



TEKNILLINEN TIEDEKUNTA

PARAJUOKSIJOIDEN PROTEESIT TEKNILLISEN MEKANIIKAN NÄKÖKULMASTA

Ari Saastamoinen

Konetekniikan tutkinto-ohjelma

Kandidaatintyö

Huhtikuu 2023

TIIVISTELMÄ

Parajuoksijoiden proteesit teknillisen mekaniikan näkökulmasta

Ari Saastamoinen

Oulun yliopisto, Konetekniikan tutkinto-ohjelma

Kandidaatintyö 2023, 32 s

Työn ohjaaja yliopistolla: Hannu Lahtinen

Tämän kandidaatintyön tarkoituksena on tarkastella proteeseja teknillisen mekaniikan näkökulmasta. Pääpaino on proteesien mekaanisilla ominaisuuksilla. Käsiteltäviä asioita työssä ovat juoksemiseen tarkoitettut proteesit, juoksemisen mekaniikka ja mallintaminen, proteeseja käyttävän juoksijan biomekaniikka ja proteesien mekaaniset ominaisuudet. Juoksemista voidaan mallintaa usealla eri tavalla, joten sen mallintamisesta käydään läpi vain yleisin mallintamistyyli eli jousi-massa -malli.

Proteesien mekaaniset ominaisuudet eivät ole valmistajien toimesta julkisesti tarjolla. Näitä on kuitenkin selvitetty testaamalla proteeseja käytössä ja mittaamalla ulkoisia kuormituksia. Toinen vaihtoehto on selvittää proteesiin kohdistuvat voimat ja laskea niiden sisäisiä ja ulkoisia voimia. Proteesien ominaisuuksia voidaan selvittää myös esimerkiksi elementtimenetelmien avulla. Tärkein proteesien mekaaninen ominaisuus on niiden jäykkyys. Jäykkyyden on todettu vaikuttavan suoraan juoksunopeuteen.

Tutkimusmetodi tässä kandidaatintyössä on kirjallisuuskatsaus. Tavoitteena työlle on selvittää proteesien ominaisuuksien ja juoksemisen mekaniikan olennaiset asiat. Samalla vertaillaan proteesia käyttävän urheilijan mekaniikkaa vammattoman urheilijan mekaniikkaan.

Asiasanat: proteesi, jousi-massa -malli, juokseminen, dynaaminen mallintaminen

ABSTRACT

Para-runners' prostheses from engineering mechanics point of view

Ari Saastamoinen

University of Oulu, Degree Programme of Mechanical Engineering

Bachelor's thesis 2023, 32 pp

Supervisor at the university: Hannu Lahtinen

The purpose of this bachelor's thesis is to examine prostheses from engineering mechanics point of view. The focus is on the mechanical properties of prostheses. Issues covered in the work include prostheses intended for running, mechanics and modelling of running, biomechanics of runners using prostheses and mechanical properties of prostheses. Running can be modelled in several different ways and, thus, only the most common spring-mass model is reviewed.

The mechanical properties of the prostheses are not publicly available by the manufacturers. However, these properties have been clarified by testing prostheses in use measuring external loads. Another option is to find out the forces acting on the prosthesis and calculate their internal and external forces. The properties of prostheses can also be determined using element methods. The most important information that has been studied about prostheses is their stiffness, which has been found to have a directly affect running speed.

The research method in this bachelor's thesis is a literature review and the goal of the work is to find out the essential issues of the properties of prostheses and mechanics of running. At the same time, the mechanics of an athlete using a prosthesis are compared with the mechanics of an uninjured athlete.

Keywords: prostheses, spring-mass model, running, dynamic modelling

ALKUSANAT

Olen ollut aina kiinnostunut urheilusta, lääketieteestä ja tekniikasta. Näiden kaikkien kolmen intohimon yhdistäminen oli toiveena kandidaatintyölle, mutta itse aiheen keksimisestä saan kiittää kihlattuani Juuli Ritvasta.

Työtä ohjasi yliopistolla Hannu Lahtinen. Hänelle suuri kiitos jo aiempien vuosien opetuksesta, mutta myös ohjaamisesta ja neuvonnasta kandidaatintyön suhteen.

Oulu, 14.4.2023

Ari Saastamoinen
Työn tekijä

SISÄLLYSLUETTELO

1 Johdanto	7
2 Jalkaproteesit.....	8
2.1 Juoksemiseen tarkoitetut proteesit	8
2.1.1 Juoksemiseen tarkoitetun proteesin istukka.....	10
3 Juoksemisen mekaniikka.....	12
3.1 Liikkeen mallintaminen	13
3.2 Juoksemisen matemaattinen malli.....	14
3.3 Jousi-massa -malli.....	18
4 Proteesia käyttävän juoksijan biomekaniikka	20
4.1 Proteesien mekaaniset ominaisuudet.....	21
4.1.1 DERTIS	22
4.1.2 Proteesien analysointi elementtimenetelmillä	23
4.2 Proteesia käyttävän urheilijan jalan jäykkyydestä	24
5 Yhteenveto	28
LÄHDELUETTELO.....	30

MERKINNÄT JA LYHENTEET

DAE	differentiaaialgebrallinen yhtälö (differential-algebraic equation)
DER	dynaaminen elastinen vaste (dynamic elastic response)
DERTIS	dynaaminen elastinen vaste impulssin synkronointiin (dynamic elastic response to impulse synchronisation)
ESR	energian säilytys ja palautus (energy storing and returning)
FEM	elementtimenetelmä (finite element method)
GRF	maan reaktiovoima (ground reaction force)
RSP	juoksemiseen suunniteltu proteesi (running-specific prostheses)

d	vaimennuskerroin
F	voima
G	Jacobiaan kontakti
K	jäykkyys
k	jousivakio
L	pituus
M	momentti
P	kontaktipiste
q	kulma
q'	kulmakiihtyvyys
V	jalan kiihtyvyys
v	nopeus

Λ	kontakti impulssi
λ	kontaktivoima
ϑ	jousen asento
γ	Hessen kontakti
τ	vääntömomentti

1 JOHDANTO

Tämän työn tarkoituksena on tutustua parajuoksijoiden proteeseihin, ja niissä vaikuttaviin voimiin ja jännityksiin niitä kuormitettaessa. Työssä lisäksi käydään läpi, minkälaisia voimia kohdistuu juoksijan jalkoihin suorituksen aikana juostessa eri nopeuksilla. Työ on suoritettu kirjallisuuskatsauksena. Työssä tehdään myös vertailua proteesien ja biologisen jalan välillä, mikä antaa kontrastia esimerkiksi jännitysten tutkimisessa.

Ensimmäisessä käsittelykappaleessa tutustutaan yleisesti jalkaproteeseihin ja RSP:hen, eli juoksemiseen tarkoitettuihin proteeseihin. Ensimmäisessä kappaleessa tarkastellaan myös proteesien istukkaosaa juoksemisen näkökulmasta. Toinen käsittelykappale koostuu liikkumisen mallintamisesta. Tässä kappaleessa käydään läpi, miten juoksemista voidaan mallintaa matemaattisesti ja tutustutaan yleisimpään juoksemisen esittävään malliin eli jousi-massa -malliin. Juoksemisen mallintaminen on haastavaa, koska tarkkoja arvoja lihaksiston sisältä ei ole saatavilla. Tutkimukset perustuvat tämän takia ulkoisiin mitattuihin voimiin ja laskentaan näiden arvojen perusteella.

Kolmas käsittelykappale tarkastelee proteesia käyttävän urheilijan biomekaniikkaa ja proteesien mekaanisia ominaisuuksia. Näistä mekaanisista ominaisuuksista teknisen mekaniikan näkökulmasta katsottuna kiinnostaa eniten jäykkyys, joka määrittää hyvin paljon sitä, kuinka hyvin juoksija saa välitettyä energiaa lihaksista ja nivelistä maahan.

2 JALKAPROTEESIT

Proteesilla tarkoitetaan keinotekoista osaa ihmisessä. Kuka tahansa voi menettää esimerkiksi jalkansa onnettomuudessa tai syntyä ilman kättä. Proteesien tarkoitus onkin mahdollistaa kaikkien vammautuneiden ihmisten normaali elämä. Jalkaproteesit voidaan jakaa usealla eri tavalla ryhmiin, mutta yleisimmin käytettävät pääryhmät jalkaproteeseille ovat transtibiaaliset ja transfemoraaliset proteesit. Transtibiaalisella proteesilla tarkoitetaan jalkaproteesia, joka korvaa jalan polven alta, kun taas transfemoraalinen proteesi korvaa jalan polven yläpuolelta. (Horton 2019)

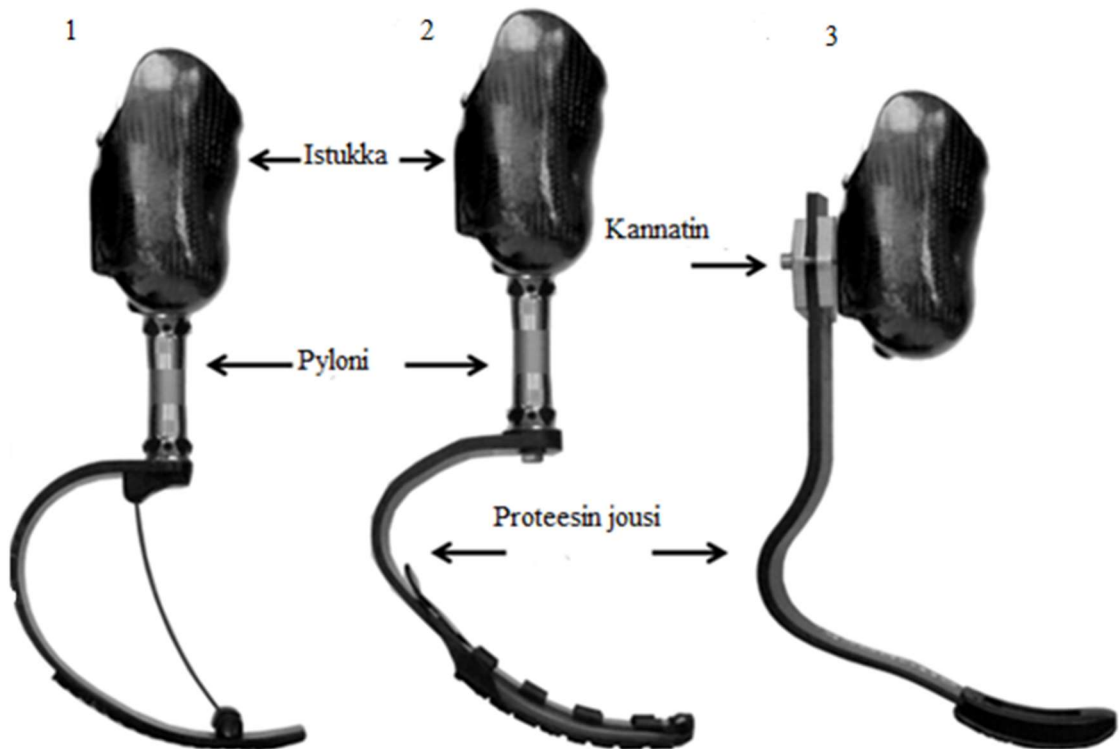
Proteesit ovat kehittyneet paljon viime vuosikymmeninä, mutta niitä on ollut jo satoja vuosia sitten. Tunnetuin esimerkki, joka kertoo proteesien historiasta, on sanonta puujalkaisista merirosvoista, ja puisista proteeseista kaikki onkin alkunsa saanut. Termi proteesi kuitenkin tulee jo antiikin kreikasta, ja se tarkoittaa lisäystä, jonka on tarkoitus poistaa fyysinen stigma. Proteeseilla halutaan mahdollistaa kaikkien ihmisten elämä itsenäiseksi. (Howe, 2011)

Nykyään yleisimmät materiaalit jalkaproteeseissa ovat kevyet metallit, lasikuitu ja hiilikuitu. Näiden lisäksi jalkaan kiinnitettävässä osassa on istukka, joka koostuu pehmeämmästä materiaalista tai on ainakin pehmenetty geelin avulla. Tämän pehmusteen tarkoitus on vähentää painetta ja joustamalla vähentää kovia tärähdyksiä. Tyypillistä on myös tiivistää jalka proteesin istukkaan tyhjiön avulla, mikä pienentää loukkaantumisen riskiä, koska jalka ei pysty liikkumaan istukassa niin paljon. (Howe, 2011)

2.1 Juoksemiseen tarkoitettut proteesit

Juoksemiseen suunnitellut proteesit eli RSP:t ovat olleet otsikoissa paljon Oscar Pirstoriuksen 2008 paraolympiavoiton vuoksi. Hänen ja monen muun huippujuoksijan käyttämät proteesit hyödyntävät ESR:tä eli energian säilytys ja palautus tekniikkaa. Ensimmäistä kertaa tällaisia jousiproteeseja esiteltiin kuitenkin jo vuonna 1981 nimellä *Seattle foot*. Tämä oli ensimmäinen proteesi, jossa jousen avulla haluttiin säilöä proteesiin energiaa vapauttavaksi liikkumisen helpottamiseksi. Suurin muutos oli kuitenkin 1987 vuonna esitelty *Flexfoot*, joka on perusta kaikille nykyaikaisille jousiproteeseille.

Nykypäivänä lähes kaikki proteesit käyttävät jousiosassa materiaalina alumiinin tai laskuidun sijaan hiilikuitua. Kuvassa 1 näemme yleisimmät RSP:n muotoilutyypit, eli C- ja J-proteesit. (Noroozi et al., 2014)



Kuva 1. C-mallinen (1) ja kaksi erilaista J-mallista (2 ja 3) RSP:tä, mukailten (Beck, Taboga and Grabowski, 2017b).

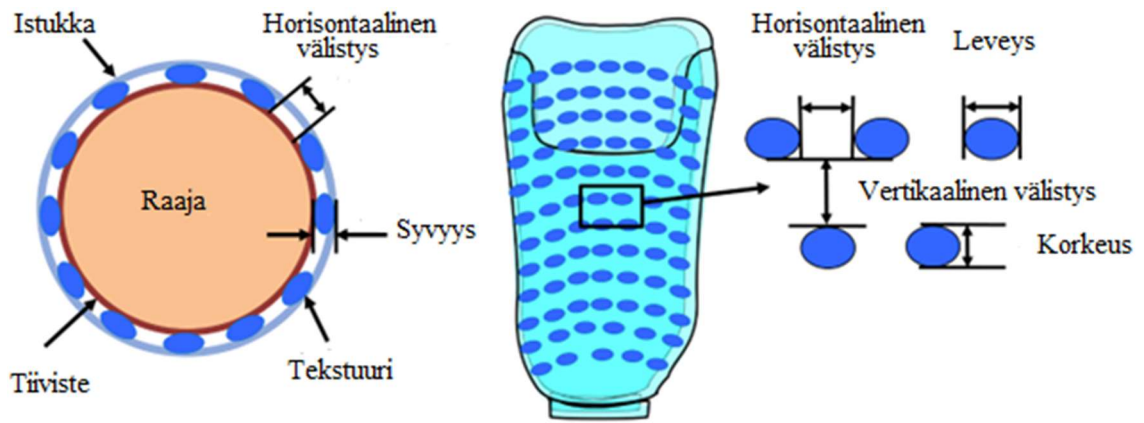
Koska jokaisen ihmisen keho on erilainen, RSP:n suunnittelussa joudutaan ottamaan huomioon erilaisia mahdollisia tarpeita. Yksi tärkeimmistä eroavaisuuksista on käyttäjän massa. Tämä otetaan huomioon muuttamalla proteesin jäykkyyttä niin, että painavampi urheilija käyttää jäykempää mallia proteesista, ja kevyempi urheilija vähemmän jäykkää mallia. Jäykkyyttä saadaan muutettua esimerkiksi muuttamalla proteesin jousiosassa käytettävän hiilikuidun koostumusta, tällöin proteesin muotoa itsessään ei tarvitse muuttaa. Jäykkyys onkin yksi suurimmista tekijöistä, jolla juoksunopeuteen ja jousiefektiin voidaan vaikuttaa. Sen lisäksi, että jokaisen ihmisen keho on erilainen, myös juostut matkat vaihtelevat. Koska proteesien jousen jäykkyyttä ei voida muokata juoksun aikana, pitäisi jokaiselle juoksumatkalle jousiosa suunnitella uudestaan. Esimerkiksi 100 ja 400 m:n sprintit ovat hyvin erilaiset metabolisesti ja fysiologisesti. (Grobler *et al.*, 2017)

Vaikka ensimmäiset RSP:t näkivät päivänvalon jo 1996 paralympialaisissa, ne ovat edelleen melko hintavia, eikä niiden käyttö siksi ole vieläkään yleistynyt muilla kuin huippu-urheilijoilla. Tämän takia japanilaisen Keion yliopiston tutkijat kehittivät oman mallinsa juoksemiseen tarkoitettuun proteesista, joka olisi huomattavasti halvempi kuin muut RSP:t, mutta kuitenkin mahdollistaisi juoksemisen nopeammin ja turvallisemmin kuin arkikäyttöön suunnitellut proteesit. Proteesi itsessään on hyvin vastaavanlainen kuin yleisimmät muut RSP:t, mutta siihen valmistettiin myös ilmavakaimet, joilla pyrittiin vähentämään ilmanvastusta jalassa, ja saamaan se toimimaan vielä enemmän normaalin jalan lailla. (Yamanaka *et al.*, 2011)

2.1.1 Juoksemiseen tarkoitettujen proteesien istukka

Proteesin istukkaosan tehtävä on jakaa kantavat voimat proteesin ja raajan välillä. Sen täytyy myös pysyä tiiviisti kiinni raajassa. Tiivis liitos mahdollistaa joustamisen raajan ja proteesin välillä. Suurin osa joustamisesta tapahtuu kitkan, paineen ja leikkausvoimien kautta. Onnistunut jousto ja liitos mahdollistaa paremman kontrollin proteesista, ja vähentää pitkittäissuuntaista liikettä proteesin ja jalan välillä. Liitoksessa käytetään elastomeeristä tai geelivuorausta, lukitustappeja ja passiivista tai aktiivista tyhjiötä. (Quinlan *et al.*, 2020)

Istukan sisäpinta on yleensä hyvin sileä, ja se on voitu valmistaa helposti esimerkiksi 3D-tulostimella. Yleisin istukan valmistusmateriaali on polypropeeni. 3D-tulostus jättää istukkaan vaakasuuntaisia juovia, mutta se ei haittaa istukan istuvuutta tai liitoksen pitävyyttä, vaikka usein nämä juovat poistetaankin mekaanisesti. Kuvioinnin merkitystä on yritetty tutkia, ja selvittää millainen kuviointi vähentäisi pituussuuntaista siirtymää eniten. Kuvassa 2 on esimerkki mahdollisesta tekstuurista, jolla voitaisiin vähentää vertikaalisen siirtymän suuruutta. (Quinlan *et al.*, 2020)



Kuva 2. Istukan rakenne, mukaillen (Quinlan *et al.*, 2020).

Quinlan *et al.* (2020) suorittamassa tutkimuksessa selvisi, että tyhjiötä ylläpitävä istukka antaa jalan liikkua vähiten vertikaalisesti. Riippuen kuvioinnin tyypistä, passiivista tyhjiötä käyttävä istukka antoi jalan liikkua kupissa 2–5 kertaa enemmän aktiivista tyhjiötä ylläpitävään verrattuna. Kuvioinnin osalta tutkimuksessa selvisi, että kevyt kuviointi, eli harva ja matala kuviointi, vähensi istukassa tapahtuvaa liikettä eniten. Myös useat tiheämmin ja korkeammin kuvioidut istukat pystyivät vähentämään liikettä verrattaessa niitä kuvioimattomaan istukkaan. Passiivisessa tyhjiössä sen sijaan yksikään kuviointi ei parantanut vertikaalisen siirtymän suuruutta sileään pintaan verrattuna. (Quinlan *et al.*, 2020)

3 JUOKSEMISEN MEKANIikka

Kaikki elävät olennot maanpäällä altistuvat maan vetovoimalle, mikä on olennainen osa liikkumisen ja myös juoksemisen mekaniikkaa. Ihmisen liikkumisen mekaniikka on hyvin monimutkainen, usean eri systeemin kokonaisuus. Ihmisen liikkuessa luusto, lihakset, nivelet ja nivelsiteet tekevät tarkoin koordinoitua liikettä hermoston käskemällä tavalla. Lihakset kehittävät voimaa ja aiheuttavat momenttia nivelille pienten varsien avulla, tuottaen staattista ja dynaamista vakautta. Tämän työn avulla ihminen maan vetovoiman ja muiden vaikuttavien voimien alaisuudessa pystyy liikkumaan vakaasti ja tarkasti. (Lu and Chang, 2012)

Jos ihminen loukkaantuu tai vammautuu, kehon yhteistyö hankaloituu, mikä johtaa usein kykenemättömyyteen liikkua tietyin tavoin. Toisaalta myös oikea muokkaus mekaaniselle ympäristölle auttaa estämään vammoja, korjaa epänormaalia liikettä ja nopeuttaa palautumista. Tästä syystä liikkeen biomekaniikan ja voimien vaikutus jokaiseen elementtiin tulee pystyä huomioimaan tutkittaessa liikettä. Eettisten näkökohtien ja teknillisten rajoitusten takia on kuitenkin hyvin vaikeaa mallintaa liikettä ja voimia suoraan kehossa. Myös lihasten ja nivelten suuri määrä vaikeuttaa tietyn liikkeen tutkintaa, kun useampi komponentti työskentelee yhtä aikaa liikkeen muodostamiseen. (Lu and Chang, 2012)

Tällä hetkellä liikkumisen mallintaminen onnistuu tarkimmin yhdistämällä tietokoneella suoritettavaa anatomista mallintamista, jännitysvoimia mittaavia antureita ja liikettä tallentavaa mittausta. Tämän mallintamisen tarkkuus riippuu hyvin pitkälti lääketieteellisestä kuvantamisesta ja liikkeenanalysoinnista. Nämä sisältävät esimerkiksi ihmisen liikkumisen ja ulkoisten voimien mittausta, 3D-biomekaniikan mallinnuksen kehittämistä, sisäisten voimien laskemista ja tulosten tarkastelua. Myös EMG eli lihassähkökäyrä auttaa ymmärtämään lihasten toimintaa liikkuessa. Sisäisten voimien selvittäminen tarkasti ja eettisesti on kuitenkin edelleen yksi suurimpia ongelmia biomekaniikan ja liikkeen tutkimisen aloilla. Mallintaminen ja sensorit ovat kehittyneet viime vuosina paljon, mikä edesauttaa laskennan kehittymistä. (Lu and Chang, 2012)

Juoksunopeuden tutkiminen on hyvin selkeää: kasvattamalla joko askelpituutta tai juoksutaajuutta nopeus kasvaa. Ei kuitenkaan ole yksiselitteistä vastausta kumpi näistä nopeuden määrittävistä tekijöistä on kriittisempi. Tutkimusten mukaan pikajuoksijat

keskittyvät nostamaan juokсутаajuutta kiihdytysvaiheessa, ja sen maksimoituaan nostavat askelpituuden maksimiin. Yksipuolisesti proteesia käyttävän urheilijan askeltiheys on usein suurempi ja askelpituus taas pienempi kuin juoksijalla, joka ei käytä proteesia. Molemmissa jaloissa proteesia käyttävällä urheilijalla ero oli entistä selkeämpi. Tätä on selitetty proteesien keveydellä, joka mahdollistaa juoksijan liikuttavan proteesejaan nopeammin, kuin muut urheilijat voivat liikuttaa biologisia jalkojaan. (Emonds and Mombaur, 2021b)

3.1 Liikkeen mallintaminen

Liikkeen mallintaminen tarkoittaa käytännössä liikkeen tutkimista systemaattisesti havainnoimalla näennäisesti ja mittaamalla liikeratoja, voimia, jännityksiä ja lihasten aktiivisuutta. Sen tarkoituksena on saada kvantitatiivista dataa tuki- ja liikuntaelimistön mekaniikasta motorisen tehtävän suorittamisen aikana. Kävelyn mallintamisella on oma nimitys *gait analysis*, joka käännettynä tarkoittaa kävelyanalyysiä. Ensimmäisen ihmisen liikettä tutkivan teoksen kirjoitti tunnettu filosofi Aristoteles, jonka teoksessa tarkasteltiin pääasiassa lihasten liikettä ja aktiivisuutta. Aristoteleen jälkeen useat tunnetut tieteilijät ovat kuvantaneet ihmisen liikettä ja anatomiaa. Tärkein läpimurto liikkeen tutkimiselle oli kamera, jolla pystyttiin kuvaamaan 1/100 sekunnissa valotusajalla. (Lu and Chang, 2012)

Liikettä on käytännössä mahdoton mallintaa tarkasti eettisesti, koska arvoja ei pystytä mittaamaan ihmisen luustosta ja lihaksista kipua tuottamatta. Tästä syystä mallintaminen suoritetaan kokeellisia ja laskennallisia arvoja käyttämällä. Kokeelliset arvot mahdollistavat muuten vaikeasti selvittävien parametrien arvioinnin. Liikkeen mallintamisessa nämä tiedetyt arvot selvitetään tuki- ja liikuntaelimistön liikkeestä käyttäen liikkeentunnistusta ja voimalaattoja, joilla mitataan maahan kohdistuvan voiman suuruutta. Liikkeentunnistuksessa käytetään hyväksi ihoon asetettavia merkkejä, joista stereofotogrammetrian avulla saadaan mallinnettua 3D-liikeradat. Voimalaatoilla sen sijaan saadaan tutkittua maan reaktivoimia eli GRFiä ja paineen keskipistettä eli COP:tä. Näiden mittausten antamien tulosten avulla lasketaan Newtonin lakeihin perustuvien yhtälöiden pohjalta raajojen momentit ja voimat. (Lu and Chang, 2012)

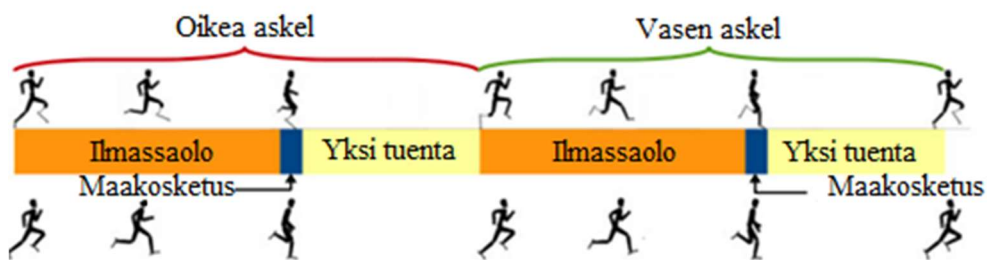
3.2 Juoksemisen matemaattinen malli

Liikkeen matemaattinen mallintaminen koostuu kolmesta pääkomponentista: urheilijasta tehdystä mallista, matemaattisesta dynamiikan kuvauksesta ja optimaalisesta ohjausongelmasta liikesynteesiä varten. Tilanne usein rajataan kahteen tasoon eli rotaatioon ja kääntymiseen sagittaalisessa tasossa. Mallintamista rajataan usein laskemisajan lyhentämiseksi, ja siksi että liike on suoraviivaista eteenpäin. Johtuen proteesien vaikeasta materiaalista ja niiden samankaltaisista ominaisuuksista jousien kanssa RSP:tä käyttävän urheilijan juoksemista mallinnetaan usein jousi-vaimennin-kaavalla. Tällä saadaan laskettua vääntömomentti τ_F :

$$\tau_F(q, q') = -dq' - k(q - \vartheta_0), \quad (1)$$

missä q tarkoittaa kulmaa, q' kulmanopeutta proteesin nivelessä, k jousivakiota, d vaimennusvakiota ja ϑ_0 tarkoittaa jousen lepoasentoa. (Emonds and Mombaur, 2021b)

Juostessa urheilija on joko kokonaan ilmassa, tai toinen hänen jaloistaan koskettaa maata. Täydessä nopeudessa kontakti tapahtuu vain päkiällä. Maakontakti ja ilmassaoloaika linkittyvät toisiinsa maakosketuksen ja ilmaannousun hetkinä. Kuvassa 3 näemme kuinka nämä vaiheet yhdistyvät toisiinsa. Koska yhtä proteesia käyttävän urheilijan juokseminen ei ole symmetristä, tutkimusta tehdään yleensä askelpareista. (Emonds *et al.*, 2019)



Kuva 3. Juoksemisen vaiheet, mukailten (Emonds *et al.*, 2019).

Liikkeenyhtälö ilmassaolon aikana annetaan muodossa:

$$M(q)q'' + N(q, q') = \tau, \quad (2)$$

jossa q , q' , q'' ja τ ovat yleiset sijainnit, nopeudet, kiihtyvyydet ja voimat ilmoitetussa järjestyksessä. τ sisältää kaikki ulkoiset voimat kuten painovoiman, ilmanvastuksen ja lihasten tai jousi-vaimennin järjestelmän muodostaman vääntömomentin. $M(q)$ on symmetrinen positiivisesti määrätty massamatriisi, joka sisältää systeemin inertiaominaisuudet ja $N(q, q')$ on epälineaaristen vaikutusten vektori. Tällaisia vaikutuksia ovat esimerkiksi sisäinen coriolis-vaikutus ja gyroskooppiset voimat. Kuten aiemmin todettiin, kun juostaan suurilla nopeuksilla, maakontakti tapahtuu pelkällä päkiällä. Tätä mallinnetaan käyttäen jäykkää ja liukumatonta kosketuspistettä, joka yleensä asetetaan isovarpaaseen tai aivan proteesin kärkeen. Jäykät ja liukumattomat kosketuspisteet vähentävät systeemin vapausasteita kahdella. Jotta laskeminen olisi helpompaa, koordinaatit pidetään samoina, ja laskennassa otetaan käyttöön rajoitus $g: \mathbb{R}^n \text{dof} \rightarrow \mathbb{R}^m$ jossa n on vanha ja m on uusi vapausasteiden lukumäärä. (Emonds and Mombaur, 2021a)

Ilmaannousu ja kontaktivaihe on linkitetty toisiinsa maakosketuksella ja ilmaannousulla. Jokainen ilmaannousuvaihe alkaa sitä vastaavan maakosketuksen saavuttaessa päätepisteensä, eli kun pystysuora maareaktiovoima häviää. Tätä voidaan mallintaa kaavalla:

$$F_z^{VP,OP,P}(x(h_i), u(h_i)) = 0, \quad (3)$$

jossa F_z tarkoittaa vertikaalista maan reaktiovoimaa, VP ja OP tarkoittavat vasenta ja oikeaa päätepistettä, ja P taas proteesin kärjen kontaktipistettä. Kun sovitamme nämä vaiheet Kuvan 3 näyttämään järjestykseen, näemme, että ensimmäinen ilmaannousu alkaa ajassa $h_0 = 0$, toinen ensimmäisen kontaktin jälkeen ja viimeinen hetkellä h_f . (Emonds and Mombaur, 2021a)

Kosketustapahtumia sen sijaan kuvataan niiden omilla siirtymävaiheilla, joissa niiden vaiheenkestoksi asetetaan arvo nolla. Tämä on välttämätöntä, jotta mallinnuksessa kosketus on välitön ja täysin joustamaton. Jos vaiheen kesto ei olisi nolla, se aiheuttaisi nopeuden epäjatkuvuuden. Yleistetty nopeus saadaan laskettua kaavalla:

$$\begin{bmatrix} M & G^T \\ G & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_+ \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Mv_- \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

jossa v^+ yleistetty nopeus törmäyksen ja kontakti impulssin Λ jälkeen. v^- on yleistetty nopeus ennen törmäystä ja M on massamatriisi $M(q)$. $G = \partial g / \partial q$ eli Jacobiaan kontakti lasketaan g :n rajoitusten avulla. (Emonds and Mombaur, 2021a)

Kosketusvaihe alkaa, kun proteesin tai jalan päkiäosa ottaa ensikosketuksen maan kanssa. Yksinkertaistamalla tapahtuman alkamaan välittömästi, ohitamme todellisen kontaktin aikaskaalausvaikutukset. Näin voimme taata, että kosketuspiste säilyy jäykässä kontaktissa maan kanssa sen sijaan, että se pomppaisi pois tai liikkuisi sen suuntaisesti. Näiden yksinkertaistusten jälkeen kosketusrajoitukset voidaan esittää seuraavalla tavalla:

$$P_z^{VJ,OJ}(x(h_{i+1}), p) = 0, \quad (5a)$$

$$-V_z^{VJ,OJ}(x(h_{i+1}), p) \geq 0, \quad (5b)$$

jossa P_z tarkoittaa vertikaalista kontaktipistettä, joka asetetaan nolaksi ja V_z tarkoittaa yleistä jalankiihtyvyyttä pisteessä. (Emonds and Mombaur, 2021a)

Kontaktivaiheessa liikkeenyhtälö voidaan esittää kolmen indeksin DAE:na eli differentiaaialgebrallisena yhtälönä:

$$M(q)q'' + N(q, q') = \tau + G(q)^T \lambda, \quad (6a)$$

$$g(q) = 0, \quad (6b)$$

jossa M on massamatriisi, N on epälineaaristen vaikutusten vektori, $G = \partial g / \partial q$ on Jacobiaan kontakti ja $\lambda \in \mathbb{R}^m$ on kontaktivoima. Jos rajoitusten invariantit:

$$g_{pos} = g(q(t)) = 0 \text{ ja} \quad (7a)$$

$$g_{vel} = G(q(t)) * q'(t) = 0, \quad (7b)$$

ovat yllämainittua muotoa kontaktivaiheen alussa, voidaan DAE yhtälö kirjoittaa muodossa:

$$\begin{bmatrix} M & G^T \\ G & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q'' \\ -\lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -N + \tau \\ \gamma \end{bmatrix}, \quad (8)$$

joka on yhden indeksin DAE. γ on Hessenin kontakti, joka esiintyy luonnollisesti aseman rajoitusten differoinnin jälkeen. Tämä systeemi voidaan aina ratkaista, mikäli $g(q)$:n

ehdot eivät ole redundantteja. Oikeanlaisen yksipuolisen maakontaktin varmistamiseksi asetamme vielä seuraavan rajoitteen:

$$F_z^{VJ,OJ}(x(h_i), u(h_i)) \geq 0, \quad (9)$$

jossa F_z on vertikaalinen maakontaktivoiman suuruus, jonka täytyy olla positiivinen. Tämä pakottaa muiden rajoitteiden kanssa maakontaktin tapahtuvan jäykästi paikallaan maassa. (Emonds and Mombaur, 2021a)

Muotoillaan monivaiheisen pienimmän neliösumman optimaalinen kontrollitehtävä yleisestä muodosta

$$\min_{x^{(*)}, u^{(*)}, p} \sum_{k=0}^m \frac{1}{2} (\|W(q_k^{MC} - q(h_k))\|_2^2 + \gamma_u \int_{t_0}^{t_f} \|u(t)\|_2^2 dt), \quad (10a)$$

muotoon

$$x'(t) = f_i(t, x(t), u(t), p), \quad t \in [h_{i-1}, h_i] \quad (10b)$$

$$x'(h_i^+) = c_i(x(h_i^-), p), \quad i = 1, \dots, m \quad (10c)$$

$$g(t, x(t), u(t), p) \geq 0, \quad t \in [h_{i-1}, h_i] \quad (10d)$$

$$r^{eq}(x(0), \dots, x(h_f), p) = 0, \quad (10e)$$

$$r^{ineq}(x(0), \dots, x(h_f), p) \geq 0, \quad (10f)$$

rekonstruoidaksemme sprinttiliikkeen dynamiikan täydellisesti. Muuttuja x tarkoittaa differentiaalitilan vektoria ja u muuttuja ohjausmuuttujien vektoreita. Muuttuja u koostuu siis yleistetyistä paikoista $q \in R^n \text{dof}$, nopeuksista $q' \in R^n \text{dof}$, ja nivelmomentista $\tau \in R^n \text{aktuoitu_dof}$. Nivelmomentti sisältää momenttien derivaatat $u = \tau' \in R^n \text{aktuoitu_dof}$. Tämä lähestymistapa perustuu pelkästään kinemaattisiin vertailutietoihin, eikä siinä ole otettu huomioon voimalaatoilta saatua dataa. Siten kaikkien liitosmomenttien ja maan vaikutusvoimien määrittäminen ilman jäännösvirheitä on mahdollista. Koska asianmukainen maakosketus varmistetaan yllä mainittujen rajoitusten ja dynaamisten mallinnusten avulla. Ratkaisu tarvitsee vielä solmujen lukumäärän pienimmän neliösumman menetelmien ratkaisua varten jokaiselle eri vaiheelle. (Emonds and Mombaur, 2021a)

3.3 Jousi-massa -malli

Juoksemista voidaan kuvailla nopeaksi pomppivaksi askellukseksi, ja sitä voidaan parhaiten mallintaa jousi-massa -mallilla. Kyseinen malli kuvaa kontaktin tekevää jalkaa massattomana lineaarisena jousena ja pistemassa edustaa puolestaan juoksijan keskipistettä. Kontaktissa jousena esitetty jalka painuu kasaan ja säilöo elastista energiaa keskiasentoon asti, jonka jälkeen se vapauttaa kerätyn energian mekaanisena energiana. Tässä mallissa jalka on kuviteltu täysin elastisena, kun taas tosiasiallisesti jalka on viskoelastinen, tarkoittaen sitä, että jalka palauttaa vain osan elastisesta energiastaan kontaktin loppuessa. Jousimainen reaktio myös säästää osan juoksijan tekemästä mekaanisesta energiasta, ja teoriassa vähentää juoksunopeuden ylläpitämiseen tarvittavaa lihasvoimaa ja mekaanista energiaa. Säilötyn ja vapautetun mekaanisen energian määrä on käänteisesti verrannollinen jalan jäykkyyteen. Jalan jäykkyys riippuu jalkaan kohdistuvan vaikuttavan voimavektorin suuruudesta ja suunnasta. (Beck, Taboga and Grabowski, 2016)

Yksinkertaisesti lineaarisena jousena ajateltuna jalan jäykkyyttä voidaan mallintaa kaavalla:

$$K_{jalka} = F_{huippu} / \Delta L, \quad (11)$$

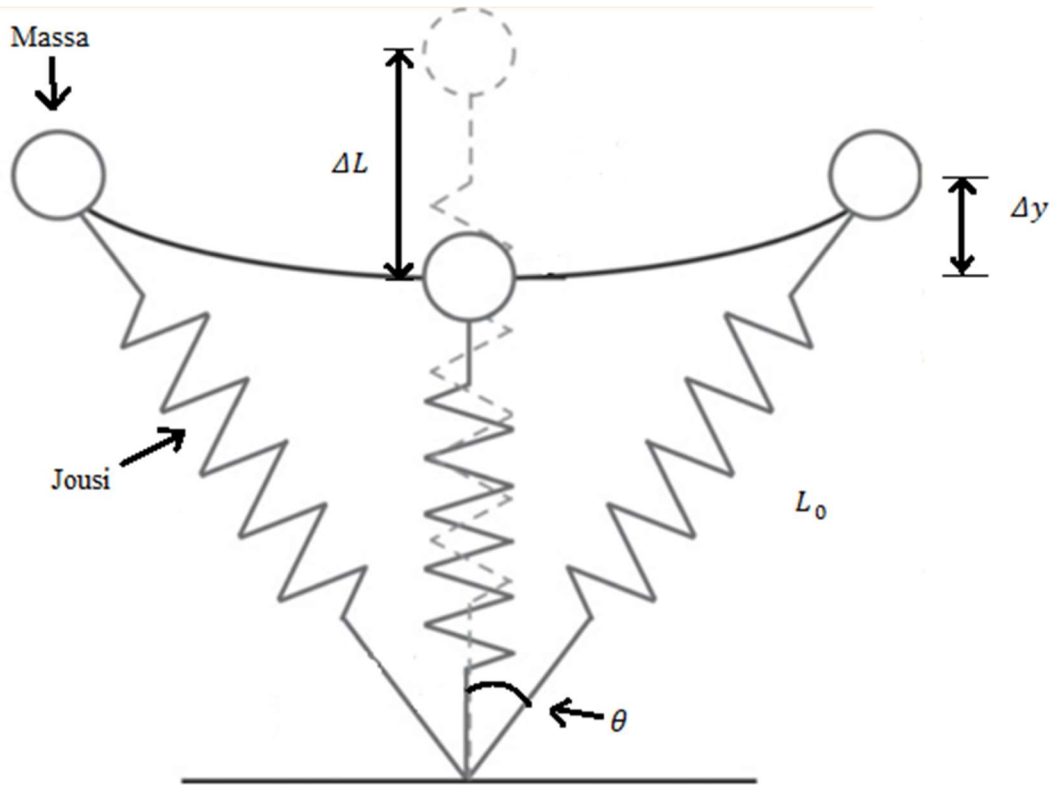
jossa K_{jalka} (N/m) on jalan jäykkyys, F_{huippu} (N) on käytetyn voiman maksimiarvo ja ΔL on jalan pituuden muutos normaalista, kun jalka on painunut kasaan mahdollisimman paljon kontaktin keskiasennossa. Laskennallisesti esitettynä se saadaan kaavasta:

$$\Delta L = \Delta y + L_0(1 - \cos\theta), \quad (12)$$

jossa Δy on pystysuuntaisen massan keskipisteen eli COM:n siirtymä, L_0 on jousena esitetyn jalan pituus ja θ on puolet jousen kulkemasta kulmasta maakontaktin aikana. Kulma θ saadaan laskennallisesti laskettua:

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{ut_c}{2L_0}\right), \quad (13)$$

jossa u on ihmisen nopeus (m/s) ja t_c on maakontaktin kesto. Kuvassa neljä merkittynä muuttujat niiden hahmottamisen helpottamiseksi (Hobara *et al.*, 2013)



Kuva 4. Jousi-massa -malli, mukaillen (McGowan *et al.*, 2012).

Jousi-massa -mallin avulla saadaan myös laskettua vertailutulos jalan jäykkyydelle, kun oletetaan että vaikuttava voima ja jalan pituuden muutos ovat maksimissa kontaktin puolivälissä eli keskiasennossa. Vertailutulos K_{vert} (N/m) saadaan laskettua kaavalla

$$K_{vert} = F_{huipp} / \Delta y, \quad (14)$$

jossa F_{hui} (N/m) on maksimi voima keskiasennossa ja Δy on jalan pituuden muutos keskiasennossa. Toinen vertailutulos saadaan laskemalla vääntäjousimomentti K_{nivel} (Nm/deg) nivelessä kaavalla

$$K_{nivel} = \Delta M_{nivel} / \Delta \theta_{nivel}, \quad (15)$$

jossa ΔM_{nivel} (Nm) on muutos liitoksen momentissa ja $\Delta \theta_{nivel}$ on nivelen kulmasiirtymä keskiasennossa. (Hobara *et al.*, 2013)

4 PROTEESIA KÄYTTÄVÄN JUOKSIJAN BIOMEKANIikka

Juoksemisen jousimaisen luonteen pohjalta kehittyneiden passiivis-elastisten juoksemiseen tarkoitettujen proteesien eli RSP:n tarkoitus on mahdollistaa amputoitujen urheilijoiden nopeampi juoksukyky. Nämä yleensä hiilikuidusta valmistetut laitteet muistuttavat ominaisuuksiltaan biologista jalkaa, esimerkiksi mekaanisen energian säilömistä ja palauttamista eli ESR:n kannalta. Ne eivät kuitenkaan pysty luomaan energiaa ollenkaan itse niin kuin biologinen nilkka, eivätkä ne palauta siihen varastoidusta elastisesta energiasta kuin 63—95 %. Biologien jalka sen sijaan pystyy tuottamaan mekaanista energiaa elastisten rakenteiden ja lihasten avulla ja tästä syystä voivat palauttaa jopa 241 % niihin varastoiduista energiasta liikuttaessa 2.8 m/s. (Beck, Taboga and Grabowski, 2016)

Proteeseja käyttävät urheilijat voivat mukautua käyttämään samanlaista jalka-jousimekaniikkaa kuin ei amputoidut urheilijat. Tämä on mahdollista, jos urheilija käyttää tietynlaista RSP:tä, joka jäljittelee biologista säären jäykkyyttä. Biologisilla jaloilla juoksevat urheilijat omaksuvat automaattisesti metabolisesti optimaalisen jalkojen jäykkyyden juoksemisen aikana pitämällä nilkanivelen jäykkänä. On oletettu, että proteesien jäykkyys pysyisi vakiona juoksunopeudesta riippumatta, mikä tarkoittaisi sitä, että se toimisi biologisen nilkan tavoin. Asiaa tutkittaessa on kuitenkin selvinnyt, että juoksunopeutta kasvatettaessa polven alapuolelta amputoidun urheilijan jalan/proteesin jäykkyys pienenee nopeuden kasvaessa. Tämä tarkoittaa sitä, että proteesien ja/tai jalkojen jäykkyys voi olla kääntäen verrannollinen nopeuden suhteen. Proteeseja mekaanisesti tutkittaessa on kuitenkin huomattu, että niiden voima-siirtymä-profiilit ovat kaarevia. Tämä viittaa siihen, että proteesien jäykkyys on epävakio ja riippuvainen voimasta. (Beck, Taboga and Grabowski, 2016)

Biologisia jalkoja käyttävän juoksijan ESR tapahtuu akillesjänteen kautta, jossa sitä kuvataan voiman suorituskyvyn tehostamisena. Tämä mahdollistaa ei-amputoidun urheilijan kohdistavan maahan suurempia voimia asteittain suuremmilla nopeuksilla. On tutkittu, että akillesjänteen ja muiden jänteiden yhdessä palauttama energia olisi jopa 42 % koko mekaanisesta työstä. Jotkut tosin väittävät, että lihasten tekemä työ määrittää ainoastaan mekaanisen työn määrän, mutta ei elastisesti varastoidun energian määrää.

Tämäkin on yksi syy, miksei voida varmuudella sanoa mahdollistaako jäykempi proteesi nopeamman maksiminopeuden. (Taboga, Beck and Grabowski, 2020)

Hystereesiä eli hukkaenergiaa tutkittaessa tarkastellaan yleensä elastisen energian menetystä suhteessa kerättyyn elastiseen energiaan. Biologisilla jaloilla juoksevan urheilijan hystereesiä on mitattu keinotekoisessa ympäristössä ja nisäkkäillä suoritetuissa tutkimuksissa. Näissä tutkimuksissa hystereesin määrän suuruus vaihteli suuresti keinotekoisessa ympäristössä (7–30 %), mutta nisäkkäillä suoritetussa tutkimuksessa tulokset olivat tarkempia (4.3–5.1 %). Proteeseilla, joissa on käytössä kumitassut, tulokset ovat olleet tasaisempia, esimerkiksi J-muotoisilla RSP:llä hystereesi on noin 4.3–5.1 %. Voidaan siis todeta, että riippumatta siitä käyttäkö urheilija proteesia juostessaan hänen varastoimasta elastisesta energiasta huomattava osa menee hukkaan juoksumatkoissa. (Taboga, Beck and Grabowski, 2020)

4.1 Proteesien mekaaniset ominaisuudet

Urheilijan suorituksen ja juoksumukavuuden maksimoinniksi proteesien mekaniikan tulee olla tiedossa suunnittelijoilla. Juoksemiseen tarkoitettuja proteeseja löytyy nykypäivänä paljon erilaisia jäykkyydeltään ja geometrialtaan. Yleisimpiä geometrioita ovat aiemmin Kuvassa 1 esitetyt C- ja J-malliset proteesit. Kuvasta 1 voidaan huomata, että näihin kahteen malliin mahtuu vielä äärettömästi erilaisia muotoja, joita proteeseissa on kokeiltu ja voidaan kokeilla. Jäykkyyttä pystytään muuttamaan vaihtamalla proteesin jousiosan materiaalia tai geometriaa. Jousiosa voidaan valmistaa esimerkiksi alumiinista, jostain toisesta kevyestä metallista tai hiilikuidusta, josta se yleensä tehdään. Hiilikuitujousen jäykkyyttä pystytään muokkaamaan geometrian lisäksi myös muuttamalla hiilikuidun koostumusta. Jäykkyyden muuttaminen mahdollistaa myös samalla geometrialla tehtävän proteeseja useaan käyttötarkoitukseen. Esimerkiksi eri pituisille juoksumatkoille tai eri painoisille käyttäjille. (Grobler *et al.*, 2017)

Beck, Taboga ja Grabowski (2016) suoritti tutkimuksen, jossa yritettiin selvittää proteesien mekaanisia ominaisuuksia. He onnistuivat todistamaan kokeellisesti, että proteesien jännitys-siirtymä-kuvaaja on kaareva, eikä lineaarinen. Tämä todistaa, että proteesin jäykkyys vaihtelee siihen kohdistuvan voiman perusteella. Tutkimuksessa huomattiin myös, että muuttamalla kulmaa, jossa proteesia jännitetään, saatavat jännitysarvot muuttuvat huomattavasti. Esimerkiksi kun proteesia kuormitettiin

kohtisuoraan alaspäin ilman kulmaa kuvaaja yliarvioi proteesin jäykkyyden 10 prosentilla verrattaessa oikeisiin kulmiin, joissa proteesia käytetään juostessa. Tutkimuksessa huomattiin myös, että J-mallisen RSP:n korkeus on kääntäen verrannollinen sen jäykkyyteen. (Beck, Taboga and Grabowski, 2016)

Jäykkyydellä pystytään suoraan vaikuttamaan GRF:n suuruuteen, joka on yksi määräävimmistä tekijöistä juoksunopeutta tutkittaessa. Jäykkyys vaikuttaa GRF:n lisäksi esimerkiksi proteesin ominaistajuuteen. Proteesin ominaistajuus saadaan proteesista tutkimalla sen dynaamista elastista vastetta eli DER:iä. Jos urheilija saa sovitettua lihastyön taajuuden vastaamaan proteesin ominaistajuutta syntyy trampoliiniefekti, jolla järjestelmän energia lisääntyy. Trampoliiniefektin on oletettu mahdollistavan bilateraalisesti amputoitujen urheilijoiden suorittamista. Sen sijaan yksipuolisesti amputoidun urheilijan on vaikeampi saavuttaa trampoliiniefekti, sillä ominaistajuuden saavuttaminen proteesin ja normaalin jalan yhdistelmällä on hankalampaa. (Grobler *et al.*, 2017)

4.1.1 DERTIS

Dynamic elastic response to impulse synchronisation eli dynaaminen elastinen vaste impulssin synkronointiin tarkoittaa tilannetta, jossa urheilija pystyy käyttämään proteesiaan sen ominaistajuudella ja saa sen resonoimaan ja vahvistamaan ominaistajuuden amplitudia. Jos proteesia pystyttäisiin käyttämään sen ominaistajuudella, proteesin ESR kasvaisi ja mahdollistaisi nopeamman juoksemisen. (Noroozi *et al.*, 2014)

RSP-proteeseja on tutkittu yhdistettynä ulkoiseen massaan, jotta proteesien ESR ominaisuuksista saataisiin enemmän tietoa. Näissä tutkimuksissa pyrittiin selvittämään proteesin ominaistajuutta, vaimennusta ja tasapainotilojen muotoa. Tutkimukset todistivat, että proteeseilla on ominaistajuuksia, jotka ovat lähellä normaalia askeltaajuutta juostessa. Tutkimuksissa ei kuitenkaan otettu huomioon, että juokseminen on impulssimaista, mikä saattaa vaikuttaa proteesin taajuuteen. Impulssin aiheuttamaa muutosta voitaisiin selvittää pudottamalla RSP maahan, joka vastaisi tilannetta, jossa juoksija ottaisi sillä askeleen. Noroozi *et al.* (2014) suoritti tällaisen testin, ja vahvisti jo aiemmin huomatuun mahdollisuuteen saada proteesi resonoimaan taajuudella, joka voitaisiin saavuttaa juostessa. (Noroozi *et al.*, 2014)

Resonointi ei kuitenkaan tarkoita automaattisesti, että RSP:n ESR-arvo paranisi. Resonoinnilla on kolme mahdollista vaikutusta proteesin dynaamisen elastiseen vasteeseen: se voi vähentää amplitudin suuruutta, se voi pitää amplitudin samana tai se voi kasvattaa sitä. Amplitudi pienenee, jos urheilijan askel tapahtuu vaiheen ulkopuolella tai sen voima ei ole yhtä suuri kuin amplitudin hävikki ensimmäisessä syklissä. Tämä aiheuttaa suuren vaimennuksen maakosketuksessa. Amplitudi pysyy samana, jos askel tapahtuu oikeassa syklissä, ja voiman suuruus on sama kuin ensimmäisen syklin hävikki. Amplitudia saadaan kasvatettua, jos askel tapahtuu oikeassa syklissä, ja sen voiman suuruus on suurempi kuin ensimmäisen syklin hävikki. (Noroozi *et al.*, 2014)

Noroozi *et al.* (2014) tutkimus osoitti, että DERTIS:tä voidaan hyödyntää proteeseissa. Mikäli urheilija pystyy käyttämään proteesia sen ominaistuuksilla amplitudi voi muuttua suuremmaksi tai pienemmäksi. Amplitudin kasvu tarkoitti jousiefektin suurenemista ja amplitudin lasku taas vaimensi jousen toimintaa. Jos DERTIS:tä osattaisiin hyödyntää proteeseissa oikein, se mahdollistaisi paraurheilijoiden nopeamman ja tehokkaamman juoksemisen. (Noroozi *et al.*, 2014)

4.1.2 Proteesien analysointi elementtimenetelmillä

Proteesien tutkiminen tapahtuu yleensä anatomisten mallien tai jäykän kappaleen mekaniikan kautta, joissa tutkitaan proteesien pyörimistä ja siirtymistä. Kontinuumimekaniikassa voidaan tutkia myös proteesien muodonmuutosta. ESR proteesit soveltuvat jopa paremmin kontinuumimekaaniseen tutkimukseen ainakin suorittaessa dynaamista analyysiä. Elementtimenetelmä eli FEM on yksi kontinuumimekaniikan laskennallisen mallinnuksen muoto, jolla proteesia voidaan analysoida. (Rigney, Simmons and Kark, 2015)

Rigney, Simmons ja Kark (2015) suorittama analyysi proteesista elementtimenetelmillä antoi laskennallista tietoa arvoista, joita aiemmin ei ole pystytty selvittämään. Yksi tällainen arvo oli esimerkiksi varastoitunut jännitysenergia. Nopeassa kävelyssä jännitysenergian maksimi oli 80 J, ja matemaattisesti sen arvo on mallinnettu kävelyssä olevan noin 15–18 J. Jännitysenergian avulla voidaan selvittää proteesin kokonaistehokkuus, jos tiedetään myös vaimentuneen energian suhde. Normaalisti kokonaistehokkuus on jouduttu laskemaan mekaanisista testeistä. FEM-laskenta

yhdistettynä luiden elementtimallinnukseen parantaa FEM-laskennan tarkkuutta vielä perinteisistä suoran dynamiikan menetelmistä. (Rigney, Simmons and Kark, 2015)

Rigney, Simmons ja Kark (2015) selvitti FEM laskennan avulla myös RSP:n von Mises-jännityskuvaajan. Tämä kuvaaja kertoi esimerkiksi maksimijännityksen sijaitsevan J-mallisen proteesin kantapäähän kohdalla, ja sen suuruus oli noin 380 MPa. Tämä jännityspiikki sijoittui askeleen keskivaiheille, kuten on oletettu käyvän juostessa ja kävellessä. Muita elementtimenetelmillä saatavia tietoja olisi esimerkiksi ominaistaajuus ja nurjahduskerroin, joita tässä laskennassa ei kuitenkaan selvitetty. (Rigney, Simmons and Kark, 2015)

Elementtimenetelmien soveltaminen proteesien ominaisuuksien selittämiseen on vielä hyvin uutta, minkä takia parantamisen varaa riittää. Esimerkiksi Rigney, Simmons ja Kark (2015) suorittama mallinnus simuloitulla reaktivoimalla ei aikaansaanut vastaavanlaista värähtelyä kuin fyysisillä kokeilla. Syy tälle oli ilmeisesti kyseisen simulaation hidas ja lähes staattiselta vaikuttava luonne. Myös sopivan elementtiverkon muodostaminen proteesille tuotti ongelmia, joka väärästi osaltaan tuloksia esimerkiksi reaktivoiman muodon osalta. Tutkimuksen tarkkuutta voitaisiin parantaa mallintamalla proteesin hiilikuitu heterogeenisenä ortotrooppisena materiaalina. Heterogeeninen tarkoittaa sitä, että materiaalissa on useita kerroksia ja ortotrooppinen taas sitä, että materiaalilla on eri suuntaisiin kuormituksiin eri kapasiteetti. (Rigney, Simmons and Kark, 2015)

4.2 Proteesia käyttävän urheilijan jalan jäykkyystarkastelu

Proteesivalmistajat eivät ilmoita proteesien jäykkyyttä suoraan missään yksikössä kuten kN/m vaan käyttävät omaa skaalaustaan, jossa ovat luokitelleet proteesien jäykkyydet esimerkiksi seitsemään eri luokkaan. Näitä luokkia valmistaja suosittelee proteesin käyttötarkoituksen ja käyttäjän massan mukaan. Proteesien jäykkyyksien selvittäminen tarkasti tehdään kohdistamalla siihen voimaa tietyssä kulmassa, joka päätellään tutkittavan lajin avulla. Juostessa maahan kohdistuvat voimat eli GRF:t saavat huippunsa maakontaktin ollessa kohtisuorassa tasoon nähden, ja saavat suuruudeksi jopa 3.3 kertaisen voiman juoksijan massaansa nähden juostessa 10.8 m/s. Maksivoiman saavutettuaan proteesi liikkuu eteenpäin sagittaalitasossa verrattaessa GRF:n vektorin suuntaan. Tästä syystä aiheutuva momentti on pienempi lyhyemmällä ihmisillä, koska

momenttivartena toimiva proteesi on lyhyempi. Pienempi momentti saa taas proteesin käyttäytymään jäykempänä, koska pystysuuntainen siirtymä pienenee. (Beck, Taboga and Grabowski, 2016)

Toisin kuin biologiset jalat, proteesien jäykkyyttä ei voida muokata liikuttaessa. On tutkittu, että biologisilla jaloilla juokseva urheilija pitää jalkojen jäykkyyden lähes samana koko suorituksen ajan, mutta kasvattaa vertikaalista jäykkyyttä. Proteeseilla juostessa jousi taas käyttäytyy jäykemmin, kun se altistetaan suuremmalle voimalle. Tästä syystä proteeseja käyttävä juoksija kasvattaa vertikaalista jäykkyyttä, mutta ei saa pidettyä jalan tai proteesin jäykkyyttä yllä. Juoksunopeuteen vaikuttaa myös merkittävästi se, kuinka jäykkää proteesia käytetään. Jäykemmällä jousella GRF:n arvot nousevat, vertikaalinen jäykkyys kasvaa sekä maakontaktin kesto pienenee. Tämä tulos viittaisi siihen, että jäykempi jousi mahdollistaisi nopeamman juoksemisen. Valitettavasti jäykkyyden kasvatus vaikuttaa kuitenkin negatiivisesti muihin biomekaanisiin muuttujiin, jotka myös ovat kriittisessä osassa määrittämässä juoksunopeutta. Etenkin suurilla nopeuksilla (yli 7 m/s) eroavaisuudet jäykemmän ja vähemmän jäykän jousen välillä ovat minimaalisia. Tästä syystä on edelleen epäselvää vaikuttako proteesin jäykkyys kuitenkaan huippunopeuteen. (Taboga, Beck and Grabowski, 2020)

Syy miksi jalan jäykkyys laskee suuremmilla nopeuksilla proteesia käyttävällä urheilijalla, on GRF:n pieneneminen ja kasvanut jalan kompressio. Jalkojen jäykkyys itsessään on yksi tärkeimmistä parametreista, joka vaikuttaa juostessa huippunopeuteen. Vaikka proteesia jäykistämällä voidaan GRF:ää kasvattaa uskotaan, että urheilijan kyky moduloida koko jalan jäykkyyttä heikkenee proteesia jäykistäessä. Jalan jäykkyyden pieneneminen taas osaltaan saa aikaan GRF:n pienenemisen. Rigney, Simmons ja Kark (2015) suorittamassa tutkimuksessa biologisilla jaloilla jalan jäykkyys kasvaa huippunopeuteen päästessä jopa 29 %, kun taas paraurheilijalla proteesia käyttävän jalan jäykkyys laskee jopa 17 % huippunopeuteen päästessä. Vertikaalinen jäykkyys sen sijaan nousi kaikilla tutkimukseen osallistuneilla urheilijoilla. (McGowan *et al.*, 2012)

Jousi-massa -mallilla saadaan arvokasta tietoa juoksemisen mekaniikasta, mutta se tarjoaa vain vähän tietoa mekanismeista, jotka ovat laskettujen arvojen takana. Juokseminen koostuu usean eri lihaksen, jänteen ja nivelsiteen yhtäaikaista koordinoitua käytöstä. Tutkimusten mukaan jalan jäykkyyttä ei suoraan ole voitu yhdistää juoksunopeuteen, mutta sitä muuttamalla voidaan kasvattaa askeltaajuutta ja tätä

kautta myös juoksunopeuden pitäisi kasvaa. Jalan jäykkyyden kasvatus tapahtuu etenkin polvi- ja nilkkanivelien jäykkyyden muuntamisella. Näitä kahta tutkittaessa on huomattu, että nilkan jäykkyys ei muutu juurikaan, mutta polven jäykkyys kasvaa nopeuden kasvaessa. Nilkan jäykkyyttä proteesia käyttävällä urheilijalla ei ole, mutta polven jäykkyyttä on pystytty vertaamaan normaaliin jalkaan. Vertailussa on selvinnyt, että biologisen ja proteesilla varustetun jalan polvimomentit eroavat toisistaan huomattavasti. (McGowan *et al.*, 2012)

Jalan maahan aiheuttamaa voimaa tarkasteltaessa selvisi, että maksimivoima saavutettiin ennen jalkapuristusta, mikä kertoo siitä, että kuormitusjäykkyys on suurempi kuin purkautumisjäykkyys jalassa. Epäillään myös, että jo aiemmin todettu jalan jäykkyyden kasvatus RSP:llä varustetussa jalassa ei onnistu. Syy tähän on RSP:n jäykkyyden hallitsevuus jalan kokonaisjäykkyydestä. Tämän epäillään johtuvan vaihtelevasta jäykkyydestä eri asentojen aikana, johon jalka ja proteesi joutuvat juostaessa. (McGowan *et al.*, 2012)

Taboga, Beck ja Grabowski (2020) tutkimus osoitti, että yksinomaan proteesin jäykkyyden muuttamisella ei ollut merkittävää eroa juoksunopeuteen. Proteesin jäykkyyden kasvaessa maahan saadaan aiheutumaan suurempia voimia, minkä teoriassa pitäisi kasvattaa juoksunopeutta. Ongelmana on kuitenkin juoksunopeuden kasvun aiheuttama negatiivinen muutos kontaktiaikaan t_c , ilmaisaikaan t_a , kontaktipituuteen L_c sekä jalan/proteesin jäykkyyteen K_{leg} ja vertailujäykkyyteen K_{vert} , kun käytetään jäykempää proteesia. Tutkitulla mallilla sen sijaan oli tuloksissa todella suuri merkitys. Esimerkiksi J-muotoisella proteesilla saatiin keskimäärin suurempia GRF:ä ja lyhyempiä kosketusaikoja verrattuna C-mallisiin proteeseihin. (Taboga, Beck and Grabowski, 2020)

Tutkittaessa jäykkyyden vaikutusta juoksemisessa vaadittavaan metaboliseen energiaan selvisi, että käyttämällä suositeltua jouta vähemmän jäykkää versiota energian tarve pieneni. Vähentämällä jäykkyyttä $0.1 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ käyttäjän massaa kohden juoksemiseen tarvittavan energian tarve pieneni 9.2 %. Jäykkyyden pienentäminen vähensi GRF:n suuruutta, askeltaajuutta ja jalanjäykkyyttä, mutta paransi muita juoksemisen biomekaniikkaan vaikuttavia muuttujia. Tuloksissa oli kuitenkin jälleen vaihtelua erimallisten proteesien välillä. Ero voi johtua hystereesin suuremmasta arvosta

C-mallisilla proteeseilla tai esimerkiksi juoksijan saavuttamasta paremmasta tasapainosta. (Beck, Taboga and Grabowski, 2017b)

Beck, Taboga ja Grabowski (2017b) suorittama tutkimus todisti aiemminkin epäillyn yhteyden jalan ja proteesin jäykkyyden välillä. Tulokset osoittivat, että proteesin jäykkyyttä muuttamalla myös koko jalan jäykkyys muuttuu juostessa. Tuloksissa selvisi myös, että päinvastoin kuin ei-paraurheilijalla juoksemisen biomekaniikka muuttuu juostavan pinnan/maaston mukaan. Biomekaanisesti kuvattuna jalkojen jäykkyys tarkoittaa yhdistelmää sagittaalitasonivelen vääntöjäykkyydestä ja jalkasegmentin geometriasta. Juoksija pystyy muuttamaan jalan jäykkyyttä juostaessa pääasiassa polvinivelen jäykkyyden avulla. (Beck, Taboga and Grabowski, 2017b)

Beck, Taboga ja Grabowski (2016) suorittama tutkimus osoitti, että amputoidut juoksijat muuttavat jalan jäykkyyttä käänteisesti verraten pintaan, jolla juostaan. Tämä mahdollistaa jalkojen jäykkyyden pysyvän lähes samana juoksemisen aikana. Lisäksi he totesivat käänteisen suhteen jalkojen jäykkyyden ja juoksunopeuden välillä. Esimerkiksi kasvatettaessa juoksunopeutta kolmesta seitsemään m/s proteesi jäykistyi $3.2 \text{ kN} * \text{m}^{-1}$ mikä vähentää jalan jäykkyyttä $1.65 \text{ kN} * \text{m}^{-1}$. Juostaessa kovempaa proteesien jäykkyyksien erojen todettiin pienenevän, minkä pohjalta voimme todeta proteesien jäykkyydellä olevan eniten merkitystä pidempien juoksumatkojen saralla, jossa nopeus ei ole niin korkea. (Beck, Taboga and Grabowski, 2017a)

5 YHTEENVETO

Tässä kandidaatintyössä oli tarkoituksena selvittää tärkeimmät ominaisuudet juoksemisessa käytettäville proteeseille ja tutustua juoksemisen mekaniikkaan etenkin jalkaproteesia käyttävän urheilijan osalla. Työssä pyrittiin yhdistämään omaa kiinnostuneisuutta mekaniikkaan, lääketieteeseen ja urheiluun.

Ensimmäisessä käsittelykappaleessa tutustuttiin jalkaproteeseihin yleisesti, sekä hiukan niiden historiaan ja käytettäviin materiaaleihin. Proteesien historia saa alkunsa jo antiikin kreikasta, ja hyvin pitkän aikaa niiden päävalmistusmateriaali oli puu. Nykyään proteeseissa kuitenkin hyödynnetään kevyitä metalleja ja hiilikuitua. Jousimaisen, nilkkaa muistuttavan proteesimallin myötä myös RSP:t eli juoksemiseen tarkoitetut proteesit kehittyivät. RSP:lle tyypillistä on jousimainen geometria ja toimintatapa. RSP:t voidaan karkeasti jakaa geometrian mukaan C- ja J-mallisiin proteeseihin.

Toinen käsittelykappale tarkasteli liikkumisen mallintamista. Tarkoituksena oli selvittää mitä laskennallinen mallintaminen on ja mitä se vaatii. Kappale alkoi kuitenkin historialla liikkeen mallintamiseen, joka sai alkunsa jo kuuluisasta filosofina tunnetusta Aristoteleesta. Tärkeimpänä liikkeen mallintamisen edistysaskeleena pidetään kameraa, jolla saatiin hidastettua liikettä tarkempaa tarkastelua varten. Nykypäivänä liikkeen mallintaminen pohjautuu tietokoneella tehtävään malliin ihmisestä, ulkoisiin mitattuihin voimiin ja mitattuihin siirtymin.

Matemaattisesti liikkumista mallinnetaan yleensä yhdestä askelparista, ja se perustuu liikkumisen jakamiseen eri osiin. Juostessa nämä osat ovat ilmassaolo ja maakontakti, jotka liittyvät toisiinsa ilmaannousun hetkellä ja maakosketuksella. Matemaattisesti tämän mallintaminen on suhteellisen työläs ja paljon rajoituksia vaativa prosessi, jossa on tarkoituksena selvittää maksiminopeuteen vaikuttavat suureet. Näitä suureita ovat esimerkiksi GRF eli maareaktiovoima, jalan jäykkyys, askeltaajuus ja askelpituus. Nämä ovat samat kaikilla urheilijoilla riippumatta siitä, käyttäkö hän proteesia vai ei. Jousimassa -mallinnus ajattelee kontaktin tekevää jalkaa massattomana lineaarisena jousena, joka kannattelee pistemassaa. Tämän mallintamisen avulla saadaan laskennallisesti selvitettyä muun muassa jalan jäykkyys, joka on ehkä tärkein suure juoksunopeutta tarkasteltaessa.

Kolmannessa ja viimeisessä käsittelykappaleessa perehdytään tarkemmin juoksijaan, joka käyttää proteesia. Kappaleessa todetaan esimerkiksi, että proteesin ESR eli energian säilöntä ja palautus prosessi vastaa melko pitkälle biologisia jalkoja käyttävän urheilijan vastaavaa prosessia. Ilman biologista nilkkaa proteesia käyttävän urheilijan jalan jäykkyys tulee yhdessä proteesista, polven nivelmomentista ja jalan lihasten jäykkyydestä. Työssä tarkasteltiin myös hystereesiä, eli hukkaenergiaa jalassa juostessa, joka on noin 5 % riippumatta siitä käyttääkö proteesia vai ei. Selvisi myös, että urheilijan pystyessä vastaamaan jalalla proteesin ominaistaajuutta voi sen saada resonoimaan ja täten kasvattaa amplitudin suuruutta. Tästä ilmiöstä käytetään nimeä DERTIS eli dynaaminen elastinen vaste impulssin synkronointiin.

Proteesin mekaanisia ominaisuuksia tutkittaessa tärkeimpiä arvoja ovat jäykkyydet, koska niillä on suora vaikutus juoksunopeuteen ja -mukavuuteen. Jäykkyyttä tutkittaessa on tärkeää tutkia proteesia eri suuruisilla voimilla ja kulmilla, koska ne vaikuttavat proteesin käyttöjäykkyyteen merkittävästi. Jäykemmän proteesin epäiltiin mahdollistavan nopeamman juoksunopeuden, mutta tarkemman tarkastelun jälkeen selvisi, että jäykkyyden kasvattamisen antama hyöty heikkenee nopeuden kasvaessa. Suositeltua jousia vähemmän jäykällä mallilla sen sijaan oli suuri merkitys juoksemisen vaadittavaan energian määrään. Vähemmän jäykkä jousi siis pienensi energian tarvetta.

LÄHDELUETTELO

Hortonsoandp, 2019. Prosthetics what are they and how do they work [verkkodokumentti]. Little Rock: Horton. Saatavissa: <https://www.hortonsoandp.com/prosthetics-what-are-they-and-how-do-they-work/> [viitattu 13.3.2023]

Beck, O.N., Taboga, P. and Grabowski, A.M. (2016) ‘Characterizing the mechanical properties of running-specific prostheses’, *PLoS ONE*, 11(12). Available at: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0168298>.

Beck, O.N., Taboga, P. and Grabowski, A.M. (2017a) ‘How do prosthetic stiffness, height and running speed affect the biomechanics of athletes with bilateral transtibial amputations?’, *Journal of The Royal Society Interface*, 14(131), p. 20170230. Available at: <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0230>.

Beck, O.N., Taboga, P. and Grabowski, A.M. (2017b) ‘Reduced prosthetic stiffness lowers the metabolic cost of running for athletes with bilateral transtibial amputations’, *Journal of Applied Physiology*, 122(4), pp. 976–984. Available at: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00587.2016>.

Emonds, A.L. *et al.* (2019) ‘Comparison of Sprinting With and Without Running-Specific Prostheses Using Optimal Control Techniques’, *Robotica*, 37(12), pp. 2176–2194. Available at: <https://doi.org/10.1017/S0263574719000936>.

Emonds, A.L. and Mombaur, K. (2021a) ‘Asymmetry in three-dimensional sprinting with and without running-specific prostheses’, *Symmetry*, 13(4). Available at: <https://doi.org/10.3390/sym13040580>.

Emonds, A.L. and Mombaur, K. (2021b) ‘Using Subject-Specific Models to find Differences in Underlying optimization Criteria of Sprinting with and without Prostheses’, in *2020 IEEE-RAS 20th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pp. 283–290. Available at: <https://doi.org/10.1109/HUMANOIDS47582.2021.9555685>.

Grobler, L. *et al.* (2017) 'Characterisation of the responsive properties of two running-specific prosthetic models', *Prosthetics and Orthotics International*, 41(2), pp. 141–148. Available at: <https://doi.org/10.1177/0309364616660249>.

Hobara, H. *et al.* (2013) 'Amputee locomotion: Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses', *Journal of Biomechanics*, 46(14), pp. 2483–2489. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.009>.

Howe, P.D. (2011) 'Cyborg and supercrip: The paralympics technology and the (Dis)empowerment of disabled athletes', *Sociology*, 45(5), pp. 868–882. Available at: <https://doi.org/10.1177/0038038511413421>.

Lu, T.-W. and Chang, C.-F. (2012) 'Biomechanics of human movement and its clinical applications', *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(2S), pp. S13–S25. Available at: <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.kjms.2011.08.004>.

McGowan, C.P. *et al.* (2012) 'Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses', *Journal of The Royal Society Interface*, 9(73), pp. 1975–1982. Available at: <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0877>.

Noroozi, S. *et al.* (2014) *The Dynamic elastic response to impulse synchronisation (DETTIS) of composite prosthetic energy storing and returning feet.*

Quinlan, J. *et al.* (2020) 'Using mechanical testing to assess the effect of lower-limb prosthetic socket texturing on longitudinal suspension', *PLOS ONE*, 15(8), pp. e0237841-. Available at: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237841>.

Rigney, S.M., Simmons, A. and Kark, L. (2015) 'Concurrent multibody and Finite Element analysis of the lower-limb during amputee running', in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 2434–2437. Available at: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318885>.

Taboga, P., Beck, O.N. and Grabowski, A.M. (2020) 'Prosthetic shape, but not stiffness or height, affects the maximum speed of sprinters with bilateral transtibial amputations', *PLOS ONE*, 15(2), pp. e0229035-. Available at: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0229035>.

Yamanaka, S. *et al.* (2011) 'Designing the Sports Prosthetic Leg', in *Proceedings of the 2nd Augmented Human International Conference*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery (AH '11). Available at: <https://doi.org/10.1145/1959826.1959841>.