \tag{3.31a}$$

$$s.t. \quad \left|q_{enkel} - \frac{\pi}{2}\right| < \frac{\pi}{4} \tag{3.31b}$$

$$\left|q_{heup}\right| < \frac{\pi}{4} \tag{3.31c}$$

$$\left|CoP(\ddot{q}, \hat{\dot{q}}, \hat{q}, \tau)\right| < 0,15\text{m} \tag{3.31d}$$

$$\left|CP(\dot{q}, q)\right| < 0,1\text{m} \tag{3.31e}$$

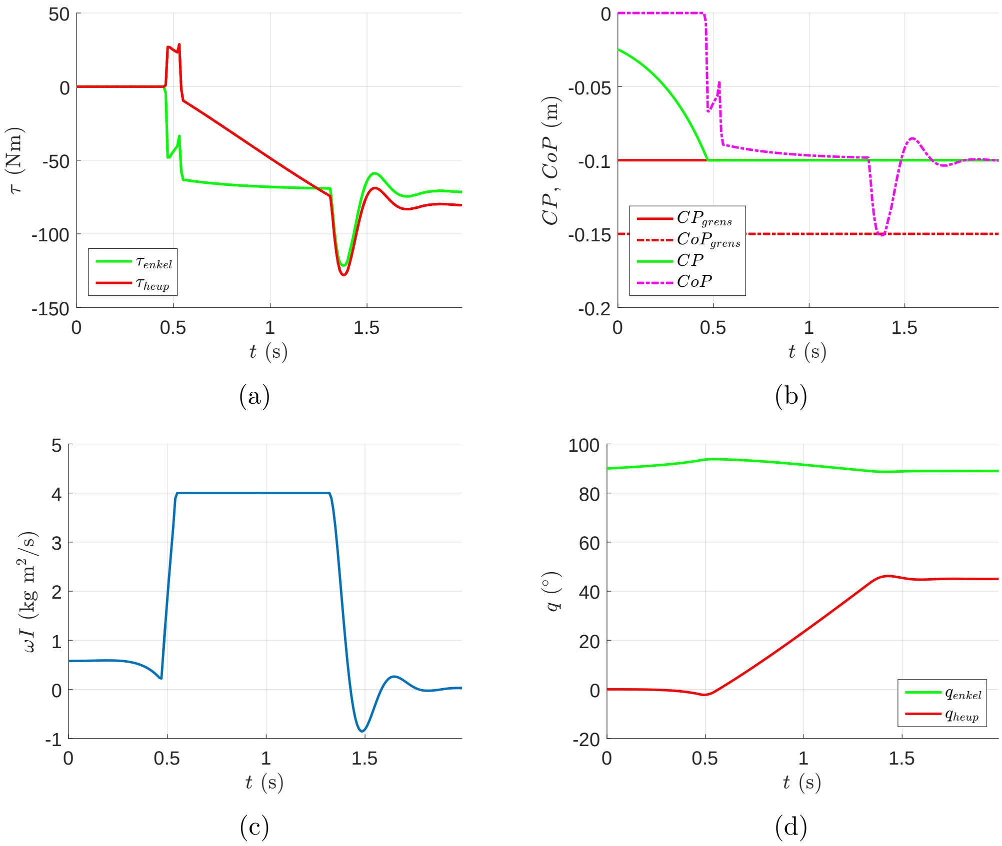
$$\ddot{q} = M(\hat{q})^{-1}\Big(\tau - C(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\hat{\dot{q}} - G(\hat{q})\Big) \tag{3.31f}$$

$$\dot{q} = \hat{\dot{q}} + \ddot{q}\Delta t \tag{3.31g}$$

$$q = \hat{q} + \hat{\dot{q}}\Delta t + \ddot{q}\Delta t^2/2 \tag{3.31h}$$

$$\Delta t = 50\text{ms} \tag{3.31i}$$

$$\omega I < 4\text{Nm} \tag{3.31j}$$

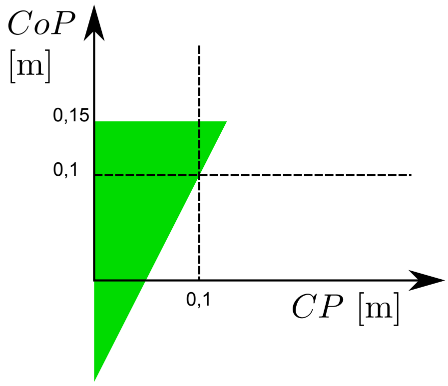


Figuur 3.5: Resultaat van de evenwichtsregelaar met beperking op het impulsmoment ωI.

Figuur 3.5 toont het resultaat van deze simulatie met beperking op het impulsmoment ωI uitgevoerd volgens het schema op Figuur 3.3. De waarden van de koppels in Figuur 3.5a zijn duidelijk veel realistischer dan die in Figuur 3.4a, maar nog altijd relatief hoog. Ondanks de drastische beperking op het impulsmoment ωI vertoont het drukcentrum in Figuur 3.5b een sterke piek tot net onder zijn grens van 0,15m. Dit gebeurt op het moment dat het impulsmoment afgebouwd moet worden (Figuur 3.5c), doordat de grens op de heuphoek (Figuur 3.5d) bereikt is.

3.5 Evenwichtsregelaar met proactief herstelpunt

In het optimalisatieprobleem 3.32 is de strikte grens op het herstelpunt 3.32e vervangen door de proactieve versie 3.32j. Figuur 3.6 geeft deze proactieve beperking grafisch weer voor het geval waarbij het herstelpunt groter is dan nul. Indien het herstelpunt zijn grens van 0,1m nadert, dan moet het drukcentrum in de buurt van het herstelpunt liggen, zodat de versnelling van het zwaartepunt weg van de evenwichtspositie reeds getemperd wordt. Indien het herstelpunt voorbij zijn grens



Figuur 3.6: Het groene gebied is de toegelaten verzameling van punten (CoP, CP) die voldoen aan de beperkingen op CP en CoP (vergelijkingen 3.32j en 3.32d) voor $CP > 0$.

gaat, moet het drukcentrum voorbij het herstelpunt liggen, zodat het herstelpunt terug binnen zijn grenzen komt. Deze zachte grens op het herstelpunt zorgt ervoor dat de marge tussen de grens op het herstelpunt (0,1m) en het drukcentrum (0,15m) beter benut wordt en dat kleinere krachten nodig zijn om het evenwicht te bewaren.

$$\min_{\tau} \quad \|\tau\| \tag{3.32a}$$

$$s.t. \quad \left|q_{enkel} - \frac{\pi}{2}\right| < \frac{\pi}{4} \tag{3.32b}$$

$$\left|q_{heup}\right| < \frac{\pi}{4} \tag{3.32c}$$

$$\left|CoP(\ddot{q}, \hat{\dot{q}}, \hat{q}, \tau)\right| < 0,15\text{m} \tag{3.32d}$$

$$\cancel{|CP(\dot{q}, q)| < 0{,}1\text{m}} \tag{3.32e}$$

$$\ddot{q} = M(\hat{q})^{-1}\Big(\tau - C(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\hat{\dot{q}} - G(\hat{q})\Big) \tag{3.32f}$$

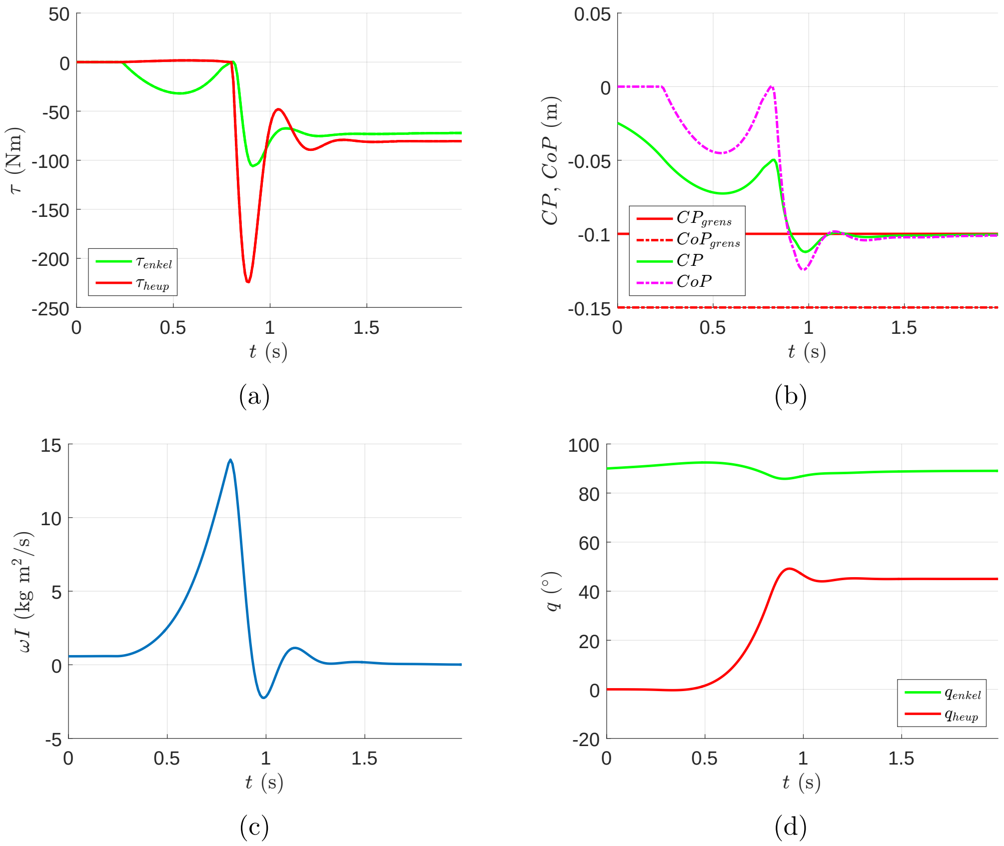
$$\dot{q} = \hat{\dot{q}} + \ddot{q}\Delta t \tag{3.32g}$$

$$q = \hat{q} + \hat{\dot{q}}\Delta t + \ddot{q}\Delta t^2/2 \tag{3.32h}$$

$$\Delta t = 50\text{ms} \tag{3.32i}$$

$$\begin{cases} CoP > CP + (CP - 0.1) & CP > 0 \\ CoP < CP + (CP + 0.1) & CP \leq 0 \end{cases} \tag{3.32j}$$

Figuur 3.7 toont het resultaat van deze simulatie met proactief herstelpunt opnieuw uitgevoerd volgens het schema op Figuur 3.3. Figuur 3.7a vertoont duidelijk lagere koppels dan de regelaar zonder proactieve beperking (Figuur 3.4a), zeker wat betreft het enkelkoppel dat eveneens kleiner is dan op Figuur 3.5a voor de regelaar met een grens op ωI. Het is logisch dat deze proactieve beperking op het herstelpunt via het drukcentrum vooral invloed heeft op de enkel, vermits het drukcentrum

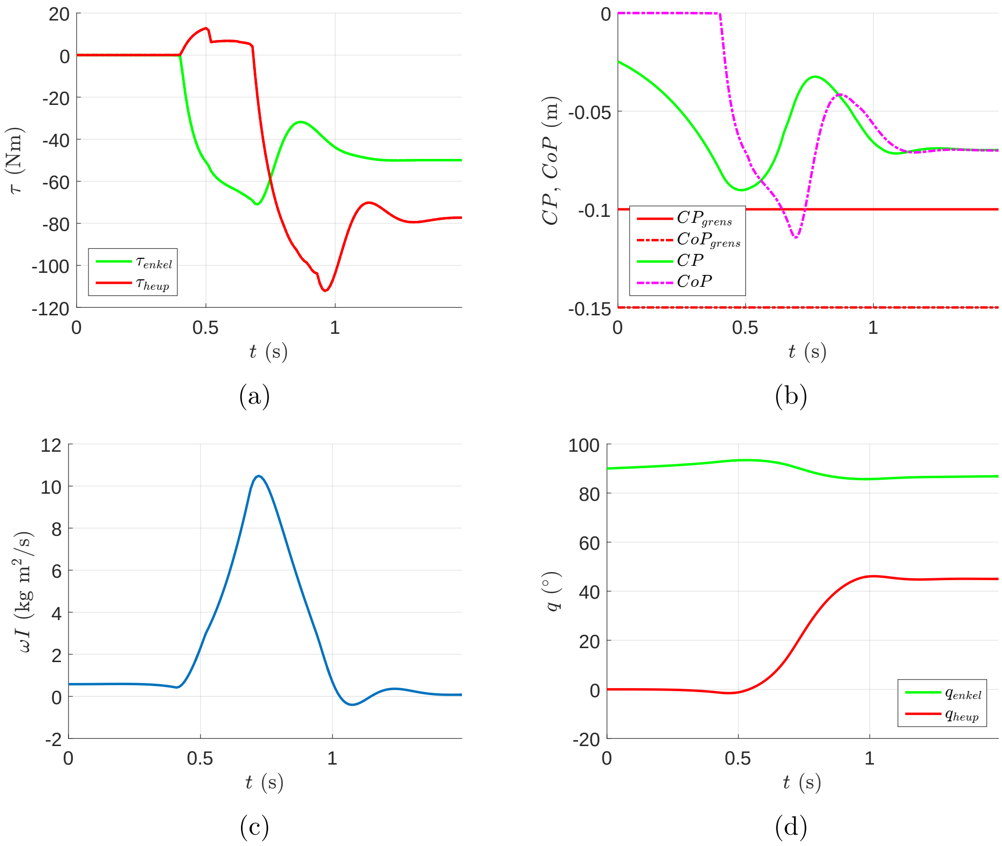


Figuur 3.7: Resultaat van de evenwichtsregelaar met proactief herstelpunt.

volgens vergelijking 3.2 rechtstreeks gelinkt is met het enkelkoppel. In Figuur 3.7b blijft het drukcentrum nu wel ruim onder zijn maximale waarde, dankzij de zachte beperking op het herstelpunt. Het maximale drukcentrum is zelfs lager dan in Figuur 3.5b, waar de beperking op het impulsmoment ωI de hele beweging sterk afremt met ongeveer een halve seconde.

3.6 Evenwichtsregelaar met MPC

De voorgestelde evenwichtsregelaars uit secties 3.3 t.e.m. 3.5 vertonen allen het probleem dat zij slechts zeer beperkt rekening houden met de toekomst. Al deze evenwichtsregelaars minimaliseren enkel het koppel op het huidige tijdstip. Hierdoor begint het exoskelet pas een koppel te leveren op het moment dat een van de beperkingen in de zeer nabije toekomst (binnen $\Delta t = 50$ms) bereikt is. Het herstelpunt tracht verder vooruit te kijken, maar is niet in staat om rekening te houden met grenzen op het heupgewricht doordat het herstelpunt berekend is op basis van een sterk vereenvoudigd model. In alle drie de simulaties is het bereiken van de grens op de heuphoek de aanleiding voor een plotse verhoging van de koppels. Dit verschil



Figuur 3.8: Resultaat van de evenwichtsregelaar met MPC.

tussen enkel- en heuphoek komt vooral sterk naar voren in hoofdstuk 3.5 waarin de proactieve grens op het herstelpunt succesvol de nodige enkelkoppels begrenst, maar de heupkoppels slechts in geringe mate doet afnemen.

Dit hoofdstuk bestudeert de modelvoorspellende regelaar 3.34 (Eng. Model Predictive Control, MPC) om beter in de toekomst te kunnen kijken. De MPC regelaar simuleert het effect van zijn actie over een tijdshorizon van 1,25 seconden vooruit en eist dat de mens op dat eindtijdstip stilstaat (3.34j). Op deze manier is het niet nodig om het herstelpunt eerst uit rekenen via een vereenvoudigd model, maar zal door de beperking op het drukcentrum (3.34f) en het enkelkoppel (3.34d) impliciet aan de beperking op het herstelpunt voldaan zijn. Het is nu ook mogelijk om grenzen op te leggen aan de toelaatbare enkel- en heupkoppels. In de voorgaande simulaties kon dit enkel op een impliciete wijze gebeuren door bijvoorbeeld een grens te plaatsen op het impulsmoment.

Een nadeel van een MPC regelaar is echter dat het aantal optimalisatievariabelen sterk toeneemt, waardoor de oplossingstijd gevoelig vergroot. Dit is een niet te verwaarlozen probleem, vermits de uiteindelijke regelaar realtime moet werken. Daarom is het hele probleem tijdens elke tijdstap in de simulatie gelineariseerd rond de initiële gewrichtshoeken $\hat{q}$ en -snelheden $\hat{\dot{q}}$. Sectie 3.10 onderzoekt de invloed van deze linearisering evenals het effect van de grootte van de discrete tijdstap op de oplossing van het optimalisatieprobleem. Het drukcentrum is in de eerste tijdstap berekend voor een initiële versnelling $\hat{\ddot{q}}$ (3.34f). In latere tijdstappen is de verticale versnelling van het zwaartepunt $C\ddot{o}M_y$ gelijk aan nul verondersteld, zodat een beperking op het drukcentrum samenvalt met een beperking op het enkelkoppel (3.34b). De massamatrix M en de coriolis en centrifugale matrix C in 3.34g zijn constant verondersteld en de gravitatievector G is gelineariseerd rond $\hat{q}$:

$$G(q) \approx \left.\frac{\mathrm{d}G(q)}{\mathrm{d}q}\right|_{q=\hat{q}} (q - \hat{q}) + G(\hat{q}) \tag{3.33}$$

Het optimalisatieprobleem 3.34 minimaliseert de koppels op het eerste tijdstip t_0. De koppels op de andere tijdstippen zijn enkel geminimaliseerd met een kleine factor om tot een stabiel (uniek) optimalisatieprobleem te komen, maar dit verandert niets aan de koppels die het exoskelet effectief uitoefent. De beperkingen op de koppels (3.34d en 3.34e) gelden anderzijds niet op het eerste tijdstip, zodat het optimalisatieprobleem kan omgaan met uitwendige storingen of fouten in het model door de linearisering. De optimalisatievariabelen zijn $\tau(t_i)$ en $\ddot{q}(t_i)$ voor $i \in [0 \dots n-1]$ en $\dot{q}(t_i)$ en $q(t_i)$ voor $i \in [1 \dots n]$. $\dot{q}(t_0)$ en $q(t_0)$ zijn constanten en gelijk aan hun huidige (initiële) waarden $\hat{\dot{q}}$ en $\hat{q}$ (3.34k en 3.34l). $\tau_{exoskelet}$ uit het simulatieschema van Figuur 3.3 is gelijk aan de oplossing voor $\tau(t_0)$ van het optimalisatieprobleem 3.34.

$$\min_{\substack{\tau(.),\ \ddot{q}(.),\\ \dot{q}(.),\ q(.)}} \quad \|\tau(t_0)\|_2^2 + \frac{1}{100}\sum_{i=1}^{n-1}\|\tau(t_i)\|_2^2 \tag{3.34a}$$

$$s.t. \quad \left|q_{enkel}(t_i) - \frac{\pi}{2}\right| < \frac{\pi}{4} \qquad \forall i \in [1 \dots n] \tag{3.34b}$$

$$\left|q_{heup}(t_i)\right| < \frac{\pi}{4} \qquad \forall i \in [1 \dots n] \tag{3.34c}$$

$$|\tau_{enkel}(t_i)| < 50\mathrm{Nm} \qquad \forall i \in [1 \dots n-1] \tag{3.34d}$$

$$\left|\tau_{heup}(t_i)\right| < 100\mathrm{Nm} \qquad \forall i \in [1 \dots n-1] \tag{3.34e}$$

$$\left|CoP(\hat{\ddot{q}}, \hat{\dot{q}}, \hat{q}, \tau)\right| < 0{,}15\mathrm{m} \tag{3.34f}$$

$$\tau(t_i) = M(\hat{q})\ddot{q}(t_i) + C(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\dot{q}(t_i) + \left.\frac{\mathrm{d}G(q)}{\mathrm{d}q}\right|_{q=\hat{q}} (q(t_i) - \hat{q}) + G(\hat{q}) \qquad \forall i \in [0 \dots n-1] \tag{3.34g}$$

$$\dot{q}(t_{i+1}) = \dot{q}(t_i) + \ddot{q}(t_i)\Delta t \qquad \forall i \in [0 \dots n-1] \tag{3.34h}$$

$$q(t_{i+1}) = q(t_i) + \dot{q}(t_i)\Delta t \qquad \forall i \in [0 \dots n-1] \tag{3.34i}$$

$$\ddot{q}(t_n) = \dot{q}(t_n) = 0 \tag{3.34j}$$

$$\dot{q}(t_0) = \hat{\dot{q}} \tag{3.34k}$$

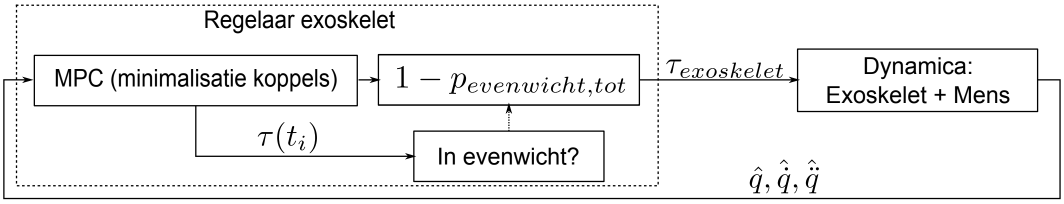
$$q(t_0) = \hat{q} \tag{3.34l}$$

$$\Delta t = 50\mathrm{ms} \tag{3.34m}$$

$$n = 25 \tag{3.34n}$$

Figuur 3.8 toont het resultaat van deze MPC regelaar. Het koppel in Figuur 3.8a vertoont nu realistische waarden, maar het enkelkoppel is wel substantieel hoger dan de gevraagde grens van 50Nm. Dit valt te verklaren doordat op het eerste tijdstip enkel de norm van de enkel- en heupkoppels samen geminimaliseerd wordt. Indien dus een sterke verhoging van het heupkoppel nodig is om het enkelkoppel onder de 50Nm te houden, zal het optimalisatieprobleem toch kiezen voor een enkelkoppel boven de 50Nm. Een extra slackvariabele op het enkel- en heupkoppel op het eerste tijdstip kan dit probleem oplossen, indien harde limieten gewenst zijn.

3.7 Evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector



Figuur 3.9: Simulatieschema van de evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector.

Alle regelaars tot nog toe minimaliseren enkel het koppel op het huidige tijdstip. Dit heeft tot gevolg dat zelfs indien het exoskelet weet dat het moet ingrijpen, de uiteindelijke situatie zonder interactie met de mens, telkens een extreme situatie is met het herstelpunt (secties 3.3, 3.4 en 3.5) ofwel het koppel (sectie 3.6) gelijk aan zijn maximale waarde. Daarom evalueert deze sectie een MPC regelaar die alle toekomstige koppels samen minimaliseert (3.35a). Indien het exoskelet het koppel $\tau(t_0)$ zonder meer uitoefent op de mens, dan zal hij altijd in een volledig rechtstaande positie gedwongen worden, ook als de mens perfect in staat is om zelf zijn evenwicht te bewaren. Daarom is het noodzakelijk om zoals in Figuur 3.9 een extra component toe te voegen aan de regelaar die bepaalt of de persoon momenteel in evenwicht is. Dit heeft als voordeel dat de bepaling van het gewenste traject en de mate dat het exoskelet moet ingrijpen nu aparte componenten zijn, die elk afzonderlijk bestudeerbaar en optimaliseerbaar zijn. De grens op het enkelkoppel is verruimd tot 100Nm, omdat ze nu enkel de fysische limiet moet weergeven en niet meer de gewenste grens. De snelheid waarmee de evenwichtsverliesdetector ingrijpt, zal doorslaggevend zijn voor het koppel dat het exoskelet moet leveren. Het optimalisatieprobleem om het gewenste evenwichtshersteltraject te bepalen is dan:

$$\min_{\substack{\tau(.),\ \ddot{q}(.),\\ \dot{q}(.),\ q(.)}} \quad \sum_{i=0}^{n-1} \|\tau(t_i)\|_2^2 \tag{3.35a}$$

$$s.t. \quad \left| q_{enkel}(t_i) - \frac{\pi}{2} \right| < \frac{\pi}{4} \qquad \forall i \in [1 \dots n] \tag{3.35b}$$

$$\left|q_{heup}(t_i)\right| < \frac{\pi}{4} \qquad \forall i \in [1 \ldots n] \tag{3.35c}$$

$$\left|\tau_{enkel}(t_i)\right| < 100\text{Nm} \qquad \forall i \in [1 \ldots n-1] \tag{3.35d}$$

$$\left|\tau_{heup}(t_i)\right| < 100\text{Nm} \qquad \forall i \in [1 \ldots n-1] \tag{3.35e}$$

$$\left|CoP(\hat{\ddot{q}}, \hat{\dot{q}}, \hat{q}, \tau)\right| < 0,15\text{m} \tag{3.35f}$$

$$\tau(t_i) = M(\hat{q})\ddot{q}(t_i) + C(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\dot{q}(t_i) + \left.\frac{\mathrm{d}G(q)}{\mathrm{d}q}\right|_{q=\hat{q}} (q(t_i) - \hat{q}) + G(\hat{q}) \qquad \forall i \in [0 \ldots n-1] \tag{3.35g}$$

$$\dot{q}(t_{i+1}) = \dot{q}(t_i) + \ddot{q}(t_i)\Delta t \qquad \forall i \in [0 \ldots n-1] \tag{3.35h}$$

$$q(t_{i+1}) = q(t_i) + \dot{q}(t_i)\Delta t \qquad \forall i \in [0 \ldots n-1] \tag{3.35i}$$

$$\ddot{q}(t_n) = \dot{q}(t_n) = 0 \tag{3.35j}$$

$$\dot{q}(t_0) = \hat{\dot{q}} \tag{3.35k}$$

$$q(t_0) = \hat{q} \tag{3.35l}$$

$$\Delta t = 50\text{ms} \tag{3.35m}$$

$$n = 25 \tag{3.35n}$$

De component die bepaalt of de persoon momenteel in evenwicht is, bestaat uit verschillende deelblokken van de vorm:

$$p_{evenwicht}(x_{start}, x_{einde}, x) = \begin{cases} 0 & |x| \geq x_{einde} \\ 1 & |x| \leq x_{start} \\ \frac{x_{einde} - |x|}{x_{einde} - x_{start}} & \text{anders} \end{cases} \tag{3.36}$$

waarbij x een variabele is die aangeeft of de persoon momenteel al dan niet in evenwicht is. De output van zo'n deelblok is de *kans* dat de persoon uit evenwicht is volgens de indicatievariabele x. Voor waarden van $|x|$ onder x_{start} is de persoon volgens de indicatievariabele x in evenwicht. Voor waarden van $|x|$ groter dan x_{einde} is de persoon uit evenwicht. Daartussen is een lineaire verdeling aangenomen. De aard van de verdeling heeft echter geen grote invloed op het uiteindelijke resultaat. De verschillende deel*kansen* geven aanleiding tot een totale *kans* op evenwicht via de volgende vergelijking:

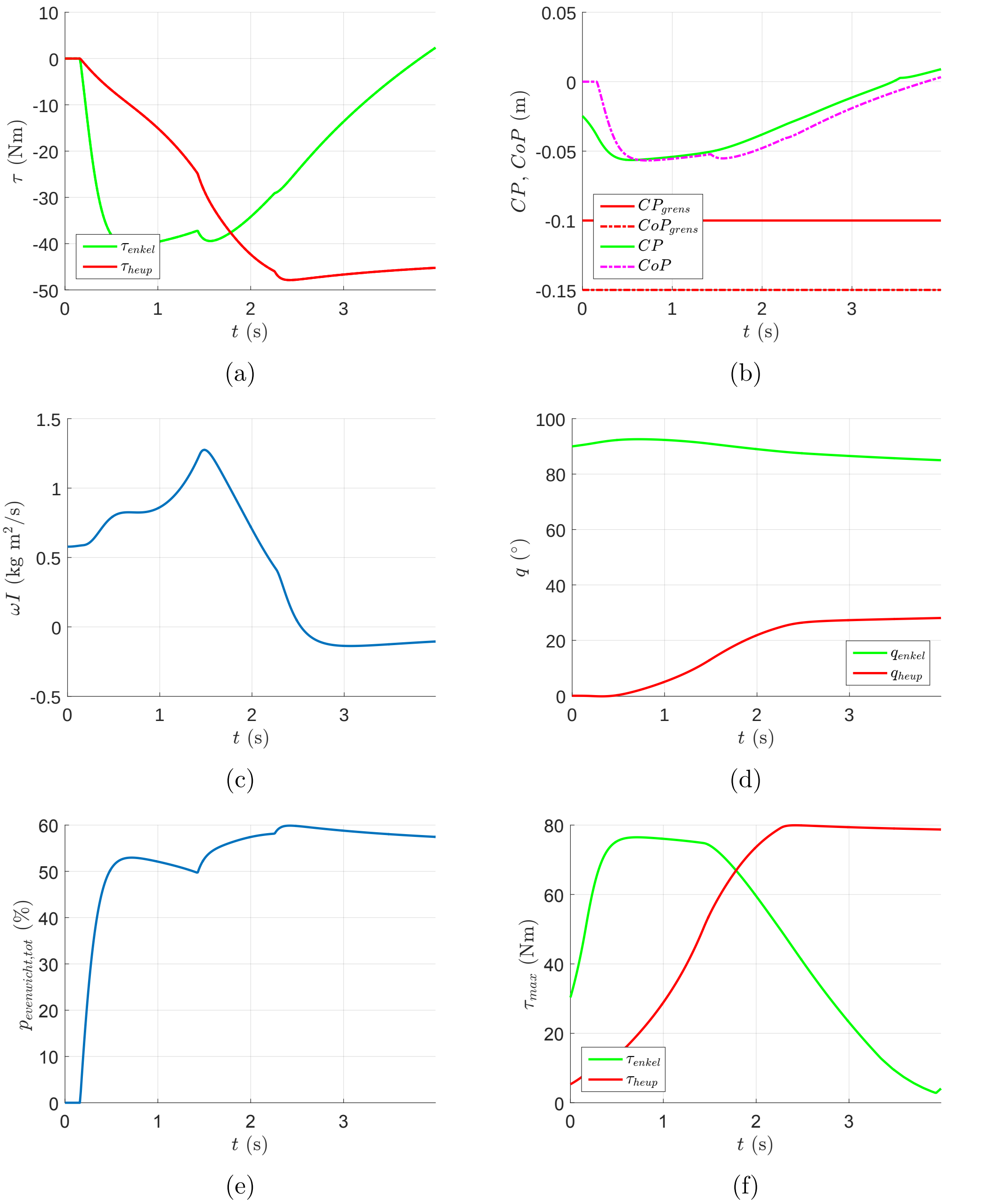
$$p_{evenwicht,tot} = \prod_i p_{evenwicht}(x_{start,i}, x_{einde,i}, x_i) \tag{3.37}$$

Het koppel dat het exoskelet dan moet uitoefenen, is:

$$\tau_{exoskelet} = (1 - p_{evenwicht,tot})\tau(t_0) \tag{3.38}$$

In deze simulatie zijn de indicatievariabelen het maximale heup- en enkelkoppel:

$$\tau_{i,max} = \max_j \ \tau_i(t_j) \qquad \forall i \in \{enkel,\ heup\} \tag{3.39}$$



Figuur 3.10: Resultaat van de evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector.

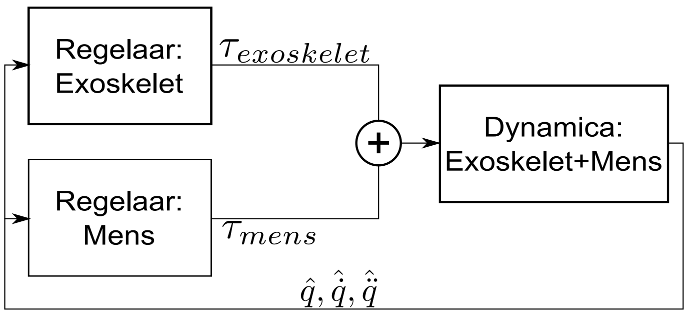
De totale *kans* dat de persoon in evenwicht is, is gegeven door:

$$p_{evenwicht,tot} = p_{evenwicht}(50, 100, \tau_{enkel,max})p_{evenwicht}(50, 100, \tau_{heup,max}) \qquad (3.40)$$

Andere mogelijke indicatievariabelen zijn bijvoorbeeld het herstelpunt, gewrichtshoeken, -snelheden, -versnellingen, -jerks, impulsmoment of de kinematica van het zwaartepunt. Ook combinaties van deze zijn mogelijk. De indicatievariabele op het kniekoppel is een impliciete indicator van het drukcentrum (zie vergelijking 3.2) en het herstelpunt. Het maximale (gewenste) drukcentrum dat nodig is om het evenwicht te bewaren, is een soort herstelpunt, dat gedefinieerd is als de positie waar het drukcentrum moet liggen om tot rust te komen.

Figuur 3.10 toont het resultaat van deze simulatie. Over de hele lijn vertoont deze betere en minder bruuske resultaten dan zijn voorgangers. Zowel de koppels, het herstelpunt als het drukcentrum blijven onder hun maximale waarden. Ook het impulsmoment, dat de mens normaal rond nul houdt, blijft hier veel beperkter dan in eerdere simulaties, ondanks dat er geen specifieke limiet voor is ingesteld. Figuur 3.10e toont de activatie $p_{evenwicht,tot}$ die reeds na een halve seconde de 50% overschrijdt en op die manier de mens comfortabel in evenwicht houdt. Dankzij de evenwichtsdetector helpt de regelaar eveneens om het herstelpunt terug naar nul te brengen zoals de mens dat zou doen (minimale koppels), terwijl de evenwichtssituatie bij de vorige regelaars meestal tegen de stabiliteitsgrenzen aanlag.

3.8 Evenwichtsregelaar met input van de mens



Figuur 3.11: Schema van de regelaar gebruikt voor de simulatie van de interactie tussen exoskelet en mens.

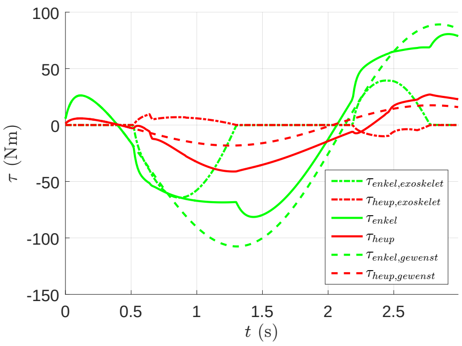
Alle simulaties zijn tot hiertoe uitgevoerd zonder input van de mens. Het is echter ook belangrijk dat de samenwerking tussen de mens en exoskelet goed verloopt. Figuur 3.11 toont het gebruikte simulatieschema waarbij een extra regelaar is toegevoegd t.o.v. Figuur 3.3 die de menselijke interactie simuleert. Vergelijking 3.41 geeft de gebruikte positieregelaar voor de mens weer, waarbij hij een arbitrair sinusvormig traject wil uitvoeren rond de enkel.

$$q_{heup,gewenst} = 0 \tag{3.41a}$$

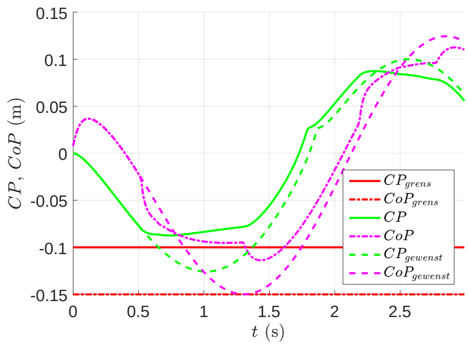
$$q_{enkel,gewenst} = \frac{\pi}{2} + \frac{\pi}{15}\sin\left(\frac{2\pi t}{3}\right) \tag{3.41b}$$

$$\ddot{q}_{gewenst} = -20(\hat{q} - q_{gewenst}) - 20\dot{\hat{q}} \tag{3.41c}$$

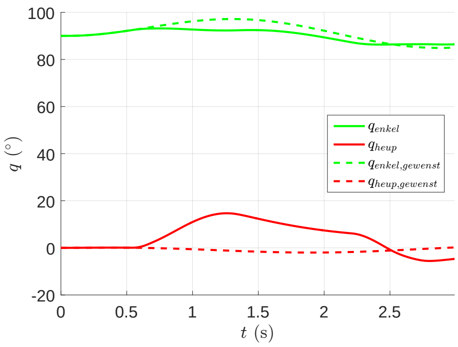
$$\tau_{mens} = M_{mens}(\hat{q})\ddot{q}_{gewenst} + C_{mens}(\dot{\hat{q}}, \hat{q})\dot{\hat{q}} + G_{mens}(\hat{q}) \tag{3.41d}$$



(a)



(b)

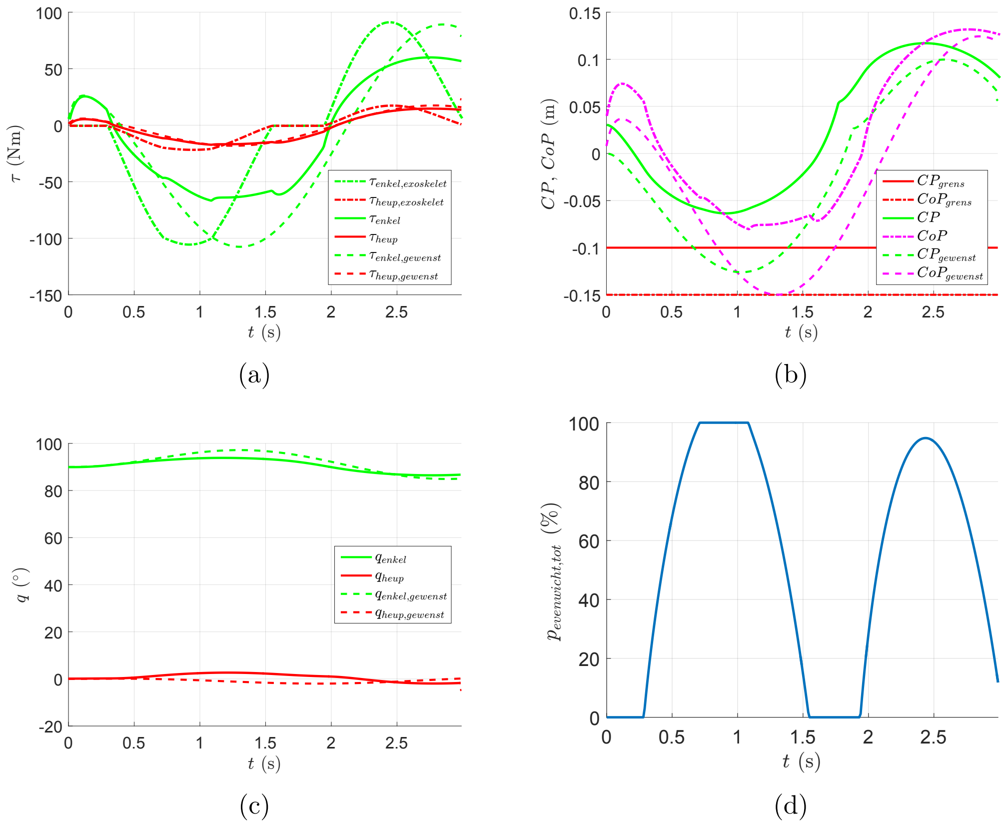


(c)

Figuur 3.12: Resultaat van de MPC evenwichtsregelaar (sectie 3.6) met input van de mens. $x_{i,gewenst}$ is wat de mens zou doen zonder bijsturing van het exoskelet. $\tau_{i,exoskelet}$ zijn de corrigerende koppels die het exoskelet levert. τ_i zijn de koppels geleverd door mens en exoskelet samen.

Figuur 3.12 toont het resultaat van de simulatie waarbij voor de regelaar van het exoskelet de evenwichtsregelaar met MPC (sectie 3.6) is gebruikt. De waarden met het subscript *gewenst* (stippellijn) zijn het resultaat van de simulatie waarbij de regelaar voor het exoskelet is uitgeschakeld. Dit is het gewenste traject van de menselijke regelaar. Uit Figuur 3.12b blijkt dat de regelaar voor het exoskelet met succes het herstelpunt binnen de gewenste 0,1m meter grens houdt, maar hiervoor volgens Figuur 3.12c wel sterk afwijkt van de gewenste heuphoek.

Figuur 3.13 toont dezelfde simulatie als Figuur 3.12, maar gebruikt de evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector (sectie 3.7). Deze regelaar is eveneens in staat om het herstelpunt binnen zijn grenzen te houden (Figuur 3.13b). De vergelijking van Figuur 3.13c met 3.12c toont dat deze regelaar veel minder de heuphoek verstoort. Het exoskelet oefent volgens Figuur 3.12a wel grotere koppels uit op de mens.



Figuur 3.13: Resultaat van de evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector (sectie 3.7) en met input van de mens.

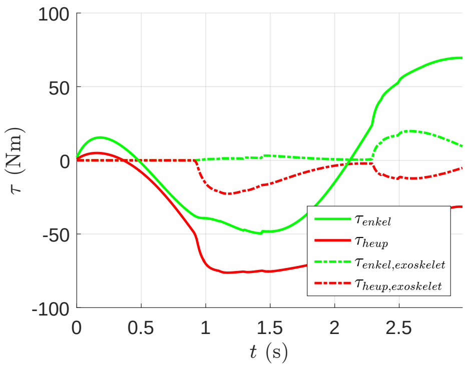
3.9 Evenwichtsregelaar met input van een verzwakte mens

Sectie 3.8 bespreekt een simulatie met een mens die een beweging wil uitvoeren buiten zijn (toegelaten) steunbasis (BoS), waardoor de evenwichtsregelaar moet ingrijpen. Deze sectie simuleert het geval waarbij de mens verzwakt is en hierdoor niet het nodige koppel kan leveren om de gewenste beweging uit te voeren. Figuur 3.11 geeft net zoals in de vorige sectie het simulatieschema weer. De regelaar die de mens simuleert is gelijkaardig aan 3.41, maar nu met een sinusvormige beweging rond de heup en een verzwakking β:

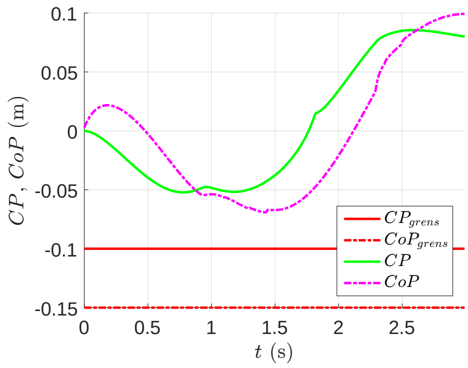
$$q_{heup,gewenst} = \frac{\pi}{5}\sin\left(\frac{2\pi t}{3}\right) \tag{3.42a}$$

$$q_{enkel,gewenst} = \frac{\pi}{2} \tag{3.42b}$$

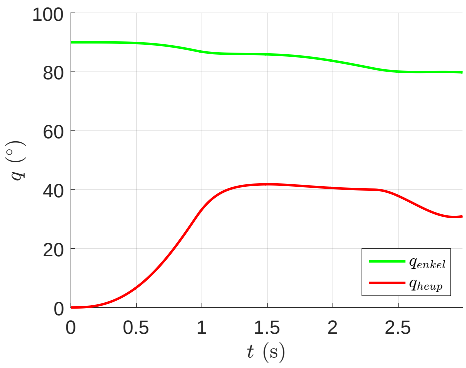
$$\ddot{q}_{gewenst} = -20(\hat{q} - q_{gewenst}) - 20\hat{\dot{q}} \tag{3.42c}$$



(a) Totale koppel τ_i en koppel $\tau_{i,exoskelet}$ dat het exoskelet levert.



(b)



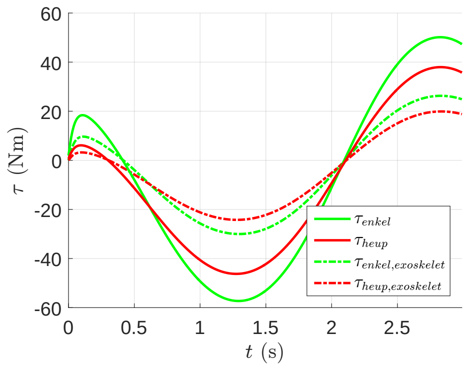
(c)

Figuur 3.14: Resultaat van de MPC evenwichtsregelaar (sectie 3.6) met input van een verzwakte mens, maar zonder compensatie voor de verzwakking.

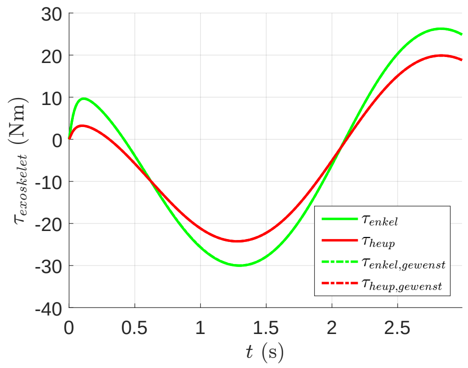
$$\tau_{mens} = \frac{M_{mens}(\hat{q})\ddot{q}_{gewenst} + C_{mens}(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\hat{\dot{q}} + G_{mens}(\hat{q})}{\beta} \tag{3.42d}$$

Figuur 3.14 geeft het resultaat van de simulatie waarbij de MPC evenwichtsregelaar (sectie 3.6) is gebruikt voor het exoskelet en een verzwakking β gelijk aan twee. De evenwichtsregelaar slaagt erin om met zeer kleine koppels (puntstreeplijn op Figuur 3.14a) het herstelpunt en drukcentrum binnen zijn grenzen te houden (Figuur 3.14b). De koppels die het exoskelet levert zijn echter soms tegengesteld aan wat de mens doet. De gewrichtshoeken wijken ook weer sterk af van het gewenste traject (Figuur 3.14c).

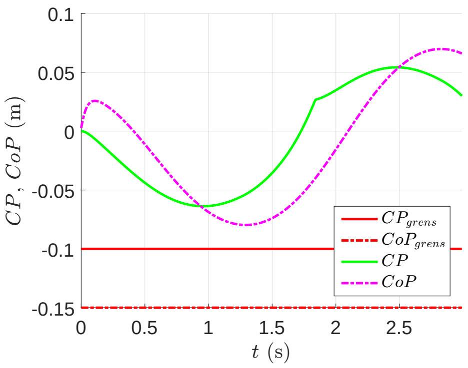
Om de persoon beter te ondersteunen is het mogelijk om een *a priori* koppel $\tau_{gewenst}$ toe te voegen die de verzwakking en het exoskelet compenseert. Voor de MPC evenwichtsregelaar kan dit door de objectieffunctie 3.34a niet een afwijkend koppel t.o.v. nul te laten afstraffen, maar wel een koppel dat afwijkt van het *a priori*



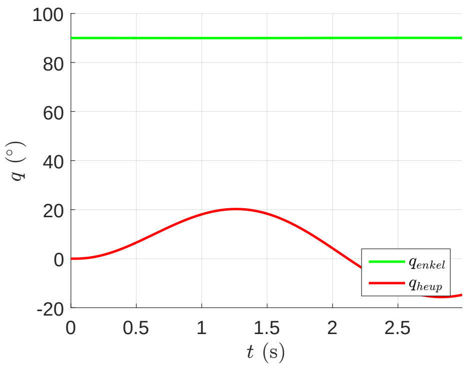
(a) Het koppel $\tau_{i,exoskelet}$ is gelijk aan het koppel τ_i op Figuur 3.15b.



(b) De uitkomst van het MPC probleem (3.43) τ_i en het gewenste koppel $\tau_{i,gewenst}$ (3.44) vallen samen.



(c)



(d)

Figuur 3.15: Resultaat van de MPC evenwichtsregelaar 3.43 met input van een verzwakte mens en met compensatie voor de verzwakking.

koppel. Het optimalisatieprobleem wordt dan:

$$\min_{\substack{\tau(.),\ \ddot{q}(.),\\ \dot{q}(.),\ q(.)}} \quad \|\tau(t_0) - \tau_{gewenst}\|_2^2 + \frac{1}{100}\sum_{i=1}^{n-1}\|\tau(t_i)\|_2^2 \tag{3.43a}$$

$$s.t. \quad \text{zelfde beperkingen als in 3.34} \tag{3.43b}$$

met

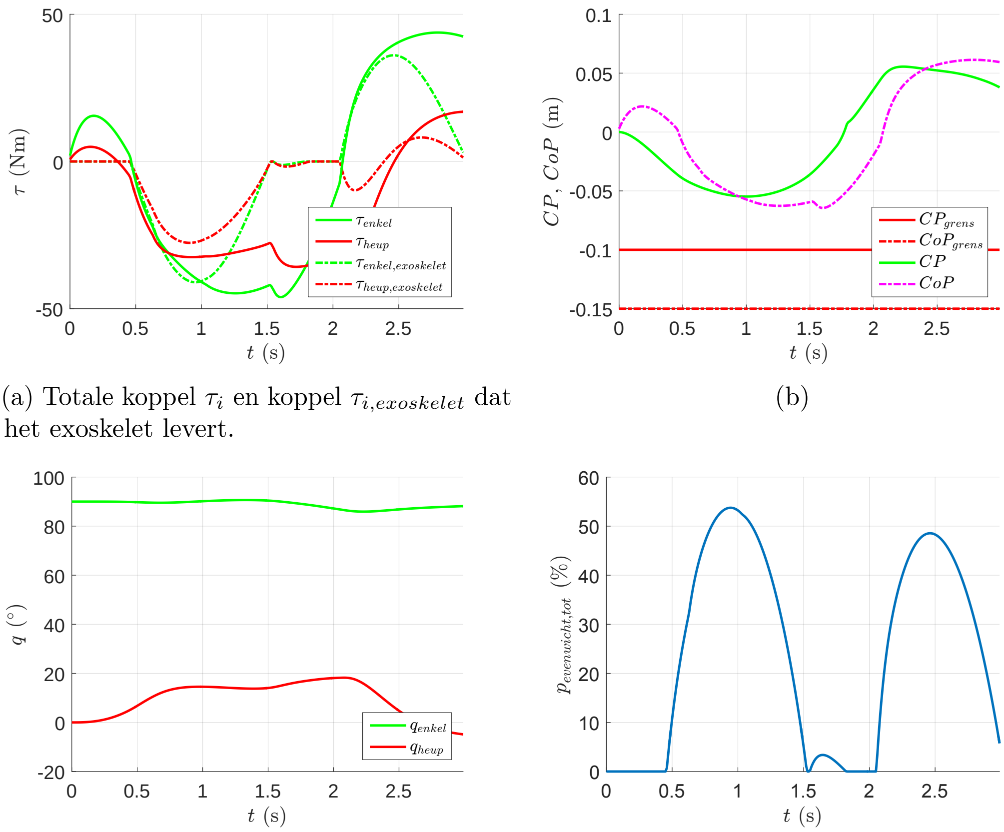
$$\tau_{gewenst} = \alpha\tau_{mens} + \tau_{dyn,exoskelet} \tag{3.44}$$

$$\tau_{dyn,exoskelet} = M_{exoskelet}(\hat{q})\hat{\ddot{q}} + C_{exoskelet}(\hat{\dot{q}},\hat{q})\hat{\dot{q}} + G_{exoskelet}(\hat{q}) \tag{3.45}$$

De ondersteuning is voldoende om de volledige verzwakking te compenseren indien:

$$\alpha \geq \beta - 1 \tag{3.46}$$

Figuur 3.15 toont het resultaat van deze MPC regelaar met een exacte compensatie voor de verzwakking ($\alpha = 1$, $\beta = 2$). Dankzij het *a priori* koppel $\tau_{gewenst}$ voert de verzwakte mens nu wel zijn gewenste beweging uit (3.42), zoals te zien op Figuur 3.15d. Op Figuur 3.15b is te zien dat de uitkomst van het optimalisatieprobleem 3.43 gelijk is aan het *a priori* koppel $\tau_{gewenst}$. De objectieffunctie 3.43a zal dus bijna gelijk zijn aan nul. Uit Figuur 3.15a volgt dat het exoskelet ($\tau_{i,exoskelet}$) met succes de helft van het nodige koppel (τ_i) op zich neemt en dat hierdoor het herstelpunt binnen zijn grenzen blijft (Figuur 3.15c), zonder de gewenste beweging te verstoren.



(a) Totale koppel τ_i en koppel $\tau_{i,exoskelet}$ dat het exoskelet levert.

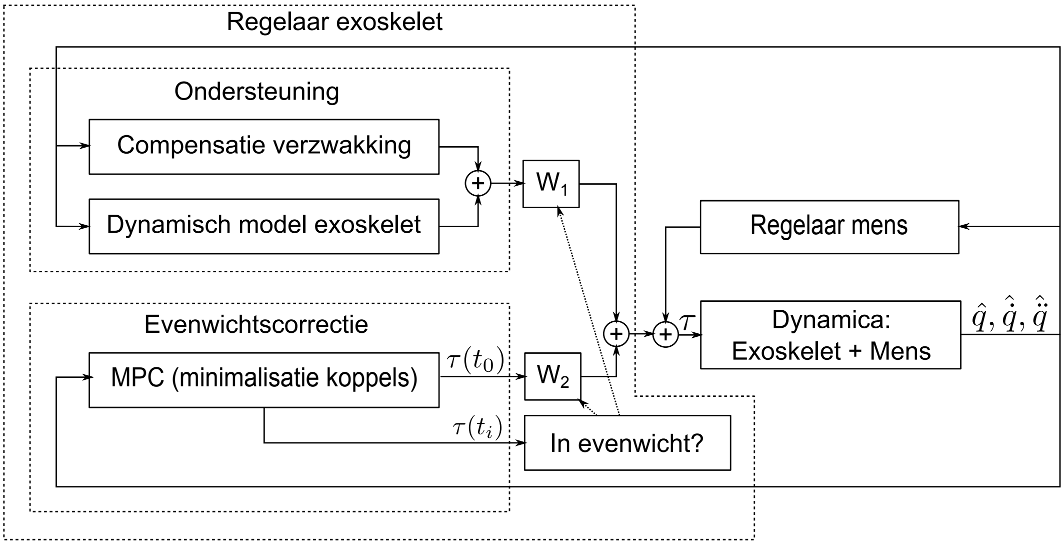
(b)

(c)

(d)

Figuur 3.16: Resultaat van de evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector (sectie 3.7) met input van een verzwakte mens, maar zonder compensatie voor de verzwakking.

Figuur 3.16 toont het resultaat van de simulatie gebruik makend van de evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector uit sectie 3.7, maar opnieuw zonder compensatie voor de verzwakte mens. Figuur 3.16c vertoont eveneens een sterke vervorming van de heuphoek t.o.v. het gewenste traject, maar die is wel een stuk kleiner dan bij de MPC regelaar zonder evenwichtsverliesdetector (Figuur 3.14c). Een ander belangrijk verschil is dat uit Figuur 3.16a blijkt dat het exoskelet zo goed als altijd een koppel levert met dezelfde zin als de mens, wat betekent dat hij de mens ondersteunt en niet tegenwerkt. Bij de MPC regelaar zonder evenwichtsverliesdetector (Figuur 3.14a) was dit niet altijd het geval. Ook op eerdere simulaties is dit verschil merkbaar.



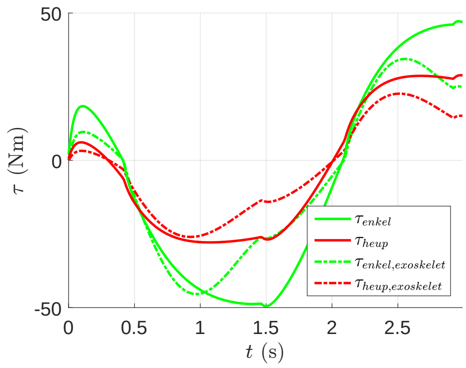
Figuur 3.17: Schema van de regelaar voor verzwakte persoon met evenwichtsverliesdetector.

Net zoals bij de MPC regelaar uit sectie 3.6 is het mogelijk om de ondersteuning van het exoskelet te verbeteren door het *a priori* koppel $\tau_{gewenst}$ (3.44) te gebruiken. Het is echter niet mogelijk om dit koppel net zoals bij 3.43a in te brengen in de objectieffunctie van het optimalisatieprobleem, vermits de evenwichtsverliesdetector de uitkomst van het optimalisatieprobleem enkel doorgeeft indien de persoon zijn evenwicht aan het verliezen is. Daarom is het noodzakelijk om het simulatieschema uit Figuur 3.11 verder uit te breiden rekening houdend met het specifieke schema voor de regelaar met evenwichtsverliesdetector op Figuur 3.9. Figuur 3.17 toont het bekomen simulatieschema. De regelaar voor het exoskelet bestaat nu uit twee deelblokken. Het ondersteuningsblok bepaalt het *a priori* koppel dat nodig is om het exoskelet en de verzwakking van de mens te compenseren. Het evenwichtscorrigerende blok bepaalt de koppels die nodig zijn om in evenwicht tot rust te komen. Het koppel dat het exoskelet effectief levert is de gewogen som van beide op basis van de huidige evenwichtstoestand van de mens. De wegingsfactoren W_1 en W_2 zijn als volgt gedefinieerd:

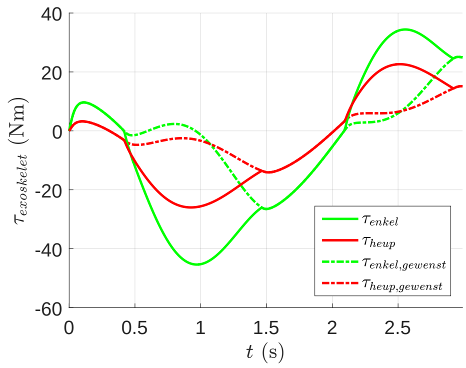
$$W_1 = p_{evenwicht,tot} \tag{3.47a}$$
$$W_2 = 1 - W_1 \tag{3.47b}$$

met $p_{evenwicht,tot}$ uit vergelijking 3.37 of in deze specifieke simulatie 3.40. $W_1 + W_2$ moet gelijk zijn aan 1, zodat het exoskelet zelf altijd volledig gecompenseerd is.

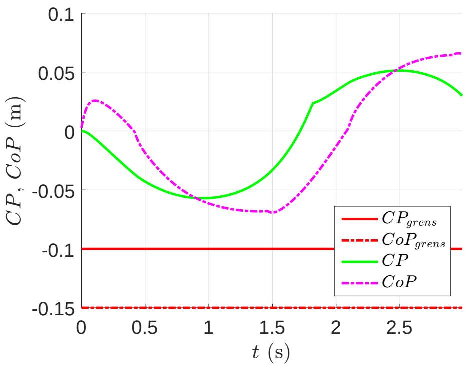
Figuur 3.18 toont het resultaat van de simulatie volgens Figuur 3.17 met dezelfde vezwakte mens en compensator ($\alpha = 1$, $\beta = 2$). Uit Figuur 3.18d volgt dat de



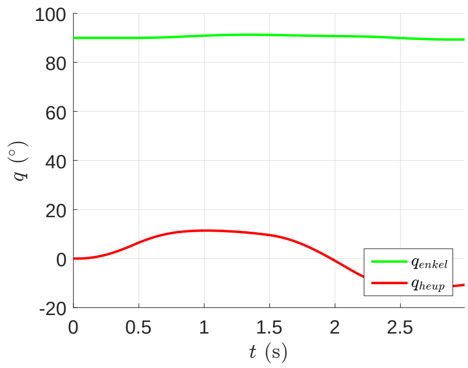
(a) Het koppel $\tau_{i,exoskelet}$ is gelijk aan het koppel τ_i op Figuur 3.18b.



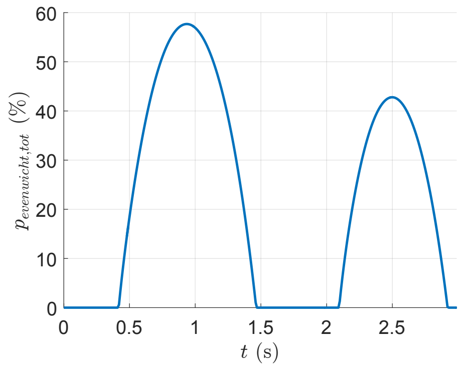
(b) $\tau_{i,gewenst}$ is het koppel dat uit de ondersteunende component van Figuur 3.17 komt en τ_i is het gecombineerde koppel met wegingsfactoren W_1 en W_2.



(c)



(d)



(e)

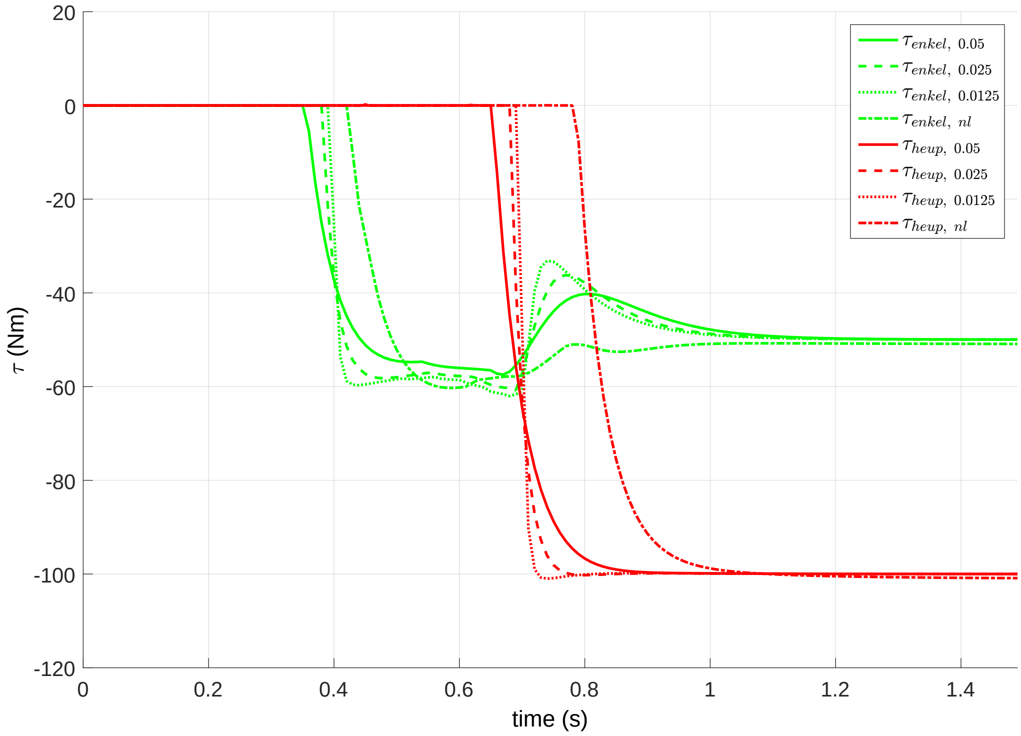
Figuur 3.18: Resultaat van de evenwichtsregelaar met input van een verzwakte mens, met evenwichtsverliesdetector en met compensatie voor verzwakking.

gewenste beweging nu eveneens beter aansluit bij het gewenste traject. Figuur 3.18b vertoont nu wel een verschil tussen het *a priori* koppel $\tau_{gewenst}$ en het koppel dat het exoskelet uitoefent, vermits uit Figuur 3.18e blijkt dat de mens volgens de evenwichtsverliesdetector zijn evenwicht aan het verliezen is. Dit hangt echter volledig af van de exact ingestelde grenzen, die hier eerder arbitrair zijn gekozen. Anderzijds blijft het exoskelet de persoon wel ondersteunen, vermits het koppel $\tau_{i,exoskelet}$ (puntstreeplijn) op Figuur 3.18a hetzelfde teken heeft als het resulterende koppel τ_i (volle lijn).

De simulaties in deze sectie tonen de kracht van een goede voorspelling van de beperkingen van de mens, zodat het exoskelet ook kan ingrijpen op het moment dat van evenwichtsverlies nog geen sprake is. Het verder uitwerken van zulke compensatoren valt echter buiten deze masterproef. Deze sectie heeft slechts als bedoeling om aan te tonen hoe een integratie van zo'n component mogelijk is met de hier ontworpen evenwichtsregelaar. Voor een goede werking is het noodzakelijk dat de compensator zo goed mogelijk de reële verzwakkingen van de mens voorspelt, zodat een accurate ondersteuning mogelijk is. Afschrift et al. beschrijft het capaciteitstekort voor een verzwakte persoon in verschillende situaties.[40] K. Tanghe bestudeert in zijn doctoraat de nodige assistentiekoppels op basis van realtime berekeningen van dit capaciteitstekort.[41]

3.10 Invloed van discrete tijdstap en linearisering

In alle simulaties is een tijdstap gebruikt om het verband tussen koppels en hoeken uit te drukken. Deze sectie onderzoekt de invloed van de grootte van de tijdstap op het resultaat van de regelaar. Hiervoor is de gebruikte tijdstap van 50ms vergeleken met een gehalveerde tijdstap van 25ms en een andermaal gehalveerde tijdstap van 12,5ms. Een tweede aspect dat deze sectie bestudeert, is de invloed van de linearisering die nodig is om het MPC probleem in realtime te kunnen uitrekenen. Hiervoor zijn simulaties uitgevoerd gelijkaardig aan die in sectie 3.6. Beide effecten zijn weergegeven op Figuur 3.19. Deze grafiek toont voor de vier simulaties telkens de enkel- en heupkoppels in functie van de tijd. Het niet-lineaire optimalisatieprobleem is uitgevoerd met een tijdstap van 50ms. Op de figuur is te zien dat het enkelkoppel van de gelineariseerde versie ongeveer 70ms seconden sneller reageert dan wat noodzakelijk is volgens de niet-lineaire versie. Het verschil op de heuphoek van ongeveer 130ms is enerzijds te wijten aan het feit dat de gelineariseerde versie sneller ingrijpt dan noodzakelijk. Anderzijds wijken beide simulaties nu lichtjes van elkaar af doordat de enkelactuator eerder ingrijpt. Op Figuur 3.19 is ook te zien dat een kleinere tijdstap een iets latere, maar eveneens bruuskere actie inhoudt. De evenwichtssituatie is voor alle gevallen gelijk. Hieruit volgt dat een iets grotere tijdstap nuttig kan zijn om iets zachter in te grijpen, maar zoals reeds eerder vermeld kan een te grote tijdstap aanleiding geven tot het overschrijden van de beperkingen tijdens die tijdstap door een te langzaam ingrijpen.



Figuur 3.19: Invloed van een eindige tijdstap en de linearisering van het MPC probleem. $\tau_{i,nl}$ zijn de koppels van het niet-lineaire optimalisatieprobleem. $\tau_{i,0.05}$, $\tau_{i,0.025}$ en $\tau_{i,0.0125}$ zijn de koppels van de gelineariseerde versie voor respectievelijk een tijdstap Δt van 0.05, 0.025 en 0.0125 seconden.

3.11 Besluit van dit hoofdstuk

Dit hoofdstuk vertrekt van een evenwichtsregelaar op basis van het herstelpunt (sectie 3.3). Het herstelpunt is een evenwichtscriterium dat in de literatuur vaak beschreven is (zie sectie 2.2.3). Deze regelaar vertoont echter een zeer laattijdig ingrijpen met zeer hoge koppels tot gevolg. Dit is deels te wijten aan de berekening van het herstelpunt op basis van een vereenvoudigd model dat niet alle beperkingen in rekening brengt, met name diegene die betrekking hebben op het heupgewricht. Een ander probleem is dat de regelaar zonder input van de mens steeds een extreme situatie opzoekt met een koppel of herstelpunt gelijk aan zijn maximum.

Uit simulaties blijkt dat de MPC regelaar met aparte evenwichtsverliesdetector (sectie 3.7) in staat is om een veel beter resultaat te leveren, ondanks dat hiervoor een linearisering van het probleem nodig is om het realtime uitrekenbaar te houden. Het grote voordeel van deze regelaar is dat deze via zijn MPC formulering in staat is om vooruit te kijken in de tijd, rekening houdend met alle beperkingen. Een aparte evenwichtsverliesdetector laat anderzijds toe om weg te geraken uit extreme situaties door niet altijd minimaal in te grijpen. Eenmaal een evenwichtsverlies gedetecteerd is, oefent het exoskelet een koppel uit dat geoptimaliseerd is over een toekomstige periode en dat in zekere mate overeen komt met wat de mens zou doen om zijn evenwicht te herstellen.

Een ander voordeel van de MPC evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector (sectie 3.7) is dat het probleem nu in twee is gesplitst, waardoor beide componenten apart onderzocht kunnen worden. Enerzijds is er een component die tracht te voorspellen wat de beweging is die de mens wil uitvoeren. In de huidige simulaties is hiervoor steeds een minimalisatie van de gewrichtskoppels toegepast. Ook meer geavanceerde modellen zoals beschreven in sectie 2.3.2 zijn mogelijk. Discrete intentieschatters zijn nuttig om onderscheid te maken tussen verschillende situaties zoals bijvoorbeeld opstaan, wandelen of stilstaan. Anderzijds is er een component nodig die voorspelt of de mens momenteel in evenwicht is en of hij een gewenste beweging uitvoert.

Hoofdstuk 4

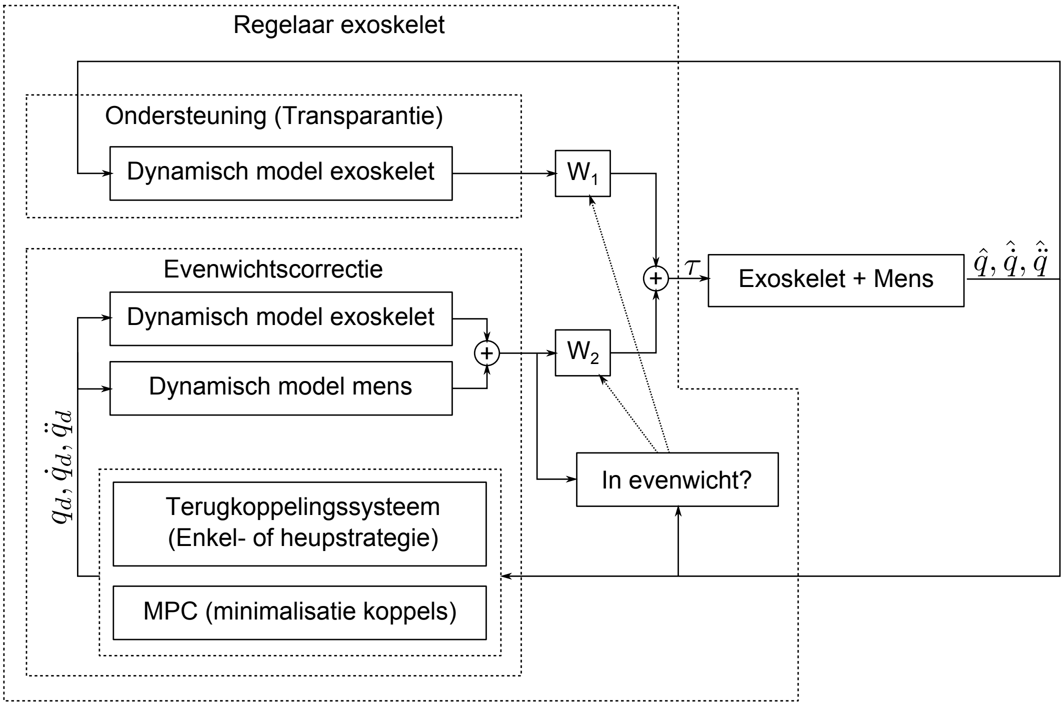
Validatie

Het vorige hoofdstuk onderzocht verschillende evenwichtsregelaars en mogelijke verbeteringen. Hieruit blijkt dat de MPC evenwichtsregelaar met evenwichtsverliesdetector (sectie 3.7) in simulatie een goede ondersteuning biedt. Net zoals in sectie 3.9, waar het exoskelet een verzwakte mens ondersteunt, zal het koppel dat het exoskelet levert bestaan uit twee componenten: een ondersteunende *a priori* en een evenwichtscorrigerende component. De ondersteunende component zal enkel bestaan uit een compensatie voor het exoskelet, vermits de testen uitgevoerd zijn op gezonde proefpersonen en een concrete uitwerking van deze component buiten het doel van deze thesis valt.

Sectie 4.1 bespreekt de opstelling en het blokdiagram die gebruikt zijn bij het uitvoeren van de experimenten. Sectie 4.2 beschrijft naast de MPC regelaar met evenwichtsverliesdetector een alternatieve methode uit de literatuur om het gewenste evenwichtsherstellende traject te voorspellen. Tijdens de simulaties zijn voor de eenvoud eerder arbitraire waarden gekozen voor de toegelaten grenzen van mens en exoskelet. Voor het welslagen van een experiment is het echter belangrijk dat deze correct zijn afgesteld. Daarom onderzoekt sectie 4.4 via opgemeten bewegingspatronen de beweging die het exoskelet moet toelaten. Sectie 4.5 bespreekt de belangrijkste praktische problemen die zijn verholpen bij de overgang van een ideale simulatieomgeving naar de reële wereld. Sectie 4.6 valideert de evenwichtscorrigerende component door de regelaar toe te passen op het exoskelet zonder dat er een mens in zit. Vervolgens valideert sectie 4.7 de volledige regelaar. Hierbij is als performantiecriterium voor de evenwichtsregelaar gekeken of het exoskelet koppels geeft met hetzelfde teken als wat de mens levert en of de koppels die de mens moet leveren lager zijn met evenwichtsregelaar dan zonder exoskelet of met enkel een transparant exoskelet.

4.1 Opstelling

Sectie 1.3 besprak reeds het gebruikte exoskelet en de meetsystemen. Zoals vermeld leveren de actuatoren slechts een koppel van 15Nm. Het is dan ook niet realistisch om de toegelaten beweging te beperken tot die 15Nm. De evenwichtsregelaar zal veronderstellen dat de mens in staat is om de rest van het nodige koppel zelf te leveren. Een extra beperking op het toegelaten koppel is een mogelijk alternatief.



Figuur 4.1: Schema van de evenwichtsregelaar die gebruikt is bij het uitvoeren van de experimenten.

Figuur 4.1 toont het schema dat gebruikt is bij alle experimenten en is grotendeels gebaseerd op Figuur 3.17. Alle componenten zijn geïmplementeerd in C++ gebruik makend van de Orocos Real-Time Toolkit (RTT)[43], waarmee het exoskelet wordt aangestuurd. De ondersteunende component bestaat hier enkel uit de compensatie van het exoskelet (transparante modus), vermits de proefpersoon volledig gezond is en een concrete uitwerking voor het capaciteitstekort buiten deze thesis valt. Latere studies kunnen hiervoor gebruik maken van bestaande modellen zoals deze momenteel in ontwikkeling door Tanghe et al.[44][41]

De evenwichtscorrigerende component bestaat uit twee deelblokken. De ene component voorspelt de beweging die de mens wil uitvoeren. Dit hoofdstuk test hiervoor twee verschillende methodes. De eerste is de minimalisatie van de koppels doorheen de tijd zoals veelvuldig gedaan in hoofdstuk 3. Het opgeloste MPC probleem komt sterk overeen met 3.35 uit de simulaties, maar houdt nu rekening met de reële grenzen van het systeem en ook het kniegewricht is in rekening gebracht, zoals besproken in sectie 4.2.1. De tweede methode die gebruikt is om het gewenste traject te voorspellen, is het terugkoppelingsmodel van Park (zie sectie 2.3.2, Figuur 2.8). Sectie 4.2.2 bespreekt de concrete integratie van dit systeem in de evenwichtsregelaar.

De tweede deelcomponent van de evenwichtscorrector zet de verkregen beweging om naar de nodige gewrichtskoppels. Hiervoor is gebruik gemaakt van een bestaand

OpenSim model van de mens (zie sectie 4.3), geschaald naar de proefpersoon in kwestie en waarbij de massaverdeling van het exoskelet is toegevoegd. Het scheiden van de trajectbepaling en het berekenen van de overeenkomstige koppels biedt enkele voordelen. Ten eerste laat dit toe om voor de MPC regelaar een eenvoudiger model te gebruiken, dat dan ook sneller uitrekenbaar is. Vervolgens bepaalt het geschaalde OpenSim model de koppels accurater. Ten tweede is deze methode een manier om de terugkoppelingsconstanten te schalen naar de proefpersoon in kwestie en de stabiliteit van het terugkoppelingssysteem volledig te behouden. De terugkoppelingsconstanten schalen naar de proefpersoon en het bekomen koppel rechtstreeks aanleggen aan de persoon, zonder de omweg langs de kinematica te maken, levert misschien een beter biomimetisch gedrag op dan de huidige methode. Verder onderzoek is echter noodzakelijk om te bepalen welke methode het beste overeenkomt met wat de mens doet.

Vervolgens is er de evenwichtsdetector, zoals uitgelegd in sectie 3.7. Die baseert zich niet enkel op de nodige koppels, maar ook op de huidige gewrichtshoeken en zijn afgeleiden. Uit deze informatie volgen ook de traditionele evenwichtscriteria: het zwaartepunt (CoM), het drukcentrum (CoP) en het herstelpunt (CP). De laatste component *Exoskelet + Mens* vertaalt het koppel dat uit de (hoogniveau) regelaar komt naar de nodige snelheden van de snelheidsgestuurde motoren en past dit toe op het fysische systeem van mens en exoskelet samen. Uit deze component komen de opgemeten gewrichtshoeken en zwevende basis coördinaten $\hat{q}$, $\dot{\hat{q}}$ en $\ddot{\hat{q}}$.

4.2 Voorspellen van het gewenste evenwichtscorrigerende traject

Deze sectie bespreekt de beide methodes die de regelaar gebruikt om het gewenste traject te voorspellen. De eerste minimaliseert de koppels van het enkel-, knie- en heupgewricht rekening houdend met de randvoorwaarden van het systeem. De tweede methode gebruikt een bestaand terugkoppelingssysteem dat het menselijk gedrag voorspelt. Deze laatste methode is veel minder rekenintensief dan de eerste, maar heeft als nadeel dat ze minder goed overweg kan met een verscheidenheid aan situaties. Een externe voorspeller is immers noodzakelijk om de juiste terugkoppelingsconstanten te selecteren voor de huidige situatie.

4.2.1 MPC: minimalisatie van de koppels

Vergelijking 4.1 geeft het op te lossen MPC probleem weer. Dit komt sterk overeen met het opgeloste probleem 3.35 tijdens de simulaties. Ook tijdens de experimenten is slechts rekening gehouden met een been door de gemiddelde waarden van links en rechts voor het optimalisatieprobleem te gebruiken. Het belangrijkste verschil is dat nu ook het kniegewricht mee in rekening is genomen. Tijdens de simulaties is deze verwaarloosd, vermits de mens tijdens stilstand zijn knieën ongeveer helemaal gestrekt houdt. Tijdens een experiment is het echter minder eenvoudig en wenselijk om het kniegewricht te blokkeren, waardoor ook een voorspelling van het gewenste traject van het kniegewricht noodzakelijk is. Dit zorgt er echter voor dat de oplossing van het optimalisatieprobleem kan zijn dat het exoskelet door zijn knieën buigt om het evenwicht te bewaren. Wanneer het exoskelet zijn knieën plooit, verlaagt het hiermee zijn zwaartepunt (CoM_y). Uit 3.4 volgt dat dit een positief effect heeft op het herstelpunt en dus een mogelijkheid is om het evenwicht te bewaren bij een grote verstoring. Dit komt echter niet overeen met een strategie die de mens normaal gezien volgt. Om dit te vermijden is het toegelaten bereik van het kniegewricht sterk ingeperkt, zoals ook te zien is in Tabel 4.1.

$$
\begin{aligned}
&\min_{\substack{\tau(.),\ \ddot{q}(.),\\ \dot{q}(.),\ q(.)}} && \sum_{i=0}^{n-1} \|\tau(t_i)\|_2^2 && && \text{(4.1a)}\\
&s.t. && \underline{q} < q(t_i) < \overline{q} && \forall i \in [1 \dots n] && \text{(4.1b)}\\
& && \underline{\tau} < \tau(t_i) < \overline{\tau} && \forall i \in [1 \dots n-1] && \text{(4.1c)}\\
& && \underline{CoP} < CoP(\hat{\ddot{q}}, \hat{\dot{q}}, \hat{q}, \tau) < \overline{CoP} && && \text{(4.1d)}\\
& && \tau(t_i) = M(\hat{q})\ddot{q}(t_i) + C(\hat{\dot{q}}, \hat{q})\dot{q}(t_i) && \forall i \in [0 \dots n-1] && \text{(4.1e)}\\
& && \qquad + \left.\frac{\mathrm{d}G(q)}{\mathrm{d}q}\right|_{q=\hat{q}} (q(t_i) - \hat{q}) + G(\hat{q}) && && \\
& && \dot{q}(t_{i+1}) = \dot{q}(t_i) + \ddot{q}(t_i)\Delta t && \forall i \in [0 \dots n-1] && \text{(4.1f)}\\
& && q(t_{i+1}) = q(t_i) + \dot{q}(t_i)\Delta t && \forall i \in [0 \dots n-1] && \text{(4.1g)}\\
& && \ddot{q}(t_n) = \dot{q}(t_n) = 0 && && \text{(4.1h)}\\
& && \dot{q}(t_0) = \hat{\dot{q}} && && \text{(4.1i)}\\
& && q(t_0) = \hat{q} && && \text{(4.1j)}\\
& && q = [q_{enkel} \quad q_{knie} \quad q_{heup}]^T && && \text{(4.1k)}\\
& && \tau = [\tau_{enkel} \quad \tau_{knie} \quad \tau_{heup}]^T && && \text{(4.1l)}\\
& && \Delta t = 50\text{ms} && && \text{(4.1m)}\\
& && n = 25 && && \text{(4.1n)}
\end{aligned}
$$

Naast het toevoegen van het kniegewricht is het noodzakelijk om de grenzen, die tijdens de simulaties eerder arbitrair gekozen zijn, af te stellen op de mens met exoskelet. De onder- $\underline{q}$ en bovengrens $\overline{q}$ op de gewrichtshoeken q zijn samengevat in Tabel 4.1. Deze grenzen komen overeen met een iets restrictievere versie ($\sim 1°$) dan wat het exoskelet toelaat, wat een deelverzameling is van de beweging die de mens kan uitvoeren. Op die manier kan de regelaar correct anticiperen op de bereikte limieten, zoals besproken in sectie 4.5.

Wat betreft de koppels τ is alleen het enkelkoppel begrensd, zoals weergegeven in Tabel 4.2, zodat het CoP altijd binnen zijn grenzen blijft zoals bepaald in sectie 4.4 (Tabel 4.3). Vermits de experimenten zijn uitgevoerd met een gezonde proefpersoon, geldt de veronderstelling dat de proefpersoon de krachten zal leveren die het exoskelet niet aankan. Bovendien hangen de nodige krachten grotendeels af van wanneer de evenwichtsverliesdetector beslist om in te grijpen.

Gewricht	$\underline{q}$	$\overline{q}$	Eenheid
Heup	66	101	graden
Knie	-5 (-11)	-4	graden
Enkel	66	124	graden

Tabel 4.1: De onder- en bovengrens van de gewrichtshoeken, zoals gebruikt in het optimalisatieprobleem 4.1, zijn gebaseerd op de mechanische stops die op het exoskelet aanwezig zijn. De ondergrens van de kniehoek is echter verder beperkt om te vermijden dat het exoskelet door zijn knieën wil gaan om zijn evenwicht te bewaren.

Gewricht	$\underline{\tau}$	$\overline{\tau}$	Eenheid
Heup	$-\infty$	∞	Nm
Knie	$-\infty$	∞	Nm
Enkel	$\frac{\underline{CoP}}{m_{tot}g}$	$\frac{\overline{CoP}}{m_{tot}g}$	Nm

Tabel 4.2: De onder- en bovengrens van de gewrichtskoppels, zoals gebruikt in het optimalisatieprobleem 4.1. Enkel de enkelkoppels zijn begrensd zodat het drukcentrum steeds binnen de steunbasis blijft.

4.2.2 Terugkoppelingssysteem

Een alternatief voor het MPC optimalisatieprobleem is een terugkoppelingssysteem, zoals voorgesteld door Park et al.[3] en besproken in sectie 2.3.2. De gebruikte terugkoppelingsconstanten zijn bepaald door M. Afschrift (Biomechanica van de Menselijke Beweging, KU Leuven) door ze af te stellen op basis van opgemeten menselijke bewegingen.[38][46] Twee verschillende sets van constanten zijn gebruikt die overeen komen met respectievelijk een enkel- en een heupstrategie:

$$K_{enkelstrategie} = \begin{bmatrix} 661.7389\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & -46.2413\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & 248.4105\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} & 126.5309\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} \\ 129.3078\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & 88.7412\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & 29.4081\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} & 42.7076\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} \end{bmatrix} \tag{4.2}$$

$$K_{heupstrategie} = \begin{bmatrix} 301.2255\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & 128.6293\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & 13.8536\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} & 39.3623\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} \\ 104.6151\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & 100.2992\frac{\mathrm{Nm}}{\mathrm{rad}} & -77.1602\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} & 7.1467\frac{\mathrm{Nms}}{\mathrm{rad}} \end{bmatrix} \tag{4.3}$$

met $x = \begin{bmatrix} \theta_{enkel} & \theta_{heup} & \dot{\theta}_{enkel} & \dot{\theta}_{heup} \end{bmatrix}^T$ en de hoeken θ_i gedefinieerd zoals op Figuur 2.8b. De gewenste snelheid en versnelling volgt dan uit de vergelijking van het dynamisch systeem:[3]

$$\dot{x} = (A - BK)x \tag{4.4}$$

met A en B de matrices die de mens voorstellen, waarvoor de terugkoppelingsconstanten K_i zijn afgeleid:

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 13.7794\frac{1}{\mathrm{s}^2} & -12.6117\frac{1}{\mathrm{s}^2} & 0 & 0 \\ -16.1987\frac{1}{\mathrm{s}^2} & 53.9236\frac{1}{\mathrm{s}^2} & 0 & 0 \end{bmatrix} \tag{4.5}$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0.0745\frac{\text{rad}}{\text{Nms}^2} & -0.1979\frac{\text{rad}}{\text{Nms}^2} \\ -0.1979\frac{\text{rad}}{\text{Nms}^2} & 0.7257\frac{\text{rad}}{\text{Nms}^2} \end{bmatrix} \tag{4.6}$$

4.3 Dynamisch model van mens en exoskelet

Voor de berekening van de koppels die overeenkomen met het gewenste traject, is gebruik gemaakt van het generiek zwevende basis (Eng. Floating Base) OpenSim 3D model van de mens met 29 vrijheidsgraden gebaseerd op Delp et al.[47], Yamaguchi et al.[48] en Anderson et al.[49][50]. Een zwevende basis model beschrijft de positie en oriëntatie van een segment, hier de pelvis, in een wereldassenstelsel en alle andere segmenten relatief t.o.v. dit segment. Dit model is geschaald naar de proefpersoon in kwestie, waarna het gewicht van het exoskelet is toegevoegd. Gegeven het gewenste traject q_d, $\dot{q}_d$ en $\ddot{q}_d$ van de gewrichtshoeken, is enkel nog een schatting van de verdeling van de grondreactiekrachten over beide voeten noodzakelijk. Wanneer beide voeten op de grond staan is dit echter niet uniek bepaald. De positie en snelheid van de zwevende basis komen rechtstreeks uit de opgemeten data. Enkel de ruimtelijke versnelling van de zwevende basis moet nog bepaald worden, vermits de trajectvoorspeller uit sectie 4.2 enkel de gewrichtsversnellingen voorspelt. Deze ruimtelijke versnelling volgt uit het feit dat de voeten niet bewegen.

$$A_{grond}^{enkel} = A_{grond}^{zwevende\ basis} + A_{zwevende\ basis}^{enkel} = 0 \tag{4.7}$$

met $A_i^j = \begin{bmatrix} \alpha_i^j & a_i^j \end{bmatrix}^T$ de relatieve ruimtelijke versnelling (Eng. spatial acceleration) van j t.o.v. i uitgedrukt in het wereldassenstelsel. α_i zijn de hoekversnellingen en a_i de lineaire versnellingen. Hieruit volgt dat de versnelling van de zwevende basis gelijk is aan:

$$A_{grond}^{zwevende\ basis} = -A_{zwevende\ basis}^{enkel} \tag{4.8}$$

waarbij $A_{zwevende\ basis}^{enkel}$ het gemiddelde tussen de linker- en rechterenkel voorstelt. Eenmaal de versnelling gekend is van de virtuele verbinding tussen de grond en de zwevende basis, berekent OpenSim de krachten $F_{zwevende\ basis}$ en momenten $M_{zwevende\ basis}$ die deze virtuele verbinding moet leveren. Deze kracht moet verdeeld worden over beide voeten. Deze verdeling is echter niet uniek. Een eenvoudige verdeling is de gelijkmatige belasting van beide voeten:

$$F_{linkerenkel} = F_{rechterenkel} = \frac{F_{zwevende\ basis}}{2} \tag{4.9}$$

$$M_{linkerenkel} = M_{rechterenkel} = \frac{M_{zwevende\ basis} - p_{zwevende\ basis}^{enkel} \times F_{zwevende\ basis}}{2} \tag{4.10}$$

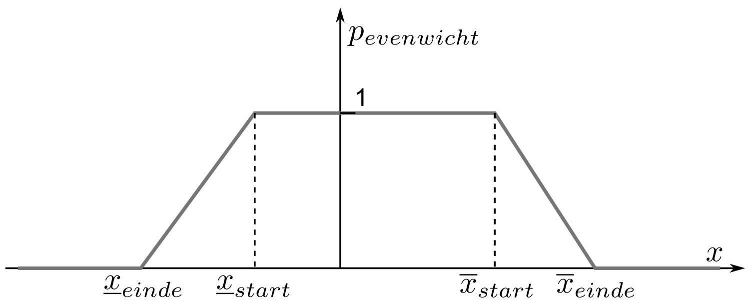
met $p_{zwevende\ basis}^{enkel}$ de gemiddelde relatieve afstand tussen de zwevende basis en de enkels. Gegeven de grondreactiekrachten $F_{linkerenkel}$, $F_{rechterenkel}$, $M_{linkerenkel}$ en

$M_{rechterenkel}$ bepaalt OpenSim de koppels die de verschillende gewrichten moeten leveren.

Appendix B bespreekt meer geavanceerde methodes om de grondreactiekrachten te verdelen tussen links en rechts, maar die bieden voor het huidige experiment geen meerwaarde. De sensoren op het exoskelet bepalen enkel de oriëntatie in het sagittale (voorwaarts/achterwaarts) vlak. Tijdens de experimenten staan de voeten bovendien naast elkaar, waardoor $F_{linkerenkel}$ en $F_{rechterenkel}$ in dit sagittale vlak samenvallen. Hierdoor is het onmogelijk om een betere voorspelling te maken van de grondreactiekrachten dan een naïeve gelijkmatige verdeling tussen links en rechts. Extra sensoren die o.a. de heup adductie opmeten, zijn noodzakelijk om te bepalen of het zwaartepunt eerder boven de linker- of de rechtervoet ligt, wat een indicatie is voor welk been de grootste krachten (koppels) moet leveren. Tijdens de experimenten is dan ook geopteerd om de gelijkmatige verdeling tussen links en rechts te gebruiken.

4.4 Evenwichtsverliesdetector

Tijdens de experimenten is de evenwichtsverliesdetector gebruikt die besproken is in sectie 3.7. Deze sectie zal een set van evenwichtscriteria (x_i) bepalen en de bijhorende grenzen. In een reële situatie is de symmetrische formulering van 3.36 echter niet meer houdbaar. De deel*kans* $p_{evenwicht}$ dat de persoon in evenwicht is op basis van evenwichtscriteria x, is nu gegeven door vergelijking 4.11 en is grafisch weergegeven in Figuur 4.2.



Figuur 4.2: Grafische weergave van de asymmetrische deel*kans* 4.11.

$$p_{evenwicht}(\underline{x}_{einde}, \underline{x}_{start}, \overline{x}_{start}, \overline{x}_{einde}, x) = \begin{cases} 0 & x \in (-\infty,\ \underline{x}_{einde}] \\ \frac{x-\underline{x}_{einde}}{\underline{x}_{start}-\underline{x}_{einde}} & x \in (\underline{x}_{einde},\ \underline{x}_{start}) \\ 1 & x \in [\underline{x}_{start},\ \overline{x}_{start}] \\ \frac{\overline{x}_{einde}-x}{\overline{x}_{einde}-\overline{x}_{start}} & x \in (\overline{x}_{start},\ \overline{x}_{einde}) \\ 0 & x \in [\overline{x}_{einde},\ \infty) \end{cases} \tag{4.11}$$

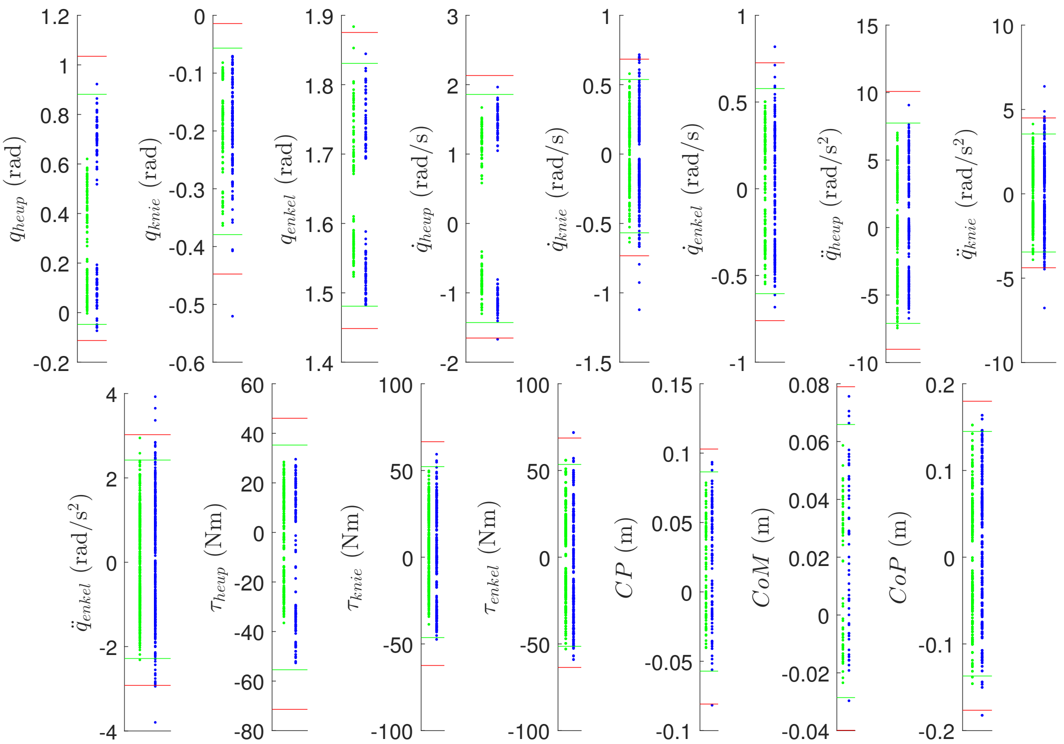
De totale *kans* op evenwicht is dan:

$$p_{evenwicht,tot} = \prod_i p_{evenwicht}(\underline{x}_{einde,i}, \underline{x}_{start,i}, \overline{x}_{start,i}, \overline{x}_{einde,i}, x_i) \tag{4.12}$$

De wegingsfactoren van Figuur 4.1 tussen de ondersteunende (transparante) en de evenwichtscorrigerende koppels zijn dan gegeven door:

$$W_1 = p_{evenwicht,tot} \tag{4.13a}$$
$$W_2 = 1 - W_1 \tag{4.13b}$$

4.4.1 Experiment



Figuur 4.3: Deze figuur toont de extrema van de opgemeten reikbewegingen. De linkse data (groen) is die voor een kleine beweging en de rechtse data (blauw) is die voor de grote beweging. De horizontale lijnen zijn de grenzen $\underline{x}_{einde}$, $\underline{x}_{start}$, $\overline{x}_{start}$, $\overline{x}_{einde}$ die hieruit bepaald zijn, door de 2σ en 3σ grens te nemen van de minima en de maxima. Tabel 4.3 geeft een overzicht van de numerieke waarden.

De gebruikte grenzen voor de evenwichtsverliesdetector zijn experimenteel bepaald. Hiervoor zijn verschillende reikbewegingen opgenomen die representatief moeten zijn voor de bewegingen die het exoskelet moet toelaten alvorens in te grijpen. De opgenomen beweging bestaat uit het opnemen van een fles en een een plateau van een tafel. Beide objecten zijn zowel dichtbij (±0,5m) als zo ver mogelijk (±0,85m), maar binnen de grenzen van het comfortabele, op de tafel gezet en daarna terug opgenomen. Alle grenzen zijn uitsluitend bepaald op basis van de encoderdata van het exoskelet, vermits de evenwichtsverliesdetector tijdens de operatie ook geen andere informatie ter beschikking heeft, zoals opgemeten grondreactiekrachten of de beweging van de

Naam	$\underline{x}_{einde}$	$\underline{x}_{start}$	$\overline{x}_{start}$	$\overline{x}_{einde}$	Eenheid
q_{heup}	-0.11246	-0.047202	0.88125	1.0347	rad
q_{knie}	-0.44751	-0.3794	-0.056785	-0.014296	rad
q_{enkel}	1.4485	1.4807	1.8308	1.8753	rad
$\dot{q}_{heup}$	-1.6518	-1.429	1.8599	2.1321	rad/s
$\dot{q}_{knie}$	-0.73303	-0.56743	0.53754	0.68388	rad/s
$\dot{q}_{enkel}$	-0.76058	-0.60496	0.57747	0.72626	rad/s
$\ddot{q}_{heup}$	-9.0178	-7.0994	7.7418	10.0869	rad/s^2
$\ddot{q}_{knie}$	-4.3833	-3.4497	3.5452	4.4984	rad/s^2
$\ddot{q}_{enkel}$	-2.9184	-2.2817	2.4227	3.0241	rad/s^2
τ_{heup}	-71.3955	-55.4269	35.249	46.0704	Nm
τ_{knie}	-62.4217	-46.3626	52.1917	66.5721	Nm
τ_{enkel}	-63.5458	-51.3689	53.4913	68.7012	Nm
CP	-0.080841	-0.057129	0.086489	0.10294	m
CoM	-0.039877	-0.028572	0.065897	0.078965	m
CoP	-0.17647	-0.137	0.14504	0.17983	m

Tabel 4.3: Samenvatting van de grenzen $\underline{x}_{einde}$, $\underline{x}_{start}$, $\overline{x}_{start}$, $\overline{x}_{einde}$ voor de verschillende evenwichtscriteria. CP, CoM en CoP zijn gedefinieerd relatief t.o.v. het enkelgewricht.

armen. Dit vermijdt problemen met kleine verschillen tussen de markerdata en de encoderdata, maar heeft als nadeel dat indien extra sensoren ter beschikking zijn, dit experiment opnieuw moet uitgevoerd worden.

Figuur 4.3 toont het resultaat van deze metingen. Naast de specifieke evenwichtscriteria (het zwaartepunt CoM, het drukcentrum CoP en het herstelpunt CP) zijn ook alle gewrichtshoeken, zijn eerste en tweede afgeleide en de gewrichtskoppels meegenomen als mogelijke indicator voor evenwichtsverlies. De figuur toont de waargenomen extrema tijdens de verschillende opgenomen uitvoeringen afzonderlijk voor de kleine beweging (links, groen) als de grote beweging (rechts, blauw). Uit de figuur blijkt dat er niet zo'n groot verschil is tussen de waarden bij een kleine en een grote beweging. Enkel de heuphoek en in mindere mate het zwaartepunt vertonen duidelijke verschillen. De grenzen zijn hieruit als volgt bepaald, waarbij zowel de data voor de grote als de kleine beweging zijn meegenomen:

$$\underline{x}_{einde} = \mu_{minima} - 3\sigma_{minima} \tag{4.14a}$$

$$\underline{x}_{start} = \mu_{minima} - 2\sigma_{minima} \tag{4.14b}$$

$$\overline{x}_{start} = \mu_{maxima} + 2\sigma_{maxima} \tag{4.14c}$$

$$\overline{x}_{einde} = \mu_{maxima} + 3\sigma_{maxima} \tag{4.14d}$$

Tabel 4.3 vat de waarden voor al deze grenzen samen. In theorie zijn de grenzen op het zwaartepunt, het herstelpunt en het drukcentrum allemaal bepaald door dezelfde steunbasis (Eng. Base of Support). Deze grenzen moeten hier echter niet enkel de fysische limieten weerspiegelen, maar vooral wat de mens comfortabel vindt. De mens verplaatst zijn zwaartepunt typisch minder dan het herstelpunt of het drukcentrum.

Eenmaal de mens zijn gewenste bewegingsruimte verlaat mag het exoskelet ingrijpen om zo comfortabel mogelijk het evenwicht te behouden.

4.4.2 Keuze van de evenwichtscriteria

Uit het voorgaande experiment komen verschillende mogelijke evenwichtscriteria. Het is belangrijk om hieruit de juiste set te kiezen zodat het exoskelet enerzijds niet te vroeg ingrijpt, maar anderzijds ook niet te laat. Daarom zijn de verschillende evenwichtscriteria geëvalueerd door in het exoskelet te bewegen (zonder een stap te zetten) terwijl de evenwichtsregelaar opstaat. Het zwaartepunt levert hier een uitstekende prestatie, aangezien de situatie eerder quasi-statisch is. Het herstelpunt kan echter nuttig zijn om een evenwichtsverlies sneller te detecteren, vermits dit criterium ook de snelheid van de mens in rekening brengt. Het drukcentrum is echter niet meegenomen vanwege de onbetrouwbaarheid op de berekening hiervan. Dit criterium hangt immers af van een schatting van de grondreactiekrachten en is eveneens veel gevoeliger voor ruis, vermits het gebruik maakt van tweede orde afgeleiden (hoekversnellingen). Dit resulteert in een groot toegelaten bereik voor het drukcentrum, waarvan vooral de ondergrens onrealistisch laag is, namelijk meer dan 13cm achter het enkelgewricht.

De niet-traditionele criteria zijn ondanks hun potentieel in sommige situaties tijdens de experimenten eveneens niet gebruikt om de volgende redenen. Deze criteria zijn zeer specifiek verbonden met de uitgevoerde beweging. Het beste voorbeeld hiervan is de kniehoek, die slechts een zeer kleine beweging toelaat. Dit komt omdat de mens tijdens een reikbeweging zijn knieën nauwelijks plooit. Hierdoor laat deze grens niet toe om bijvoorbeeld te bukken. Afhankelijk van de gebruiker kan dit wel of niet een probleem zijn. Zo kan het voor een niet zo mobiele gebruiker toelaatbaar zijn om te verhinderen dat hij door zijn knieën gaat tenzij er een stoel is gedetecteerd waarop hij kan gaan zitten. In dat geval zijn grenzen op de toegelaten beweging van de knie zeer nuttig als bijkomende detectie van evenwichtsverlies. Hier is echter gekozen om de gebruiker niet zo sterk te beperken in zijn bewegingsvrijheid. Bij de validatie van de evenwichtsregelaar (sectie 4.7) zal daarom enkel het herstelpunt en het zwaartepunt dienst doen als evenwichtscriteria, vermits zij in staat zijn om voor een breed gamma aan bewegingen weer te geven wanneer de mens zich in (een comfortabel) evenwicht bevindt.

4.5 Bespreking van de praktische realisatie

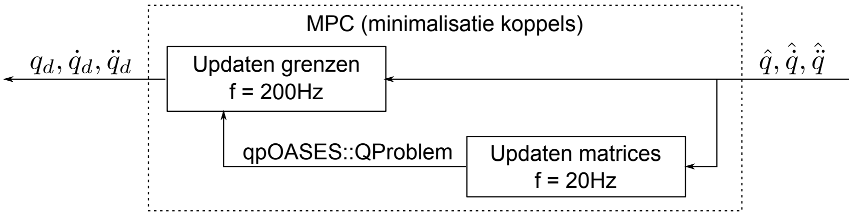
Deze sectie geeft een overzicht van de praktische problemen die zijn opgelost bij de overgang van de simulatieomgeving naar de reële wereld. Een eerste probleem is dat alles realtime uitrekenbaar moet zijn. Het MPC optimalisatieprobleem 4.1 duurt gemiddeld 20ms. Dit varieert echter, waardoor slechts een updatefrequentie van 20Hz mogelijk is, wat aan de lage kant is. Om problemen hiermee te vermijden is gekozen om de volgende truc toe te passen om de updatefrequentie te verhogen. Het optimalisatieprobleem is een QP probleem dat opgelost is met qpOASES[45] en geschreven kan worden in de vorm:

$$\min_{x} \quad \frac{1}{2}x^T H x + x^T g \tag{4.15a}$$

$$s.t. \quad \underline{A} \leq Ax \leq \overline{A} \tag{4.15b}$$

$$\underline{x} \leq x \leq \overline{x} \tag{4.15c}$$

De *hotstart*functie laat toe om een licht gewijzigd probleem versneld uit te rekenen. Deze functie levert voor een wijziging van de onder- en bovengrenzen $\underline{A}$, $\underline{x}$, $\overline{A}$ en $\overline{x}$ tien keer sneller een resultaat op. Bij een verandering van de matrices M, C en G verandert echter ook de A matrix, waarbij het voordeel van de *hotstart*functie gering is. Deze matrices veranderen echter niet zo snel, waardoor het mogelijk is om die gedurende een korte periode constant te houden. Dit laat toe om zoals weergegeven op Figuur 4.4 het optimalisatieprobleem op te lossen met een frequentie van 200Hz, waarbij enkel de grenzen veranderen. Een tweede component past dan aan een frequentie van 20Hz de matrices aan.



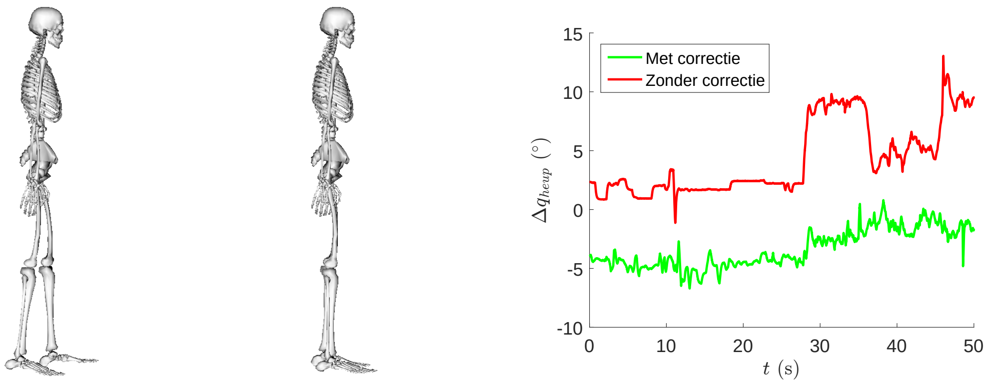
Figuur 4.4: Uitwerking van de MPC component uit Figuur 4.1. De MPC regelaar update de matrices aan een lagere frequentie van 20Hz. Deze trage component geeft dan het initieel opgelost QP probleem (een qpOASES::QProblem C++ klasse) door aan de snelle component die aan een frequentie van 200Hz de grenzen aanpast.

Een tweede probleem is de noodzaak voor het moduleren van de mechanische stops in het exoskelet. Indien dit niet gebeurt, dan kan het exoskelet een evenwichtsstrategie voorstellen die in strijd is met deze mechanische grenzen. Dit kan tot gevolg hebben dat de motoren te kleine koppels leveren om terug te keren naar de verticale (rust)positie, waardoor het exoskelet oneindig lang op zijn mechanische grenzen blijft rusten. Dit probleem komt vooral naar voren tijdens de validatie van de evenwichtsregelaar zonder proefpersoon in sectie 4.6, omdat in het andere geval de (gezonde) proefpersoon zelf zal zorgen dat hij terugkeert naar de gewenste positie. De toegelaten grenzen op de hoeken van Tabel 4.1 kunnen er echter voor zorgen dat het MPC probleem 4.1 geen oplossing heeft, ondanks dat de mens wel nog in evenwicht is. Dit is het geval wanneer:

$$\hat{q} + \hat{\dot{q}}\Delta t \notin \begin{bmatrix} \underline{q} & \overline{q} \end{bmatrix} \tag{4.16}$$

In dat geval wordt de onder-, respectievelijk bovengrens aangepast naar $\hat{q} + \hat{\dot{q}}\Delta t$, zodat 4.16 niet meer geldig is en het optimalisatieprobleem oplosbaar is.

Figuur 4.5 toont een probleem met de heuphoeken door de flexibiliteit van de heupband van het exoskelet. De opgemeten data zijn van een persoon die zonder een



(a) Houding volgens de encoderdata zonder correctie op t=33s.

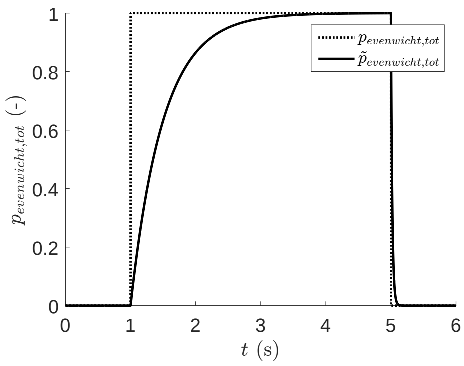
(b) Houding waarbij de heuphoek gecorrigeerd is zodat de voeten vlak op de grond staan op t=33s.

(c) Verschil tussen de linker- en rechterheuphoek (heup extensie) met en zonder correctie voor de heuphoeken.

Figuur 4.5: Visualisatie van de opgenomen encoderdata van het exoskelet met en zonder correctie voor de flexibiliteit in de heupband van het exoskelet. In realiteit houdt de proefpersoon zijn voeten constant naast elkaar vlak op de grond.

stap te zetten en met zijn voeten naast elkaar vooroverbuigt terwijl hij het exoskelet aan heeft. Figuur 4.5a toont de houding van de mens die het exoskelet opmeet zonder correcties. Hierop is te zien dat doordat het exoskelet een verschil opmeet tussen de heuphoeken, het exoskelet denkt dat zijn voeten uiteen staan (in het sagittale vlak) en dat dit gepaard gaat met een voet die niet vlak op de grond staat. Dit verschil ontstaat doordat de heupband flexibel is en de encoders de relatieve oriëntatie van de benen opmeten t.o.v. de zwevende basis (d.i. de pelvis). Doordat er echter een flexibiliteit (d.i. de heupband) zit tussen de zwevende basis en de bovenbenen, levert dit een verkeerde oriëntatie op van de bovenbenen. Figuur 4.5b lost dit probleem op door te veronderstellen dat de voeten vlak op de grond staan. Op de figuur is te zien dat dit ervoor zorgt dat het exoskelet denkt dat de voeten veel beter naast elkaar staan. Figuur 4.5c toont het verschil tussen de linker- en rechterheuphoek. Hierop is duidelijk te zien dat het gecorrigeerde verschil veel constanter blijft, terwijl de ongecorrigeerde versie bruuske sprongen vertoont van meer dan 5° die helemaal niet overeenkomen met de realiteit. Dit verschil levert drastische gevolgen op voor het bepalen van de stabiliteit van de persoon, vermits de veronderstelde steunbasis op Figuur 4.5a veel groter is dan de reële steunbasis op Figuur 4.5b. De veronderstelling dat de voeten vlak op de grond staan, is mogelijk in deze thesis doordat hier enkel evenwicht tijdens stilstand is beschouwd. Tijdens stappen is het belangrijk dat de flexibiliteit in de heupband beperkt blijft, dit zal het geval zijn voor het volgende prototype.

Door de flexibele verbinding tussen mens en exoskelet ter hoogte van de braces die het exoskelet vastklemmen op de benen, ontstaan er fouten bij het uitlezen van de enkel- en kniehoeken. Dit levert vooral problemen op wanneer de persoon zich vanuit evenwicht ($p_{evenwicht,tot} = 1$) tot op de rand van het evenwichtscriterium



Figuur 4.6: De respons van de asymmetrische filter 4.17 op een stapinput voor $\lim_{\Delta t \to 0}$.

($p_{evenwicht,tot} \approx 0$) begeeft. Op dat moment komt de evenwichtsregelaar vanuit een transparante modus volledig actief. Door de flexibele fixatie van mens en exoskelet kan het exoskelet in eerste instantie redelijk eenvoudig richting evenwicht bewegen doordat het eerst de verbinding tussen mens en exoskelet opspant. Ondanks de marge tussen x_{start} en x_{einde} zorgt dit voor een herhaaldelijk aan/uit schakelen van de evenwichtsregelaar. Het vergroten van deze marge is niet wenselijk vermits het exoskelet dan ofwel te vroeg ingrijpt (x_{start} dichter bij elkaar) ofwel te laat volledig actief is (x_{einde} verder uit elkaar). Daarom is besloten om een asymmetrische filter toe te passen op $p_{evenwicht,tot}$. Bij de overgang van $p_{evenwicht,tot}$ van 0 (=uit evenwicht) naar 1 (=in evenwicht) is het wenselijk om een zekere vertraging in te bouwen, zodat de mens zeker ondersteund is en niet enkel de flexibele verbinding opgespannen is. Een te grote vertraging is anderzijds niet wenselijk, vermits de persoon dan te lang moet wachten om de controle over zichzelf terug te krijgen van het exoskelet. De ideale vertraging hangt af van de capaciteiten en de voorkeur van de gebruiker. Een kleine vertraging bij de omgekeerde overgang is eventueel nuttig om te vermijden dat een korte, foutieve piek in de opgemeten data een langdurige ondersteuning tot gevolg heeft. Deze vertraging mag zeker niet te groot zijn, vermits het exoskelet zo snel mogelijk moet ingrijpen bij een evenwichtsverlies. De gebruikte filter is een asymmetrisch exponentieel voortschrijdend gemiddelde:

$$\tilde{p}^{t}_{evenwicht,tot} = \alpha p^{t}_{evenwicht,tot} + (1-\alpha)\tilde{p}^{t-\Delta t}_{evenwicht,tot} \tag{4.17}$$

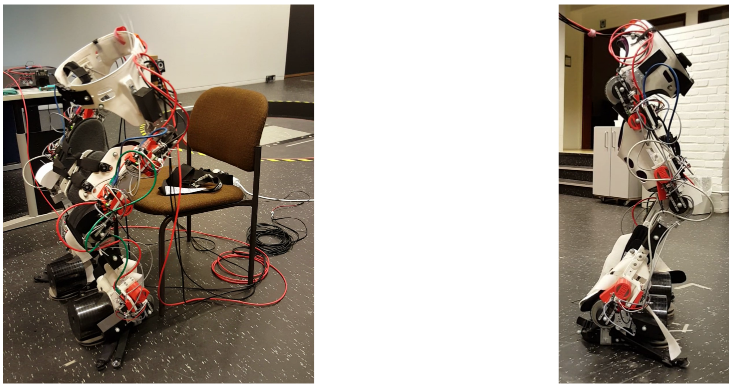
met

$$\alpha = \begin{cases} \frac{\Delta t}{t_{stijg}} & p^{t}_{evenwicht,tot} > \tilde{p}^{t-\Delta t}_{evenwicht,tot} \text{ en } \Delta t < t_{stijg} \\ \frac{\Delta t}{t_{daal}} & p^{t}_{evenwicht,tot} < \tilde{p}^{t-\Delta t}_{evenwicht,tot} \text{ en } \Delta t < t_{daal} \\ 1 & \text{anders} \end{cases} \tag{4.18}$$

en $t_{stijg} = 0,5$s en $t_{daal} = 0,02$s. Figuur 4.6 toont het effect van deze filter voor $\lim_{\Delta t \to 0}$. De output van een stapinput is dan een $1 - e^{\frac{-t}{t_{stijg}}}$ voor $0 \to 1$ en $e^{\frac{-t}{t_{daal}}}$ voor $1 \to 0$.

Een volgende zaak om rekening mee te houden is de correcte uitlijning van het exoskelet. Ten eerste beïnvloedt dit het comfort van de gebruiker, maar anderzijds ook de waarden die de encoders van het exoskelet uitlezen voor eenzelfde positie van de mens. Dit kan zorgen voor relatief grote fouten t.o.v. de kleine (toegelaten) steunbasis, waarin het zwaartepunt en het herstelpunt moet liggen. Anderzijds heeft de mens meer vrijheidsgraden dan de zes die de encoders van het exoskelet opmeten. Daarom is besloten om ook de IMU ter hoogte van het sternum te gebruiken, om o.a. het zwaartepunt beter te bepalen. Uit deze IMU volgt de relatieve rotatie tussen de heup en de romp, met name de lumbale extensie. De IMU heeft echter als nadeel dat ze bij elke sessie opnieuw geijkt moet worden, wat gebeurt op basis van de mens die in een perfecte verticale positie gaat staan. Dit verhoogt echter op zijn beurt weer de variabiliteit van de opgemeten data tussen de verschillende sessies. Om al deze redenen is het wenselijk om de evenwichtscriteria licht bij te stellen op basis van een ijking. Dit is gedaan door de proefpersoon te vragen om achtereenvolgens voorover en achterover te leunen zo ver als hij wil dat het exoskelet hem laat bewegen. Deze grenzen zijn dan genomen als uiterste grenzen voor het zwaartepuntcriterium ($\underline{x}_{einde,CoM}$ en $\overline{x}_{einde,CoM}$). De grens op het herstelpunt is evenveel verschoven.

4.6 Validatie van de evenwichtscorrigerende component

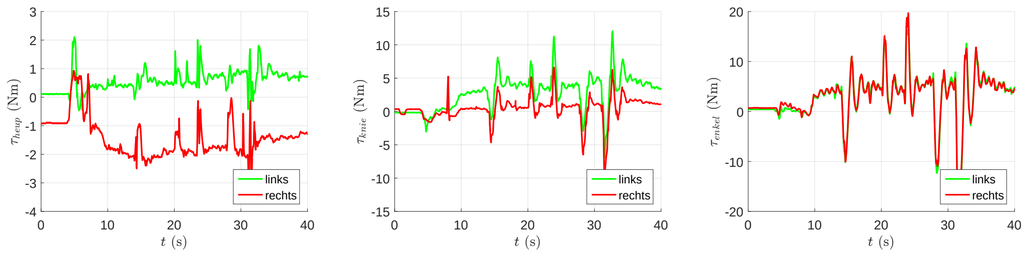


Figuur 4.7: Afbeeldingen van het exoskelet dat zelfstandig rechtkomt.

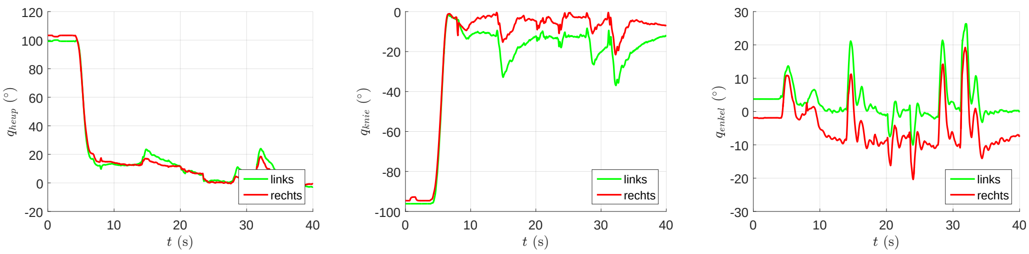
Deze sectie valideert de evenwichtscorrigerende component uit Figuur 4.1. De evenwichtsdetector is uitgeschakeld door W_2 vast op 1 te zetten en W_1 op 0. Dit experiment is uitgevoerd zonder proefpersoon, zodat de evenwichtscorrigerende actie van het exoskelet duidelijk wordt. Gezien de hoge flexibiliteit van het exoskelet, dat niet ontworpen is om zonder mens te functioneren, is het exoskelet aan zijn voeten verzwaard met twee blokken van 15kg. Met behulp van de MPC regelaar en dankzij de verzwaarde voeten beweegt het exoskelet zelfstandig vanuit zit naar stand, waarvan Figuur 4.7 een afbeelding weergeeft. Vervolgens zal een persoon het exoskelet verschillende keren een duw geven ter hoogte van de pelvis in het sagittale vlak en dit zowel vooruit als achteruit. Tabel 4.4 geeft een overzicht van wanneer de perturbaties zijn uitgeoefend.

t (s)	Event
4	Starten van de motoren
6,5	Exoskelet staat recht
14	Voorwaartse perturbatie
20	Achterwaartse perturbatie
23	Achterwaartse perturbatie
28	Voorwaartse perturbatie
31	Voorwaartse perturbatie

Tabel 4.4: Overzicht van de belangrijkste gebeurtenissen bij het experiment.



Figuur 4.8: Verloop van de gewrichtskoppels die het exoskelet levert bij een zit naar stand beweging van het exosekelet alleen, gevolgd door verschillende perturbaties ter hoogte van de pelvis.



Figuur 4.9: Verloop van de gewrichtshoeken bij een zit naar stand beweging van het exosekelet alleen, gevolgd door verschillende perturbaties ter hoogte van de pelvis.

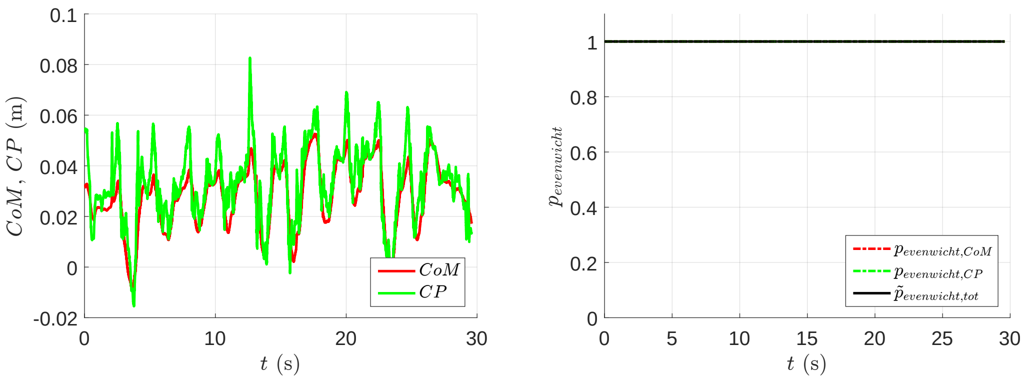
Figuur 4.8 toont de koppels die de motoren van het exoskelet leveren. Figuur 4.9 toont de resulterende beweging die het exoskelet uitvoert. Hierop is te zien dat het exoskelet ongeveer 2,5 seconden nodig heeft om recht te komen, wat redelijk traag is en niet zo is in een pure simulatieomgeving. De reden hiervoor is dat de regelaar volledig krachtgestuurd is, omdat het de bedoeling is om het exoskelet te laten samenwerken met de mens en niet om de volledige beweging over te nemen. Niet-gemodelleerde krachten, zoals wrijving in de scharnieren, motoren of tussen het exoskelet en de stoel, leveren dan een fout op in het uitgevoerde traject. Een positie gebaseerd terugkoppelingssysteem is echter niet wenselijk om dit probleem op te lossen, vermits het exoskelet in een reële situatie enkel moet ondersteunen en niet de volledige beweging overnemen. Een betere identificatie van het systeem, waaronder de massaverdeling van het exoskelet en het in rekening brengen van wrijving, kan de performantie verhogen. In een reële situatie is het aandeel van het exoskelet relatief klein en ook het model van de mens is niet heel exact. Bijgevolg is een heridentificatie achterwege gelaten. Ook in de rustsituatie (vb. $t = 40$s) komen de fouten in de modelering van de massaverdeling naar voren in de vorm van een afwijking t.o.v. de gewenste verticale positie. Het exoskelet leunt hierdoor wat naar achteren, maar de berekende koppels zijn te klein om volledig recht te komen: de koppels die het exoskelet dacht te gebruiken om licht te versnellen zijn gebruikt om de fout in de massaverdeling te verhelpen. Na een verstoring vertoont Figuur 4.9 typisch een overshoot in de andere richting en een lichte oscillatie. Dit is te wijten aan de veren tussen motor en exoskelet die de laagniveau regelaar niet volledig compenseert. Met een mens in het exoskelet verhoogt de stijfheid en de demping van het volledige systeem, wat de oscillaties sterk doet afnemen.

4.7 Validatie van de volledige evenwichtsregelaar

Deze sectie valideert de volledige evenwichtsregelaar zoals weergegeven in Figuur 4.1. Alle experimenten gebeuren met exact dezelfde afgestelde evenwichtsregelaar en gebruiken als evenwichtscriteria enkel het zwaartepunt en het herstelpunt. Via de ijking, zoals besproken in sectie 4.5, zijn beide ondergrenzen verhoogd met 19mm en de bovengrenzen zijn niet aangepast. Sectie 4.7.1 bespreekt eerst de herhaling van het reikexperiment om te valideren dat het exoskelet niet te vroeg ingrijpt. Sectie 4.7.2 beschrijft een experiment om de performantie van de evenwichtsregelaar te bepalen door met een slinger het evenwicht van de mens te verstoren. De volgende secties bespreken de resultaten voor de verschillende evenwichtsregelaars met en zonder exoskelet. De performantiecriteria zijn of het exoskelet een koppel levert met hetzelfde teken als de mens en of de mens hierdoor minder koppel moet leveren. Het exoskelet moet de mens dus ondersteunen op de manier dat de mens dat wilt.

4.7.1 Experiment: toegelaten reikbeweging

Alvorens te beginnen met het verstoren van het evenwicht onderzoekt deze sectie of de regelaar de bewegingen van de mens niet te veel verstoort. Deze sectie herhaalt daarom het reikexperiment met dezelfde evenwichtsregelaar die in de volgende secties de mens zal ondersteunen om zijn evenwicht te behouden tijdens een perturbatie met een slinger. Figuur 4.10 toont het resultaat voor de reikbeweging waarbij de proefpersoon een plateau herhaaldelijk over een verre afstand op een tafel zet en terug opneemt. Tijdens het hele experiment slaat de evenwichtsregelaar niet aan. Daarnaast slaagt de proefpersoon er eveneens in om vrij te bewegen in het exoskelet en door zijn knieën te buigen zonder dat het exoskelet begint in te grijpen. Hieruit volgt dat de voorgestelde evenwichtsregelaar genoeg vrijheid geeft aan de mens.



Figuur 4.10: Verloop van CoM en CP en hun evenwichtscriteria voor een verre reikbeweging van een plateau. Alle $p_{evenwicht,i}$ zijn altijd gelijk aan 1, wat betekent dat het exoskelet met succes detecteert dat de mens deze beweging mag uitvoeren.

4.7.2 Plan experiment: perturbatie met een slinger

Er bestaan verschillende manieren om het evenwicht van de mens te verstoren zoals een slinger, waarvoor hier gekozen is, of een bewegend platform, wat een ander interessant experiment zou zijn. Het experiment is gebaseerd op hetgeen Kim et al. in 2012 heeft uitgevoerd en is weergegeven in Figuur 4.11.[4] Een slinger, opgehangen aan het plafond, zal tegen het kussen botsen dat aan de proefpersoon is bevestigd ter hoogte van de bovenrug. De proeven zijn uitgevoerd met gesloten ogen om te vermijden dat de proefpersoon de slinger ziet aankomen via reflecterende ruiten. Dit kan eveneens een kleine impact hebben op het evenwichtsgevoel van de mens. Het kussen zorgt ervoor dat de impactkracht beperkt blijft en zich meer verspreidt over de volledige bovenrug. De proefpersoon is eveneens beveiligd met een veiligheidsharnas. De ondersteuning die het exoskelet moet leveren is ten alle tijde beperkt tot 40% van wat de evenwichtscorrigerende component berekent. Enerzijds levert dit krachten op die binnen het bereik van het exoskelet vallen en anderzijds is het niet de bedoeling om de mens volledig over te nemen. De constanten W_1 en W_2 uit Figuur 4.1 zijn dan:

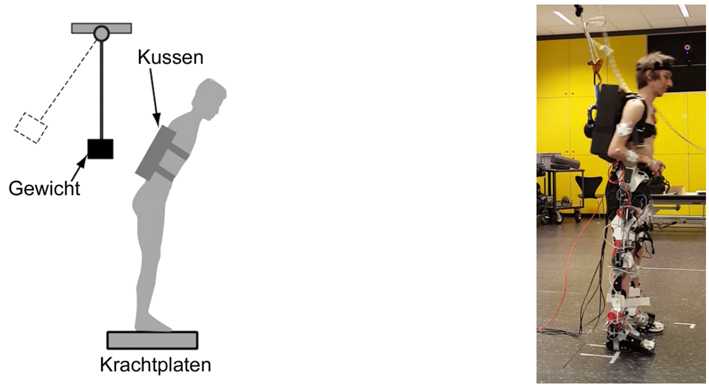
$$W_1 = 0,6 + 0,4\tilde{p}_{evenwicht,tot} \tag{4.19a}$$

$$W_2 = 1 - W_1 \tag{4.19b}$$

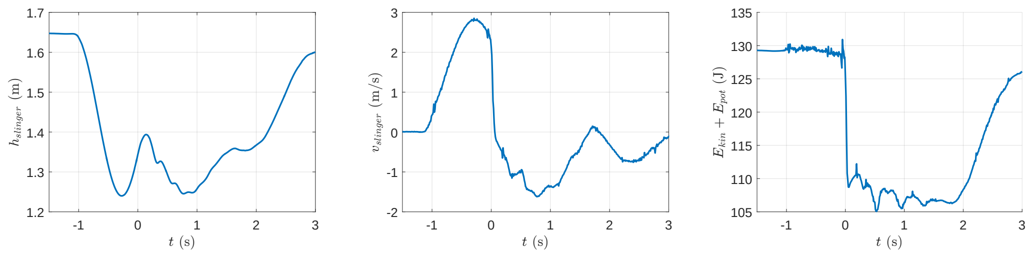
Eigenschap	Waarde	Eenheid
Massa slinger	8	kg
Snelheid impact	2,30	m/s
Hoogteverschil	0,30	m

Tabel 4.5: Belangrijkste (gemiddelde) parameters van de perturbatie met een slinger.

Tabel 4.5 vat de belangrijkste kenmerken van de perturbatie met behulp van een slinger samen. Deze verstoring is zo afgesteld dat de proefpersoon nog net zijn



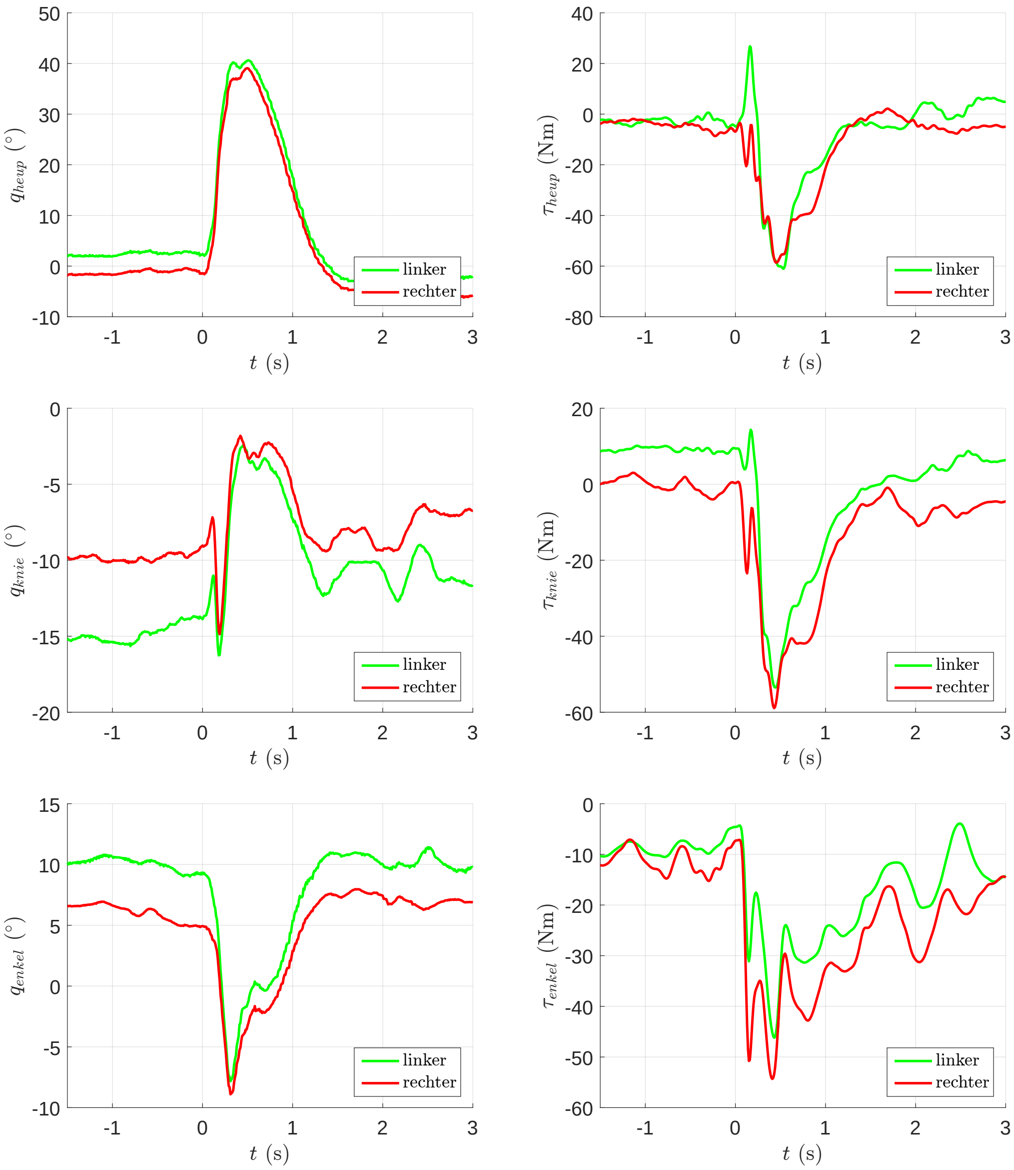
Figuur 4.11: Een slinger verstoort het evenwicht van de mens, waarbij een kussen ervoor zorgt dat de impactkracht beperkt blijft. Krachtplaten meten de grondreactiekrachten om de inverse dynamica correct te kunnen uitrekenen.[4]



Figuur 4.12: Het traject dat de slinger aflegt voor de grote verstoring van het evenwicht. Zowel de hoogte t.o.v. de grond als de snelheid in het slingervlak en de totale energie van de slinger zijn weergegeven. t=0s komt overeen met het moment van de impact.

evenwicht kan behouden zonder een stap te moeten zetten. Alle experimenten zijn vijf keer uitgevoerd met een proefpersoon. De experimenten zijn eveneens uitgevoerd met een kleinere verstoring van het evenwicht (kleiner hoogteverschil), waarvan de resultaten overeenkomstig zijn met de grote verstoring en voor de bondigheid hier niet verder besproken zijn. Figuur 4.12 geeft een voorbeeldtraject voor de (grote) verstoring van het evenwicht. De eerste grafiek geeft het hoogteverloop van de slinger weer. t=0s komt hier en in alle volgende grafieken overeen met het moment van de impact. Hierop is te zien dat de slinger reeds een klein beetje voorbij zijn laagste positie is op het moment van de impact. Dit is ten gevolge van de beperkte ophangmogelijkheden en de positie van de (niet-verplaatsbare) krachtplaten in het lab. De totale energie is ideaal voor het bepalen van het moment van de impact. Die is immers constant voor een (wrijvingsloze) slinger en vertoont een zeer sterke daling (gedurende ±40ms) op het moment van de impact. Vanaf t=2s wordt de slinger terug naar boven gebracht voor een volgende uitvoering.

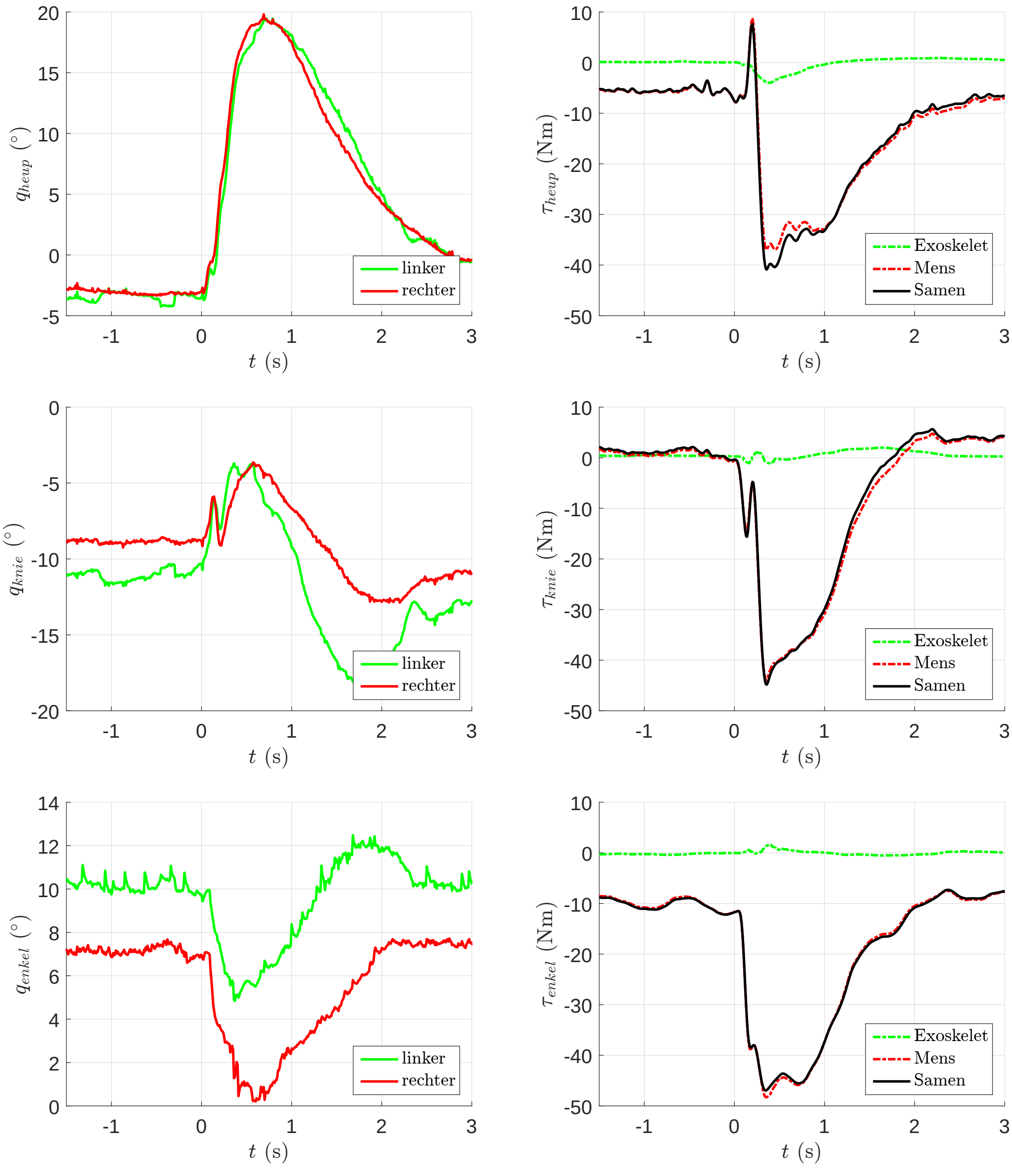
4.7.3 Resultaat: zonder exoskelet



Figuur 4.13: Hoek- en koppelverloop bij een grote verstoring van het evenwicht zonder exoskelet. Het linker- en rechtergewricht staan telkens samen op de grafiek.

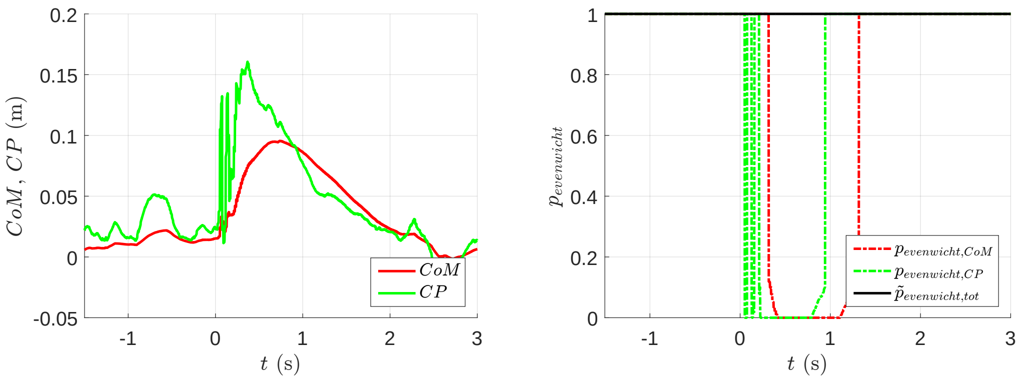
Het experiment zonder exoskelet doet dienst al referentie voor de prestatie van de evenwichtsregelaar. Figuur 4.13 geeft alle gewrichtshoeken en -koppels weer, zowel voor de linker als de rechterkant. Het tijdstip t=0s komt ook hier overeen met het moment dat de slinger botst tegen het kussen.

4.7.4 Resultaat: met transparant exoskelet



Figuur 4.14: Hoek- en koppelverloop bij een verstoring van het evenwicht met een transparant exoskelet. Om de grafiek niet te overladen is voor de koppels enkel het gemiddelde tussen het rechter- en het linkergewricht weergegeven.

Deze sectie onderzoekt het effect van het exoskelet zonder dat de evenwichtsregelaar actief is. Dit houdt in dat alle evenwichtscriteria zijn uitgeschakeld en dat dus W_1 uit Figuur 4.1 altijd gelijk is aan 1 en W_2 aan 0. Figuur 4.14 geeft de resultaten weer, waarbij voor de koppels het gemiddelde getoond is tussen links en rechts in plaats van elk apart om de grafiek niet te overladen. Dit heeft echter

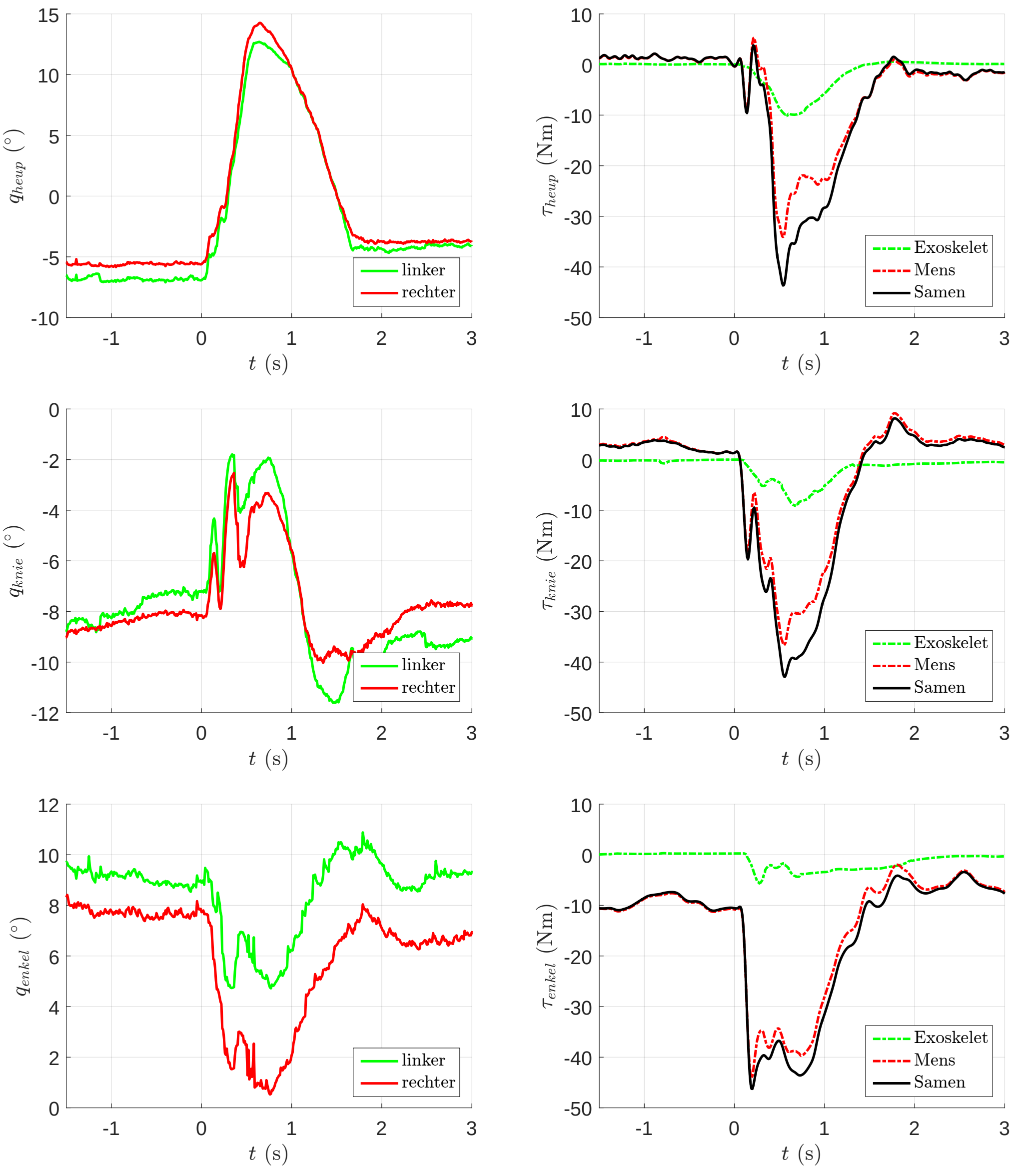


Figuur 4.15: Verloop van CoM en CP en hun evenwichtscriteria. $p_{evenwicht,tot}$ is altijd gelijk aan 1, vermits alle criteria zijn uitgeschakeld om een transparante modus te verkrijgen. Het herstelpunt reageert hier na 70ms en ongeveer 150ms sneller dan het zwaartepunt.

geen invloed op de conclusie. Op de figuur is te zien dat een transparant exoskelet reeds een positieve invloed heeft op het koppel dat de mens moet leveren, omdat de transparante modus wegens vertraging in de regelaar toch niet zo transparant is voor zo'n snelle verstoring. Ook de hoekverstoring is een stuk kleiner dan zonder het exoskelet. De koppels vertonen bovendien veel minder oscillaties, vooral wat het enkelkoppel betreft. Zonder het exoskelet gaat de mens ook veel sterker door zijn knieën. Anderzijds keert de mens met exoskelet trager terug naar zijn rustpositie (zie ook Figuur 4.21). Zoals te verwachten levert het exoskelet slecht een beperkt koppel, maar het werkt de mens soms ook tegen bij het behouden van zijn evenwicht. Dit is te zien aan de koppels van mens en exoskelet, die soms een tegengesteld teken vertonen. Figuur 4.15 toont de resultaten van de evenwichtsverliesdetector. $p_{evenwicht,tot}$ is logischerwijs altijd gelijk aan 1 omdat geen enkel evenwichtscriterium is gebruikt om een transparant exoskelet te verkrijgen. Interessanter is de vergelijking tussen CP en CoM. Het herstelpunt voorspelt reeds 75ms na de start van de impact (die ±40ms duurt) dat de mens zijn evenwicht aan het verliezen is, terwijl het zwaartepunt dit pas 150ms later doet. Dit komt omdat het herstelpunt ook de versnelling in rekening brengt. De snelheid vertoont echter veel meer ruis dan de positie, waardoor $p_{evenwicht,CP}$ eveneens veel meer oscilleert. De asymmetrische filter zal dit grotendeels oplossen. Het zwaartepuntcriterium geeft anderzijds langer aan dat de mens onstabiel is, vermits tijdens een normale beweging het herstelpunt grotere waarden vertoont dan het zwaartepunt. De proefpersoon vindt dat het transparante exoskelet hem reeds ondersteunt, waardoor de perturbatie kleiner lijkt dan wanneer hij geen exoskelet aan heeft.

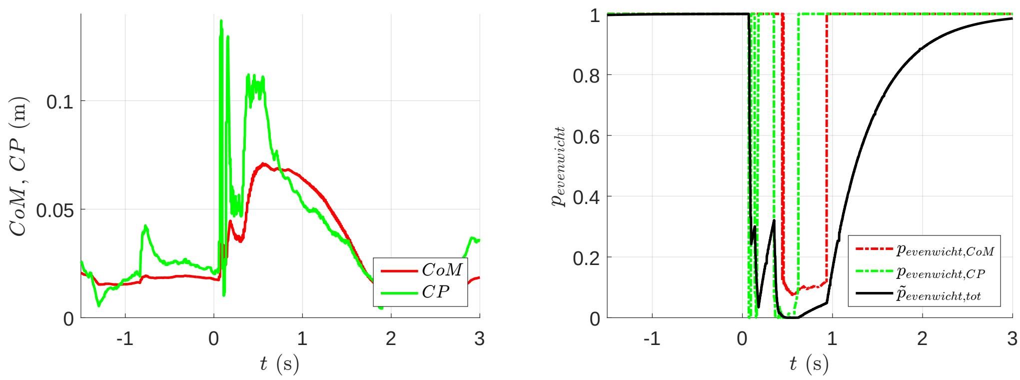
4.7.5 Resultaat: exoskelet met MPC regelaar

Figuur 4.16 toont het experiment met exoskelet aangestuurd met de MPC regelaar uit sectie 4.2.1. De gewrichtshoeken en totale koppels zijn gelijkaardig aan die voor



Figuur 4.16: Hoek- en koppelverloop bij een grote verstoring van het evenwicht met het exoskelet aangestuurd door een MPC regelaar.

een transparant exoskelet. Een belangrijk verschil is wel dat het exoskelet nu koppels levert met hetzelfde teken als de mens en een deel van het koppel van hem overneemt, wat nog groter kan zijn indien noodzakelijk voor de verzwakte mens en een krachtiger exoskelet ter beschikking is. Figuur 4.17 toont de gebruikte evenwichtscriteria. Hierop is duidelijk het effect van de asymmetrische filter te zien. Dankzij de filter zal ondanks de sterke oscillaties van het CP toch $\tilde{p}_{evenwicht,tot} \approx 0$. Vanaf 85ms na de impact blijft $\tilde{p}_{evenwicht,tot}$ onder de 30%. Nadat het zwaartepunt en het herstelpunt voorspellen dat de mens terug in evenwicht is, blijft de evenwichtsregelaar nog even

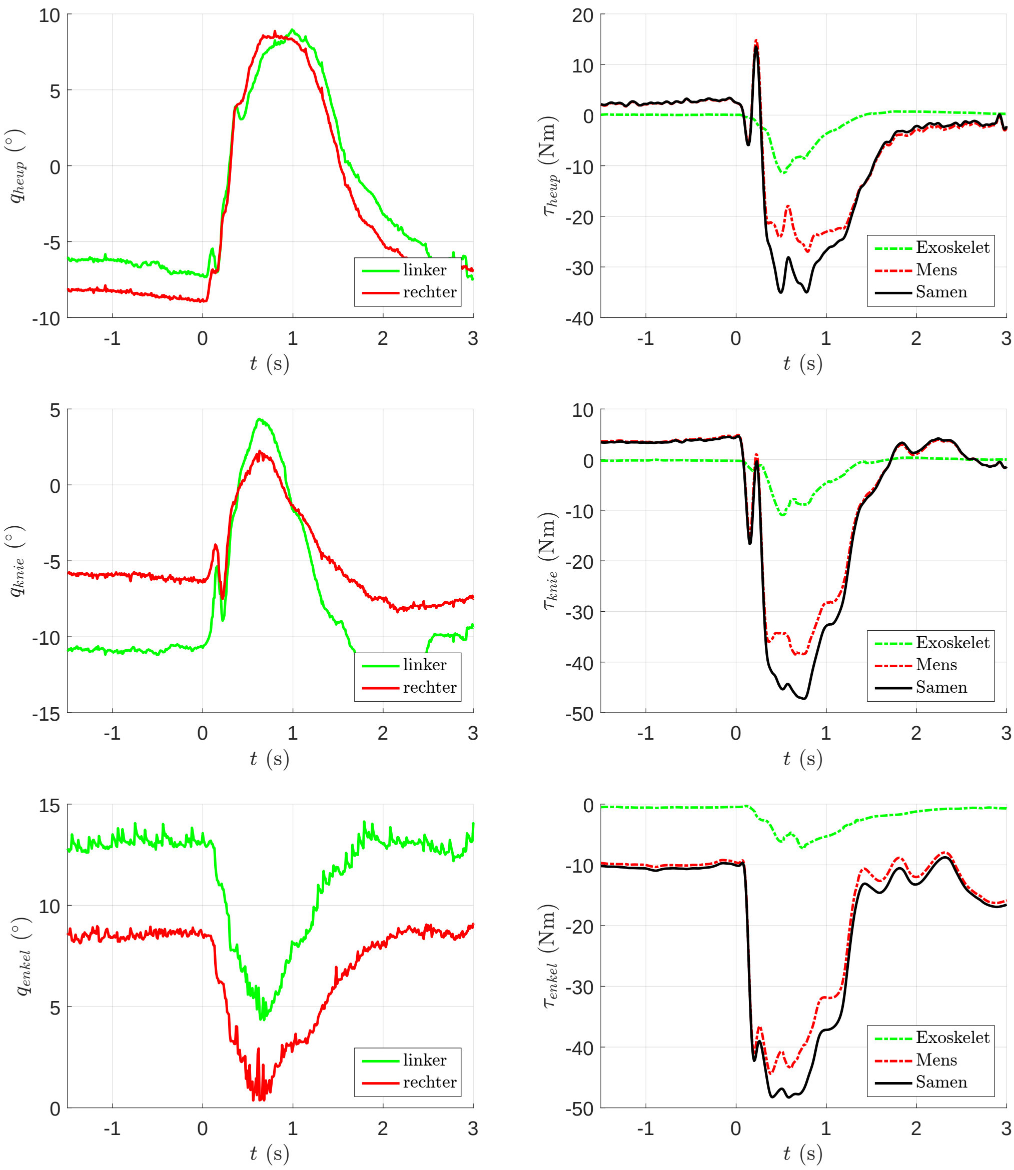


Figuur 4.17: Verloop van CoM en CP en hun evenwichtscriteria voor ondersteuning met het exoskelet aangestuurd via een MPC regelaar.

actief. Na zo'n zware verstoring vindt de proefpersoon dit echter niet hinderlijk. Ook bemerkt hij dat in vergelijking met het transparante exoskelet hij vooral meer ondersteuning voelt ter hoogte van de heup, dit is in overeenstemming met het opgemeten ondersteunende koppel dat eveneens het grootst is voor het heupgewricht.

4.7.6 Resultaat: exoskelet met terugkoppelingsregelaar

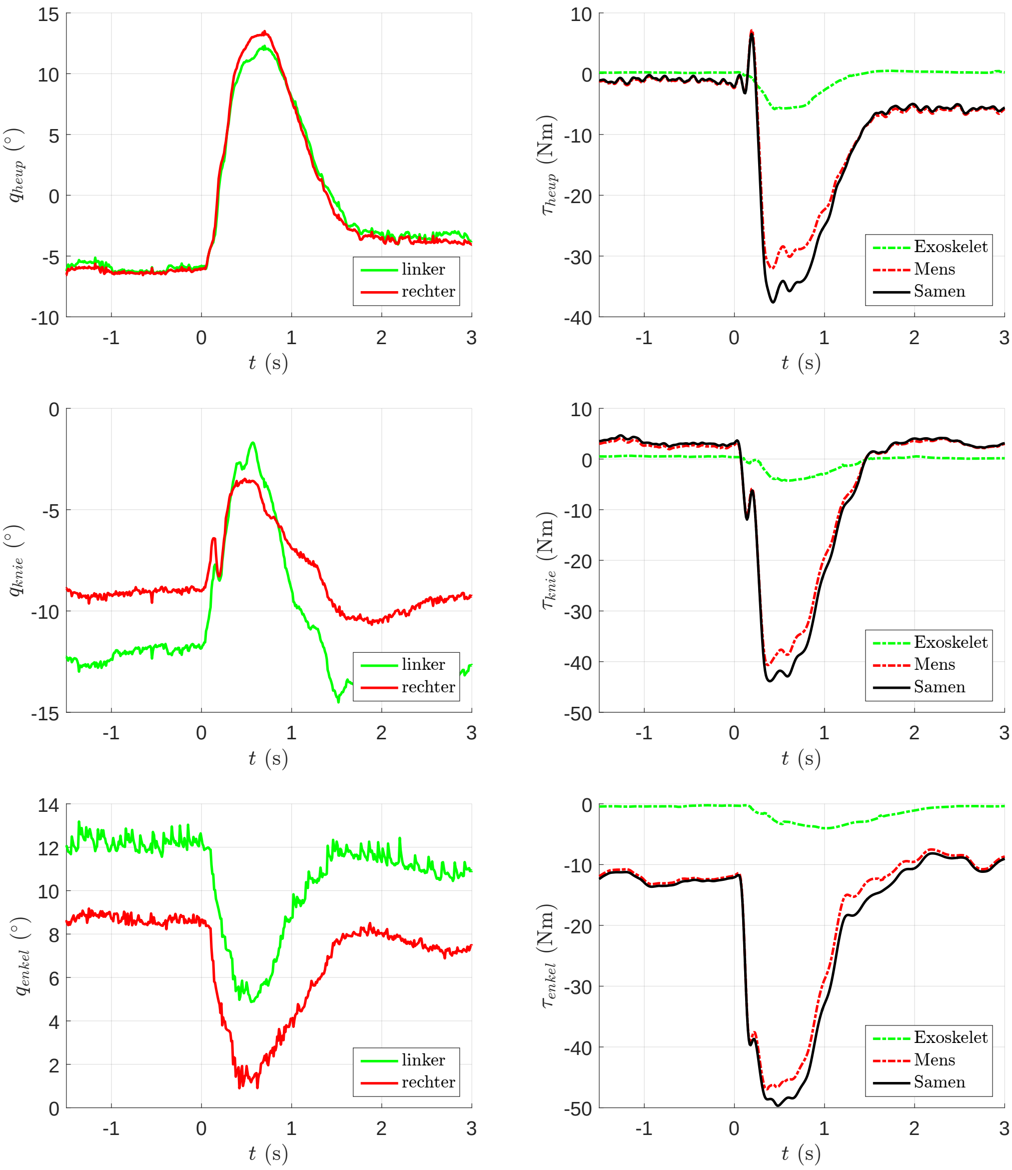
Figuur 4.18 is het resultaat van de evenwichtsregelaar met de terugkoppelingsconstanten voor een heupstrategie uit sectie 4.2.2. Hier is gekozen voor de heupstrategie, vermits dit ook de beweging is die de mens maakt zonder exoskelet bij deze verstoring. Het resultaat komt sterk overeen met de MPC regelaar, maar levert een iets kleinere heuphoek op en vertoont de neiging om de knie te overstrekken. Ook de proefpersoon merkt weinig verschil tussen deze twee regelaars.



Figuur 4.18: Hoek- en koppelverloop bij een grote verstoring van het evenwicht met het exoskelet aangestuurd door een terugkoppelingsregelaar met een heupstrategie.

4.7.7 Resultaat: exoskelet zonder trajectvoorspeller ($\ddot{q}_d = 0$)

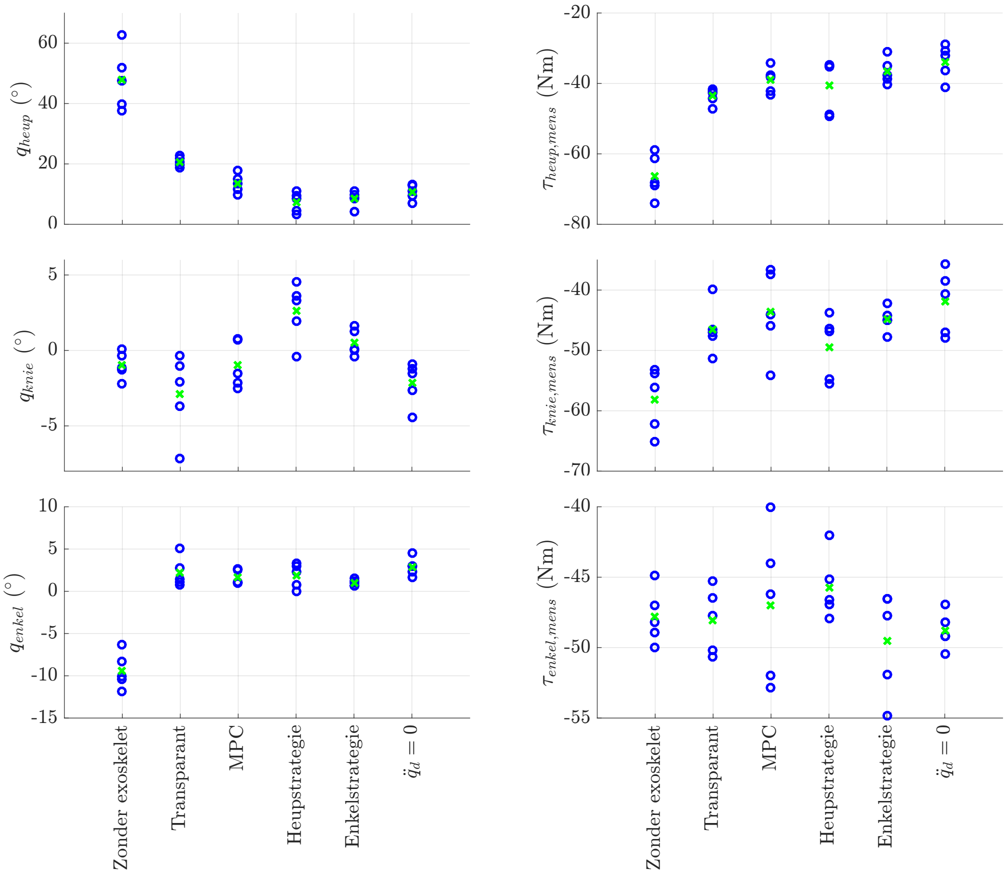
Wegens de grote gelijkenis tussen de MPC en de terugkoppelingsregelaar is het interessant om te bekijken wat de bijdrage is van deze trajectvoorspellers. Hiervoor analyseert deze sectie de situatie zonder trajectvoorspeller door de gewenste versnelling $\ddot{q}_d$ uit Figuur 4.1 gelijk aan nul te stellen. Figuur 4.19 is het resultaat van dit experiment. Logischerwijs zijn de koppels die het exoskelet levert kleiner dan in de voorgaande experimenten met MPC en terugkoppelingsregelaar, maar het is toch op-



Figuur 4.19: Hoek- en koppelverloop bij een grote verstoring van het evenwicht met exoskelet aangestuurd zonder een trajectvoorspeller ($\ddot{q}_d = 0$).

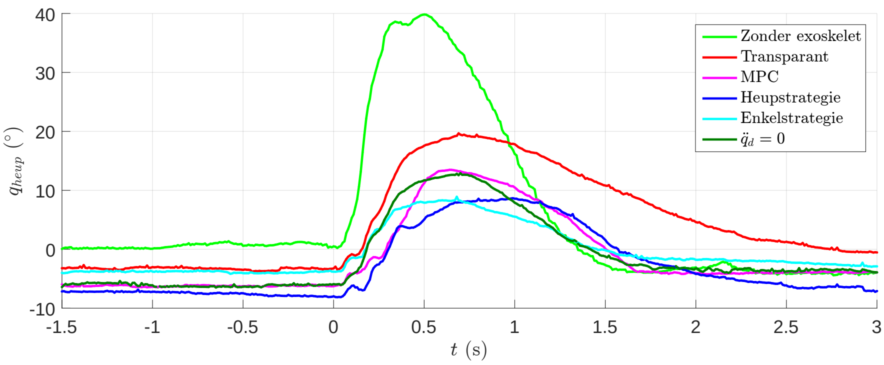
merkelijk dat het exoskelet voor alle gewrichten koppels levert in dezelfde zin en met succes de mens ondersteunt. Een voordeel van deze methode is dat het veel minder oscillaties vertoont in de koppels. Dit is vooral merkbaar wanneer de proefpersoon zichzelf buiten het toegelaten gebied houdt om zo de evenwichtscorrigerende actie van het exoskelet te voelen. Bijkomende testsituaties zijn echter noodzakelijk om te kijken of deze methode ook in andere situaties correcte koppels oplevert.

4.7.8 Resultaat: vergelijking



Figuur 4.20: Samenvatting van de maximale waarden voor de gewrichtshoeken en -koppels die de mens levert uitgemiddeld over links en rechts. De blauwe cirkeltjes stellen de verschillende uitvoeringen voor en het groene kruisje de gemiddelde waarde.

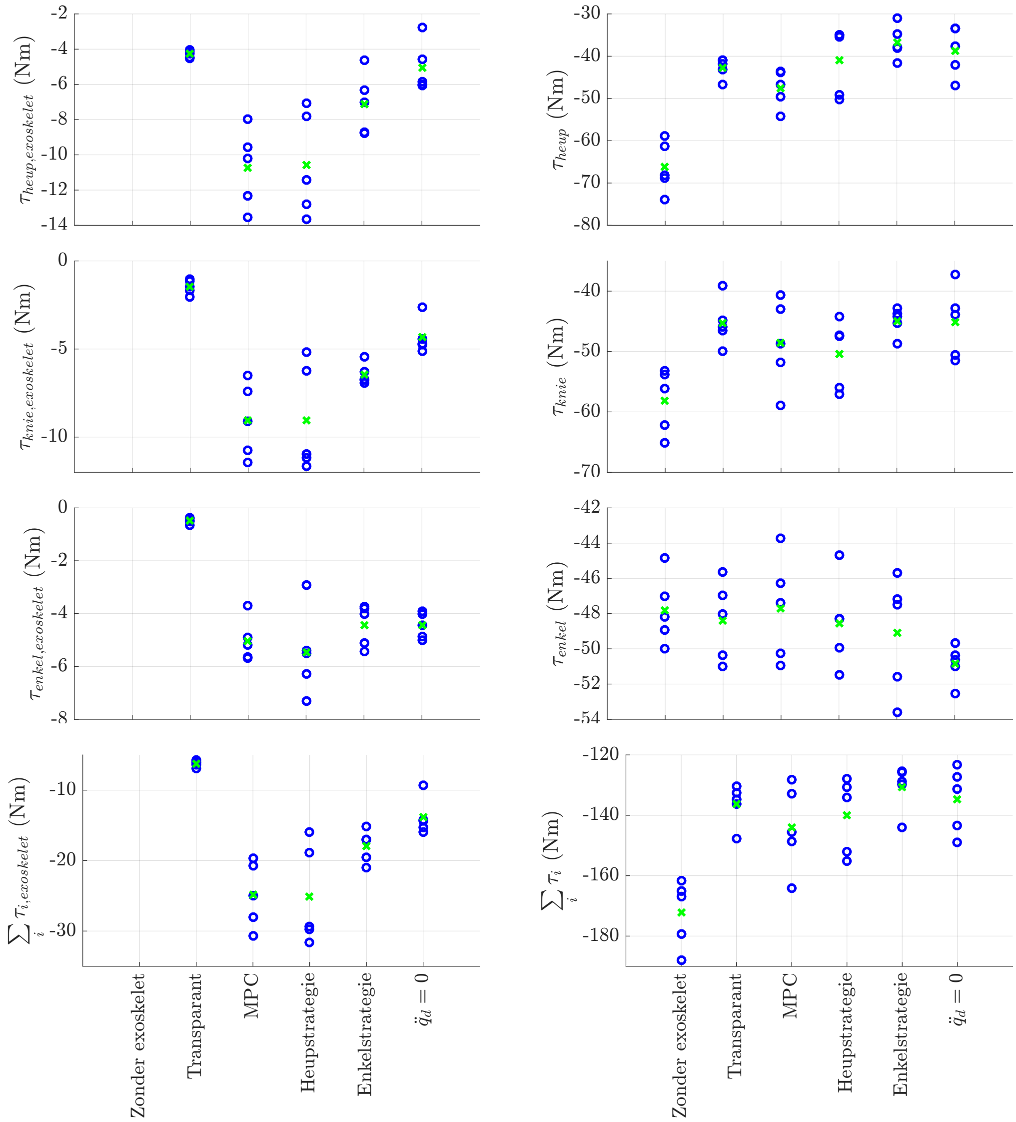
Figuur 4.20 geeft een samenvatting van de verschillende experimenten. Naast de terugkoppelingsregelaar met heupstrategie is ook de versie met een enkelstrategie ter vergelijking weergegeven. Wat betreft de heup- en enkelhoek zorgt het exoskelet voor een sterke afname van de beweging. Alle evenwichtsregelaars beperken de uitwijking van de heuphoek nog verder, terwijl de enkelhoek ongeveer constant blijft. Figuur 4.21 vergelijkt het verloop van de uitgemiddelde heuphoek over links en rechts. Het exoskelet zonder regelaar zorgt ervoor dat de mens veel trager terugkeert naar evenwicht. De regelaars compenseren dit grotendeels, maar zonder exoskelet bereikt de mens steeds eerder zijn rustpositie. Voor de kniehoek is er geen duidelijk effect tussen de situaties met en zonder exoskelet. De knie heeft immers een ondergeschikte rol bij de evenwichtsstrategieën (heup- en enkelstrategie) die de mens toepast om zijn evenwicht te behouden zonder een stap te zetten. Dit bevestigt ook de veronderstelling dat de mens zijn knieën nauwelijks beweegt tijdens stilstand. De



Figuur 4.21: Vergelijking van de heuphoek tussen de verschillende evenwichtsregelaars uitgemiddeld over links en rechts.

terugkoppelingsregelaar met heupstrategie vertoont wel de neiging om de knie te overstrekken. Het heupkoppel vertoont een gelijkaardig effect aan de heuphoek: met het exoskelet vermindert die drastisch en de evenwichtsregelaars verminderen die verder in beperkte mate. Ook bij het kniekoppel heeft het exoskelet een positief effect, vooral met de MPC en de $\ddot{q}_d = 0$ regelaar. De terugkoppelingsregelaar met heupstrategie verhoogt het koppel lichtjes. Bemerk wel dat de terugkoppelingsregelaars geen trajectvoorspelling doen voor het kniegewricht. De enkelkoppels die de mens levert, variëren slechts gering voor de verschillende situaties, zowel positief als negatief. De MPC en terugkoppelingsregelaar met heupstrategie beperken de koppels wel lichtjes.

Figuur 4.22 toont de koppels die het exoskelet levert (linkse grafieken) en die de mens en het exoskelet samen leveren (rechtse grafieken). De algemene trend is dat het dragen van een exoskelet de totale koppels sterk vermindert, maar dat de evenwichtsregelaar die soms weer lichtjes doet stijgen. De koppels die het exoskelet levert, verminderen enerzijds de koppels die de mens levert, en anderzijds de hoekuitwijking die de mens uitvoert ten gevolge van de verstoring. Het effect is echter eerder klein en is afhankelijk van de evenwichtsregelaar. Experimenten met een krachtiger exoskelet zijn nuttig om de bijdrage van de evenwichtsregelaar duidelijker in kaart te brengen. De koppels die het exoskelet levert, zijn altijd groter met evenwichtsregelaar dan in de transparante modus. Enkel de $\ddot{q}_d = 0$ heeft een uitvoering waarvoor dit niet geldt voor het heupkoppel. De MPC regelaar komt sterk overeen met de heupstrategie. De geleverde koppels zijn kleiner bij de enkelstrategie en nog kleiner bij $\ddot{q}_d = 0$.



Figuur 4.22: Samenvatting van de maximale waarden voor de gewrichtskoppels die het exoskelet levert (linkse vier grafieken) en die de mens en exoskelet samen leveren (rechtse vier grafieken) uitgemiddeld over links en rechts.

4.8 Besluit van dit hoofdstuk

Niet gemodelleerde flexibiliteiten tussen de mens en de encoders van het exoskelet leveren drastische fouten op in de evenwichtsregelaar. Via redelijke veronderstellingen zijn die fouten gedeeltelijk weg te werken, zoals de aanname dat de voeten altijd vlak op de grond staan. Deze veronderstelling is echter situatieafhankelijk. Het is beter om een probleem aan de basis aan te pakken, o.a. door een stijvere verbinding tussen mens en (de encoders van) het exoskelet te realiseren.

Desalniettemin toont dit hoofdstuk aan dat een evenwichtsregelaar gebaseerd op een evenwichtsdetector en een voorspeller van het menselijk gedrag potentieel vertoont om de mens met succes te ondersteunen bij het behouden van zijn evenwicht tijdens dagdagelijkse activiteiten. Zoals gewenst verhindert het exoskelet de mens niet om een reikbeweging uit te voeren. Anderzijds is het exoskelet een grote hulp bij een evenwichtsverstoring, waardoor die verstoring voor de mens kleiner lijkt dan bij dezelfde verstoring zonder exoskelet. Een groot deel hiervan is toe te schrijven aan de inertie van het exoskelet, die anderzijds ongewenst is op het moment dat de mens in evenwicht is. De opgemeten koppels en de proefpersoon geven allebei aan dat de evenwichtsregelaar de mens extra helpt bij het behouden van zijn evenwicht en vooral verlaagde heupkoppels voor de mens oplevert. De koppels die het exoskelet levert zorgen enerzijds deels voor een vermindering van het koppel dat de mens moet leveren en anderzijds voor een kleinere verstoring van het evenwicht. Experimenten met een krachtiger exoskelet zijn noodzakelijk om te bestuderen of deze evenwichtsregelaar ook met succes een groter percentage van de mens kan overnemen.

Hoofdstuk 5

Besluit

Het doel van de thesis was om een biomimetische evenwichtsregelaar te ontwerpen voor een exoskelet dat een verzwakte persoon ondersteunt aan de onderste ledematen. Hierbij is het de bedoeling dat de mens steeds de controle behoudt over zijn doen en laten, maar dat het exoskelet comfortabel ingrijpt zoals de mens dat wenst wanneer hij zijn evenwicht dreigt te verliezen. Belangrijk is dat het exoskelet op zijn minst koppels geeft met hetzelfde teken als wat een gezonde mens levert en dat hij hiermee de mens helpt door een deel van zijn koppels over te nemen. Deze thesis spitst zich toe op het evenwicht tijdens stilstand, maar stelt een methode voor die uitbreidbaar is naar andere situaties, zoals stappen of trappen nemen.

Uit de simulaties volgt dat een modelvoorspellende regelaar (Eng. Model Predictive Control [MPC]) met evenwichtsverliesdetector succesvol de mens comfortabel ondersteunt wanneer nodig en anderzijds niet ingrijpt wanneer de mens een toegelaten beweging uitvoert. De MPC regelaar minimaliseert de koppels over een zekere tijdshorizon en houdt rekening met de fysische grenzen van het systeem. De evenwichtsverliesdetector zorgt ervoor dat eenmaal hij een evenwichtsverlies detecteert, het exoskelet niet de minimale koppels levert om nog net in evenwicht te zijn, maar dat hij ingrijpt zoals een gezonde mens dat zou doen om hem terug naar een volledig gestrekte rustpositie te brengen.

Het belangrijkste verschil tussen de simulaties en de experimenten is de flexibiliteit van het exoskelet. Vooral de heupband vertoont een grote vervormbaarheid, waardoor de opgemeten heuphoeken met behulp van de encoders op het exoskelet niet correct zijn. De veronderstelling dat beide voeten vlak op de grond staan, lost dit probleem hier op, maar een aanpassing aan het exoskelet is noodzakelijk om de overgang naar meer algemene bewegingen te kunnen maken. De verbinding van het exoskelet aan de benen met behulp van de braces vertoont een backlash effect, waardoor op de evenwichtsgrens oscillaties ontstaan. Een asymmetrische filter lost dit probleem gedeeltelijk op.

De evenwichtsregelaar die als beste naar voren komt uit de simulaties is vervolgens onderworpen aan een experimentele validatie. De evenwichtsverliesdetector baseert zich op het zwaartepunt en het herstelpunt van de mens en exoskelet samen om te bepalen of ze samen momenteel in evenwicht zijn. De grenzen die de evenwichtsverliesdetector toelaat zijn bepaald uit een reikexperiment die de normale bewegingsruimte van een stilstaande mens moet beschrijven. Op die manier kan het exoskelet reeds ingrijpen wanneer de mens buiten zijn normale gebied gaat en niet pas van wanneer het fysisch onmogelijk is om het evenwicht te bewaren. Naast de MPC regelaar is ook met succes een feedbackregelaar uit de literatuur gebruikt om het evenwichtscorrigerend traject te voorspellen. Dit toont alvast de flexibiliteit van de voorgestelde methode aan.

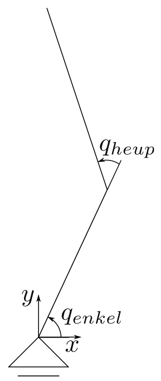
Uit de experimenten volgt dat het exoskelet reeds zonder evenwichtsregelaar een positief effect heeft op de stabiliteit van de mens en de koppels die de mens levert, drastisch doet afnemen. Daarnaast zijn de hoekuitwijkingen eveneens veel kleiner en voelt eenzelfde verstoring voor de proefpersoon veel kleiner aan met een exoskelet. De evenwichtsregelaars doen het koppel dat de mens levert en de hoekuitwijkingen verder dalen, vooral wat betreft het heupgewricht. Dit is in overeenstemming met de bevindingen van de proefpersoon. Voor de andere gewrichten hangt het resultaat meer af van de gebruikte evenwichtsregelaar. Vooral de MPC en de feedbackregelaar met heupstrategie doen het goed. De bijdrage van het exoskelet is echter relatief klein en geeft ook gedeeltelijk aanleiding tot een verhoogd totaal koppel, waardoor het koppel van de mens minder afneemt dan verwacht. Het herhalen van de experimenten op meerdere proefpersonen en met een krachtiger exoskelet zijn noodzakelijk om het effect van de evenwichtsregelaars nauwkeuriger te bestuderen.

De voorgestelde regelaar biedt dus potentieel voor het assisteren van verzwakte personen bij het behouden van hun evenwicht, maar kan ook in industriële toepassingen valongelukken voorkomen. De evenwichtsregelaar is uitbreidbaar naar andere situaties zoals stappen, mits het gebruiken van een aangepaste trajectvoorspeller. De evenwichtsverliesdetector zal dan gebruik moeten maken van de geëxtrapoleerde steunbasis, zoals in de literatuur besproken, om te bepalen of de mens al dan niet in evenwicht is. Een andere belangrijke uitbreiding is het integreren van het capaciteitstekort in de ondersteunende component. Zoals aangetoond in de simulaties heeft dit het potentieel om de regelaar substantieel te verbeteren voor verzwakte personen.

Bijlagen

Bijlage A

Dubbele omgekeerde slinger: uitwerking formules



Figuur A.1: Voorstelling van de dubbele omgekeerde slinger met definitie van de enkel- en heuphoek.

Figuur A.1 toont de dubbele omgekeerde slinger en de definities van de enkel- en heuphoek. Tabel 3.1 geeft de definitie van alle gebruikte karakteristieken.

A.1 Zwaartepunt

Het zwaartepunt is gegeven door:

$$\begin{aligned}
CoM_{benen}(q) &= \begin{bmatrix} c_{benen}\cos(q_{enkel}) \\ c_{benen}\sin(q_{enkel}) \end{bmatrix} \\
CoM_{romp}(q) &= \begin{bmatrix} c_{romp}\cos(q_{heup}+q_{enkel}) + l_{benen}\cos(q_{enkel}) \\ c_{romp}\sin(q_{heup}+q_{enkel}) + l_{benen}\sin(q_{enkel}) \end{bmatrix} \\
CoM(q) &= \frac{CoM_{benen}(q)m_{benen} + CoM_{romp}(q)m_{romp}}{m_{romp}+m_{benen}}
\end{aligned} \tag{A.1}$$

De eerste afgeleide van het zwaartepunt naar de tijd is:

$$\begin{aligned}
Co\dot{M}_{benen}(\dot{q},q) &= \begin{bmatrix} -c_{benen}\sin(q_{enkel})\dot{q}_{enkel} \\ c_{benen}\cos(q_{enkel})\dot{q}_{enkel} \end{bmatrix} \\
Co\dot{M}_{romp}(\dot{q},q) &= \begin{bmatrix} -c_{romp}\sin(q_{heup}+q_{enkel})(\dot{q}_{enkel}+\dot{q}_{heup}) - l_{enkel}\sin(q_{enkel})\dot{q}_{enkel} \\ c_{romp}\cos(q_{heup}+q_{enkel})(\dot{q}_{enkel}+\dot{q}_{heup}) + l_{enkel}\cos(q_{enkel})\dot{q}_{enkel} \end{bmatrix} \\
Co\dot{M}(\dot{q},q) &= \frac{Co\dot{M}_{benen}(\dot{q},q)m_{benen} + Co\dot{M}_{romp}(\dot{q},q)m_{romp}}{m_{romp}+m_{benen}}
\end{aligned} \tag{A.2}$$

De tweede afgeleide van het zwaartepunt naar de tijd is:

$$\begin{aligned}
Co\ddot{M}_{benen}(\ddot{q},\dot{q},q) &= \begin{bmatrix} -c_{benen}\sin(q_{enkel})\ddot{q}_{enkel} - c_{benen}\cos(q_{enkel})(\dot{q}_{enkel})^2 \\ c_{benen}\cos(q_{enkel})\ddot{q}_{enkel} - c_{benen}\sin(q_{enkel})(\dot{q}_{enkel})^2 \end{bmatrix} \\
Co\ddot{M}_{romp}(\ddot{q},\dot{q},q) &= \begin{bmatrix} -c_{romp}\sin(q_{heup}+q_{enkel})(\ddot{q}_{enkel}+\ddot{q}_{heup}) \\ \quad -c_{romp}\cos(q_{heup}+q_{enkel})(\dot{q}_{enkel}+\dot{q}_{heup})^2 \\ \quad -l_{enkel}\sin(q_{enkel})\ddot{q}_{enkel} \\ \quad -l_{enkel}\cos(q_{enkel})\dot{q}_{enkel}^2 \\ -c_{romp}\sin(q_{heup}+q_{enkel})(\dot{q}_{enkel}+\dot{q}_{heup})^2 \\ \quad +c_{romp}\cos(q_{heup}+q_{enkel})(\ddot{q}_{enkel}+\ddot{q}_{heup}) \\ \quad +l_{enkel}\cos(q_{enkel})\ddot{q}_{enkel} \\ \quad -l_{enkel}\sin(q_{enkel})\dot{q}_{enkel}^2 \end{bmatrix} \\
Co\ddot{M}(\ddot{q},\dot{q},q) &= \frac{Co\ddot{M}_{benen}(\ddot{q},\dot{q},q)m_{benen} + Co\ddot{M}_{romp}(\ddot{q},\dot{q},q)m_{romp}}{m_{romp}+m_{benen}}
\end{aligned} \tag{A.3}$$

A.2 Inverse dynamica

Het verband tussen de gewrichtshoeken en -koppels is

$$M(q)\ddot{q} + C(\dot{q},q)\dot{q} + G(q) = \tau \tag{A.4}$$

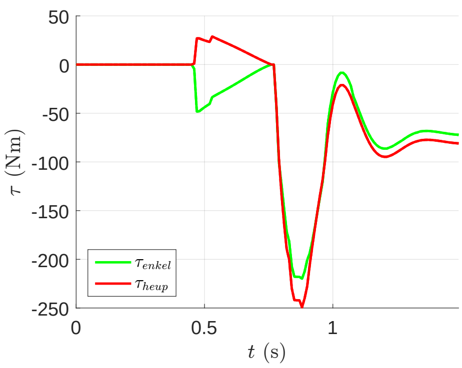
met q de gewrichtshoeken, τ de gewrichtskoppels, M de massamatrix, C de coriolis en centrifugale matrix en G de gravitatievector gegeven door:

$$M = \begin{bmatrix} I_{benen} + I_{romp} + c_{benen}^2 m_{benen} + (l_{benen}^2 + c_{romp}^2) m_{romp} + 2c_{romp} l_{benen} m_{romp} \cos(q_{heup}) & I_{romp} + c_{romp}^2 m_{romp} + c_{romp} l_{benen} m_{romp} \cos(q_{heup}) \\ I_{romp} + c_{romp}^2 m_{romp} + c_{romp} l_{benen} m_{romp} \cos(q_{heup}) & I_{romp} + c_{romp}^2 m_{romp} \end{bmatrix} \tag{A.5}$$

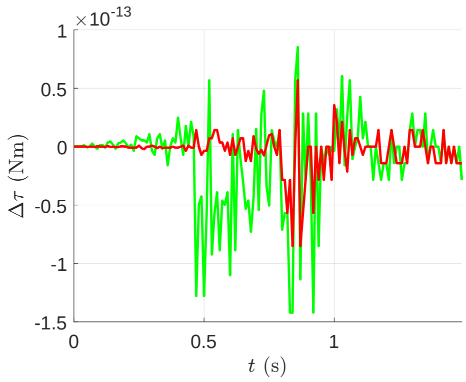
$$C = \begin{bmatrix} -2c_{romp} l_{benen} m_{romp} \sin(q_{heup}) \dot{q}_{heup} & -c_{romp} l_{benen} m_{romp} \sin(q_{heup}) \dot{q}_{heup} \\ c_{romp} l_{benen} m_{romp} \sin(q_{heup}) \dot{q}_{enkel} & 0 \end{bmatrix} \tag{A.6}$$

$$G = \begin{bmatrix} (l_{benen} m_{romp} + c_{benen} m_{benen}) \cos(q_{enkel}) + c_{romp} m_{romp} \cos(q_{heup} + q_{enkel}) \\ c_{romp} m_{romp} \cos(q_{heup} + q_{enkel}) \end{bmatrix} g \tag{A.7}$$

Deze matrices zijn berekend via de methode van virtuele arbeid: de arbeid geleverd door elke virtuele verplaatsing δq_{enkel} en δq_{heup} moet gelijk zijn aan nul. Figuur A.2 toont de validatie van deze matrices door voor een gegeven traject van de gewrichtshoeken, de koppels eveneens te berekenen door voor elk star lichaam van Figuur 3.1 het krachten- en momentenevenwicht uit te schrijven. Het verschil tussen beide is volledig toe te schrijven aan de machinenauwkeurigheid.



(a) Koppelverloop volgens de methode van de virtuele arbeid.



(b) Verschil tussen het koppel volgens virtuele arbeid en krachten- en momentenevenwicht.

Figuur A.2: Validatie van de matrices M (A.5) en C (A.6) en vector G (A.7), door de bekomen koppels voor een gegeven traject te vergelijken tussen de methode van de virtuele arbeid en deze van het krachten- en momentenevenwicht.

Bijlage B

Schatting grondreactiekrachten

Tijdens de validatie van de evenwichtsregelaar (zie sectie 4.3) is een eenvoudige verdeling verondersteld van de grondreactiekrachten tussen de linker- en de rechtervoet. Er bestaan hiervoor meer geavanceerde methodes, maar voor het uitgevoerde experiment en de gegeven sensoren in het sagittale vlak bood dit geen meerwaarde. Mistry et al. bespreekt een methode waarbij de grondreactiekrachten volgen uit de (gewogen) minimalisatie van alle gewrichtskoppels.[51] Deze appendix bespreekt een methode die de resulterende momenten die de voeten uitoefenen op de grond, minimaliseert via een optimale verdeling van grondreactiekrachten tussen de linker- en de rechtervoet. Dit is te verantwoorden aangezien het contactoppervlak van elke voet relatief klein is t.o.v. de totale steunbasis. Een mispositionering van de voeten kan in slechts zeer beperkte mate gecorrigeerd worden door een verhoogd resulterend moment.

De (grondreactie)krachten en momenten geleverd ter hoogte van de enkels, moeten equivalent zijn aan de krachten en momenten geleverd door de virtuele verbinding tussen de grond en de zwevende basis:

$$F_{zb} = F_l + F_r \tag{B.1}$$

$$M_{zb} = M_l + M_r + p^l_{zb} \times F_l + p^r_{zb} \times F_r \tag{B.2}$$

waarbij de afgekorte index zb staat voor *zwevende basis*, l voor *linkerenkel* en r voor *rechterenkel*. Uit substitutie van B.1 en $F \triangleq F_l - \frac{F_{zb}}{2}$ in B.2 en de veronderstelling dat M_l en M_r minimaal zijn (d.i. $M_l \approx M_r \approx 0$) volgt:

$$(p^l_{zb} - p^r_{zb}) \times F \approx M_{zb} - (p^l_{zb} + p^r_{zb}) \times \frac{F_{zb}}{2} \tag{B.3}$$

Door dit stelsel met als enige onbekende F op te lossen via een singuliere waarden ontbinding bekomen we een F die zo equivalent mogelijk is aan F_{zb} en M_{zb}. Dit houdt in dat M_l en M_r minimaal zijn. Indien meerdere oplossingen bestaan is de bekomen F eveneens de minimale F. Dankzij de gekozen definitie voor F betekent dit een zo gelijkmatig mogelijke verdeling van de grondreactiekrachten tussen de linker- en rechtervoet:

$$F_l = \frac{F_{zb}}{2} + F \tag{B.4}$$

$$F_r = F_{zb} - F_l \tag{B.5}$$

Uit B.2 volgt dan het moment dat de enkels nog moeten leveren:

$$M_l + M_r = M_{zb} - p_{zb}^l \times F_l - p_{zb}^r \times F_r \tag{B.6}$$

De verdeling hiervan over de linker- en rechterenkel is vrij te kiezen, maar vermits de steunbasis van elke voet beperkt is, is een logische veronderstelling dat het drukcentrum voor beide voeten relatief op dezelfde plaats ligt, wat betekent dat:

$$M_l = (M_l + M_r)\frac{F_{l,\perp}}{F_{zb,\perp}} \tag{B.7}$$

$$M_r = (M_l + M_r)\frac{F_{r,\perp}}{F_{zb,\perp}} \tag{B.8}$$

met $F_{i,\perp}$ de component loodrecht op de grond.

Bibliografie

[1] J. Englsberger, C. Ott, M. a. Roa, A. Albu-Schäffer, and G. Hirzinger, "Bipedal walking control based on capture point dynamics," *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4420–4427, 2011.

[2] C. Kisner and L. A. Colby, *Therapeutic Exercise: Foundtion and Techniques*. F.A. Davis, 6 ed., 2012.

[3] S. Park, F. B. Horak, and A. D. Kuo, "Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing," *Experimental Brain Research*, vol. 154, no. 4, pp. 417–427, 2004.

[4] S. Kim, C. G. Atkeson, and S. Park, "Perturbation-dependent selection of postural feedback gain and its scaling," *Journal of Biomechanics*, vol. 45, no. 8, pp. 1379–1386, 2012.

[5] VTM NIEUWS, "Marieke stapt voor het eerst in 15 jaar,". http://nieuws.vtm.be/binnenland/155908-marieke-stapt-voor-het-eerst-15-jaar (Bezocht op 2016-04-09).

[6] L. Alsteens and De Standaard, "Bionisch pak geeft verlamden ook mentale boost,". http://www.standaard.be/cnt/dmf20160308_02172052 (Bezocht op 2016-04-09).

[7] HLN.be, "Tests met exoskelet leveren spectaculair resultaat op voor verlamde mensen,". http://www.hln.be/hln/nl/961/Wetenschap/article/detail/2640045/2016/03/08/Tests-met-exoskelet-leveren-spectaculair-resultaat-op-voor-verlamde-mensen.dhtml (Bezocht op 2016-04-09).

[8] VTM Telefacts, "En toen wandelde Marc Herremans weer. . . ,". http://vtm.be/telefacts/en-toen-wandelde-marc-herremans-weer (Bezocht op 2016-04-09).

[9] Centers for Disease Control and Prevention, "Important Facts about Falls | Home and Recreational Safety | CDC Injury Center.". http://www.cdc.gov/homeandrecreationalsafety/falls/adultfalls.html (Bezocht op 2016-01-18).

[10] B. J. Vellas, S. J. Wayne, L. J. Romero, R. N. Baumgartner, and P. J. Garry, "Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers.," *Age and ageing*, vol. 26, no. 3, pp. 189–93, 1997.

[11] J. a. Stevens, P. S. Corso, E. a. Finkelstein, and T. R. Miller, "The costs of fatal and non-fatal falls among older adults.," *Injury prevention : journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention*, vol. 12, no. 5, pp. 290–295, 2006.

[12] "Mirad.". http://www.mirad-sbo.be/ (Bezocht op 2016-03-26).

[13] Rewalk Robotics, "New ReWalk™ Personal 6.0 - ReWalk – More Than Walking.". http://rewalk.com/rewalk-personal-3/ (Bezocht op 2015-12-31).

[14] Ekso Bionics, "Ekso Bionics - Exoskeleton, wearable robot for people with paralysis from SCI or stroke.". http://intl.eksobionics.com/ekso (Bezocht op 2015-12-31).

[15] Rex Bionics, "Rex Bionics - Step into the Future.". http://www.rexbionics.com/ (Bezocht op 2015-12-31).

[16] P. D. Neuhaus, J. H. Noorden, T. J. Craig, T. Torres, J. Kirschbaum, and J. E. Pratt, "Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics," in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1–8, 2011.

[17] K. Low, X. L. X. Liu, and H. Y. H. Yu, "Development of NTU wearable exoskeleton system for assistive technologies," *IEEE International Conference Mechatronics and Automation, 2005*, vol. 2, no. July, pp. 1099–1106, 2005.

[18] D. Li and H. Vallery, "Gyroscopic assistance for human balance," *2012 12th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control (AMC)*, pp. 1–6, 2012.

[19] B. Graf, M. Hans, and R. D. Schraft, "Care-O-bot II - Development of a Next Generation Robotic Home Assistant," *Autonomous Robots*, vol. 16, no. 2, pp. 193–205, 2004.

[20] H. Vallery, A. Bögel, C. O'Brien, and R. Riener, "Cooperative Control Design for Robot-Assisted Balance During Gait," *at - Automatisierungstechnik*, vol. 60, no. 11, pp. 715–720, 2012.

[21] H. Vallery, P. Lutz, J. von Zitzewitz, G. Rauter, M. Fritschi, C. Everarts, R. Ronsse, a. Curt, and M. Bolliger, "Multidirectional Transparent Support for Overground Gait Training," *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1–7, 2013.

[22] Fraunhofer IPA, "Care-O-bot 4.". http://www.care-o-bot-4.de/ (Bezocht op 2015-12-31).

[23] A. L. Hof, “The ’extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking,” *Human Movement Science*, vol. 27, no. 1, pp. 112–125, 2008.

[24] S.-h. Hyon, J. G. Hale, G. Cheng, and S. Member, “Full-Body Compliant Human – Humanoid Interaction : Balancing in the Presence of Unknown External Forces,” *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, vol. 23, no. 5, pp. 884–898, 2007.

[25] P. Sardain and G. Bessonnet, “Forces acting on a biped robot. Center of pressure-zero moment point,” *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, vol. 34, no. 5, pp. 630–637, 2004.

[26] J. Pratt, J. Carff, S. Drakunov, and A. Goswami, “Capture point: A step toward humanoid push recovery,” *Proceedings of the 2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, HUMANOIDS*, pp. 200–207, 2006.

[27] O. E. Ramos, N. Mansard, and P. Soueres, “Whole-body motion integrating the capture point in the operational space inverse dynamics control,” in *14th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 707–712, 2014.

[28] A. Sherikov, D. Dimitrov, and P.-b. Wieber, “Whole body motion controller with long-term balance constraints,” *Humanoids2014*, 2014.

[29] H. Herr and M. Popovic, “Angular momentum in human walking.,” *The Journal of experimental biology*, vol. 211, no. Pt 4, pp. 467–481, 2008.

[30] A. L. Hof, “The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 2, pp. 451–457, 2007.

[31] C. F. Runge, C. L. Shupert, F. B. Horak, and F. E. Zajac, “Ankle and hip postural strategies defined by joint torques,” *Gait and Posture*, vol. 10, no. 2, pp. 161–170, 1999.

[32] P. Gatev, S. Thomas, T. Kepple, and M. Hallett, “Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults,” *Journal of Physiology*, vol. 514, no. 3, pp. 915–928, 1999.

[33] B. E. Maki and W. E. McIlroy, “The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support"strategy.,” *Physical therapy*, vol. 77, no. 5, pp. 488–507, 1997.

[34] C. D. MacKinnon and D. a. Winter, “Control of whole body balance in the frontal plane during human walking,” *Journal of Biomechanics*, vol. 26, no. 6, pp. 633–644, 1993.

[35] C. E. Bauby and A. D. Kuo, “Active control of lateral balance in human walking,” *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1433–1440, Nov. 2000.

[36] B. L. Riemann, “Is there a link between chronic ankle instability and postural instability?,” *Journal of Athletic Training*, vol. 37, no. 4, pp. 386–393, 2002.

[37] J. L. McKay and L. H. Ting, “Optimization of muscle activity for task-level goals predicts complex changes in limb forces across biomechanical contexts,” *PLoS Computational Biology*, vol. 8, no. 4, 2012.

[38] M. Afschrift, F. De Groote, and F. Jonkers, “A feedback controller to predict the postural control in response to a perturbation,” *XXIV Congress of the International Society of Biomechanics (ISB), Glasgow, July 12-16*, 2015.

[39] L. H. Ting, K. W. Van Antwerp, J. E. Scrivens, J. L. McKay, T. D. J. Welch, J. T. Bingham, and S. P. DeWeerth, “Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics,” *Chaos*, vol. 19, no. 2, 2009.

[40] M. Afschrift, F. De Groote, J. De Schutter, and I. Jonkers, “The effect of muscle weakness on the capability gap during gross motor function: a simulation study supporting design criteria for exoskeletons of the lower limb.,” *Biomedical engineering online*, vol. 13, no. 1, p. 111, 2014.

[41] K. Tanghe, J. De Schutter, E. Aertbeliën, and F. De Groote, “Assistentie-zoals-nodig voor assistieve robottoestellen, gebaseerd op re altime berekeningen van het capaciteitstekort..”. https://www.kuleuven.be/onderzoek/onderzoeksdatabank/project/3E14/3E140583.htm (Bezocht op 2016-04-05).

[42] N. Thatte and H. Geyer, “Toward Balance Recovery with Leg Prostheses using Neuromuscular Model Control.,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. PP, no. 99, p. 1, 2015.

[43] P. Soetens, “RTT: Real-Time Toolkit.”. http://www.orocos.org/rtt (Bezocht op 2016-05-13).

[44] K. Tanghe, A. Harutyunyan, E. Aertbeliën, F. D. Groote, J. D. Schutter, P. Vrancx, and A. Nowé, “Predicting Seat-Off and Detecting Start-of-Assistance Events for Assisting Sit-to-Stand With an Exoskeleton,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 1, no. 2, pp. 792–799, 2016.

[45] H. J. Ferreau, C. Kirches, A. Potschka, H. G. Bock, and M. Diehl, “qpOASES: a parametric active-set algorithm for quadratic programming,” *Mathematical Programming Computation*, vol. 6, no. 4, pp. 327–363, 2014.

[46] M. Afschrift, I. Jonkers, J. De Schutter, and F. De Groote, “Mechanical effort predicts the selection of ankle over hip strategies in non-stepping postural responses [In Review],” *Journal of Neurophysiology*, 2016.

[47] S. L. Delp, J. P. Loan, and M. G. Hoy, “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures,” *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 8, pp. 757–767, 1990.

[48] G. T. Yamaguchi and F. E. Zajac, “A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism,” *Journal of Biomechanics*, vol. 22, no. 1, pp. 1–10, 1989.

[49] F. C. Anderson and M. G. Pandy, “A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 3, pp. 201–231, 1999.

[50] F. C. Anderson and M. G. Pandy, “Dynamic Optimization of Human Walking,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, no. 5, p. 381, 2001.

[51] M. Mistry, J. Buchli, and S. Schaal, “Inverse dynamics control of floating base systems using orthogonal decomposition,” *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, no. 3, pp. 3406–3412, 2010.