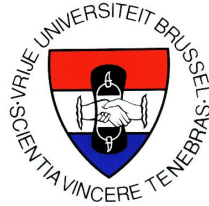


Vrije Universiteit Brussel



Faculteit Toegepaste Wetenschappen
Vakgroep Werktuigkunde

Studie van de functie van de voet bij de beweging van één- en tweepotige systemen

Petrus Monteyne

Proefschrift ingediend tot het behalen van de academische graad van
Burgerlijk Werktuigkundig Elektrotechnisch ingenieur

Promotor: Prof. Dr. ir. F. Daerden
Copromotor: Prof. Dr. ir. D. Lefeber

Academiejaar 2002-2003

Inhoudsopgave

| | |
|---|------------|
| Woord vooraf | iv |
| Samenvatting | v |
| Abstract | vi |
| Inleiding | vii |
| 1 Biomechanica van de menselijke voet | 1 |
| 1.1 Inleiding | 1 |
| 1.2 Structuur van de voet | 2 |
| 1.2.1 Het enkelgewricht | 5 |
| 1.2.2 Het subtalair gewricht | 5 |
| 1.2.3 Het transversaal tarsaal gewricht | 7 |
| 1.2.4 De tarsometatarsale gewrichten | 8 |
| 1.2.5 De metatarsofalangeale gewrichten | 9 |
| 1.2.6 De interfalangeale gewrichten | 10 |
| 1.2.7 De plantaire voetbogen | 10 |
| 1.3 Voet bij het wandelen | 14 |
| 1.3.1 Inleiding | 14 |
| 1.3.2 Periodische beweging | 14 |
| 1.3.3 Ontleding van de beweging | 16 |
| 1.3.4 Grondreactiekrachten | 20 |
| 1.4 Voet bij het lopen | 24 |
| 1.4.1 Inleiding | 24 |
| 1.4.2 Reactiekrachten en koppels | 25 |
| 1.5 Besluit | 30 |
| 2 Modelling van een sprong in Mechanics Motion | 31 |
| 2.1 Model zonder voet | 32 |
| 2.1.1 Dimensionering van het model | 33 |
| 2.1.2 Implementatie van het model | 33 |
| 2.1.3 Metingen en resultaten | 37 |
| 2.1.4 Besluit | 47 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 2.2 | Model met voet | 47 |
| 2.2.1 | Dimensionering van het model | 48 |
| 2.2.2 | Implementatie van het model | 49 |
| 2.2.3 | Metingen en resultaten. | 52 |
| 2.2.4 | Besluiten en opmerkingen | 60 |
| 3 | Theoretische uitwerking van de schok tijdens de valbeweging | 61 |
| 3.1 | Model zonder voet | 61 |
| 3.1.1 | De schokvergelijkingen | 63 |
| 3.1.2 | Energieverlies tijdens de schok | 67 |
| 3.1.3 | Resultaten | 70 |
| 3.2 | Model met een voet | 73 |
| 3.2.1 | De schokvergelijkingen | 74 |
| 3.2.2 | Energieverlies tijdens schok | 79 |
| 3.2.3 | Resultaten | 81 |
| 3.3 | Opmerkingen | 86 |
| 4 | Modellering van een stapbeweging in Mechanica Motion | 87 |
| 4.1 | Inleiding | 87 |
| 4.2 | Opbouw model in Mechanica Motion | 88 |
| 4.2.1 | Zonder voet | 88 |
| 4.2.2 | Met voet | 92 |
| 4.3 | Opstellen van de trajecten | 94 |
| 4.3.1 | Zonder voet | 94 |
| 4.3.2 | Met voet | 102 |
| 4.4 | Simulaties | 107 |
| 4.4.1 | Zonder voet | 107 |
| 4.4.2 | Met voet | 122 |
| 4.5 | Vergelijking van het model zonder voet en het model zonder voet | 134 |
| 4.6 | Opmerkingen | 135 |
| 4.7 | Besluit | 136 |
| 5 | Conclusies | 138 |
| | Woordenlijst | 140 |
| A | Implementatie springmechanisme in Mechanica Motion | 145 |
| A.1 | Bepaling traagheidsmoment en massamiddelpunt van de twee geleidingen van het model zonder voet | 145 |
| A.2 | Opbouw van het model zonder voet | 149 |
| A.2.1 | Measures | 149 |
| A.2.2 | Parameters | 152 |
| A.2.3 | Properties | 152 |
| A.2.4 | Loads | 152 |
| A.2.5 | Initial conditions | 153 |

| | | |
|----------|---|------------|
| A.2.6 | Design variables | 153 |
| A.3 | Opbouw van het model met voet | 153 |
| A.3.1 | Measures | 153 |
| A.3.2 | Parameters | 154 |
| A.3.3 | Properties | 155 |
| A.3.4 | Loads | 156 |
| A.3.5 | Initial conditions | 156 |
| A.3.6 | Design variables | 157 |
| B | Inhoud van de CD-ROM | 158 |
| B.1 | Maple | 158 |
| B.2 | Matlab | 158 |
| B.3 | Mathematica | 158 |
| B.4 | Excell | 158 |
| B.5 | Mechanica Motion | 159 |
| B.6 | Pi - hulpfiles | 159 |

Woord vooraf

Met veel plezier heb ik aan dit afstudeerwerk omtrent de functie van de voet gewerkt. Ik ben Prof. Dirk Lefeber en Prof. Frank Daerden dan ook dankbaar omdat ze mij de kans hebben geboden een studie over dit onderwerp uit te voeren. Ik wil hierbij Prof. Frank Daerden nog eens extra bedanken voor de vele uren die hij heeft gespendeerd aan de begeleiding van dit werk. Verder dank ik Friso Hagman die me de nodige info over de werking van de voet bij de mens verschaftte en Jimmy Vermeulen die een grote hulp is geweest bij het modelleren in het simulatieprogramma *Mechanica Motion*.

Ook wil ik Bjorn Verrelst en Joris Naudet bedanken voor het lenen van hun bureau alsook Nico Smets, Michaël van Damme en Karoum Badredin voor het delen van hun bureau en het aangename gezelschap tijdens het uitvoeren van de simulaties.

Een speciaal woord van dank gaat uit naar Thierry Lenoir en Omer D'Hondt die het programma *Mechanica Motion* installeerden.

Tot slot wil ik nog mijn ouders bedanken om me gedurende heel mijn studie te steunen. Ook mijn vriendin Anneke dank ik voor de steun, de interesse en het ter beschikking stellen van haar voeten.

Samenvatting

Naar aanleiding van de bouw van een tweepotige stappende robot in de vakgroep Werktuigkunde, was het nodig de functie van de voet te onderzoeken.

In een eerste fase werd een literatuurstudie omtrent de biomechanica van de menselijke voet uitgevoerd. Hierbij werden de voornaamste taken die de menselijke voet op zich neemt en de mechanismen die een belangrijke rol spelen bij het vervullen hiervan, geïdentificeerd.

Eén van de voornaamste functies van de voet is het opvangen van de schok bij het neerkomen. Aan de hand van de modellering van een ééndimensionale springer werd de werking van de voet bij impact onderzocht. Dit werd zowel gedaan aan de hand van een modellering in het multibody simulatiepakket Mechanica Motion als door middel van een theoretische uitwerking van de impactfase. Hieruit bleek dat het toevoegen van een voetgelid een sterk positieve invloed heeft op het energieverlies tijdens de impactfase.

Tenslotte werd een volledige stapbeweging van een humanoïd tweepotig mechanisme gesimuleerd in Mechanica Motion. Dit werd gedaan voor een model zonder voet en een model met voet zodat de invloed van het voetgelid kon worden nagegaan. Bij het model met voet werd getracht de beweging van het model zo dicht mogelijk bij die van de mens te brengen. Uit deze studie bleek dat het toevoegen van een voet toelaat een energetisch gunstigere beweging uit te voeren.

Abstract

The present work was done in the context of the construction of a two legged walking robot at the department of Mechanical Engineering. This robot will have actuated feet and so a thorough understanding of the function of the foot is important.

Before concentrating on the function of the foot in robotics, a study of literature concerning the biomechanics of the human foot was done. During this study the main tasks of the human foot and the mechanisms which make the foot perform as required, were identified.

One of the main functions of the foot is absorbing shock at ground impact. This property was examined using a model of a jumping leg with one degree of freedom. The jumping leg model was first simulated in the multibody simulation software Mechanica Motion and in a next phase a theoretical approach of the impact phase was made. Both showed that adding a foot results in a strong decrease of energyloss at impact.

Finally a complete gait cycle of a humanoid biped was simulated in Mechanica Motion. Simulations were made for a model with a foot as well as for a model without a foot. The movement of the model with a foot was based on a human gait cycle. During these simulations it appeared that a biped with a foot can move at a lower energetic cost.

Inleiding

De laatste jaren is de interesse in humanoïde robots sterk gestegen. Deze robots onderscheiden zich door hun dynamisch karakter. Klassieke stappende robots zijn meestal voorzien van meerdere poten, gewoonlijk zes of acht. Ze bewegen op een statische wijze, dit wil zeggen dat ze nooit het contact met de grond verbreken en dat in elke positie het massamiddelpunt van de robot zich boven de polygoon van de steunpunten bevindt. Deze robots zijn meestal zwaar en bewegen zich relatief traag voort.

De humanoïde robot van de vakgroep werktuigkunde is voorzien van een voetgelid aan elk been. Het gebruik van een voetgelid in robots is echter quasi onbestaande en de functie van dit gelid is nauwelijks bestudeerd. Het is in dit kader dat dit afstudeerwerk dient gesitueerd te worden.

Om een idee te krijgen van de functie van de voet, werd er een studie van de literatuur omtrent de biomechanica van de menselijke voet uitgevoerd. De resultaten hiervan is te vinden in hoofdstuk 1. De werking van de menselijke voet blijkt gebaseerd te zijn op een aantal complexe mechanismen. Dit geeft aan dat de preciese functie van de voet niet zo gemakkelijk aan te duiden is. De verdere studie van de voet wordt in eerste instantie beperkt tot een wandelaar in twee dimensies. Bijgevolg worden de conclusies die uit de literatuurstudie volgen, gereduceerd tot een tweedimensionale werking van de voet.

In een volgend deel wordt de werking van de voet als schokdemper onderzocht. Dit wordt gedaan aan de hand van een ééndimensionale springer. In een eerste fase wordt deze gemodelleerd in het multibody simulatieprogramma *Mechanica Motion*. In hoofdstuk 2 wordt deze modellering besproken. Er worden twee modellen opgesteld: een springer zonder voet en één met voet. De prestaties van de verschillende modellen worden dan vergeleken. In een tweede fase wordt de impactfase theoretisch benaderd aan de hand van de schokvergelijkingen. In hoofdstuk 3 worden deze schokvergelijkingen uitgewerkt en het verlies aan kinetische energie berekend. Ook dit gebeurt voor een model zonder voet en een model met voet.

Tenslotte wordt er in hoofdstuk 4 een volledige stapbeweging van een tweepotig mechanisme gemodelleerd in *Mechanica Motion*. Om deze stapbeweging te kunnen modelleren worden er eerst banen gegenereerd aan de hand van polynomen. Er wordt getracht de banen zo te construeren dat de beweging dicht aanleunt bij die van de mens. Het is de

bedoeling zo de stapbeweging te optimaliseren. Bij het model zonder voet is er echter geen referentiebeweging beschikbaar. Voor dit model zal men dus intuïtiever te werk gaan. De prestaties van beide modellen zullen dan vergeleken worden om zo een idee te krijgen van het nut van de voet bij de stapbeweging.

Hoofdstuk 1

Biomechanica van de menselijke voet

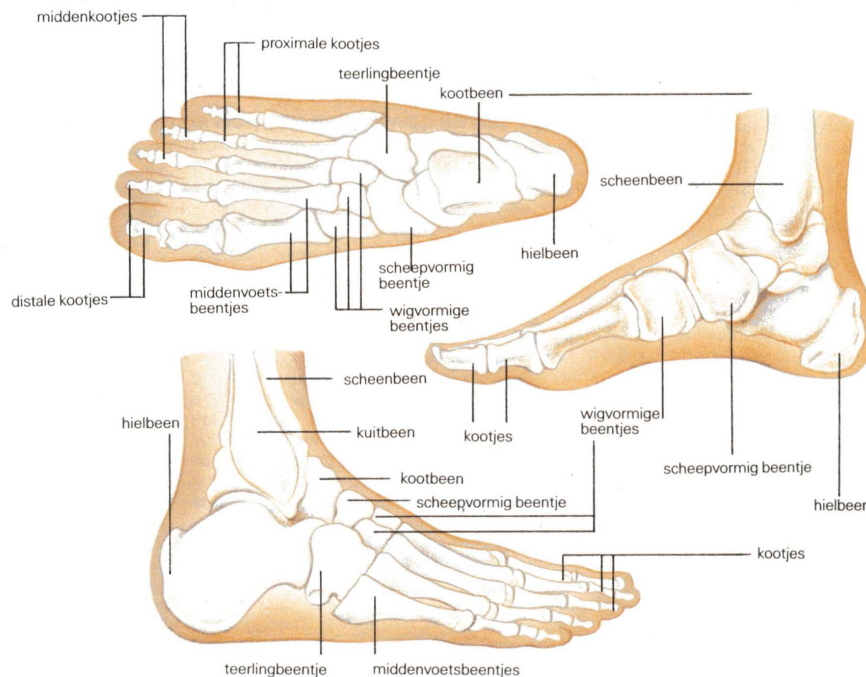
1.1 Inleiding

Vermits de mens rechtop staat vormen onze voeten de enige verbinding met de grond. Hieruit volgen dan ook de belangrijkste functies van onze voeten. De reactiekrachten van de grond worden via de voeten naar de benen en de rest van het lichaam overgebracht. De voeten moeten ook voor voldoende grip zorgen zodat we het evenwicht bewaren op een oneffen ondergrond. Ook bij het bepalen van de kenmerken van de grond komt de voornaamste input van onze voeten. Zo wordt ondermeer de helling en de zachtheid van de ondergrond via de voet naar onze hersenen doorgegeven.

Wanneer we ons voortbewegen zal de voet (meer bepaald de hiel) de schok bij het neerkomen enerzijds zoveel mogelijk absorberen en anderzijds het energieverlies dat daarmee gepaard gaat minimaliseren. Vanaf het moment dat de hiel van de grond komt tot het einde van contact, gebruiken we onze voet als een starre hefboom.

Bij deze verschillende functies merken we een zeker contrast op. Enerzijds moet de voet soepel zijn om de schok te absorberen en zich aan te passen aan een oneffen terrein en anderzijds moet de voet star zijn opdat hij een stabiele basis voor het lichaam zou vormen en als starre hefboom kan dienen bij einde contact.

Aan deze vereisten voldoet de voet met behulp van zijn 26 beenderen en de nodige gewrichten hiertussen.



Figuur 1.1: Boven en onderaanzicht van de beenderen van de voet. ([8])

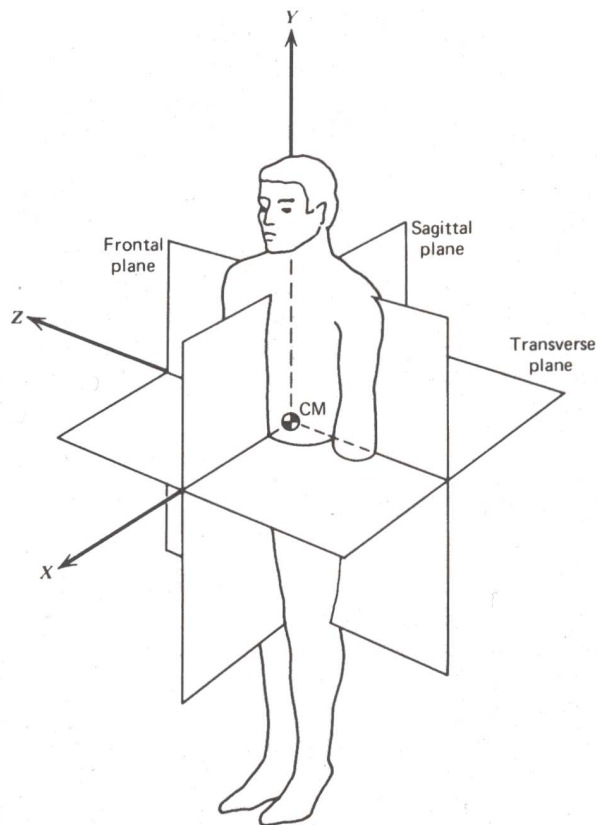
1.2 Structuur van de voet

Zoals al gezegd bestaat de voet uit zesentwintig beenderen (zie figuur 1.1). De plaatsing ervan en de verschillende gewrichten ertussen maken van de voet een complexe structuur die voldoet aan de vele eisen die hem gesteld worden. Om de werking van de voet goed te begrijpen, is het noodzakelijk de opbouw van de voet uiteen te zetten. Immers, de structuur van de voet vormt de basis van de verschillende mechanismen die zijn werking bepalen. We moeten hierbij wel opmerken dat een bepaalde functie van de voet niet door één enkel mechanisme bewerkstelligd wordt. Het zijn verscheidene mechanismen over heel de voet die samen bepaalde functies zullen vervullen.

Om de beschrijving van de voet te vergemakkelijken wordt de voet opgedeeld in drie functionele delen, namelijk de **achtervoet**, de **middenvoet** en de **voorvoet**. Deze opdeling is wat kunstmatig. De gewrichten van de voet laten immers veel minder beweging toe dan de meeste andere gewrichten van ons lichaam. Bijgevolg zal de beweging van één deel de andere delen sterk beïnvloeden en kunnen we deze delen moeilijk afzonderlijk beschouwen.

Vooraleer we verder ingaan op de functies van de voet, zullen we eerst enkele algemene begrippen, die gebruikt worden bij de beschrijving van de bewegingen van het lichaam, invoeren.

Er worden drie vlakken gedefinieerd ten opzichte waarvan we de verschillende bewegin-



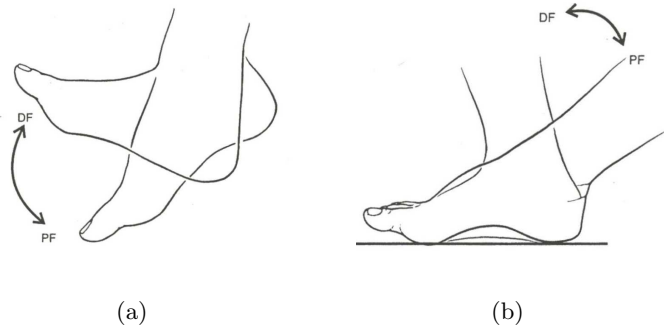
Figuur 1.2: Het absoluut referentiestelsel dat gebruikt wordt om de menselijke bewegingen te beschrijven.([16])

gen kunnen beschrijven (zie Fig.1.2), namelijk het **sagittaal**, **frontaal** en **transversaal** vlak.

Het sagittaal vlak verdeelt ons lichaam vertikaal in een linker- en rechtergedeelte. In dit vlak bewegen we ons voort. Wanneer het sagittaal vlak het lichaam in twee quasi gelijke helften (antimeren) verdeelt, wordt het ook wel het mediane vlak of symmetrievlak genoemd. In de voet bestaat de beweging in het sagittaal vlak uit **dorsaalflexie** (dorsaal: in de richting van de (voet)rug) en **plantairflexie** (plantair: in de richting van de voet-zool) zoals te zien is op figuur 1.3.

Het frontaal vlak snijdt het lichaam vertikaal in een voorste en achterste helft. De voetbeweging in dit vlak noemt men **eversie** en **inversie** (zie figuur 1.4). De as waarrond deze beweging gebeurt noemt men de longitudinale as.

Het laatste vlak, het transversaal vlak, of ook wel horizontaal vlak genaamd, scheidt de bovenzijde van de onderzijde van het lichaam. In de voet is de as loodrecht op dit vlak de as van het been (vertikale as). Men noemt de beweging rond deze as **abductie** als

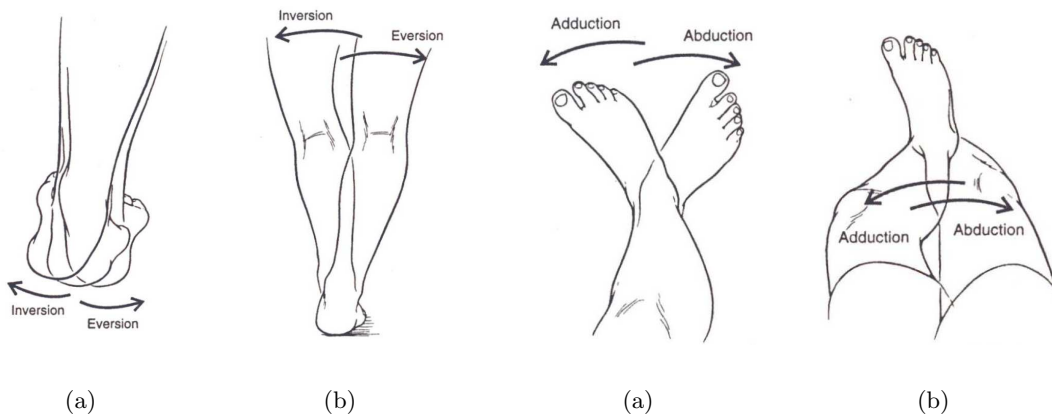


Figuur 1.3: Dorsaalflexie (DF) en plantairflexie (PF) van de voet (a) De voet kan vrij bewegen en het been wordt vastgehouden. (b) De voet staat op de grond en is dus onbeweeglijk. Het been zal hier bewegen.

men naar buiten toe roteert (weg van de middellijn van het lichaam) en **adductie** als men inwaarts roteert (zie figuur 1.5).

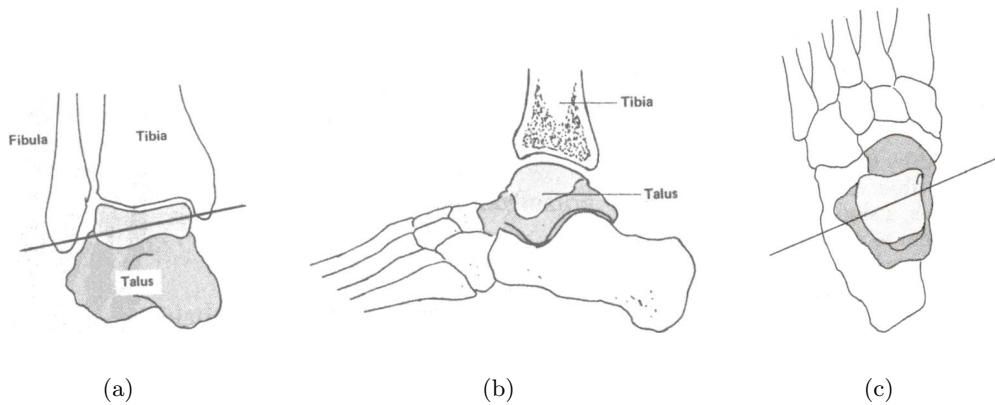
Verder gebruikt men de termen **mediaal** en **lateraal** om respectievelijk de binnen- en buitenzijde van de voet aan te duiden.

Met behulp van deze begrippen kunnen we nu de structuur van de voet uiteenzetten. Deze kunnen we best beschrijven aan de hand van de verschillende gewrichten. Hierbij mogen we echter niet uit het oog verliezen dat deze in hoge mate interageren zodat een beweging in het ene gewricht onvermijdelijk implicaties heeft op de toestand van de andere gewrichten.



Figuur 1.4: Rotatie rond de longitudinale as. (a) Inversie en eversie van de vrije voet. (b) Het been beweegt over een vaste voet.

Figuur 1.5: Rotatie rond de verticale as. (a) Adductie en abductie als de voet vrij kan bewegen. (b) De voet staat vast op de grond.



Figuur 1.6: Het enkelgewricht met zijn licht schuinliggende as. (a) in het frontaal vlak (ongeveer 10° gedraaid). (b) In het sagittaal vlak. (c) in het transversaal vlak (de as ligt hier ongeveer 30° gedraaid).([6])

1.2.1 Het enkelgewricht

De enkel vormt de verbinding tussen drie beenderen, namelijk tibia (scheenbeen), fibula (kuitbeen) en talus (kootbeen) (zie figuur 1.6). De beenderen van het onderbeen, tibia en fibula, zijn aan elkaar vastgehecht door ligamenten en vormen dus één blok. De talus is van cruciaal belang in de voet. Vermits de talus het enige raakvlak tussen de voet en het onderbeen is, worden alle verticale grondreactiekrachten op de voet via de talus naar het been doorgegeven.

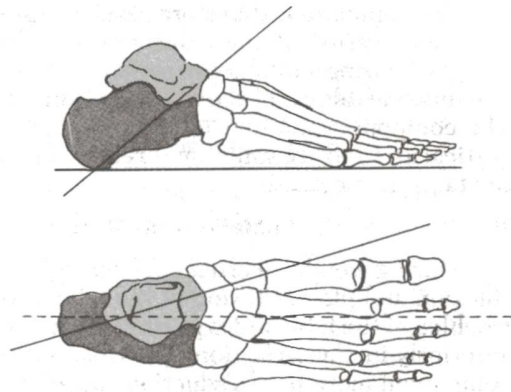
Door de vele ligamenten die rond de enkel aanwezig zijn is de beweging quasi uni-axiaal rond een schuinliggende as. Men neemt algemeen aan dat de as in het frontaal vlak ongeveer 10° naar beneden helt aan de buitenzijde van de voet (zie figuur 1.6(a)). In het transversaal vlak ligt de as 20 tot 30° lateraal gedraaid (zie figuur 1.6(c)). De beweging rond het enkelgewricht is dan ook een combinatie van bewegingen in de verschillende gedefinieerde vlakken. Toch blijft de voornaamste beweging die in het sagittaal vlak (dorsaalflexie en plantairflexie).

Opmerkelijk is dat aan de talus geen spieren gehecht zijn en de spieren naar de voet dus minstens twee gewrichten overbruggen.

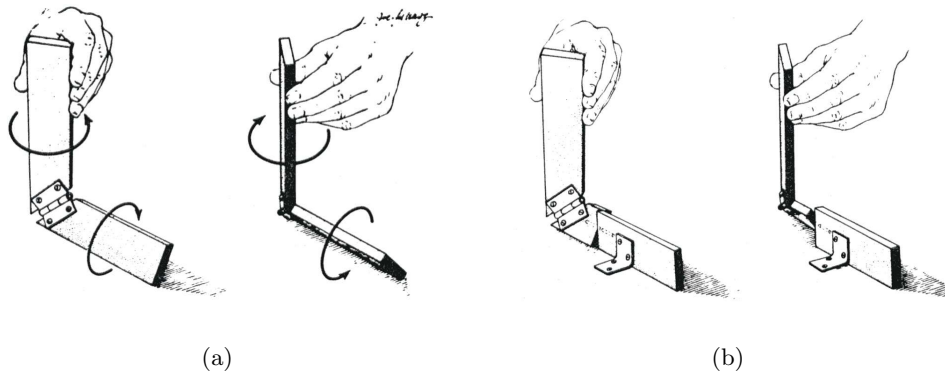
1.2.2 Het subtalair gewricht

Dit gewricht wordt gevormd door een concaaf gedeelte van het onderoppervlak van de talus en het convex gedeelte van de calcaneus. De as van deze verbinding loopt achteraan naar beneden en naar de buitenzijde, gemiddeld 41° van het horizontaal vlak en 23° van het sagittaal vlak (zie figuur 1.7).

De beweging rond deze as is dus een combinatie van bewegingen in de drie vlakken die men **supinatie** en **pronatie** noemt. Pronatie bestaat uit abductie, eversie en dorsaalflexie



Figuur 1.7: As van het subtalair gewricht. Boven: in het sagittaal vlak. Onder: in het horizontale vlak.([6])



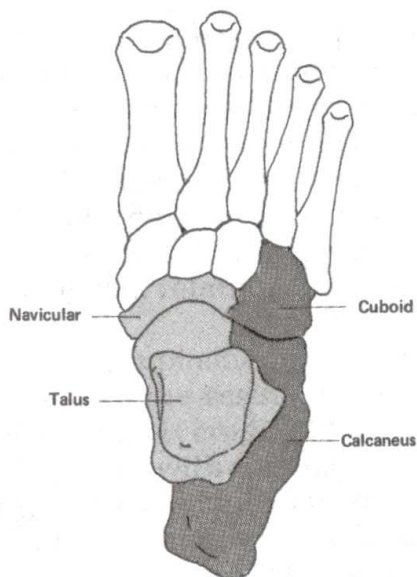
Figuur 1.8: (a) Model voor het subtalair gewricht voorgesteld door Verne Inman. De twee stukken hout die het onderbeen en de voet voorstellen zijn via een schuinliggende scharnier (45°) verbonden. Dit illustreert de koppeling tussen interne rotatie van het onderbeen en eversie van de voet. (b) Het transversaal tarsaal gewricht toegevoegd aan het model in (a) waardoor de voorvoet op de grond kan blijven.([1])

van de calcaneus ten opzichte van de talus. Supinatie is de beweging in de andere richting en bestaat uit adductie, inversie en plantairflexie van de calcaneus ten opzichte van de talus. Daar de as halfweg de verticale en de longitudinale as ligt is er ongeveer evenveel eversie en inversie als abductie en adductie. De as wijkt slechts lichtjes af van het sagittaal vlak en bijgevolg draagt deze verbinding weinig bij tot plantairflexie en dorsaalflexie. Er worden wel grote individuele verschillen in de oriëntatie van de as vastgesteld (ref [6]). Zo zal de verbinding meer bijdragen tot eversie en inversie dan tot abductie en adductie als de as meer horizontaal komt te liggen. De as van het subtalair gewricht kan dus voorgesteld worden als een scheefliggende scharnier (zie figuur 1.8(a)). Als het been een externe rotatie ondergaat zal dit resulteren in inversie van de voet, terwijl interne rotatie eversie van de calcaneus tot gevolg heeft.

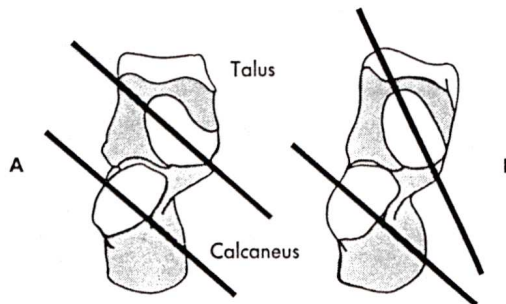
Een van de voornaamste functies van het subtalair gewricht ligt in de wisselwerking van het gewricht met het been. Immers, vermits het enkelgewricht geen abductie of adductie kan absorberen in de belaste toestand (standfase), zal transversale rotatie van het been ook

de talus doen draaien. Deze rotatie zal dan via het subtalair gewricht pronatie of supinatie veroorzaken. Dankzij het subtalair gewricht zal onze voetzool tijdens de steunfase dus niet draaien in het vlak van de grond (slippen). Wanneer het gewricht niet belast is (voet in de lucht), zijn de bewegingen van het been en het subtalair gewricht onafhankelijk (het enkelgewricht kan dan wel abductie of adductie absorberen).

1.2.3 Het transversaal tarsaal gewricht



Figuur 1.9: Boven-aanzicht van het talonaviculair en het calcaneocuboid gewricht vormen samen het transversaal tarsaal gewricht. ([6])



Figuur 1.10: Vooraanzicht van de assen van het transversaal tarsaal gewricht. A: Als de calcaneus eversie ondergaat hebben het calcaneocuboid gewricht en het talonaviculair gewricht evenwijdig liggende assen en de voet zal bijgevolg een maximale soepelheid bezitten. B: De assen van het calcaneocuboid en de talonaviculair gewricht kruisen elkaar wanneer de calcaneus inverteert (supinatie van de voet) wat de beweeglijkheid van de voet sterk zal reduceren. ([10])

Dit S-vormig gewricht vormt de scheiding tussen de achtervoet en de middenvoet. Het gewricht bestaat eigenlijk uit twee gewrichten, namelijk het talonaviculair gewricht en het calcaneocuboid gewricht (zie figuur 1.9). Deze gewrichten kunnen enigszins afzonderlijk van elkaar werken, maar meestal wordt een beweging van de ene vergezeld van enige beweging van de andere. Analyse van de beweging van het transversaal tarsaal gewricht levert een werking rond twee onafhankelijke assen op: (1) Een longitudinale as die parallel loopt met de subtalair as en dus zorgt voor eversie-abductie en inversie-adductie; (2) De schuine as ligt ongeveer evenwijdig met die van de enkel en zorgt vooral voor plantairflexie en dorsaalflexie. De twee assen zorgen voor een supinatie-pronatie beweging. De opdeling in twee assen is enkel een middel om de beweging te beschrijven en is dus fysisch niet aanwezig.

In de belaste voet, zal de beweging van het transversaal tarsaal gewricht bepaald worden door de beweging van de talus en de calcaneus ten opzichte van het vrijwel vaste naviculocuboid gedeelte. Bijgevolg zal de beweging in het transversaal tarsaal gewricht

sterk afhankelijk zijn van die in het subtalair gewricht (deze verbindt de talus met de calcaneus).

Aan de hand van deze afhankelijkheid zal het transversaal tarsaal gewricht een eerste belangrijke functie verwezenlijken. De werking van het transversaal tarsaal gewricht is namelijk zo dat inversie van de calcaneus zorgt voor een grotere stabiliteit van het gewricht en dat eversie een verlaagde stabiliteit tot gevolg heeft (zie figuur 1.10). Men kan dit als volgt inzien: Als de assen van het calcaneocuboid gewricht en van de talonaviculairre gewrichten parallel komen te staan, is de beweegbaarheid van het transversaal tarsaal gewricht maximaal en dit is net het geval wanneer het subtalair gewricht proneert (eversie van de calcaneus). Wanneer het subtalair gewricht echter supineert, zullen de assen niet meer evenwijdig liggen en dit zal de bewegingsmogelijkheden sterk beperken. Dankzij deze afhankelijkheid draagt het transversaal tarsaal gewricht bij tot een van de voornaamste mechanismen van de voet. Het laat de voet toe soepel te zijn om zich aan een oneffen terrein aan te passen en star te zijn zodat hij als starre hefboom kan dienen.

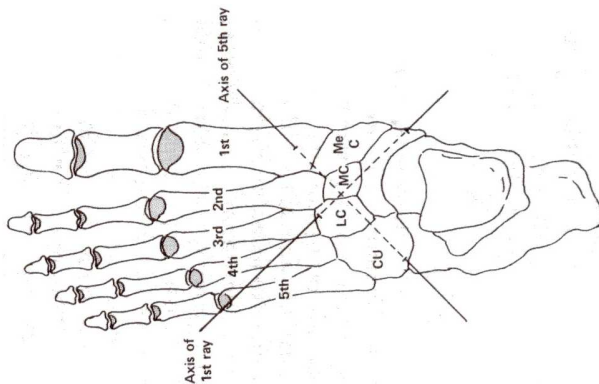
Een tweede belangrijke functie van het transversaal tarsaal gewricht is het compenseren van de positie van de achter- of voorvoet. Wanneer het been intern roteert, zal dit door het subtalair gewricht omgezet worden in eversie van de voet (zie figuur 1.8(a)). Als deze pronatie van de voet zich doorheen de hele voet zou voortzetten, zou de laterale rand van de voetzool van de grond komen waardoor de steunbasis enkel nog uit de mediale zijde van de voet zou bestaan. Dit ongewenste effect bij pronatie van het subtalair gewricht wordt verholpen door het transversaal tarsaal gewricht. Immers, als de voet proneert, bezit het transversaal tarsaal gewricht maximale bewegingsvrijheid en kan ze de rotatie absorberen (zie figuur 1.8(b)).

1.2.4 De tarsometatarsale gewrichten

De tarsometatarsale gewrichten worden gevormd door de vijf metatarsalen (middenvoetsbeentjes) enerzijds en de cuboid en de cuneiformi (wigvormige beentjes) anderzijds (zie figuur 1.11). De gewrichtslijn die door deze gewrichten wordt gevormd, wordt de gewrichtslijn van Lisfranc genoemd.

Het eerste (binnenste) tarsometatarsaal gewricht maakt de verbinding tussen de eerste metatarsaal en de mediale cuneiform. Het tweede gewricht ligt meer naar achter en is veel minder bewegingsvrij. Het bestaat uit het tweede middenvoetsbeentje aan de ene kant en een slot gevormd door het binnenste wigvormig beentje en de zijkanten van de twee andere wigvormige beentjes. Het derde (middelste) gewricht, tussen de derde metatarsaal en de laterale cuneiform, deelt zijn capsule met het tweede. Het vierde en vijfde tarsometatarsaal gewricht wordt gevormd door de basis van het vierde en vijfde middenvoetsbeentje met de cuboid. Ook zij delen dezelfde capsule. Er zijn tevens kleine gewrichtjes tussen de basissen van de metatarsale beentjes aanwezig om onderlinge beweging toe te laten.

De functie van de tarsometatarsale gewrichten is voornamelijk een voortzetting van die



Figuur 1.11: De vijf tarsometatarsale gewrichten (CU = cuboid, MeC = mediale cuneiform, MC = middelste cuneiform, LC = laterale cuneiform).([6])

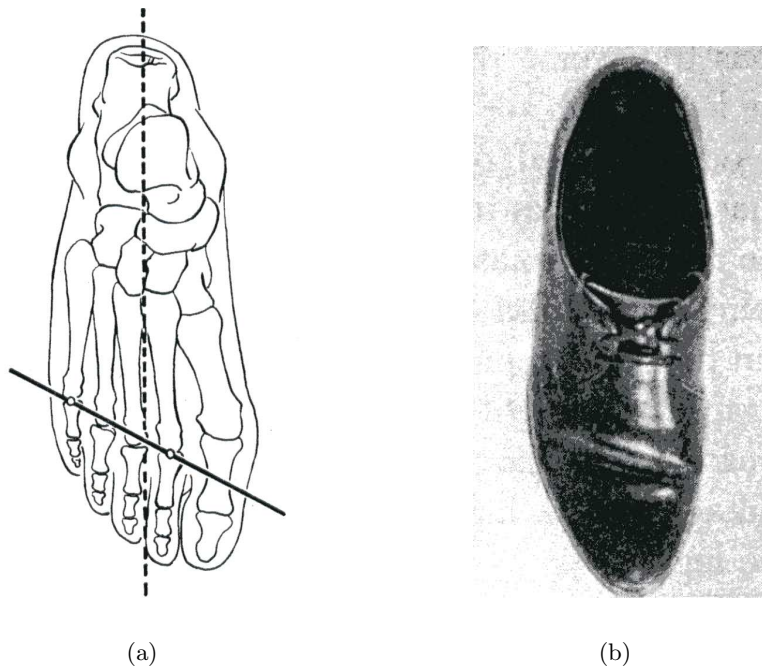
van het transversaal tarsaal gewricht. Dit gewricht probeert namelijk de positie van de metatarsale beentjes en de tenen ten opzichte van het grondoppervlak te regelen. Zolang het transversaal tarsaal gewricht de achtervoet positie genoeg kan compenseren, komen de tarsometatarsale gewrichten niet in actie. Anders draaien ook zij om alsnog de positie van de voorvoet juist te krijgen. Dit noemt men dan pronatie of supinatie buiging.

1.2.5 De metatarsofalangeale gewrichten

Deze gewrichten hebben twee vrijheidsgraden. Ze laten zowel dorsaalflexie en plantairflexie als adductie of abductie toe. Deze twee vrijheidsgraden hebben vooral in het verleden hun nut bewezen, meer bepaald bij grijpactiviteiten van de voeten (in bomen klimmen). Vandaag de dag is de voornaamste beweging dorsaalflexie en plantairflexie en werkt het metatarsofalangeaal gewricht dus quasi als een scharnier. In de belaste voet laat deze beweging het lichaam toe over de voet te bewegen terwijl de tenen het lichaam in evenwicht houden door tegen de grond aan te drukken met behulp van tenenbuigers. Hiermee is meteen de belangrijkste functie van dit gedeelte van de voet aangehaald, namelijk het lichaam in evenwicht houden.

In de voortbeweging zijn deze gewrichten van cruciaal belang net voor en tijdens einde contact. Een starre voet is op dat moment noodzakelijk om de krachten, die het lichaam in evenwicht houden en de verandering van steunvoet zacht laten verlopen, op de grond te kunnen uitoefenen. Deze starheid wordt onder andere verwezenlijkt via de metatarsal break en de plantaire aponeurose.

De metatarsal break refereert naar de gemeenschappelijke schuine as voor metatarsofalangeale buiging of strekking die door het tweede tot het vijfde kopje van het middenvoetsbeentje ligt (zie figuur 1.12(a)). We kunnen de positie van deze as zelf vaststellen bij schoenen die we al een tijdje gedragen hebben (zie figuur 1.12(b)). De inclinatie in het transversaal vlak (53 tot 72°) is te wijten aan de afnemende lengte van de metatarsalen en zorgt ervoor dat het lichaamsgewicht niet enkel langs de twee eerste metatarsalen wordt overgebracht maar beter wordt verdeeld. Een tweede belangrijke functie van deze schuine as is het in de hand werken van de externe rotatie van het been bij einde contact, wat



Figuur 1.12: (a) De metatarsal break gaat door de buitenste vier metatarsale einden. (b) Als we onze schoenen een tijdje gedragen hebben kunnen we de aanwezigheid van de metatarsal break aan de schoen zien. [1]

supinatie en dus starheid van de voet mogelijk maakt.

Deze starheid wordt nog versterkt door de plantaire aponeurose. Dit ligament loopt van de calcaneus tot de basis van de proximale falanges (proximale kootjes). Dankzij de aanhechting net voorbij het metatarsofalangeaal gewricht, zal dorsaalflexie van het metatarsofalangeaal gewricht het ligament over de kopjes van de middenvoetsbeentjes spannen wat de boogvorm van de voet versterkt en tot een stevigere voet leidt. Dit wordt meer in detail besproken in paragraaf 1.2.7. Bovendien heeft de plantaire aponeurose een stabiliserend effect op het metatarsofalangeaal gewricht.

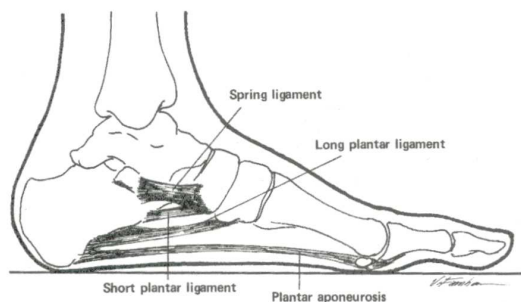
1.2.6 De interfalangeale gewrichten

Dit zijn zuivere scharnierverbindingen met één vrijheidsgraad tussen de teenkootjes. De functie van de tenen bestaat erin de gewichtsoverdracht van de ene voet naar de andere te verzachten en het evenwicht te bewaren.

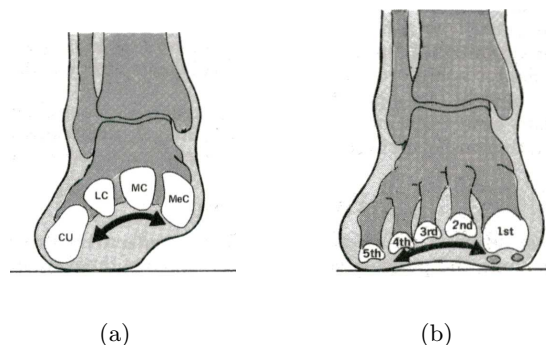
1.2.7 De plantaire voetbogen

We hebben nu de gewrichten één voor één besproken maar zoals al gezegd kunnen we de functies ervan niet helemaal afzonderlijk bekijken. Zo zien we dat over verschillende gewrichten heen er zich een gewelfstructuur vormt die op zich een niet te verwaarlozen

functie heeft. De configuratie van het talocalcaneonaviculair gewricht, het transversaal tarsaal gewricht en de tarsometatarsale gewrichten leidt tot een structureel gewelf in de voet. De tenen maken er geen deel van uit, maar beïnvloeden wel indirect de vorm ervan.



Figuur 1.13: De plantaire aponeurose en andere ligamenten die de bogen in de voet ondersteunen.([6])



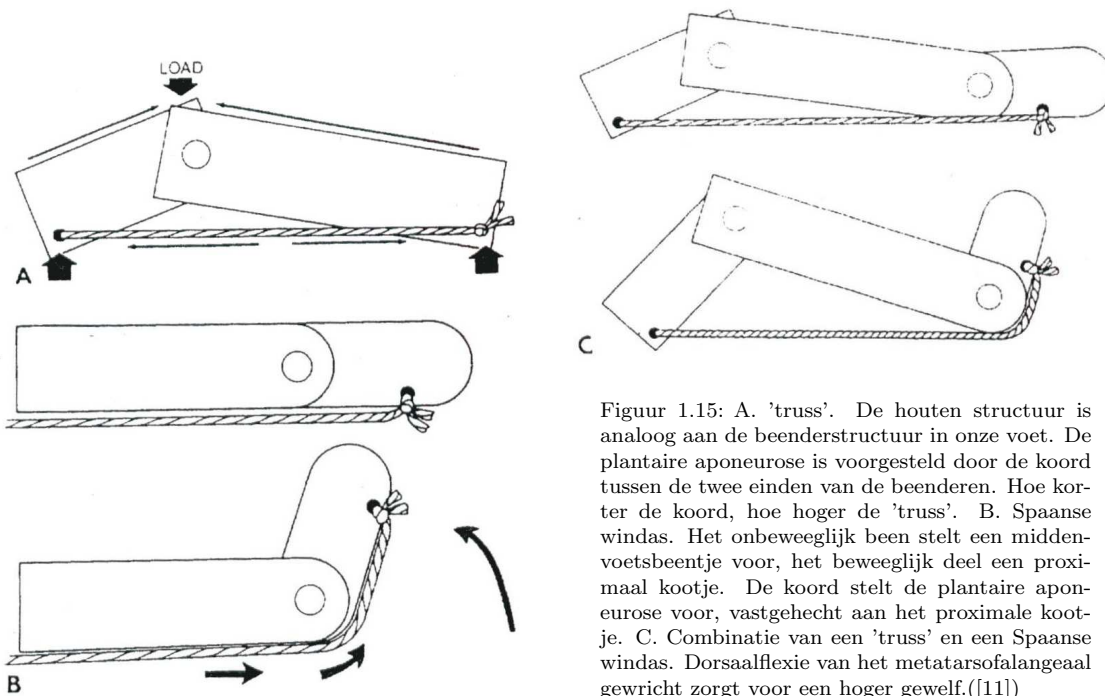
Figuur 1.14: De transversale boog. (a) op het niveau van de tarsometatarsale gewrichten. (b) op het niveau van de metatarsale gewrichten.([6])

Het gewelf in de voet is samengesteld uit twee longitudinale bogen (mediaal en lateraal) en een transversale boog. De basissen van de longitudinale bogen zijn de calcaneus achteraan en de metatarsale kopjes vooraan. Men kan deze boog het duidelijkst vaststellen aan de binnenkant van de voet (zie figuur 1.13). De transversale boog is het best te zien ter hoogte van het tarsometatarsaal gewricht (zie figuur 1.14).

Alhoewel de vorm en configuratie van de beenderen de boogvorm ondersteunt, zou deze boog zich zonder de aanwezige ligamenten ontvouwen. De voornaamste ligamenten die deze gewelfstructuur ondersteunen zijn: het ligament calcaneonaviculare plantare (spring ligament), de korte plantaire banden, het ligament plantare longum en de aponeurosis plantaris (plantaire aponeurose) (zie figuur 1.13). Wanneer de bogen niet opgespannen zijn, is de voet soepel en laten de ligamenten wat beweging toe om schokken te absorberen en de aanpassing aan een oneffen oppervlak mogelijk te maken. Wanneer de bogen opgespannen zijn zal de gewelfstructuur een stabiele basis vormen. Deze zal ervoor zorgen dat het lichaamsgewicht goed verdeeld wordt in de voet en dat de voet kan gebruikt worden als een starre hefboom bij het einde van contact.

De plantaire aponeurose speelt hierbij een belangrijke rol (zoals reeds aangehaald in 1.2.5). Dit ligament gedraagt zich als een kabel tussen de tenen en de hiel (zie figuur 1.13). Zo vormt er zich een mechanisme die een combinatie is van een 'truss' en een windas-mechanisme van Hicks aan de metatarsofalangeale aanhechting van het ligament (zie figuur 1.15).

Als de metatarsofalangeale gewrichten dorsaalflexie ondergaan, wordt de plantaire apo-

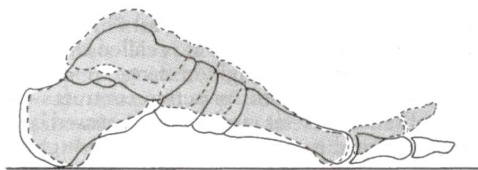


Figuur 1.15: A. 'truss'. De houten structuur is analoog aan de beenderstructuur in onze voet. De plantaire aponeurose is voorgesteld door de koord tussen de twee einden van de beenderen. Hoe korter de koord, hoe hoger de 'truss'. B. Spaanse windas. Het onbeweeglijk been stelt een middenvoetsbeentje voor, het beweeglijk deel een proximaal kootje. De koord stelt de plantaire aponeurose voor, vastgehecht aan het proximale kootje. C. Combinatie van een 'truss' en een Spaanse windas. Dorsaalflexie van het metatarsofalangeaal gewricht zorgt voor een hoger gewelf. ([11])

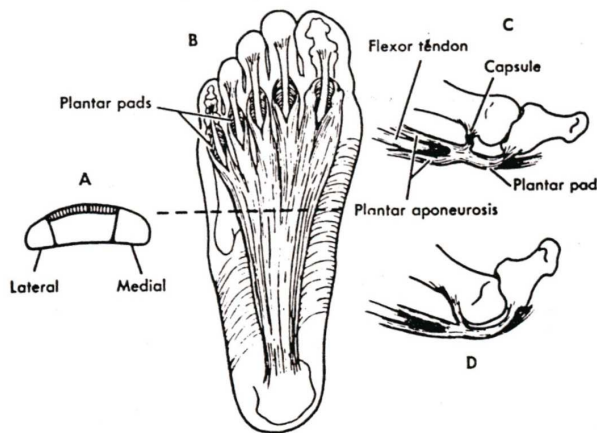
neurose over dit gewricht getrokken (figuren 1.16 en 1.17) waardoor de afstand tussen de calcaneus en de kopjes van de middenvoetsbeentjes verkort. De basis van de 'truss' is dus kleiner geworden en de hoogte van de voetboog groter. Dit resulteert in een stevigere voet (zie ref [20]).

Merk op dat de tweede metatarsaal zich in het toppunt van de boog bevindt wat verklaart waarom die minder bewegingsvrijheid nodig heeft. Immers, wanneer de transversale boog zich ontvouwt hoeft het tweede middenvoetsbeentje niet te bewegen.

Naast het feit dat de bogen sterk bijdragen tot de starheid van de voet, blijken ze ook van belang te zijn als natuurlijke schokdempers tijdens het lopen. De preciese hoeveelheid vervorming die zij in die functie toelaten is moeilijk te bepalen (ref [9]). Het is echter niet zo dat hoe hoger de boog is, hoe beter. Integendeel zijn vele voeten met een hoge boog zeer stevig waardoor ze schokken minder absorberen. Bij het bestuderen van het drukverloop in de steunfase tijdens het lopen (zie later) ziet men dat een hoge boog inderdaad



Figuur 1.16: De invloed van het opspannen van de plantaire aponeurose via dorsaalflexie van het metatarsofalangeaal gewricht.



Figuur 1.17: De plantaire aponeurose. A. dwarssectie B. onderaanzicht C. de voorste aanhechtingspunten van de plantaire aponeurose D. dorsaalflexie van de tenen spant de plantaire aponeurose aan.([10])

aanleiding geeft tot een grotere schok bij de impactfase. Daarnaast heeft men ook nog verschillen in de mate van eversie van de calcaneus. De platvoet ondergaat meer eversie van de calcaneus dan de holvoet (zie [15]).

Opmerkelijk is ook dat bij stilstand deze boogstructuren hun stabiliteit kunnen bewaren zonder de hulp van spieren. Het is aangetoond dat zelfs indien de spieren van het been en de voet verdoofd worden, de bogen van de voet hun vorm en stevigheid bewaren. Een volledige belaste statische voet heeft geen spieractiviteiten nodig om zijn vorm te behouden (ref [18]). Dit toont aan dat de ligamenten en de beenderstructuur als eerste bron van stabiliteit fungeren. In het dynamisch geval, tijdens het wandelen of lopen, dragen de spieren wel bij tot de ondersteuning van de gewelfstructuur.

1.3 Voet bij het wandelen

1.3.1 Inleiding

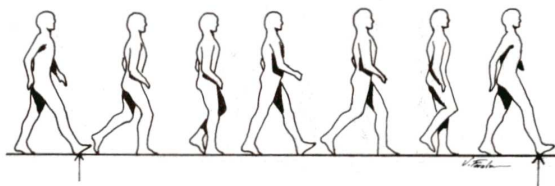
Het doel van wandelen of lopen is het lichaam veilig en efficiënt over de grond verplaatsen. Hiervoor moeten er tijdens elke **steunfase** bepaalde taken uitgevoerd worden. Bij het wandelen moet er steeds minstens één voet in contact zijn met de grond, deze voet is dan in de steunfase. Winter ([17]) stelde drie hoofdtaken tijdens het wandelen voor:

- De ondersteuning van het bovenlichaam.
- Behoud van rechtopstaande houding.
- Controle van het pad dat de voet aflegt om veilig en zacht op de grond neer te komen.

Concreet vertalen deze voorwaarden zich voor de voet als volgt:

- Er moeten continu reactiekrachten zijn die via de voeten het lichaam ondersteunen.
- Elke voet maakt een gecontroleerde periodische beweging van de ene steunpositie naar de volgende in de voortbewegingsrichting.

Vermits de beweging periodisch is, zullen we de beweging tijdens één cyclus beschouwen. Hierbij zullen we het niet enkel hebben over de voet, maar ook over de rest van het onderlichaam vermits de bewegingen van de voet daar nauw mee samenhangen. Het is de bedoeling om, uitgaande van de bewegingen die tijdens één wandelcyclus gemaakt worden, de belangrijkste functies van de verschillende delen van ons onderlichaam en in het bijzonder die van de voet aan te tonen. Merk op dat de bewegingen die beschreven worden slechts gemiddelden zijn en er dus soms grote individuele verschillen kunnen bestaan.

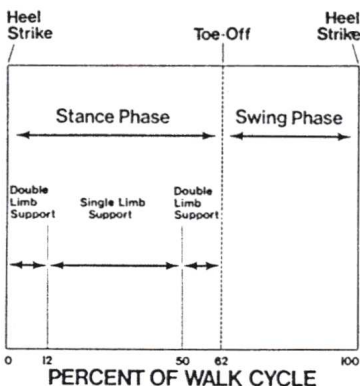


Figuur 1.18: Eén volledige wandelcyclus.([6])

1.3.2 Periodische beweging

Eerst en vooral werpen we een blik op wat er nu juist in één wandelcyclus gebeurt (figuren 1.18 en 1.19). De wandelcyclus wordt opgedeeld in een steunfase en een **zwaai**fase. De steunfase beslaat ongeveer 60 procent van de cyclus en de zwaai fase de overige 40 procent. Tijdens de steunfase zijn er twee periodes waar de twee voeten steunen op de grond, de eerste vanaf initieel contact tot ongeveer 12 procent van de cyclus en de laatste van 50 tot 62 procent van de cyclus (het moment waarop de tenen de grond verlaten). Tussen deze

periodes waar de twee voeten de grond raken steunt het lichaam op één been (single limb support). Deze periode duurt ongeveer een derde van de cyclustijd.



Figuur 1.19: De wandelcyclus wordt opgedeeld in een steunfase en een zwaai fase.([10])

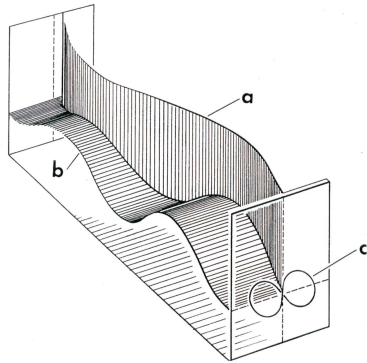
De cyclus wordt telkens weer doorlopen en bepaalt dus volledig ons looppatroon. De beweging van het massamiddelpunt verloopt niet volgens een perfecte rechte lijn en bovendien lopen we niet aan een constante snelheid.

Een belangrijke parameter om de positie van ons lichaam te definiëren is het massamiddelpunt. Vermits de beweging van het massamiddelpunt afgeleid kan worden uit de richting en grootte van de krachten die op het lichaam inwerken, is het duidelijk dat de beweging van dit punt belangrijke informatie kan verschaffen. Het massamiddelpunt van een lichaam waarop interne en externe krachten werken, beweegt altijd alsof de hele massa van het lichaam in dit punt geconcentreerd is en alle externe krachten hierop inwerken. Figuur 1.20 geeft ons een beeld van de beweging van het massamiddelpunt (MMP) tijdens het wandelen. We stellen hier twee afwijkingen van een rechte lijn vast: ons lichaam stijgt en daalt een paar centimeter en het wiegt wat heen en weer.

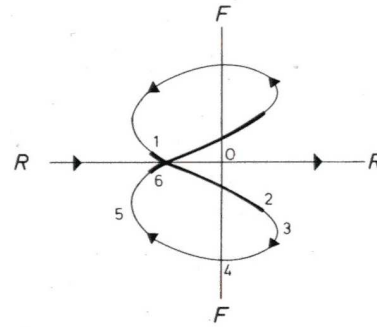
Als het lichaam over het steunbeen beweegt bereikt het zijn hoogste punt juist boven de steunvoet, daarna daalt het terug tot de andere voet overneemt. Het hoogste punt komt overeen met de laagste snelheid en het laagste punt met de hoogste snelheid. Dit is logisch als men geen energieverlies onderstelt. De hoogte bepaalt de potentiële energie, de snelheid de kinetische en vermits de som constant moet blijven (geen energieverlies) moet het maximum van de ene wel samenvallen met het minimum van de andere (dit is als we de rotationele kinetische energie ook constant onderstellen).

Tijdens de steunfase slingert het lichaam naar buiten over het steunbeen omdat het massamiddelpunt noodgedwongen boven de steunvoet moet liggen.

Op figuur 1.21 kunnen we de snelheid van het lichaam evalueren en zoals al gezegd is die niet constant. Om dit te visualiseren zal men een punt laten bewegen aan de



Figuur 1.20: De beweging van het massamiddelpunt van ons lichaam tijdens de wandelcyclus. a. projectie op het transversaal vlak. b. projectie op het sagittaal vlak. c. projectie op het frontaal vlak.([1])



Figuur 1.21: De geprojecteerde positie van het massamiddelpunt op het transversaal vlak ten opzichte van een fictief massamiddelpunt dat constant aan de gemiddelde voortbewegings-snelheid zou bewegen. RR: richting van voortbeweging. De dikke lijn duidt de dubbele steunfases aan.([2])

gemiddelde wandelsnelheid en ten opzichte hiervan de positie van het massamiddelpunt in het transversaal vlak bekijken. Ons lichaam moet vertragen en weer versnellen omdat de ondersteunende kracht niet steeds onder ons lichaam blijft. Onze steunvoet steekt bij het begin van de steunfase voor ons lichaam uit en zal het lichaam vertragen, terwijl op het einde van de steunfase het lichaam terug zal versnellen. Men kan dit fenomeen gemakkelijk vaststellen wanneer men een kom water draagt (het water zal als gevolg van de niet constante snelheid naar voor en naar achter klutsen). Opvallend aan de curves van het massamiddelpunt is dat we hierin geen bruuske variaties vaststellen, de curves verlopen zeer vloeiend (zie figuur 1.20 en 1.21). De voet levert hierin een grote bijdrage.

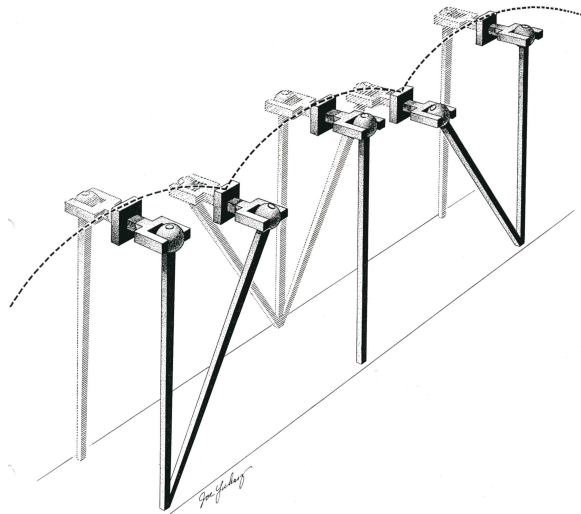
1.3.3 Ontleding van de beweging

We zullen nu een model voor het onderlichaam van de mens opstellen. Het is de bedoeling het systeem stap voor stap te verbeteren tot we uiteindelijk tot een model komen dat de beweging van de mens zo goed mogelijk benadert.

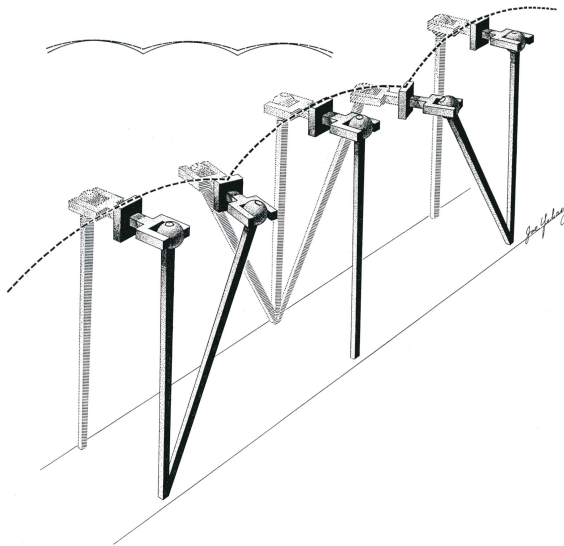
Beschouw eerst een systeem waar enkel het heupgewricht aanwezig is (zie figuur 1.22). Het pad van het massamiddelpunt zal dan een opeenvolging van bogen zijn (hierbij hebben we ondersteld dat het massamiddelpunt centraal in de heup ligt). Wanneer de ene boog eindigt en de volgende begint, is er een plotse richtingsverandering van het massamiddelpunt, wat een ongunstige schok tot gevolg heeft. Om het pad van het massamiddelpunt wat af te vlakken is er een gecoördineerde beweging van al de onderste ledematen noodzakelijk.

Een eerste stap in die richting is de transversale rotatie van de heup (zie figuur 1.23). Deze zal de einden van de bogen wat verhogen en dus het pad afvlakken.

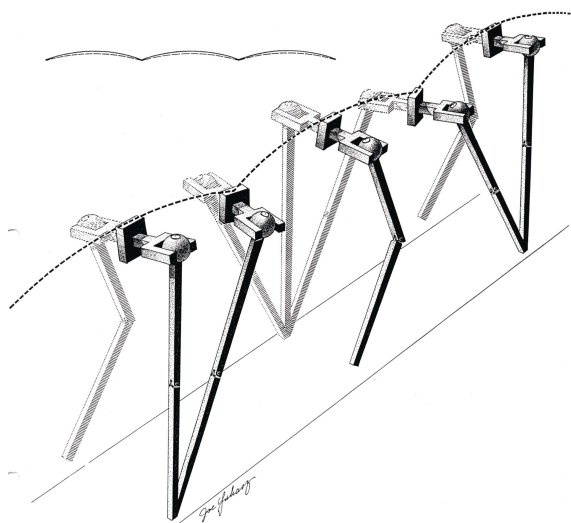
Bij het wandelen zal de heup ook roteren in het frontaal vlak. Aan de kant van het steunbeen zal de heup wat hoger liggen dan aan de kant van het been in de zwaai fase



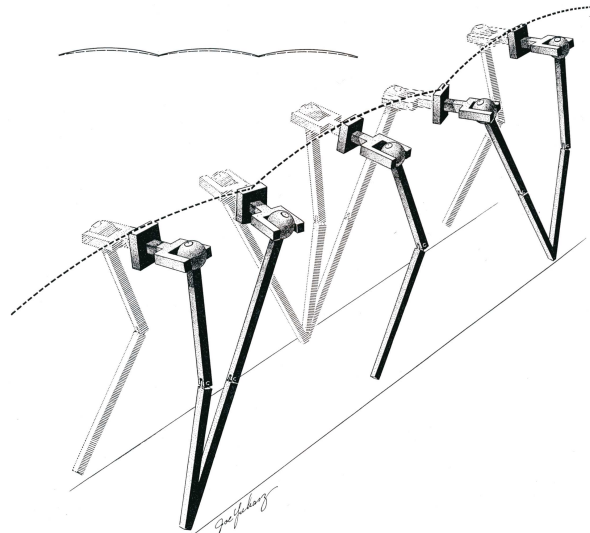
Figuur 1.22: Een eenvoudig model voor tweebeinige voortbeweging. In het midden van de heup stelt het blokje het MMP voor. De twee benen zijn via de sferische heupgewrichten aan de heup gebonden. De benen zijn hier rechte staven zonder knie, enkel of voet.([1])



Figuur 1.23: Effect van de rotatie van de pelvis (heup). De volle lijn bovenaan stelt de baan voor gevolgd in figuur 1.22.([1])



Figuur 1.24: Effect van de pelvic list. Het resultaat is dat het MMP niet zoveel stijgt als het lichaam over het steunbeen passeert. De volle lijn bovenaan stelt de curve voor gevolgd in figuur 1.23.([1])

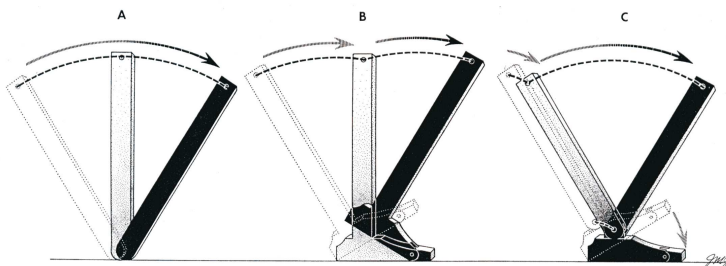


Figuur 1.25: Effect van het buigen van de knie in de steunfase. Dit fenomeen heeft twee gevolgen: enerzijds zal het een deel van de impact bij het neerkomen absorberen en anderzijds zal het MMP minder stijgen als men over de steunvoet passeert. De volle lijn bovenaan stelt de baan voor gevolgd in figuur 1.22.([1])

(zie figuur 1.24). De knie van het been in de zwaai fase moet dan wel buigen om van de grond te blijven. Door deze 'pelvic list' zullen de toppen van de bogen wat naar beneden gedrukt worden.

Een derde fenomeen dat we nog aan ons model moeten toevoegen is het buigen van de knie in de steun fase. Dit verlaagt, net als de vorige rotatie, de toppen van de bogen (zie figuur 1.25).

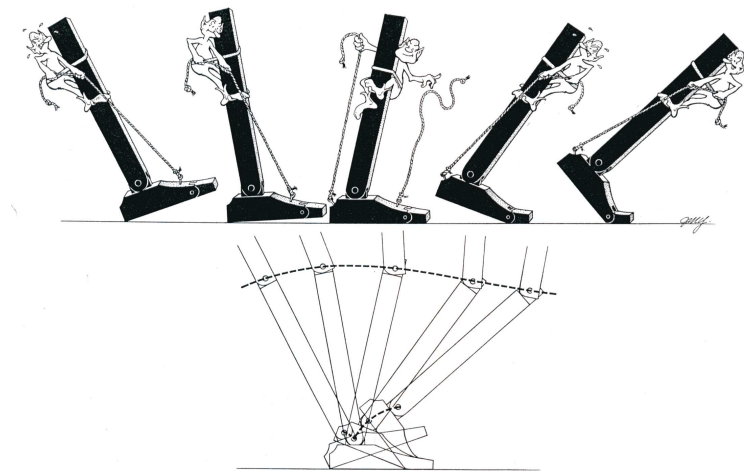
Deze drie elementen verlagen de grootte van de verticale verplaatsing van het massamiddelpunt. Doch, indien er geen ander mechanisme aanwezig zou zijn, zou de baan van het massamiddelpunt nog altijd uit een reeks van bogen bestaan. De werkelijke beweging van het massamiddelpunt (zie figuur 1.20) ziet er sinusoïdaal uit. In ons model worden de bogen puntsgewijs verbonden. In deze punten verandert het massamiddelpunt bruusk van richting. Dit gaat gepaard met een grote schok wat zeer ongunstig is voor het lichaam. De vloeiende aaneensluiting van deze bogen is dus van groot belang.



Figuur 1.26: Effect van de voet op het pad van de knie: A. zonder voet B. met voet, zonder enkelgewricht C. enkelgewricht als niet-geactueerde scharnier.([1])

Deze laatste aanpassing wordt verwezenlijkt door bepaalde bewegingen in de knie, enkel en voet. De aanwezigheid van de voet speelt hierbij de voornaamste rol. Wanneer er geen voet aan het been is vastgehecht beschrijft het pad van de knie een eenvoudige boog. Wanneer we een voet vastmaken aan het been krijgen we twee bogen (zie figuur 1.26). In een derde model nemen we er een niet geactueerd enkelgewricht bij en krijgen we weer praktisch een boog. De reële situatie ligt ergens tussen het tweede en het derde model en neigt vooral naar het tweede. We moeten dus slechts een kleine beweging in de enkel toelaten.

Een schets van de reële beweging van onze voet is te zien op figuur 1.27. Bij hielcontact (begin van de steun fase) is het MMP dalend. Tijdens deze dalende beweging ondergaat de voet plantairflexie rond het contactpunt van de vloer. De rotatie rond dit punt veroorzaakt een relatieve verkorting van het been en laat de enkel een voorwaartse beweging ondergaan tot de voet op de grond staat. Deze beweging wordt vertraagd door de betrokken spieren waardoor het vallen van het MMP wordt afgeremd. Nadat het MMP voorbij de belaste voet is gepasseerd, wordt de daling ervan vertraagd door het verlengen van het been met behulp

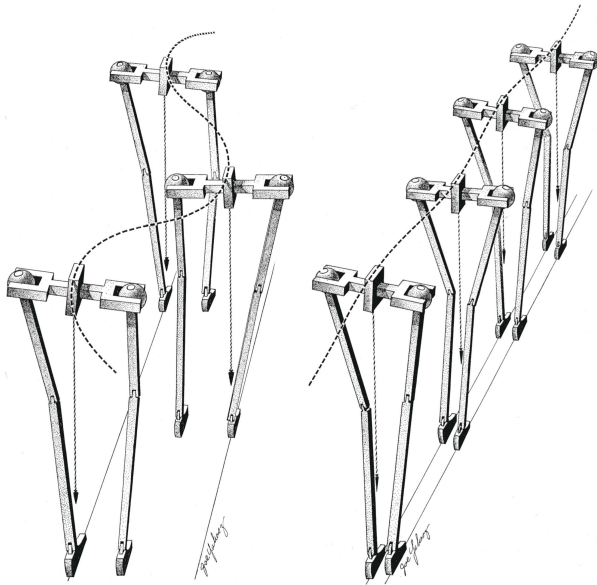


Figuur 1.27: Effect van een door spieren gecontroleerde enkelbeweging op het pad van de knie.([1])

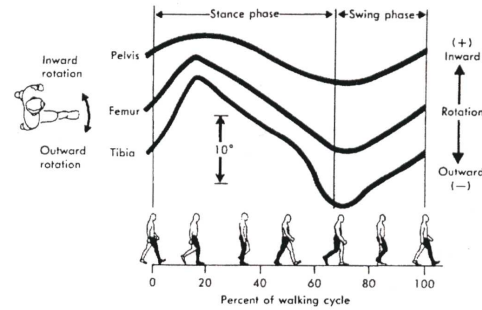
van het strekken van de knie, plantairflexie van de enkel en supinatie van de voet. Dit alles leidt tot het afvlakken van de baan van het MMP. Ook de horizontale beweging van het MMP wordt zoveel mogelijk beperkt. We kunnen gemakkelijk inzien dat de grootte van deze beweging zal toenemen wanneer men met de voeten verder uit elkaar loopt. Daarom zullen de bovenbenen wat naar binnen geplooid staan zodat de knieën en bijgevolg ook de voeten dicht bij elkaar staan (zie figuur 1.28). Men noemt dit fenomeen '**kniefalgus**'.

Een ander belangrijk fenomeen is de transversale rotatie van het dij- en onderbeen. Deze rotatie van de onderste ledematen neemt toe van pelvis naar tibia. Zo draait het onderbeen gemiddeld drie keer meer dan de pelvis (zie figuur 1.29). In de zwaai fase van het been draaien de ledematen inwaarts en tijdens de steunfase terug naar buiten. Vermits de voet in de steunfase aan de grond gebonden is (geen slip), moet deze rotatie in de voet opgevangen worden. Dit wordt verwezenlijkt door de enkel en het subtalair gewricht. De bijdrage van de enkel hangt af van de schuinheid van haar as en de mate van flexie en extensie die er plaatsgrijpt (zie figuur 1.6). Niettemin is het vooral het subtalair gewricht die de transverse rotatie van het been opvangt (zoals besproken in paragraaf 1.2.2). Zo zal een interne rotatie van het been via het subtalair gewricht omgezet worden in eversie van de voet en een soepele voet (zie ook paragraaf 1.2.3). Anderzijds zal externe rotatie van het been leiden tot een stevigere voet. Deze rotatie is echter niet het enige mechanisme dat de voet steviger maakt. Ook het samentrekken van bepaalde spieren en de aanwezigheid van een aantal ligamenten helpen de voet stabiliseren. De stabiliserende functie is zelfs de belangrijkste functie van de spieren in de voet (zie ref [11]). Daarnaast helpen ze ook wat bij het afremmen en versnellen van het lichaam.

We zullen nu nog even de opeenvolgende bewegingen van de voet in zijn steunfase samenvatten. Bij initieel contact draaien de onderste ledematen inwaarts (in het transversaal vlak) tot na 15 procent van de cyclus de voet volledig op de grond steunt. De hiel



Figuur 1.28: Links: Men loopt met de voeten wat meer uit elkaar waardoor de horizontale verplaatsing van het MMP zal toenemen. Rechts: Effect van een smalle steunbasis. Door het model een hoeveelheid aan knie valgus te geven zal de laterale verplaatsing van het MMP verminderen.([1])

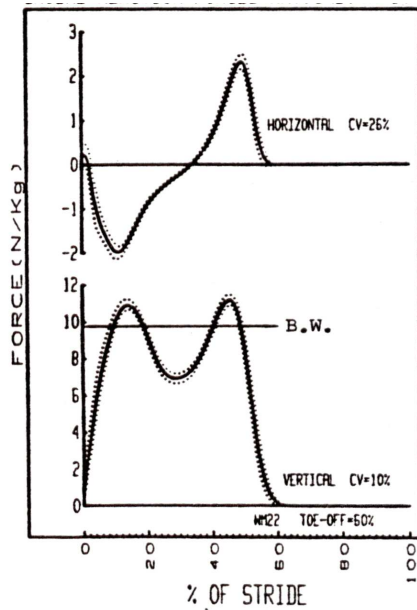


Figuur 1.29: Rotatie in het transversaal vlak van de pelvis (heup), femur (bovenbeen) en tibia (scheenbeen). Maximale interne rotatie wordt bereikt na ongeveer 15 procent van de wandelcyclus en maximale externe rotatie heeft plaats bij einde contact.([10])

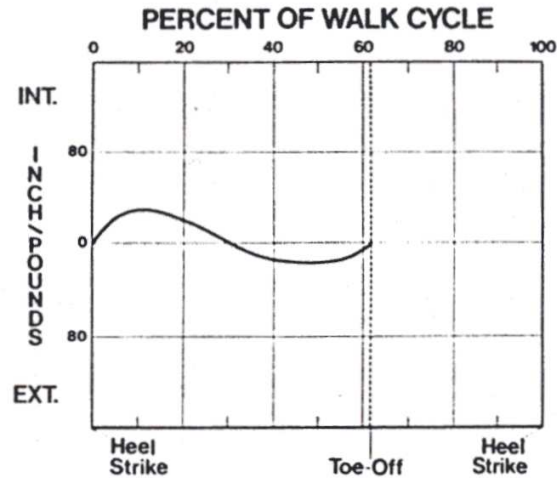
ondergaat eversie terwijl de soepele voorvoet zich aan de grond aanpast. In het midden van de contactfase keert de draairichting van de onderste ledematen om naar externe rotatie en de hiel invertteert, wat zorgt voor een toenemende stabilisatie van de longitudinale boog tot het einde van contact. Even later, net voor einde contact, zijn er een aantal fenomenen die de stevigheid van de voet in de hand werken: de onderste ledematen bereiken maximale externe rotatie, de inversie van de hiel is maximaal, de **intrinsieke** (in het lichaamsdeel zelf gelegen) spieren van de voet zijn op het toppunt van hun activiteit en de assen van het transversaal tarsaal gewricht divergeren. Op dit moment is de stabilisatie van de longitudinale boog optimaal. Zodra de tenen van de grond zijn, keren al deze mechanismen om: interne rotatie van de onderste ledematen, eversie van de hiel en het deblokkeren van het transversaal tarsaal gewricht resulteren in een flexibele voetstructuur tot men terug 15 procent van de nieuwe wandelcyclus bereikt.

1.3.4 Grondreactiekrachten

In de vorige paragrafen werden de reactiekrachten van de grond en het belang van de voet in het verwerken hiervan reeds aangehaald. Over de grootte en het verloop ervan werd echter nog niet gesproken. Alhoewel de karakteristieken nog aangehaald worden in het volgende hoofdstuk (waar ze meteen vergeleken worden met die voor het lopen), zullen we hier toch al een aantal grafieken kenmerkend voor de wandelcyclus bespreken. We zullen de verticale reactiekracht, de horizontale reactiekracht (in de voortbewegingsrichting) en het koppel in het transversaal vlak, bekijken. Voor de eerste twee zal ook de invloed van



Figuur 1.30: De grondreactiekrachten (horizontaal en vertikaal) die ingrijpen op de voet. (B.W. staat voor Body Weight, CV staat voor Coefficient of Variation.)([17])



Figuur 1.31: Het reactiekoppel in het transverse vlak uitgeoefend door de grond.([10])

de snelheid van de wandelcyclus nagegaan worden.

Figuur 1.30 toont de verticale (normale) reactiekrachten en de longitudinale component van de horizontale (tangentiële) reactiekrachten voor een normale snelheid. Deze grafieken worden opgemeten met behulp van een 'force platform' (zie [5]). De reactiekrachten zijn de som van de massa-versnellingsproducten van alle lichaamsdelen als de voet in contact is met de grond.

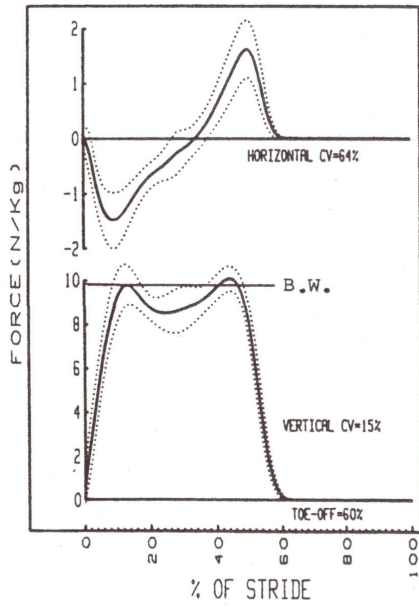
De grafiek van de verticale reactiekracht vertoont twee maxima. Het eerste maximum wordt geassocieerd met de gewichtsondersteuning wanneer de neerwaartse snelheid van het lichaam tot nul gereduceerd wordt (ref [17]). De maximale waarde stijgt iets boven het lichaamsgewicht (Body Weight) uit. De tweede top is te wijten aan het geven van een opwaartse snelheid aan het lichaam voor het einde van contact. In deze grafiek is er geen initiële piek (derde maximum) aanwezig. Dit is normaal wel het geval en de oorzaak hiervan is de schok bij het neerkomen. Immers, we kunnen pas na een bepaalde tijd anticiperen op de 'botsing' met de grond. In grafiek 1.34(a), waar we de curves voor wandelen, joggen en lopen vergelijken, is deze eerste steile piek duidelijk te zien.

De horizontale kracht (figuur 1.30) heeft een negatief eerste deel waarin de voorwaartse beweging van het lichaam wordt afgeremd. Tijdens het tweede deel van de steunfase wordt de snelheid van het lichaam daarentegen weer wat verhoogd, wat resulteert in een positief gedeelte op de grafiek. Merk op dat in grafiek 1.30 initieel een kleine positieve horizontale

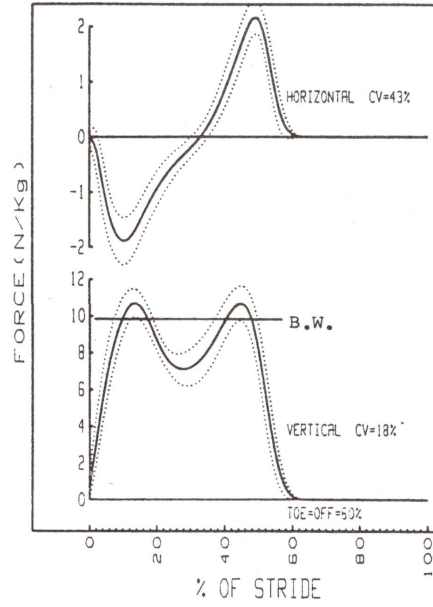
kracht wordt uitgeoefend wat erop wijst dat de hiel een kleine achterwaartse snelheid bezat.

In figuur 1.31 zien we het reactiekoppel dat de torsie van de voet zal tegengaan. Dit koppel is dus een gevolg van de transverse rotaties van de onderste ledematen. Merk op dat figuur 1.31 het koppel uitgeoefend door de voet op de grond voorstelt en men dus de curve om de x-as dient te spiegelen wil men het reactiekoppel van de grond op de voet bekomen. We stellen dan vast dat een initieel extern gericht grondreactiekoppel gevolgd wordt door een intern gericht reactiekoppel tot het einde van het contact. Het verloop van dit reactiekoppel komt inderdaad goed overeen met de transverse rotaties beschreven in figuur 1.29. De toenemende interne rotatie bij initieel contact in de heup, femur en tibia bereikt na ongeveer 15 tot 20 procent van de cyclus zijn maximum, waarna externe rotatie zich opdringt tot einde contact.

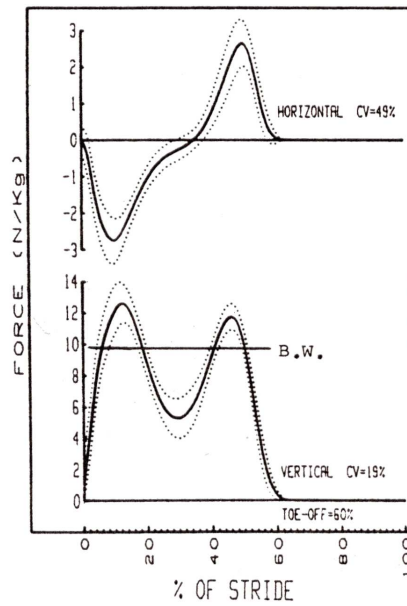
In figuren 1.32(a), 1.32(b) en 1.32(c) ziet men de grondreactiekrachten voor drie verschillende wandelsnelheden. In de drie gevallen was de gemiddelde verticale kracht tijdens de steunfase ongeveer dezelfde: ongeveer 90 procent van het lichaamsgewicht. De peak-to-peak waarden nemen echter drastisch toe met de snelheid. Deze grote verschillen worden veroorzaakt door relatief kleine verschillen in buiging van de knie tijdens hielcontact en het midden van de steunfase (ref [17]). Ze geven de toegenomen verticale versnellingen van het lichaam weer. De horizontale reactiekrachten nemen, zoals te verwachten, toe met de snelheid.



(a) Traag stappen

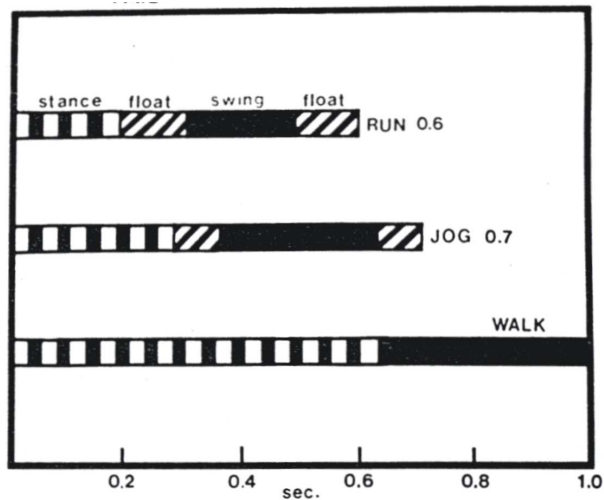


(b) Natuurlijke snelheid



(c) Snel stappen

Figuur 1.32: De grondreactiekrachten uitgeoefend op de voet voor verschillende wandelsnelheden.([17])



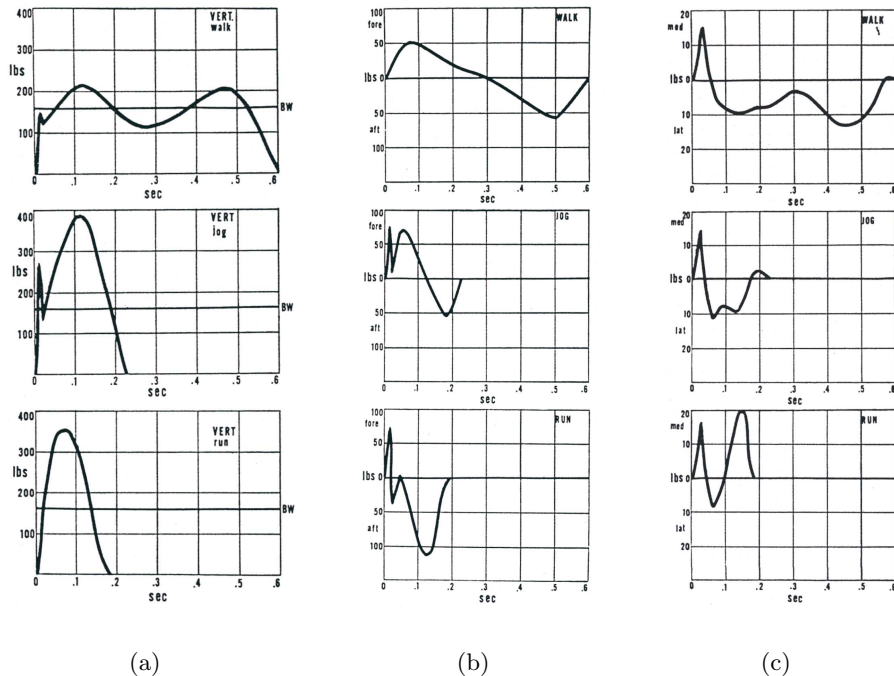
Figuur 1.33: Als de snelheid van de cyclus toeneemt, ontstaat er naast de standfase (stance) en de zwaai fase (swing) een nieuwe periode: de zweeffase (float). Tijdens deze fase raakt het lichaam de grond niet. Als de snelheid nog toeneemt, zal binnen de cyclus de steunfase verkleinen.([10])

1.4 Voet bij het lopen

1.4.1 Inleiding

De basismechanismen die zich in de voet voordoen bij het lopen zijn dezelfde als die bij het wandelen. De wandelcyclus begint wanneer de hiel van een voet contact maakt met de grond en eindigt als de hiel opnieuw contact maakt met de grond. De loopcyclus wordt analoog gedefinieerd en loopt dus van de landing van de voet op de grond tot de volgende landing van dezelfde voet. Er doen zich twee grote veranderingen voor bij het lopen: Het verkorten van de standfase van 60 procent naar 20 procent en een grotere reactiekracht van de grond.

Een eerste punt waarin de loopcyclus sterk verschilt is dus de cyclustijd. Binnen de loopcyclus is de snelheid een zeer belangrijke parameter en daarom maakt men nog een opdeling in functie van de snelheid. Zo gebruikt men als standaardsnelheid voor joggen 3,31 m/s, voor lopen 4,77 m/s en voor sprinten 10,8 m/s (daartegenover gebruikt men voor wandelen 1,32 m/s als norm). In figuur 1.33 is het cyclusverloop voor wandelen, joggen en lopen weergegeven. De cyclustijd van een wandelaar is één seconde, die van de loper is gereduceerd tot 0,6 seconden. De steunfase is echter met een factor drie verminderd. Deze opvallende verkorting van de steunfase maakt van het lopen een blessuregevoelige activiteit vermits al de mechanismen (schok absorptie, afremmen, transverse rotaties van de onderste ledematen, voet stabilisatie, versnellen) in deze korte tijd moeten gebeuren. De cyclustijd zal niet enkel een stuk korter zijn maar ook de fasen van de cyclussen verschillen. Als de bewegingssnelheid toeneemt, verdwijnen de periodes waarin de twee voeten tegelijk op de grond steunen en er ontstaat een zweeffase gedurende dewelke het lichaam niet in contact is met de grond (ook te zien op figuur 1.33). Wanneer de cyclustijd verder afneemt, vermindert de periode van de steunfase en neemt de fase waarin de voet geen contact maakt met de grond (zweeffase en zwaai fase) in grootte toe (zie figuur 1.33).

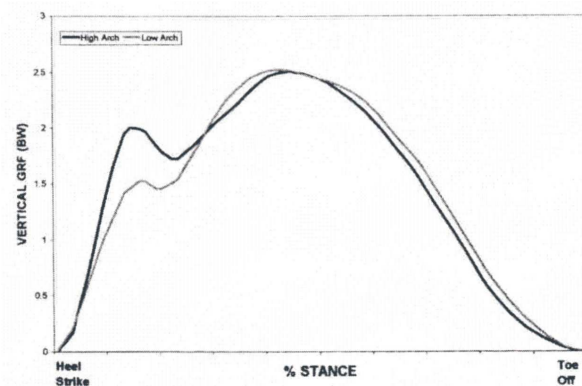


Figuur 1.34: De krachten uitgeoefend door de voet op de grond tijdens wandelen, joggen en lopen. (a) de verticale reactiekracht. (b) De longitudinale component van de horizontale reactiekracht. (c) De lateraal-mediale component van de horizontale reactiekracht.([10])

Een tweede grote verandering is de grotere reactiekracht van de grond. Aan de hand van figuur 1.34(a) zullen in de volgende paragraaf de verticale en horizontale grondreactiekrachten alsook de reactiekoppels in het transversaal vlak besproken worden bij wandelen, joggen en lopen.

1.4.2 Reactiekrachten en koppels

De reactiekracht van de grond bij het wandelen is een goed reproduceerbare meting, terwijl bij lopen of joggen er veel meer variatie is van stap tot stap. Toch zijn er ook hier vaste patronen terug te vinden. De verticale kracht in figuur 1.34(a) vertoont bij het joggen een duidelijke toename in de initiële piek, die de impact van de voet op de grond weergeeft. Tijdens het wandelen is deze zelden groter dan 70 tot 80 procent van het lichaamsgewicht. Tijdens het joggen loopt de piek op tot bijna twee maal het lichaamsgewicht. Merk op dat de initiële piek in grafiek 1.34(a) voor het lopen verdwenen is. Dit is meestal het geval bij mensen die landen op de middenvoet of de voorvoet. De tweede piek in het verloop van de verticale reactiekracht neemt toe van 110 tot 115 procent naar ongeveer 275 procent tijdens joggen en lopen. Het minimum halweg de standfase in de wandelcyclus is niet aanwezig tijdens het lopen. Dit is waarschijnlijk te wijten aan het feit dat tijdens het lopen er nooit meer dan één voet tegelijk op de grond steunt, terwijl er bij het wandelen periodes zijn waar de twee voeten steunen (ref [10]). De curves bij het lopen zijn veel



Figuur 1.35: Een vergelijking van het verloop van de verticale reactiekracht bij het lopen tussen mensen met een fel gebogen voet (donkere lijn) en mensen met een zwakke boogstructuur (lichte lijn).([15])

steiler vanwege het snelle laden en ontladen van de voet.

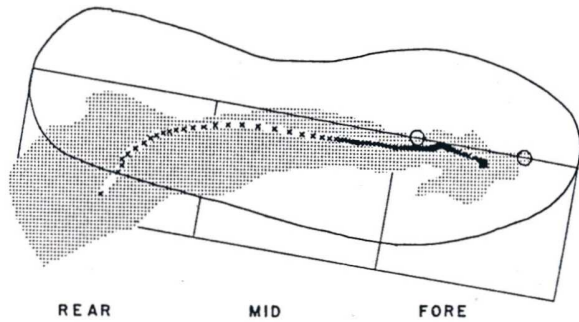
De curves in figuur 1.34 zijn het resultaat van een uitmiddeling van de reactiekrachten-curves van verschillende personen. Dit heeft als bedoeling de curves te bekomen voor een gemiddelde voet. De curves kunnen immers significante verschillen vertonen van persoon tot persoon. Zo is de grootte van de initiële piek sterk afhankelijk van de starheid van de voet: hoe steviger de voet, hoe hoger de piek zal zijn. Zo zal die piek bij personen met een sterk uitgesproken boogstructuur in de voet groter zijn dan bij mensen met platvoeten (zie figuur 1.35). Dit benadrukt nog eens de invloed van de voetbogen op de starheid van de voet.

Het beeld van de longitudinale grondreactiekrachten is globaal gezien hetzelfde bij lopen en wandelen, maar de amplitude neemt wat toe bij het lopen (zie figuur 1.34(b)).

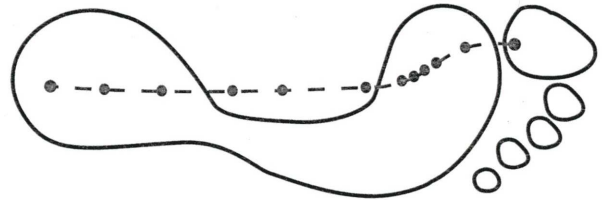
De transversale reactiekrachtencurves vertonen hetzelfde basispatroon tijdens lopen en wandelen (zie figuur 1.34(c)). Tijdens de impactfase is de kracht van de voet op de grond naar de middellijn gericht, tijdens de middenstandsfase en de propulsiefase zal het been een lateraal gerichte kracht uitoefenen. Bij het lopen merken we nog een laatste deel op waar de kracht naar binnen gericht is, maar de verklaring hiervoor is nog niet duidelijk (ref [10]).

Nu hebben we enkel maar de grootte van de reactiekracht op elk moment van de steunfase bekeken. We weten dus nog niet waar in de voetzool de kracht aangrijpt. Dit kunnen we het best bestuderen aan de hand van metingen met een 'force platform'. Aan de hand hiervan kunnen we het middelpunt van de druk (Center Of Pressure) bepalen voor elk tijdstip. Het middelpunt van de druk is ook het gemiddeld aangrijpingspunt van de grondreactiekracht. We merken wel op dat deze uitmiddeling een verkeerd beeld zou kunnen geven. Vermits de krachten verdeeld worden over de voetzool is het concept van een puntkracht mogelijk misleidend.

Het gemiddelde COP patroon voor de steunfase van een groep van 12 lopers is weergegeven in figuur 1.36. De grenzen van de schoen geven de gemiddelde positie van de voet



Figuur 1.36: Het verloop van het middelpunt van de druk in een rechervoet voor twaalf verschillende lopers. De kruisjes stellen het gemiddeld patroon voor (metingen om de 2 milliseconden) en het gearceerde gebied is het gebied waarin alle patronen zich bevonden.([1])

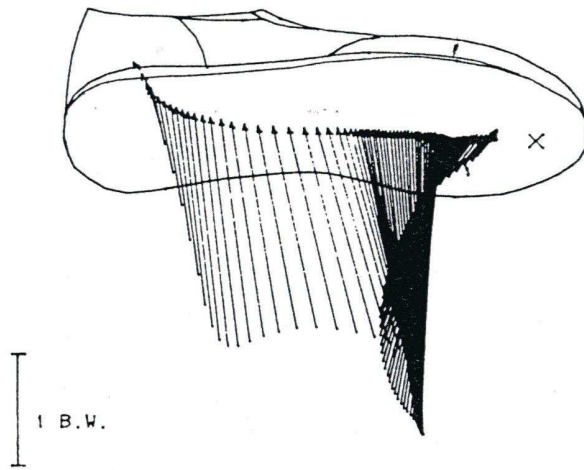


Figuur 1.37: Het verloop van het COP tijdens de wandelcyclus. Ook hier liggen de booletjes dicht bij elkaar in de voorvoet wat betekent dat de grondreactiekrachten gedurende een lange tijd in de voorvoet aangrijpen. Dit patroon varieert naargelang het voettype en het wandelgedrag van het individu.([21])

tijdens de steunfase weer. Elk kruisje stelt het middelpunt van de druk op een bepaald tijdstip voor. Het grijze oppervlak rond de kruisjes stelt het gebied voor waarin de metingen van de verschillende proefpersonen lagen. Vermits de metingen van het COP om de twee milliseconden genomen zijn, kunnen we uit de figuur ook informatie halen over de snelheid van verplaatsing van het aangrijpingspunt. Waar de kruisjes duidelijk gescheiden zijn, is er een snelle verandering van het COP. Daar waar de kruisjes echter niet meer te onderscheiden zijn, is de situatie stabiel en verandert het aangrijpingspunt niet veel. We merken op dat het eerste punt buiten de schoengrenzen valt, wat erop wijst dat de voet bij het landen even over de grond schuift (initieel een mediale kracht van de voet op de grond (zie figuur 1.34(c)). Aangezien de eerste aangrijpingspunten duidelijk in het achterste deel van de voet liggen, noemen we dit type loper een achtervoet-lander (zie [9]). Kort na het initieel contact, migreert het middelpunt van de druk snel naar het midden van de voet tot het zich na ongeveer 50 milliseconden in het midden tussen de hiel en de voettip bevindt. Vanaf dit punt tot einde contact is er praktisch geen zijwaartse verplaatsing van het COP meer. Er heeft tevens een opvallende vertraging van de verandering van het aangrijpingspunt plaats en de punten kunnen niet meer van elkaar gescheiden worden. Dit gedeelte beslaat twee derde van de hele cyclus, wat de rol van de voorvoet bij het lopen benadrukt.

Het verloop van het COP in de wandelcyclus vertoont enkele verschillen met dat van de loopcyclus (zie figuur 1.37). De reactiekrachten in het begin van de steunfase grijpen lateraal achter in de voet aan (meer naar achter dan in de loopcyclus). Vervolgens loopt het COP langs de cuboid naar de voorvoet om daar, net als in de loopcyclus, een hele tijd te blijven (zie ref [21]). Tenslotte verlaat het COP via de eerste twee metatarsalen en de dikke teen de voet, wat niet het geval is in de loopcyclus.

Door de gegevens van het COP te koppelen aan de grafieken van de reactiekrachten kunnen we vectoren tekenen die de reactiekracht uitgeoefend door de grond vertegenwoordigen (figuur 1.38). Deze vectoren vatten drie belangrijke gegevens samen:

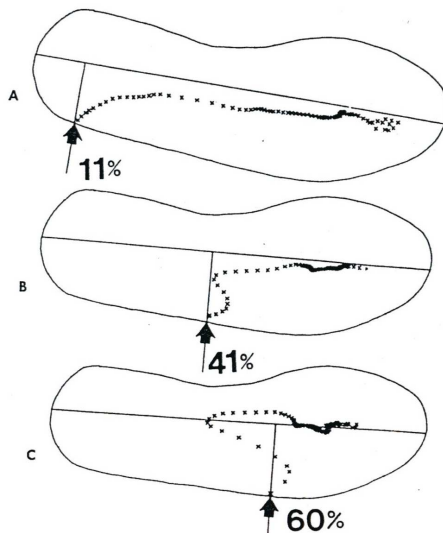


Figuur 1.38: De reactiekrachten van de grond uitgeoefend op de voetool tonen de richting waarin de kracht werkt, de grootte en het aangrijpingspunt tijdens heel de steunfase.([1])

- De lengte van de vector is een maat voor de grootte van de kracht.
- Het eindpunt van de vector duidt het COP aan.
- De richting van de vector bepaalt de verdeling van de kracht in zijn vertikaal en horizontaal gedeelte.

De figuur toont onder andere dat de grootste kracht op de voorvoet ingrijpt. Dit benadrukt nog eens het belang van het vormen van een starre voet bij het einde van het contact.

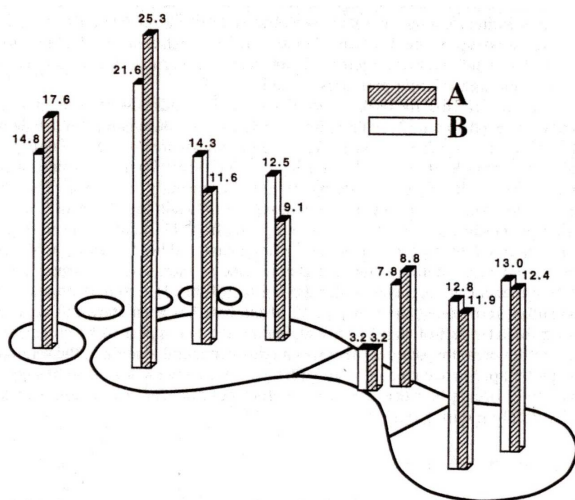
Het patroon van het COP dat we al behandeld hebben was dat van een achtervoet-lander. Echter, voor dezelfde loopsnelheden bestaan er nog andere types lopers. Op figuur 1.39 zien we dat er naast achtervoet-landers ook middenvoet en voorvoet-landers zijn.



Figuur 1.39: De COP patronen van drie verschillende proefpersonen die aan éénzelfde snelheid lopen. A. achtervoet-lander. B. middenvoet-lander. C. voorvoet-lander. Hun manier van lopen blijkt totaal verschillend te zijn.([1])

Deze opdeling wordt gemaakt aan de hand van het punt waar het eerste contact met de grond wordt gemaakt. De strike-index geeft weer hoever dit punt van de hiel verwijderd is. Zoals te zien is op figuur 1.39 varieert deze index van 11 procent voor een achtervoetlander tot 60 procent voor voorvoetlanders. Deze verschillende looppatronen bezitten ook verschillende grondreactiekrachtencurves.

Dankzij deze COP-figuren stelt men dus vast dat het aangrijpingspunt van de reactiekrachten tijdens het lopen niet gewoon van de hiel naar de voettip verplaatst. Alhoewel de drukverdeling, zelfs bij gelijke snelheid, grote verschillen vertoont tussen de verschillende lopers, hebben ze allemaal een gemeenschappelijk patroon, namelijk het LMF-patroon. De loper maakt eerst contact met de laterale (L) zijde van de voet, waarna het aangrijpingspunt onmiddellijk naar de middellijn (M) van de voet beweegt om vanaf dan nog een hele tijd in de voorvoet (F) te blijven.



Figuur 1.40: De drukverdeling in de voet tijdens de steunfase bij het lopen met twee verschillende types schoenen. (relatieve waarden uitgedrukt in procent)([13])

Ondanks de vele nuttige conclusies die de COP-grafieken brengen, geven ze in bepaalde opzichten een verkeerd beeld. Door de uitmiddeling van de drukpositie kan het gemiddeld aangrijpingspunt soms in een gebied komen te liggen waar helemaal geen druk aanwezig is. Daarom is het ook nuttig om de volledige drukverdeling te bekijken op een bepaald moment of gesommeerd over de hele steunfase zoals in figuur 1.40. In deze figuur is de druk in een aantal cruciale punten van de voetzool gemeten. De druk is ook hier het hoogst in de voorvoet. In het punt onder de dikke teen is er een hoge druk aanwezig die totaal niet tot uiting kwam in de COP-grafieken.

1.5 Besluit

Uit de vorige paragrafen kunnen we de belangrijkste functies van de voet halen, alsook de voornaamste mechanismen die hiervoor aangesproken worden. De voornaamste functies kunnen we samenvatten als:

- ondersteuning van het lichaam
- hefboomwerking bij tenen-los
- schokabsorptie bij hielcontact

Hieruit volgt dat de voet enerzijds soepel moet zijn om de schok bij hielcontact te kunnen absorberen (en zich aan te kunnen passen aan ruwe oppervlakken) en anderzijds star genoeg om een stabiele basis te bieden om het lichaam te ondersteunen en als starre hefboom te kunnen werken bij einde contact.

Uitgaande van de structuur van de voet hebben we de voornaamste mechanismen die de goede werking van de voet verzekeren, aangeduid.

- De pronatie/supinatie beweging van het subtalair gewricht zorgt via de inversie of eversie van de calcaneus voor een kleinere of grotere stabiliteit van het transversaal gewricht (zie paragraaf 1.2.2). Als er in de belaste voet pronatie rond het subtalair gewricht plaats heeft, gaat de calcaneus in eversie waardoor de assen van het transversaal tarsaal gewricht evenwijdig komen te liggen (figuur 1.10). Dit resulteert in een soepele voet.
- Het structureel gewelf in de voet maakt van de voet een stabiele basis. Dit gewelf wordt ondersteund door verschillende ligamenten en spieren (zie paragraaf 1.2.7). De plantaire aponeurose speelt hier een belangrijke rol. Bij einde contact zal de plantaire aponeurose de longitudinale boog in de voet opspannen via het windas-effect.
- De metatarsal break, gevormd door de kopjes van de middenvoetsbeenderen, laat de voet toe een soort rolbeweging te maken. Terwijl de hiel reeds van de grond komt, houden de tenen nog contact met de grond. Bovendien is de voet op dat moment star mede dankzij het in het vorige punt vermelde windas-effect waarin de metatarsal break centraal staat.

Deze mechanismen maken dat de voet in grote mate het wandelen en lopen vergemakkelijkt.

In het vervolg van deze thesis zal aan de hand van verschillende modellen (in *Mechanica Motion*) het nut van de voet benadrukt worden. Deze modellen zullen 2D-modellen zijn (in het vlak van de voortbeweging) met als gevolg dat verschillende 3D-mechanismen beschreven in vorige paragrafen voor deze modellen niet relevant zijn (bvb.: pronatie/supinatie).

Hoofdstuk 2

Modellering van een sprong in Mechanica Motion

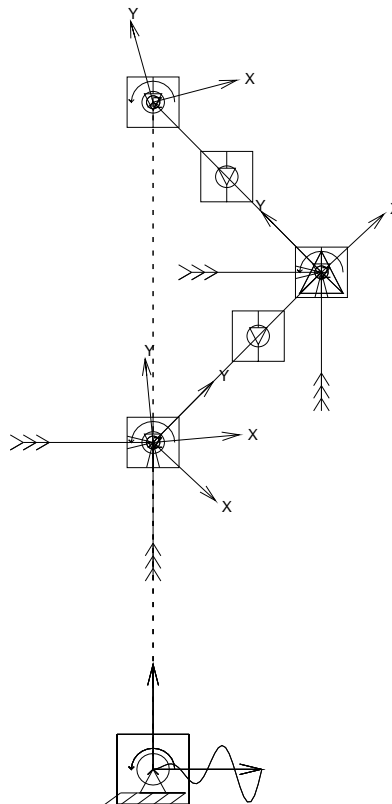
In het vorige hoofdstuk kwamen enkele belangrijke besluiten in verband met de werking van de voet naar voor. Met deze conclusies in het achterhoofd, zal in de volgende hoofdstukken een poging gedaan worden het nut van de voet aan de hand van concrete modellen aan te tonen. Een eerste model voert een val- en opveerbeweging uit. Deze beweging zal zowel aan de hand van een theoretische uitwerking als met behulp van een modellering in Mechanica Motion geëvalueerd worden voor een mechanisme met en zonder voet. Het tweede model (ook zonder en met voet) voert een stapbeweging uit (hoofdstuk 4). Deze stapbeweging wordt eveneens gemodelleerd in Mechanica Motion.

De sprong wordt als volgt gesimuleerd: het model heeft een initiële hoogte en dus een initiële potentiële energie. Vervolgens laat men het model los. Dankzij de torsieveren aanwezig in de scharnieren (knie en eventueel enkel) zal het model dan na een contactfase met de grond terugveren tot een bepaalde hoogte. Wanneer het model tot de maximale hoogte is teruggeveerd is de cyclus volledig. Het verschil in hoogte tussen de begintoestand en eindtoestand geeft ons een idee van het verlies aan energie tijdens deze beweging. Een eerste bron van verlies in deze beweging ontstaat bij de impactfase bij het neerkomen. Wanneer het model terug van de grond komt, ontstaat er een tweede schok vanwege de verticale geleiding die eveneens verlies aan energie induceert. Bij het terugveren van het model wordt er een hoeveelheid rotationele energie in de geleidingen gestopt. Deze energie zal echter niet bijdragen tot het omhoogkomen van het model en wordt beschouwd als een derde bron van verlies aan energie.

In Mechanica Motion wordt er eerst een model zonder voet opgesteld en in een volgende fase wordt er een voet aan toegevoegd. De twee modellen worden dan vergeleken. Een eerste vergelijkingscriterium is logischerwijze de hoogte van de sprong (wat een idee geeft over de energetische efficiëntie van het model). Het verloop van de reactiekrachten is eveneens een belangrijk criterium. Opdat de werking van de modellen vergeleken zou kunnen worden, moet men beide modellen zo gelijk mogelijk houden, op de voet na na-

tuurlijk. Aan het model zonder voet wordt in de enkel een puntmassa toegevoegd, zodat beide modellen dezelfde massa hebben. Ook de initiële hoogte van het MMP van het model wordt in beide dezelfde gehouden. Zo worden beide modellen vergeleken in hoe ze een bepaalde massa op een bepaalde hoogte (=een bepaalde potentiële energie), het best door een val- en opveerbeweging helpen.

2.1 Model zonder voet



Figuur 2.1: Het model zonder voet.

Het model zonder voet bestaat uit twee geledingen, scharnierend verbonden, die het boven- en onderbeen voorstellen (zie figuur 2.1). In de heup en enkel zijn er puntmassa's aanwezig. De puntmassa in de heup kan beschouwd worden als het bovenlichaam en vermijdt zo het invoeren van een bijkomende vrijheidsgraad. De puntmassa in de enkel voeren we in om de prestaties van het model vergelijkbaar te maken met het model met voet (zie later). De heup en de enkel laten we op eenzelfde verticale geleiding bewegen. Bijgevolg heeft het model nog slechts twee vrijheidsgraden vermits de positie van het model volledig bepaald is door de hoogte van de heup en de kniehoek.

2.1.1 Dimensionering van het model

De massa's, lengtes, inertiemomenten en massamiddelpunten van de geledingen, alsook de puntmassa in de heup, zullen we baseren op het model dat enkele jaren geleden gebouwd werd in het labo (zie [23]). Zodoende kunnen de resultaten hier bekomen vergeleken worden met de resultaten uit de thesis van Tom Fabri.

$$\begin{aligned} \text{massa heup} &= 2.231 \text{ kg} & \text{massa bovenbeen} &= 0.618 \text{ kg} \\ \text{massa onderbeen} &= 0.696 \text{ kg} & \text{lengte bovenbeen} &= 0.4 \text{ m} \\ \text{lengte onderbeen} &= 0.4 \text{ m} \end{aligned}$$

De inerties en massamiddelpunten van de twee geledingen kunnen we berekenen aan de hand van de technische tekeningen uit de thesis van Tom Fabri (zie A.1). De waarden die daaruit voortvloeien zijn:

$$\begin{aligned} \overline{G}_b &= (0, 175) \text{ (in mm)} & I_{G_b}^{zz} &= 0,00889 \text{ kg m}^2 \\ \overline{G}_o &= (0, 250) \text{ (in mm)} & I_{G_o}^{zz} &= 0,012396 \text{ kg m}^2 \end{aligned}$$

Zoals al gezegd wordt er in de enkel een puntmassa aangebracht die overeenkomt met de massa van de voet in het model met voet.

$$\text{massa voet} = 0.2 \text{ kg}$$

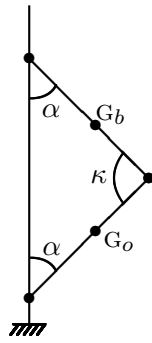
2.1.2 Implementatie van het model

Met deze gegevens kunnen we het model in Mechanica Motion implementeren.

Het model wordt opgebouwd uit twee geledingen ('bodies'), die het bovenbeen en het onderbeen voorstellen ('bodies' met de eigenschappen beschreven in de vorige paragraaf), en twee puntmassa's die we in Mechanica Motion ook als 'bodies' invoeren (zie figuur 2.1). Tussen het bovenbeen en het onderbeen is er een scharnierverbinding ('Pin joint') die de knie voorstelt. Deze joint bevat een torsiebeer waarvan de rusthoek overeen komt met de initiële hoek tussen de geledingen. Om deze hoek als parameter te gebruiken moet de kniehoek als 'design variable' gedefinieerd worden, hetzelfde gebeurt met de veerstijfheid in de knie. Om de twee puntmassa's in het model te brengen, definieert men twee nieuwe 'bodies' die slechts uit één punt bestaan en door een scharnierverbinding met respectievelijk de heup en de enkel verbonden worden.

Nu het model volledig is, moet er nog voor gezorgd worden dat het de gewenste beweging zal beschrijven door de juiste rand- en beginvoorwaarden in te voeren. Een eerste randvoorwaarde bestaat erin dat het model tweedimensionaal moet zijn. Vandaar dat er nog een aantal 'planar joints' ingevoerd worden die ervoor zorgen dat de enkel, knie en heup in het vlak blijven. Voorts moeten de enkel en de heup op eenzelfde verticale rechte

bewegen. Deze laatste randvoorwaarden voert men in via 'drivers' die ervoor zorgen dat er geen beweging van enkel en heup in de x-richting plaatsvindt. De beginvoorwaarden leggen de initiële hoogte van het MMP en de initiële kniehoek (meteen ook de rusthoek van de kniebeer) vast. Deze voorwaarden worden geïmplementeerd via 'initial conditions' op de betreffende 'joint axis'. De voorwaarde op de hoogte van het massamiddelpunt is echter niet rechtstreeks implementeerbaar in Mechanica Motion. Deze voorwaarde zet men dan om naar een voorwaarde op de hoogte van de heup die men wel kan opleggen.



Figuur 2.2: Het model zonder voet. De lengtes van het bovenbeen en het onderbeen zijn gelijk waardoor ook de absolute hoeken van de twee geleidingen gelijk maar tegengesteld in teken zijn. De massamiddelpunten van de geleidingen zijn met punten aangegeven.

Het verband tussen de hoeken van dit model is:

$$2\alpha + \kappa = \pi.$$

Ook geldt:

$$l_o = l_b = l.$$

De hoogte van het massamiddelpunt berekent men uit:

$$h_{\text{MMP}} = \frac{h_h m_h + h_b m_b + h_o m_o + h_v m_v}{m_h + m_b + m_o + m_v}$$

$$\begin{cases} h_b = h_h - \frac{175}{400} l_b \cos \alpha \\ h_o = h_h - l_b \cos \alpha - \frac{150}{400} l_o \cos \alpha \\ h_v = h_h - l_b \cos \alpha - l_o \cos \alpha \end{cases}$$

Men vereenvoudigt:

$$\begin{cases} h_b = h_h - \frac{7}{16} l \cos \alpha \\ h_o = h_h - \frac{11}{8} l \cos \alpha \\ h_v = h_h - 2l \cos \alpha \end{cases}$$

De formule voor de hoogte van het massamiddelpunt wordt dan:

$$h_{\text{MMP}} = \frac{h_h m_h + (h_h - \frac{7}{16} l \cos \alpha) m_b + (h_h - \frac{11}{8} l \cos \alpha) m_o + (h_h - 2l \cos \alpha) m_v}{m_h + m_b + m_o + m_v}.$$

Deze formule kunnen we omvormen naar een uitdrukking voor h_h :

$$\begin{aligned} h_h &= h_{\text{MMP}} + \frac{\frac{7}{16}l m_b \cos \alpha + \frac{11}{8}l m_o \cos \alpha + 2l m_v \cos \alpha}{m_h + m_b + m_o + m_v} \\ &= h_{\text{MMP}} + \frac{(\frac{7}{16}m_b + \frac{11}{8}m_o + 2m_v)l \cos \alpha}{m_h + m_b + m_o + m_v} \end{aligned}$$

Verdere gegevens over hoe men het model precies in *Mechanica Motion* invoert zijn te vinden in bijlage A.2.

We zullen het model initieel een bepaalde hoogte en kniehoek geven. Deze initiële kniehoek is ook de rusthoek van de torsieveer die in de knie aanwezig is. Zo zal de energie bij aanvang enkel potentiële energie zijn en bepaald worden door de hoogte van het MMP. De veerconstante van de torsieveer vormt nog een bijkomende parameter. Wanneer het model dan vanop een zekere hoogte wordt losgelaten, zal het op een bepaald moment de grond raken. In *Mechanica Motion* is er echter niet zoiets als een grond of vloer aanwezig. Deze moet kunstmatig ingevoerd worden in de punten die de grond zullen raken. In deze punten worden krachten ingevoerd die de reactiekrachten van de grond vervangen. Als model voor de grond wordt er uitgegaan van een veer-demper model zowel in de horizontale (X) als in de verticale (Y) richting.

De krachten worden ingevoerd als 'conditional loads' die op de punten inwerken van zodra het punt ter hoogte van de fictieve vloer komt (hier $Y=0$). In dit model is het voldoende om deze krachten aan te brengen in de enkel en de knie.

De reactiekrachten van de grond zijn bijgevolg de som van de krachten uitgeoefend door de veer (F_v) en de demper (F_d).

$$F_G = F_v + F_d \quad (2.1)$$

Deze formule geldt zowel voor de verticale als de horizontale reactiekracht van de grond (F_{G_Y}). De formules voor de horizontale krachten van de veer en demper verschillen wel van die voor de verticale krachten. Vermits de vloer gepositioneerd is op $Y=0$, is de verticale reactiekracht van de veer:

$$F_{v_V} = -K_V \cdot Y_f$$

waarbij K_V de verticale veerstijfheid van de veer in de grond is en Y_f de y-positie van de voet. Deze kracht mag evenwel enkel werken als Y_f kleiner is dan 0. Als waarde voor K_V nemen we 10^7 N m^{-1} .

De verticale reactiekracht van de demper ziet er als volgt uit:

$$F_{d_V} = -C_V \cdot \dot{Y}_f$$

C_V staat voor de verticale dempingsconstante en \dot{Y}_f stelt de verticale snelheid voor van het punt dat de grond raakt (hier de voet (f)). In dit model krijgt C_V de waarde 10^6 N s m^{-1} .

Hieruit kan men dan de verticale reactiekracht bepalen volgens formule 2.1.

Het bepalen van de horizontale reactiekrachten is echter niet zo eenvoudig. We moeten immers de x-positie waarop de voet de grond raakt vastleggen (voor de verticale reactiekracht was dit gewoon $Y=0$). Dit wordt gedaan aan de hand van de 'computed measure' 'X_impact' die we hier als X_I zullen noteren en waarvan de exacte uitwerking in Tabel 2.1 is weergegeven. Merk wel op dat voor de enkel de X-positie in feite ook steeds nul is vermits deze op een geleiding gehouden wordt. Toch zullen we de grondreactiekrachten hier invoeren voor een algemener geval zodat we dit grondmodel ook kunnen toepassen in andere punten (bvb. de knie) en in andere modellen (zie hoofdstuk 4).

$$F_{v_H} = -K_H \cdot (X_f - X_I)$$

waarbij K_H de horizontale veerstijfheid van de veer in de grond is en X_f de x-positie van de voet.

$$F_{d_H} = -C_H \cdot \dot{X}_f$$

waarbij C_H de horizontale dempingsconstante in de grond is en \dot{X}_f de horizontale versnelling van de voet.

De 'measures' die we in MM zullen implementeren om deze reactiekrachten te kunnen berekenen zijn in de volgende tabellen weergegeven. In een eerste tabel vindt men de 'measures' die de positie, versnelling of acceleratie van een punt meten. In de kolom 'Evaluation' geeft men aan hoe de meting uitgevoerd wordt (ETS slaat voor Each Time Step). De laatste twee kolommen geven aan in welk referentierooster de meting uitgevoerd (measured) en uitgedrukt (expressed) wordt.

| Name | Point | Type | Evaluation | Component | Measured: | Expressed: |
|-------------------|-------|--------------|------------|-----------|-----------|------------|
| <i>pos_voet_x</i> | voet | Position | ETS | X | ground | ground |
| <i>pos_voet_y</i> | voet | Position | ETS | Y | ground | ground |
| <i>vel_voet_x</i> | voet | Velocity | ETS | X | ground | ground |
| <i>vel_voet_y</i> | voet | Velocity | ETS | Y | ground | ground |
| <i>acc_voet_x</i> | voet | Acceleration | ETS | X | ground | ground |
| <i>acc_voet_y</i> | voet | Acceleration | ETS | Y | ground | ground |

Vanuit deze metingen kan men via zogenaamde 'computed measures' (berekende grootheden) de reactiekrachten van de grond berekenen. De 'measures' die hiervoor ingevoerd werden zijn weergegeven in tabel 2.1.

Tenslotte worden de grondreactiekrachten als een 'Polynomial load' in de enkel ingevoerd (zie bijlage A.2).

Tabel 2.1: De 'measures' ingevoerd om de grondreactiekrachten te berekenen.

| Name | Type | Formula |
|---------------------|------|--|
| <i>k_gnd_hor</i> | ETS | 10e7 |
| <i>k_gnd_ver</i> | ETS | 10e7 |
| <i>C_gnd_hor</i> | ETS | 10e6 |
| <i>C_gnd_ver</i> | ETS | 10e6 |
| <i>boole_y_voet</i> | ETS | $pos_voet_y \geq 0$ |
| <i>X_impact_neg</i> | min | $pos_voet_x * boole_y_voet$ |
| <i>X_impact_pos</i> | max | $pos_voet_x * boole_y_voet$ |
| <i>X_impact</i> | ETS | $X_impact_neg * (pos_voet_x \leq 0) + X_impact_pos * (pos_voet_x > 0)$ |
| <i>hor_damp_gnd</i> | ETS | $-C_gnd_hor * vel_voet_x$ |
| <i>hor_spr_gnd</i> | ETS | $-k_gnd_hor * (pos_voet_x - X_impact)$ |
| <i>bolsgn_ver_f</i> | ETS | $(ver_spr_gnd + ver_damp_gnd) \geq 0$ |
| <i>hor_forc_gnd</i> | ETS | $hor_damp_gnd + hor_spr_gnd$ |
| <i>ver_damp_gnd</i> | ETS | $-C_gnd_ver * vel_voet_y$ |
| <i>ver_spr_gnd</i> | ETS | $-k_gnd_ver * pos_voet_y$ |
| <i>ver_forc_gnd</i> | ETS | $(ver_spr_gnd + ver_damp_gnd) * bolsgn_ver_f * (!boole_y_voet)$ |

2.1.3 Metingen en resultaten

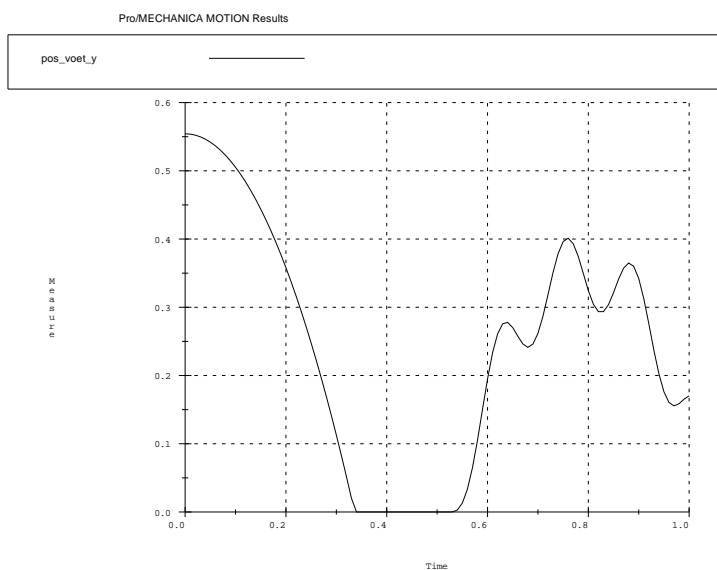
Aan de hand van het model dat nu in Mechanics Motion geïmplementeerd is, is het mogelijk om het energieverlies en de optredende krachten tijdens de val- en opveerbeweging te bestuderen. Om het energieverlies tijdens de val- en opveerbeweging te kunnen evalueren, worden er een aantal 'measures' ingevoerd die terug te vinden zijn in de onderstaande tabel.

| | | | |
|-------------------|---------------------|-----|--|
| <i>boole_time</i> | Computed | ETS | $time > 0.4$ |
| <i>mmp_y_init</i> | Total Mass Center Y | ST | Y ground |
| <i>mmp_sys_y</i> | Total Mass Center Y | ETS | Y ground |
| <i>Verl_h_mmp</i> | Computed | MIN | $(mmp_y_init - (mmp_sys_y * boole_time))$ |

In de laatste measure wordt het verschil gemeten tussen de initiële hoogte van het massamiddelpunt en de maximale hoogte van het massamiddelpunt bij het terugveren. Dit is van een maat voor het verlies aan energie tijdens de val- en opveerbeweging.

Het is de bedoeling om dit model te vergelijken met het model met een voet. Daar het energieverlies afhankelijk is van de kniehoek en in mindere mate van de veerstijfheid van de knie (zie later), zal die waarde van de kniehoek gezocht worden waarvoor het energieverlies het laagst is. De redenering die hier achter zit is dat de modellen vergeleken worden op basis van hun hoogst haalbare performantie. Dit wil zeggen dat in de twee mechanismen bepaalde parameters, die niet vastgelegd zijn, zo ingesteld worden dat het model optimaal functioneert.

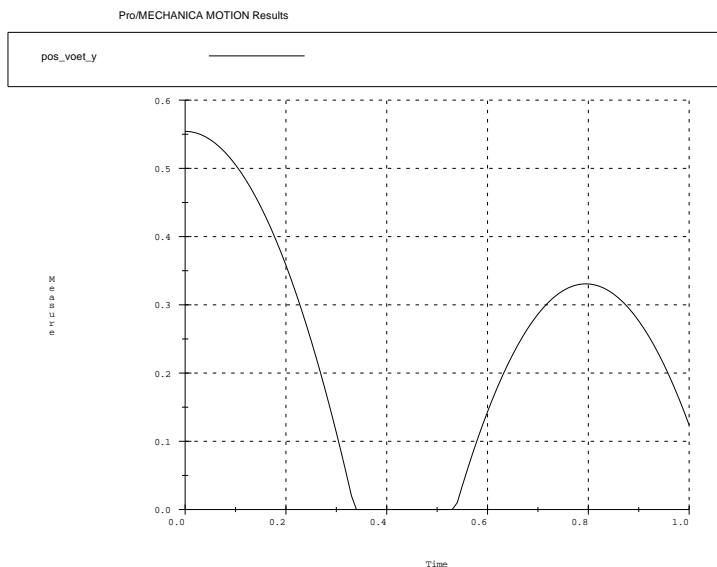
De vrije parameters van dit mechanisme zijn de hoogte van het model, de kniehoek en de veerstijfheid in de knie. De hoogte van het model zal bepaald worden door de voorwaarde dat de initiële hoogte van het massamiddelpunt een bepaalde waarde heeft (hier één meter). Zo wordt ervoor gezorgd dat de initiële energie (potentiële energie) een constante is.



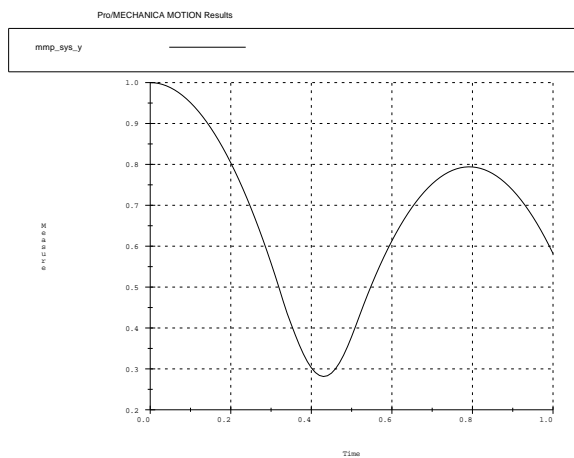
Figuur 2.3: De y-positie (m) van de voet als er geen demping in de knie aanwezig is. Op de X-as is de tijd weergegeven in seconden.

Vooraleer de invloed van de overblijvende parameters (veerstijfheid en kniehoek) wordt bekeken, zal voor een bepaalde waarde van deze parameters een val- en opveerbeweging gesimuleerd worden ('Motion Analysis'). Meteen blijkt er nog een probleem te zijn. Bij het terugveren van het model, blijven de twee geleidingen trillen. Dit is goed te zien op figuur 2.3, waar de hoogte van de enkel gedurende de val- en opveerbeweging is weergegeven. Deze oscillaties komen bij de mens niet voor. Vermits deze trillingen, die een restant zijn van de rotationele energie dat het model tijdens de steunfase gekregen heeft, niet bijdragen tot het winnen van potentiële energie bij het terugveren van het model, zijn we deze liever kwijt dan rijk. Om deze reden wordt er een demper in de knie ingevoerd die deze trillingen uitdempt. Deze mag echter pas werken van zodra het model terug van de

grond komt. De dempingsconstante wordt zo gekozen dat de trillingen snel genoeg zijn uitgedempt om een normaal verloop van de terugveerfase te krijgen.



Figuur 2.4: De y-positie (in m) van de voet met een demper in de knie (Tijd in s).

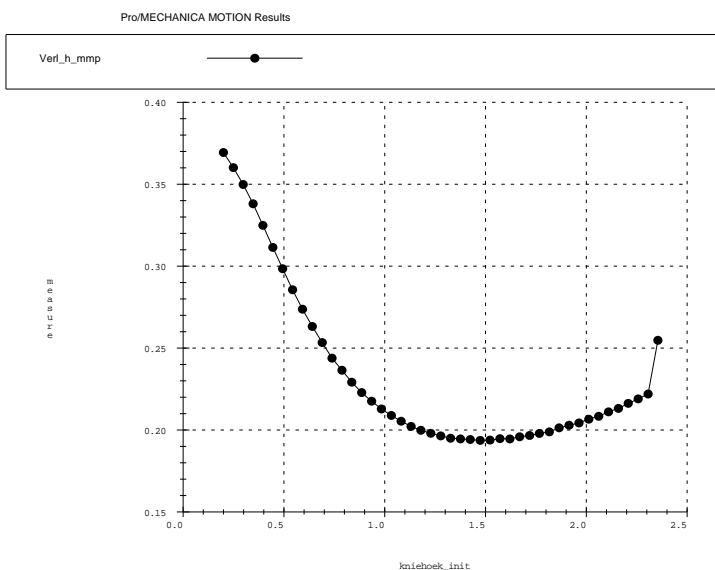


Figuur 2.5: Het verloop van het massamiddelpunt tijdens de val- en opveerbeweging. De dimensie van de Y-as is meter en die van de X-as seconden.

Het verloop van de hoogte van de verschillende punten van het model is nu veel vloeiender (zie fig. 2.4). De maximale terugveerhoogte is een maat voor de maximale nuttige energie die opnieuw bereikt kan worden na een val (zie figuur 2.5). De energie van de onnodige trillingen wordt geabsorbeerd door de demper. Om na te gaan of de demper geen energie absorbeert die bijdraagt tot het winnen van hoogte bij het terugveren, kunnen we

het verloop van het massamiddelpunt voor het model zonder en met demper vergelijken. Uit de simulaties bleek dat het verloop van het MMP voor beide modellen identiek is, wat erop wijst dat de demper inderdaad enkel de trillingen van de geledingen, die sowieso niet zullen bijdragen tot het winnen van potentiële energie, uitdempt.

In een volgende stap kan men nu de invloed van de verschillende parameters op de terugveerhoogte bestuderen. De eerste en meest voor de hand liggende parameter is de kniehoek. Als de kniehoek verandert, heeft dit een duidelijke invloed op het energieverlies. In Mechanica Motion kan men dit het best bestuderen aan de hand van een sensitiviteitsanalyse ('Sensitivity Analysis'). Tijdens de sensitiviteitsanalyse laat men de val- en opveerbeweging uitvoeren voor een 30-tal waarden voor de kniehoek gaande van een minimale en maximale waarde die men zelf in kan stellen (ook het aantal intervallen kan men kiezen).



Figuur 2.6: Het verschil in hoogte (in m) van het MMP tussen het begin van de beweging en het maximum na het grondcontact in functie van de kniehoek (in rad). Hoe groter `kniehoek_init`, hoe meer geplooid het been is.

Het resultaat van deze sensitiviteitsanalyse is te zien op figuur 2.6. Merk op dat de maat voor de kniehoek die we in Mechanica Motion gebruiken om de grootte van de kniehoek te beschrijven (`kniehoek_init`) niet overeenkomt met de hoek κ in figuur 2.2. `kniehoek_init` is de hoek tussen de assenstelsels verbonden aan het bovenbeen en het onderbeen. Het verband tussen deze verschillende hoeken is weergegeven in volgende formule:

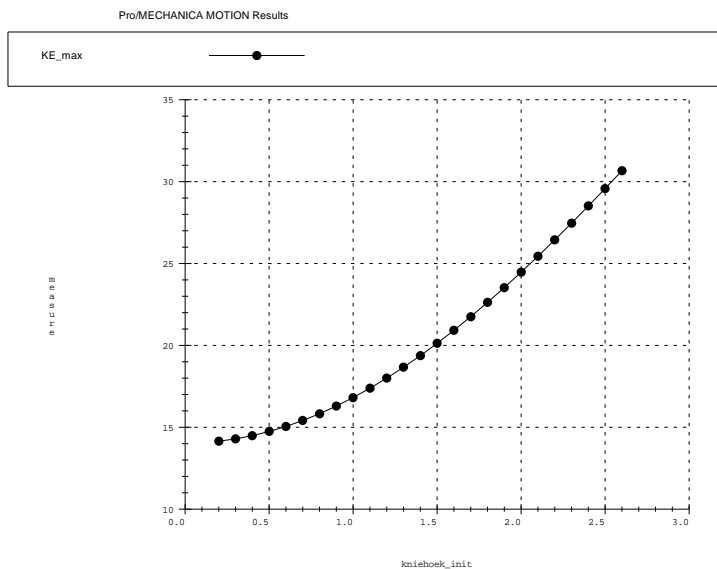
$$\alpha = \frac{\text{kniehoek_init}}{2} = \frac{\pi - \kappa}{2}$$

Hoe groter `kniehoek_init` wordt, hoe kleiner κ en hoe meer het been dus geplooid wordt.

Op figuur 2.6 stelt men vast dat het energieverlies zeer hoog is wanneer de kniehoek

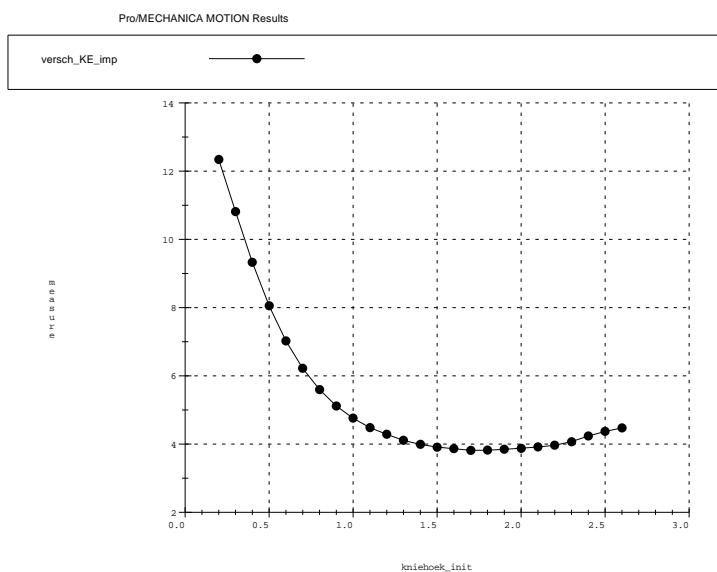
praktisch nul graden is, dit wil zeggen dat het been ongeveer gestrekt is (bovenbeen ligt in het verlengde van het onderbeen). Naarmate dat het been initieel meer geplooid staat, daalt het energieverlies duidelijk. Rond de waarde 1.5 voor `kniehoek_init` bereikt de curve voor het hoogteverschil van het MMP een minimum. Bij deze waarde van de kniehoek zal het model het hoogst terugveren. Bij zeer grote waarden van `kniehoek_init` (2.4) zien we een plotse stijging van het energieverlies. Dit is een gevolg van het raken van de grond door de knie (en vermits het bovenbeen en onderbeen gelijke lengtes hebben ook de heup). Immers, bij een zelfde veerstijfheid zal de knie voor een initieel meer gebogen been lager bij de grond komen tijdens de val. Op een bepaald moment zal de knie dan ook de grond raken. Om dit in *Mechanica Motion* voor te stellen, moet men dus ook grondreactiekrachten in de knie invoeren (uitwerking zie bijlage A.2).

Opmerkelijk is dat het minimum van de curve niet ligt waar de knie de grond nog net niet raakt. Het is dus niet zo dat de hoek van het onderbeen zo groot mogelijk moet zijn zolang de knie de grond niet raakt. Nochtans zou dit niet onlogisch zijn daar het energieverlies tijdens de impact afneemt wanneer het onderbeen horizontaal komt te liggen (zie later in hoofdstuk 3). Bij een kleinere kniehoek (κ) is er echter ook meer rotationele energie in het model aanwezig bij het afstoten. Deze zal door de demper geabsorbeerd worden en niet bijdragen tot het omhoogkomen van het model. Het meer plooiën van het been zorgt dus ook voor extra energieverlies in de vorm van rotationele energie. Wanneer de stijging van het verlies aan rotationele energie de daling van het verlies aan energie tijdens impact overtreft, is het niet langer interessant het been verder te plooiën.



Figuur 2.7: De hoeveelheid kinetische energie (in J) aanwezig in het model net voor het landen in functie van de kniehoek (`kniehoek_init` in rad). Hoe groter `kniehoek_init`, hoe meer geplooid het been is en hoe hoger de enkel initieel van de grond verwijderd is (de hoogte van het MMP bij de start ligt immers vast). Vandaar dat het model dan ook meer kinetische energie kan opbouwen alvorens de enkel de grond raakt.

Er is echter nog een fenomeen waarmee men dient rekening te houden. Dit heeft meer betrekking op de randvoorwaarden van de val- en opveerbeweging dan op de fysische eigenschappen ervan. De randvoorwaarde om initieel het MMP op dezelfde hoogte te houden is misschien goed om eenzelfde energie bij de start van de val te hebben, maar zorgt er wel voor dat de kinetische energie bij impact anders zal zijn voor andere hoeken, vermits de voet al eerder of later de grond zal raken (zie figuur 2.7). Men moet dus kiezen tussen een vaste potentiële energie bij het begin van de val- en opveerbeweging of een vaste kinetische energie bij impact.

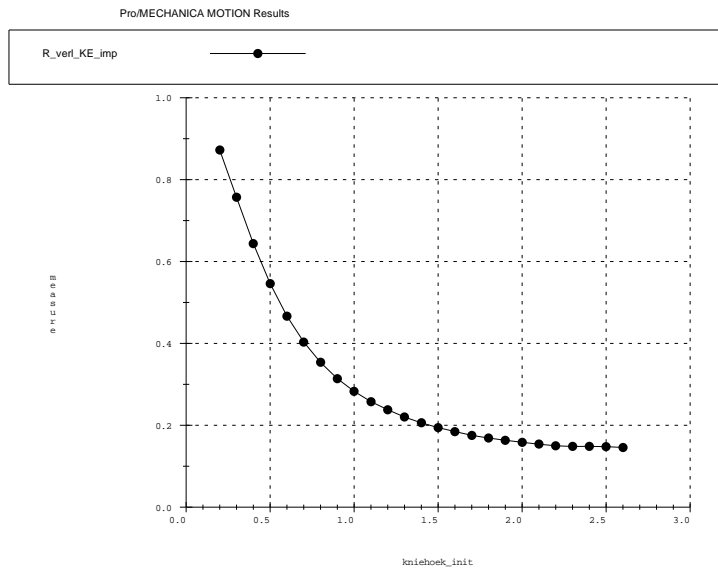


Figuur 2.8: Het verlies aan kinetische energie (in J) tijdens de impactfase in functie van de kniehoek (`kniehoek_init` in rad).

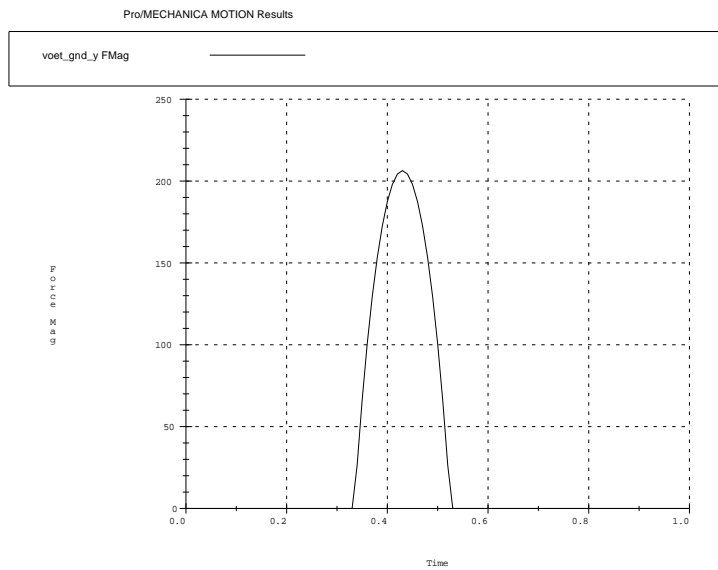
Hier is voor de eerste optie gekozen vermits we het mechanisme willen evalueren op basis van hoe het een bepaalde massa op een bepaalde hoogte (= een bepaalde energie) door een val- en opveerbeweging helpt. Bovendien zullen beide opties op hetzelfde neerkomen als men het mechanisme van oneindig hoog zou laten vallen. Daar dit in de praktijk niet het geval is, zullen we steeds de voorgaande opmerking in gedachte moeten houden.

Om de verliezen beter te kunnen lokaliseren, wordt er ook een measure gecreëerd die het verlies aan kinetische energie tijdens impact weergeeft, namelijk `versch_KE_imp` (zie figuur 2.8). Ook op deze curve is een minimum terug te vinden. Als we daarentegen het relatieve verlies aan kinetische energie bekijken (`R_verl_KE_imp`) door de vorige measure door de kinetische energie bij impact te delen, wordt de curve monotoon dalend (zie figuur 2.9). Dit is ook wat we zullen terugvinden als we het verlies tijdens impact theoretisch zullen berekenen.

Naast het verlies aan energie tijdens de val- en opveerbeweging, zal nu ook gekeken



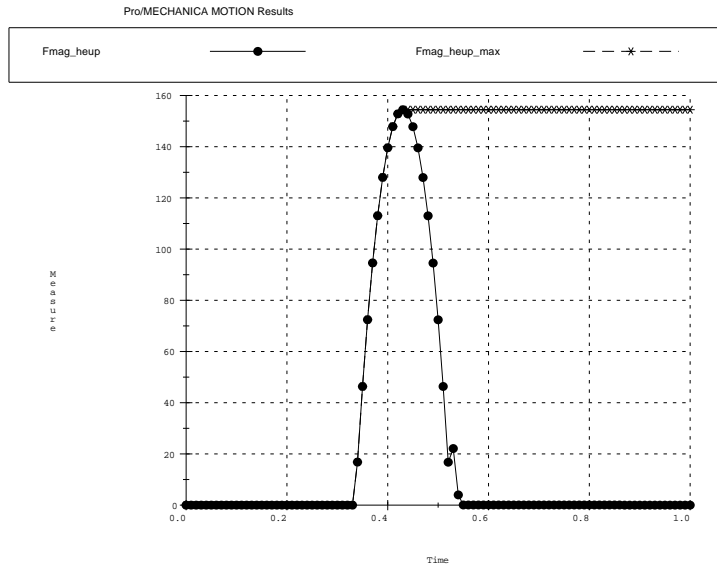
Figuur 2.9: Het relatieve verlies aan kinetische energie (in J) tijdens de impactfase in functie van de kniehoek (kniehoek_init in rad).



Figuur 2.10: De verticale grondreactiekracht (in N) die inwerkt op de enkel tijdens de val- en opveerbeweging (Tijd in s).

worden naar de optredende krachten. Een 'goed' mechanisme zal ervoor zorgen dat de krachten die op de heup inwerken zo klein mogelijk gehouden worden.

In figuur 2.10 is de verticale reactiekracht van de grond tijdens de val- en opveerbeweging te zien. De maximumwaarde ligt rond 210 N. Om deze maximumwaarde te kunnen



Figuur 2.11: De kracht (in N) die op de puntmassa in de heup inwerkt tijdens de val- en opveerbeweging (F_{mag_heup}) en de 'measure' $F_{mag_heup_max}$, die er het maximum van neemt (Tijd in s).

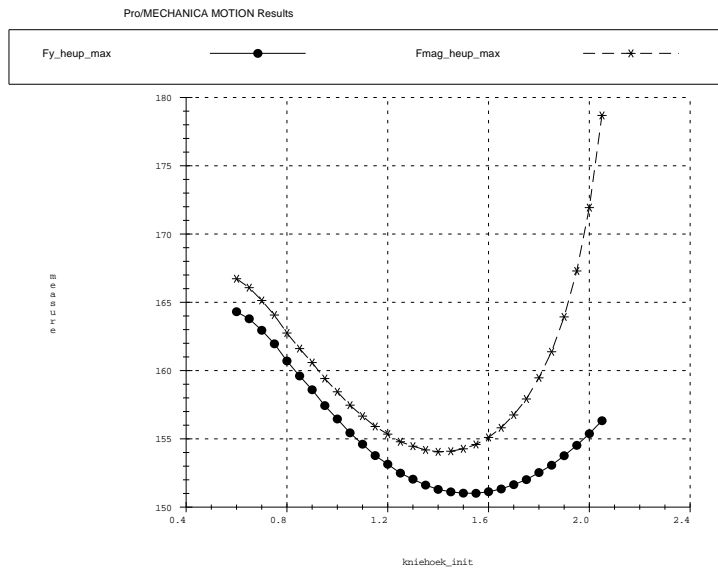
evalueren maken we een nieuwe 'measure' aan die simpelweg het maximum van de verticale grondreactiekracht is.

Het maximum van de krachten die op het bovenlichaam (de puntmassa) inwerken wordt analoog bepaald (zie fig 2.11).

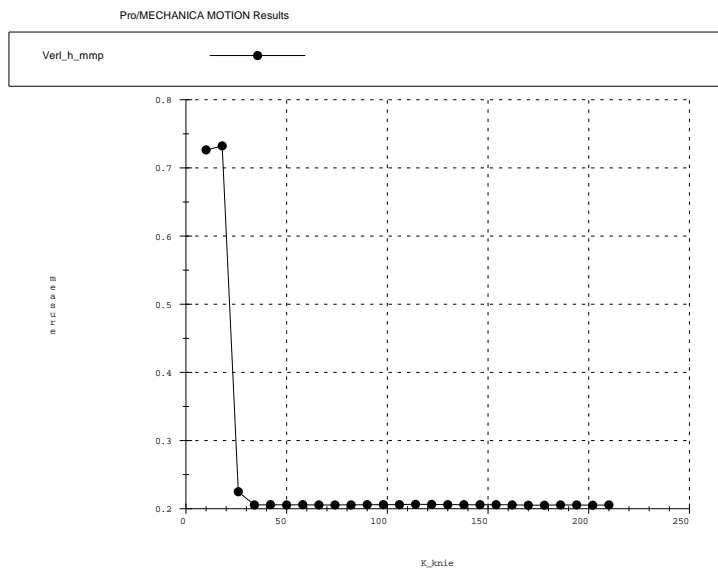
Met behulp van deze functie kan men nu de invloed van de kniehoek op de maximum waarde van de optredende krachten nagaan. In figuur 2.12 ziet men dat ook voor dit criterium de optimale waarde van `kniehoek_init` rond 1.5 rad ligt.

Ook de invloed van de tweede vrije parameter, namelijk de veerstijfheid, kan men op dezelfde manier nagaan. Het resultaat van de sensitiviteitsanalyse met de veerstijfheid als parameter is te zien op figuur 2.13. De veerstijfheid van de knie blijkt zeer weinig invloed te hebben op het energieverlies bij de landing, zolang ze maar groot genoeg is om te vermijden dat ook de knie de grond raakt (zoals duidelijk blijkt uit de eerste twee punten van de grafiek).

Op grafiek 2.14 is het verlies aan energie tijdens impact in functie van de veerstijfheid van de knie uitgezet. Dit resultaat is enigszins eigenaardig vermits de variatie van de veerstijfheid nagenoeg geen invloed had op het totale verlies aan energie. Bijgevolg wil dit zeggen dat naargelang de veer in de knie stijver wordt, het verlies aan energie tijdens de impactfase stijgt terwijl het verlies aan energie door de schok bij het terugveren en door omzetting naar rotationele energie ongeveer evenveel daalt zodat het totale verlies gelijk blijft.

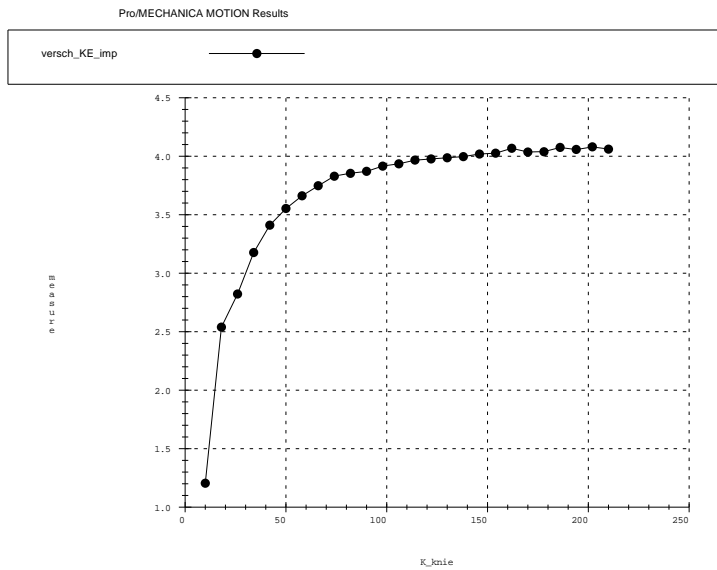


Figuur 2.12: De maximale verticale kracht (Fy_heup_max in N) en de maximale grootte van de krachtvector ($Fmag_heup_max$) die op de puntmassa in de heup inwerkt tijdens de val- en opveerbeweging in functie van de kniehoek ($kniehoek_init$ in rad).

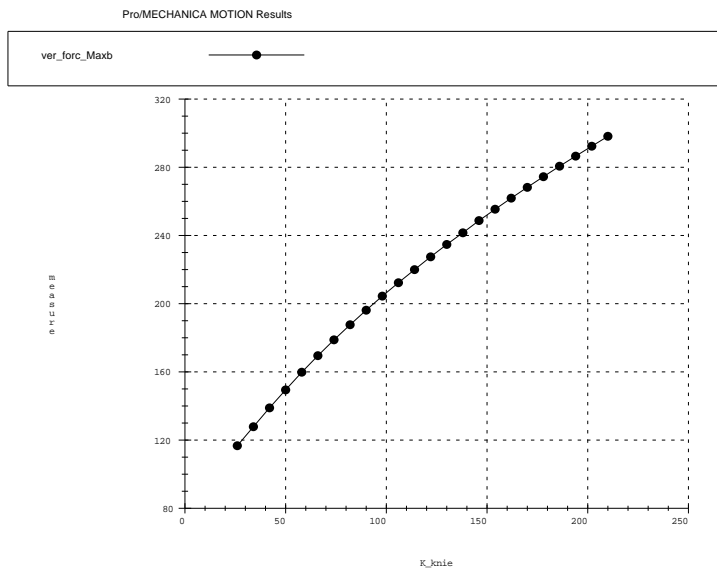


Figuur 2.13: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van de veerstijfheid (in $N\ m^{-1}$) in de knie ($kniehoek_init$ is hier 1.5 rad).

De invloed van de veerstijfheid op de grondreactiekrachten en de krachten inwerkend op het bovenlichaam kan men ook via een 'Sensitivity Analysis' nagaan. Hoe groter de veerstijfheid wordt, hoe groter de maximale waarde van de grondreactiekrachten (Fig.



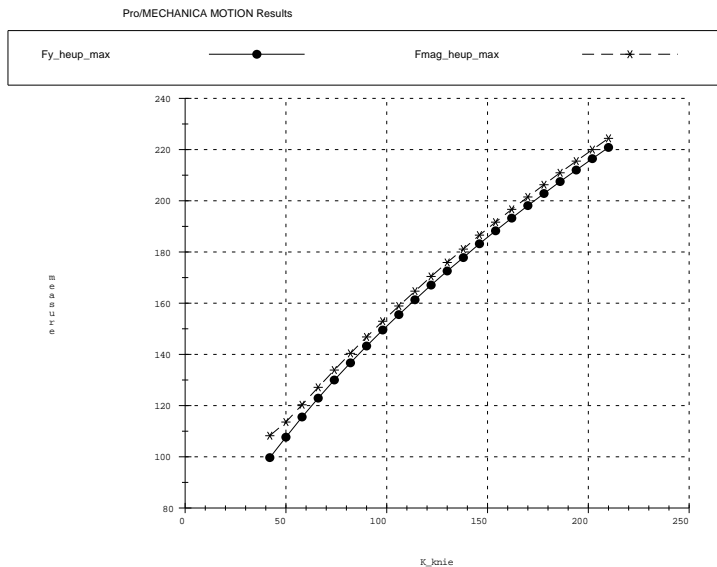
Figuur 2.14: Het verlies aan kinetische energie (in J) tijdens de impactfase in functie van de veerstijfheid (in N m^{-1}) in de knie (`kniehoek_init` is ook hier 1.5 rad).



Figuur 2.15: De maximum waarde van de verticale grondreactiekrachten (in N) inwerkend op de enkel tijdens de steunfase in functie van de veerstijfheid (in N m^{-1}) van het model (`kniehoek_init = 1.5` rad).

2.15). Dit is logisch aangezien de contactfase ook korter zal zijn. Het verloop van de krachten inwerkend op de heup is analoog (zie Fig 2.16). Vanuit dit opzicht is het dus best de veerstijfheid in de knie zo laag mogelijk te nemen. Men moet hierbij wel in beschouwing nemen dat de doorbuiging dan ook veel groter zal zijn en de knie dus mogelijk de grond zal raken, wat niet de bedoeling is. De waarde die we tot nu toe gebruikten

($K_{\text{knie}} = 100 \text{ N m}^{-1}$) geeft een realistische doorbuiging en beperkt de krachten op de heup tot 160 N.



Figuur 2.16: De maximum waarde van de krachten (in N) inwerkend op de puntmassa (die het bovenlichaam voorstelt) tijdens de steunfase in functie van de veerstijfheid (in N m^{-1}) van het model ($\text{kniehoek_init} = 1.5 \text{ rad}$).

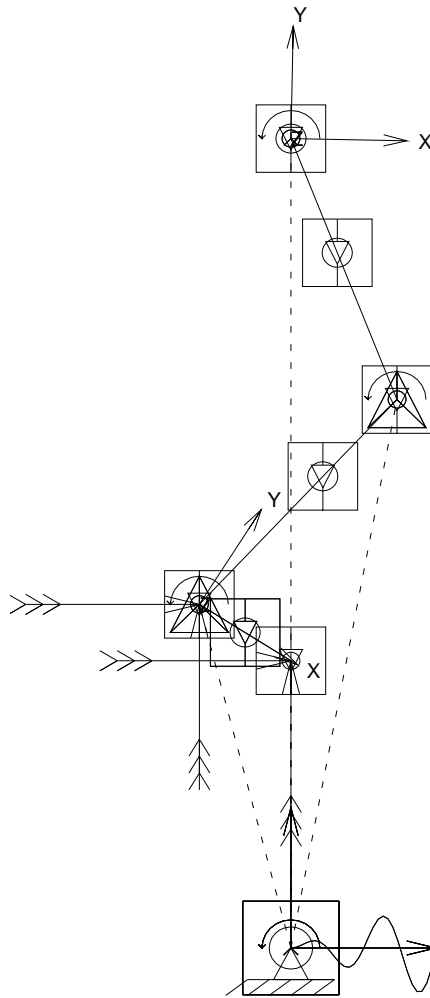
2.1.4 Besluit

Uit de verschillende sensitiviteitsanalyses kunnen we besluiten dat voor het model met twee geleidingen (en twee puntmassa's) de optimale kniehoek κ rond 94° ligt ($\text{kniehoek_init} = 1.5 \text{ rad}$) en de waarde van de veerstijfheid niet veel uitmaakt zolang de knie de grond niet zal raken. Om de krachten niet te groot te laten worden, mag deze veerstijfheid toch niet te groot zijn.

In een laatste stap zal de waarde van de kniehoek gezocht worden waarvoor het energieverlies minimaal is. Via een 'optimisation study' kan men immers de waarde van een parameter zoeken die een bepaalde measure minimaal of maximaal maakt. De waarde die hieruit volgde was: 1.4812 rad (voor K_{knie} werd als waarde 100 N m^{-1} genomen). Het minimaal verlies aan hoogte dat met deze waarden van de parameters gepaard gaat is: 0.1933 m .

2.2 Model met voet

Het model met voet bestaat uit drie geleidingen (bovenbeen, onderbeen en voet) die scharnierend verbonden zijn (zie figuur 2.17). In de heup is er een puntmassa aanwezig die als bovenlichaam dient. De heup en de voettip bewegen op eenzelfde rechte zodat er een



Figuur 2.17: Het model met voet.

vergelijkbare val- en opveerbeweging gemaakt wordt. Het model heeft aldus drie vrijheidsgraden, namelijk de hoogte van het model, de kniehoek en de enkelhoek.

2.2.1 Dimensionering van het model

De massa's, lengtes, inertialementen en massamiddelpunten van het bovenbeen en het onderbeen nemen we over van het vorige model. Ook de puntmassa in de heup en de massa van de voet wordt dezelfde genomen om de twee modellen goed te kunnen vergelijken. Het enige verschil met het vorige model is dus de aanwezigheid van het voetgedid. De lengte en traagheidsmoment van dit gelid moeten nog gekozen worden. Hiervoor neemt men initieel aanneembelijke waarden waarvan men later de invloed op de resultaten kan nagaan.

- lengte voet = 0.15 m
- massa voet = 0.2 kg

Als we als model voor de voet een balkje nemen (de breedte van het balkje is net als bij de twee andere geledingen 20 mm), wordt het traagheidsmoment als volgt berekend: $I_v = m_v \cdot \frac{a^2+b^2}{12} = 0.2 \cdot \frac{0.15^2+0.02^2}{12} = 0.00037098 \text{ Nm}$. Het massamiddelpunt ligt in het midden van de voet.

Naast het bijkomend gelid is er in dit model ook een tweede scharniergewricht (in de enkel) aanwezig met een torsieveer. De veerstijfheid van deze torsieveer vormt nog een bijkomende parameter. Voorlopig nemen we als stijfheid 40 ($K_{\text{enkel}} = 40 \text{ N m}^{-1}$). De veerstijfheid van de knie laat men zoals in het vorige model ($K_{\text{knie}} = 100 \text{ N m}^{-1}$). Door de dempers in de knie en de enkel zal men ervoor zorgen dat de trillingen bij het terugveren voldoende snel uitgedempt worden ($C_{\text{knie}} = 100 \text{ N s m}^{-1}$ en $C_{\text{enkel}} = 60 \text{ N s m}^{-1}$). De hoek van het scharniergewricht in de enkel is één van de drie vrijheidsgraden van het systeem en wordt dus ook als parameter meegenomen.

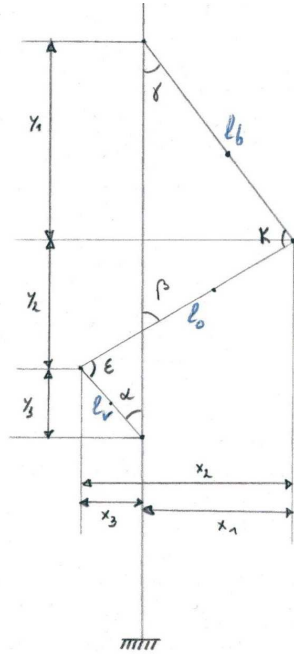
2.2.2 Implementatie van het model

Met de gegevens uit de vorige paragraaf, kan men aan het vorige model een voet toevoegen. De scharnierverbinding in de enkel wordt volkomen analoog aan het kniegewricht ingevoerd. De 'driver' die de enkel op een verticale rechte hield wordt weggenomen en in de voettip geplaatst zodanig dat de heup en de voettip op éénzelfde verticale rechte bewegen. Vermits de voettip contact zal maken met de grond, moet men ook daar de grondreactiekrachten invoeren. Hoe dit gebeurt, werd reeds beschreven in het vorige model (de invoergegevens van de 'measures' en de 'loads' in Mechanica Motion zijn terug te vinden in bijlage A.3, alsook de gegevens over het invoeren van de 'loads').

Als men nu ook nog de begincondities oplegt, kan ook dit model geëvalueerd worden in Mechanica Motion. Een eerste parameter die moet vastgelegd worden, is de hoogte van het model. Ook hier zal men het MMP op een constante hoogte houden, namelijk één meter. Vermits de totale massa dezelfde is als in het model zonder voet, zal bij gelijke hoogte van het massamiddelpunt de energie bij de start van de beweging dezelfde zijn. Dit is net de bedoeling daar we de modellen willen vergelijken in hoe ze een bepaalde energie door een val- en opveerbeweging helpen. De voorwaarde op het MMP zullen we opnieuw via een aantal formules naar een voorwaarde op de hoogte van de heup omzetten, die dan gemakkelijk in Mechanica Motion geïmplementeerd kan worden.

De formules worden opgesteld aan de hand van figuur 2.18. Een opmerking die meteen gemaakt moet worden is dat de formule niet geldig zullen zijn als de configuratie van het model niet overeenstemt met die in de figuur. Dit wil zeggen dat als bijvoorbeeld de enkelhoek zodanig is dat het enkelgewricht rechts van de y-as komt te liggen, de berekening van de hoogte van de heup om het massamiddelpunt op één meter hoogte te houden, niet meer geldig zal zijn.

De hoogte van het MMP wordt bepaald uit de hoogte van de massamiddelpunten van de verschillende geledingen:



Figuur 2.18: Het model met een voet. De lengtes van het bovenbeen en het onderbeen zijn gelijk. Het verband tussen de absolute hoeken van de geledingen en de enkel- en kniehoek is echter niet meer zo eenvoudig als in het vorige model (zie berekeningen). De massamiddelpunten van de geledingen zijn met punten aangegeven.

$$h_{\text{MMP}}(m_h + m_b + m_o + m_v) = h_h m_h + h_b m_b + h_o m_o + h_v m_v$$

Men beschikt ook over:

$$\begin{cases} h_b = h_h - \frac{175}{400} \cos \gamma l_b \\ h_o = h_h - l_b \cos \gamma - \frac{150}{400} l_o \cos \beta \\ h_v = h_h - l_b \cos \gamma - l_o \cos \beta - \frac{1}{2} l_v \cos \alpha \end{cases}$$

We combineren de vergelijkingen en bekomen:

$$h_{\text{MMP}}(m_h + m_b + m_o + m_v) = h_h(m_h + m_b + m_o + m_v) - \frac{175}{400} l_b m_b \cos \gamma - m_o(l_b \cos \gamma + \frac{15}{40} l_o \cos \beta) - m_v(l_b \cos \gamma + l_o \cos \beta + \frac{l_v}{2} \cos \alpha)$$

We willen nu een uitdrukking verkrijgen voor h_h (instellen als computed parameter) zodat we deze als 'initial condition' kunnen opleggen.

$$h_h = h_{\text{MMP}} + \frac{\frac{7}{16} l_b m_b \cos \gamma + m_o(l_b \cos \gamma + \frac{3}{8} l_o \cos \beta) + m_v(l_b \cos \gamma + l_o \cos \beta + \frac{l_v}{2} \cos \alpha)}{m_h + m_b + m_o + m_v}$$

Men rekent verder uit:

$$h_h = h_{\text{MMP}} + \frac{(\frac{7}{16} m_b l_b + m_o l_b + m_v l_b) \cos \gamma + (\frac{3}{8} l_o m_o + m_v l_o) \cos \beta + m_v \frac{l_v}{2} \cos \alpha}{m_h + m_b + m_o + m_v}$$

Tenslotte:

$$h_h = h_{\text{MMP}} + \frac{(\frac{7}{16}m_b + m_o + m_v)l_b \cos \gamma + (\frac{3}{8}m_o + m_v)l_o \cos \beta + m_v \frac{l_v}{2} \cos \alpha}{m_h + m_b + m_o + m_v}$$

De absolute hoeken γ , β en α moeten nu nog uitgedrukt worden in functie van de enkelhoek ϵ en de kniehoek κ . Wanneer men in Mechanica Motion een parameter defineert via een formule, mag die formule enkel onafhankelijke parameters bevatten. Vandaar de noodzaak de absolute hoeken uit te drukken in functie van de onafhankelijke parameters kniehoek en enkelhoek.

Uit figuur 2.18 volgt de betrekking:

$$l_b \sin \gamma + l_v \sin \alpha = l_o \sin \beta. \quad (2.2)$$

Herwerken levert:

$$l_b \sin(\alpha + \epsilon - \kappa) + l_v \sin \alpha = l_o \sin(\pi - (\alpha + \epsilon)) = l_o \sin(\alpha + \epsilon) \quad (2.3)$$

waaruit

$$l_b(\sin \alpha \cos(\epsilon - \kappa) + \cos \alpha \sin(\epsilon - \kappa)) + l_v \sin \alpha = l_o(\sin \alpha \cos \epsilon + \cos \alpha \sin \epsilon)$$

en dus

$$\tan \alpha = \frac{l_b \sin(\epsilon - \kappa) - l_o \sin \epsilon}{l_o \cos \epsilon - l_v - l_b \cos(\epsilon - \kappa)}$$

Vergelijking 2.2 kan ook geschreven worden als :

$$l_b \sin \gamma + l_v \sin(\gamma + \kappa - \epsilon) = l_o \sin(\pi - (\gamma + \kappa)) = l_o \sin(\gamma + \kappa) \quad (2.4)$$

en hieruit

$$\tan \gamma = \frac{l_v \sin(\kappa - \epsilon) - l_o \sin \kappa}{l_o \cos \kappa - l_b - l_v \cos(\kappa - \epsilon)}$$

Tenslotte zien we uit de figuur dat :

$$\beta = \pi - (\alpha - \epsilon)$$

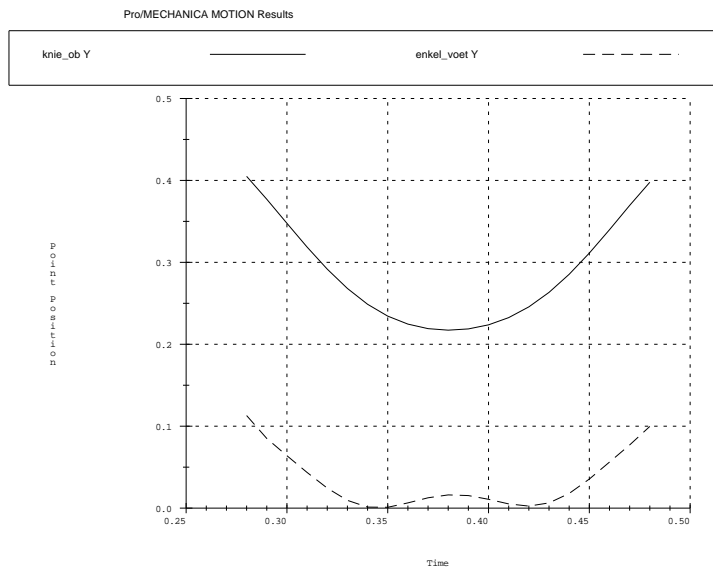
Hiermee kunnen we h_h aan de hand van de kniehoek, enkelhoek en h_{MMP} bepalen. De andere begincondities leggen de waarde van de kniehoek en de enkelhoek vast (Kh, Eh in Mechanica Motion). Immers, het systeem heeft drie vrijheidsgraden en de beginconfiguratie ligt dus vast als we de hoogte van het MMP en de waarde van de kniehoek en enkelhoek vastleggen.

2.2.3 Metingen en resultaten.

De val- en opveerbeweging voor een mechanisme met een voet kan nu in Mechanica Motion gesimuleerd worden. De resultaten kunnen dan vergeleken worden met het model zonder voet. Zo kan de bijdrage van de voet in kaart gebracht worden. We maken ook hier gebruik van de nodige 'measures' om de resultaten te visualiseren (*Verl_h_mmp*).

Bij het model zonder voet hebben we een optimalisatie van de overblijvende parameters uitgevoerd. Ook in dit model zullen de vrije parameters optimaal ingesteld worden.

Vooraleer deze optimalisatie doorgevoerd wordt, zal de val- en opveerbeweging al eens uitgevoerd worden voor een willekeurige instelling van de vrije parameters. Dit geeft ons al een idee of het model een realistische weergave is van een val- en opveerbeweging. Het eerste wat opvalt is dat de frequentie van de oscillatie in de enkel een stuk hoger ligt dan de natuurlijke frequentie van de knie. Hierdoor zal de hiel verschillende minima vertonen tijdens de beweging (meerdere periodes van de oscillatie in het enkelgewricht tijdens één periode van het kniegewricht zie figuur 2.19).

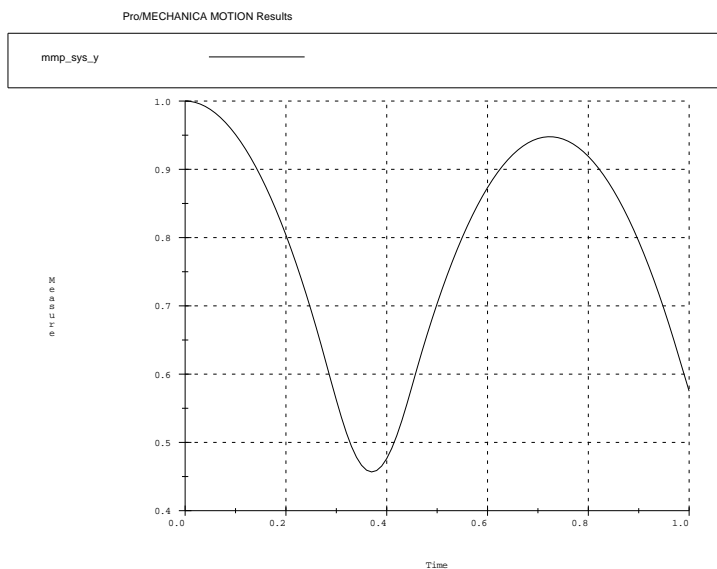


Figuur 2.19: De y-positie (in m) van de enkel en de knie. De enkel vertoont twee minima tijdens de steunfase wat de oscillatie van de voet weergeeft. Dit terwijl de positie van de knie maar één minimum vertoont (Tijd in s).

Dit fenomeen maakt dat de beweging niet overeenstemt met een natuurlijke sprong. Als de mens springt, gaat dit gepaard met één periode van het enkelgewricht en het kniegewricht. Het been reageert alsof het één enkele veer is. In het model in Mechanica Motion kunnen we de veerstijfheid van de enkel wat verlagen om de oscillatiefrequentie van het enkelgewricht naar beneden te halen. Maar als we dan de hoeken van de knie of enkel veranderen komt hetzelfde probleem weer opduiken. Bij de mens is de veerstijfheid van de

enkel geen constante. Ze is ondermeer afhankelijk van de positie van de enkelhoek (zie ref [24]). Dit is echter niet zomaar in te voeren in ons model in Mechanica Motion. We zullen de K-waarde van de enkel enerzijds niet te groot nemen zodat dit fenomeen zich niet te sterk manifesteert en anderzijds ook niet te klein zodat het model niet onmiddellijk met de hiel op de grond komt te staan. Zoals in het vorige model zullen we ook hier dempers plaatsen die de oscillaties van de geleidingen bij het terug omhoog springen moeten atteneren. Hiervoor wordt dus zowel in de knie als in de enkel een demper geplaatst die pas in werking treedt wanneer de voetspits de grond verlaat.

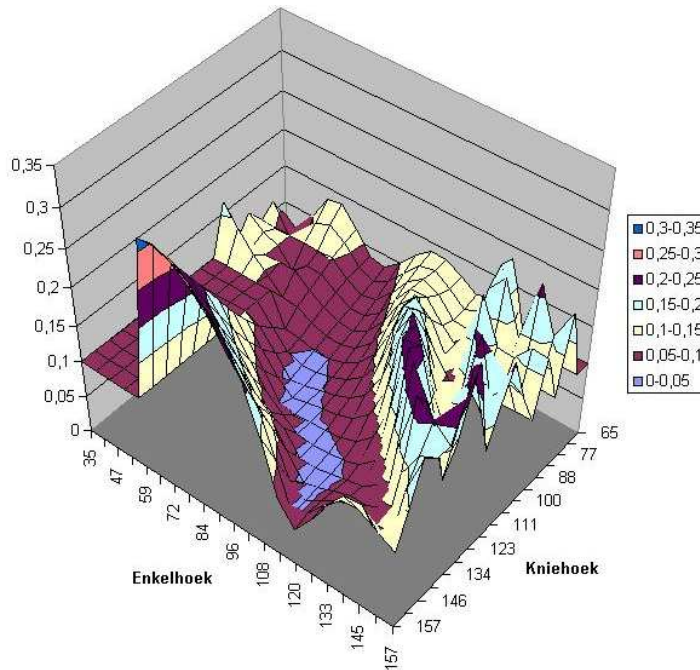
Een tweede opmerking die nu al gemaakt kan worden is dat het model al een stuk hoger terugveert dan het model zonder voet (95% ten opzichte van 80%).(zie fig 2.20)



Figuur 2.20: De hoogte (in m) van het massamiddelpunt van het mechanisme tijdens de val- en opveerbeweging (Tijd in s).

De performantie van het model kan echter nog verbeterd worden door de vrije parameters beter in te stellen. De meest invloedrijke parameters zijn de enkelhoek en de kniehoek. Een sensitiviteitsanalyse in Mechanica Motion kan slechts de invloed van één parameter op de werking van het mechanisme nagaan. De invloed van de kniehoek is echter afhankelijk van de waarde van de enkelhoek en het is dus onmogelijk een goed beeld te krijgen als men deze afzonderlijk evalueert. Daarom zal er voor een range van waarden van kniehoeken een sensitiviteitsanalyse op de parameter 'enkelhoek' uitgevoerd worden. De resultaten van deze sensitiviteitsanalyses worden weergegeven in figuur 2.21 waar het verlies aan hoogte van het MMP ($Verl_h_mmp$) in functie van de kniehoek en de enkelhoek uitgedrukt staat (de tabel is te vinden in bijlage B.4).

Merk op dat er op de figuur voor kleine waarden van de enkelhoek een vlakke aanwezig



Figuur 2.21: Het verlies aan hoogte (in m) van het massamiddelpunt van het mechanisme tijdens de val- en opveer-beweging voor verschillende hoeken (in $^{\circ}$) van de enkel en de knie.

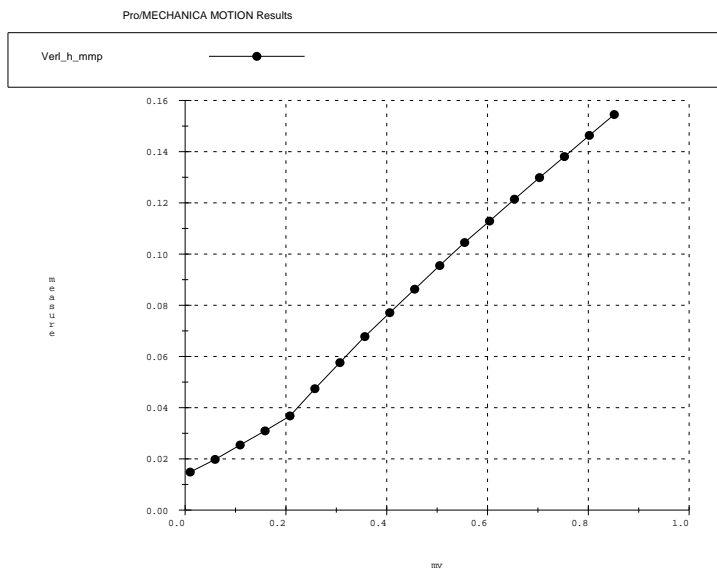
is met de waarde 0.1 m. Dit zijn geen gemeten waarden, voor die waarden van de enkelhoek en kniehoek komt de configuratie van het model niet meer overeen met figuur 2.18 en heeft het dus geen zin metingen uit te voeren. Bovendien komen deze waarden van hoeken in de praktijk niet voor. Om al de opgemeten waarden op de grafiek te kunnen weergeven, is aan de ontbrekende punten de waarde 0.1 m gegeven.

Er is geen eenduidig minimum op de grafiek aanwezig. De punten van minimaal energieverlies liggen op een lijn. Als men er meer op inzoomt, vindt men twee minima terug met als waarden 0,037628 m en 0.037744 m (zie tabel in bijlage B.4). Rond de waarden van hoeken die hiermee overeenstemmen voert men een 'optimalisatie-analyse' uit die dan de gunstigste hoeken wat betreft het energieverlies zal opleveren. Het laagste energieverlies treedt op voor een enkelhoek $E_h = -1.763$ rad en $K_h = 1.128$ rad en bedraagt 0.03458 m. Het tweede minimum wordt geoptimaliseerd tot 0.03536 m voor een waarde van $E_h = -1.274$ rad en $K_h = 0.661$ rad. De lijn van het minimum energieverlies komt overeen met een werking waarbij de hiel de grond net niet zal raken tijdens de val- en opveerbeweging. Hieruit kan men besluiten dat men er alle belang bij heeft het mechanisme genoeg te plooiën totdat de hiel de grond net niet raakt.

Vanuit één van de twee minima kan nu de invloed van verschillende parameters die de eigenschappen van de voet bepalen, nagegaan worden. Merk op dat er één parameter

gewijzigd wordt terwijl de anderen constant blijven ('ceteris paribus')

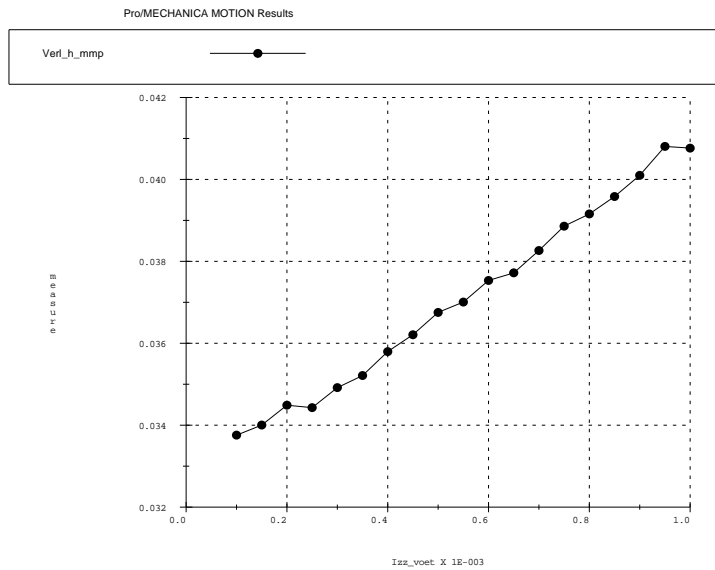
Een eerste voor de hand liggende parameter is de massa van de voet. Het logische resultaat (zie Fig. 2.22) luidt: hoe kleiner de massa, hoe kleiner het verlies aan energie (minder onafgeveerde massa). Merk op dat als de massa stijgt, de enkel hoger komt te liggen want de hoogte van het MMP $h_{\text{MMP}} = 1$ m, wat dus een toename aan kinetische energie bij impact betekent en een tweede nadelig effect op de verliezen zal hebben. De curve vertoont een knik net op de plaats waar de optimalisatie voor de hoeken was uitgevoerd. Die optimalisatie bleek immers zodanig te zijn dat de hiel de grond net niet raakte. Als de massa van de voet groter wordt dan 0.2 kg dan zal de hiel net wel op grond komen wat nog extra verliezen zal meebrengen.



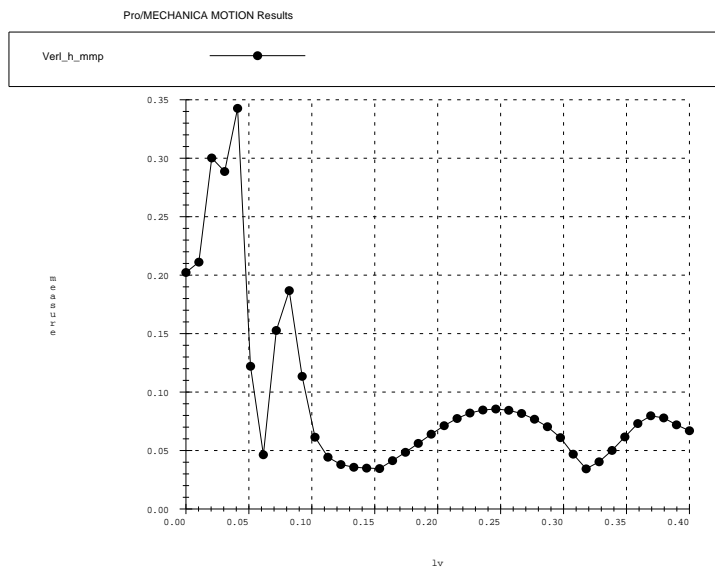
Figuur 2.22: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van de massa (in kg) van de voet.

Ook de invloed van het traagheidsmoment van de voet is duidelijk (zie Fig. 2.23). Hoe groter het traagheidsmoment, hoe groter de verliezen. Let wel, de massa van de voet werd constant gehouden. Fysisch kan men deze variatie dus interpreteren als een verandering van de vorm van het voetgedeelte waardoor het traagheidsmoment verandert maar de positie van het massamiddelpunt en de massa dezelfde blijft. Zoals in het volgende hoofdstuk geïllustreerd zal worden, geeft een groter traagheidsmoment immers aanleiding tot grotere verliezen bij impact.

De lengte van de voet kan men ook laten variëren. Het resultaat hiervan (zie fig 2.24) is moeilijk te interpreteren. Als we de lengte verkleinen zal de hiel snel de grond raken en dus voor veel extra verliezen zorgen (in het extreme geval, namelijk $l_v = 0$ m, raakt de hiel al meteen de grond). Wanneer de voet dan weer groter gemaakt wordt, zal de voettip zich initieel al veel dichterbij de grond bevinden wat sowieso een verlaging van het absolute energieverlies bij impact betekent. Als de voet zeer lang is, kan het immers zijn dat de



Figuur 2.23: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van het traagheidsmoment (in 10^{-3} kg m^2) van de voet.

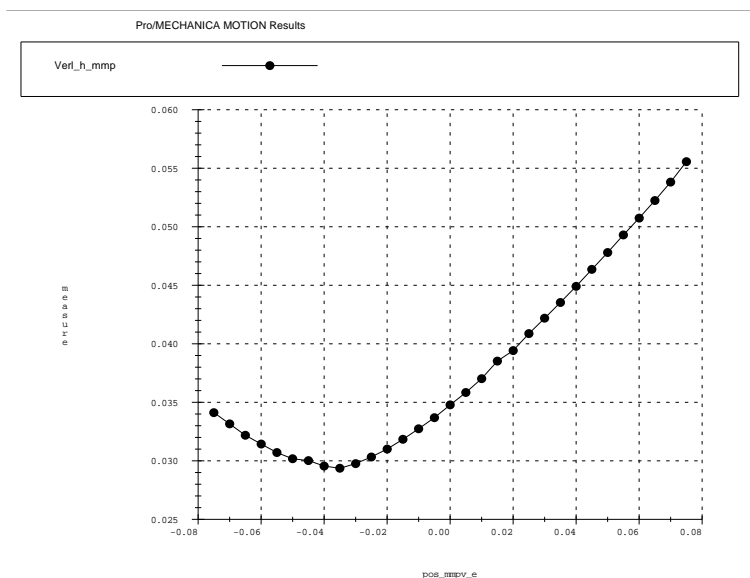


Figuur 2.24: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van de lengte (in m) van de voet.

voet initieel al op de grond staat en is er helemaal geen energieverlies meer. Bovendien is de lengte van een gelid onlosmakelijk verbonden met de hoeken tussen de geledingen en heeft het dus weinig zin deze afzonderlijk te gaan evalueren. De logische conclusie is dan ook dat de lengte die de voet had bij de optimalisatie van de hoeken, hier als beste uitkomt.

Opmerking: Bij de verandering van de lengte van de voet wordt het massamiddelpunt

eveneens verplaatst zodanig dat het steeds in het midden van de voet blijft liggen.

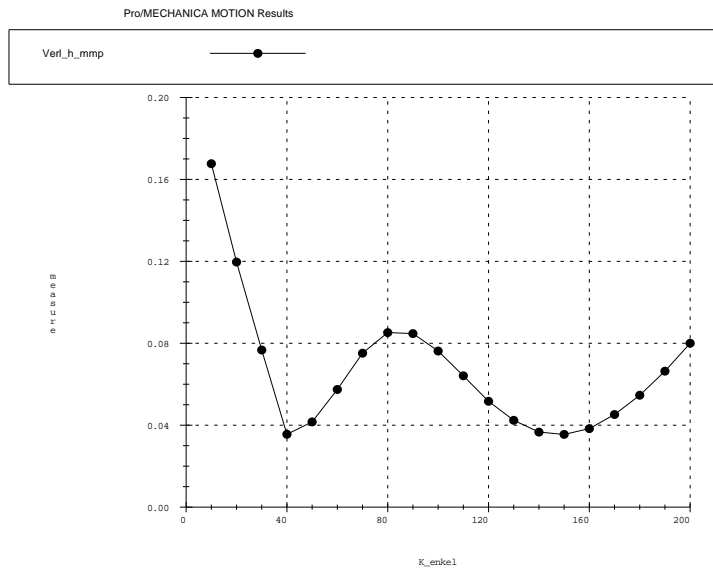


Figuur 2.25: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van de positie (in m) van het massamiddelpunt van de voet.

De positie van het massamiddelpunt van de voet laten we variëren van de hiel tot de voetpunt (zie Fig. 2.25). Het minimum van het energieverlies doet zich voor wanneer het massamiddelpunt dicht bij de hiel ligt dan bij de voorvoet. Theoretisch is het verlies bij impact (zie hoofdstuk 3) het kleinst wanneer het massamiddelpunt in de hiel ligt. Zo is de onafgeveerde massa immers minimaal. Hier stijgt het verlies echter terug als men te dicht bij de hiel komt. Dit is te wijten aan het feit dat wanneer het massamiddelpunt zeer dicht bij de hiel komt te liggen, de hiel de grond zal raken en zo de totale verliezen de hoogte in jagen. Als enkel het energieverlies bij impact in bekeken werd, bleef het energieverlies inderdaad dalen als het MMP van de voet naar de hiel verschoven werd.

Rest ons nog, net als bij het model zonder voet, de invloed van de veerstijfheid van de torsieveren na te gaan.

Het verloop van het energieverlies in functie van de veerstijfheid in de enkel is te zien in figuur 2.26. Als de veerstijfheid te klein is, stijgen de verliezen fors omdat de hiel dan de grond zal raken. Vanaf het punt dat de veer stijf genoeg is om te zorgen dat de hiel de grond niet raakt, stijgen de verliezen weer bij een verhoging van de stijfheid. Dit heeft alles te maken met het feit dat de veer van de enkel afgestemd moet zijn op de torsiebeer in de knie. Als men afwijkt van de ideale verhouding zullen de verliezen stijgen. Op een bepaald punt bereikt men een maximum, waarna de verliezen terug zakken tot de waarde van het eerste minimum (dit fenomeen treedt ook op in figuur 2.21 voor grote enkelhoeken en redelijk kleine kniehoeken). De beweging die gemaakt wordt in dit tweede minimum

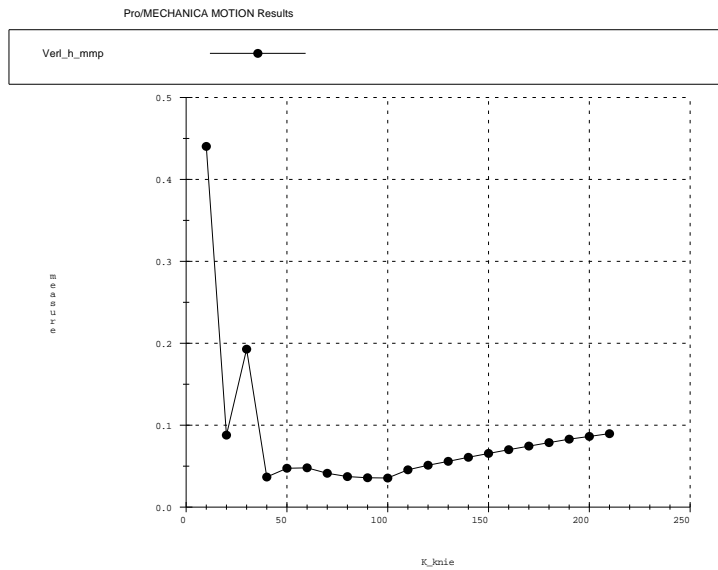


Figuur 2.26: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van de veerstijfheid (in N m^{-1}) van de torsiebeer in de enkel.

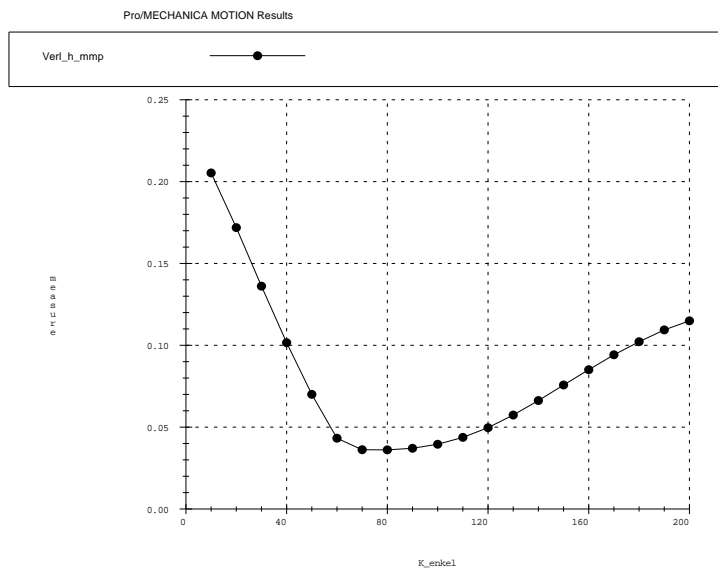
is echter niet meer natuurlijk. Vanaf het punt dat de voettip de grond raakt, zakt de hiel praktisch niet meer, integendeel de voet draait in de andere richting zodat de knie, die sterk doorbuigt, naar voor geduwd wordt. Op een bepaald punt draait de beweging zich om, en stoot het mechanisme zich terug af. De enkelhoek ondergaat dus weinig doorbuiging (stijve veer). Het mechanisme komt desondanks deze vreemde beweging goed omhoog omdat de veren van de scharnieren goed op elkaar afgestemd zijn in deze andere beweging. Dit deel van de curve heeft dus geen waarde.

De invloed van de veerstijfheid in de knie is net als bij het model zonder voet beperkt (zie figuur 2.27). Men moet er evenwel voor zorgen dat de torsiebeer in de knie hoog genoeg is om ervoor te zorgen dat de heup niet te veel zakt. In het eerste punt zijn de verliezen immers zeer hoog vermits daar door de lage veerstijfheid in de knie, de heup zodanig zakt, dat ze zelfs onder de hiel komt te liggen. De veerstijfheid van de kniehoek bij het optimaliseren van de hoeken was 100 N m^{-1} . Als men de veer nog stijver maakt, is er een duidelijke stijging van de verliezen merkbaar. Dit omdat de hiel dan de grond weer net zal raken. Ook hier zijn dezelfde opmerkingen als bij de veerstijfheid in de enkel geldig. Het punt dat was gekozen voor de optimalisatie van de hoeken is het minimum van de curve. Als de veerstijfheid echter verkleint verschijnt er een tweede minimum ($K_{\text{knie}} = 40 \text{ N m}^{-1}$) die staat voor de optimale verhouding van de veerstijfheden in knie en enkel voor de onnatuurlijke beweging reeds vermeld in de vorige alinea.

Verschuillende vaststellingen wijzen erop dat het de verhouding van de veerstijfheden in knie en enkel is die belangrijk is om de verliezen te minimaliseren. Deze onderstelling wordt nog eens getoetst via een laatste sensitiviteits-analyse. Figuur 2.28 geeft het verlies



Figuur 2.27: Het verlies aan hoogte (in m) van het model in functie van de veerstijfheid (in N m^{-1}) van de torsiebeer in de knie.



Figuur 2.28: Het verlies aan hoogte van het model (in m) in functie van de veerstijfheid (in N m^{-1}) van de torsiebeer in de enkel. De veerstijfheid in de knie is 250 N m^{-1} .

aan energie voor verschillende veerstijfheden van de enkel terwijl de veerstijfheid van de knie 250 N m^{-1} is genomen. De verwachting is dan ook dat de optimale waarde hoger zal zijn dan in het geval dat de stijfheid van de kniebeer 100 N m^{-1} was (figuur 2.26). Dit is inderdaad het geval. En als men de beweging bekijkt die gemaakt wordt voor deze waarde, dan komt deze heel natuurlijk over, er is zelfs geen extra oscillatie in de enkel

te zien. Doordat de stijfheden een stuk groter zijn geworden zal de hiel in geen geval de grond raken (vandaar de vloeiende curve, de hiel zal voor geen enkel punt op de curve de grond raken).

Als men voor deze waarde van stijfheden een optimalisatie van de hoeken zou uitvoeren, komt men waarschijnlijk weer tot een situatie waarbij de hiel de grond net niet zal raken. Het is dus enigszins bedrieglijk om al de parameters afzonderlijk te variëren vermits sommigen duidelijk van elkaar afhankelijk zijn. *Mechanica Motion* laat echter niet toe de verschillende parameters tesamen te evalueren.

2.2.4 Besluiten en opmerkingen

Het model met een voet erbij veert veel hoger terug dan dat zonder voet (ruim 96% ten opzichte van amper 80%).

Het energieverlies van het model met een voet wordt geminimaliseerd door die configuratie te kiezen waarbij de hiel de grond net niet raakt. Bijkomend moeten voor het model met een voet de twee veren op elkaar afgestemd worden zodat men een natuurlijke terugvering verwezenlijkt. De hoeken, lengtes en veerstijfheden spelen hierin een belangrijke rol. Voorts moet men de massa en het traagheidsmoment van de voet minimaliseren. Het massamiddelpunt van de voet ligt best wat dichterbij de hiel.

Opmerking: 'ceteris paribus' veronderstelling geeft niet altijd goede resultaten vermits het wijzigen van een andere parameter wel een invloed kan hebben op de invloed van de parameter die men bestudeert. Het duidelijkste voorbeeld daarvan is de invloed van de hoeken op de optimale waarde van de veerstijfheden.

Om de vergelijkbaarheid tussen de twee modellen te bevorderen is ervoor gekozen de waarden van de parameters van het model zonder voet (massa's, lengtes, massamiddelpunten en traagheidsmomenten van de geledingen alsook de veer- en dempingsconstante in de knie) te behouden voor het model met voet. De verandering van het model vraagt echter om een herinstelling van alle parameters om een optimale werking te verkrijgen (een goed voorbeeld hiervan is de veerstijfheid van de knie).

Men kan de structuur van de voet nog verder aanpassen door er tenen aan te zetten. Het effect hiervan zal analoog zijn als het bijplaatsen van de voet. De studie hiervan zal echter een stuk complexer worden.

Hoofdstuk 3

Theoretische uitwerking van de schok tijdens de valbeweging

Tijdens de modellering van de val- en opveerbeweging in *Mechanica Motion* werd er reeds gewezen op de verliezen die optreden vanwege de impact bij de landing. Het is de bedoeling om deze impactfase vanuit een theoretische hoek te benaderen. Dit heeft als voordeel dat de invloed van de talrijke parameters in het systeem gemakkelijker bestudeerd kan worden.

In het model in *Mechanica Motion* bestond de grond uit een veer-demper systeem. Hier onderstellen we een volledig inelastische botsing van het landingspunt met de grond.

De stelling van de kinetische resultante en de stelling van het kinetisch moment worden in het geval van een schok:

$$\begin{cases} m(\bar{v}_G^+ - \bar{v}_G^-) = \bar{\pi} \\ \bar{\mu}_G^+ - \bar{\mu}_G^- = \overline{GF} \times \bar{\pi} \end{cases} \quad (3.1)$$

G is het massamiddelpunt van het gelid en F het punt waar $\bar{\pi}$ aangrijpt. $\bar{\pi}$ is de percussie. Het minteken in \bar{v}_G^- en $\bar{\mu}_G^-$ geeft aan dat het de grootheid betreft vóór de schok, het plusteken staat bij de grootheid na de schok. $\bar{\mu}_G$ vindt men uit volgende formule:

$$\bar{\mu}_G = \overline{I_G} \cdot \bar{\omega}$$

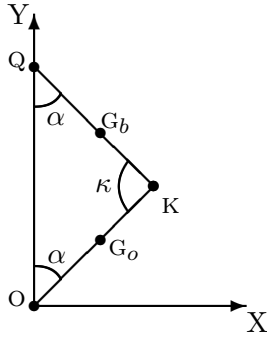
Vermits de modellen tweedimensionaal zijn, vereenvoudigt de vergelijking zich tot:

$$\bar{\mu}_G = I_G^{zz} \cdot \omega \cdot \bar{1}_z$$

3.1 Model zonder voet

In onderstaande figuur is het model zonder voet geschetst op het moment van impact. Op dat ogenblik bezitten de geledingen een vertikale snelheid $\bar{v}^- = -v_0 \cdot \bar{1}_y$ die afhangt van de hoogte waarvan het model is gevallen: $v_0 = \sqrt{2gh_0}$. De hoekrotatie van de geledingen

is nul ($\bar{\omega}^- = \bar{0}$).



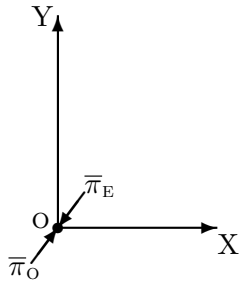
De lengtes van het bovenbeen en het onderbeen worden net als in het model in *Mechanica Motion* gelijk genomen. Dit betekent immers een grote vereenvoudiging in de berekening (de absolute hoeken van het bovenbeen en het onderbeen zijn hierdoor gelijk in grootte) en bovendien komt deze veronderstelling goed overeen met de werkelijkheid. De hoek α is de absolute hoek van het onderbeen. Dit is de hoek die het onderbeen maakt met de y -as van het vast assenstelsel (zie bovenstaande figuur). Dankzij de vorige veronderstelling is de kniehoek κ eenvoudig te schrijven in functie van α : $\kappa = \pi - 2\alpha$.

Evenals bij de modellering in *Mechanica Motion* heeft dit model twee begincondities, namelijk de initiële hoogte van het model (in v_0 vervat) en de kniehoek (via α opgelegd). Voorts zijn de eigenschappen van de geledingen (massa, lengte, traagheidsmoment, positie van het massamiddelpunt) in de berekeningen als parameters opgenomen.

We zullen nu de impactvergelijkingen gelid per gelid uitschrijven (ook voor de puntmassa's in de enkel en de heup). Deze vergelijkingen leveren ons dan de impactkrachten en de hoeksnelheden van de geledingen na impact. De hoeksnelheden bepalen de kinetische energie van het model na de schok. Vermits de kinetische energie voor de schok gekend is (uit v_0), kan het energieverlies tijdens de impactfase berekend worden.

3.1.1 De schokvergelijkingen

A. Puntmassa in de enkel.



$\bar{\pi}_o$ is de percussie van de grond op de puntmassa in de enkel en $\bar{\pi}_E$ is de repercussie van de rest van het model op de puntmassa in de enkel. De enige parameter die aan de puntmassa verbonden is, is de massa m_e .

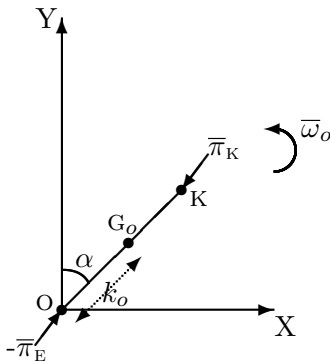
De vergelijkingen die de schok beschrijven (3.1) zijn triviaal in dit geval en herleiden zich tot:

$$\begin{cases} \pi_{EX} + \pi_{OX} = 0 \\ \pi_{EY} + \pi_{OY} = m_e v_0 \end{cases}$$

en:

$$\omega_e = 0$$

B. Onderste gelid (onderbeen).



De volgende parameters bepalen de eigenschappen van dit gelid:

- de massa m_o
- de lengte l_o
- het traagheidsmoment $I_{G_o}^{zz}$
- de positie van het massamiddelpunt k_o

De parameter k_o is 0 als het massamiddelpunt van het onderbeen (G_o) in de enkel ligt en wordt 1 als G_o in de knie komt te liggen. De ogenblikkelijke hoeksnelheid van het gelid is: $\bar{\omega}_o = \omega_o \cdot \bar{1}_z$. Het verband tussen de hoeksnelheid en de absolute hoek van het gelid volgt uit de figuur:

$$\bar{\omega}_o = \omega_o \cdot \bar{1}_z = -\dot{\alpha} \cdot \bar{1}_z$$

De schokvergelijkingen (3.1) voor dit gelid worden:

$$\begin{cases} m_o \bar{v}_{G_o}^+ - m_o \bar{v}_{G_o}^- &= -\bar{\pi}_E + \bar{\pi}_K \\ \overline{M}_{G_o}^+ - \overline{M}_{G_o}^- &= -\overline{G_o O} \times \bar{\pi}_E + \overline{G_o K} \times \bar{\pi}_K \end{cases} \quad (3.2)$$

De snelheden van het massamiddelpunt voor en na de schok volgen uit de figuur:

$$\begin{aligned} v_{G_o X}^- &= 0 & v_{G_o Y}^- &= -\sqrt{2gh_0} = -v_0 \\ v_{G_o X}^+ &= -\omega_o k_o l_o \cos \alpha & v_{G_o Y}^+ &= \omega_o k_o l_o \sin \alpha \end{aligned}$$

Bijgevolg wordt de eerste vergelijking uit 3.2:

$$\begin{cases} -m_o \omega_o k_o l_o \cos \alpha &= -\pi_{E_X} + \pi_{K_X} \\ -m_o \omega_o k_o l_o \sin \alpha + m_o v_0 &= -\pi_{E_Y} + \pi_{K_Y} \end{cases}$$

De tweede vergelijking uit 3.2 kan men schrijven als:

$$\overline{M}_{G_o}^+ - \overline{M}_{G_o}^- = I_{G_o}^{zz} \omega_o \bar{1}_z = -\overline{G_o O} \times \bar{\pi}_E + \overline{G_o K} \times \bar{\pi}_K$$

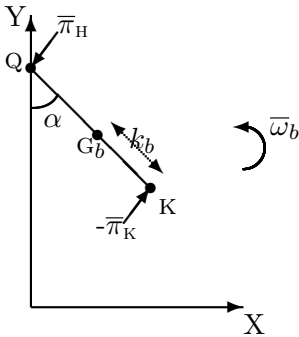
Uit de figuur haalt men:

$$\begin{cases} \overline{G_o O} &= -k_o l_o \sin \alpha \bar{1}_X - k_o l_o \cos \alpha \bar{1}_Y \\ \overline{G_o K} &= (1 - k_o) l_o \sin \alpha \bar{1}_X + (1 - k_o) l_o \cos \alpha \bar{1}_Y \end{cases}$$

Men verkrijgt tenslotte :

$$I_{G_o}^{zz} \omega_o = +k_o l_o \sin \alpha \pi_{E_Y} - k_o l_o \cos \alpha \pi_{E_X} + (1 - k_o) l_o \sin \alpha \pi_{K_Y} - (1 - k_o) l_o \cos \alpha \pi_{K_X}$$

C. Bovenste gelid (bovenbeen).



De volgende parameters bepalen de eigenschappen van dit gelid:

- de massa m_b
- de lengte $l_b = l_o$
- het traagheidsmoment $I_{G_b}^{zz}$
- de positie van het massamiddelpunt k_b

De parameter k_b is 0 als het MMP van het bovenbeen in de knie ligt en wordt 1 als het MMP in de heup komt te liggen. De ogenblikkelijke hoeksnelheid van het gelid is: $\bar{\omega}_b = \omega_b \cdot \bar{\mathbf{I}}_z$. Het verband tussen de hoeksnelheid en de absolute hoek van het bovenbeen volgt uit de figuur:

$$\bar{\omega}_b = \omega_b \cdot \bar{\mathbf{I}}_z = \dot{\alpha} \cdot \bar{\mathbf{I}}_z$$

Uit deze vergelijking volgt: $\omega_b = -\omega_o$. De vergelijkingen zullen meteen geschreven worden in functie van de parameter ω_o .

De schokvergelijkingen (3.1) worden voor dit gelid:

$$\begin{cases} m_b \bar{v}_{G_b}^+ - m_b \bar{v}_{G_b}^- &= -\bar{\pi}_K + \bar{\pi}_H \\ \overline{M}_{G_b}^+ - \overline{M}_{G_b}^- &= \overline{G_b K} \times (-\bar{\pi}_K) + \overline{G_b Q} \times \bar{\pi}_H \end{cases} \quad (3.3)$$

De snelheden van het massamiddelpunt voor en na de schok volgen uit de figuur:

$$\begin{aligned} v_{G_b X}^- &= 0 & v_{G_b Y}^- &= -\sqrt{2gh_0} = -v_0 \\ v_{G_b X}^+ &= -\omega_b k_b l_b \cos \alpha - \omega_o l_o \cos \alpha & v_{G_b Y}^+ &= -\omega_b k_b l_b \sin \alpha + \omega_o l_o \sin \alpha \\ &= -(1 - k_b)\omega_o l_o \cos \alpha & &= (1 + k_b)\omega_o l_o \sin \alpha \end{aligned}$$

Deze formule voor $v_{G_b X}^+$ vindt men onmiddellijk terug als men de horizontale snelheid van het massamiddelpunt na de schok berekent vanuit het punt Q (nu vanuit K opgebouwd).

Bijgevolg wordt de eerste vergelijking uit 3.3:

$$\begin{cases} -m_b(\omega_o(1 - k_b)l_o \cos \alpha) &= -\pi_{K_X} + \pi_{H_X} \\ m_b v_0 + m_b \omega_o(1 + k_b)l_o \sin \alpha &= -\pi_{K_Y} + \pi_{H_Y} \end{cases}$$

De tweede vergelijking uit 3.3 kan men schrijven als:

$$\overline{M}_{G_b}^+ - \overline{M}_{G_b}^- = I_{G_b}^{zz} \omega_b \bar{\mathbf{I}}_z = \overline{G_b K} \times (-\bar{\pi}_K) + \overline{G_b Q} \times \bar{\pi}_H$$

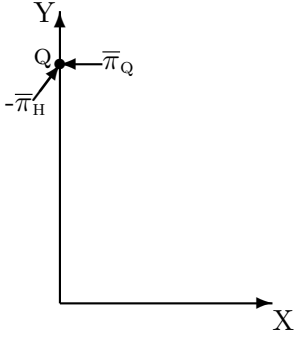
Uit de figuur haalt men:

$$\begin{cases} \overline{G_b K} &= k_b l_b \sin \alpha \bar{\mathbf{I}}_X - k_b l_b \cos \alpha \bar{\mathbf{I}}_Y \\ \overline{G_b Q} &= -(1 - k_b)l_b \sin \alpha \bar{\mathbf{I}}_X + (1 - k_b)l_b \cos \alpha \bar{\mathbf{I}}_Y \end{cases}$$

Na het nemen van het vectorieel produkt wordt de tweede schokvergelijking:

$$I_{G_b}^{zz} \omega_b = -I_{G_b}^{zz} \omega_o = -k_b l_b \sin \alpha \pi_{K_Y} - k_b l_b \cos \alpha \pi_{K_X} - (1 - k_b)l_b \sin \alpha \pi_{H_Y} - (1 - k_b)l_b \cos \alpha \pi_{H_X}$$

D. Puntmassa in de heup.



Vermits de geleiding vertikaal staat bezit de repercussie $\bar{\pi}_Q$ enkel uit een horizontale component. Het punt Q komt overeen met het punt H en is eveneens het massamiddelpunt van de puntmassa (G_h). De enige parameter die aan dit gelid verbonden is, is de massa m_h .

Het behoud van impuls wordt hier:

$$m_h \bar{v}_{G_h}^+ - m_h \bar{v}_{G_h}^- = \bar{\pi}_Q - \bar{\pi}_H \quad (3.4)$$

De snelheden voor en na de schok volgen uit bovenstaande figuur:

$$\begin{aligned} v_{G_h X}^- &= 0 & v_{G_h Y}^- &= -\sqrt{2gh_0} = -v_0 \\ v_{G_h X}^+ &= 0 & v_{G_h Y}^+ &= 2\omega_o l_o \sin \alpha \end{aligned}$$

Bijgevolg wordt 3.4:

$$\begin{cases} -\pi_{HX} + \pi_{QX} &= 0 \\ 2m_h \omega_o l_o \sin \alpha + m_h v_0 &= \pi_{HY} \end{cases} \quad (\pi_{QY} = 0)$$

Behoud van impulsmoment is herleid tot $\omega_h = 0$ hetgeen triviaal is.

E. Het volledig mechanisme.

Al deze vergelijkingen kunnen geschreven worden als een stelsel van 8 vergelijkingen in 8 onbekenden. De vergelijkingen $\pi_{E_X} + \pi_{O_X} = 0$ en $\pi_{HX} + \pi_{QX} = 0$ werden immers niet in het stelsel opgenomen vermits ze afzonderlijk behandeld kunnen worden. Voorts werden de parameters voor de lengte van het onderbeen en het bovenbeen vervangen door één

enkele parameter l ($l_o = l_b = l$).

$$\left\{ \begin{array}{l} -\pi_{EY} + \pi_{OY} = m_e v_0 \\ -\pi_{EX} + \pi_{KX} = -m_o \omega_o k_o l \cos \alpha \\ -\pi_{EY} + \pi_{KY} = -m_o \omega_o k_o l \sin \alpha + m_o v_0 \\ I_{G_o}^{zz} \omega_o = +k_o l \sin \alpha \pi_{EY} - k_o l \cos \alpha \pi_{EX} + (1-k_o) l \sin \alpha \pi_{KY} - (1-k_o) l \cos \alpha \pi_{KX} \\ -\pi_{KX} + \pi_{HX} = -m_b (\omega_o (1-k_b) l \cos \alpha) \\ -\pi_{KY} + \pi_{HY} = m_b v_0 + m_b \omega_o (1+k_b) l \sin \alpha \\ -I_{G_b}^{zz} \omega_o = -k_b l \sin \alpha \pi_{KY} - k_b l \cos \alpha \pi_{KX} - (1-k_b) l \sin \alpha \pi_{HY} - (1-k_b) l \cos \alpha \pi_{HX} \\ \pi_{HY} = 2m_h \omega_o l \sin \alpha + m_h v_0 \end{array} \right.$$

De onbekenden in het stelsel zijn: ω_o , π_{EX} , π_{KX} , π_{HX} , π_{EY} , π_{KY} en π_{HY} . De overige variabelen zijn de parameters die de begincondities van het mechanisme vastleggen (v_0 en α) en de parameters die de eigenschappen van de geleidingen bepalen (m_h , m_b , m_o , m_v , k_b , k_o , l , $I_{G_b}^{zz}$ en $I_{G_o}^{zz}$). De waarden van π_{OX} en π_{QX} volgen meteen uit die van π_{EX} en π_{HX} .

Het stelsel kan aan de hand van het wiskundig programma Maple gemakkelijk opgelost worden (zie file *imp_verg_zv.mws* in bijlage). Voor de hoeksnelheid van het onderste gelid bekomt men also:

$$\omega_o = \frac{l \sin \alpha (k_b m_b v_0 + 2m_h v_0 + k_o m_o v_0 + m_b v_0)}{I_{G_b}^{zz} + 4l^2 \sin^2 \alpha k_b m_b + l^2 m_b - 2l^2 k_b m_b + l^2 k_b m_b + l^2 k_b^2 m_b + 4l^2 \sin^2 \alpha m_h + I_{G_o}^{zz} + l^2 k_o^2 m_o}$$

Deze uitdrukking kan nog vereenvoudigd worden tot:

$$\omega_o = \frac{((1+k_b)m_b + 2m_h + k_o m_o) l v_0 \sin \alpha}{I_{G_b}^{zz} + I_{G_o}^{zz} + 4l^2 \sin^2 \alpha (k_b m_b + m_h) + l^2 m_b (1-k_b)^2 + l^2 k_o^2 m_o}$$

En vermits $\omega_o = -\omega_b$ is hiermee de volledige beweging van het mechanisme na de schok gekend. De formules voor de impactkrachten π_{EX} , π_{KX} , π_{HX} , π_{EY} , π_{KY} en π_{HY} zijn te vinden in de Maple-file in bijlage.

3.1.2 Energieverlies tijdens de schok

Het is de bedoeling een formule te bekomen voor het verlies aan energie tijdens de schok. Men drukt bijgevolg de kinetische energie van het model na de schok uit in functie van ω_o (die gekend is uit bovenstaande formule).

A. Puntmassa in de voet

De kinetische energie net voor de schok is:

$$\varepsilon_v^- = \frac{m_v v_{G_v}^{-2}}{2} = \frac{m_v v_0^2}{2}$$

Vermits de enkel plots tot stilstand komt is de kinetische energie na de schok nul:

$$\varepsilon_v^+ = 0$$

B. Onderbeen

De kinetische energie net voor de schok is:

$$\varepsilon_o^- = \frac{m_o v_{G_o}^{-2}}{2} = \frac{m_o v_0^2}{2}$$

Net na de schok wordt dit:

$$\varepsilon_o^+ = \frac{1}{2} m_o v_{G_o}^{+2} + \frac{1}{2} I_{G_o}^{zz} \omega_o^2$$

Uit $v_{G_o}^+ = \omega_o k_o l_o$, volgt:

$$\varepsilon_o^+ = \frac{1}{2} m_o \omega_o^2 k_o^2 l_o^2 + \frac{1}{2} I_{G_o}^{zz} \omega_o^2$$

C. Bovenbeen

Kinetische energie voor de schok:

$$\varepsilon_b^- = \frac{m_b v_0^2}{2}$$

Net na de schok:

$$\varepsilon_b^+ = \frac{1}{2} m_b v_{G_b}^{+2} + \frac{1}{2} I_{G_b}^{zz} \omega_b^2$$

Uit de vorige paragrafen bleek:

$$\bar{v}_{G_b}^+ = (-(1-k_b)\omega_o l_o \cos \alpha, (1+k_b)\omega_o l_o \sin \alpha)$$

Kwadrateren geeft:

$$\begin{aligned} v_{G_b}^{+2} &= (1-k_b)^2 \omega_o^2 l_o^2 \cos^2 \alpha + (1+k_b)^2 \omega_o^2 l_o^2 \sin^2 \alpha \\ &= (1+k_b^2) \omega_o^2 l_o^2 + 2k_b \omega_o^2 l_o^2 (\sin^2 \alpha - \cos^2 \alpha) \\ &= (1+k_b^2) \omega_o^2 l_o^2 - 2k_b \omega_o^2 l_o^2 \cos 2\alpha \end{aligned}$$

De kinetische energie van het bovenbeen na de schok is bijgevolg:

$$\varepsilon_b^+ = \frac{1}{2} m_b \omega_o^2 l_o^2 (1+k_b^2 - 2k_b \cos 2\alpha) + \frac{1}{2} I_{G_b}^{zz} \omega_o^2$$

D. Puntmassa in heup

De kinetische energie van de puntmassa in de heup net voor de schok is:

$$\varepsilon_h^- = \frac{1}{2}m_h v_0^2$$

Net na de schok wordt deze:

$$\varepsilon_h^+ = \frac{1}{2}m_h v_{G_h}^2 + \frac{1}{2}I_{G_h}^{zz} \omega_h^2$$

Vermits $\omega_h = 0$ valt de laatste term in de vergelijking weg.

De snelheid van de puntmassa net na de schok wordt gegeven door (zie vroeger):

$$\bar{v}_{G_h}^+ = (0, 2\omega_o l_o \sin \alpha)$$

En dus:

$$\varepsilon_h^+ = 2m_h l_o^2 \omega_o^2 \sin^2 \alpha$$

E. Totaal

De kinetische energie van het volledig mechanisme is de som van de kinetische energie van de geledingen die hiervoor berekend werden. De kinetische energie net voor de schok is dus:

$$\varepsilon^- = \varepsilon_v^- + \varepsilon_o^- + \varepsilon_b^- + \varepsilon_h^- = \frac{1}{2}v_o^2(m_v + m_o + m_b + m_h)$$

Net na de schok:

$$\varepsilon^+ = \varepsilon_v^+ + \varepsilon_o^+ + \varepsilon_b^+ + \varepsilon_h^+$$

Gebruik makend van de formules voor de kinetische energie van de geledingen net na de schok, vindt men:

$$\varepsilon^+ = \frac{1}{2}\omega_o^2(m_o k_o^2 l_o^2 + I_{G_o}^{zz} + m_b l_o^2(1+k_b^2 - 2k_b \cos 2\alpha) + I_{G_b}^{zz} + 4m_h l_o^2 \sin^2 \alpha)$$

Het energieverlies door de schok bestaat enkel uit verlies aan kinetische energie (de potentiële energie blijft immers gelijk). Om het relatieve verlies aan kinetische energie te bekomen, deelt men het verlies aan energie door de kinetische energie aanwezig net voor de schok.

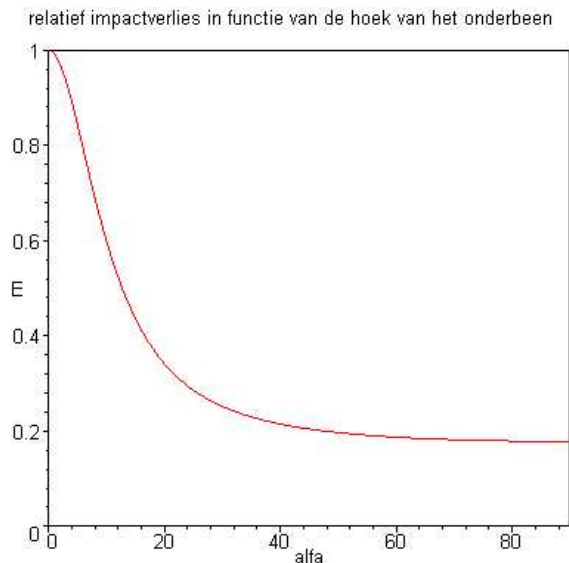
$$(\Delta\varepsilon)_{\text{rel}} = \frac{\Delta\varepsilon}{\varepsilon^-} = 1 - \frac{\varepsilon^+}{\varepsilon^-}$$

De formule voor het verlies aan energie bevat als onbekenden enkel nog de parameters die de eigenschappen van de geledingen bepalen en de twee parameters die overeen komen met de vrijheidsgraden van het model. Het relatieve verlies aan energie is zelfs onafhankelijk van v_0 (ε^+ is evenredig met ω_o en dus ook met v_0 , ε^- is eveneens evenredig met v_0). Nu kunnen we de parameters die we wensen te evalueren als onbekenden laten en de andere parameters een bepaalde waarde toekennen. In Maple is het ook mogelijk grafieken op te maken uitgaande van de bekomen formules.

3.1.3 Resultaten

Allereerst wordt er een grafiek opgesteld die toelaat deze theoretische benadering te vergelijken met de modellering in Mechanics Motion. De parameters die in Mechanics Motion een vaste waarde hadden, moeten dezelfde waarde krijgen voor het opstellen van deze grafiek. De grafiek waarmee vergeleken wordt, is diegene die het relatieve verlies aan kinetische energie tijdens de impact geeft in functie van de kniehoek (figuur 2.8). Vermits het relatieve energieverlies onafhankelijk is van v_0 heeft de waarde van deze parameter geen belang. De enige vrije parameter is de kniehoek die overeenkomt met de hoek α . De overige parameters krijgen de waarden:

- $m_v = 0.2$ kg
- $m_o = 0.696$ kg
- $m_b = 0.618$ kg
- $m_h = 2.231$ kg
- $l = 0.4$ m
- $I_{G_b}^{zz} = 0.00889$ N m⁻¹
- $I_{G_o}^{zz} = 0.012396$ N m⁻¹
- $k_b = 0.625$
- $k_o = 0.4375$

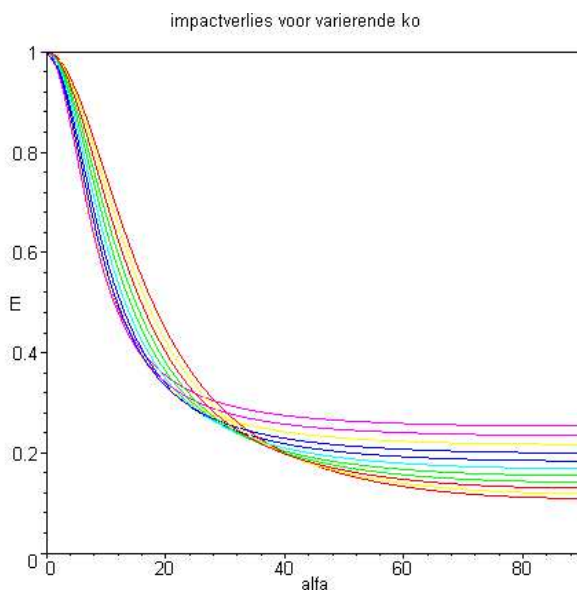


Figuur 3.1: Het relatieve verlies aan energie van het model zonder voet in functie van de hoek (in $^\circ$) van het onderbeen (alfa).

Als men dit in Maple invoert krijgt men grafiek 3.1. Deze komt zeer goed overeen met de grafiek in figuur 2.8. Het verlies is daar iets kleiner en dit is te wijten aan het feit dat de botsing in het model in Mechanics Motion niet volledig inelastisch is. Wanneer de hoek van het onderbeen (alfa) dicht bij nul ligt is het relatieve energieverlies van het model praktisch nul. Dit is logisch vermits het model dan een horizontale staaf benadert en bijgevolg bijna geen kinetische energie meer zal bezitten na de schok. Wanneer de hoek

van het onderbeen wat vergroot, daalt het energieverlies fors. Bij grotere hoeken wordt deze daling steeds minder sterk en streeft de curve naar een asymptotische waarde die rond 0.2 ligt. Merk op dat het laatste gedeelte van de grafiek niet bruikbaar is omdat de knie dan bijna onmiddellijk de grond zal raken.

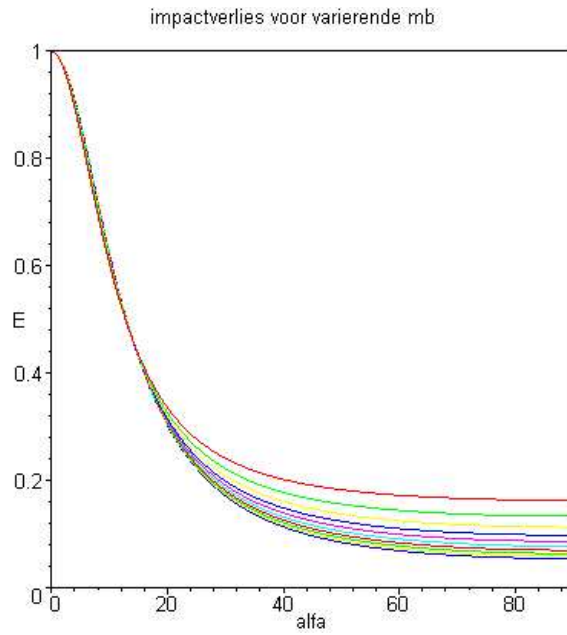
Men heeft in Maple ook de mogelijkheid de curve meerdere malen te laten tekenen voor verschillende waarden van een tweede parameter (zie Maple-file in Bijlage). Zo kan men de vorige grafiek hertekenen voor verschillende waarden van k_o (zie figuur 3.2). Het interessante gebied is dat waar α groter is dan 35° vermits anders het energieverlies sowieso te hoog is (zie figuur 3.1). In dat gebied stijgt het energieverlies als k_o kleiner wordt. Dit wil zeggen dat het massamiddelpunt best zo ver mogelijk van de enkel ligt (in de knie).



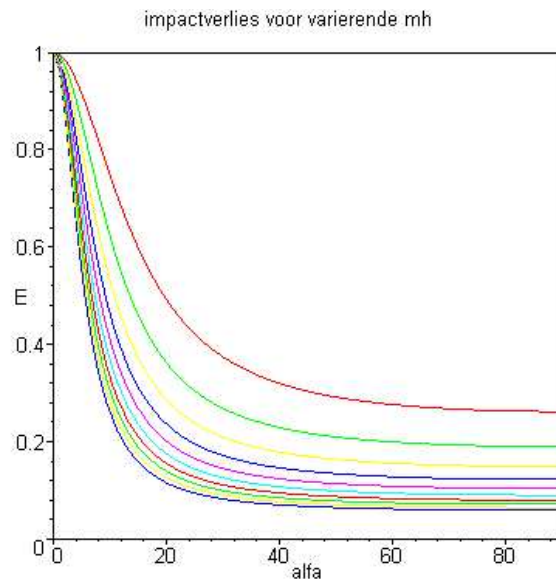
Figuur 3.2: Het relatieve verlies aan kinetische energie tijdens de schok van het model zonder voet in functie van de hoek (in $^\circ$) van het onderbeen (alfa) voor verschillende posities van het massamiddelpunt van het onderbeen (G_o).

Een volgende grafiek toont dezelfde curve voor verschillende massa's van het bovenbeen (3.3). Naarmate de hoek van het onderbeen groter wordt, zal de invloed van de massa van het bovenbeen stijgen. Hoe groter de massa van het bovenbeen, hoe kleiner het relatieve verlies aan energie. Dit is logisch vermits het relatieve verlies aan energie van het bovenbeen in dat gebied kleiner is dan het relatieve energieverlies van het hele mechanisme. Als de massa van het bovenbeen stijgt, zal het bovenbeen sterker doorwegen op het energieverlies van het model en dit zo wat omlaag trekken. Verder is ook de invloed van m_b op ω_o licht positief (ω_o stijgt met m_b).

In grafiek 3.4 variëert m_h van 1 kg tot 10 kg. Hoe groter de puntmassa in de heup, hoe kleiner het relatieve energieverlies. Ook de vorm van de curve verandert. Bij grotere heupmassa's daalt het energieverlies sneller tot de minimale waarde. Daardoor wordt het



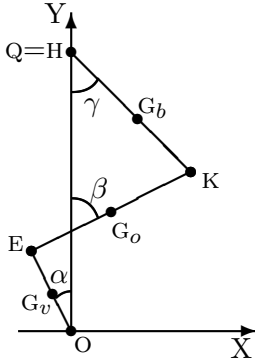
Figuur 3.3: Het relatieve verlies aan energie van het model zonder voet in functie van de hoek van het onderbeen (alfa in $^\circ$) voor verschillende massa's van het bovenbeen (m_b varieert van 1 tot 10 kg). Als α groot is, stijgt het energieverlies bij dalende m_b .



Figuur 3.4: Het relatieve verlies aan energie van het model zonder voet in functie van de hoek van het onderbeen (alfa in $^\circ$) voor verschillende massa's van de puntmassa in de heup (m_h). Het energieverlies daalt bij stijgende m_h .

model ook bruikbaar voor kleinere hoeken van het onderbeen.

3.2 Model met een voet



Op dezelfde wijze als voor het model zonder voet kan men ook de impactvergelijkingen van het model met een voet uitschrijven. Dit model bestaat uit een voetgedlid, een onderbeen, een bovenbeen en een puntmassa in de heup.

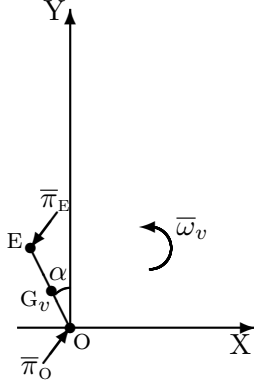
Opdat de berekeningen niet te ingewikkeld zouden worden, zullen ook hier de absolute hoeken van de geleidingen gebruikt worden. De absolute hoeken van de voet, het onderbeen en het bovenbeen zijn respectievelijk α , β en γ . Zoals reeds in het hoofdstuk over de modellering in MM aangetoond werd, zijn deze hoeken niet onafhankelijk. Men kan ze berekenen uit de relatieve hoeken van het mechanisme (kniehoek en enkelhoek) volgens de formules opgesteld in hoofdstuk 2.

Het model heeft drie vrijheidsgraden, namelijk de starthoogte (h_0), die de snelheid net voor de schok vastlegt ($v_0 = -\sqrt{2gh_0}$), en twee hoeken (bvb. α en β). In de modellering in Mechanics Motion werden de enkelhoek en de kniehoek opgelegd maar men kan deze ook omrekenen naar twee absolute hoeken.

De schokvergelijkingen worden nu gelid per gelid uitgeschreven. Deze vergelijkingen zullen gecombineerd worden om er de hoeksnelheden van de geleidingen net na de schok uit te halen.

3.2.1 De schokvergelijkingen

A. Het voetgelid.



De schokvergelijkingen worden uitgewerkt met dezelfde systematiek als in paragraaf 3.1.1. Het verband tussen de hoeksnelheid en de absolute hoek van het gelid volgt uit de figuur:

$$\bar{\omega}_v = \omega_v \cdot \bar{I}_z = \dot{\alpha} \cdot \bar{I}_z$$

De schokvergelijkingen voor dit gelid worden:

$$\begin{cases} m_v \bar{v}_{G_v}^+ - m_v \bar{v}_{G_v}^- &= \bar{\pi}_O + \bar{\pi}_E \\ \bar{M}_{G_v}^+ - \bar{M}_{G_v}^- &= \overline{G_v O} \times \bar{\pi}_O + \overline{G_v E} \times \bar{\pi}_E \end{cases} \quad (3.5)$$

De snelheden van het massamiddelpunt voor en na de schok volgen uit de figuur:

$$\begin{aligned} v_{G_v X}^- &= 0 & v_{G_v Y}^- &= -\sqrt{2gh_0} = -v_0 \\ v_{G_v X}^+ &= -\omega_v k_v l_v \cos \alpha & v_{G_v Y}^+ &= -\omega_v k_v l_v \sin \alpha \end{aligned}$$

Bijgevolg wordt de eerste vergelijking uit 3.5:

$$\begin{cases} -m_v \omega_v k_v l_v \cos \alpha &= \pi_{O_X} + \pi_{E_X} \\ -m_v \omega_v k_v l_v \sin \alpha + m_v v_0 &= \pi_{O_Y} + \pi_{E_Y} \end{cases}$$

De tweede vergelijking uit 3.5 kan men schrijven als:

$$\bar{M}_{G_v}^+ - \bar{M}_{G_v}^- = I_{G_v}^{zz} \omega_v = \overline{G_v O} \times \bar{\pi}_O + \overline{G_v E} \times \bar{\pi}_E$$

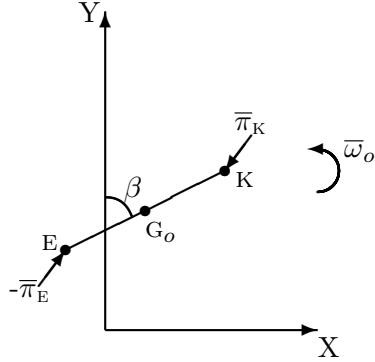
Uit de figuur haalt men:

$$\begin{cases} \overline{G_v O} &= k_v l_v \sin \alpha \bar{I}_X - k_v l_v \cos \alpha \bar{I}_Y \\ \overline{G_v E} &= -(1 - k_v) l_v \sin \alpha \bar{I}_X + (1 - k_v) l_v \cos \alpha \bar{I}_Y \end{cases}$$

Men verkrijgt tenslotte :

$$I_{G_v}^{zz} \omega_v = k_v l_v \sin \alpha \pi_{O_Y} + k_v l_v \cos \alpha \pi_{O_X} - (1 - k_v) l_v \sin \alpha \pi_{E_Y} - (1 - k_v) l_v \cos \alpha \pi_{E_X}$$

B. Het onderbeen.



Het verband tussen de ogenblikkelijke hoeksnelheid en de absolute hoek van het gelid volgt uit de figuur:

$$\bar{\omega}_o = \omega_o \cdot \bar{I}_z = -\dot{\beta} \cdot \bar{I}_z$$

De schokvergelijkingen voor het onderbeen worden:

$$\begin{cases} m_o \bar{v}_{G_o}^+ - m_o \bar{v}_{G_o}^- &= -\bar{\pi}_E + \bar{\pi}_K \\ \bar{M}_{G_o}^+ - \bar{M}_{G_o}^- &= \overline{G_o E} \times (-\bar{\pi}_E) + \overline{G_o K} \times \bar{\pi}_K \end{cases} \quad (3.6)$$

De snelheden van het massamiddelpunt voor en na de schok volgen uit de figuur:

$$\begin{aligned} v_{G_o X}^- &= 0 & v_{G_o Y}^- &= -\sqrt{2gh_0} = -v_0 \\ v_{G_o X}^+ &= -\omega_o k_o l_o \cos \beta - \omega_v l_v \cos \alpha & v_{G_o Y}^+ &= \omega_o k_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha \end{aligned}$$

Bijgevolg wordt de eerste vergelijking uit 3.6:

$$\begin{cases} -m_o(\omega_o k_o l_o \cos \beta + \omega_v l_v \cos \alpha) &= -\pi_{E_X} + \pi_{K_X} \\ m_o v_0 + m_o(\omega_o k_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha) &= -\pi_{E_Y} + \pi_{K_Y} \end{cases}$$

De tweede vergelijking uit 3.6 kan men schrijven als:

$$\bar{M}_{G_o}^+ - \bar{M}_{G_o}^- = I_{G_o}^{zz} \omega_o = \overline{G_o E} \times (-\bar{\pi}_E) + \overline{G_o K} \times \bar{\pi}_K$$

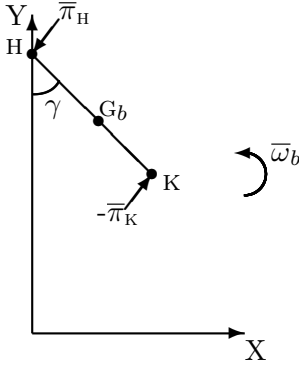
Uit de figuur haalt men:

$$\begin{cases} \overline{G_o E} &= -k_o l_o \sin \beta \bar{I}_X - k_o l_o \cos \beta \bar{I}_Y \\ \overline{G_o K} &= (1 - k_o) l_o \sin \beta \bar{I}_X + (1 - k_o) l_o \cos \beta \bar{I}_Y \end{cases}$$

Na het nemen van het vectorieel product verkrijgt men:

$$I_{G_o}^{zz} \omega_o = k_o l_o \sin \beta \pi_{E_Y} - k_o l_o \cos \beta \pi_{E_X} + (1 - k_o) l_o \sin \beta \pi_{K_Y} - (1 - k_o) l_o \cos \beta \pi_{K_X}$$

C. Het bovenbeen (bovenste gelid).



Het verband tussen de ogenblikkelijke hoeksnelheid en de absolute hoek van het gelid volgt uit de figuur:

$$\bar{\omega}_b = \omega_b \cdot \bar{\mathbf{I}}_z = \dot{\gamma} \cdot \bar{\mathbf{I}}_z$$

De schokvergelijkingen (3.1) voor het bovenbeen worden:

$$\begin{cases} m_b \bar{v}_{G_b}^+ - m_b \bar{v}_{G_b}^- &= -\bar{\pi}_K + \bar{\pi}_H \\ \bar{M}_{G_b}^+ - \bar{M}_{G_b}^- &= \overline{G_b K} \times (-\bar{\pi}_K) + \overline{G_b H} \times \bar{\pi}_H \end{cases} \quad (3.7)$$

De snelheden van het massamiddelpunt voor en na de schok volgen uit de figuur:

$$\begin{aligned} v_{G_b X}^- &= 0 & v_{G_b Y}^- &= -\sqrt{2gh_0} = -v_0 \\ v_{G_b X}^+ &= -\omega_b k_b l_b \cos \gamma - \omega_o l_o \cos \beta & v_{G_b Y}^+ &= -\omega_b k_b l_b \sin \gamma + \omega_o l_o \sin \beta \\ & -\omega_v l_v \cos \alpha & & -\omega_v l_v \sin \alpha \end{aligned}$$

De formule voor $v_{G_b X}^+$ kan nog vereenvoudigd worden door gebruik te maken van de betrekking tussen de drie absolute hoeken. Men bekomt:

$$\begin{aligned} v_{G_b X}^+ &= \omega_b l_b \cos \gamma - \omega_b k_b l_b \cos \gamma \\ &= \omega_b (1 - k_b) l_b \cos \gamma \end{aligned}$$

Deze formule vindt men onmiddellijk terug als men de horizontale snelheid van het massamiddelpunt na de schok berekent vanuit het punt H.

Bijgevolg wordt de eerste vergelijking uit 3.7:

$$\begin{cases} m_b (\omega_b (1 - k_b) l_b \cos \gamma) &= -\pi_{KX} + \pi_{HX} \\ m_b v_0 + m_b (-\omega_b k_b l_b \sin \gamma + \omega_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha) &= -\pi_{KY} + \pi_{HY} \end{cases}$$

De tweede vergelijking uit 3.7 kan men schrijven als:

$$\overline{M}_{G_b}^+ - \overline{M}_{G_b}^- = I_{G_b}^{zz} \omega_b = \overline{G_b K} \times (-\overline{\pi}_K) + \overline{G_b H} \times \overline{\pi}_H$$

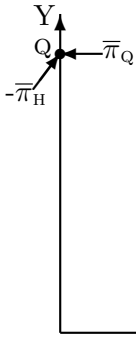
Uit de figuur haalt men:

$$\begin{cases} \overline{G_b K} &= k_b l_b \sin \gamma \overline{I}_X - k_b l_b \cos \gamma \overline{I}_Y \\ \overline{G_b H} &= -(1 - k_b) l_b \sin \gamma \overline{I}_X + (1 - k_b) l_b \cos \gamma \overline{I}_Y \end{cases}$$

Na het nemen van het vectorieel produkt verkrijgt men:

$$I_{G_b}^{zz} \omega_b = -k_b l_b \sin \gamma \pi_{K_Y} - k_b l_b \cos \gamma \pi_{K_X} - (1 - k_b) l_b \sin \gamma \pi_{H_Y} - (1 - k_b) l_b \cos \gamma \pi_{H_X}$$

D. Puntmassa in de heup.



De schokvergelijkingen worden op identieke wijze uitgewerkt als in paragraaf 3.1.1. Behoud van impuls geeft dus:

$$\begin{cases} -\pi_{H_X} + \pi_{Q_X} &= 0 \\ 2m_h \omega_o l_o \sin \alpha + m_h v_0 &= \pi_{H_Y} \quad (\pi_{Q_Y} = 0) \end{cases}$$

Uit de stelling van het kinetisch moment:

$$\omega_h = 0$$

E. Het volledig mechanisme

Ook deze berekeningen kunnen we groeperen in een stelsel vergelijkingen. De drie absolute hoeken die gebruikt worden zijn echter van elkaar afhankelijk via de betrekking die reeds in hoofdstuk 2 werd opgesteld (formule 2.2):

$$l_v \sin \alpha + l_b \sin \gamma = l_o \sin \beta \quad (3.8)$$

Deze vergelijking moet dus nog aan het stelsel toegevoegd worden. Om het stelsel niet te groot te maken, zal deze vergelijking toch afzonderlijk behandeld worden. Uit deze

betrekking volgt dat ook de hoeksnelheden van de drie geledingen van elkaar afhankelijk zijn. Afleiden van de betrekking geeft:

$$l_v \dot{\alpha} \cos \alpha + l_b \dot{\gamma} \cos \gamma = l_o \dot{\beta} \cos \beta$$

Hierin substitueren we $\dot{\alpha}$, $\dot{\beta}$ en $\dot{\gamma}$ door de hoeksnelheden ω_v , ω_o en ω_b volgens de formules die reeds opgesteld werden:

$$\dot{\alpha} = \omega_v \quad \dot{\beta} = -\omega_o \quad \dot{\gamma} = \omega_b$$

De vergelijking wordt:

$$l_v \omega_v \cos \alpha + l_b \omega_b \cos \gamma = -l_o \omega_o \cos \beta$$

Als deze vergelijking nog aan het stelsel wordt toegevoegd, krijgt men een stelsel met 12 vergelijkingen en 12 onbekenden:

$$\left\{ \begin{array}{l} l_v \omega_v \cos \alpha + l_b \omega_b \cos \gamma = -l_o \omega_o \cos \beta \\ \pi_{O_X} + \pi_{E_X} = -m_v \omega_v k_v l_v \cos \alpha \\ \pi_{O_Y} + \pi_{E_Y} = -m_v \omega_v k_v l_v \sin \alpha + m_v v_0 \\ I_{G_v}^{zz} \omega_v = k_v l_v \sin \alpha \pi_{O_Y} + k_v l_v \cos \alpha \pi_{O_X} - (1 - k_v) l_v \sin \alpha \pi_{E_Y} - (1 - k_v) l_v \cos \alpha \pi_{E_X} \\ -\pi_{E_X} + \pi_{K_X} = -m_o (\omega_o k_o l_o \cos \beta + \omega_v l_v \cos \alpha) \\ -\pi_{E_Y} + \pi_{K_Y} = m_o v_0 + m_o (\omega_o k_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha) \\ I_{G_o}^{zz} \omega_o = k_o l_o \sin \beta \pi_{E_Y} - k_o l_o \cos \beta \pi_{E_X} + (1 - k_o) l_o \sin \beta \pi_{K_Y} - (1 - k_o) l_o \cos \beta \pi_{K_X} \\ -\pi_{K_X} + \pi_{H_X} = m_b (\omega_b (1 - k_b) l_b \cos \gamma) \\ -\pi_{K_Y} + \pi_{H_Y} = m_b v_0 + m_b (-\omega_b k_b l_b \sin \gamma + \omega_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha) \\ I_{G_b}^{zz} \omega_b = -k_b l_b \sin \gamma \pi_{K_Y} - k_b l_b \cos \gamma \pi_{K_X} - (1 - k_b) l_b \sin \gamma \pi_{H_Y} - (1 - k_b) l_b \cos \gamma \pi_{H_X} \\ -\pi_{H_X} + \pi_{Q_X} = 0 \\ \pi_{H_Y} = 2m_h \omega_o l_o \sin \alpha + m_h v_0 \end{array} \right.$$

De onbekenden zijn:

- de absolute hoeksnelheden ω_v , ω_o en ω_b
- de impactkrachten π_{O_X} , π_{E_X} , π_{K_X} , π_{H_X} , π_{Q_X} , π_{O_Y} , π_{E_Y} , π_{K_Y} en π_{H_Y} .

De overige variabelen bestaan enerzijds uit de parameters die de begincondities van de valbeweging opleggen, met name de verticale snelheid bij impact v_0 en twee absolute hoeken (bvb α en β), en anderzijds uit de parameters die de eigenschappen van de geledingen vastleggen (l_v , l_o , l_b , m_v , m_o , m_b , m_h , k_v , k_o , k_b , $I_{G_v}^{zz}$, $I_{G_o}^{zz}$ en $I_{G_b}^{zz}$). De derde absolute hoek

(bvb γ) werd reeds berekend uit formule 3.8.

Gezien de omvang van de analytische uitdrukking van de oplossing van dit stelsel werd het probleem numeriek opgelost door matrix-inversie in Matlab (zie file in bijlage B.2). Wanneer de hoeksnelheden van de geleidingen berekend zijn, kan hieruit de kinetische energie van de geleidingen net na de schok berekend worden.

3.2.2 Energieverlies tijdens schok

Analoog aan paragraaf 3.1.2 wordt hier de formule voor het energieverlies van het mechanisme door de schok berekend.

A. Voetgelid

Men vindt:

$$\begin{aligned}\varepsilon_v^+ &= \frac{m_v v_{G_v}^{-2}}{2} = \frac{m_v v_0^2}{2} \\ \varepsilon_v^+ &= \frac{1}{2} m_v v_{G_v}^{+2} + \frac{1}{2} I_{G_v}^{zz} \omega_v^2 \\ \varepsilon_v^+ &= \frac{1}{2} m_v \omega_v^2 k_v^2 l_v^2 + \frac{1}{2} I_{G_v}^{zz} \omega_v^2\end{aligned}$$

B. Onderbeen

$$\begin{aligned}\varepsilon_o^- &= \frac{m_o v_0^2}{2} \\ \varepsilon_o^+ &= \frac{1}{2} m_o v_{G_o}^{+2} + \frac{1}{2} I_{G_o}^{zz} \omega_o^2\end{aligned}\tag{3.9}$$

Bij het opstellen van de schokvergelijkingen werd volgende formule gevonden:

$$\bar{v}_{G_o}^+ = (-\omega_o k_o l_o \cos \beta - \omega_v l_v \cos \alpha, \omega_o k_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha)$$

Dit geeft:

$$\begin{aligned}v_{G_o}^{+2} &= \omega_o^2 k_o^2 l_o^2 + \omega_v^2 l_v^2 + 2\omega_o k_o l_o \omega_v l_v \cos \beta \cos \alpha - 2\omega_o k_o l_o \omega_v l_v \sin \beta \sin \alpha \\ &= \omega_o^2 k_o^2 l_o^2 + \omega_v^2 l_v^2 + 2\omega_o k_o l_o \omega_v l_v \cos(\alpha + \beta)\end{aligned}$$

Vergelijking 3.9 wordt dan:

$$\varepsilon_o^+ = \frac{1}{2} m_o (\omega_o^2 k_o^2 l_o^2 + \omega_v^2 l_v^2 + 2\omega_o \omega_v k_o l_o l_v \cos(\alpha + \beta)) + \frac{1}{2} I_{G_o}^{zz} \omega_o^2$$

C. Bovenbeen

$$\varepsilon_b^- = \frac{m_b v_0^2}{2}$$

$$\varepsilon_b^+ = \frac{1}{2} m_b v_{G_b}^{+2} + \frac{1}{2} I_{G_b}^{zz} \omega_b^2$$

Uit de vorige paragrafen bleek:

$$\bar{v}_{G_b}^+ = (-\omega_b k_b l_b \cos \gamma - \omega_o l_o \cos \beta - \omega_v l_v \cos \alpha, -\omega_b k_b l_b \sin \gamma + \omega_o l_o \sin \beta - \omega_v l_v \sin \alpha)$$

Kwadrateren geeft:

$$\begin{aligned} v_{G_b}^{+2} &= \omega_b^2 k_b^2 l_b^2 + \omega_o^2 l_o^2 + \omega_v^2 l_v^2 + 2\omega_b k_b l_b \omega_o l_o \cos \gamma \cos \beta + 2\omega_o l_o \omega_v l_v \cos \beta \cos \alpha \\ &\quad + 2\omega_b k_b l_b \omega_v l_v \cos \gamma \cos \alpha - 2\omega_b k_b l_b \omega_o l_o \sin \gamma \sin \beta - 2\omega_o l_o \omega_v l_v \sin \beta \sin \alpha \\ &\quad + 2\omega_b k_b l_b \omega_v l_v \sin \gamma \sin \alpha \\ &= \omega_b^2 k_b^2 l_b^2 + \omega_o^2 l_o^2 + \omega_v^2 l_v^2 + 2\omega_b \omega_o k_b l_b l_o \cos(\gamma + \beta) \\ &\quad + 2\omega_o \omega_v l_o l_v \cos(\alpha + \beta) + 2\omega_b \omega_v k_b l_b l_v \cos(\gamma - \alpha) \end{aligned}$$

De kinetische energie van het bovenbeen na de schok is bijgevolg:

$$\begin{aligned} \varepsilon_b^+ &= \frac{1}{2} m_b (\omega_b k_b l_b (\omega_b k_b l_b + 2\omega_v l_v \cos(\gamma - \alpha)) + \omega_o l_o (\omega_o l_o + 2\omega_b k_b l_b \cos(\gamma + \beta)) \\ &\quad \omega_v l_v (\omega_v l_v + 2\omega_o l_o \cos(\alpha + \beta))) + \frac{1}{2} I_{G_b}^{zz} \omega_b^2 \end{aligned}$$

D. Puntmassa in heup

$$\varepsilon_h^- = \frac{1}{2} m_h v_0^2$$

Vermits $\omega_h = 0$ en:

$$\bar{v}_{G_h}^+ = (0, -\omega_b l_b \sin \gamma + \omega_o l_o \sin \beta + \omega_v l_v \sin \alpha)$$

is:

$$\varepsilon_h^+ = \frac{1}{2} m_h (-\omega_b l_b \sin \gamma + \omega_o l_o \sin \beta + \omega_v l_v \sin \alpha)^2$$

E. Totaal

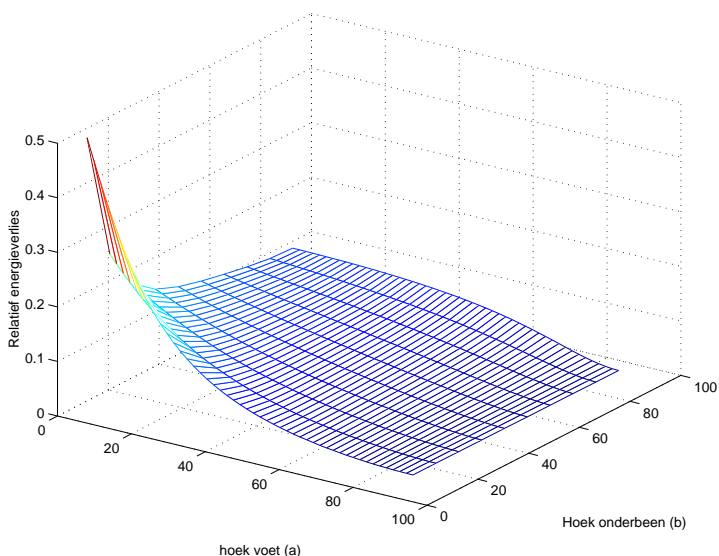
De kinetische energie van het volledig mechanisme wordt analoog berekend als in paragraaf 3.1.2.

3.2.3 Resultaten

De formules die het verlies aan kinetische energie tijdens de schok weergeven, worden ook in de Matlab-file ingevoerd. Zo is het mogelijk voor een willekeurige waarde van de parameters het verlies aan kinetische energie tijdens de schok te berekenen.

Door een aantal lussen in het Matlab-programma in te voeren, kunnen de gewenste grafieken opgesteld worden. Om de situatie beter te visualiseren zal men eveneens het mechanisme laten tekenen op het moment van impact (zie bijlage B.2).

Een eerste grafiek geeft het relatieve verlies aan energie in functie van de beginhoeken van het model (3.5). Ook hier ziet men dat voor kleine hoeken van de voet en het onderbeen het energieverlies sterk de hoogte in gejaagd wordt.

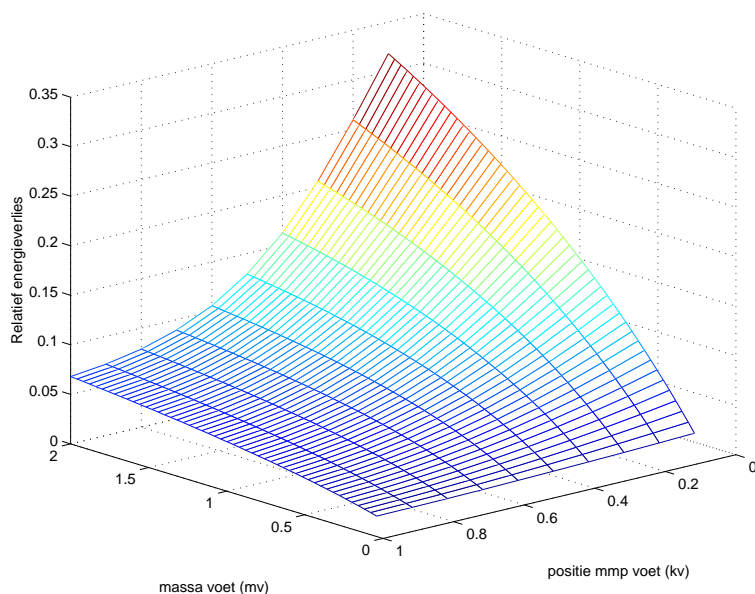


Figuur 3.5: Het relatieve verlies aan energie van het model met voet in functie van de hoek van de voet (a) en de hoek van het onderbeen (b) (hoeken in $^{\circ}$).

Verder kan men ook vaststellen dat de hoek van de voet de grootste invloed heeft op het relatieve energieverlies. Net als bij het model zonder voet zal het gebied met zeer grote voethoeken praktisch niet bruikbaar zijn. De optimale waarden van de hoeken van de voet en het onderbeen liggen dus rond $\frac{\pi}{3}$, waarbij vooral de voethoek zo groot mogelijk moet zijn (met de beperking dat de enkel tijdens de val- en opveerbeweging de grond niet mag raken).

Na het bepalen van de optimale configuratie van het model, wordt nu de invloed van verschillende andere parameters van het mechanisme nagegaan, waarbij in de eerste plaats de eigenschappen van de voet aan bod komen.

In grafiek 3.6 wordt de invloed van de positie van het massamiddelpunt en de massa van de voet op het relatieve energieverlies weergegeven. De hoeken van het onderbeen zijn groot genoeg gekozen zodat we in het interessante gebied (α en β ongeveer $\frac{\pi}{3}$) zitten. Hoe kleiner de voetmassa en hoe groter k_v (het massamiddelpunt dicht bij de enkel), hoe kleiner het verlies aan energie. Als de voetmassa redelijk groot is, is het belangrijk dat zijn massamiddelpunt dicht bij de enkel ligt.

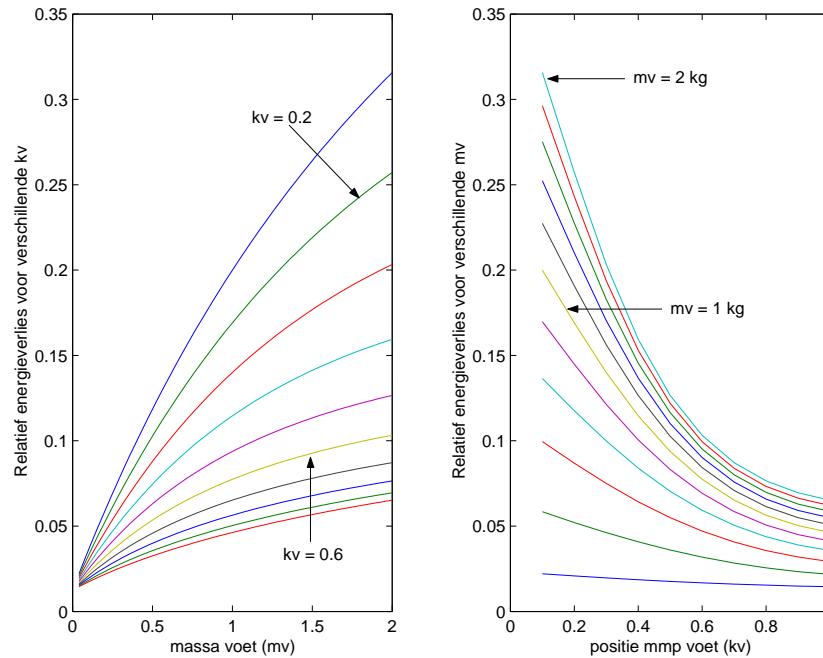


Figuur 3.6: Het relatieve verlies aan energie van het model met voet in functie van de massa (in kg) en de positie van het massamiddelpunt van de voet.

Neem bijvoorbeeld een voet van 1 kg met $k_v = 0.2$. Het relatieve energieverlies is dan ongeveer 0.017 (zie figuur 3.7). Als men nu in de hiel de voet met 1 kg verzwaart, dan worden de eigenschappen van de voet: $k_v=0.6$ en $m_v = 2$ kg (zie figuur 3.7). Het energieverlies wordt dan: 0.011 en is dus lager als voor de voet van 1 kg. Men ziet ook op de grafiek dat de massa van de voet een kleinere invloed heeft als het massamiddelpunt van de voet dicht bij de hiel ligt.

Merk op dat de overige parameters constant werden gehouden. Bijgevolg bleef ook het traagheidsmoment van de voet constant. Nochtans als de massa toeneemt, zal normaal gezien ook het traagheidsmoment toenemen. Bijgevolg zal het plaatsen van extra massa in de hiel niet zo gunstig zijn als blijkt uit de grafieken.

De invloed van het traagheidsmoment en de lengte van de voet wordt geïllustreerd op figuur 3.8. Hoe kleiner het traagheidsmoment, hoe beter. Dit was ook wat de modellering in *Mechanica Motion* aantoonde. De lengte van de voet wordt gevarieerd van praktisch nul tot de maximale waarde om onder de gegeven hoeken nog binnen de configuratie waarin de berekeningen geldig zijn te blijven. Dit wordt nagegaan aan de hand van de schets van



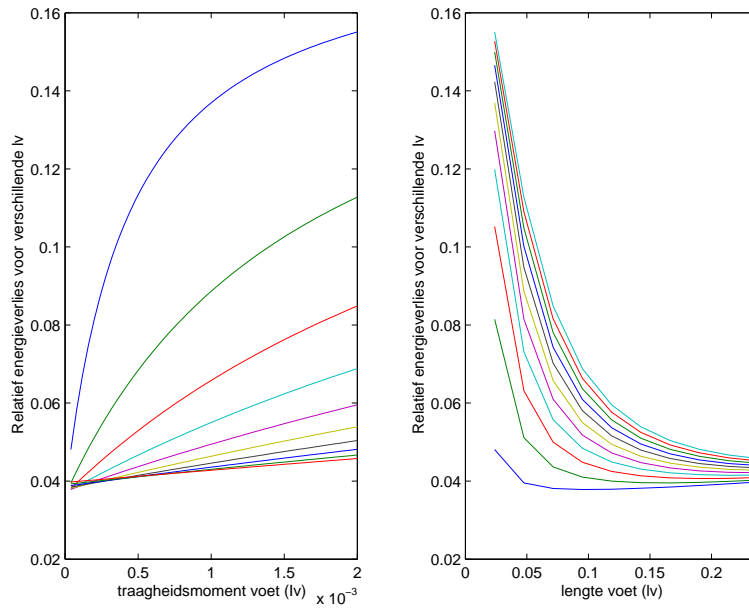
Figuur 3.7: Het relatieve verlies aan energie van het model met voet in functie van de massa en de positie van het massamiddelpunt van de voet. Rechts: k_v varieert lineair van 0.1 voor de bovenste curve tot 1 voor de onderste. Links: Variatie van de massa van de voet van 0 kg tot 2 kg.

het model bij impact, die eveneens door het Matlab-programma gegenereerd wordt (zie bijlage B.2).

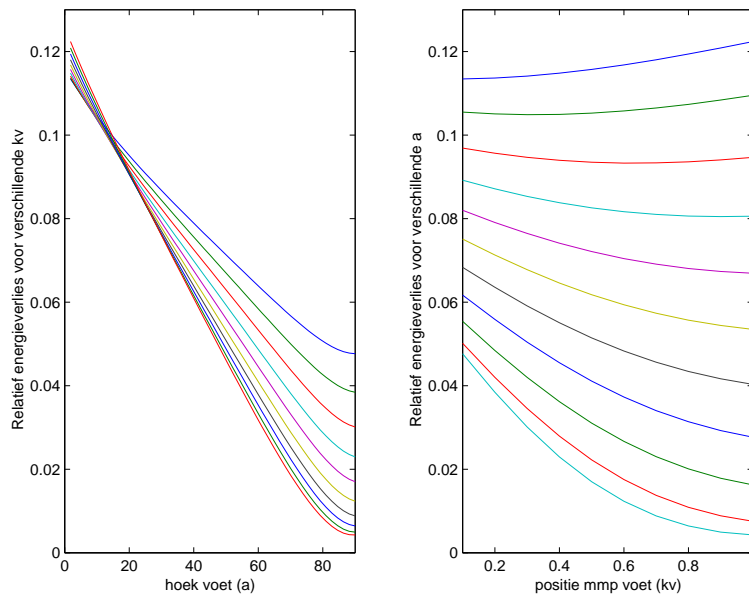
We zien dat het verlies maximaal is als de lengte van de voet naar nul gaat. In dat geval evolueert het model met voet immers naar dat zonder voet. Men ziet ook dat vanaf een zekere lengte, het verlies praktisch niet meer afneemt, het neemt zelfs terug toe voor kleine waarden van het traagheidsmoment van de voet.

Op de grafieken weergegeven in figuur 3.9 ziet men dat de invloed van k_v veel gunstiger is voor grote hoeken van de voet. Dit wil zeggen dat naarmate de hoek van de voet stijgt, men er meer voordeel uit haalt om het massamiddelpunt van de voet dicht bij de hiel te plaatsen. Het is zelfs zo dat bij zeer kleine voethoeken het massamiddelpunt beter in de voettip ligt. Dit fenomeen deed zich ook voor bij het model zonder voet. Figuur 3.2 toont dat voor zeer kleine hoeken van het onderbeen, het energieverlies daalt als het massamiddelpunt dichterbij de enkel komt te liggen.

Men moet hierbij evenwel beschouwen dat het verlies aan energie veel lager is voor grote hoeken van de voet. Om die reden moet steeds de invloed van de parameters in dit gebied nagegaan worden. Bijgevolg is het dus best het massamiddelpunt van de voet zo dicht mogelijk bij de enkel te brengen zoals reeds bleek in figuren 3.6 en 3.7.

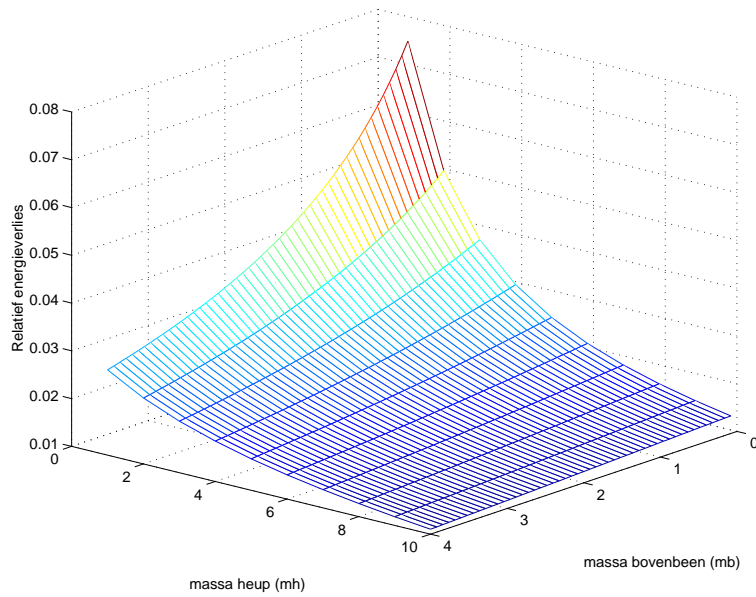


Figuur 3.8: Het relatieve verlies aan energie van het model met voet in functie van het traagheidsmoment (in kg m^2) van de voet en de lengte (in m) van de voet.

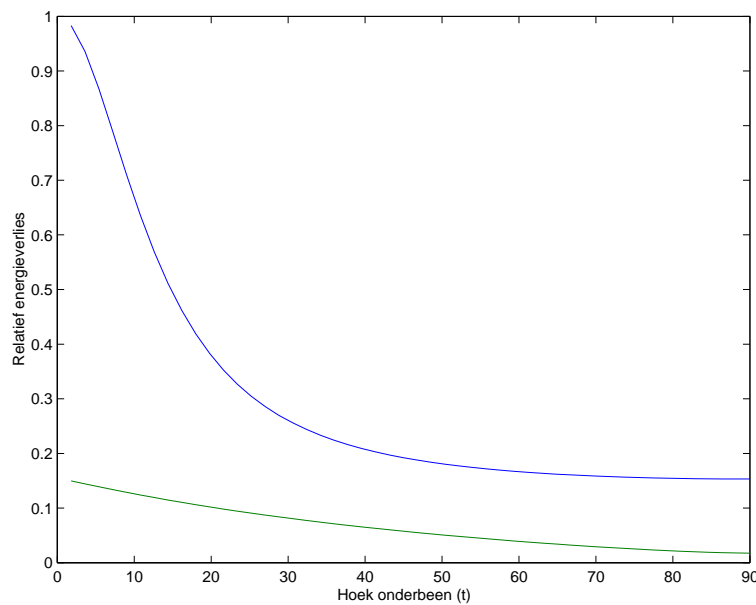


Figuur 3.9: Het relatieve verlies aan energie van het model met voet in functie van de hoek (in $^\circ$) van de voet en de positie van het massamiddelpunt van de voet.

De massa van de heup en het bovenbeen is best zo hoog mogelijk (3.10). De invloed van m_h is nog groter dan de invloed van de massa van het bovenbeen. Uit de simulaties bleek zelfs dat het absoluut verlies aan energie praktisch niet steeg wanneer massa in de heup toegevoegd werd.



Figuur 3.10: Het relatieve verlies aan energie van het model met voet in functie van de puntmassa in de heup en de massa van het bovenbeen (massa's in kg).



Figuur 3.11: Het relatieve verlies aan energie van het model zonder voet (blauw) en van het model met voet (groen) in functie van de hoek van de voet of in het geval van het model zonder voet de hoek van het onderbeen (a).

De formules die het verlies aan energie beschrijven van het model zonder voet kunnen ook in de Matlab-file ingevoerd worden. Zo is het mogelijk op één grafiek de prestaties

van beide modellen te vergelijken. In grafiek 3.11 worden beide modellen vergeleken voor verschillende hoeken van het onderste gelid. In het model met een voet is dit gelid de voet, in het model zonder voet het onderbeen (de voetmassa is in beide gevallen gelijk).

3.3 Opmerkingen

In dit hoofdstuk werden de verliezen van de modellen tijdens de schok bestudeerd. Er werd dus niet gekeken naar andere verliezen die tijdens de valbeweging optreden (zie vorig hoofdstuk).

Bovendien hebben we steeds met het relatieve energieverlies gewerkt. Dit impliceert dat het model geëvalueerd wordt alsof het steeds met een constante kinetische energie op de grond neerkomt. In het vorige hoofdstuk was dit niet het geval. Daar was de potentiële energie bij de start van de beweging een constante. Wanneer het model dan meer geplooid werd, resulteerde dit in een grotere kinetische energie bij impact en dus ook een groter verlies dan wanneer deze kinetische energie constant gehouden wordt. Deze verschillen werden reeds in het vorige hoofdstuk aangehaald.

Hoofdstuk 4

Modellering van een stapbeweging in Mechanica Motion

4.1 Inleiding

In dit hoofdstuk zal in Mechanica Motion een model opgesteld worden dat een stapbeweging uitvoert. Ook hier zullen er twee modellen met elkaar vergeleken worden, één zonder voet en één met voet, om zo een idee te krijgen van de functie van de voet tijdens de stapbeweging.

De stapbeweging die gesimuleerd wordt is zuiver tweedimensionaal (in het sagittale vlak). We gebruiken hiervoor een zogenaamd 'Master-Slave' model. Hierbij wordt een vooraf bepaalde beweging opgelegd aan de 'Master'. De 'Slave' is voorzien van de nodige actuators om de beweging van de 'Master' te volgen. Hiervoor gebruikt men PD-regelaars.

In een eerste fase wordt een model opgesteld zonder voet dat een eenvoudige stapbeweging zal uitvoeren. Vervolgens zal hieraan een platvoet toegevoegd worden, de voet wordt voortdurend horizontaal gehouden. In een volgende fase zal de beweging wat aangepast worden zodat deze realistisch wordt en zal de stapbeweging gesimuleerd worden waarbij men neerkomt op de hiel en afstoot via de voettip.

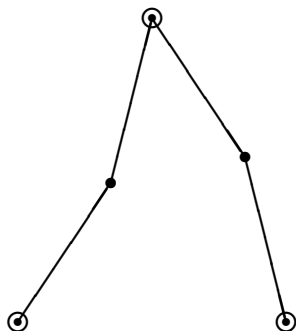
De beweging wordt opgelegd aan een aantal punten in het model. De baan die deze punten volgen, wordt beschreven door een polynoom die ervoor zorgt dat een aantal randvoorwaarden voldaan zijn.

Eens de modellen in Mechanica Motion geïmplementeerd zijn, kan de werking ervan vergeleken worden. Hiervoor wordt de arbeid die de actuators tijdens de stapbeweging leveren gemeten. De som van de arbeid van de verschillende actuators is een maat voor het energieverbruik van het model tijdens de stapbeweging en is dus best zo klein mogelijk.

4.2 Opbouw model in Mechanica Motion

4.2.1 Zonder voet

Zoals al gezegd construeert men in Mechanica Motion twee modellen, een 'Master' en een 'Slave'. Beide modellen bestaan uit vier geledingen, een puntmassa in de heup en een puntmassa in elke enkel (zie fig). De stapbeweging in Mechanica Motion is zuiver tweedimensionaal.



De vier geledingen komen overeen met de twee onderbenen en de twee bovenbenen van een mens. De puntmassa in de heup vervangt het bovenlichaam, de puntmassa's in de enkels vervangen de voeten. De lengtes, massa's, massamiddelpunten en traagheidsmomenten zijn gebaseerd op de menselijke anatomie (zie [16]). De eigenschappen van de geledingen zijn weergegeven in de onderstaande tabel.

| | onderbeen | bovenbeen | heup |
|------------------------------------|------------|------------|-------|
| lengte (in m) | 0.435 | 0.41 | |
| MMP (in m) | (0.247, 0) | (0.232, 0) | (0,0) |
| I_G^{zz} (in kg m ²) | 0.064 | 0.1403 | |
| massa (in kg) | 3.72 | 8 | 54.24 |

De posities van de massamiddelpunten zijn weergegeven in de lokale assenstelsels van de geledingen waarvan de oorsprong in het onderste punt van het gelid ligt.

Vervolgens worden de modellen voorzien van de nodige 'joints'. De knie en de heup worden als 'pin joints' gemodelleerd. In de heup en de enkels hangen de puntmassa's met behulp van 'pin joints' vast. Zoals voor de spring- en opveerbeweging in hoofdstuk 2 zijn ook in dit model de nodige 'planar joints' aanwezig om de beweging twee-dimensionaal te houden.

Tot hier zijn de 'Master' en de 'Slave' identiek. Nu kan men aan één van de twee modellen een stapbeweging opleggen. Dit model is dan de 'Master'. De beweging wordt opgelegd via 'drivers' in een aantal punten. Het model zonder voet heeft zes vrijheidsgraden en bijgevolg moeten er zes banen opgelegd worden. Hier werd gekozen om de x- en

y-positie van de heup en de x- en y-posities van de enkels van beide voeten op te leggen. De 'Master' zal de opgelegde beweging uitvoeren.

Het is de bedoeling dat de 'Slave' deze beweging probeert te volgen met behulp van actuatoren in de gewrichten. Om dit mogelijk te maken moeten we eerst en vooral het 'Slave'-model voorzien van grondreactiekrachten in de punten waar het in contact zal komen met de grond (bij de 'Master' was dit niet nodig vermits die toch de opgelegde beweging volgt aan de hand van de 'drivers'). De grond wordt hier net als in hoofdstuk 2 bij de modellering van de sprong als een veer-demper systeem gemodelleerd. In dit model werken de grondreactiekrachten in op de enkels. Immers, tijdens een normale stapbeweging zal het model enkel met de enkels in contact komen met de grond. Wanneer het model op de knieën zou terechtkomen is er toch al iets mis met de stapbeweging en hoeft de beweging niet verder uitgevoerd te worden.

Het 'Slave'-model kan nu dus steeds met minstens één punt op de grond steunen (tijdens de stapbeweging is er immers steeds één been in contact met de grond). Het punt dat op de grond staat is het referentiepunt van het model. Als men er nu in slaagt vanuit dit punt alle hoeken van de geleidingen van de 'Slave' te laten overeenstemmen met de hoeken van de geleidingen van de 'Master', dan zal de beweging van de 'Master' perfect door de 'Slave' gevolgd worden. De hoeken van de geleidingen van de 'Slave' kunnen geregeld worden door actuatoren in de gewrichten. De koppels die de actuatoren moeten uitoefenen om de beweging van de 'Master' te volgen zullen berekend worden aan de hand van een PD-regeling. Hiervoor worden de hoeken van de geleidingen van de 'Master' en de 'Slave' gemeten. Volgende formule geeft dan het koppel dat door de actuator geleverd moet worden:

$$T = K_p(\theta^* - \theta) + K_d(\dot{\theta}^* - \dot{\theta}) \quad (4.1)$$

Hierbij is K_p de proportionele regelconstante en K_d de differentiële regelconstante. θ^* is de hoek van de Master, θ de hoek van het gelid van de Slave. Om ervoor te kunnen zorgen dat de hoek van het onderbeen van de 'Slave' overeenkomt met de hoek van het onderbeen van de 'Master', wordt het model ook voorzien van een actuator in de enkel. Deze actuator is aangeschakeld als de enkel in contact is met de grond en wordt uitgeschakeld zodra de enkel de grond verlaat. Vermits in de stapbeweging die het model probeert te realiseren steeds juist één enkel in contact is met de grond zal er telkens juist één enkelaactuator actief zijn (dit is als de beweging perfect wordt uitgevoerd).

In onderstaande tabel vindt men de measures die nodig zijn om de koppels in de verschillende actuatoren te berekenen.

$$\begin{aligned}
torque_heup &= bound(Kp_heup((hoek_bb_L - hoek_bb_R) \\
&\quad - (S_hoek_bb_L - S_hoek_bb_R)) \\
&\quad + Kd_heup((Vhoek_bb_L - Vhoek_bb_R) \\
&\quad - (S_Vhoek_bb_L - S_Vhoek_bb_R)), -500, 500) \\
torque_knie_L &= bound(Kp_knie((hoek_ob_L - hoek_bb_L) \\
&\quad - (S_hoek_ob_L - S_hoek_bb_L)) \\
&\quad + Kd_knie((Vhoek_ob_L - Vhoek_bb_L) \\
&\quad - (S_Vhoek_ob_L - S_Vhoek_bb_L)), -500, 500) \\
torque_knie_R &= bound(Kp_knie((hoek_ob_R - hoek_bb_R) \\
&\quad - (S_hoek_ob_R - S_hoek_bb_R)) \\
&\quad + Kd_knie((Vhoek_ob_R - Vhoek_bb_R) \\
&\quad - (S_Vhoek_ob_R - S_Vhoek_bb_R)), -500, 500) \\
torque_enkel_L &= bound(Kp_enkel(hoek_ob_L - S_hoek_ob_L) \\
&\quad + Kd_enkel(Vhoek_ob_L - S_Vhoek_ob_L), -500, 500) \\
torque_enkel_R &= bound(Kp_enkel(hoek_ob_R - S_hoek_ob_R) \\
&\quad + Kd_enkel(Vhoek_ob_R - S_Vhoek_ob_R), -500, 500)
\end{aligned}$$

In theorie is de 'Slave' nu in staat de beweging van de 'Master' na te bootsen. Immers, de enkel die op de grond steunt wordt op de juiste plaats gehouden via de grondreactiekrachten in x- en y-richting. Het model heeft dan nog vier vrijheidsgraden. Met behulp van de actuator in de enkel, de twee actuatoren in de knie en de actuator in de heup kan men dus alle geleidingen van de 'Slave' eenzelfde beweging laten uitvoeren als de geleidingen van de 'Master'.

De 'bound'-functie zal ervoor zorgen dat in de actuatoren geen onrealistisch hoge koppels opgelegd worden. De regelconstanten moeten zo goed mogelijk ingesteld worden. Een eerste voorwaarde die gerespecteerd moet worden is die van kritische demping. In een gewricht heeft men:

$$T = I\ddot{\theta}$$

Substitueert men hierin T door de formule 4.1, dan verkrijgt men:

$$I\ddot{\theta} + K_d\dot{\theta} + K_p\theta = K_d\dot{\theta}^* + K_p\theta^*$$

Men stelt $C_1 = \frac{K_p}{I}$ en $C_2 = \frac{K_d}{I}$.

$$\ddot{\theta} + C_2\dot{\theta} + C_1\theta = C_2\dot{\theta}^* + C_1\theta^*$$

Kritische demping treedt op als de discriminant van de homogene vergelijking nul is. Dit geeft volgende voorwaarde op de regelconstanten:

$$C_2^2 = 4C_1$$

en dus:

$$K_p = \frac{K_d^2}{4I}$$

Om de regelconstanten in te stellen voor een kritische demping, moet men dus het traagheidsmoment I kennen. Dit traagheidsmoment varieert echter tijdens de stapbeweging. De regelconstanten zouden dus ook variabel moeten zijn. Vermits in deze een optimale regeling van het systeem geen hoofdzaak is, zal een schatting gemaakt worden van de traagheidsmomenten en deze waarde zal dan voor heel de stapbeweging gebruikt worden. Het is immers de bedoeling dat de 'Slave' een 'realistische' stapbeweging uitvoert en dus is het niet zo belangrijk of dat nu perfect de beweging is die werd opgelegd aan de 'Master'.

De traagheidsmomenten worden ingeschat voor het model in gestrekte stand:

$$\text{Heup: } 8 \cdot (0.41 - 0.232)^2 + 3.72 \cdot (0.41 + 0.435 - 0.247)^2 + 1.16 \cdot (0.41 + 0.435)^2 + I_{G_o}^{zz} + I_{G_b}^{zz} \approx 2.5$$

dus $K_p = \frac{K_d^2}{10}$

Knie : Voor de knie maakt het een groot verschil of het de knie betreft van het steunbeen of het zwaaibeen. Immers, indien het de knie van het steunbeen betreft, zal het onderbeen van het steunbeen als vast ondersteld worden en de rest van de structuur (twee bovenbenen en het ander onderbeen) als het bewegend gelid. Voor de knie in het zwaaibeen wordt enkel het onderbeen van het zwaaibeen als bewegend gelid genomen. Het traagheidsmoment in het eerste geval zal dus veel groter zijn dan in het tweede geval. We berekenen beide momenten:

- steunbeen: $8 \cdot 2 \cdot (0.232)^2 + 3.72 \cdot (0.435 - 0.247)^2 + 1.16 \cdot (0.435)^2 + 54.24 \cdot (0.41)^2 + 2I_{G_b}^{zz} + 2I_{G_o}^{zz} \approx 10$
- zwaaibeen: $3.72 \cdot (0.435 - 0.247)^2 + 1.16 \cdot (0.435)^2 + I_{G_o}^{zz} \cdot 2 \approx 0.45$

Vermits gedurende heel de beweging K_p en K_d constant blijven en het been zowel een steunfase als een zwaai fase doorloopt, zal het traagheidsmoment tussen dat van het geval van het steunbeen en het zwaaibeen genomen worden (tussen 10 en 0.5). Dit heeft als gevolg dat de voorwaarde van kritische demping niet voldaan is voor minstens één fase van de wandelcyclus. Dit is echter niet zo cruciaal vermits we hier enkel een redelijke beweging van de Slave wensen te bekomen om die dan te analyseren. Deze beweging moet dus niet perfect die van de Master zijn.

Enkel: de actuator in de enkel werkt enkel als het been op de grond steunt en is dus sowieso in het steunbeen. Voor het traagheidsmoment krijgt men dan: $8 \cdot 2 \cdot (0.41 - 0.232)^2 + 3.72 \cdot 2 \cdot (0.41 + 0.435 - 0.247)^2 + 54.24 \cdot (0.41 + 0.435)^2 + 2I_{G_b}^{zz} + 2I_{G_o}^{zz} \approx 42$. De verhouding tussen de regelconstanten wordt dus: $K_p = \frac{K_d^2}{160}$.

Een laatste stap in de modellering van de 'Slave' bestaat erin 'initial conditions' in te stellen zodanig dat op het begintijdstip ($t=0$) de posities en snelheden van de geleidingen van het 'Slave'-model dezelfde zijn als die van het 'Master'-model (zie paragraaf 4.4).

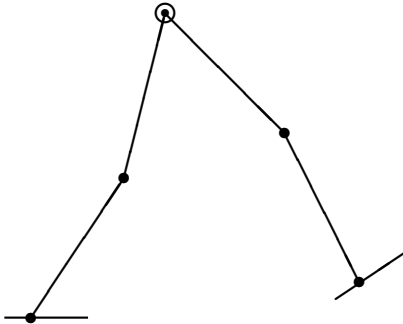
Tenslotte voeren we een aantal measures in om het energieverbruik van het model te kunnen meten (zie onderstaande tabel).

$$\begin{aligned}
arb_heup &= abs(torq_heup_m * (S_Vhoek_bb_L - S_Vhoek_bb_R)) \\
arb_knie_L &= abs(torq_kn_m_L * (S_Vhoek_bb_L - S_Vhoek_ob_L)) \\
arb_knie_R &= abs(torq_kn_m_R * (S_Vhoek_bb_R - S_Vhoek_ob_R)) \\
arb_enkel_L &= abs(torq_enk_m_L * (S_Vhoek_ob_L)) \\
arb_enkel_R &= abs(torq_enk_m_R * (S_Vhoek_ob_R)) \\
arb_slave &= arb_heup + arb_knie_L + arb_knie_R + arb_enkel_L + arb_enkel_R
\end{aligned}$$

De 'measures' $torq_heup_m$, $torq_kn_m_L$, $torq_kn_m_R$, $torq_enk_m_L$ en $torq_enk_m_R$ zijn de koppels die door de actuatoren op de Slave uitgeoefend worden.

4.2.2 Met voet

Het model met voet bestaat uit zes geleidingen en een puntmassa in de heup (zie fig).



De zes geleidingen stellen de voeten, de onderbenen en de bovenbenen voor. De puntmassa in de heup vervangt het bovenlichaam. Om de vergelijkbaarheid met het model zonder voet te verzekeren zijn de lengtes, massa's, massamiddelpunten en traagheidsmomenten ook hier gebaseerd op de mens. Dit biedt ook het voordeel dat de beweging zeer goed vergeleken kan worden met die van de mens. De eigenschappen van het onderbeen, het bovenbeen en de puntmassa in de heup zijn dezelfde als in het model zonder voet (zie paragraaf 4.2.1). Die van het voetgedid zijn:

| | |
|------------------------------------|------------|
| | voet |
| lengte (in m) | 0.195 |
| MMP (in m) | (0, 0.098) |
| I_G^{zz} (in kg m ²) | 0.009952 |
| massa (in kg) | 1.16 |

Ook de plaats van de enkel in de voet moet gedefinieerd worden. Zoals te zien is op de bovenstaande figuur, bestaat de voet uit één gelid, de tenen zijn weggelaten. De enkel ligt tussen de hiel en de voettip, voor de afstand van de hiel tot de enkel nemen we 0.06 m. Het enkelgewricht bevindt zich in de werkelijkheid echter niet op de lijn van de hiel naar

de voettip maar een stuk hoger (de voet heeft een driehoekige vorm). Deze simplificering van het model zal echter weinig invloed hebben op de werking.

Het voetgedlid wordt via een 'pin joint' in de enkel aan het onderbeen vastgehecht. Zoals hierboven reeds vermeld, ligt de enkel tussen de hiel en de voettip.

De volgende stap bestaat erin de gewenste beweging op te leggen aan de 'Master'. Men moet aan dit model acht trajecten opleggen om de beweging éénduidig vast te leggen. Twee trajecten zijn alvast de x- en y-positie van de heup. Voor de overige zes trajecten kan men bijvoorbeeld de x- en y-posities van de hiel van beide voeten en de y-posities van de voettippen opleggen (zie paragraaf 4.3.2). De 'Slave' zal dan deze beweging proberen te volgen. In dit model moeten de tip en de hiel voorzien worden van grondreactiekrachten (loads en measures zie bijlage B.5) vermids de voet via deze punten in contact zal komen met de grond. Uit deze modellering volgt meteen een belangrijke beperking van het model, doordat de voet slechts in contact komt met de grond via twee punten kan het afrolmechanisme van de voet bij de mens hier slechts in beperkte mate gesimuleerd worden.

Het 'Slave'-model zal steeds met minstens één punt op de grond steunen (hiel of voettip). Het punt dat op de grond steunt, wordt vastgehouden via de grondreactiekrachten. Het model heeft dus nu in feite twee vrijheidsgraden minder. Er blijven dan nog zes vrijheidsgraden over. In elk gewricht is er een actuator aanwezig (2 enkelactuatoren, 2 knieactuatoren en één heupactuator). Er rest nu nog één vrijheidsgraad. Vandaar dat er nog een actuator in de voettip nodig is om de hoek van de voet te kunnen sturen. Vanuit de voettip worden dus alle hoeken van de geledingen van de 'Slave' in overeenstemming gebracht met de hoeken van de geledingen van de 'Master' zodat de beweging van de 'Master' perfect door de 'Slave' gevolgd wordt.

Net als in het model zonder voet worden de koppels die de actuatoren moeten leveren, berekend aan de hand van 'measures'. Voor de heup en de knieën zijn deze 'measures' identiek aan die van het model zonder voet. De measures voor de actuatoren in de enkel en de voettip zijn gegeven in onderstaande tabel.

$$\begin{aligned}
 torque_enkel_L &= bound(Kp_enkel((hoek_vt_L - hoek_ob_L) \\
 &\quad - (S_hoek_vt_L - S_hoek_ob_L)) \\
 &\quad + Kd_enkel((Vhoek_vt_L - Vhoek_ob_L) \\
 &\quad - (S_Vhoek_vt_L - S_Vhoek_ob_L)), -200, 200) \\
 torque_tip_L &= bound(Kp_tip(hoek_vt_L - S_hoek_vt_L) \\
 &\quad + Kd_tip(Vhoek_vt_L - S_Vhoek_vt_L), -200, 200)
 \end{aligned}$$

Ook hier worden de regelconstanten ingesteld voor een kritische demping.

$$K_p = \frac{K_d^2}{4I}$$

Men moet dus opnieuw het traagheidsmoment I inschatten. Voor de heup en de knieën is dit ongeveer hetzelfde als bij het model zonder voet (op $I_{G_v}^{zz}$ na).

Enkel:

- steunbeen: $8 \cdot 2 \cdot (0.65)^2 + 2 \cdot 3.72 \cdot (0.2)^2 + 54.24 \cdot (0.8)^2 + 2I_{G_b}^{zz} + 2I_{G_o}^{zz} + I_{G_v}^{zz} \approx 42$
- zwaaibeen: $1.16 \cdot (0.03)^2 + I_{G_v}^{zz} \approx 0.02$

Tip: werkt enkel als tip op de grond steunt en is dus sowieso in het steunbeen:

$$8 \cdot 2 \cdot (0.65)^2 + 2 \cdot 3.72 \cdot (0.2)^2 + 2 \cdot 1.16 \cdot (0.1)^2 + 54.24 \cdot (0.8)^2 + 2I_{G_b}^{zz} + 2I_{G_o}^{zz} + 2I_{G_v}^{zz} \approx 42$$

Na het invoeren van de nodige 'initial conditions' voor de 'Slave', kan de simulatie gestart worden. Tenslotte worden ook hier measures ingevoerd om het energieverbruik van het model te kunnen meten. De 'measures' voor de arbeid geleverd door de heup en de knieën uit het model zonder voet kunnen ook voor dit model gebruikt worden. Om het energieverbruik van de actuatoren in de enkels en de voettippen te berekenen gebruikt men de 'measures' in de onderstaande tabel. Het totaal energieverbruik tijdens de stapbeweging wordt weergegeven door '*arb_slave*'.

$$\begin{aligned} arb_enkel_L &= abs(torque_enkel_L * (S_Vhoek_ob_L - S_Vhoek_vt_L)) \\ arb_enkel_R &= abs(torque_enkel_R * (S_Vhoek_ob_R - S_Vhoek_vt_R)) \\ arb_tip_L &= abs(torq_tip_m_L * (S_Vhoek_vt_L)) \\ arb_tip_R &= abs(torq_tip_m_R * (S_Vhoek_vt_R)) \\ arb_slave &= arb_heup + arb_knie_L + arb_knie_R + arb_enkel_L \\ &\quad + arb_enkel_R + arb_tip_L + arb_tip_R \end{aligned}$$

4.3 Opstellen van de trajecten

Nu het model in Mechanica Motion is ingevoerd, rest ons nog het opstellen van de trajecten van de verschillende punten in het mechanisme die de beweging ervan vastleggen. De stapbeweging die uitgevoerd wordt ligt op de rand van het lopen vermits we in de beweging geen overlapfase zullen invoeren. In deze paragraaf zullen stap per stap de banen die aan verschillende punten in het mechanisme opgelegd worden, verfijnd worden tot de simulatie de beweging van de mens goed benadert.

4.3.1 Zonder voet

Het model zonder voet heeft 6 vrijheidsgraden en dus moet men 6 banen opleggen. De x en y positie van de heup karakteriseren in grote mate de beweging vermits het massamiddelpunt ongeveer in de heup ligt. Men zal deze posities dan ook opleggen en vormen dus de eerste twee banen. De andere vier trajecten die opgelegd worden zijn de x en y posities van beide enkels. De trajecten van deze punten zijn immers zeer goed interpreteerbaar en bovendien ziet men ook meteen of de opgelegde beweging haalbaar is (tijdens de steunfase van het been in kwestie zal de y-positie van de enkel immers nul zijn terwijl de x-positie constant blijft). Dit laatste zou veel moeilijker zijn indien men bijvoorbeeld de x-positie van de knie en de hoek van het onderbeen van beide benen zou opleggen.

Heup

De verticale (y) positie van de heup werd reeds beschreven in hoofdstuk 1. Daaruit bleek dat die quasi sinusoidaal is. Een sinusoidale curve is dan ook de voor de hand liggende baan voor de verticale component van de heup.

In een volgende fase zullen we de y positie van de heup beschrijven aan de hand van een polynoom. Een polynoom laat immers beter toe de randvoorwaarden naar wens in te stellen.

De eerste polynoom is sterk gebaseerd op de sinusoidale curve. Vertrekkend van het tijdstip waarop de ene voet zal landen en de andere van de grond komt (minimum van de sinus-curve), stijgt de curve naar een maximum waarna ze terug zakt tot het volgende minimum. De polynoom is perfect symmetrisch (dit ziet men ook in de randvoorwaarden).

De randvoorwaarden zijn:

$$\begin{array}{ll} t = 0 & t = T \\ Y_H = h & Y_H = h \\ \dot{Y}_H = 0 & \dot{Y}_H = 0 \\ \ddot{Y}_H = \frac{\nu^2}{\rho} & \ddot{Y}_H = \frac{\nu^2}{\rho} \end{array}$$

De functie die de verticale positie van de heup beschrijft wordt Y_H genoteerd en is van de volgende vorm:

$$Y_H = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5$$

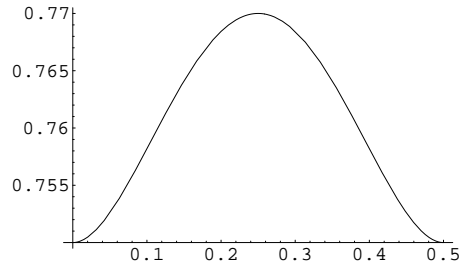
De 6 randvoorwaarden leiden tot een stelsel van 6 vergelijkingen en 6 onbekenden a_0 , a_1 , a_2 , a_3 , a_4 en a_5 dat men makkelijk kan oplossen. Zo bekomt men volgende formule voor Y_H :

$$Y_H = h + \frac{\nu^2}{2\rho} t^2 - \frac{\nu^2}{\rho T} t^3 + \frac{\nu^2}{2\rho T^2} t^4$$

Hierin spelen de volgende parameters een rol: ν , ρ , T en h . ρ is de kromtestraal op $t = 0$ s en $t = T$, ν is de snelheid in x -richting van de heup op $t = 0$ s en $t = T$, T is de periode van de heup en h is de beginhoogte van de heup. In figuur 4.1 ziet men dat het verloop van de polynoom aan de gestelde vereisten voldoet.

De hoogte van de heup op $t = \frac{T}{2}$ is dan : $Y_H = h + \frac{\nu^2 T^2}{32\rho}$. Vermits het interessant is om de maximale hoogte van de heup rechtstreeks in te kunnen stellen, zal de kromtestraal ρ uit de vorige formule berekenen en $Y_H(\frac{T}{2})$ als parameter beschouwen ($Y_H(\frac{T}{2}) = h + \delta_h$). Door het invoeren van de nieuwe parameter kan men schrijven: $\rho = \frac{\nu^2 T^2}{32\delta_h}$. De polynoom voor de verticale positie van de heup wordt dan:

$$Y_H = h + \frac{16s}{T^2} t^2 - \frac{32s}{T^3} t^3 + \frac{16s}{T^4} t^4$$



Figuur 4.1: De verticale positie van de heup Y_H (m) in functie van de tijd (s).

Deze eenvoudige uitdrukking kon meteen bekomen worden als men in de randvoorwaarden van de polynoom de voorwaarde op $t = \frac{T}{2}$ opneemt en de voorwaarden op de versnelling laat vallen (zie Mathematica-file poli_heup.nb in bijlage B.3).

Een tweede polynoom vertoont een heel andere vorm. Immers, in het geval van het model zonder voet dat wandelt zonder overlap (de ene enkel verlaat de grond net op het moment dat de andere in contact komt met de grond) is het wenselijk dat op het moment van het overschakelen van het ene steunbeen op het andere de versnelling van het massamiddelpunt negatief is en liefst zo dicht mogelijk bij $-g$ ([28]). In de eerste polynoom was deze positief. Als we enkel het teken van de versnelling in de eindpunten van de polynoom wijzigen, zal deze halverwege een minimum vertonen en geen maximum zoals gewent is bij een stapbeweging (men krijgt dan een typisch verloop voor een looper). Men moet de polynoom dus een orde verhogen en een bijkomende voorwaarde opleggen: halverwege moet de polynoom een bepaalde waarde groter dan de beginwaarde bereiken (dit zal dan automatisch het maximum zijn). Merk op dat de beweging die het model zal maken in feite tussen stappen en lopen ligt. Bij het stappen krijgt men een curve zoals in figuur 4.1 met één maximum, terwijl bij het lopen men één minimum heeft (het spiegelbeeld van figuur 4.1 rond de x-as). Het traject van de heup is gegeven in figuur 4.2 ligt in feite tussen de twee curves in.

De randvoorwaarden zijn:

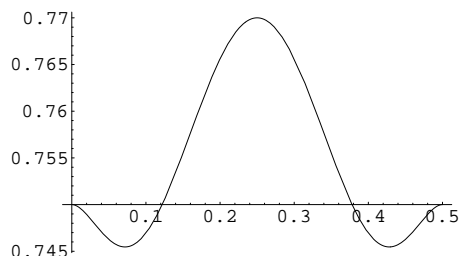
| | | |
|------------------------------------|------------------------------------|----------------------|
| $t = 0$ | $t = T$ | $t = \frac{T}{2}$ |
| $Y_H = h$ | $Y_H = h$ | $Y_H = h + \delta_h$ |
| $\dot{Y}_H = 0$ | $\dot{Y}_H = 0$ | |
| $\ddot{Y}_H = -\frac{\nu^2}{\rho}$ | $\ddot{Y}_H = -\frac{\nu^2}{\rho}$ | |

De functie die de verticale positie van de heup beschrijft is dus van de zesde orde en wordt Y_H genoteerd.

$$Y_H = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 + a_6 t^6$$

Men bekomt een stelsel van 7 vergelijkingen en 7 onbekenden $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5$ en a_6 dat men dan in Mathematica kan laten oplossen. Zo bekomt men een formule voor Y_H

in functie van de tijd en volgende parameters: ν , ρ , T , δ_h en h (zie ook de vorige polynoom).



Figuur 4.2: De verticale positie van de heup Y_H (m) in functie van de tijd (s). De versnelling op $t = 0$ s en $t = 0.5$ s is negatief.

De figuur 4.2 laat zien dat de negatieve versnelling in het begin- en eindpunt van de polynoom twee extra minima veroorzaken. In het begin van de steunfase zal de heup dus eerst lichtjes zakken en daarna sterk stijgen tot het maximum halfweg de polynoom.

Het horizontale traject dat de heup beschrijft kan men ook best met behulp van een polynoom beschrijven. De randvoorwaarden waaraan de polynoom moet voldoen zijn weergegeven in onderstaande tabel.

| $t = 0$ | $t = T$ |
|----------------------------|---------------------------|
| $X_H = -\frac{\lambda}{4}$ | $X_H = \frac{\lambda}{4}$ |
| $\dot{X}_H = \nu$ | $\dot{X}_H = \nu$ |
| $\ddot{X}_H = 0$ | $\ddot{X}_H = 0$ |

De polynoom moet dus van de 5^{de} graad zijn. Men noteert deze als volgt:

$$X_H = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5$$

Uit de drie voorwaarden op $t = 0$ haalt men meteen de onbekenden a_0 , a_1 , a_2 , a_3 , a_4 en a_5 vindt men dan uit het resterend stelsel van drie vergelijkingen. Zo bekomt men volgende formule voor X_H :

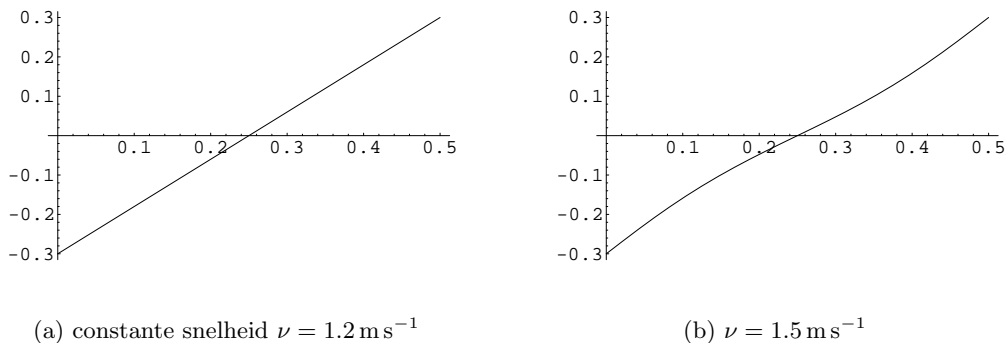
$$X_H = -\frac{\lambda}{4} + \nu t + \frac{10}{T^3} \left(\frac{\lambda}{2} - \nu T \right) t^3 - \frac{15}{T^4} \left(\frac{\lambda}{2} - \nu T \right) t^4 + \frac{6}{T^5} \left(\frac{\lambda}{2} - \nu T \right) t^5$$

ν is de snelheid in x-richting van de heup op $t=0$ en $t=T$, λ is de staplengte (de lengte die de voet aflegt tijdens de zwaai fase), T is de periode van de heup. Grafieken van deze functie vindt men in figuur 4.3.

Als we de beginsnelheid ν gelijk stellen aan de gemiddelde snelheid tijdens een stap ($\frac{\lambda}{2T}$), wordt bovenstaande formule herleidt tot:

$$X_H = -\frac{\lambda}{4} + \nu t$$

De horizontale snelheid van de heup is in dat geval dus constant (zie figuur 4.3(a)).



Figuur 4.3: Het verloop van de polynoom X_H (m) in functie van de tijd (s) waarbij $T = 0.5 \text{ s}$ en $\lambda = 1.2 \text{ m}$.

Enkels

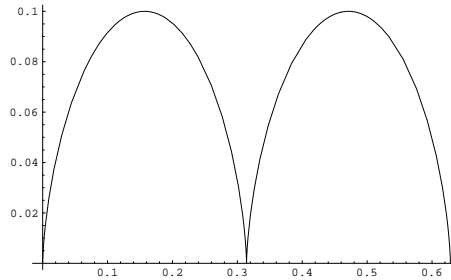
Zoals al gezegd kan men in de baan van de enkels zeer eenvoudig de steunfase en zwaai-fase van het been definiëren. Tijdens de steunfase is de Y-positie van de enkel nul en blijft de X-component constant (de enkel glijdt niet over de grond). Bijgevolg dient men enkel nog het traject voor de zwaai-fase van het been (de enkel) te definiëren.

Een eerste functie die hiervoor gebruikt werd was een cycloïde. Deze functie zorgt voor een zachte landing van de enkel (de snelheid in x- en y-richting zijn nul wanneer $\theta = 2k\pi$). De parametervergelijking van de cycloïde is:

$$\begin{cases} x = r(\theta - \sin \theta) \\ y = r(1 - \cos \theta) \end{cases}$$

Om één periode van de cycloïde te bekomen laat men θ gaan van 0 tot 2π . Het traject dat opgelegd wordt moet als variabele de tijd t hebben en dus wordt θ gesubstitueerd door $\frac{T}{2\pi}t$. Het grote nadeel van deze functie is echter dat de maximale hoogte van de enkel en de afstand dat tijdens de zwaai-fase wordt afgelegd niet afzonderlijk regelbaar zijn. Dit heeft als gevolg dat voor redelijke staplengtes de enkel veel te hoog wordt opgeheven (zie figuur 4.4).

Om dit te vermijden is het dus noodzakelijk een polynoom op te stellen voor de zwaai-fase van de enkel. Op het begintijdstip moeten de positie, snelheid en versnelling in y-richting nul zijn. Halfweg de polynoom ($t = \frac{T}{2}$) bereikt men een bepaalde hoogte (de enkel wordt tot een bepaalde hoogte opgeheven). Op $t = T$ is de positie terug nul en voor de snelheid en versnelling gebruiken we een parameter zodanig dat we deze kunnen laten variëren. Vanwege de verschillende randcondities op $t = 0$ en $t = T$ (als a of v niet nul zijn), zal het maximum van de polynoom niet op $t = \frac{T}{2}$ optreden. In onderstaande tabel



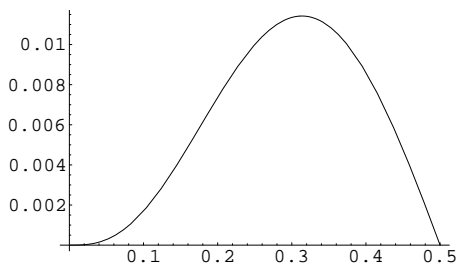
Figuur 4.4: Het functieverloop van een cycloïde weergegeven voor twee periodes (t gaat van 0 s tot $2T$).

vindt men deze randvoorwaarden terug.

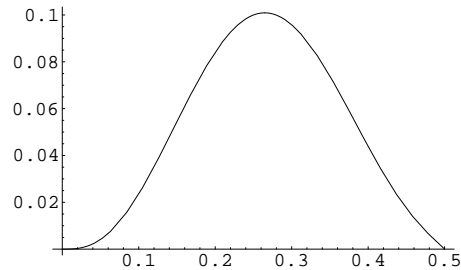
| | | |
|------------------|-------------------|------------------|
| $t = 0$ | $t = \frac{T}{2}$ | $t = T$ |
| $Y_e = 0$ | $Y_e = s$ | $Y_e = 0$ |
| $\dot{Y}_e = 0$ | | $\dot{Y}_e = v$ |
| $\ddot{Y}_e = 0$ | | $\ddot{Y}_e = a$ |

$$Y_e = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 + a_6 t^6$$

Uit de randvoorwaarden op $t=0$ volgt al meteen dat $a_0 = a_1 = a_2 = 0$. De overige vier randvoorwaarden leiden tot een stelsel van 4 vergelijkingen en 4 onbekenden a_3, a_4, a_5, a_6 en a_7 dat men dan in Mathematica kan laten oplossen (zie file *polynomenzv_Y2.nb* in bijlage B.3). De uitdrukking voor Y_e die hieruit volgt hangt af van de volgende parameters: T, s, v en a . In figuur 4.5 is het verloop van deze polynoom weergegeven voor verschillende waarden van de parameters.

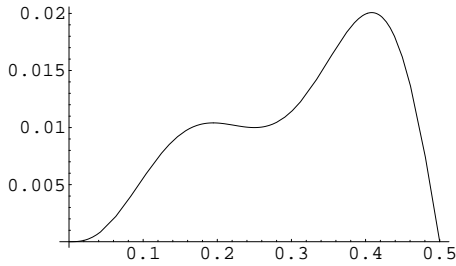


(a) $s = 0.01 \text{ m}, v = -0.1 \text{ m s}^{-1}, a = -0.1 \text{ m s}^{-2}$

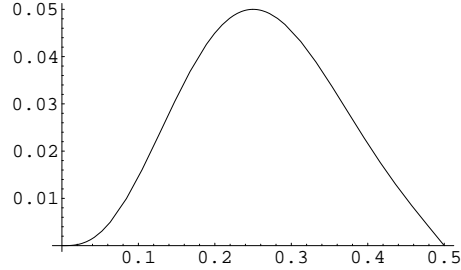


(b) $s = 0.1 \text{ m}, v = -0.3 \text{ m s}^{-1}, a = -0.5 \text{ m s}^{-2}$

Figuur 4.5: Het verloop van de polynoom Y_e (m) in functie van de tijd (s). Het verschil tussen de grafieken ligt in de waarden van de parameters die de randvoorwaarden bepalen. T is steeds gelijk aan 0.5 s



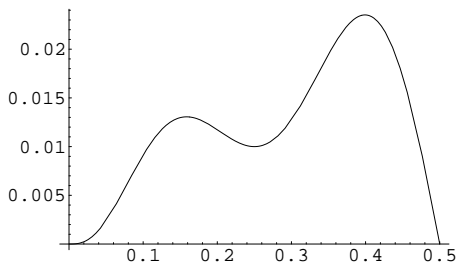
(a) $s = 0.01 \text{ m}$, $v = -0.4 \text{ m s}^{-1}$, $a = -0.4 \text{ m s}^{-2}$



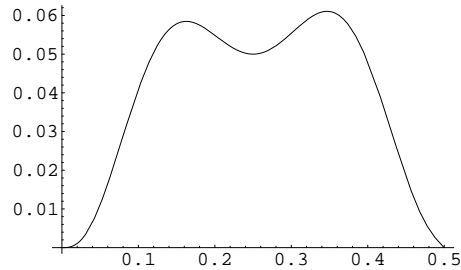
(b) $s = 0.05 \text{ m}$, $v = -0.2 \text{ m s}^{-1}$, $a = -0.4 \text{ m s}^{-2}$

Figuur 4.6: Het verloop van de polynoom Y_e (m) met een extra voorwaarde op $t = \frac{T}{2}$ in functie van de tijd (s) waarbij $T = 0.5$.

In dit traject komt de zwaaibeweging van het been in de zwaafase (die men duidelijk opmerkt bij de mens) helemaal niet tot uiting. Een tweede polynoom poogt dit meer tot uiting te laten komen door te eisen dat het punt halverwege de zwaafase een extremum moet zijn (minimum toe clearance bij de mens [12]). Daartoe verhoogt men de vorige polynoom met één orde en legt men één randvoorwaarde extra op, namelijk: Op $t = 0$ moet $\dot{Y}_e = 0 \text{ m s}^{-1}$. Het resultaat hiervan is te zien in figuur 4.6(a). Indien de waarde van s niet al te groot is (wat in de praktijk het geval zal zijn), zal dit extremum een minimum zijn. Bijgevolg zal men een maximum voor en na dit punt krijgen. Merk op dat we hier met het model zonder voet te doen hebben en deze beweging misschien helemaal niet de 'natuurlijke' beweging van dit systeem is.



(a) $s = 0.01 \text{ m}$, $a_m = 2 \text{ m s}^{-2}$, $v = -0.4 \text{ m s}^{-1}$, $a = -0.4 \text{ m s}^{-2}$



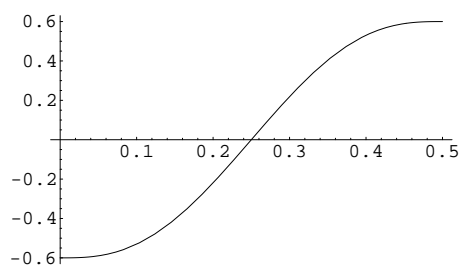
(b) $s = 0.05 \text{ m}$, $a_m = 5 \text{ m s}^{-2}$, $v = -0.2 \text{ m s}^{-1}$, $a = -0.4 \text{ m s}^{-2}$

Figuur 4.7: Het verloop van de polynoom Y_e (m) met twee extra voorwaarden op $t = \frac{T}{2}$ in functie van de tijd (s) waarbij $T = 0.5$ s.

Als men s groot neemt zal het punt op $t = \frac{T}{2}$ een maximum zijn (zie grafiek 4.6(b)).

Dit is te vermijden door expliciet te eisen dat dit punt een minimum van de polynoom moet zijn (zie figuur 4.7). Men dient dus nog een extra randvoorwaarde op te leggen, namelijk : $\ddot{Y}_e(\frac{T}{2}) = a_m$ (waarbij a_m negatief is). Via de grootte van deze versnelling (a_m) kan men bovendien de hoogte van de twee maxima in de polynoom beïnvloeden.

Met deze polynoom kunnen we het traject voor de verticale positie van de enkels dus naar wens genereren. Via de parameters v en a kan men de snelheid en versnelling tijdens de impactfase instellen, via s de hoogte van de enkel op $t = \frac{T}{2}$ en via a_m regelt men de kromming van het minimum op $t = \frac{T}{2}$.



Figuur 4.8: Het functieverloop van een de x-positie (in m) van de enkel voor een halve wandelcyclus (t gaat van 0 s tot T).

Ook voor de x-positie van de enkel dient men een polynoom op te stellen. De randvoorwaarden hiervoor zijn:

| | | |
|----------------------------|-------------------|---------------------------|
| $t = 0$ | $t = \frac{T}{2}$ | $t = T$ |
| $X_e = -\frac{\lambda}{2}$ | $X_e = 0$ | $X_e = \frac{\lambda}{2}$ |
| $\dot{X}_e = 0$ | | $\dot{X}_e = 0$ |
| $\ddot{X}_e = 0$ | | $\ddot{X}_e = 0$ |

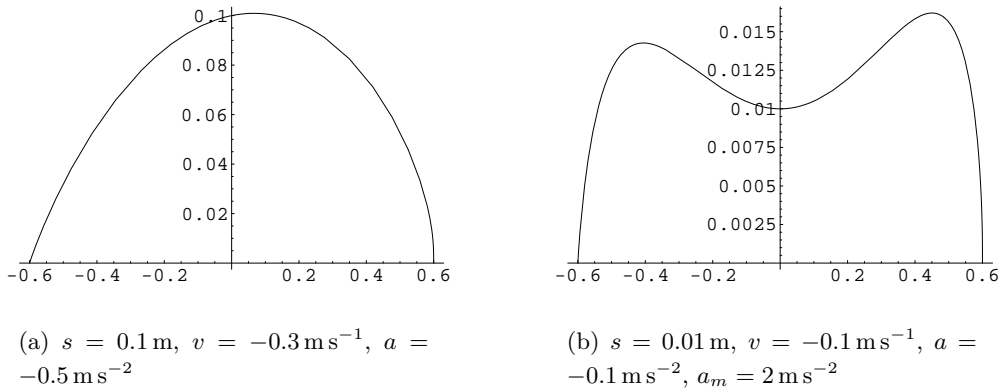
De polynoom ziet er als volgt uit:

$$X_e = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 + a_4t^4 + a_5t^5 + a_6t^6$$

In feite is de voorwaarde op $t = \frac{T}{2}$ overbodig vermits de identieke voorwaarde op de snelheid en versnelling op $t = 0$ en $t = T$ de polynoom symmetrisch zullen maken rond het middelpunt ($\frac{\lambda}{2} - \frac{\lambda}{2} = 0$). Bijgevolg zal X_e halverwege de polynoom automatisch gelijk zijn aan nul. Dit blijkt ook als men de vergelijkingen in Maple invoert om de coëfficiënten van de polynoom van zesde orde te bekomen. a_6 is immers nul waardoor de polynoom in feite slechts een polynoom van vijfde orde is:

$$X_e = -\frac{\lambda}{2} + 10\frac{\lambda}{T^3}t^3 - 15\frac{\lambda}{T^4}t^4 + 6\frac{\lambda}{T^5}t^5$$

Op figuur 4.8 is deze polynoom geplott voor een waarde $\lambda = 1.2$ m. De polynomen voor de y- en de x-positie van de enkel worden op éénzelfde grafiek uitgezet in figuur 4.9.



Figuur 4.9: Het verloop van de polynoom Y_e (m) in functie van de polynoom X_e (m) waarbij $T = 0.5 \text{ s}$ en $\lambda = 1.2 \text{ m}$.

4.3.2 Met voet

Het model met een voet heeft acht vrijheidsgraden, twee meer dan het model zonder voet. Er dienen dan ook acht banen opgelegd te worden.

Heup

Mogelijke trajecten voor de heup werden al besproken bij het model zonder voet. Ook voor het model met voet zullen we deze trajecten opleggen. Zo kunnen de verschillende modellen vergeleken worden in hoe ze een bepaalde heupmassa door een welbepaalde beweging helpen.

Voet

Men zou ook voor dit model het traject van de enkel uit de vorige paragraaf kunnen gebruiken en er nog een traject voor de hoek van de voet aan toevoegen zodat men in totaal acht banen oplegt. Dit werd dan ook in eerste instantie gedaan om het model op een eenvoudige manier te testen. De hoek van de voet werd hierbij steeds op nul gehouden zodat men met platvoeten wandelt. Het wordt echter zeer moeilijk via de positie van de enkel en de hoek van de voet een realistische stapbeweging te benaderen waarbij men landt op de hiel en afstoot met de tip. Men moet immers duidelijk kunnen definiëren wanneer de hiel op de grond staat en wanneer de tip contact maakt met de grond. Ook mag men geen beweging opleggen waarbij een punt van het mechanisme door de grond zou gaan. Dit is niet zo duidelijk zichtbaar als men werkt met de hoek van de voet en de positie van de enkel.

In plaats van een traject op te leggen aan de enkel kan dus beter de hielbeweging van beide voeten opgelegd worden. De laatste twee vrijheidsgraden vult men in door de y-positie van de twee voettippen op te leggen. In deze trajecten kan men zeer goed de momenten waarop de hiel en voettip contact maken met de grond instellen vermits men zelf de verticale posities van de hiel en de voettip oplegt. Men moet wel opletten dat men

geen onrealistische banen oplegt voor de y-positie van de voettip. Immers, als het verschil in de y-componenten van voettip en hiel groter is dan de lengte van de voet, dan zal dit onmogelijk gerealiseerd kunnen worden.

De hielbeweging van beide voeten is identiek maar in fase verschoven. Bijgevolg moeten we de polynoom slechts voor één voet opstellen (enkel het gedeelte waarin de hiel van de grond is). De beweging die door de hiel (in de lucht) gemaakt wordt bestaat in feite uit twee stukken. Tijdens het eerste gedeelte steunt de tip nog op de grond terwijl de hiel al van de grond komt. Het laatste gedeelte begint vanaf het moment dat de voettip de grond verlaat en duurt tot het volgende hielcontact (komt overeen met de zwaafase van het been).

Het eerste gedeelte van de baan bestaat uit een deel van een cirkel. De cirkel heeft als straal de lengte van de voet en als middelpunt de voettip. De x- en y-positie zijn via deze opgelegde baan aan elkaar gekoppeld en kunnen beide geschreven worden in functie van de hoek van de voet. Men zal dan ook een polynoom opstellen voor de hoek α van de voet en daaruit de x- en y-positie van de hiel halen.

De randvoorwaarde voor de polynoom zijn:

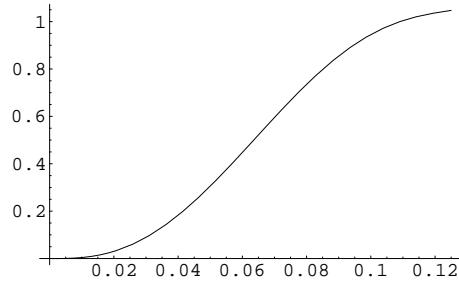
| | |
|---------------------|-----------------------------------|
| $t = 0$ | $t = T_l$ |
| $\alpha = 0$ | $\alpha = \alpha_l$ |
| $\dot{\alpha} = 0$ | $\dot{\alpha} = \dot{\alpha}_l$ |
| $\ddot{\alpha} = 0$ | $\ddot{\alpha} = \ddot{\alpha}_l$ |

Deze 6 randvoorwaarden leiden tot een stelsel van 6 vergelijkingen en 6 onbekenden a_0 , a_1 , a_2 , a_3 , a_4 , a_5 en a_6 dat men dan in Mathematica kan laten oplossen. Zo bekomt men een formule voor α in functie van de tijd en volgende parameters: T_l , α_l , $\dot{\alpha}_l$ en $\ddot{\alpha}_l$. De parameter T_l leggen we vast op $\frac{T}{4}$ omdat dit anders de berekening van de polynomen zal bemoeilijken. Het verloop van de polynoom voor de hoek α is getekend in figuur 4.10 en wordt berekend uit volgende formule:

$$\alpha = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5$$

Uit de randvoorwaarden op $t=0$ volgt al meteen dat $a_0 = a_1 = a_2 = 0$. De formules voor de andere constanten a_3 , a_4 en a_5 zijn te vinden in de Mathematica-file *polynomenmv.c.nb* in bijlage B.3. α_l is de hoek van de voet op het moment dat de tenen de grond verlaten. $\dot{\alpha}_l$ en $\ddot{\alpha}_l$ stellen respectievelijk de snelheid en versnelling op dat moment voor. De parameter T is de periode tussen het moment waarop de hiel de grond verlaat en de daarop volgende hielimpact ($T_l = \frac{T}{4}$).

Het tweede gedeelte van de vluchtfase van de hiel wordt beschreven door twee polynomen, één voor de x-coördinaat en één voor de y-coördinaat. Het begin van dit gedeelte stemt overeen met het einde van de vorige polynoom ($t = \frac{T}{4}$). Om de formules eenvoudiger te maken stellen we dit tijdstip nu gelijk aan nul ($t = 0$ s). De randvoorwaarden stemmen



Figuur 4.10: Het functieverloop van de polynoom α weergegeven in functie van de tijd (s). Waarden van de parameters: $T_l = \frac{T}{4} = 0.125$ s, $\alpha_l = \frac{\pi}{3}$, $\dot{\alpha}_l = 2$ rad s⁻¹ en $\ddot{\alpha}_l = 0$ rad s⁻²

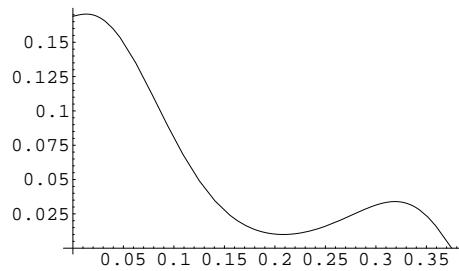
dus overeen met de waarden van de positie, snelheid en versnelling in x- of y-richting van het vorige gedeelte op $t = \frac{T}{4}$.

Voor de Y-positie krijgen we dan volgende voorwaarden waaraan de polynoom moet voldoen:

| | | |
|--|--------------------------|--------------------------|
| $t = 0$ | $t = T - T_l$ | $t = T_m$ |
| $Y_{fz} = l_v \sin \alpha_l$ | $Y_{fz} = 0$ | $Y_{fz} = s_h$ |
| $\dot{Y}_{fz} = l_v \cos \alpha_l \dot{\alpha}_l$ | $\dot{Y}_{fz} = v_{yt}$ | $\dot{Y}_{fz} = v_{ym}$ |
| $\ddot{Y}_{fz} = -l_v \sin \alpha_l \ddot{\alpha}_l^2 + l_v \cos \alpha_l \ddot{\alpha}_l$ | $\ddot{Y}_{fz} = a_{yt}$ | $\ddot{Y}_{fz} = a_{ym}$ |

Om al te ingewikkelde formules voor de constanten in de polynoom te vermijden worden de tijdstippen T_m en T_l vastgelegd in functie van de parameter T . Zo werd hier in eerste instantie $T_m = \frac{5T}{12}$ genomen en zoals reeds vermeld $T_l = \frac{T}{4}$. De polynoom wordt:

$$Y_{fz} = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 + a_6 t^6 + a_7 t^7 + a_8 t^8$$



Figuur 4.11: Het functieverloop van de polynoom Y_{fz} (m) weergegeven in functie van de tijd (s). Waarden van de parameters: $T = 0.5$ s, $l_v = 0.195$ m, $\alpha_l = \frac{\pi}{3}$, $\dot{\alpha}_l = 2$ rad s⁻¹, $\ddot{\alpha}_l = 0$ rad s⁻², $v_{yt} = -1.1$ m s⁻¹, $a_{yt} = 0$ m s⁻², $s_h = 0.01$ m, $v_{ym} = 0$ m s⁻¹ en $a_{ym} = 8$ m s⁻²

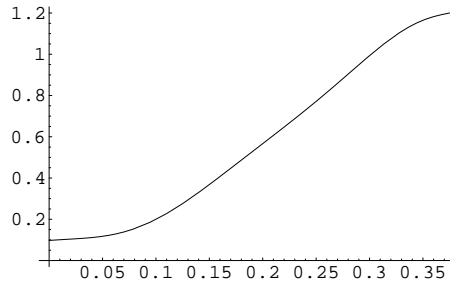
De eerste constanten a_0 , a_1 en a_2 volgen meteen uit de randvoorwaarden op $t=0$. Men bekomt aldus een formule in functie van de parameters l_v , α_l , $\dot{\alpha}_l$, $\ddot{\alpha}_l$, v_{yt} , a_{yt} , s_h , a_{ym} en

de tijd t (zie de Mathematica-file *polynomen_mv_c4.nb* in bijlage B.3). Deze functie is te zien in figuur 4.11.

T is de tijd nodig om een halve wandelcyclus te doorlopen, l_v is de lengte van de voet, v_{yt} en a_{yt} zijn respectievelijk de snelheid en de versnelling bij hielimpact, s_h is de hoogte van de hiel tijdens het passeren van het steunbeen en dit punt komt overeen met een minimum in de baancurve (minimum toe clearance), v_{ym} en a_{ym} stellen respectievelijk de snelheid en de versnelling op dat moment voor. a_{ym} laat toe de kromtestraal in het punt te regelen en alzo de hoogte van het tweede deel van de curve te beïnvloeden.

Voor de X-positie krijgen we dan volgende voorwaarden waaraan de polynoom moet voldoen:

| | | |
|---|--------------------------|------------------------------|
| $t = 0$ | $t = T - T_l$ | $t = T_m$ |
| $X_{fz} = l_v(1 - \cos \alpha_l)$ | $X_{fz} = \lambda$ | $X_{fz} = \frac{\lambda}{2}$ |
| $\dot{X}_{fz} = l_v \sin \alpha_l \dot{\alpha}_l$ | $\dot{X}_{fz} = v_{xt}$ | $\dot{X}_{fz} = v_{xm}$ |
| $\ddot{X}_{fz} = l_v(\cos \alpha_l \dot{\alpha}_l^2 + \sin \alpha_l \ddot{\alpha}_l)$ | $\ddot{X}_{fz} = a_{xt}$ | $\ddot{X}_{fz} = a_{xm}$ |



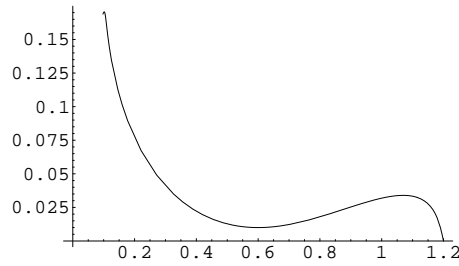
Figuur 4.12: Het functieverloop van de polynoom X_{fz} (m) weergegeven in functie van de tijd (s). Waarden van de parameters: $T = 0.5$ s, $l_v = 0.195$ m, $\alpha_l = \frac{\pi}{3}$, $\dot{\alpha}_l = 2$ rad s⁻¹, $\ddot{\alpha}_l = 0$ rad s⁻², $v_{xt} = 1$ m s⁻¹, $a_{xt} = -2$ m s⁻², $\lambda = 1.2$ m, $v_{xm} = 4$ m s⁻¹ en $a_{xm} = 2$ m s⁻²

De polynoom die aan deze randvoorwaarden moet voldoen heeft volgende vorm:

$$X_{fz} = b_0 + b_1 t + b_2 t^2 + b_3 t^3 + b_4 t^4 + b_5 t^5 + b_6 t^6 + b_7 t^7 + b_8 t^8$$

De eerste constanten b_0 , b_1 en b_2 volgen meteen uit de randvoorwaarden op $t=0$. Men bekomt aldus een formule in functie van de parameters l_v , α_l , $\dot{\alpha}_l$, $\ddot{\alpha}_l$, λ , v_{xt} , a_{xt} , v_{xm} en de tijd t waarvan het verloop geschetst is in figuur 4.12 (de Mathematica-file is te vinden in bijlage B.3). λ is de lengte van een stap van de voet, v_{xt} en a_{xt} zijn respectievelijk de snelheid en de versnelling in x-richting bij hielimpact, v_{xm} is de snelheid tijdens het passeren van het steunbeen ($X_{fz} = \frac{\lambda}{2}$) en a_{xm} de versnelling op dat moment.

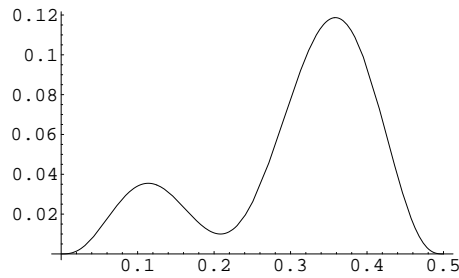
De positie van de hiel ligt nu volledig vast als we de polynomen Y_{fz} en X_{fz} gebruiken. In figuur 4.13 is het traject dat de hiel zal volgen in het xy-vlak weergegeven. De laatste twee vrijheidsgraden worden vastgelegd door de verticale positie van beide voettippen op



Figuur 4.13: Het traject van de hiel vanaf het moment dat de tip de grond verlaat ($t = 0.125$ s) tot de impact van de hiel. De polynoom Y_{fz} (m) is uitgezet ten opzichte van de polynoom X_{fz} (m).

te leggen.

Ook voor de tippen moet er maar één polynoom opgesteld worden die dan voor beide voeten gebruikt kan worden. De duur van de fase waarin de tip van de grond is, is T . Op figuur 4.14 ziet men een schets van een geschikt traject voor de y -positie van de tip.



Figuur 4.14: Het functieverloop van de polynoom Y_{tz} (m) weergegeven in functie van de tijd (s). Waarden van de parameters: $T = 0.5$ s, $l_v = 0.195$ m, $\alpha_c = \frac{\pi}{5}$, $v_{ytT} = 0$ m s⁻¹, $a_{ytT} = 0$ m s⁻², $a_{y0} = 0.5$ m s⁻² en $s_t = 0.01$ m

De randvoorwaarden voor deze polynoom zijn:

| $t = 0$ | $t = T$ | $t = T_m$ | $t = T - T_c$ |
|--------------------------|---------------------------|--------------------|------------------------------|
| $Y_{tz} = 0$ | $Y_{tz} = 0$ | $Y_{tz} = s_t$ | $Y_{tz} = l_v \sin \alpha_c$ |
| $\dot{Y}_{tz} = 0$ | $\dot{Y}_{tz} = v_{ytT}$ | $\dot{Y}_{tz} = 0$ | |
| $\ddot{Y}_{tz} = a_{y0}$ | $\ddot{Y}_{tz} = a_{ytT}$ | | |

Om al te ingewikkelde formules voor de constanten in de polynoom te vermijden werden ook hier T_m en T_c vastgelegd in functie van de parameter T . Zo werd hier in eerste instantie $T_c = \frac{T}{4}$ en zoals reeds vermeld $T_m = \frac{5T}{12}$. Aangezien men negen randvoorwaarden oplegt, zal het traject door een polynoom van achtste orde beschreven worden:

$$Y_{fz} = c_0 + c_1t + c_2t^2 + c_3t^3 + c_4t^4 + c_5t^5 + c_6t^6 + c_7t^7 + c_8t^8$$

De eerste constanten c_0 , c_1 en c_2 volgen meteen uit de randvoorwaarden op $t=0$. Men bekomt aldus een formule in functie van de parameters l_v , α_c , v_{ytT} , a_{ytT} , s_t , v_{ym} , a_{ym} en de tijd t (zie de Mathematica-file in bijlage B.3). l_v is de lengte van de voet, v_{ytT} en a_{ytT} zijn respectievelijk de snelheid en de versnelling op het moment dat de tenen contact maken met de grond, s_t is de hoogte van de tip tijdens het passeren van het steunbeen en dit punt komt overeen met een minimum in de baancurve (minimum toe clearance), a_{ym} is de versnelling op dat moment en laat toe de kromtestraal van het minimum te regelen en alzo de hoogte van het tweede maximum te beïnvloeden.

4.4 Simulaties

4.4.1 Zonder voet

In deze paragraaf zullen we aan de hand van een eerste simulatie de verschillende karakteristieken van de beweging zonder voet bespreken. Vervolgens zal de invloed van de opgelegde trajecten op de werking van de Slave nagegaan worden.

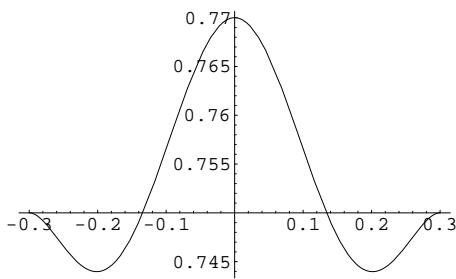
De trajecten legt men op aan het 'Master'-model via 'drivers' in de desbetreffende 'planar joints'. De Master zal dan deze beweging uitvoeren. Opdat de Slave deze beweging zou kunnen volgen, moeten we nog de juiste begincondities opleggen. Men legt dus de initiële posities en snelheden van de trajecten die de Master volgt, op aan de 'Slave'. De 'Slave' zal dan de rest van het traject proberen te volgen met behulp van de actuatoren in de gewrichten (zie paragraaf 4.2.1).

Een eerste simulatie

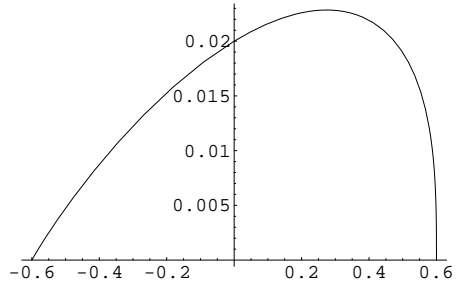
De polynomen die gebruikt werden voor de trajecten die in deze simulatie opgelegd werden, zijn weergegeven in figuur 4.15. De polynoom voor de y-positie van de heup heeft een negatieve versnelling op $t = 0$ s en $t = T$ (zie fig 4.15(a)). Dit heeft als voordeel dat het koppel in de enkel klein gehouden wordt tijdens de overgang van het ene been naar het andere. De x-positie van de heup is zodanig dat de horizontale snelheid tijdens de impactfase maximaal is en halfweg de steunfase minimaal.

De y-positie van de enkel tijdens de vluchtfase vertoont één maximum (zie figuur 4.15(b)).

In de literatuur worden de trajecten gekarakteriseerd aan de hand van een aantal dimensieloze getallen (zie ref [25], [26] en [27]). Een eerste getal, de 'duty factor' β , is het gedeelte van de cyclus waarvoor elke voet in contact is met de grond, deze is groter dan 0.5 voor wandelen en kleiner dan 0.5 voor lopen. In dit model is $\beta = 0.5$. Om de snelheid van de voortbeweging te karakteriseren gebruikt men Froude getallen. Het horizontale Froude getal wordt gedefinieerd als: $U = \frac{u^2}{gh}$. Hierbij is u de gemiddelde snelheid in de x-richting en h de hoogte van de heup. In dit geval wordt het horizontale Froude getal



(a) Y_H (m) in functie van X_H (m). $\rho = 0.5$ m, $h = 0.75$ m en $\nu = 1.32$ m s⁻¹



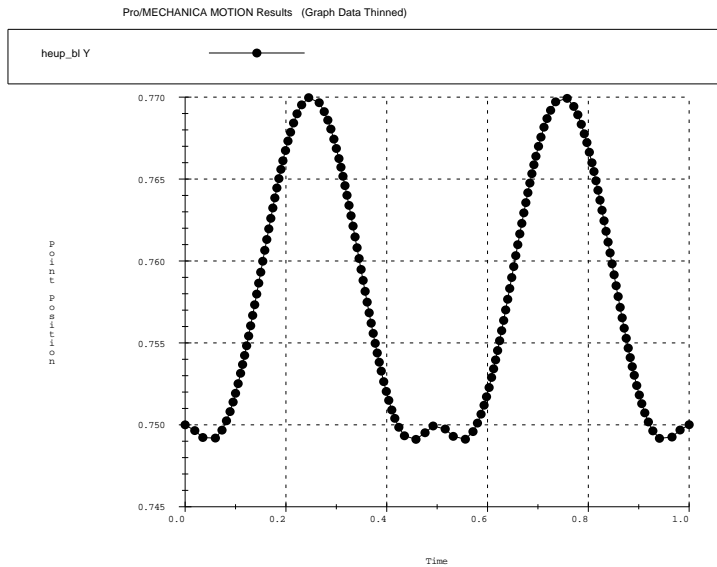
(b) Y_e (m) in functie van X_e (m). $s = 0.02$ m, $v = -0.2$ m s⁻¹ en $a = -0.2$ m s⁻²

Figuur 4.15: Het verloop van de polynomen van een eerste simulatie ($T = 0.5$ s en $\lambda = 1.2$ m).

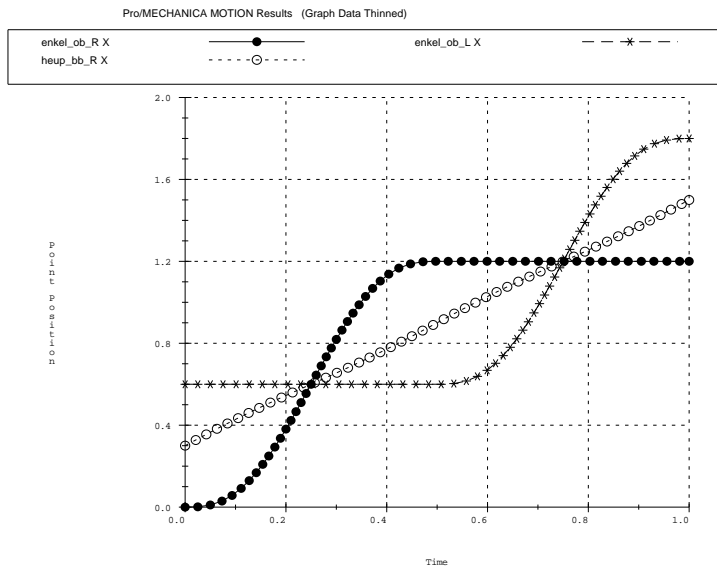
dus: $U = \frac{1.2^2}{9.81 \cdot 0.75} = 0.196$.

Uit deze polynomen kan men dan in Excell de numerieke waarden van de trajecten die opgelegd worden aan de master berekenen. De Excell-files zijn te vinden in bijlage B.4, de trajecten uitgevoerd door de Master zijn in grafiek gezet in figuren 4.16, 4.17 en 4.18.

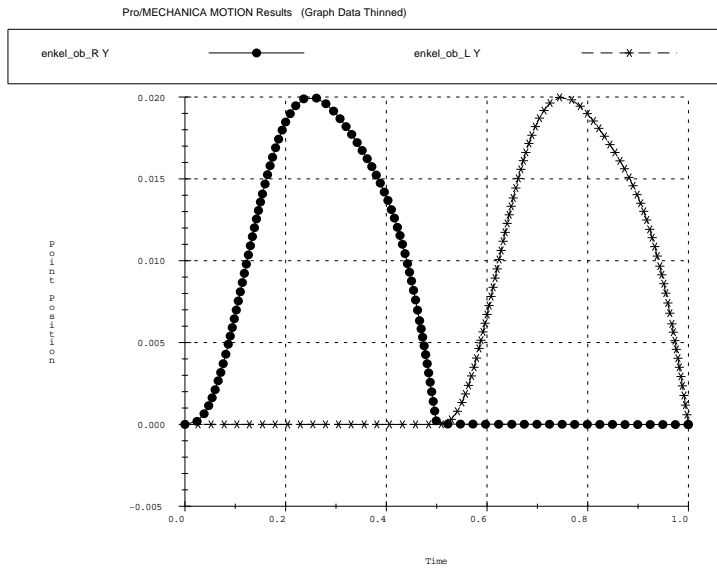
Als eerste test kan men deze beweging enkel laten uitvoeren door de Master (de Slave weglaten). Men laat het programma dus lopen gedurende één seconde, de tijd om één volledige wandelcyclus uit te voeren. Het resultaat hiervan is te zien op figuur 4.19.



Figuur 4.16: Het traject voor de y-positie van de heup (in m) dat door de Master uitgevoerd wordt (Tijd in s).



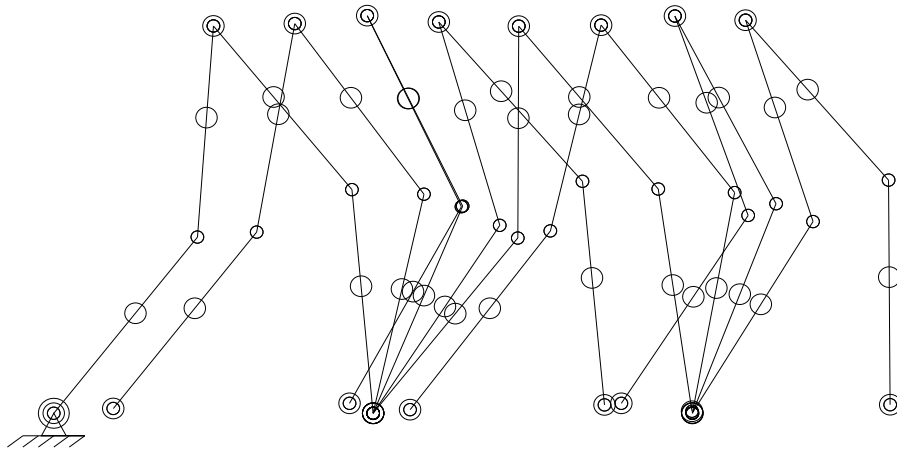
Figuur 4.17: De trajecten voor de x-posities (in m) van de heup en beide enkels (Tijd in s).



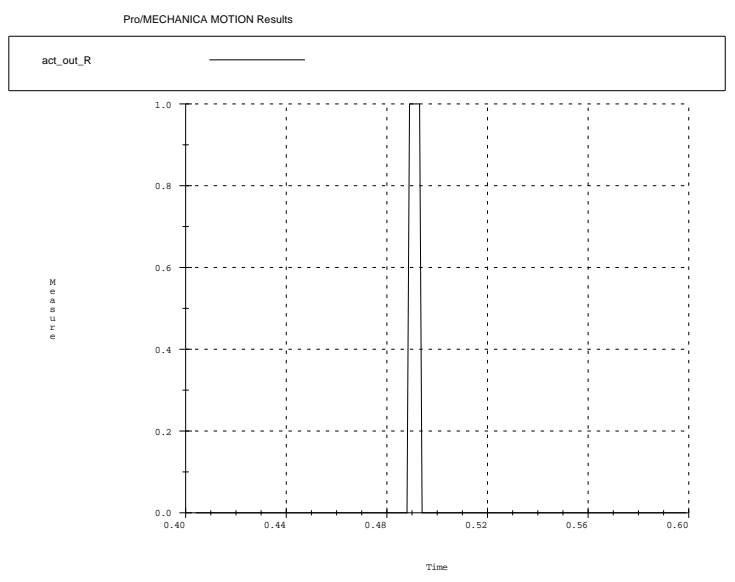
Figuur 4.18: De trajecten voor de y-posities (in m) van beide enkels (Tijd in s).

De beweging die de Master uitvoert is wel degelijk de beweging die we wensen en dus kan men deze nu uitproberen met het 'Slave'-model erbij.

Tijdens de simulaties liep het programma vaak vast op het moment van impact. Een mogelijke oorzaak hiervan zijn de grote koppels in de actuatoren als gevolg van de schok.



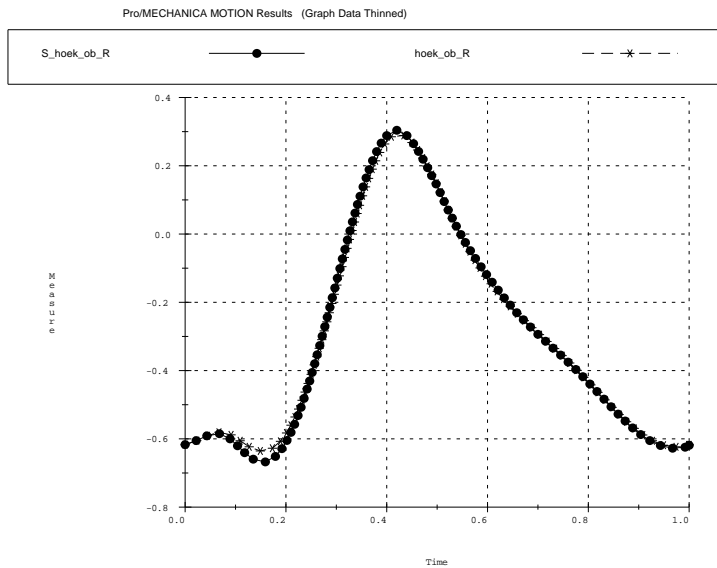
Figuur 4.19: Eén volledige stapbeweging uitgevoerd door de 'Master'.



Figuur 4.20: De measure die aangeeft wanneer de actuatoren van het rechterbeen uitgeschakeld moeten worden omdat de voet net de grond heeft geraakt (impactfase) (Tijd in s).

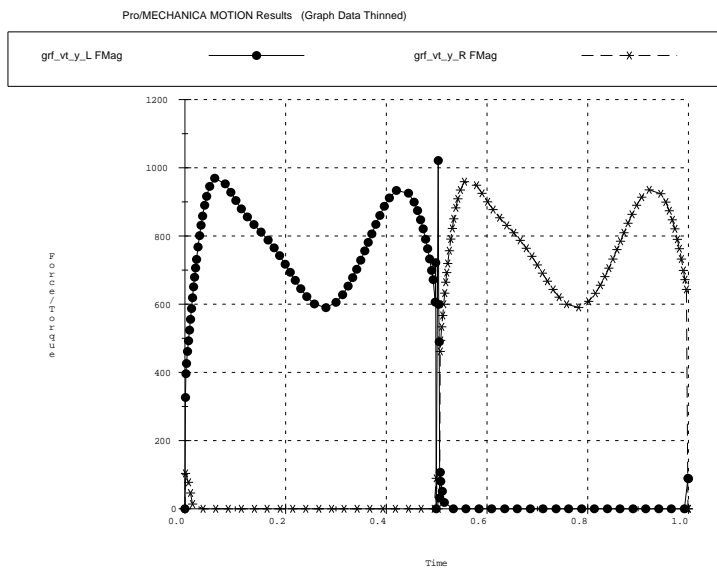
Om dit te vermijden zullen de actuatoren tijdens de schok gedurende vijf milliseconden uitgeschakeld worden. Hiervoor wordt een measure gecreëerd die de schok zal detecteren (zie figuur 4.20). Dankzij deze maatregel loopt het programma minder vaak vast.

Nadat het programma de volledige simulatie doorlopen heeft, kan men het resultaat evalueren. Op het eerste gezicht wordt de beweging van de Master goed nagebootst door de Slave. Op figuur 4.21 zijn de hoeken van het linkeronderbeen van de Master en de Slave te zien. De curves zijn praktisch niet van elkaar te scheiden wat betekent dat de Slave



Figuur 4.21: De hoek (in rad) van het onderbeen van de Slave en de Master in het model zonder voet (Tijd in s).

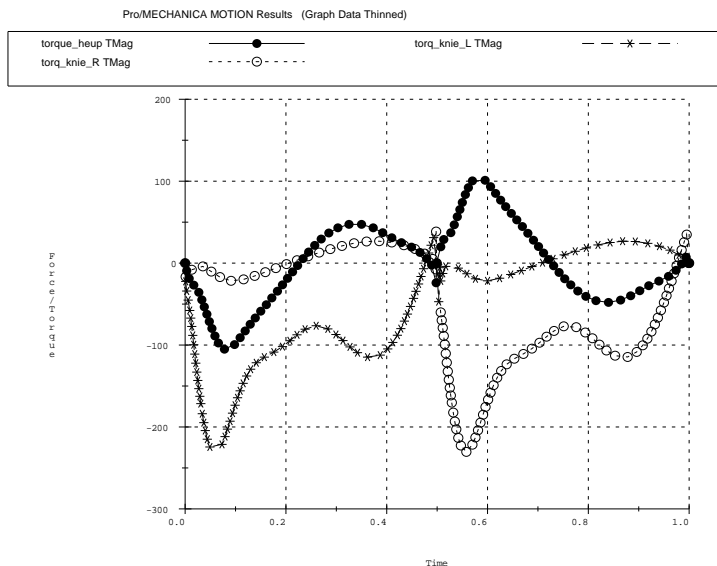
de Master goed volgt. In het begin van de beweging wijkt de Slave wel duidelijk af van de Master. De oorzaak hiervan ligt voornamelijk in een te kleine regelconstante voor de actuator in de enkel (ook de andere regelconstanten zijn niet zo groot).



Figuur 4.22: De verticale grondreactiekrachten (in N) inwerkend op de linker- en rechterenkel tijdens één wandelcyclus (Tijd in s).

De verticale grondreactiekrachten zijn weergegeven in figuur 4.22. Deze komen zeer

goed overeen met de verticale grondreactiekrachten bij de mens (zie hoofdstuk 1). In de literatuurstudie waren deze krachten telkens voor een steunfase weergegeven. Hier zijn de grondreactiekrachten van de linker- en de rechtervoet op een grafiek weergegeven en vermits men een volledige wandelcyclus doorloopt, heeft men hier twee maal de grondreactiekrachten voor een steunfase (voor elke voet een keer).

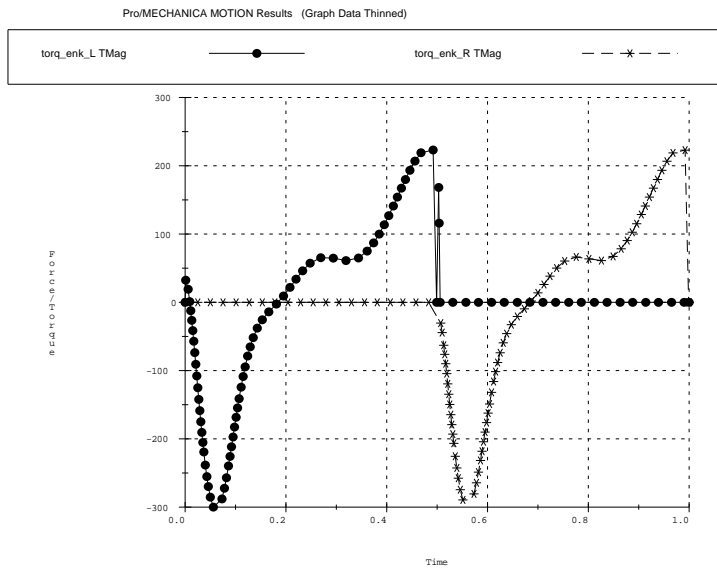


Figuur 4.23: De koppels (in Nm) uitgeoefend door de actuatoren in beide knieën en in de heup van de 'Slave' (Tijd in s).

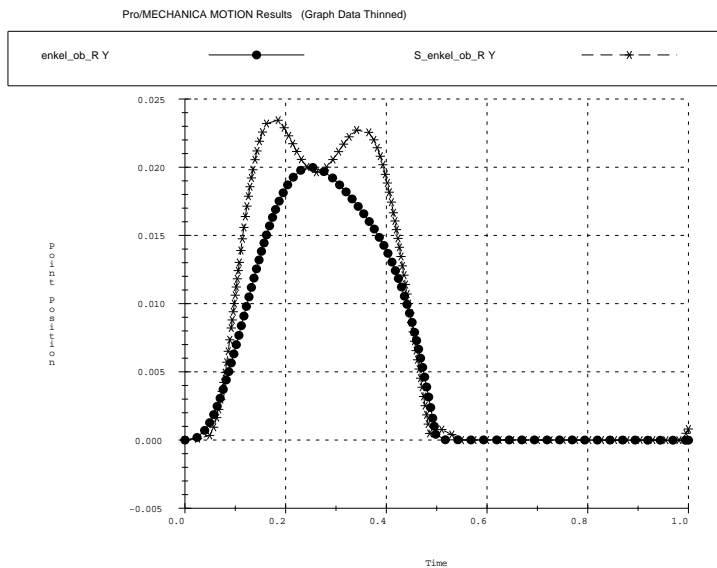
Op figuur 4.23 vindt men de koppels die uitgeoefend worden door de actuatoren in de knieën en de heup. Voor het linker- en rechterbeen zijn deze gelijk maar in fase verschoven (de steunfase van het ene been is de zwaai fase van het andere). Zoals te verwachten viel, zijn de koppels van de knie voor het zwaai been veel kleiner dan voor het steunbeen. De koppels uitgeoefend door de actuatoren in de enkels zijn te zien op figuur 4.24. De maximale waarden van de koppels liggen tussen 200 en 300 Nm.

Een eerste opvallende bevinding van deze simulatie komt naar boven als men de y-positie van de 'Slave' vergelijkt met die van de 'Master' (zie figuur 4.25). De beweging die de Master uitvoert wordt niet goed gevolgd door de Slave. Terwijl er in de beweging van de master slechts één maximum voorkomt, heeft het traject dat door de Slave gevolgd wordt toch twee maxima. In paragraaf 4.3.1 werd reeds vooropgesteld dat een beweging met twee maxima 'natuurlijker' zou zijn omdat de zwaai fase van het been dan beter tot uiting zou komen. Hier blijkt dus dat de Slave reeds een beweging met twee maxima uitvoert.

Men kan ook de y-positie van de heup van de Slave vergelijken met die van de Master (Fig. 4.26). De Master wordt redelijk goed gevolgd. Enkel rond de overgang van het ene steunbeen naar het andere volgt de Slave de Master niet goed.

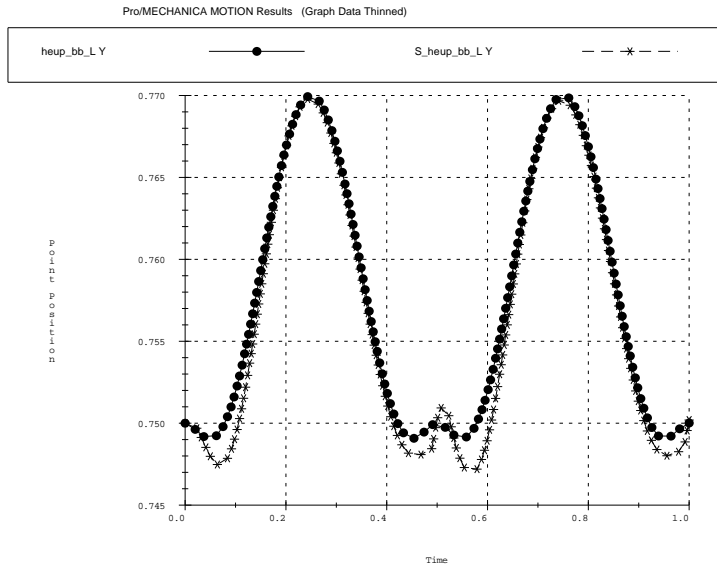


Figuur 4.24: De koppels (in Nm) uitgeoefend door de actuatoren in beide enkels van de 'Slave' (Tijd in s).

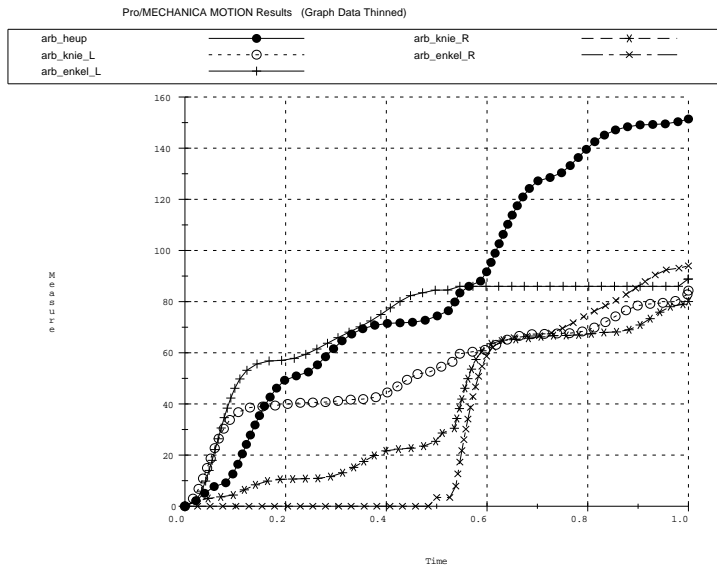


Figuur 4.25: De Y-posities (in m) van de enkel van de Slave en de Master (Tijd in s).

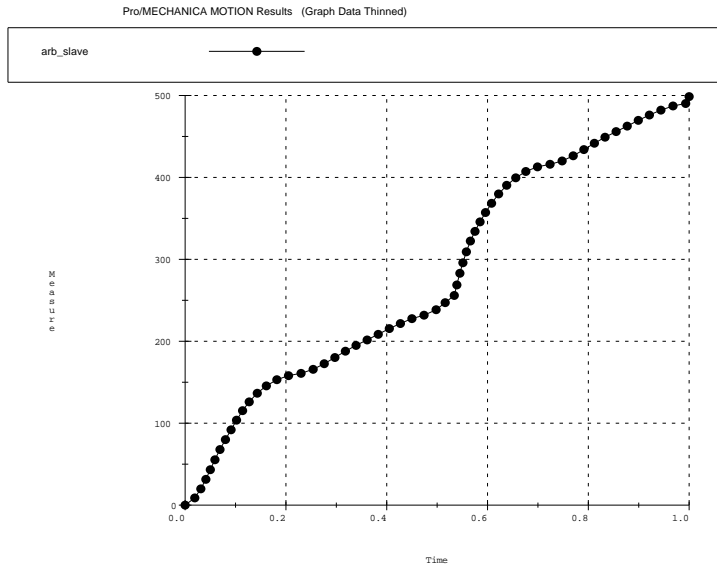
De arbeid die uitgevoerd wordt door de Slave om de beweging te verwezenlijken is een zeer belangrijke parameter in de evaluatie. Op figuur 4.27 ziet men de arbeid die via de verschillende actuatoren in de geleidingen geleverd wordt. De som van de arbeid geleverd in de verschillende gewrichten geeft ons het totale energieverbruik van het mechanisme tijdens de stapbeweging (zie figuur 4.28).



Figuur 4.26: De Y-posities (in m) van de heup van de Slave en de Master (Tijd in s).



Figuur 4.27: De arbeid (in J) van de Slave (Tijd in s).



Figuur 4.28: Het geaccumuleerd energieverbruik (in J) tijdens één wandelcyclus (Tijd in s).

Invloed van de regelconstanten

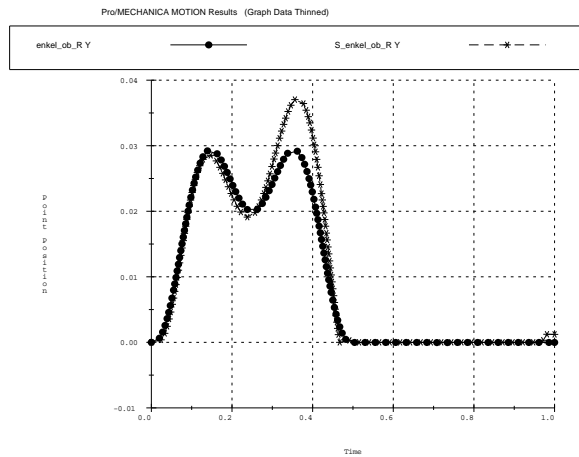
Zoals op figuur 4.21 te zien was worden de hoeken van de Master redelijk goed nagebootst door de hoeken van de 'Slave'. Wanneer men echter naar het laatste punt in de keten (de enkel van het been in de zwaafase) kijkt, ziet men dat deze beweging toch niet zo goed gevolgd wordt. In deze paragraaf zullen de verschillende regelconstanten systematisch verhoogd worden tot de beweging voldoende gevolgd wordt. Een goede indicatie hiervoor is de positie en de snelheid van de enkel in de zwaafase (het laatste punt in de keten). Daarbij zal de invloed op het energieverbruik bekeken worden.

De baan die we aan de enkel opleggen is te zien in figuur 4.29(a). De eerste waarden voor K_d en K_p zijn dezelfde als die gebruikt werden voor de simulatie uit de vorige paragraaf:

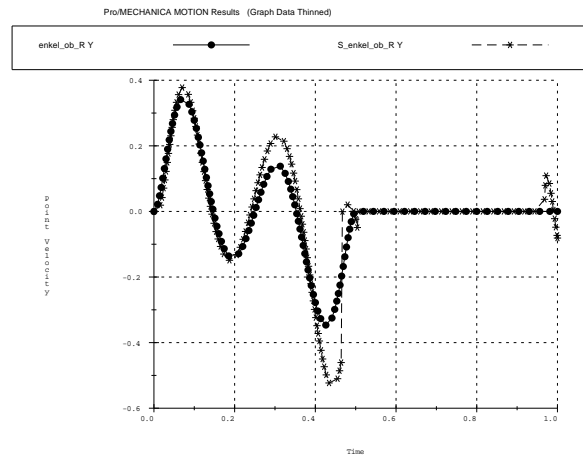
| | K_p | K_d |
|-------|-------|-------|
| heup | 2250 | 150 |
| knie | 40000 | 400 |
| enkel | 4000 | 800 |

Het resultaat hiervan voor de positie en de snelheid in de Y-richting van de enkel is te zien op figuur 4.29.

Het energieverbruik van de Slave tijdens deze simulatie was: 496.3 J. De baan wordt nog niet zo goed gevolgd, we verhogen de waarden van de regelconstanten:



(a) Positie in de Y-richting van de enkel



(b) Snelheid in de Y-richting van de enkel

Figuur 4.29: Het traject van de Master en de Slave van de enkel bij bepaalde waarden van de regelconstanten.

| | K_p | K_d |
|-------|-------|-------|
| heup | 4000 | 200 |
| knie | 40000 | 400 |
| enkel | 9000 | 1200 |

Het energieverbruik van de Slave tijdens deze simulatie was: 533.7 J.

| | K_p | K_d |
|-------|-------|-------|
| heup | 16000 | 400 |
| knie | 40000 | 400 |
| enkel | 16000 | 1600 |

Bij de waarden van de regelconstanten in bovenstaande tabel was het energieverbruik van de Slave: 549 J.

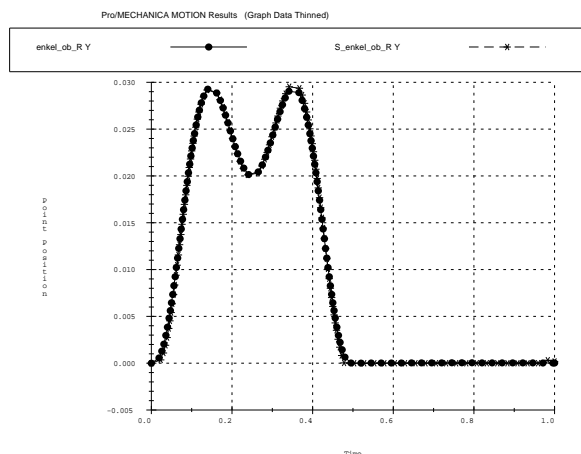
De verhouding van de regelconstanten K_p en K_d in de knie is gebaseerd op een traagheidsmoment van 1 kg m^2 ($K_p = \frac{K_d^2}{4}$). In de steunfase ligt dit traagheidsmoment echter rond de waarde 10 kg m^2 . In een volgende verhoging van de regelconstanten nemen we als karakteristiek traagheidsmoment voor de knie 2 kg m^2 .

| | K_p | K_d |
|-------|-------|-------|
| heup | 16000 | 400 |
| knie | 40000 | 800 |
| enkel | 64000 | 3200 |

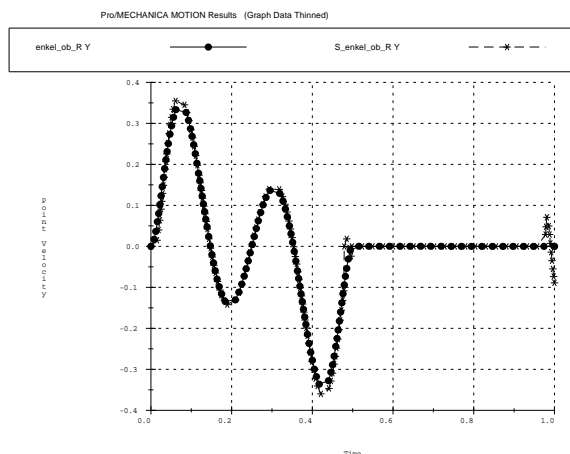
Het energieverbruik van de Slave tijdens deze simulatie was: 525.7 J. De positie van de enkel werd al redelijk goed gevolgd, we verhogen nog een laatste keer:

| | K_p | K_d |
|-------|--------|-------|
| heup | 36000 | 600 |
| knie | 160000 | 800 |
| enkel | 256000 | 6400 |

Het resultaat hiervan voor de positie en de snelheid in de Y-richting van de enkel is te zien op figuur 4.30.



(a) Positie in de Y-richting van de enkel



(b) Snelheid in de Y-richting van de enkel

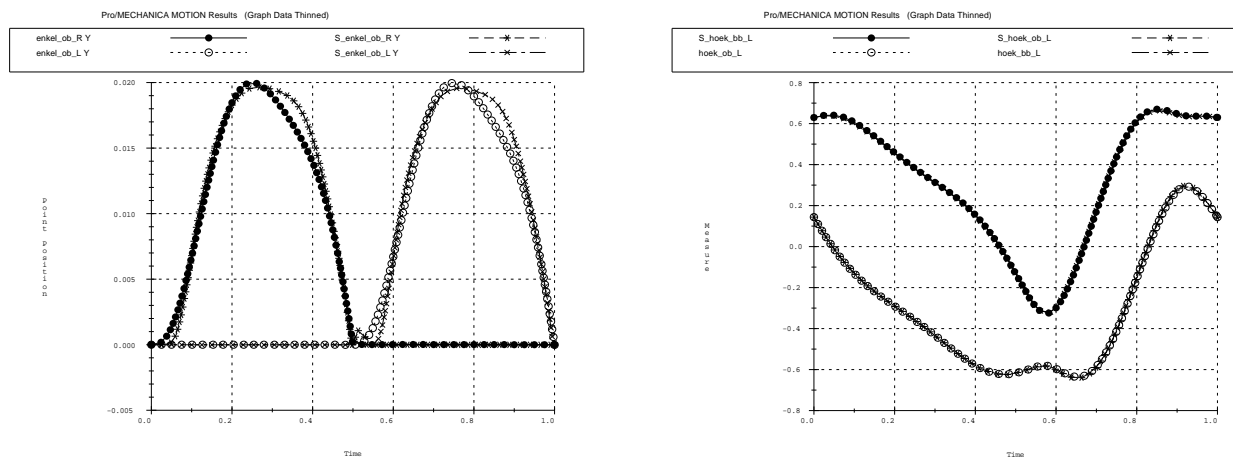
Figuur 4.30: Het traject van de Master en de Slave van de enkel bij bepaalde waarden van de regelconstanten.

Het energieverbruik van de Slave tijdens deze simulatie was: 515.4 J. Het opgelegde traject wordt nu zo goed als perfect gevolgd door de Slave. Het energieverbruik is nu echter hoger dan in de eerste simulatie maar wel lager dan in de tussenliggende simulaties. De schommelingen van het energieverbruik zijn het gevolg van het feit dat de Slave telkens een licht andere beweging volgt. De beweging van de Master is echter niet veranderd.

Invloed van het traject van de enkel

Bij het opstellen van het traject van de enkel kwamen al verschillende mogelijkheden naar voor. We zullen nu simulaties uitvoeren voor een aantal verschillende trajecten van de enkel.

In een eerste traject bereikt de enkel één maximum halfweg de zwaai fase (zie figuur 4.31). Het energieverbruik tijdens deze simulatie was: 498.6 J.



(a) Positie in de Y-richting (in m) van de enkel

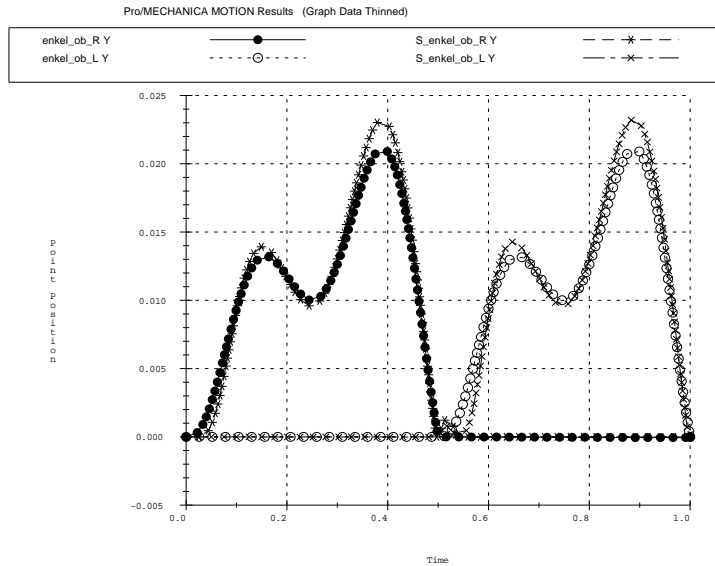
(b) De hoeken (in rad) van het onderbeen en bovenbeen.

Figuur 4.31: Het traject van de Master en de Slave waarbij het traject van de enkel slechts één maximum heeft (Tijd in s).

In een tweede traject bereikt de enkel twee maxima en één minimum halfweg de zwaai fase. Het energieverbruik tijdens deze simulatie was: 468.1 J.

Een derde traject wordt de hoogte tot waar de enkel wordt opgeheven halfweg de zwaai fase verlaagd van 0.02 m tot 0.01 m (zie figuur 4.32). Het energieverbruik tijdens deze simulatie was: 490.6 J.

In tal van andere simulaties waarbij het traject van de enkel steeds veranderd werd, bleef het energieverbruik rond de waarde van 480 J hangen. Enkel indien men de regelconstanten wat naar beneden trok, zodat de Slave minder strikt de Master volgde, werd er een simulatie gevonden waarbij het energieverbruik tot 408 J beperkt worden. De baan die de Slave dan volgt, is echter niet meer diegene die aan de Master werd opgelegd en is dus niet goed gekend. Bijgevolg kunnen we hieruit geen besluiten trekken in verband met de invloed van het traject op het energieverbruik. Wel geeft dit aan dat het mogelijk is om energetisch interessantere banen te kiezen.



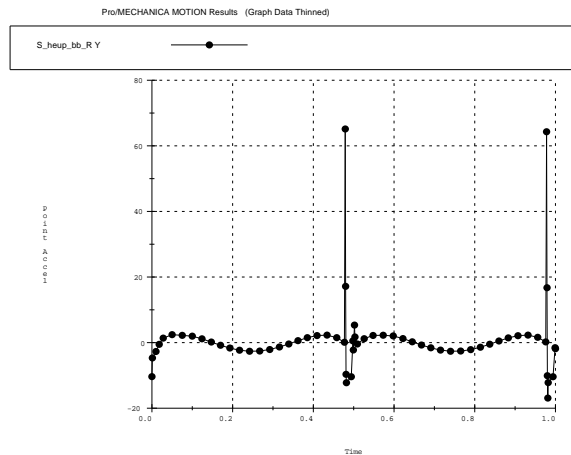
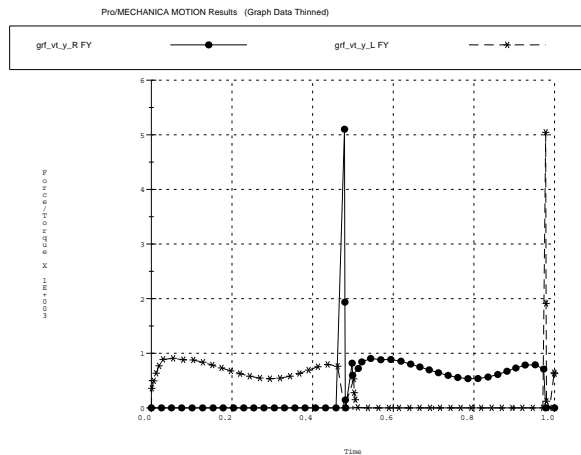
Figuur 4.32: Het traject van de enkel (in m) van de Master en de Slave met twee maxima (Tijd in s).

Invloed van het traject van de heup

Tijdens het opstellen van de trajecten werden er drie banen voor de heup voorgesteld. De eerste twee bereiken een minimum tijdens de overgangsfase van het ene steunbeen naar het andere en zijn maximaal halfweg de steunfase (tijdens een volledige wandelcyclus doorgaat de curve dus twee maxima en twee minima). Het laatste traject doorloopt vier minima en vier maxima vanwege de negatieve versnelling in de y-polynoom tijdens de overgangsfase ($-\frac{v^2}{\rho}$).

Op figuur 4.33 ziet men de verticale grondreactiekrachten inwerkend op de Slave en de verticale versnelling van de heup van de Slave voor een traject van de heup met een negatieve verticale versnelling tijdens de overgangsfase ($\rho = 0.5$ m). Het patroon van de verticale heupversnelling is terug te vinden in de verticale grondreactiekrachten van de heup. Dit is logisch aangezien bij benadering het MMP in de heup ligt en vermits de uitwendige krachten van het mechanisme de versnelling van het massamiddelpunt bepalen, zal de versnelling van de heup afhangen van de grondreactiekrachten (naast de zwaarte-kracht zijn dit de enige uitwendige krachten die inwerken op het mechanisme). Wanneer men dus de baan van de heup oplegt, legt men hiermee ook de vereiste grondreactiekrachten vast.

In hoofdstuk 1 werden voor verschillende wandelsnelheden de grondreactiekrachten inwerkend op één voet besproken. Daarin bleek dat voor grotere snelheden de schommeling vergrootte, maar de gemiddelde waarde van de krachten gelijk bleef. Dit volgt ook uit de voorgaande beschouwing. De constante term is te wijten aan het opheffen van de zwaarte-kracht en de variaties zijn te wijten aan de versnellingen van de heup in de y-richting.



(a) De grondreactiekrachten in de Y-richting (in N)

(b) De verticale versnelling van de heup (in m s^{-1})

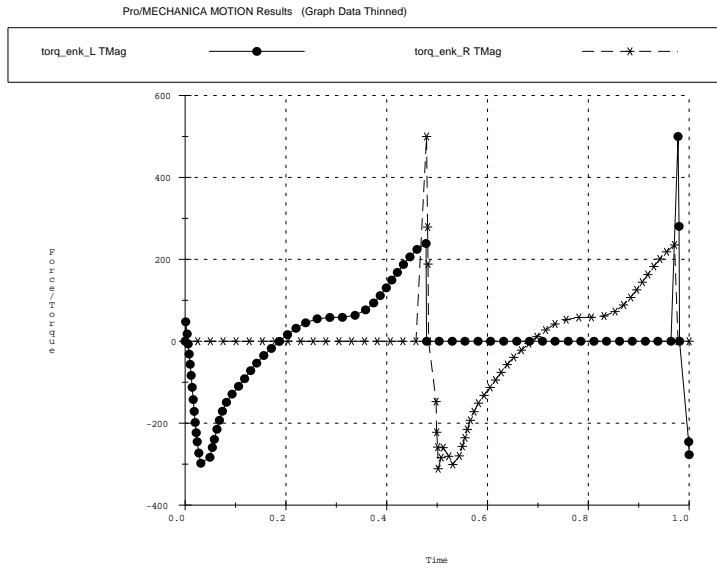
Figuur 4.33: De heupbaan heeft een negatieve verticale versnelling tijdens de overgangsfase (Tijd in s).

Indien de wandelsnelheid vergroot en we veronderstellen het verschil tussen het minimum en het maximum in de heupcurve constant, dan zullen de versnellingen van de heup groter worden en dus ook de variatie op de grondreactiekrachten. De heupbeweging die we in de literatuur terugvinden is sinusoidaal en dus zouden de grondreactiekrachten moeten bestaan uit een constante term met daarrond een sinusoidale variatie. Dit is ook het geval, men moet immers de grondreactiekrachten van beide voeten bij elkaar optellen. Door het aanwezig zijn van een overlapfase zal de uitwendige kracht dus nooit nul worden (bij lopen is dit wel het geval, de zwaartekracht buiten beschouwing gelaten).

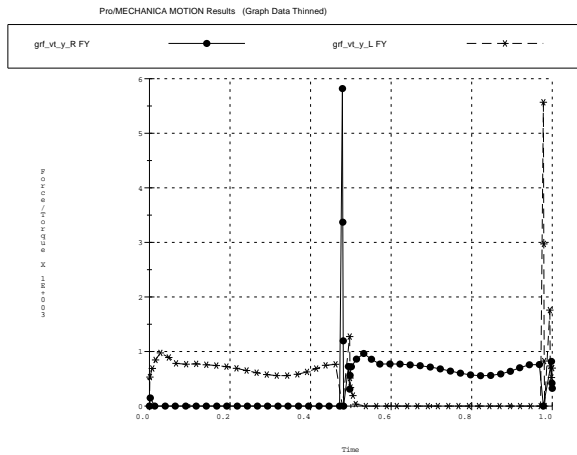
Het model zonder voet heeft echter geen overlapfase. Daardoor zal een sinusoidale beweging van de heup niet de grondreactiekrachten geven die we terugvinden bij de mens. Om deze te benaderen moet men ervoor zorgen dat de versnelling van de heup tijdens de overgangsfase gelijk en tegengesteld is aan de zwaartekracht (dan gaat de reactiekracht naar nul). Bij de simulatie die een negatieve versnelling heeft in de overgangsfase lijken de grondreactiekrachten dan ook sterker op die bij de mens.

De eigenlijke reden waarom de polynoom met de negatieve versnelling opgesteld werd, was om het koppel nodig in de tip tijdens de overgangsfase te beperken. Op figuur 4.34 is dit koppel te zien.

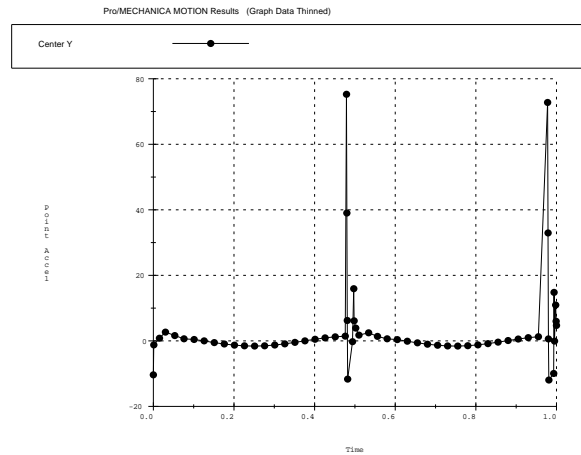
In een tweede simulatie werd voor de baan van de heup een sinuscurve genomen. De grondreactiekrachten en de verticale acceleraties van de heup zijn uitgezet in figuur 4.35. De koppelcurve van de actuatoren in de voettippen van deze simulatie toont dat het koppel inderdaad iets groter wordt wanneer men een sinusoidale baan voor de heup gebruikt.



Figuur 4.34: De koppels (in Nm) geleverd door de actuatoren in de enkel (Tijd in s).



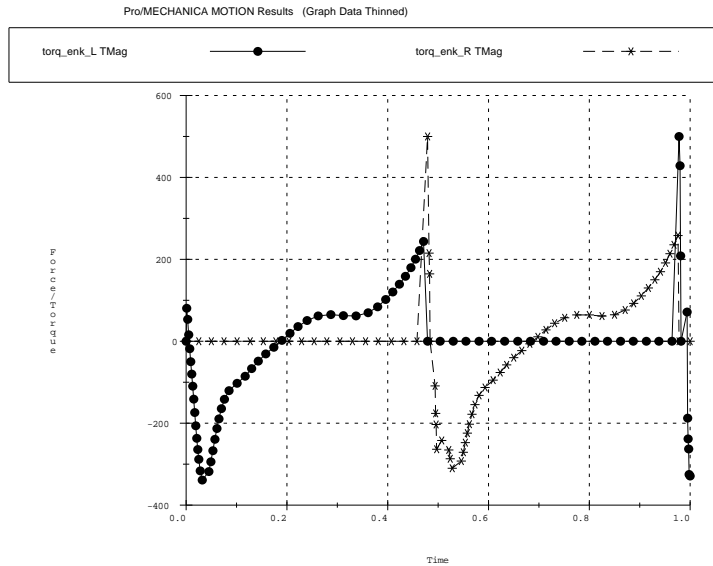
(a) De grondreactiekrachten in de Y-richting (in N)



(b) De verticale versnelling van de heup (in $m\ s^{-1}$)

Figuur 4.35: De heupbaan is sinusoidaal (Tijd in s).

Het energieverbruik van beide simulaties lag zeer dicht bij elkaar (515.7 J voor de eerste en 522.6 J voor de laatste simulatie).



Figuur 4.36: De koppels (in Nm) geleverd door de actuatoren in de enkel (Tijd in s) bij een sinusoidale curve voor de y-positie van de heup.

4.4.2 Met voet

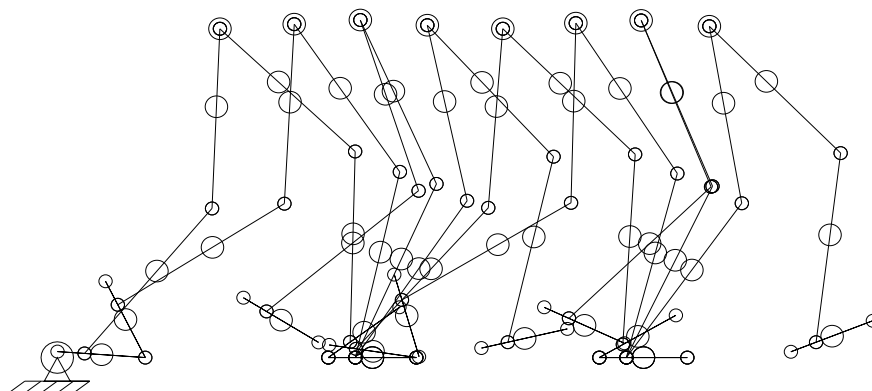
In een eerste simulatie kan men uitgaan van het model zonder voet en de voet steeds horizontaal houden door de voethoek constant op nul te houden (stappen met platvoeten). Dit laat toe het model met voet te testen met dezelfde beweging als het model zonder voet. De simulatie verliep niet altijd even vlot (zie later). De beweging die de 'Slave' maakt wijkt op verschillende punten af van die van de 'Master'.

Een eerste afwijking gebeurt net na de impactfase, wanneer de achterste voet opgeheven wordt. Op dat moment komt de tip van de voorste voet van de grond en steunt het model enkel nog op de hiel (in realiteit kan dit koppel iets groter zijn omdat de enkel in feite hoger ligt, de horizontale grondreactiekrachten zullen er dan voor zorgen dat de tip minder snel van de grond zal komen). In sommige gevallen viel de Slave zelf achterover.

Een tweede afwijking doet zich voor net voor de impactfase. Op dat moment heeft de hiel de neiging van de grond te komen. Dit mag niet gebeuren omdat anders de andere voet te vroeg de grond zal raken. Immers, vermits de Slave de Master volgt door de hoeken in de gewrichten gelijk te houden, zal de fout op de hoek van de steunvoet zich propageren doorheen heel het mechanisme en bijgevolg zal de voet in de zwaafase niet op de juiste plaats gehouden worden. Wanneer de voet te vroeg de grond raakt, zal de afstand tussen de twee voeten nog niet correct zijn en dus ontstaan er op dat moment grote krachten in de actuatoren die worden tegengewerkt door de horizontale grondreactiekrachten op de beide voeten. Deze situatie wordt vermeden door in de voettip een actuator te voorzien (zie vorige paragraaf). Deze actuator kan men aanzien als vervanger van de tenen (deze kun-

nen immers via de verticale grondreactiekrachten zorgen voor een extra koppel in de enkel).

In de volgende simulaties is het de bedoeling de stapbeweging van de mens beter te benaderen. De beweging van de mens is terug te vinden in [17]. In bijlage B.4 vindt u ook data van een aantal stappen die op de dienst Biomechanica werden opgemeten door Friso Hagman.



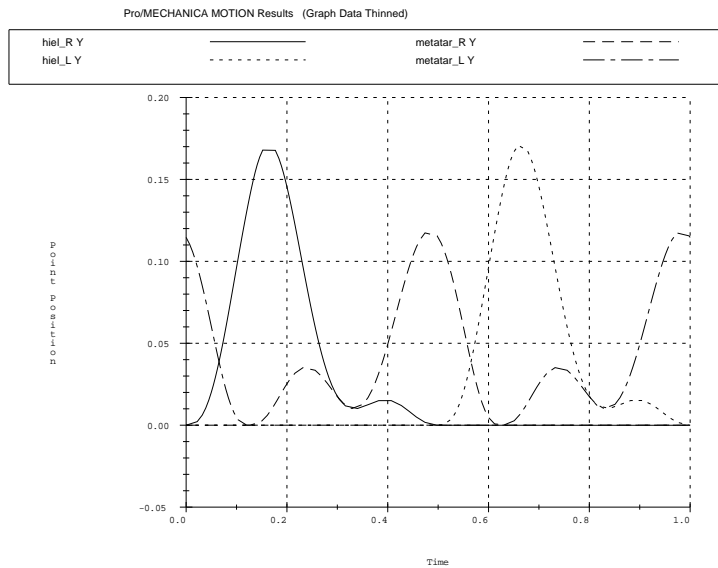
Figuur 4.37: De simulatie van een stapbeweging waarbij men landt op de hiel en afstoot via de tip.

De mens landt op de hiel en stoot af via de tenen. Deze beweging moeten we dan ook aan de Master opleggen (zie figuur 4.37). In de stapbeweging is er een periode waar beide voeten de grond raken (zie 1). In eerste instantie zullen we de trajecten zo opstellen dat de hiel van de achterste voet net van de grond komt wanneer de hiel van de voorste voet net de grond raakt (zie 4.38). De tip komt van de grond op het moment dat de tip van de andere voet de grond raakt.

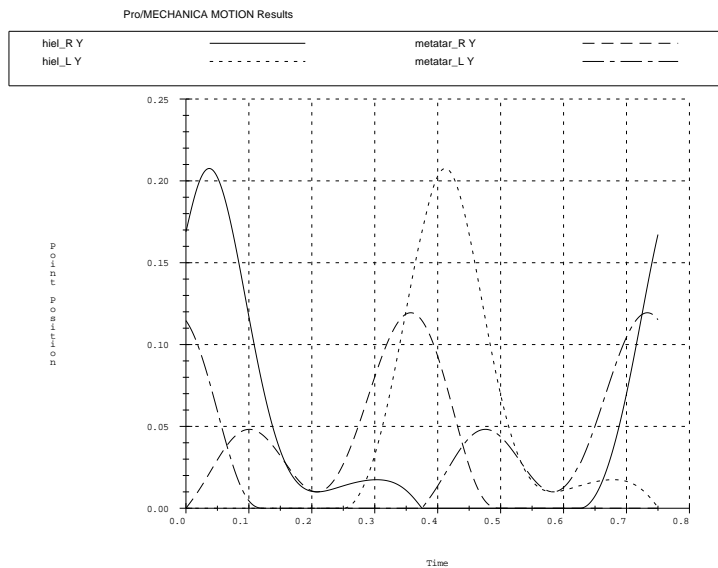
Problemen van deze simulatie: loopt gemakkelijker vast vanwege de overactuatie tijdens de overlapfase (koppel in tip, horizontale en verticale grondreactiekrachten).

Om het nadeel van de vorige simulatie te vermijden, namelijk de overactuatie tijdens de overlapfase, kunnen we de trajecten zo samenstellen dat er geen overlap aanwezig is. De beweging die dan uitgevoerd wordt, is eigenlijk net niet lopen. De hiel van de voorste voet raakt de grond op het moment dat de tip van de andere voet de grond net verlaat. Op het eerste zicht verloopt de simulatie nu veel vloeiender.

Deze simulatie heeft echter ook een groot gebrek. Wanneer we immers een andere polynoom voor de y -positie van de hiel opleggen blijkt het programma weer vast te lopen. Dit is te wijten aan het feit dat de voettip niet op het juiste moment in contact komt met de grond (te vroeg). Bijgevolg poogt de 'Slave' aan de hand van het koppel in de voettip



Figuur 4.38: De trajecten voor de y-posities (in m) van tip en hiel voor de simulatie met overlap (Tijd in s).



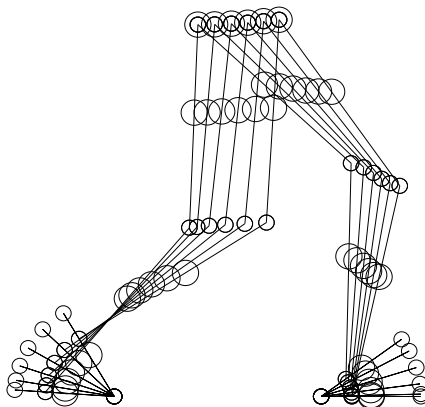
Figuur 4.39: De trajecten voor de y-posities (in m) van tip en hiel voor de simulatie zonder overlap (Tijd in s).

en de enkel alsnog de hoek van de voet terug juist te krijgen en dit zorgt voor grote koppels in het mechanisme en grote grondreactiekrachten. De oorzaak van dit probleem ligt in het feit dat het model ondergeactueerd is op het moment dat de hiel van de voet reeds in contact is met de grond maar de tip nog niet. In de hiel is er immers geen actuator aanwezig en dus kan de hoek van de voet niet gecontroleerd worden.

Het is nu de bedoeling de opgelegde banen te laten variëren en de invloed hiervan op het energieverbruik te bekijken. Vermits dit zeer moeilijk is met het model zonder overlap zullen we met het andere model verderwerken. Het aantal mogelijke trajecten is echter oneindig groot. Vermits de menselijke beweging zeer efficiënt is, zullen we ons hierop baseren. Hierbij moeten we wel rekening houden met de beperkingen van ons model (bvb.: tweedimensionaal, gewrichten vervangen door scharnieren, voet bestaat uit slechts één gelid).

De beweging die opgelegd wordt, is gebaseerd op de polynomen voor de heup, hiel en tip. Deze polynomen worden steeds verfijnd door het bijvoegen of veranderen van randvoorwaarden zodanig dat men steeds dichterbij de beweging van de mens komt. In een tweede fase moet men de verschillende polynomen samenvoegen tot één vloeiende stapbeweging. Dit is echter niet zo evident als het lijkt. Een eerste voorbeeld hiervan is de keuze om met een overlapfase (fase waarin beide voeten de grond raken) of zonder (net niet lopen) te wandelen. Indien we de polynomen samenstellen zodat er geen overlap is, zal de duur van de beweging korter zijn dan in het geval dat we wel overlap voorzien (zie ook Excell-files in bijlage B.4). Vermits er bij het model zonder overlap een fase ontstaat waarin het model ondergeactueerd is, zullen we wel een overlapfase voorzien. Men zorgt er dus voor dat er steeds één voettip in contact is met de grond.

De periode tussen hielcontact en contact van de voettip hebben we gelijk aan één achtste van een wandelcyclus ($\frac{T}{8}$) genomen (zie paragraaf 4.3.2). Dit komt ook overeen met de periode gedurende dewelke de hiel al van de grond is en de tip nog contact maakt met de grond (zie figuur 4.38 en 4.40). Daaruit volgt dat de periodes van overlap 25 % van de wandelcyclus in beslag nemen.

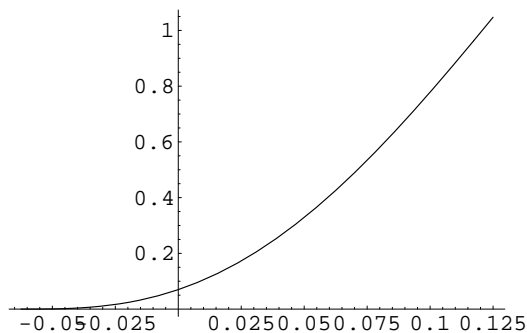


Figuur 4.40: De overlapfase tijdens de simulatie.

Tijdens deze beweging is er dus steeds één voettip en één hiel in contact met de grond

(zie Excell-file in bijlage B.4). Ook de periode tussen 'toe-off' en 'minimum toe clearance' heeft een bepaalde waarde gekregen, namelijk T_m . In eerste instantie werd $T_m = \frac{5T}{12}$ (zie bijlage B.3) genomen en daarna veranderd naar $T_m = \frac{3T}{8}$ met als doel het verloop van het snelheidsprofiel in de x-richting van de hiel wat vloeiender te maken (zoals bij de mens het geval is).

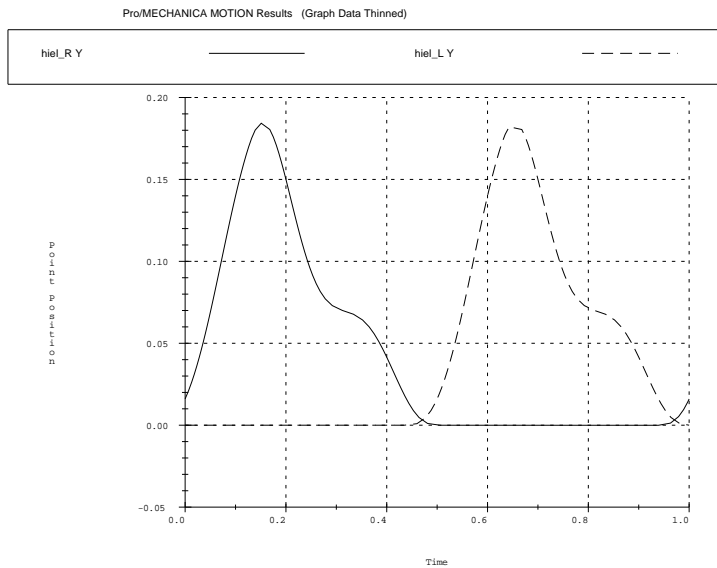
Vermits de hiel nog steeds de neiging heeft van de grond te komen alvorens de hiel van de andere voet contact maakt met de grond (wordt verhinderd door de tipactuatoren), zal in een volgende simulatie het traject van de hiel zo gekozen worden dat deze reeds vroeger van de grond komt (dit is bij de mens ook het geval). Hierbij zorgt men wel dat er altijd minstens één voettip in contact blijft met de grond (zie figuur 4.42). De periode tussen 'heel-off' en 'toe-off' wordt dus groter (zie figuur 4.41 en de Excell-file in bijlage B.4).



Figuur 4.41: Het verloop van de polynoom voor de voethoek waarbij de hiel al van de grond komt alvorens de andere op de grond steunt.

Tenslotte moet men nog het traject van de heup koppelen aan de trajecten van de hiel en de voettip. Bij het model zonder voet bestond hierover geen twijfel, de y-positie van de heup bereikt een minimum wanneer de zwaai fase van de voet eindigt en de steunfase begint. De x-positie is aan de y-positie gekoppeld door de voorwaarde dat het punt van minimale potentiële energie (bij benadering het minimum van de y-positie van de heup) overeenkomt met het maximum aan kinetische energie (bij benadering de maximale snelheid van de heup in de x-richting). Zo zorgt men er immers voor dat er uitwisseling mogelijk is tussen de potentiële energie van het systeem en de kinetische energie zodat het energieverbruik zo laag mogelijk is.

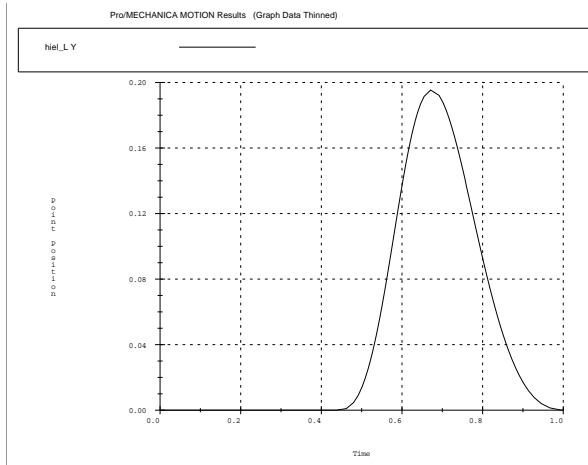
Bij het model met voet werd in eerste instantie het minimum van de baan van de heup gelijk genomen met de impact van de hiel. Vermits dit in de werkelijkheid niet het geval is, werd er ook een simulatie gemaakt waarbij het minimum van de heupbaan overeenstemt met de impact van de voettip. De realiteit ligt waarschijnlijk ergens tussen beide gevallen in. Immers, als men uitgaat van de grondreactiekrachten van beide voeten in de y-richting kan men hieruit de versnelling van het MMP halen. Vermits het patroon van de grondreactiekrachten ongeveer symmetrisch is, ligt het maximum hiervan ongeveer in het midden van de overlapfase. Het massamiddelpunt ligt bij benadering in de



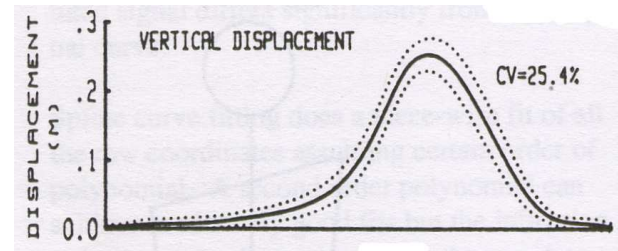
Figuur 4.42: De trajecten voor de y-posities van de hiel voor een stapbeweging waarbij de hiel al opgeheven wordt tijdens de zwaafase van het andere been.

heup en dus zal het minimum van de heupbaan ook zowat midden in de overlapfase liggen.

Men ziet dus dat er tal van parameters zijn die men kan variëren en instellen om de stapbeweging zo dicht mogelijk bij de mens te brengen. Er zijn echter geen exacte gegevens beschikbaar over een 'typische stapbeweging'. Men is dus genoodzaakt zelf door het opleggen van bepaalde randvoorwaarden, trajecten te genereren, in Mechanica Motion te implementeren en aan de hand van de resultaten van de simulaties uit te maken of deze beweging de menselijke beweging goed benadert. Bij het opstellen van de trajecten werd getracht zo goed mogelijk de curves die te vinden zijn in [17] te volgen. In figuren 4.43, 4.44, 4.45, 4.46 en 4.47 ziet men dan ook de trajecten die uiteindelijk werden bekomen naast diegene uit [17] (zie bijlage B.4).

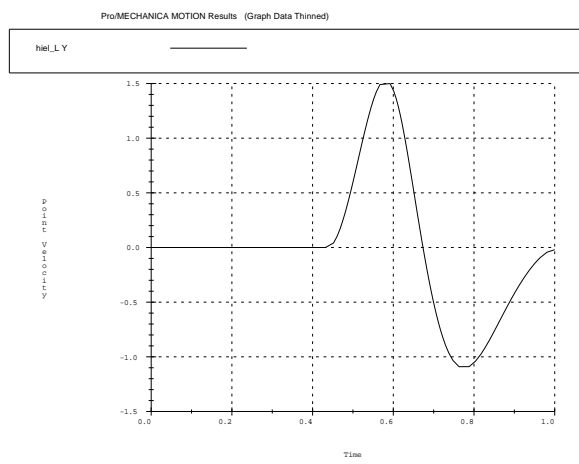


(a) Gegeneerd traject aan de hand van polynomen (Y-as in m, X-as in s)

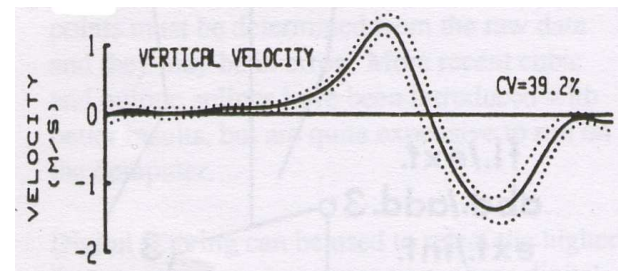


(b) Beweging bij de mens ([17]). (Y-as in cm, De x-as loopt over heel de wandelcyclus)

Figuur 4.43: De Y-positie van de hiel.

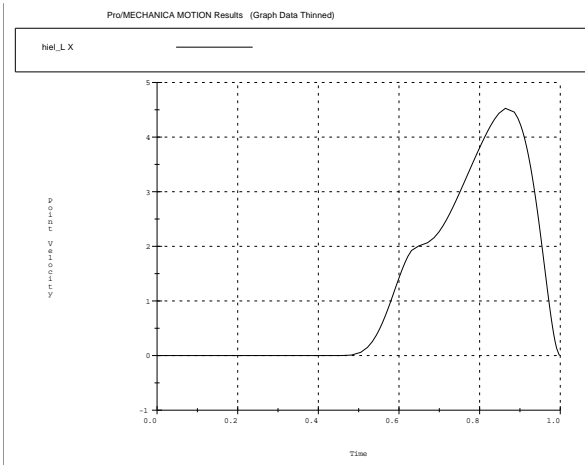


(a) Gegeneerd traject aan de hand van polynomen (Y-as in m, X-as in s)

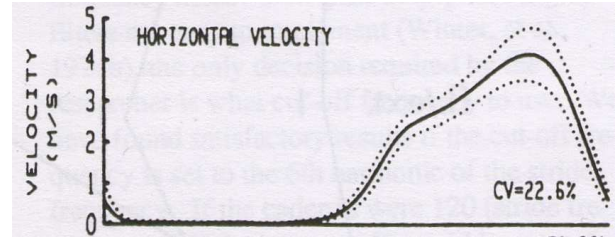


(b) Beweging bij de mens ([17]). (Y-as in cm, De x-as loopt over heel de wandelcyclus)

Figuur 4.44: De Y-component van de snelheid van de hiel.

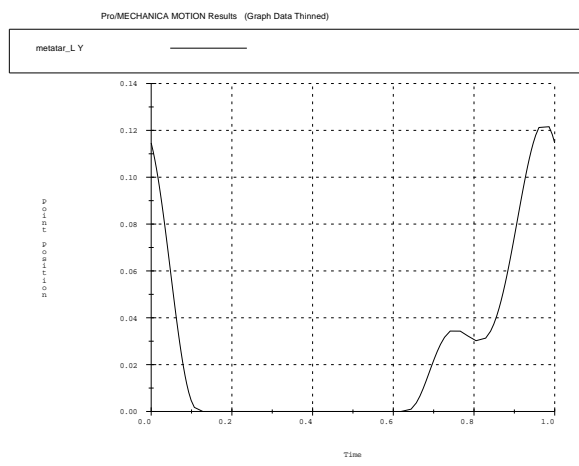


(a) Gegeneerd traject aan de hand van polynomen (Y-as in m, X-as in s)

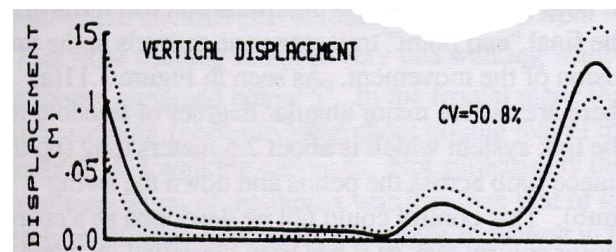


(b) Beweging bij de mens ([17]). (Y-as in cm, De x-as loopt over heel de wandelcyclus)

Figuur 4.45: De X-component van de snelheid van de hiel.

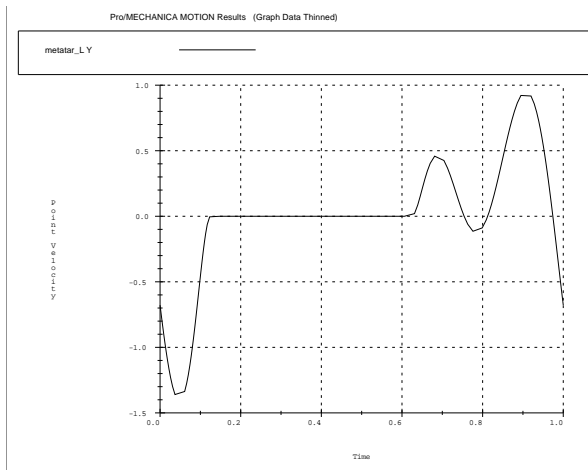


(a) Gegeneerd traject aan de hand van polynomen (Y-as in m, X-as in s)

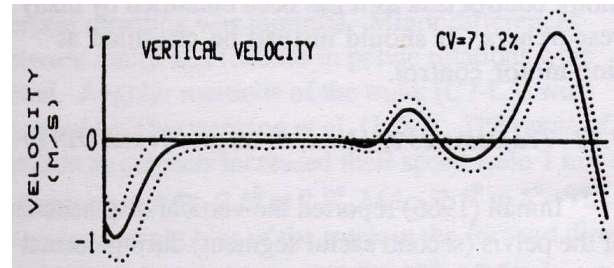


(b) Beweging bij de mens ([17]). (Y-as in cm, De x-as loopt over heel de wandelcyclus)

Figuur 4.46: De Y-positie van de tip.



(a) Gegeneerd traject aan de hand van polynomen (Y-as in m, X-as in s)



(b) Beweging bij de mens ([17]). (Y-as in cm, De x-as loopt over heel de wandelcyclus)

Figuur 4.47: De Y-component van de snelheid van de tip.

Zoals al werd aangehaald lopen de simulaties in Mechanica Motion echter niet van een leien dakje. Het programma loopt namelijk regelmatig vast. De redenen hiervoor zijn niet altijd duidelijk. Toch kan men een aantal oorzaken hiervan aanduiden:

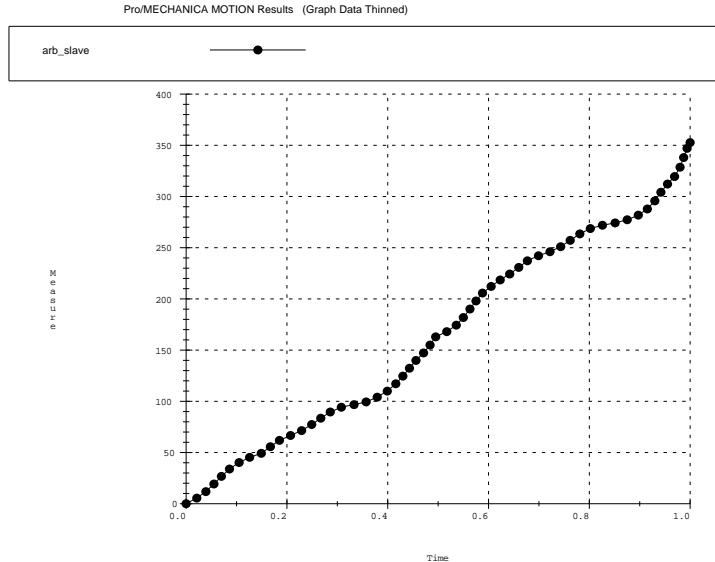
- De schok bij het raken van de grond zorgt voor zeer grote reactiekrachten en zeer grote koppels in de actuatoren. Daarom werden de actuatoren tijdens de schok (gedurende vijf milliseconden) uitgeschakeld. Dit kon het vastlopen van het programma echter niet altijd vermijden.
- De grondreactiekrachten in de x-richting werken elkaar soms tegen. Op het moment dat er slechts één voet op de grond steunt, raakt die voet de grond met tip en hiel. In beide punten zijn er reactiekrachten in de x- en y-richting aanwezig. Indien het ene punt wat dieper in de grond zakt, zullen de horizontale grondreactiekrachten de tip en de hiel terug uit elkaar trachten te trekken vermits de horizontale afstand ertussen verminderd is. Deze krachten zijn niet gewenst en zorgen mogelijk voor het vastlopen van het programma. Daarom zullen we telkens slechts in één van de twee punten de horizontale grondreactiekrachten laten inwerken. Op het moment dat de beide voeten de grond raken is er een analoog probleem doordat de horizontale afstand tussen de beide contactpunten niet juist is, zullen de actuatoren in de gewrichten deze via de regeling van de hoeken juist proberen te krijgen, terwijl de horizontale grondreactiekrachten dit tegenwerken.
- De overactuatie in sommige fasen van de beweging zorgt ervoor dat er krachten ontstaan die elkaar tegenwerken en dus in feite geen nut hebben. Dit is zeker het geval in de overlapfase. Buiten de vijf actuatoren in de gewrichten (enkels, knieën en heup), werkt dan nog de actuator in één voettip en in de twee contactpunten

houden de grondreactiekrachten de x- en y-posities vast. Men heeft slechts acht vrijheidsgraden en dus is men in deze situatie twee maal overgeactueerd (2 maal hyperstatistisch). Het is vooral de x-component van de grondreactiekracht die hier het normale verloop van de simulatie komt verstoren.

- De regelconstanten hebben ook een grote invloed op het al dan niet vastlopen van het programma. Zij zullen er immers voor zorgen dat de baan van de Master goed gevolgd wordt. Het is zeer belangrijk dat het moment van de voetlanding van de Slave overeenkomt met dat van de Master (zeker niet vroeger). Immers, indien dit niet het geval is zullen de grondreactiekrachten in de x-richting het volgen van de hoeken van de Master verhinderen.

Energieverbruik van de Slave

Uit de verschillende simulaties die gemaakt werden aan de hand van de steeds verder ontwikkelde trajecten, bleek dat de opgelegde beweging een grote invloed heeft op het energieverbruik. Bij de eerste simulaties lag het energieverbruik rond 550 J. Als men de beweging steeds aanpaste om dichterbij die van de mens te komen, bekwam men tenslotte een simulatie waarin het energieverbruik slechts 352 J bedroeg.



Figuur 4.48: De arbeid (in J) geleverd door de Slave (Tijd in s).

Opvallend is de invloed van het traject voor de x-positie van de hiel. Dit is ook enigszins logisch vermits het dit traject is dat in grote mate de zwaaibeweging van het been controleert. Het been in de zwaai fase zou immers bijna zonder actuatie moeten kunnen functioneren (slingerbeweging). Dankzij de voet kan de enkel tot een zekere hoogte gebracht worden zodat op het moment dat de tip de grond verlaat, het been een slinger-

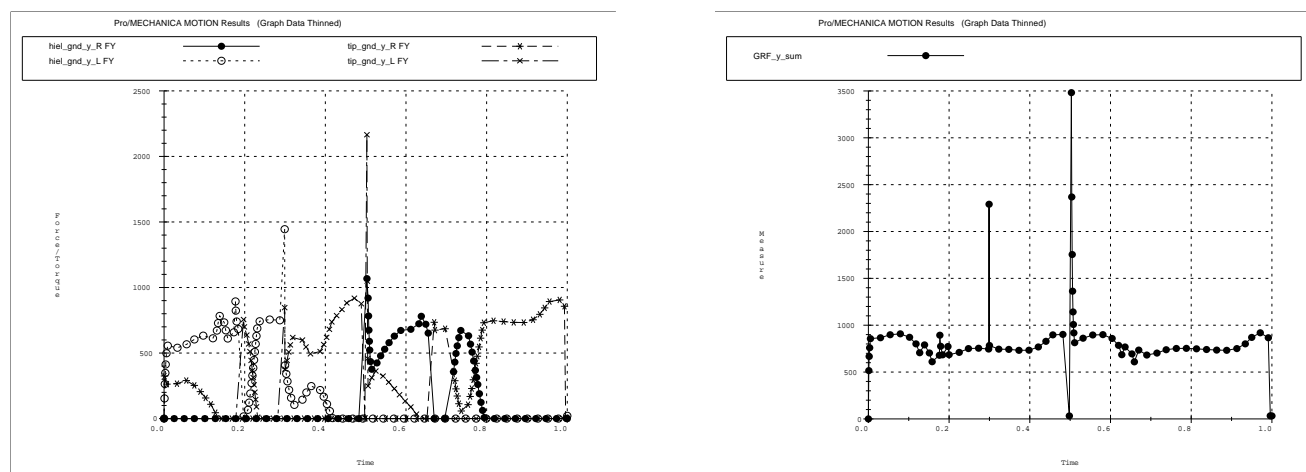
beweging kan uitvoeren.

Ook kon men vaststellen dat hoe dichters we bij de menselijke beweging kwamen, hoe kleiner het energieverbruik werd.

Opmerkelijk is wel het grote energieverbruik net voor en tijdens de overlapfase. Een mogelijke oorzaak hiervan is de slechte uitwisseling van kinetische en potentiële energie tijdens de beweging. Immers, de heupbeweging is niet de enige die hier een rol speelt, ook de beweging van het bovenbeen en het onderbeen zullen de kinetische energie van het systeem beïnvloeden.

Grondreactiekrachten en koppels in de actuatoren

De grondreactiekrachten in de y-richting komen goed overeen met die van de mens. Men moet hier wel de grondreactiekrachten van de tip en de hiel van dezelfde voet samenvoegen. In de overlapfase moet men de grondreactiekrachten van beide voeten samentellen vermits zowel de ene als de andere de nodige ondersteunende kracht kan leveren.



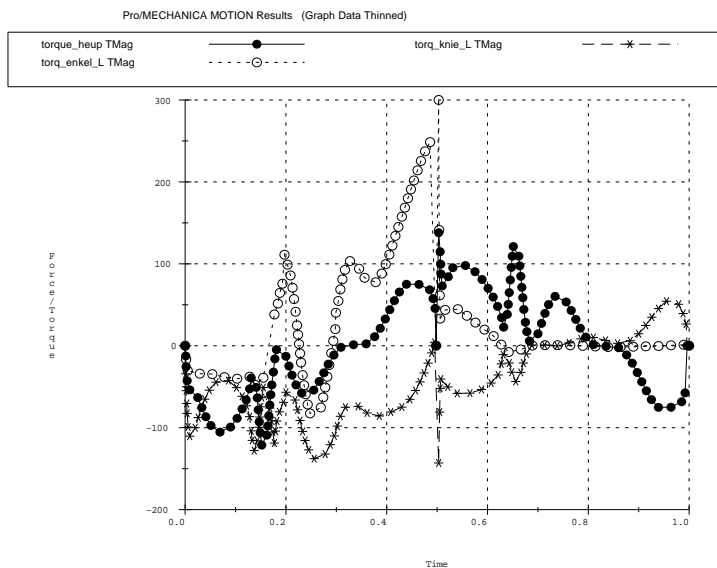
(a) De grondreactiekrachten (in N) inwerkend op de tip en de hiel (Tijd in s)

(b) De som van de verticale grondreactiekrachten (in N) inwerkend op de Slave (Tijd in s)

Figuur 4.49: De verticale grondreactiekrachten van de Slave

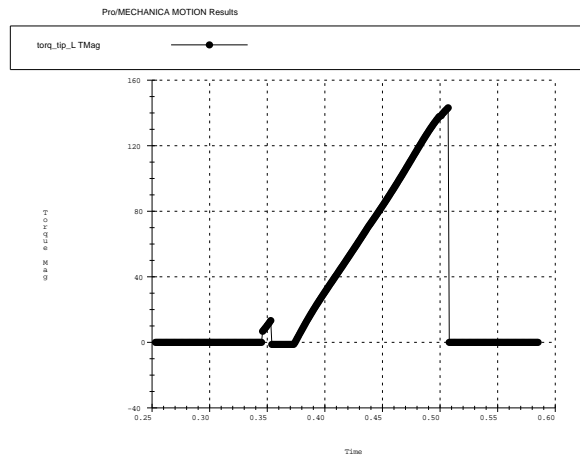
Het verloop van de koppels in de actuatoren is zeer grillig (zie figuur 4.50). Men kan er toch een aantal trends in herkennen. Zo fluctueert het koppel in het heupgewricht rond een sinusoidale curve. Dit is ook wat we verwachten vermits de heup telkens het zwaaibeen naar voor moet slingeren. Het koppel in de enkel stijgt sterk tot meer dan 200 N m net voor de impactfase. Dit duidt aan dat de beweging net voor impact niet zo natuurlijk is

als verwacht (ook het grillig verloop van de koppels geeft dit al aan). De maximale waarden van de koppels in de actuatoren liggen rond de 100 N m, behalve net voor impact (het koppel in de enkel stijgt dan sterk). Dit is dus een stuk lager dan bij het model zonder voet.

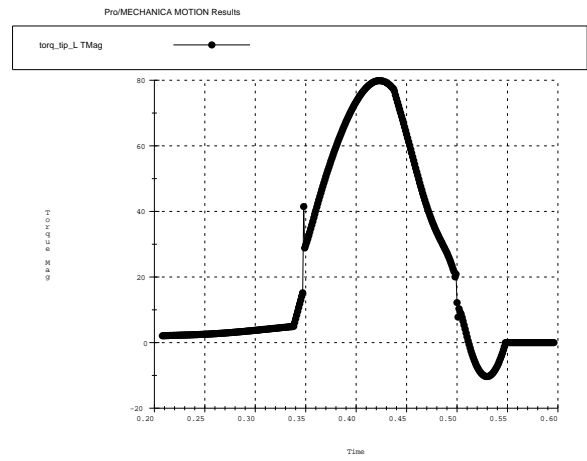


Figuur 4.50: De koppels (in Nm) geleverd door de actuatoren in de enkel, knie en heup (Tijd in s)

Het verloop van het koppel in de tipactuator is gegeven in figuur 4.51(a). Uit het verloop van het koppel geleverd door de actuator in de tip kan men wel besluiten dat er nog steeds een koppel nodig is net voor het landen van de andere voet om te verhinderen dat de hiel te fel van de grond komt (zie figuur 4.51). Deze functie wordt bij de mens vervuld door de tenen. Wanneer men de lengte van de voet groter zou nemen, zou dit koppel minder groot moeten worden. Dit werd dan ook gedaan ($l_v = 0.24$) en het koppel verkleinde inderdaad maar was nog steeds aanwezig. De beweging zal dus ook enigszins aangepast moeten worden zodanig dat men de actuatie in de voetspits niet meer nodig heeft.



(a) $l_v = 0.195$ m



(b) $l_v = 0.24$ m

Figuur 4.51: Het koppel (in Nm) geleverd door de tipactuator (Tijd in s)

4.5 Vergelijking van het model zonder voet en het model zonder voet

Na al deze simulaties kunnen we nu een vergelijking maken tussen het model zonder voet en het model met voet.

In de vorige hoofdstukken werd aangetoond dat de voet het schok-effect bij het neerkomen vermindert. Dit kunnen we in deze simulaties niet terugvinden vanwege de vele schokken die reeds in het model met voet aanwezig zijn wanneer er slechts één voet op de grond steunt (als men overgaat van de hiel als steunpunt naar de tip).

Wat betreft het energieverbruik kunnen we de twee modellen goed vergelijken. Bij het model zonder voet werd er uiteindelijk een model gevonden waarvan het energieverbruik 408 J bedroeg. Na vele aanpassingen op de banen van het model met een voet, werden er verschillende simulaties bekomen waarvan het energieverbruik een stuk onder 408 J lag, tot 352 J. Wel moet men hierbij de opmerking maken dat men niet zeker kan zijn dat er geen beweging bestaat voor het model zonder voet waarvoor het energieverbruik nog lager is dan 408 J. Integendeel, dit is waarschijnlijk wel het geval, maar de redenering geldt evengoed voor het model met voet.

Wanneer men de koppels die geleverd moeten worden in de verschillende actuatoren vergelijkt, merkt men dat de maximale koppels die nodig zijn om met een voet te bewegen (100 N m) een stuk lager liggen dan die voor het model zonder voet (200 N m).

4.6 Opmerkingen

Tijdens het uitvoeren van de verschillende simulaties, bleek dat er op het begintijdstip een grote negatieve kracht werd uitgevoerd door de horizontale component van de grondreactiekrachten op de punten die reeds contact maakten met de grond. Voor de simulaties werd, zoals reeds vermeld, hetzelfde grondmodel gebruikt als in hoofdstuk 2. Wanneer men kijkt naar de 'measure' X_impact_pos , dan ziet men dat deze bepaald wordt door de volgende formule:

$$X_impact_pos = pos_voet_x * boole_y_voet$$

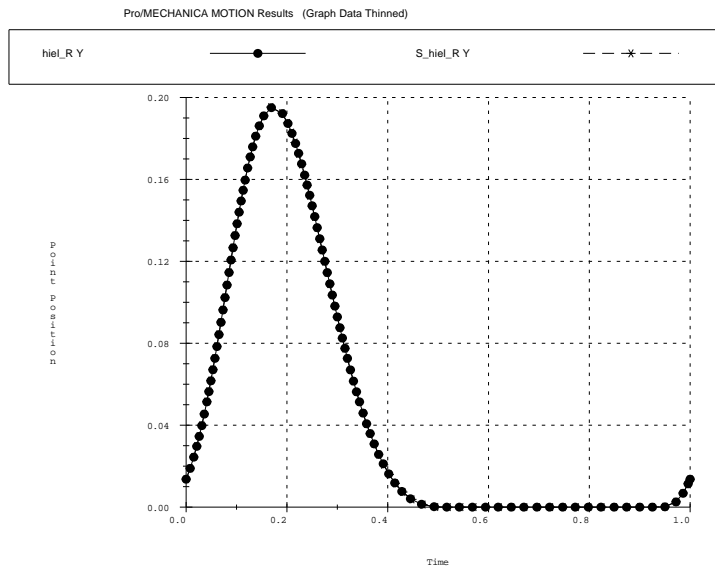
Deze 'measure' bepaalt de positie van de voet op het moment van impact (in deze modellering zijn de punten die in contact komen met de grond de voettip en de hiel). Op tijdstip nul zal de measure $boole_y_voet$ nul zijn voor de punten die reeds de grond raken. Bijgevolg is ook de 'measure' X_impact_pos nul. Dit wil zeggen dat de grondreactiekrachten inwerken op deze punten alsof ze in contact zouden zijn gekomen met de grond op positie nul. Dit is de oorzaak van de grote negatieve kracht op het begintijdstip. De 'measure' moet dus als volgt aangepast worden:

$$X_impact_pos = (pos_voet_x - I_pos_vt_x) * boole_y_voet + I_pos_vt_x$$

waarbij $I_pos_vt_x$ de initiële positie is van het punt dat contact maakt met de voet.

De regeling van de 'Slave' is van groter belang als aanvankelijk werd gedacht. Immers, er werd gesteld dat het niet van het grootste belang was dat de 'Slave' de 'Master' perfect zou volgen omdat de beweging van de 'Master' in feite ook maar een keuze uit de zovelen is. Men kan dan gewoon de beweging die de 'Slave' maakt analyseren. Toch bleek de regeling wel van groot belang te zijn. In de eerste plaats is een goede regeling nodig om te vermijden dat de hiel, de tip of de enkel de grond niet op het juiste moment zou raken. Dit leidt immers vaak tot het vastlopen van het programma. Een tweede reden is het feit dat men door de goede regeling zeker is dat de beweging die de 'Slave' maakt een goede benadering is van de beweging die men heeft opgelegd. Dit laat beter toe om de invloed van de trajecten op de koppels in de actuatoren en het energieverbruik na te gaan.

Om de regeling te verbeteren werden de regelconstanten veel groter gemaakt zodat men geen verschil meer zag tussen het opgelegde traject en het gevolgde traject (zie figuur 4.52). Een betere manier om de regeling te verbeteren bestaat erin K_p en K_d andere waarden te geven voor het geval het been in de steunfase is of in de zwaai fase. Immers, zoals in paragrafen 4.2.1 en 4.2.2 werd berekend, verschillen de traagheidsmomenten en dus ook de verhouding van de regelconstanten om een kritische demping te bekomen (voor de enkel in het model met voet is dit zeer opvallend). Merk op dat zelfs indien men de traagheidsmomenten anders kiest voor het steunbeen en het zwaaibeen, dit in feite nog niet de juiste traagheidsmomenten zijn. De traagheidsmomenten variëren immers wanneer men zich beweegt.



Figuur 4.52: De trajecten voor de y-posities (in m) van de hiel van de master en de Slave (Tijd in s).

Om een beweging te vinden die energetisch gunstig is, zijn we uitgegaan van de beweging van de mens. Dit omdat het niet mogelijk is om via Mechanica Motion een optimalisatie uit te voeren op de beweging. Dit heeft als gevolg dat men niet kan uitsluiten dat er nog 'betere' bewegingen bestaan.

Het vergelijken van de prestaties van het model zonder voet en het model met voet is niet gemakkelijk vermits ze sowieso niet op éénzelfde manier kunnen bewegen. Men kan de mechanismen dus niet vergelijking in hoe efficiënt ze een bepaalde opgelegde beweging uitvoeren vermits ze niet dezelfde beweging kunnen uitvoeren. Hier hebben we dan als voorwaarde genomen dat het mechanisme een welbepaalde heupmassa in een welbepaalde tijd over een welbepaalde afstand moet verplaatsen.

4.7 Besluit

In dit hoofdstuk werd een modellering in Mechanica Motion gemaakt van een stapbeweging voor een model zonder voet en een model met voet.

Zowel voor het model zonder voet als voor het model met voet werd de beweging, die opgelegd werd aan de Master, gegenereerd via polynomen. Op die manier bekwamen we voor beide modellen bewegingen die als 'natuurlijk' aanschouwd worden. Zo werd bij het model met voet gestreefd naar het zo goed mogelijk benaderen van de menselijke beweging. Het resultaat daarvan is te zien in figuren 4.43, 4.44, 4.45, 4.46 en 4.47.

Bij het wijzigen van de trajecten van het model zonder voet stelde men vast dat de invloed van het traject voor de x-positie van de enkel van groot belang is. Dit speelt een belangrijke rol in het volgen van de 'natuurlijke' slingerbeweging van het been. Bij het model met voet bleek dat wanneer de beweging dichterbij die van de mens kwam, het energieverbruik daalde. Uiteindelijk werd een simulatie bekomen waarbij het energieverbruik van de Slave 352 J bedroeg. Bij het model zonder voet was het minimale energieverbruik 408 J.

Ook de koppels in de actuatoren van beide modellen werden vergeleken. Bij het model zonder voet lagen de maximale waarden een stuk hoger dan bij het model met voet (200 N m ten opzichte van 100 N m).

Hoofdstuk 5

Conclusies

Uit de literatuurstudie konden de voornaamste functies van de voet gehaald worden. Deze zijn: ondersteuning van het lichaam, hefboomwerking bij tenen-los en schokabsorptie bij hielcontact. Hieruit volgen twee schijnbaar tegenstrijdige eisen op de eigenschappen van de voet. Om de schok bij hielcontact te kunnen opvangen, moet de voet soepel zijn en anderzijds moet hij star genoeg zijn om een stabiele basis te vormen om het lichaam te ondersteunen en als starre hefboom te kunnen werken bij einde contact.

De voornaamste mechanismen die ervoor zorgen dat de voet aan de bovenvermelde eisen voldoet, zijn: de pronatie/supinatie beweging, het structureel gewelf in de voet en de 'metatarsal break'.

Uit de modellering van de val- en opveerbeweging in het tweede hoofdstuk volgde dat een model met voet veel hoger terugveert dan een model zonder voet (ruim 96% ten opzichte van 80%). De voet zal dus een grote invloed hebben op de verliezen bij impact. Het energieverlies van het model met voet wordt geminimaliseerd door die configuratie waarbij de hiel de grond net niet raakt. De massa en het traagheidsmoment van de voet zijn best zo klein mogelijk en het massamiddelpunt moet zo dicht mogelijk bij de enkel liggen.

De impactfase werd ook op theoretische manier geanalyseerd. Uit de schokvergelijkingen bleek dat de voet het verlies aan kinetische energie tijdens de impact sterk reduceert. Zoals bij de modellering in *Mechanica Motion* merkten we ook hier dat het energieverlies tijdens impact sterk afhankelijk is van de configuratie van het mechanisme (de hoeken tussen de verschillende geledingen).

Tot slot werd er een stapbeweging gemodelleerd in *Mechanica Motion*. De trajecten van verschillende punten van het model met voet werden voorgesteld door polynomen, dewelke zo gekozen werden dat men een stapbeweging bekomt die goed lijkt op die van de mens. Bij het model zonder voet werd een stapbeweging bekomen waarbij 408 J aan arbeid geleverd werd terwijl bij het model met voet men tot een minimaal energieverbruik van 352 J kwam.

Het bijvoegen van een voet laat dus toe een energetisch gunstigere beweging te maken. Dit is ook wat we verwachten. Immers, door het bijvoegen van een voet creëert men een mechanisme met twee extra vrijheidsgraden. Dankzij deze vrijheidsgraden heeft men een grotere keuze in de beweging die gemaakt wordt. Bijgevolg kan men deze vrijheidsgraden gebruiken om een baan te beschrijven die minder energie verbruikt. Het menselijk stappen is daar een mooi voorbeeld van en daarom werd gepoogd deze beweging na te bootsen. Vermits het model tweedimensionaal is, kan het echter nooit exact bewegen zoals de mens. In een volgende fase kan men het opstellen van de trajecten zo laten gebeuren dat men het energieverbruik minimaliseert. Hier moest deze optimalisatie immers op een intuïtieve wijze gebeuren met als enige houvast de menselijke stapcyclus. Het traject dat ons het minimaal energieverbruik gaf, kan zeker nog verbeterd worden. We merkten immers op dat net vóór impact het energieverbruik zeer hoog is, wat erop wijst dat de opgelegde baan geen goede uitwisseling van potentiële en kinetische energie bewerkstelligt. Ook het energieverbruik in de heup is groot. Dit kan nog gereduceerd worden door de zwaafase van het been 'natuurlijker' te laten verlopen.

De koppels die nodig zijn om de beweging bij het model met voet te verwezenlijken, zijn een stuk lager dan die voor het model zonder voet (bv. voor de knie 100 N m max tegenover 200 N m max). Dankzij de hefboomwerking van de voet wordt de zwaafase van het been veel beter ingeleid.

Er werd reeds aangehaald dat het toevoegen van twee voeten zorgt voor twee extra vrijheidsgraden. Het mechanisme met voet is bijgevolg heel anders van aard dan dat zonder voet. Dit maakt het zeer moeilijk een vergelijkingsbasis voor deze mechanismen te vinden. Voor de ééndimensionale springer stelde dit probleem zich reeds. De initiële hoogte van de modellen zal immers sterk het energieverlies bij impact beïnvloeden. Hier werd gekozen om de initiële hoogte van het massamiddelpunt gelijk te nemen in beide modellen omdat ze dan kunnen vergeleken worden in hoe ze een bepaalde massa op een bepaalde hoogte (= een bepaalde potentiële energie) het best door een val- en opveerbeweging helpen. Men zou echter ook kunnen stellen dat de initiële hoogte van het onderste punt gelijk genomen moet worden zodat de kinetische energie bij impact dezelfde is. Voor de stapbeweging wordt de vergelijking nog veel moeilijker vermits de beweging van de twee mechanismen totaal verschillend is.

Voor de voet werd tot nu toe een zeer eenvoudig model genomen (één gelid). In een latere fase kan men ook de invloed nagaan van de vorm van de voet (een driehoekige vorm sluit beter aan bij de menselijke voet). Ook de invloed van het bijvoegen van tenen kan nog nagegaan worden.

Woordenlijst

- abductie** van et lichaam af (naar buiten trekken) (zie Fig. 1.5)
- achtervoet** sprong- en hielbeen
- adductie** naar het lichaam toe (aantrekken) (zie Fig. 1.5)
- calcaneocuboid gewricht** gewricht tussen de calcaneus en het teerlingbeentje (zie Fig. 1.9)
- calcaneus** hielbeen (zie Fig. 1.1)
- cop** Center Of Pressure, het middelpunt van de druk op de voetzool in de steunfase.
- cuboid** teerlingbeentje (zie Fig. 1.1)
- cuneiform** wigvormig beentje (zie Fig. 1.1)
- distaal** verder van de romp verwijderd liggend
- dorsaal** rugwaarts
- eversie** beweging rond de longitudinale as (zie Fig. 1.4)
- extensie** strekking (zie Fig. 1.3)
- falanges** teenkootjes (zie Fig. 1.1)
- femur** bovenbeen (zie Fig. 1.1)
- fibula** kuitbeen (zie Fig. 1.1)
- flexie** buiging (zie Fig. 1.3)
- frontaal vlak** vlak dat het lichaam in een voorste en achterste helft deelt (zie Fig.1.2)
- hallux** kootje van de dikke teen (zie Fig. 1.1)
- interfalangeaal gewricht** gewricht tussen teenkootjes
- inversie** beweging rond de longitudinale as (zie Fig. 1.4)
- knie valgus** de knieën staan dicht bij elkaar wat leidt tot een smallere steunbasis (zie Fig. 1.28).
- korte plantaire banden** ligamenten die de voetboog ondersteunen (zie Fig. 1.13)
- lateraal** van het midden af, van het mediane vlak af
- ligament plantare longum** ligament dat de voetboog ondersteunt (zie Fig. 1.13)
- longitudinale as** as loodrecht op het frontaal vlak, in de richting van de voortbeweging
- mediaal** naar het midden toe, naar het mediane vlak toe

mediane vlak deelt het lichaam in twee bijna gelijke helften, antimeren (ook symmetrievlak of mediaansagittaal vlak genaamd).

metatarsaal middenvoetsbeentje (zie Fig. 1.1)

metatarsal break de lijn die de vier laterale metatarsofalangeale gewrichtjes verbindt (zie Fig. 1.12)

metatarsofalangeaal gewricht gewricht tussen een middenvoetsbeentje en een proximaal kootje (zie Fig. 1.12(a))

middelvoet de voetwortel-beenderen buiten het sprong- en hielbeen (cuboid, navicular, cuneiform)

navicular scheepvormig beentje (zie Fig. 1.1)

pelvic list rotatie van de heup rond de longitudinale as waardoor afwisselend de linker- en rechterhelft hoger komt te liggen (zie Fig. 1.24)

pelvis heup (zie Fig. 1.1)

plantair in of naar de voetzool toe

plantaire aponeurose aponeurosis plantaris, ligament dat loopt van de calcaneus tot voorbij de metatarsale kopjes (zie Fig. 1.17)

pronatie beweging in de voet die bestaat uit abductie, eversie en dorsaalflexie van de calcaneus ten opzichte van de talus

proximaal naar de bevestiging van de ledematen aan de romp toe

sagittaal vlak deelt het lichaam in een linker- en rechterhelft (zie Fig.1.2)

spring ligament ligament calcaneonaviculare plantare, ligament dat de voetboog ondersteunt (zie Fig. 1.13)

steunfase fase in de wandel- of loopcyclus waarin de voet op de grond steunt (zie Fig. 1.18 en 1.33)

strike-index de afstand van het punt in de voetzool waarop men landt tot de hiel in verhouding tot de voetlengte uitgedrukt in procent (zie Fig. 1.39). **subtalair gewricht** gewricht tussen de talus en de calcaneus (zie Fig. 1.7)

supinatie beweging in de voet die bestaat uit adductie, inversie en plantairflexie van de calcaneus ten opzichte van de talus

talonaviculair gewricht gewricht tussen de talus en het scheepvormig beentje (zie Fig. 1.9)

talus kootbeen (ook wel sprongbeen genoemd) (zie Fig. 1.1)

tarsometatarsaal gewricht gewrichtslijn van Lisfranc, verbindt de middenvoetsbeentjes met het teerlingbeentje en de wigvormige beentjes (zie Fig. 1.11)

tibia scheenbeen (zie Fig. 1.1)

transversaal tarsaal gewricht gewrichtslijn van Chopart, vormt de scheiding tussen achter- en middenvoet. (zie Fig. 1.9)

transversaal vlak deelt het lichaam op in een onderste en bovenste gedeelte (zie Fig.1.2)

vertikale as as loodrecht op het transversaal vlak

voorvoet middelvoetsbeenderen en teenkootjes

zwaifase fase in de wandel- of loopcyclus waarin de voet in kwestie de grond niet raakt terwijl de andere wel op de grond steunt (zie Fig. 1.18 en 1.33)

zweeffase fase in de loopcyclus waarin beide voeten van de grond zijn (zie Fig. 1.33)

Bibliografie

- [1] Jessica Rose, James G. Gamble. Human walking. Williams & Wilkins, Second Edition
- [2] Sven Carlsöö. How Man Moves, 1972.
- [3] Arthur Stendler. Kinesiology.
- [4] Mark D. Grabiner. Current issues in biomechanics. Human Kinetics Publisher, 1993.
- [5] Vladimir Medved. Measurement of human locomotion. Biomedical Engineering, 2001.
- [6] Cynthia C. Norkin, Pamela K. Levangie. Joint structure and function: A comprehensive analyse. F. A. Davis Company, 1992.
- [7] Susan J. Hall. Basic biomechanics. Mc Graw-Hill, 1995.
- [8] Trevor Weston. Atlas van de anatomie, Rebo productions, 1987.
- [9] Peter R. Cavanagh. The running shoe book. Anderson World, Inc., 1980.
- [10] Robert P. Mack. The foot and leg in running sports. The C.V. Mosby Company, 1980
- [11] Carl W. Chan, Andrew Rudins. Foot biomechanics during walking and running. Mayo Clin Proc., vol 69, pp 448-461, 1994.
- [12] Michael W. Whittle. Gait analysis an introduction. Butterworth-Heinemann, Oxford, 2002.
- [13] Ewald M. Hennig, Thomas L. Milani. In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. J. applied Biomechanics, vol 11, pp 299-310, 1995.
- [14] Peter R. Cavanagh, Mario A. Lafortune. Ground reaction forces in distance running. Vergamon Press Ltd., J. Biomechanics, vol 13, pp 397-406, 1980.
- [15] Dorsey S. Williams, Irene S. McClay, Joseph Hamill, Thomas S. Buchaman. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Human Kinetics Publishers, J. applied Biomechanics, vol 17, pp 153-163, 2001.
- [16] David A. Winter. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, Inc., 1990.

- [17] David A. Winter. Biomechanics and motor control of human movement: Normal, Elderly and Pathological. 1991.
- [18] H; L. Du Vries. Surgery of the foot. 3rd ed., Mosby, St. Louis, 1973.
- [19] Donald Neale. Veel voorkomende voetklachten. De tijdstroom, 1984.
- [20] Eric A. Fuller. The windlass mechanism of the foot. J. American Podiatric Medical Association, vol. 90, nr. 1, pp 35-46, jan. 2000.
- [21] Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen. Biomechanical basis of human movement. William & Wilkins, 1995.
- [22] W. Kahle, H. Leonhardt, W. Platzner. Sesam Atlas van de anatomie. Deel I : Bewegingsapparaat. Uitgeverij Westland nv, Schoten, 13e druk, 1993.
- [23] Tom Fabri. Afstudeerwerk : Ontwerp, realisatie en studie van een springende poot met een vrijheidsgraad geactueerd door een paar gevouwen balgactuatoren. Vrije Universiteit Brussel, 2000.
- [24] Gerald L. Gottlieb, Gyan C. Agarwal. Dependence of human ankle compliance on joint angle, J. Biomechanics Vol. 11 pp. 177-181, Pergamon Press Ltd. 1978.
- [25] R. McNeill Alexander. Walking and running. American Scientist, volume 72, pp 348-354
- [26] R. McNeill Alexander. Mechanics of bipedal locomotion. Proceedings 50th anniversary meeting of the society for experimental biology: perspectives in experimental biology (Volume 1: zoology), Pergamon Press, pp 493-504
- [27] Faignet E. S. L., De Man H., Lefeber D., Influence of Gait Parameters on the Dynamics of Bipedal Running. Proceedings of 3rd National Congress on Theoretical and Applied Mechanics, Liège, pp. 164-168, 1994.
- [28] J. Vermeulen, B. Verrelst, D. Lefeber. A control strategy for a dynamic walking biped with articulated legs. accepted for presentation at CLAWAR 2003, Catania, Italy, september 2003.

Bijlage A

Implementatie springmechanisme in Mechanica Motion

A.1 Bepaling traagheidsmoment en massamiddelpunt van de twee geledingen van het model zonder voet

De technische tekeningen van de geledingen van het model in het labo zijn te vinden in figuren A.1(a) en A.2(a)). Om de berekeningen niet te ingewikkeld te maken, wordt er eerst een vereenvoudigd model van het boven- en onderbeen opgesteld (zie Fig. A.1(b) en A.2(b)).

Het vereenvoudigd model van het bovenbeen laat toe het traagheidsmoment $I_{G_b}^{zz}$ op eenvoudige wijze te berekenen. Het model kan men opdelen in drie delen met volgende afmetingen:

- deel 1 : 400 mm op 20 mm (langwerpig deel)
- deel 2 : 32 mm op 24 mm (één van de twee zijstukken)
- deel 3 : 32 mm op 24 mm (het andere zijstuk)

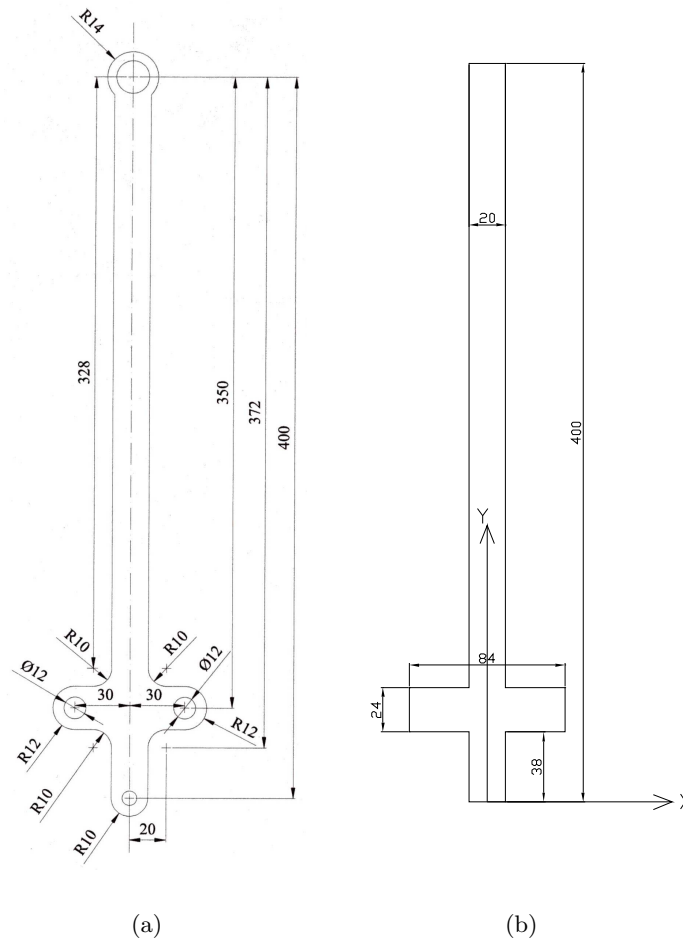
Het referentie-assenstelsel is getekend op figuur A.1(b). De coördinaten van het massamiddelpunt van de structuur worden in dit assenstelsel :

$$\begin{cases} G_X &= 0 \text{ mm} \\ G_Y &= \frac{(20 \cdot 400) \cdot 200 + 2 \cdot (32 \cdot 24) \cdot (38 + \frac{24}{2})}{20 \cdot 400 + 2 \cdot (32 \cdot 24)} = 175,839 \text{ mm} \end{cases}$$

zodat

$$\overline{G_b} = (0; 175,839) (\text{in mm})$$

Het traagheidsmoment van het bovenbeen wordt berekend door de traagheidsmomenten van de verschillende delen bij elkaar op te tellen. Het traagheidsmoment van één deel



Figuur A.1: (a) Tekening van het bovenbeen gebruikt in de thesis van Tom Fabri. (b) Vereenvoudiging van het bovenbeen om gemakkelijk het traagheidsmoment te kunnen berekenen.

wordt berekend met behulp van de formule van Steiner:

$$I'_Z = I_Z + m|d|^2.$$

Vermits men hier met rechthoeken werkt, wordt I_Z als volgt berekend:

$$I_Z = \frac{m(a^2 + b^2)}{12},$$

waar a en b de zijden van de rechthoek zijn (m is de massa van het deel en volgt uit de formule $m = \rho At$).

Dit geeft:

$$\begin{cases} I_{Z_1} &= m_1 \left(\frac{400^2 + 20^2}{12} \right) = m_1 \cdot 13366,67 \text{ mm}^2 \\ I_{Z_2} = I_{Z_3} &= m_2 \left(\frac{24^2 + 32^2}{12} \right) = m_2 \cdot 133,33 \text{ mm}^2 \end{cases}$$

Met Steiner krijgt men:

$$\begin{cases} I'_{Z_1} &= 13366,67 \cdot m_1 + (200 - 175,839)^2 \cdot m_1 = m_1 \cdot 13950,42 \text{ mm}^2 \\ I'_{Z_2} &= 133,33 \cdot m_2 + ((175,839 - 50)^2 + 26^2) \cdot m_2 = m_2 \cdot 16644,77 \text{ mm}^2 \end{cases}$$

De massa's van de geledingen worden als volgt berekend:

$$m = \rho A t,$$

waar de dikte $t = 24 \text{ mm}$ en $\rho = 2700 \text{ kg m}^{-3}$ (dichtheid voor aluminium). A is de oppervlakte van de rechthoek.

Dit geeft voor de verschillende delen:

$$\begin{aligned} m_1 &= 400 \cdot 20 \text{ mm}^2 \cdot 24 \text{ mm} \cdot 2700 \text{ kg/m}^3 = 0,5184 \text{ kg} \\ m_2 &= 24 \cdot 32 \text{ mm}^2 \cdot 24 \text{ mm} \cdot 2700 \text{ kg/m}^3 = 0,049766 \text{ kg} \end{aligned}$$

Het totaal traagheidsmoment wordt dus:

$$\begin{aligned} I'_Z &= I'_{Z_1} + 2I'_{Z_2} = (0,5184 \cdot 13950,42 + 2 \cdot 0,049766 \cdot 16644,77) \text{ kg mm}^2 \\ &= 8888,6 \text{ kg mm}^2 \\ &= 0,0088886 \text{ kg m}^2 \end{aligned}$$

Na afronding bekomen we de waarden die in MM gebruikt zullen worden:

$$\overline{G_b} = (0,175) \text{ (in mm)}$$

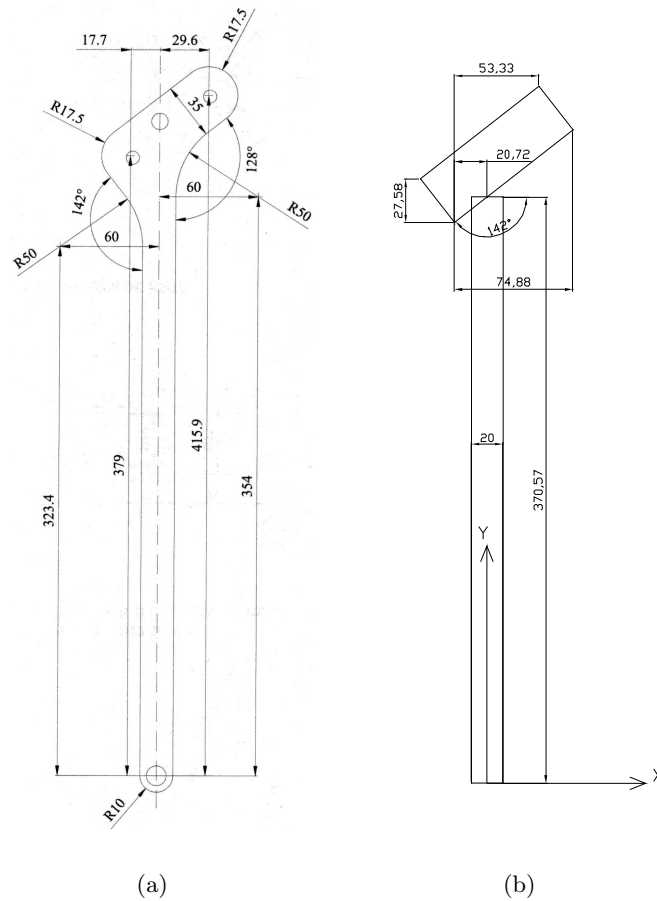
en

$$I_{G_b}^{zz} = 0,00889 \text{ kg mm}$$

Ook voor het onderbeen wordt een vereenvoudigde schets gemaakt (zie figuur A.2(b)). Deze is als volgt opgesteld: Men reduceert het onderbeen tot twee rechthoeken, namelijk een langwerpige en een schuinliggende rechthoek. De tweede ligt onder een hoek van 142 graden gedraaid ten opzichte van de langwerpige. De rechthoeken zijn zo geconstrueerd dat ze overeenkomen met de originele tekening als men daar alle afrondingen weglaat.

De rechthoeken krijgen zo de volgende afmetingen:

- Rechthoek 1 : 370,566 mm op 20 mm
- Rechthoek 2 : 95,025 mm op 35 mm



Figuur A.2: (a) Tekening van het onderbeen gebruikt in de thesis van Tom Fabri. (b) Vereenvoudiging van het onderbeen om gemakkelijk het traagheidsmoment te kunnen berekenen.

De massamiddelpunten van de rechthoeken haalt men uit de figuur:

$$\begin{cases} G_{1X} = 0 \\ G_{1Y} = \frac{370,566}{2} = 185,283 \text{ mm} \\ G_{2X} = \left(\left(\frac{74,88}{2} - 20,72 \right) - \frac{27,58}{2} \cdot \tan(48) \right) = 5,95 \text{ mm} \\ G_{2Y} = 370,566 + \frac{35}{2 \cdot \cos(38)} + 5,95 \cdot \tan(38) = 397,422 \text{ mm} \end{cases}$$

Hieruit volgt het massamiddelpunt van het onderbeen:

$$\begin{cases} G_X = \frac{5,95 \cdot (35 \cdot 95,025)}{20 \cdot 370,566 + 35 \cdot 95,025} = 1,843 \text{ mm} \\ G_Y = \frac{(20 \cdot 370,566) \cdot 185,283 + (35 \cdot 95,025) \cdot 397,422}{20 \cdot 370,566 + 35 \cdot 95,025} = 250,994 \text{ mm} \end{cases}$$

zodat

$$\overline{G_o} = (1, 843; 250, 994).$$

De traagheidsmomenten van de rechthoeken worden:

$$\begin{cases} I_{Z_1} = m_1 \left(\frac{(370,566)^2 + 20^2}{12} \right) = m_1 \cdot 11476,6 \text{ mm}^2 \\ I_{Z_2} = m_2 \left(\frac{(95,025)^2 + 35^2}{12} \right) = m_2 \cdot 854,56 \text{ mm}^2 \end{cases}$$

Past men Steiner toe:

$$\begin{cases} I'_{Z_1} = (11476,6 + (1,843)^2 + (250,994 - 185,283)^2) \cdot m_1 = m_1 \cdot 15797,41 \text{ mm}^2 \\ I'_{Z_2} = (854,56 + (250,994 - 397,422)^2 + (4,107)^2) \cdot m_2 = m_2 \cdot 22314,05 \text{ mm}^2 \end{cases}$$

De massa's worden:

$$\begin{aligned} m_1 &= 370,566 \cdot 20 \text{ mm}^2 \cdot \rho \cdot t = 7411,32 \text{ mm}^2 \cdot \rho \cdot t \\ m_2 &= 95,025 \cdot 35 \text{ mm}^2 \cdot \rho \cdot t = 3325,875 \text{ mm}^2 \cdot \rho \cdot t \end{aligned}$$

Het totaal traagheidsmoment wordt aldus:

$$\begin{aligned} I'_Z &= I'_{Z_1} + I'_{Z_2} = (7411,32 \cdot 15797,41 + 3325,875 \cdot 22314,05) \cdot \rho \cdot t \text{ mm}^4 \\ &= 0,012396 \text{ kg m}^2 \end{aligned}$$

In Mechanica Motion voeren we volgende waarden in:

$$\overline{G_o} = (0, 250) \text{ (in mm)}$$

en

$$I_{G_o}^{zz} = 0,012396 \text{ kg mm}$$

De X-component nemen we nul vermits deze toch al zeer klein was en de berekeningen van de hoogte van het massamiddelpunt (en de heup) nodeloos zou bemoeilijken.

A.2 Opbouw van het model zonder voet

A.2.1 Measures

De measures die in het model zonder voet ingevoerd worden vindt men in tabellen A.1, A.2 A.3 en A.4.

Tabel A.1: De 'measures' ingevoerd om de grondreactiekrachten in de enkel te kunnen berekenen.

| Naam | point | | | | | |
|-------------------|-------|--------------|-----|---|--------|--------|
| <i>pos_voet_x</i> | voet | Position | ETS | X | ground | ground |
| <i>pos_voet_y</i> | voet | Position | ETS | Y | ground | ground |
| <i>vel_voet_x</i> | voet | Velocity | ETS | X | ground | ground |
| <i>vel_voet_y</i> | voet | Velocity | ETS | Y | ground | ground |
| <i>acc_voet_x</i> | voet | Acceleration | ETS | X | ground | ground |
| <i>acc_voet_y</i> | voet | Acceleration | ETS | Y | ground | ground |

Tabel A.2: De 'computed measures' ingevoerd ter berekening van de grondreactiekrachten in de enkel.

| | | |
|---------------------|-----|--|
| <i>k_gnd_hor</i> | ETS | 10e7 |
| <i>k_gnd_ver</i> | ETS | 10e7 |
| <i>C_gnd_hor</i> | ETS | 10e6 |
| <i>C_gnd_ver</i> | ETS | 10e6 |
| <i>boole_y_voet</i> | ETS | $pos_voet_y \geq 0$ |
| <i>X_impact_neg</i> | MIN | $pos_voet_x * boole_y_voet$ |
| <i>X_impact_pos</i> | MAX | $pos_voet_x * boole_y_voet$ |
| <i>X_impact</i> | ETS | $X_impact_neg * (pos_voet_x \leq 0) + X_impact_pos * (pos_voet_x > 0)$ |
| <i>hor_damp_gnd</i> | ETS | $-C_gnd_hor * vel_voet_x$ |
| <i>hor_spr_gnd</i> | ETS | $-k_gnd_hor * (pos_voet_x - X_impact)$ |
| <i>bolsgn_ver_f</i> | ETS | $(ver_spr_gnd + ver_damp_gnd) \geq 0$ |
| <i>hor_forc_gnd</i> | ETS | $hor_damp_gnd + hor_spr_gnd$ |
| <i>ver_damp_gnd</i> | ETS | $-C_gnd_ver * vel_voet_y$ |
| <i>ver_spr_gnd</i> | ETS | $-k_gnd_ver * pos_voet_y$ |
| <i>ver_forc_gnd</i> | ETS | $(ver_spr_gnd + ver_damp_gnd) * bolsgn_ver_f * (!boole_y_voet)$ |

Tabel A.3: De 'measures' ingevoerd om de grondreactiekrachten in de knie te berekenen.

| Naam | point | | | | | |
|----------------------|----------|--------------|--|---|--------|--------|
| <i>pos_knie_x</i> | knie | Position | ETS | X | ground | ground |
| <i>pos_knie_y</i> | knie | Position | ETS | Y | ground | ground |
| <i>vel_knie_x</i> | knie | Velocity | ETS | X | ground | ground |
| <i>vel_knie_y</i> | knie | Velocity | ETS | Y | ground | ground |
| <i>acc_knie_x</i> | knie | Acceleration | ETS | X | ground | ground |
| <i>acc_knie_y</i> | knie | Acceleration | ETS | Y | ground | ground |
| <i>boole_y_knie</i> | Computed | ETS | $pos_knie_y \geq 0$ | | | |
| <i>kX_imp_neg</i> | Computed | MIN | $pos_knie_x * boole_y_knie$ | | | |
| <i>kX_imp_pos</i> | Computed | MAX | $pos_knie_x * boole_y_knie$ | | | |
| <i>kX_impact</i> | Computed | ETS | $kX_imp_neg * (pos_knie_x \leq 0) + kX_imp_pos * (pos_knie_x > 0)$ | | | |
| <i>khор_dmp_gnd</i> | Computed | ETS | $-C_gnd_hor * vel_knie_x$ | | | |
| <i>khор_spr_gnd</i> | Computed | ETS | $-k_gnd_hor * (pos_knie_x - kX_impact)$ | | | |
| <i>kbolsgn_ver_f</i> | Computed | ETS | $(kver_spr_gnd + kver_dmp_gnd) \geq 0$ | | | |
| <i>khор_frc_gnd</i> | Computed | ETS | $khор_dmp_gnd + khор_spr_gnd$ | | | |
| <i>kver_dmp_gnd</i> | Computed | ETS | $-C_gnd_ver * vel_knie_y$ | | | |
| <i>kver_spr_gnd</i> | Computed | ETS | $-k_gnd_ver * pos_knie_y$ | | | |
| <i>kver_frc_gnd</i> | Computed | ETS | $(kver_spr_gnd + kver_dmp_gnd) * kbolsgn_ver_f * (!boole_y_knie)$ | | | |

Tabel A.4: De 'measures' ingevoerd om het verlies aan hoogte van het massamiddelpunt tijdens de valbeweging te berekenen.

| | | | | |
|-------------------|---------------------|-----|--|--------|
| <i>mmp_y_init</i> | Total Mass Center Y | ST | Y | ground |
| <i>mmp_sys_y</i> | Total Mass Center Y | ETS | Y | ground |
| <i>boole_time</i> | Computed | ETS | $time > 0.4$ | |
| <i>Verl_h_mmp</i> | Computed | MIN | $mmp_y_init - (mmp_sys_y * boole_time)$ | |

A.2.2 Parameters

Er bestaan twee soorten parameters. De 'independent' parameters hebben een bepaalde waarde die men manueel invoert terwijl de waarde van de 'computed' parameters via een formule berekend worden. De formule die de waarde van deze laatste parameters geeft mag als variabelen enkel 'independent' parameters bevatten en dus geen 'computed' parameters.

De 'independent' parameters zijn:

| | | |
|--------------------------------|--------------------------------|---------------------------|
| <code>Kniehoek_init = 1</code> | <code>massaob = 0.696</code> | <code>massav = 0.2</code> |
| <code>mmp_init = 1</code> | <code>massabb = 0.618</code> | <code>lo = 0.4</code> |
| <code>K_knie = 100</code> | <code>massaheup = 2.231</code> | <code>lb = 0.4</code> |

De 'computed' parameter geeft de hoogte van de heup zodat het mmp initieel de waarde van de parameter `mmp_init` heeft:

$$hh_init = mmp_init + \frac{(\frac{9}{16}massabb + \frac{11}{8}massaob + 2massav)lo \cos(\frac{Kniehoek_init}{2})}{massaheup + massabb + massaob + massav}$$

A.2.3 Properties

De verschillende geledingen worden gedefinieerd met een aantal eigenschappen die hier onder de noemer 'properties' beschreven worden. Als massa wordt de parameter uit de vorige paragraaf meegegeven (zie 'Design variables'). De massamiddelpunten worden steeds gedefinieerd vanuit het lokale assenstelsel met als oorsprong het onderste punt van het gelid.

| | onderbeen | bovenbeen | voet | heup |
|----------|------------------|------------------|-----------------|--------------------|
| mmp | (0.250, 0) | (0.225, 0) | (0,0) | (0,0) |
| I^{zz} | 0.012396 | 0.00889 | | |
| massa | $\Delta massaob$ | $\Delta massabb$ | $\Delta massav$ | $\Delta massaheup$ |

A.2.4 Loads

De krachten die op het model inwerken bestaan enerzijds uit de grondreactiekrachten en anderzijds de kracht uitgeoefend door de torsiebeer en -demper in het kniegewricht. De torsiebeer en -demper voert men in als een 'load' in een 'joint'. De waarde van de veerstijfheid en de rusthoek van de knie is bepaald door de parameters `K_knie` en `Kniehoek_init` (zie 'Design variables').

| | | |
|------------------------|--|--|
| <code>knie_veer</code> | <code>K = ΔK_knie</code> | <code>U. Pos. = $\Delta Kniehoek_init$</code> |
| <code>knie_demp</code> | <code>C = 60</code> | <code>Conditionally: $pos_voet_y \geq 0.001$</code> |

De grondreactiekrachten zijn via 'measures' berekend en worden als volgt in de enkel en knie geïmplementeerd:

| | | | | |
|------------|------------|-----------------------|-----|-----------------------------------|
| voet_gnd_x | Polynomial | Measure: hor_forc_gnd | C=1 | Conditionally: $pos_voet_y < 0$ |
| voet_gnd_y | Polynomial | Measure: ver_forc_gnd | C=1 | Conditionally: $pos_voet_y < 0$ |
| knie_gnd_x | Polynomial | Measure: khor_frc_gnd | C=1 | Conditionally: $pos_knie_y < 0$ |
| knie_gnd_y | Polynomial | Measure: khor_frc_gnd | C=1 | Conditionally: $pos_knie_y < 0$ |

A.2.5 Initial conditions

Het mechanisme heeft twee vrijheidsgraden en bijgevolg evenveel beginvoorwaarden. Deze zijn de initiële hoek van de knie en de hoogte van de heup. Men legt deze op als 'initial conditions' in een 'joint axis' :

| | | | |
|---------|------------|-------------------------|----------|
| Knie | Init. Rot. | $\Delta Kniehoek_init$ | Required |
| Heup_vl | Init. Pos. | Δhh_init | Required |

A.2.6 Design variables

Om de parameters die gedefinieerd werden te kunnen koppelen aan de grootheid waarvoor ze staan, moet men deze als 'design variable' definiëren. In dit model worden de volgende 'design variables' ingevoerd:

| | | |
|---------------|-----------|---|
| Joint load | Knie_veer | U. Pos. = $\Delta Kniehoek_init$ $K = \Delta K_knie$ |
| Mass Property | onderbeen | Mass: $\Delta massaob$ |
| Mass Property | bovenbeen | Mass: $\Delta massabb$ |
| Mass Property | heup | Mass: $\Delta massaheup$ |
| Mass Property | voet | Mass: $\Delta massav$ |

A.3 Opbouw van het model met voet

A.3.1 Measures

De measures in tabellen A.1, A.2 en A.4 worden eveneens in het model met voet ingevoerd samen met de bijkomende tabel A.5 waarin de grondreactiekrachten in de voettip berekend worden.

Tabel A.5: De 'measures' ingevoerd om de grondreactiekrachten in de knie te berekenen.

| Naam | point | | | | | |
|----------------------|----------|--------------|--|---|--------|--------|
| <i>pos_tip_x</i> | tip | Position | ETS | X | ground | ground |
| <i>pos_tip_y</i> | tip | Position | ETS | Y | ground | ground |
| <i>vel_tip_x</i> | tip | Velocity | ETS | X | ground | ground |
| <i>vel_tip_y</i> | tip | Velocity | ETS | Y | ground | ground |
| <i>acc_tip_x</i> | tip | Acceleration | ETS | X | ground | ground |
| <i>acc_tip_y</i> | tip | Acceleration | ETS | Y | ground | ground |
| <i>boole_y_tip</i> | Computed | ETS | $pos_tip_y \geq 0$ | | | |
| <i>TX_imp_neg</i> | Computed | MIN | $pos_tip_x * boole_y_tip$ | | | |
| <i>TX_imp_pos</i> | Computed | MAX | $pos_tip_x * boole_y_tip$ | | | |
| <i>TX_impact</i> | Computed | ETS | $TX_imp_neg * (pos_tip_x \leq 0) + TX_imp_pos * (pos_tip_x > 0)$ | | | |
| <i>thor_dmp_gnd</i> | Computed | ETS | $-C_gnd_hor * vel_tip_x$ | | | |
| <i>thor_spr_gnd</i> | Computed | ETS | $-k_gnd_hor * (pos_tip_x - TX_impact)$ | | | |
| <i>tbolsgn_ver_f</i> | Computed | ETS | $(tver_spr_gnd + tver_dmp_gnd) \geq 0$ | | | |
| <i>thor_frc_gnd</i> | Computed | ETS | $thor_dmp_gnd + thor_spr_gnd$ | | | |
| <i>tver_dmp_gnd</i> | Computed | ETS | $-C_gnd_ver * vel_tip_y$ | | | |
| <i>tver_spr_gnd</i> | Computed | ETS | $-k_gnd_ver * pos_tip_y$ | | | |
| <i>tver_frc_gnd</i> | Computed | ETS | $(tver_spr_gnd + tver_dmp_gnd) * tbolsgn_ver_f * (!boole_y_tip)$ | | | |

A.3.2 Parameters

Vermits men een 'computed' parameter enkel mag definiëren in functie van 'independent' parameters wordt de formule voor de hoogte van de heup voor dit model zeer lang. Bovendien is er slechts een beperkte plaats beschikbaar om de formule in te voeren en is het dus nodig de namen van de parameters zo kort mogelijk te houden.

De 'independent' parameters zijn:

| | | |
|------------------|--------------------|-----------------------------|
| $K_h = 1$ | $m_o = 0.696$ | $l_v = 0.15$ |
| $E_h = -1.5$ | $m_b = 0.618$ | $l_o = 0.4$ |
| $mmp = 1$ | $m_h = 2.231$ | $l_b = 0.4$ |
| $K_{knie} = 100$ | $m_v = 0.2$ | $I_{zz_voet} = 0.00037098$ |
| $K_{enkel} = 40$ | $pos_mmpv_e = 0$ | |

De 'computed' parameter geeft de hoogte van de heup zodat het mmp initieel de waarde

van de parameter `mmp_init` heeft. De formule hiervoor werd reeds afgeleid:

$$h_h = h_{\text{MMP}} + \frac{(\frac{9}{16}m_b + m_o + m_v)l_b \cos \alpha + (\frac{3}{8}m_o + m_v)l_o \cos \beta + m_v \frac{l_v}{2} \cos \gamma}{m_h + m_b + m_o + m_v}$$

De hoeken α , β en γ zijn echter niet ter beschikking en worden via de volgende formules omgezet naar de gekende relatieve hoeken ϵ en κ .

$$\tan \gamma = \frac{l_b \sin(\epsilon - \kappa) - l_o \sin \epsilon}{l_o \cos \epsilon - l_v - l_b \cos(\epsilon - \kappa)}$$

$$\tan \alpha = \frac{l_v \sin(\kappa - \epsilon) - l_o \sin \kappa}{l_o \cos \kappa - l_b - l_v \cos(\kappa - \epsilon)}$$

$$\beta = \pi - (\gamma - \epsilon)$$

De hoeken ϵ en κ worden in het model weergegeven met `Eh` en `Kh` ($\epsilon = \pi + \text{Eh}$, $\kappa = \pi - \text{Kh}$). Na deze substituties bekomt men de volgende formule die men in `Mechanica Motion` kan invoeren:

$$\begin{aligned} \text{hh} = \text{mmp} &+ \frac{(\frac{9}{16}\text{mb} + \text{mo} + \text{mv})\text{lb} \cos(\arctan(\frac{\text{lv} \sin(\text{Kh} + \text{Eh}) - \text{lo} \sin(\pi - \text{Kh})}{\text{lo} \cos(\pi - \text{Kh}) - \text{lv} - \text{lb} \cos(\text{Kh} + \text{Eh})}))}{m_h + m_b + m_o + m_v} \\ &+ \frac{(\frac{3}{8}\text{mo} + \text{mv})\text{lo} \cos(\pi - (\arctan(\frac{\text{lb} \sin(-\text{Eh} - \text{Kh}) - \text{lo} \sin(\pi + \text{Eh})}{\text{lo} \cos(\pi + \text{Eh}) - \text{lv} - \text{lb} \cos(\text{Eh} + \text{Kh})}) - \pi + \text{Eh})}{m_h + m_b + m_o + m_v} \\ &+ \frac{\text{mv} \frac{\text{lv}}{2} \cos(\arctan(\frac{\text{lb} \sin(-\text{Eh} - \text{Kh}) - \text{lo} \sin(\pi + \text{Eh})}{\text{lo} \cos(\pi + \text{Eh}) - \text{lv} - \text{lb} \cos(\text{Eh} + \text{Kh})}))}{m_h + m_b + m_o + m_v} \end{aligned}$$

We voeren nog twee andere 'computed' parameters in ter controle, namelijk de absolute hoeken α en γ :

$$\text{gamma} = \arctan(\frac{\text{lb} \sin(\text{Eh} + \text{Kh}) - \text{lo} \sin(\pi + \text{Eh})}{\text{lo} \cos(\pi + \text{Eh}) - \text{lv} - \text{lb} \cos(\text{Eh} + \text{Kh})})$$

$$\text{alpha} = \arctan(\frac{\text{lv} \sin(-\text{Eh} - \text{Kh}) - \text{lo} \sin(\pi - \text{Kh})}{\text{lo} \cos(\pi - \text{Kh}) - \text{lb} - \text{lv} \cos(\text{Eh} + \text{Kh})})$$

Een laatste 'computed' parameter dient om de positie van het massamiddelpunt te berekenen in functie van de lengte van de voet.

$$\text{mmpv} = \frac{\text{lv}}{2}$$

A.3.3 Properties

De verschillende geledingen worden gedefinieerd met een aantal eigenschappen die hier onder de noemer 'properties' beschreven worden. Als massa wordt de parameter uit de vorige paragraaf meegegeven (zie 'Design variables'). Ook het traagheidsmoment van de voet wordt als parameter ingegeven zodat deze gevarieerd kan worden.

De massamiddelpunten worden steeds gedefinieerd vanuit het lokale assenstelsel met als oorsprong het onderste punt van het gelid. Om de positie van het massamiddelpunt

van de voet te kunnen variëren gebruiken we de parameter `pos_mmpv_e` (zie 'design variables'). Op dezelfde manier wordt de parameter `mmpv` gebruikt om ervoor te zorgen dat het massamiddelpunt steeds in het midden van de voet ligt terwijl de lengte van de voet varieert.

| | onderbeen | bovenbeen | voet | heup |
|------------|-------------------|-------------------|--|-------------------|
| mmp | (0.250, 0) | (0.225, 0) | ($\Delta\text{mmpv} + \Delta\text{pos_mmpv_e}, 0$) | (0,0) |
| I_G^{zz} | 0.012396 | 0.00889 | $\Delta\text{Izz_voet}$ | |
| massa | Δmo | Δmb | Δmv | Δmh |

A.3.4 Loads

De krachten die op het model inwerken bestaan enerzijds uit de grondreactiekrachten en anderzijds de kracht uitgeoefend door de torsieveer en -demper in knie en enkel. De torsieveer en -demper voert men in als een 'load' in een 'joint'. De waarde van de veerstijfheid en de rusthoek is bepaald door de parameters `K_knie`, `K_enkel`, `Kh` en `Eh` (zie 'Design variables').

```

knie_veer    K =  $\Delta\text{K\_knie}$     U. Pos. =  $\Delta\text{Kh}$ 
knie_demp    C = 60                Conditionally: pos.tip.y >= 0.001
enkel_veer   K =  $\Delta\text{K\_enkel}$   U. Pos. =  $\Delta\text{Eh}$ 
enkel_demp   C = 60                Conditionally: pos.tip.y >= 0.001

```

De grondreactiekrachten zijn via 'measures' berekend en worden als volgt in de enkel en knie geïmplementeerd:

```

voet_gnd_x   Polynomial  Measure: hor_forc_gnd  C=1  Conditionally: pos.voet.y < 0
voet_gnd_y   Polynomial  Measure: ver_forc_gnd  C=1  Conditionally: pos.voet.y < 0
tip_gnd_x    Polynomial  Measure: thor_frc_gnd  C=1  Conditionally: pos.tip.y < 0
tip_gnd_y    Polynomial  Measure: thor_frc_gnd  C=1  Conditionally: pos.tip.y < 0

```

A.3.5 Initial conditions

Het mechanisme heeft twee vrijheidsgraden en bijgevolg evenveel beginvoorwaarden. Deze zijn de initiële hoeken van de knie en enkel en de hoogte van de heup. Men legt deze op als 'initial conditions' in een 'joint axis' :

```

Knie      Init. Rot.   $\Delta\text{Kh}$   Required
Enkel     Init. Rot.   $\Delta\text{Eh}$   Required
Heup_vl   Init. Pos.     $\Delta\text{hh}$   Required

```

A.3.6 Design variables

Om de parameters die gedefinieerd werden te kunnen koppelen aan de grootheid waarvoor ze staan, moet men deze als 'design variable' definiëren. In dit model worden de volgende 'design variables' ingevoerd:

| | | | |
|---------------|--------------|---|-----------------|
| Joint load | Knie_veer | U. Pos. = ΔKh K = ΔK_{knie} | |
| Joint load | Enkel_veer | U. Pos. = ΔEh K = ΔK_{enkel} | |
| Mass Property | onderbeen | Mass: Δmo | |
| Mass Property | bovenbeen | Mass: Δmb | |
| Mass Property | heup | Mass: Δmh | |
| Mass Property | voet | Mass: Δmv Izz: ΔIzz_{voet} | |
| Point | tip | Δlv | vector: (1,0,0) |
| Point | mmp_voet_tip | $\Delta mmpv$ | vector: (1,0,0) |
| | | Δpos_{mmpv_e} | vector: (1,0,0) |

Bijlage B

Inhoud van de CD-ROM

Op de CD-ROM zijn verschillende mappen terug te vinden waarvan de inhoud hieronder kort beschreven wordt.

B.1 Maple

In deze map bevindt zich enkel de file *imp_verg_zv.mws* waarin het stelsel opgesteld in hoofdstuk 3 voor het mechanisme zonder voet, wordt opgelost.

B.2 Matlab

In deze map bevinden zich de files waarin via matrix-inversie de schokvergelijkingen van het model met voet worden opgelost en de invloed van verschillende parameters op het energieverlies in grafiek wordt gezet.

B.3 Mathematica

Hier vindt men de files terug waarin de formules voor de coëfficiënten van de verschillende polynomen werden berekend.

B.4 Excell

In deze map zijn er drie onderverdelingen gemaakt:

- Valbeweging : *Mmv_val_afhhoeken.xls* bevat de tabel met het energieverlies van het springmodel met voet in functie van de kniehoek en de enkelhoek.
- Trajecten : Hierin bevinden zich de files waarin de voornaamste trajecten die opgelegd werden, terug te vinden zijn.

- Data stap : Deze map bevat de data van een aantal stapbeweging uitgevoerd door Katrijn Verlinden en opgemeten door Friso Hagman in het labo op de dienst Biomechanica van de VUB.

B.5 Mechanica Motion

Deze map is opnieuw onderverdeeld in twee mappen. De ene map 'Valbeweging' bevinden zich de modellen besproken in hoofdstuk 2. In de andere map (Stapbeweging) bevinden zich de modellen die een stapbeweging uitvoeren.

B.6 Pi - hulpfiles

In de map Pi bevindt zich de map 'hulpfiles'. In deze laatste bevinden zich een hele reeks tekstfiles die bepaalde trajecten bevatten die in het programma Mechanica Motion aan de 'Master' opgelegd worden. Om de modellen in Mechanica Motion te kunnen laten 'runnen' moet de hele map 'Pi' naar de D-drive op de computer gekopieerd worden vermits Mechanica Motion die tekst-files gebruikt.