

ALARAAJA-AMPUTOITUJEN JUOKSUN BIOMEKANIikka

Minna Truhponen

Pro seminaari tutkielma

Erityisliikunta

Kevät 2013

Liikuntakasvatuksen laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaaja: Pauli Rintala

TIIVISTELMÄ

Truhponen, Minna. 2013. Alaraaja-amputoitujen juoksun biomekaniikka. Erityisliikunta. Kandidaatin tutkielma. Liikuntakasvatuksen laitos, Jyväskylän yliopisto. 27 sivua.

Oscar Pistorius on yksi paralympiaurheilun viime vuosien suurimmista nimistä. Hänen juoksunsa vammattomien kilpailuissa ovat herättäneet suurta keskustelua, ja tämän kirjallisuuskatsauksen tarkoituksena onkin tarkastella, miten alaraaja-amputoidun ja amputoitomattoman urheilijan juoksun biomekaniikka eroaa toisistaan. Amputaatio tarkoittaa raajan tai jonkin sen osan menettämistä. Valtaosassa amputaatioista on taustalla verisuonisairaus. Proteesien avulla pyritään korvaamaan menetetty raaja. Kävelyn ja juoksun biomekaniikat eroavat toisistaan. Erot kävelytekniikoissa amputoidun ja amputoitomattoman välillä ovat pieniä ja suurenevat etenemisnopeuden kasvaessa. Amputoitomaton urheilija kasvattaa juoksunopeutta lisäämällä askelpituutta, kun taas amputoitu urheilija lisää myös askeltiheytttä. Juoksunopeuden lisääntyessä kasvaa maata kohti tuotettu voima. Kasvu on pienempää amputoidulla kuin amputoitomalla juoksijalla. Amputoitu juoksija myös tuottaa voiman hitaammin kuin amputoitomaton juoksija. Erot kontaktiajoissa ja voimantuotossa ovat pieniä hitailla nopeuksilla mutta kasvavat nopeuden kasvaessa. Nivelkulmissa merkittävin ero amputoitomattoman ja amputoidun juoksijan välillä havaitaan nilkoissa. Proteesiraajan nilkka ei ojennu juoksuaskeleen aikana samoin kuin terveen raajan nilkka. Juoksija, jolta on amputoitu vain toinen raaja, kompensoi proteesiraajan pienemmän voimantuoton lantion lihaksilla. Vartalokulma juoksussa jää hieman pienemmäksi amputoidulla kuin amputoitomalla urheilijalla, mikä mahdollistaa tasapainoisen juoksun raajojen voimantuottoeroista huolimatta. Proteesien tehtävänä on varastoida energiaa juoksun aikana samalla tavoin kuin terveen raajan jänteet tekevät. Nykyisin pikajuoksijat käyttävät hiilikuituproteesia, jossa ei ole kantapääkomponenttia laisinkaan. Pikajuoksunopeuden kasvattamiseksi on tärkeää keskittyä harjoittelussa sekä maksimivoima- että nopeusharjoitteluun. Urheilijan, jolta on amputoitu vain toinen raaja, tulisi lisäksi keskittyä keskivartalon voimaharjoitteluun ja mahdollisesti myös tasapainoharjoitteluun tasapainoisen juokсутekniikan saavuttamiseksi.

Avainsanat: pikajuoksu, voimantuotto, nivelkulmat, Oscar Pistorius

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO	4
2 AMPUTAATIO	6
2.1 Alaraaja-amputaatio	6
2.2 Proteesit.....	7
3 ALARAAJA-AMPUTOIDUN JA AMPUTOIMATTOMAN ERO JUOKSUN BIOMEKANIIKASSA	10
3.1 Juoksunopeus	11
3.2 Kontakiaika	11
3.3 Voimantuotto	13
3.4 Nivelkulmat.....	15
3.5 Proteesin vaikutus biomekaniikkaan.....	18
4 OSCAR PISTORIUS – THE BLADE RUNNER.....	20
5 POHDINTA	22
6 LÄHTEET.....	24

1 JOHDANTO

Oscar Pistorius on yksi paralympiaurheilun suurimmista uranuurtajista. Hänet tunnetaan maailmanlaajuisesti niin vammaisten kuin vammattomienkin piireissä. Hän on taistellut tiensä pikajuoksun huipulle vammattomien urheilijoiden keskellä, vaikka hänellä ei ole jalkoja. Hän käyttää juostessaan proteeseja, joihin perustuu myös hänen lempinimensä: The Blade Runner. Hän on monelle suuri sankari mutta hän on herättänyt myös suurta keskustelua urheiluväen keskuudessa (Steinberg 2013). Onko hän soveliasta, että molemmista alaraajoistaan amputoitu urheilija osallistuu vammattomien kanssa samoihin kilpailuihin?

Juokseminen on yksi ihmisen perinteisimmistä liikkumismuodoista. Jo lapsesta alkaen ihminen oppii juoksemaan omaksi ilokseen, myöhemmin kuntoillakseen ja pysyäkseen terveenä. Entä mitä tapahtuu, jos onnettomuuden tai jonkun muun syyn seurauksena ihminen menettää yhden tai jopa useamman raajansa? Muuttuuko liikkuminen sen seurauksena?

Amputaatio on äärimmäinen ratkaisu, ja mikäli siihen päädytään, sen jälkeisen kuntoutuksen pääasiallinen tavoite monille potilaille on saavuttaa kokonaisvaltainen ja aktiivinen elämäntapa. Joillekin siihen liittyy kilpaurheilu. (Buckley 1999.) Myös amputoitu urheilija voi menestyä vammattomien kisoissa, sen on tämän hetkinen suurin paralympia-urheilija Oscar Pistorius näyttänyt. Amputoitujen juoksijoiden osallistumisesta vammattomien kilpailuihin on keskusteltu paljon, sillä heidän on arveltu saavan kohtuutonta etua proteeseistaan (Weyand ym. 2009).

Biomekaniikka on tieteen ala, joka tutkii mekaniikan keinoin biologisen systeemin rakennetta ja toimintaa (Hatze 1974). Erityinen urheilun biomekaniikka on siis tutkijoiden käyttämä mekaniikan tapa tutkia, miten eri voimat vaikuttavat urheilun suorituskykyyn (Bartlett, R. 1999, 14). Biomekaniikan avulla voidaan tarkastella esimerkiksi kävelyn tai juoksun aikaista raajojen toimintaa, nivelten liikeratoja ja eri suuntiin tuotettuja voimia.

Tämän kirjallisuuskatsauksen tarkoituksena on tutustua alaraaja-amputaatioon ja siihen, miten se vaikuttaa juoksun biomekaniikkaan verrattuna amputoimattomaan urheilijaan. Erityisesti tässä työssä keskitytään polven alapuolelta amputoituihin urheilijoihin, mutta kuvataan myös joitain eroja, joita esiintyy polven yläpuolelta amputoiduilla urheilijoilla. Tutkimuksessa tutustutaan myös viime vuosien tunnetuimman alaraaja-amputoidun urheilijan, Oscar Pistoriuksen, tapaukseen.

2 AMPUTAATIO

Amputaatio-termiä käytetään operaatiosta, jossa henkilö menettää raajansa tai osan siitä. Amputaatio voi johtua synnynnäisestä raajan tai sen osan puuttumisesta, sairauden aiheuttamasta kuoliosta tai onnettomuudesta. (Squair & Groeneveld 2003, 50.) Amputaatio on äärimmäinen ratkaisu, ja päädytään vasta kun muita vaihtoehtoja ei enää ole (De Jone & Higgins 1964). Suomessa yli puolessa amputaatioista on taustalla diabetes (Ikonen ym. 2010).

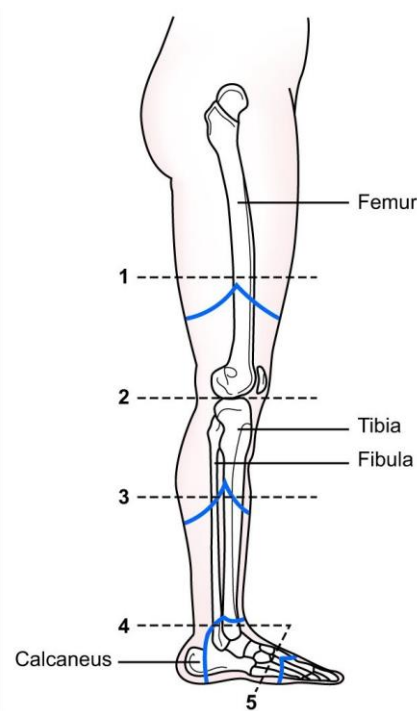
2.1 Alaraaja-amputaatio

Alaraaja-amputaatio tarkoittaa nimensä mukaisesti toisen tai molempien alaraajojen tai niiden osan menettämistä. Yleisin syy alaraaja-amputaatioon on verisuonisairaus, jolloin raajan verenkierto ei ole riittävä. (Solonen & Huittinen 1991, 22, 55). Verenkierron häiriöistä johtuvia amputaatioita on yli puolet kaikista alaraaja-amputaatioista (Miller ym. 2002). Alaraaja-amputaatio voidaan karkeasti jakaa polven ylä- ja alapuoliseen amputaatioon. Lähes kolme neljäsosaa (73 %) alaraaja-amputaatioista on polven alapuolisia, ja vain yksi neljäsosa (27 %) polven yläpuolisia (Miller ym. 2002). Kuva 1 näyttää tarkemmat alaraaja-amputaation tasot.

Alaraaja-amputaatio vaikuttaa yleensä yksilön massakeskipisteen sijaintiin ja sitä kautta tasapainoon ja koordinaatioon (Squair & Groeneveld 2003, 50; Miller ym. 2002). Amputaation seurauksena alaraajan tynkä pyrkii helposti virheasentoon, joita pyritään estämään ja korjaamaan aloittamalla kuntoutus mahdollisimman nopeasti amputaation jälkeen. Amputaation jälkeisen välittömän kuntoutuksen tavoitteena onkin raajan nivelten liikelaajuuksien säilyttäminen, lihasten vahvistaminen ja yleiskunnon kohottaminen. (Solonen & Huittinen 1991, 111.)

Tyngän kanssa yleisesti esiintyviä ongelmia ovat muun muassa pehmytkudosvauriot, hiertymät ja epäsojivat proteesit (White & Burnham 2003, 506). Nämä asiat pitää osata ottaa huomioon myös liikkumista suunniteltaessa. Sen sijaan yleisesti selkäydinvammaisilla esiintyviä ongelmia, kuten rajoitteita liikkuvuuksissa, aerobisissa testeissä tai

autonomisessa tekemisessä tai väsymisessä ei yleensä esiinny amputoiduilla. (Squair & Groeneveld 2003, 62-63.)



KUVA 1. Alaraaja-amputaation yleisimmät tasot. 1) polven yläpuolinen (transfemoral), 2) Polvi-amputaatio, 3) Polven alapuolinen (transtibial), 4) nilkka-amputaatio, 5) jalkapohjan amputaatio. Calcaneus = kantaluu, tibia = sääriluu ja fibula = pohjeluu, femur = reisiluu. (Harker 2006.)

2.2 Proteesit

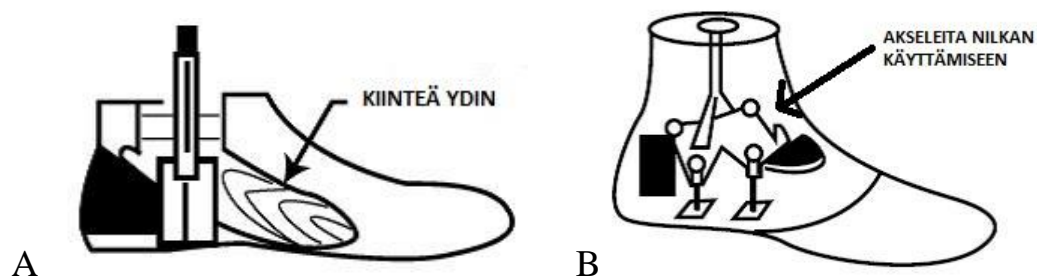
Amputoitujen kuntoutumista voidaan edistää proteeseille. Proteesi on ulkoinen ja keino-tekoinen kehon jonkun osan korvike. Entisaikoina proteesit olivat painavia ja yksinkertaisia, monesti puusta tai raudasta tehtyjä, mutta teknologian edistyessä ne ovat kehittyneet kevyemmiksi ja monimutkaisemmiksi. Proteeseista on tullut myös käytännöllisempiä. Nykyään proteeseja on mahdollista jopa säätää ulkoisesti tietokoneen avulla. Varsinkin viimeisen vuosikymmenen aikana proteesit ovat kehittyneet valtavasti ja nykyään onkin jo mahdollista valita proteesimalli käyttötarkoituksen ja elämäntyylin mukaan. (Perreault 2003, 544-545, 547-548).

Proteesien käytön tavoitteena on, että amputoitu saavuttaisi liikunta- ja toimintakyky, joka olisi mahdollisimman lähellä tilannetta ennen amputaatiota. (Squair & Groeneveld

2003, 50.) Proteesien kehittymisen myötä myös amputoitujen osallistuminen liikuntaan on lisääntynyt. Nykyään tietotekniikan avulla proteesit saadaan tehtyä yksilöllisesti ja nopeasti hyvin istuviksi. (Perreault 2003, 548, 550.) Kaikille alaraaja-amputoiduille proteesi ei kuitenkaan ole paras vaihtoehto, vaan jotkut valitsevat mieluummin pyörätuolin liikkumiseensa. (Squair & Groeneveld 2003, 50; Solonen & Huittinen, 111).

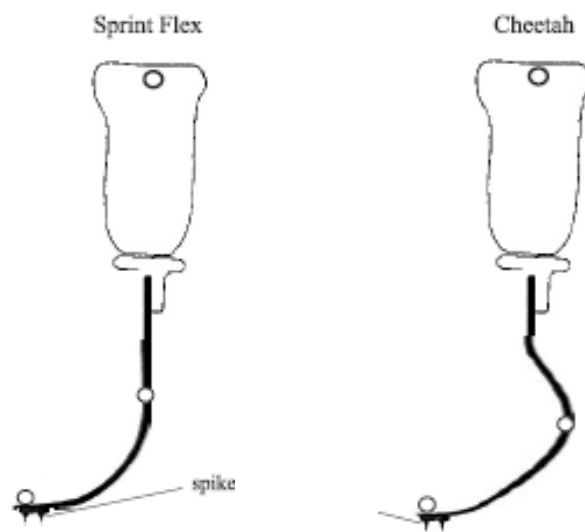
Proteesien tärkeitä ominaisuuksia ovat muun muassa lujuus, muokattavuus, ominaispaino ja sitkeys. Tästä syystä välineet ovatkin sekoitus erilaisia materiaaleja: metallia, keramiikkaa, polymeereja ja komposiittia. Näitä materiaaleja sekoittamalla oikein, proteeseista on mahdollista saada optimaalisia siten, että ne kohtaavat sekä lajin vaatimukset että yksilön omat tarpeet. (Froes 1997, Perreault 2003, 548)

Yksinkertaisin proteesi on SACH (solid ankle cushioned heel, kuva 2A). SACH-proteesi on kiinteä kokonaisuus, joka muotoilee ihmisjalkaa. Kyseistä proteesia käytävällä nilkan esimerkiksi nilkan käyttö on minimaalista ja proteesi onkin tarkoitettu heille, jotka kävelevät vain vähän ja hitaasti. Elastinen ydin mahdollistaa nilkan liikkumisen samoin kuin SACH, mutta yksi- ja moniakseliset proteesit (kuva 2B) antavat jalalle enemmän liikkumisvaraa ja mahdollistavat luonnollisemman ylös- ja alaspäin suuntautuvan liikeradan. Hyödyllisimpiä akseleilla varustetut proteesit ovat polven yläpuolelta amputoiduille. Moniakselinen proteesi mahdollista myös sivulta toiselle liikkeen, eli mukailee parhaiten tervettä nilkaniveltä. Parhaiten nämä proteesit sopivat urheilijoille, joiden liikkuminen vaatii suurta liikkuvuutta, esimerkiksi tanssijoille ja juoksijoille. On hyvä huomioida, että akselit proteeseissa kuitenkin lisäävät niiden painoa, ja tekevät niistä arvokkaampia. (Amputee Coalition of America & U.S. Army Amputee Patient Care Program 2008.)



KUVA 2. SACH (A) ja moniakselinen proteesi (B) (Amputee Coalition of America & U.S. Army Amputee Patient Care Program 2008).

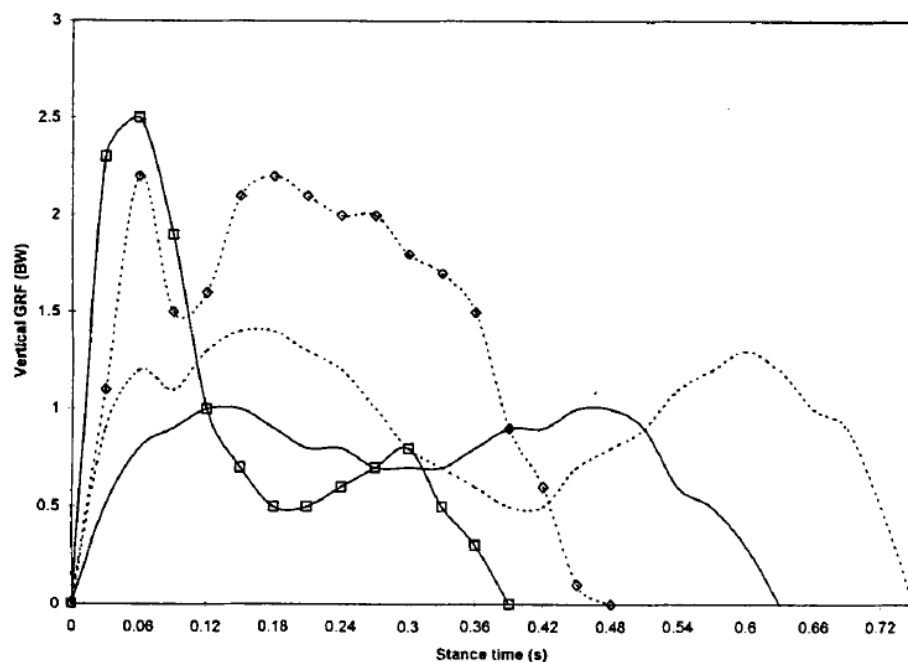
Nykyisin sprinttijuoksijat käyttävät proteesia, joka koostuu hiilikuitulevystä ilman kantapääkomponenttia (Brüggemann ym. 2008). Tällaisia proteeseja ovat muun muassa J:n mallinen Cheetah ja Sprint Flex –proteesit (kuva 3). Esimerkiksi Oscar Pistorius käyttää juostessaan Cheetah –proteeseja. (Buckley 2000.) Kyseiset proteesit on myös rakennettu siten, että niiden perusasento vastaa terveen jalan päkiäasentoa. Lisäksi proteesit ovat noin viisi senttimetriä pidempiä kuin amputoitun raajan. Pituudella on tarkoitus kompensoida niiden hiilikuituvarren kasaan painumista. (Brüggemann ym. 2008.)



KUVA 3. Sprint Flex – ja Cheetah –proteesit (Buckley 2000)

3 ALARAAJA-AMPUTOIDUN JA AMPUTOIMATTOMAN ERO JUOKSUN BIOMEKANIIKASSA

Kävelyn, juoksun ja pikajuoksun biomekaniikat eroavat toisistaan huomattavasti. Amputoidun ja amputoimattoman henkilön välillä esiintyy vain pieniä eroja kävelyn biomekaniikassa mutta kun etenemisnopeus kasvaa, kasvavat myös erot askeleen biomekaniikassa. Esimerkiksi erot voimantuotossa ovat juoksussa merkittävästi suurempia kuin kävelyssä. Kuva 4 näyttää, että voimantuotto kävelyssä on samankaltainen amputoidulla ja amputoimattomalla raajalla, kun taas juoksussa voimantuottokäyrät eroavat toisistaan selvästi. (Burkett ym. 2003.) Jopa niin sanotun normaalin juoksun ja pikajuoksun välillä on merkittäviä eroja edellä mainituissa asioissa (Mann & Hagy 1980). Jatkossa tarkastellaan nimenomaan juoksun aikaisten askelmuuttujien eroja amputoidun ja amputoimattoman urheilijan välillä.



KUVA 4. Yhden urheilijan kävelyn ja juoksun pystysuuntaiset voimat. Yhtenäinen viiva = proteesi raajan kävely, katkoviiva = terveen raajan kävely, yhtenäinen neliöviiva = proteesiraajan juoksu, ympyräkatkoviiva = terveen raajan juoksu. Vertical GRF = maata kohti tuotettu voima, stance time = aika, jonka jalka on kontaktissa maahan. Esimerkki polven yläpuolelta amputoidulta urheilijalta. (Burkett ym. 2003.)

3.1 Juoksunopeus

Kun puhutaan juoksusta mekaanisena liikkeenä, käsitellään ja mitataan sitä yleensä nopeuden kautta. Juoksun nopeuteen vaikuttavia mekaanisia tekijöitä ovat muun muassa aika, jonka jalka on maakontaktissa juoksuaskeleen aikana (kontaktiaika), askelpituus ja –tiheys, maata kohti tuotetut voimat sekä nivelkulmat juoksuaskeleen aikana. (Williams 2000, 161-162, 164, 167.) Nopeuden kasvaessa kontaktiaika lyhenee, alaraajojen nivelten liikeradat kasvavat, voimantuotto kasvaa ja kehon painopiste laskee alemmas. (Mann & Hagy 1980; Burkett ym. 2003.) Juoksuvauhdin lisääntyessä myös askeltiheys ja –pituus kasvavat (Weyand ym 2000).

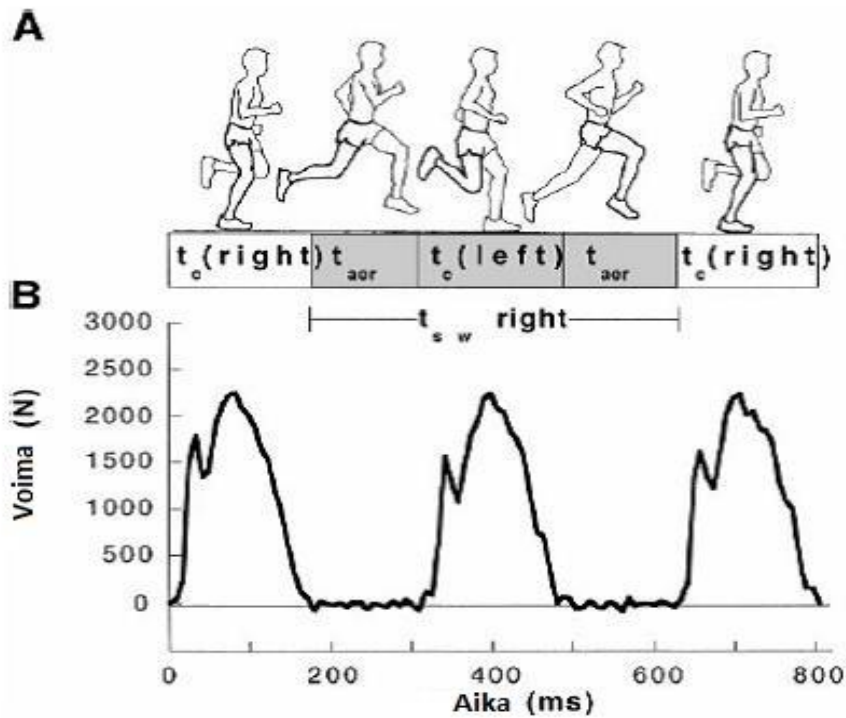
Juoksunopeutta voidaan lisätä lisäämällä askeltiheyttä tai askelpituutta (Sanderson & Martin 1996). Juoksunopeus on askelpituuden ja askeltiheyden tulo, eli:

$$v = P_{\text{askel}} * T_{\text{askel}}$$

jossa, v on nopeus, P_{askel} askeleen pituus ja T_{askel} askeleen tiheys. Askeltiheyden on todettu olevan hieman korkeampi amputoiduilla kuin amputoimattomilla juoksijoilla. Amputoimattomilla juoksijoilla juoksunopeuden kasvu näyttää tapahtuvan pääasiassa lisäämällä askelpituutta, kun taas askeltiheys ei muutu. Amputoidun urheilijan terveessä raajassa muutokset ovat samankaltaisia, kun taas proteesiraajalla on havaittu kasvua myös askeltiheydessä. (Sanderson & Martin 1996, Grabowski ym. 2009.) Weyand ym. (2000) totesivat myös, että juoksunopeutta lisätään parhaiten tuottamalla suurempi kontaktivoima maata kohden, ei niinkään lisäämällä raajan nopeutta ilmassa.

3.2 Kontaktiaika

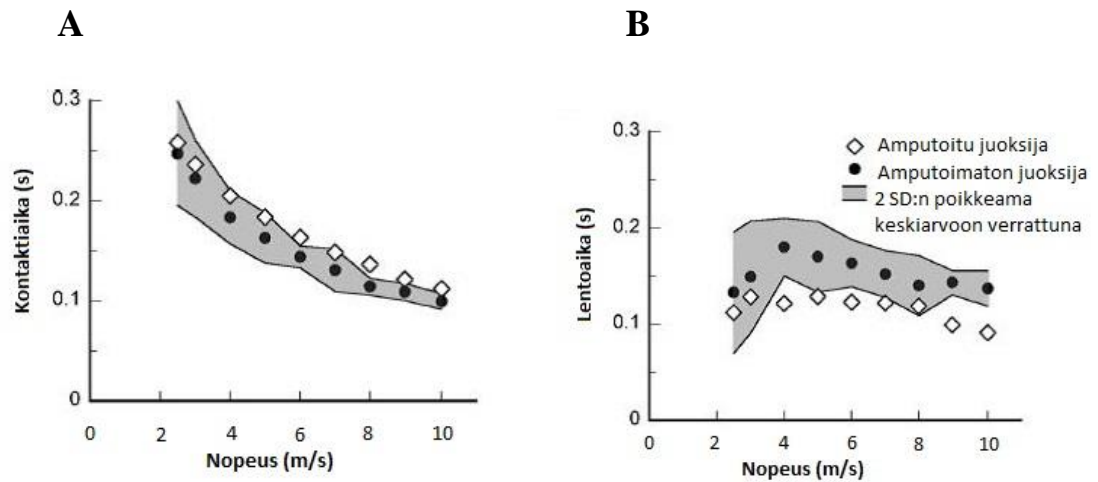
Pikajuoksu voidaan jakaa kontakti- ja lentovaiheisiin. Juoksun eri vaiheet määritellään kuvassa 5. Kontaktivaihe on ainoa vaihe juoksussa, jolloin juoksija tuottaa voimaa. (Nummela ym. 2007). Lentovaiheen aikana molemmat jalat ovat ilmassa, eikä voimaa näin ollen tuoteta. Lentovaihe alkaa kun yhden jalan maakontakti häviää ja päättyy kun toisen jalan maakontakti alkaa (Weyand ym. 2009).



Kuva 5. A: Juoksun eri vaiheet. t_c = kontaktivaihe (right = oikea, left = vasen) ja t_{aer} = lentovaihe. Valkealla oikean jalan kontaktivaiheet, ja harmaalla saman jalan heilahdusvaihe, johon sisältyy lentovaihe ja vasemman jalan kontaktivaihe. B: Pystysuuntainen voimantuotto. Kontaktivaiheessa tuotetaan pystysuuntaista voimaa, lentovaiheessa ei. (Mukaeltu Weyand ym. 2000.)

Nopeuden kasvaessa kontakti- että lentoaika lyhenevät, mikä johtaa askelfrekvenssin kasvuun (kuva 6). Tämä muutos tapahtuu samalla tavoin sekä amputoidulla että amputoimattomilla juoksijoilla. Muutokset ovat pienempiä amputoidulla kuin terveellä raajalla, mistä johtuen maksimijuoksu nopeus jää amputoidulla amputoimatonta hitaammaksi. (Weyand ym. 2009, Grabowski ym. 2009, Roberts ym. 1998, Sanderson & Martin 1996.)

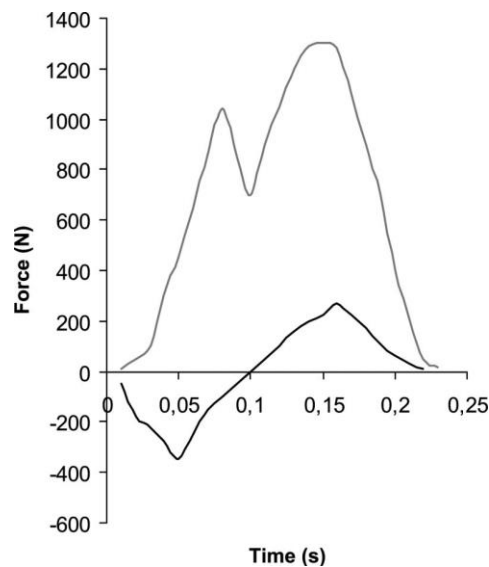
Erot amputoimattoman ja amputoidun raajan välisissä kontaktiajoissa ovat pieniä hitaila nopeuksilla, mutta kasvavat nopeuden kasvaessa. Weyand ym. (2009) totesivat, että maailmanluokan amputoidulla juoksijalla kontaktiaika oli 14 % pidempi ja lentoaika vastaavasti 34 % lyhyempi kuin amputoimattomalla saman tason juoksijalla (kuva 6). Kontakti- ja lentoajan suhde kuitenkin pysyy samankaltaisena amputoidulla kuin amputoimattomallakin urheilijalla: lentovaiheen kesto on noin 60 % ja kontaktivaiheen 40 % koko ajasta (Sanderson & Martin 1996).



KUVA 6. Kontakti- (A) ja lento- (B) ajan muutos nopeuden kasvaessa (Weyand ym. 2009).

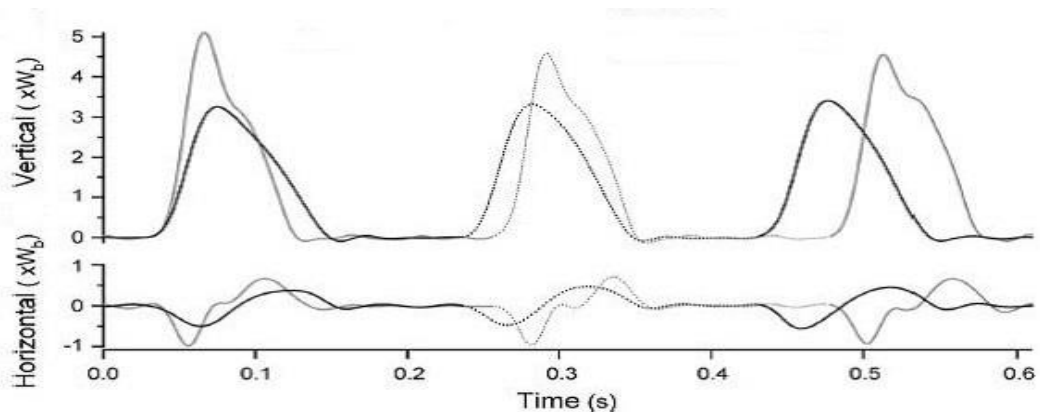
3.3 Voimantuotto

Kontaktivoima on se voima, jonka juoksija tuottaa maata kohden juoksun kontaktivaiheen aikana. Kontaktivoima voidaan jakaa pysty-, vaaka- ja sivusuuntaisiin voimiin. Yleisimmin juoksuaskeleesta kuvataan pysty- ja vaakasuuntaista voimantuottoa (kuva 7). Nopeuden suurentuessa kasvaa myös kontaktin aikana maata kohti tuotettu pystysuuntainen voima. (mm. Weyand ym. 2000.)



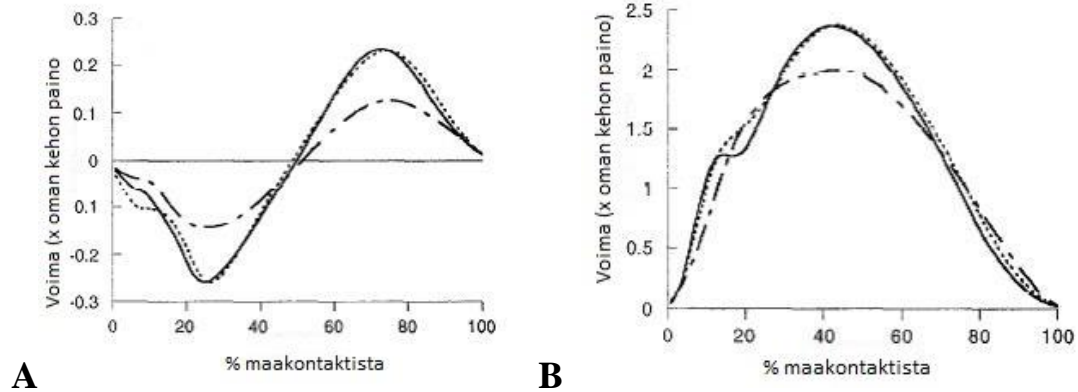
KUVA 7. Vammattoman jalan normaali voimantuotto- eli voima-aikakäyrä. Pysty akselilla voima, vaaka- akselilla aika. Ylempi käyrä kuvaa vertikaalista, eli pystysuuntaista, ja alempi käyrä horisontaalista eli vaakasuuntaista voimantuottoa. (Stören ym. 2011.)

Kuten kuvasta 8 nähdään, että amputoimaton juoksija, tai amputoimaton raaja, pystyy tuottamaan suuremman voiman kuin proteesiraaja. Merkittävintä ero on ylöspäin suuntautuvassa voimassa. (Grabowski ym. 2009, Weyand ym. 2000, Prince ym. 1992, McGowan ym. 2012.) Samoin voimantuotto tapahtuu nopeammin. Amputoidun juoksijan tuottama pystysuuntainen voima on pikajuoksussa 23 % pienempi kuin amputoimattoman juoksijan (Weyand ym. 2000), eron ollessa 9 % terveen ja proteesiraajan välillä (Grabowski ym. 2009). Amputoidun raajan merkittävästi heikompi voimantuotto rajoittaa urheilijan kykyä saavuttaa samaa huippunopeutta kuin amputoimaton urheilija (Grabowski ym. 2009, Weyand ym. 2000)



Kuva 8. Pysty- (ylempi) ja vaakasuuntainen (alempi) voimantuotto juoksun erivaiheissa amputoidulla (musta viiva) ja amputoimattomalla (harmaa viiva) urheilijalla suhteutettuna kehon painoon (xW_b) (Weyand ym. 2009).

Horisontaalinen eli eteen- ja taaksepäin suuntautuva voima kasvaa juoksuvauhdin lisääntyessä. Eteenpäin suuntautuva eli jarrutusvoima riippuu proteesista, mutta oikeanlaisella proteesilla se näyttää olevan merkittävästi pienempi kuin amputoidulla kuin amputoimattomalla juoksijalla (Prince ym. 1992) (kuva 9). Tämä tarkoittaa sitä, että juoksuvauhti hidastuu vähemmän amputoidulla juoksijalla askeleen jarrutusvaiheen aikana. Tosin myös ponnistus voima on selvästi pienempi amputoiduilla kuin amputoimattomilla juoksijoilla kuten kuvasta 9 nähdään (mm. Prince ym 1992, Sanderson & Martin 1996).

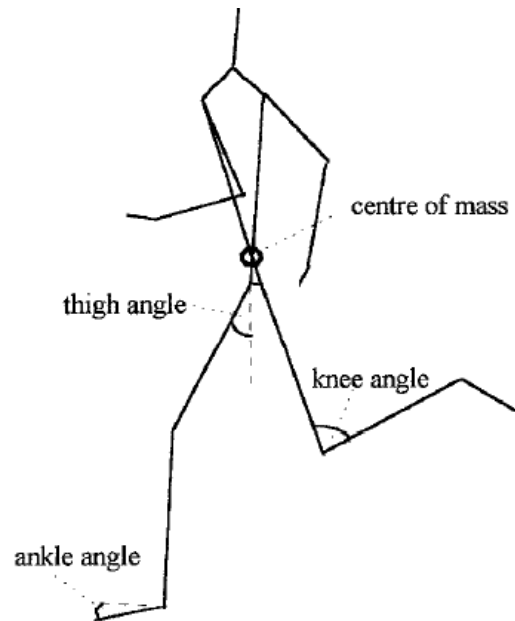


KUVA 9. Vaaka- (A) ja pystysuuntainen (B) voimantuotto amputoimattomalla (yhtenäinen viiva), terveellä (pisteviiva) ja proteesiraajalla (katkoviiva). (Mukaeltu Sanderson & Martin 1996.)

Amputoidun raajan tekemä kokonaistyö kontaktivaiheen aikana on pienempi kuin amputoimattoman. Proteesista riippuen työ oli 50-70 % terveen raajan kokonaistyöstä. (Czerniecki ym. 1991.) Merkittävä ero havaittiin nimenomaan amputoidun jalan polven ja nilkan työssä, kun taas lantion työ vastaavasti kasvoi (Czerniecki & Gitter 1992). Miller (1987) raportoi myös urheilijan, jonka toinen raaja oli amputoitu, saavuttavan suuremman lantion vääntövoiman kuin amputoimaton urheilija. Tämä kertoo siihen, että lantion ja keskivartalon lihakset kompensoivat amputoidun raajan heikomman voimantuoton. Amputoidun urheilijan terveen raajan ja amputoimattoman urheilija raajojen välillä ei vastaavaa eroa ole havaittu (Czerniecki & Gitter 1992).

3.4 Nivelkulmat

Yleisimmät alaraajan tutkimisen yhteydessä käytettävät nivelkulmat ovat nilkka-, polvi- ja vartalokulma. Kyseiset kulmat on määritelty kuvassa 10.

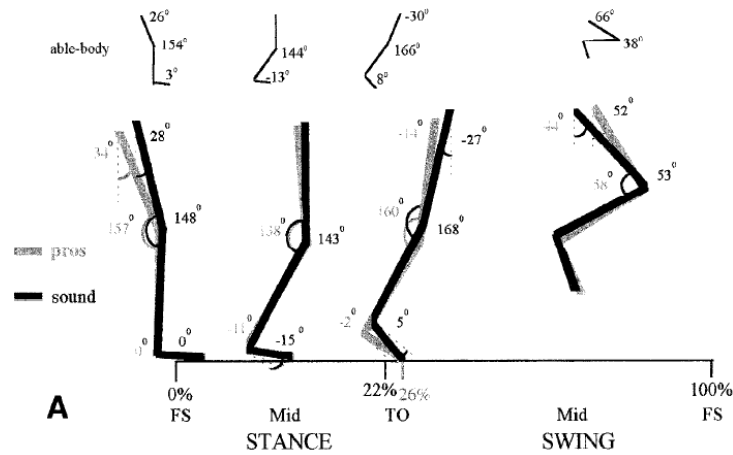


KUVA 10. Nilkka- (ankle), polvi- (knee) ja vartalo- (thigh) kulmien, sekä kehonpainopisteen määritelmät (Buckley 1999).

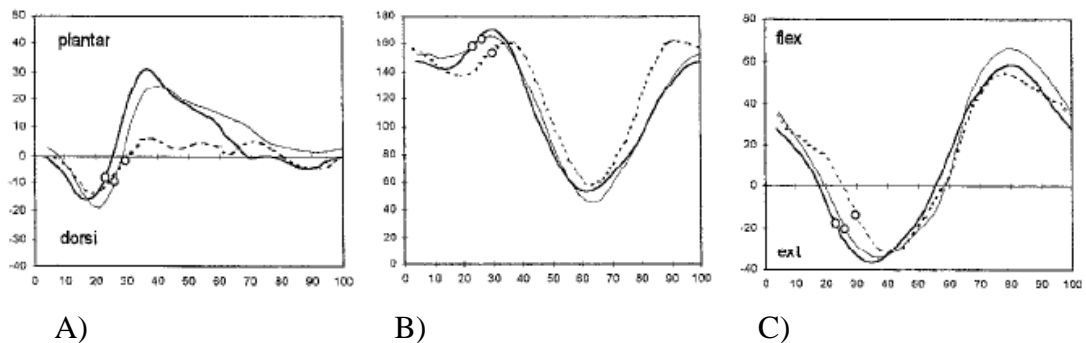
Vammattomien juoksussa jalka tulee maahan melko suorana ja nilkka koukussa, ponnistusvaiheen nilkka suoristuu polven pysyessä lähes samassa asennossa, ponnistusvaiheen lopussa polvi ja nilkka suoristuvat molemmat ja lentovaiheessa koukistuvat ja polvi kiertyy eteen ja suoristuu uutta askelta varten (Buckley 1999) (kuva 11). Juoksuvauhdin kasvaessa kehon painopiste laskee, lantion koukistus lisääntyy ja ojennus vähenee. Myös polvinivel käyttäytyy samoin eli koukistuu enemmän ja ojentuu vähemmän pika-juoksussa kuin tavallisessa juoksussa. Nilkka koukistuu samanaikaisesti maakontaktin kanssa ja ojentuu kontaktin loppua kohden. Sama tapahtuu riippuen siitä, tullaanko maakontaktiin koko jalkapohjalla vai pelkällä päkiällä. (Mann & Hagy 1980.)

Amputoimattoman ja amputoidun juoksijan välillä merkittävin ero nivelkulmissa havaitaan nilkoissa. Juoksuaskeleen aikaiset nilkkakulmat eroavat täysin terveen ja proteesiraajan välillä. Kuvasta 12 nähdään, että proteesijalan nilkka ei koukistu samoin kuin terveen raajan nilkka. Myös terveen raajan nilkan ojentuminen jää proteesiraajan tavoin vajaaksi mutta noudattelee kuitenkin samankaltaista liikerataa kuin amputoimattomalla urheilijalla. Lisäksi proteesiraajan muut nivelkulmat jäävät noin viisi prosenttia pienemmiksi kontaktivaiheessa kuin terveen raajan nivelkulmat mutta vastaavaa eroa kuin

nilkkakulmissa ei havaita. (Sanderson & Martin 1996.) Myös proteesit voivat vaikuttaa havaittuihin eroihin (Buckley 1999).



KUVA 11. Pikajuoksun nivelkulmat urheilijalla, jolla polven alapuolinen amputaatio. Pros = proteesiraaja, sound = terve raaja, able-body = amputoimaton, stance = kontaktivaihe, swing = lentovaihe. (Buckley 1999.)



KUVA 12. Pikajuoksun nilkka- (A), polvi- (B) ja vartalo- (C) kulmat koko askeleen ajalta polven alapuolelta amputoidulla urheilijalla. Katkoviiva kuvastaa proteesiraajaa, paksu yhtenäinen viiva tervettä raajaa ja ohut yhtenäinen viiva amputoimattoman urheilijan raajan liikettä. Plantar ja ext = ojennus, dorsi ja flex = koukistus. (Buckley 1999.)

Suurimmat erot nivelten liikeradoissa ja vääntövoimissa ovat juoksijalla, jolta on amputoitu vain toinen jalka (Sanderson & Martin 1996). Yhdestä alaraajasta amputoitu urheilija joutuu tekemään suuremman lantion työn proteesijalan kontaktivaiheen aikana kuin vammaton urheilija. Tämä johtuu muun muassa siitä, että lantion lihasten täytyy pitää asento tasapainoisena kontaktivaiheen aikana, kun taas vammattomilla myös alaraajan

lihakset osallistuvat asennon ylläpitoon. (Miller 1987; Czerniecki & Gitter 1992.) Tämä on havaittavissa myös lantion hieman pienempänä ojennuksena proteesiraajan puolella kuin terveellä raajalla. Myös polven vääntövoiman on havaittu olevan pienempi proteesi- kuin terveessä raajassa. Juoksunopeus ei vaikuta näihin tekijöihin. (Sanderson & Martin 1996).

3.5 Proteesin vaikutus biomekaniikkaan

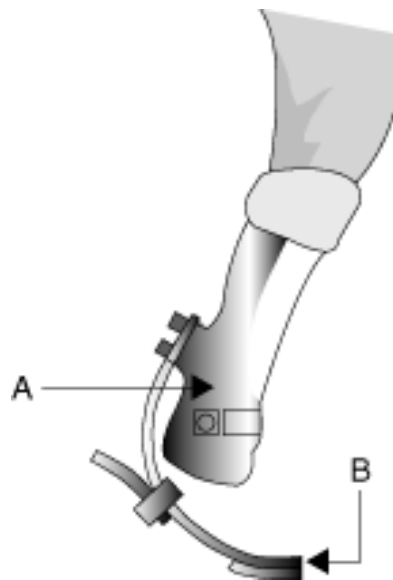
Proteesit vaikuttavat juokсутekniikkaan. Normaalisissa juoksuaskeleissa terveen alaraajan nivelet, jänteet ja ligamentit varastoivat energiaa. Proteesin tehtävänä on toimia samoin kuin amputoimattoman jalat energianvarastoimisen suhteen. Nilkkanivel varastoi energiaa nivelen elastisiin osiin, kuten jänteisiin ja ligamentteihin, jonka se voi käyttää voimantuottoon kontaktivaiheen lopussa. Kuitenkin esimerkiksi erityisesti juoksuun tarkoitettujen proteesien jäykkyys pienenee nopeuden kasvaessa kun taas terveellä raajalla jäykkyys kasvaa. (McGowan ym. 2012.) Varastoituneen energian määrä eroavat proteesista riippuen (Buckley 2000).

Energiaa säästävillä proteeseilla (energy-storing prosthetic feet, ESPF) pyritään mallentamaan vammattomien juoksuaskelta mahdollisimman tarkasti. Kyseisten proteesien avulla maahan suuntautuvat voimat on pyritty saamaan vastaavaksi kuin normaalissa juoksussa. Näin ollen juoksija pystyy säilyttämään enemmän energiaa kontaktin aikana kuin urheilija, joka käyttää perinteisempää SACH –proteesia. (Wing & Hittenberger 1989.) Monimutkaisemmissa proteeseissa esimerkiksi nilkan seudulle asetetut akselit lisäävät proteesin massaa (Amputee Coalition of America & U.S. Army Amputee Patient Care Program 2008), mutta proteesin massan lisäyksen ei ole havaittu vaikuttavan merkittävästi juoksun maksiminopeuteen (Grabowski ym. 2009). Esimerkiksi joustavakantainen proteesi mallentaa paremmin terveen raajan voimantuottoa kuin kiinteäkantainen. Näin ollen myös ero amputoidun ja amputoimattoman raajan välillä on pienempi, eikä puolten välistä asymmetriaa esiinny niin paljoa. (Prince ym. 1992.)

Vuonna 1992 Barcelonan Paralympialaisissa pikamatkojen maailmanennätykset juostiin Springlite II proteeseilla. Sprintlite II –proteesit ovat ohutta hiilikuitua/epoksipylvästä, joka mahdollistaa oikean jäykkyystasapainon ja joustavuuden, mutta on kuitenkin kevy-

empää materiaalia kuin puu. Energiaa varastoituu, mikä auttaa suorituksessa ja mahdollistaa pidempien matkojen etenemisen vähemmällä väsymisellä ja epämiellyttävyyden tunteella kuin perinteiset laitteet. (Froes 1997.)

Yhdysvaltalainen Tony Volpentest juoksi Flex Foot- hiili-grafiitti jalalla joka oli kiinnitetty hiili-komposiittikantaan (kuva 13). Proteesin ideana on toimia uimalaudan tapaan. Jokaisen askeleen jälkeen, kun juoksija on iskeytynyt rataa, proteesi singauttaa häntä eteenpäin katapultin tavoin. Tämä tekee juoksusta kahdella jalalla juoksua taloudellisempaa. (Froes 1997.) Flex Foot on myös kevyt, mikä mahdollistaa sen käytön hyvinkin aktiivisilla ihmisillä (Wing & Hittenberger 1989).



KUVA 13. Malli Tony Volpentestin käyttämästä Flex Foot- proteesista. A = proteesin joustava kantaosa, joka mallentaa lihaksia, jäniteitä ja luita. B = joustavat varpaat, jotka takaavat laskeutumisen kuten normaalissa juoksuaskeleessa. (Froes 1997.)

4 OSCAR PISTORIUS – THE BLADE RUNNER

Oscar Pistorius (kuva 14) syntyi Etelä-Afrikassa vuonna 1986 ilman pohjeluita. Yhentoista kuukauden iässä hänen molemmat jalkansa amputoitiin polven alapuolelta. Oscar ei antanut tämän häiritä vaan hän alkoi juosta kilpaa proteesien avulla. Vuonna 2004, vain muutaman kuukauden harjoittelun jälkeen, hän voitti 200 metrin juoksun kultaa Ateenan Paralympialaisissa. Nykyään hän omistaa 100, 200 ja 400 metrin juoksun maailmanennätykset luokassaan. (Lippi & Mattiuzzi 2008.)



KUVA 14. Oscar Pistorius (Lippi & Mattiuzzi 2008.)

Pistoriuksen unelmana Ateenan paralympialaisten jälkeen oli päästä osallistumaan Pekingin olympialaisiin vuonna 2008. Olympiavuoden 2008 alussa kansainvälinen yleisurheiluliitto IAAF kuitenkin teki päätöksensä, että Pistorius saa proteeseistaan suhteetoman suurta hyötyä juoksuunsa, eikä näin ollen saa osallistua Pekingin olympialaisiin. (Lippi & Mattiuzzi.) Tämä päätös perustui tutkimukseen, johon Pistorius ja viisi muuta hänen tasoistaan vammautonta urheilijaa oli kutsuttu. Tutkimuksen perusteella Pistorius

tarvitsee 25 % vähemmän energiaa juoksuunsa kuin urheilijat ilman proteeseja. Pistoriuksen proteesien mekaanisen hyötysuhteen todettiin olevan jopa 30 % parempi kuin terveen nilkkanivelen. Tästä syystä Pistorius tarvitsee vähemmän energiaa juostakseen samaa vauhtia kuin ilman proteeseja juokseva urheilija. (Brüggemann ym. 2008, International Association of Athletics Federation 2008.) Näin ollen Pistoriuksen todettiin olevan kelpaamaton osallistumaan Pekingin olympialaisiin IAAF:n sääntöjen puitteissa (Lippi & Mattiuzzi 2008, International Association of Athletics Federation 2008.)

Päätöksestä valitettiin urheilun sovittelulautakuntaan (The Court of Arbitration for Sport, CAS), joka alkoi tutkia asiaa uudelleen. Uudessa tutkimuksessa todettiin, että juoksutekniikka eroaa täysin juoksijalla, joka käyttää proteeseja verrattuna urheilijaan, joka ei käytä. Sen sijaan fysiologisessa tarkastelussa ei havaittu eroja. (Chockalingam ym. 2011, physorg.com 2012, Weyand ym. 2009.) Tämän jälkeen Pistoriukselle annettiin osallistumisoikeus yleisurheilun maailmanmestaruuskilpailuihin 2011, jossa hän sai taistella maailman parhaita vammattomia juoksijoita vastaan. Suorituskykynsä puolesta hänet todennäköisesti valittaisiin myös vuoden 2012 Lontoon Olympialaisiin, mutta muut asiat nousevat esille suorituskyvyn yläpuolelle: Saako Pistorius mahdollisesti etua proteeseistaan? Onko eettisesti oikein että proteeseilla juokseva urheilija osallistuu vammattomien Olympialaisiin heidän rinnallaan? Ovatko proteesit verrattavissa dopingiin? (Chockalingam ym. 2011.)

Lopulta Pistorius sai osallistua Lontoon Olympialaisiin kesällä 2012 tehtyään olympialaisiin vaaditun tuloksen 400 metrillä, jossa pääsi aina välieriin asti. Hän osallistui myös 4 x 400 metrin viestiin ja juoksi olympiafinaalissa joukkueensa ankkurina. Olympialaisten jälkeen järjestetyissä Paralympialaisissa Pistorius voitti hopeaa 200 metrillä, kultaa 4x100 metrin viestissä sekä näytöstyylisiin paralympiakultaa kilpailuiden päätösmatkalla 400 metrillä. (Oscar Pistorius Timeline 2012.)

5 POHDINTA

Pikajuoksussa alaraaja-amputoitu tuottaa pienemmän voiman ja hitaammin kuin amputoitoman urheilija. Tästä syystä myös heidän juoksunopeutensa jää pienemmäksi. Mielikiintoinen kysymys on, miten on mahdollista, että amputoitu urheilija voi joissain tapauksissa saavuttaa saman maksimijuoksunopeuden kuin amputoitoman pienemmällä ja hitaammalla voimantuotolla (Weyand ym. 2009). Toisin sanoen askeltiheys on pienempi. Kertooko tämä siitä, että amputoidun urheilijan askel on pidempi? Vai kompensoiko proteesien varastoima energia pienemmän voimantuoton? Amputoitujen osallistumisesta vammattomien kilpailuihin on keskusteltu paljon, ja keskustelu saa varmasti jatkoa tulevaisuudessakin. Tutkimustiedot ovat myös osin ristiriitaisia, joten täyttä varmuutta ei vielä ole, saako amputoitu urheilija suhteetonta hyötyä proteeseistaan.

Toki Weyand ym. (2009) totesivat, että samantasoisilla amputoiduilla ja amputoitomilla urheilijoilla juoksutekniikka eroaa täysin mutta eroa energiantuotossa pikajuoksumatkoilla ei ole havaittavissa. Kuitenkin on pohdittava, miten verrata kahta juoksijaa joiden juoksutekniikka eroaa täysin toisistaan. Proteesit saattavat myös painaa vähemmän kuin terve raaja, jolloin raajan liikuttamiseen tarvitaan vähemmän voimaa. Kuinka siis määritellä energiantuoton perusteella se, ovatko urheilijat samantasoisia vai eivät.

Proteesien on todettu vaikuttavan juoksutekniikkaan (mm. Buckley 2000). Viimeisen vuosikymmenen aikana on kehitetty kymmeniä uusia proteesimalleja. Valtaosa pikajuoksijoista juoksee nykypäivänä proteeseissa, joissa ei ole kantapätkomponenttia lainkaan (Brüggemann ym. 2008). Kyseiset proteesit ohjaavat raajan automaattisesti pikajuoksussa tärkeään päkiä-asentoon. Juoksijan itsensä ei siis tarvitse miettiä, missä asennossa jalan tulee tulla maahan, vaan proteesi tulee maahan suoraan pikajuoksulle optimaalisessa asennossa. Tästä proteesien ominaisuudesta saattaa olla hyötyä proteesia käyttävälle juoksijalle, vaikkakin hyöty lienee pieni.

Paralympialaisten 200 metrin kilpailussa tapahtui eräänlainen sensaatio kun Oscar Pistorius hävisi ensimmäisen kerran moneen vuoteen toiselle proteesia käyttävälle urheilijalle. Kilpailun jälkeen Pistorius kyseenalaisti juoksun voittaneen brasilialaisen protee-

sit, jotka olivat vastaavat kuin Pistoriuksen käyttämät mutta noin 10 senttiä pidemmät. Voittaja pystyi siis pidempien proteesien avulla saavuttamaan pidemmän askelpituuden ja sitä kautta suuremman juoksunopeuden. Tosin pitää ottaa huomioon, että pidemmät raajat vaativat myös suurempaa voimaa jaloista liikutettavan raajan vääntövoiman suurentuessa. Joka tapauksessa tämä tapaus lisää kilpailua proteesikehityksen saralla ja keskustelua kunnollisten sääntöjen luomiseksi.

Harjoittelun kannalta on tärkeää keskittyä sekä maksimivoima- että maksimaalisen voimantuottonopeuden harjoittamiseen, jotta maksimaalista juoksunopeutta olisi mahdollista kasvattaa. Lisäksi vaikuttaisi siltä, että proteeseilla juoksevan urheilijan tulisi keskittää erityistä huomiota nimenomaan proteesiraajan nopeaan voimantuottoon sekä alaraajojen symmetriaan. Epätasapaino, mitä toispuoleinen amputaatiokin näyttäisi juoksussa lisäävään, vaatii lantiolta ja keskivartalolta suurta työtä asennon tasapainottamiseksi. Nolan (2012) totesi, että jo 10 viikon säännöllinen harjoittelu lisää lantion lihasten voimaa mutta ei itsessään vielä kerro sen vaikutuksista juoksuun. Kyseisen tutkimuksen perusteella ei kuitenkaan voida vetää selviä johtopäätöksiä siitä, riittääkö pelkkä voimaharjoittelu vai vaatiiko juokсутekniikan parantaminen ja epätasapainon korjaaminen myös tasapainoharjoittelua (Nolan 2012.)

Tässä kirjallisuuskatsauksessa tarkasteltiin, miten alaraaja-amputoitujen juoksun biomekaniikka eroaa amputoimattoman urheilijan juoksun biomekaniikasta. Suurimmat erot havaitaan proteesiraajan nilkkakulmissa. Proteesiraajalla myös tuotetaan voimaa vähemmän ja hitaammin kuin terveellä raajalla, ja pienempi voimantuotto kompensoidaan suuremmalla lantiontyöllä. Lisäksi amputoimaton urheilija kasvattaa juoksunopeutta lisäämällä askelpituutta, kun taas amputoitu urheilija lisää myös askeltiheyttä.

6 LÄHTEET

Kirjalliset lähteet:

- Bartlett, R. 1999. Sports biomechanics: Reducing injury and improving performance. E & FN SPON, London and New York. Saatavana myös sähköisesti osoitteesta:
<http://site.ebrary.com.ezproxy.jyu.fi/lib/jyvaskyla/docDetail.action?docID=10095059>.
- Brüggemann, G-P., Arampatzis, A., Emrichm F. & Potthast, W. 2008. Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses. *Sports Technology* 1(4-5): 220-227.
- Buckley, J. 1999. Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80: 501-508.
- Buckley, J. 2000. Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses. *Clinical Biomechanics* 15: 352-358.
- Burkett, B., Smeathers, J. & Barker, T. 2003. Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis. *Prosthetics and Orthotics International* 27: 36-47.
- Chockalingam, N., Thomas, N., Smith, A. & Dunning, D. 2011. By designing ‘blades’ for Oscar Pistorius are prosthetists creating an unfair advantage for Pistorius are an uneven playing field? *Prosthetics and orthotics international* 35(4): 482-483.
- Czerniecki, J., Gitter, A. & Munro, C. 1991. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. *Journal of Biomechanics* 24(1): 63-75.
- Czerniecki, J. & Gitter, A. 1992. Insights into amputee running. *Americal Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 71: 209-218.
- DeJone, L. & Higgins, P. 1965. Amputation of the lower limb for ischaemic disease – A study of the functional results. *Postgraduate Medical Journal* 41: 6-9.
- Froes, F. 1997. Is the use of advanced materials in sports equipment unethical? *Journal of Metals* 49(2): 15-19.

- Grabowski, A., McGowan, C., McDermott, W., Beale, M., Kram, R. & Herr, H. 2009. Running-specific prostheses limit ground-force during sprinting. *Biology letters* 11 / 2009.
- Hatze H. 1974. Viittaus löydettävissä American Society of Biomechanics :n kotisivuilta <http://www.asbweb.org/>.
- Ikonen, T., Sund, R., Venermo, M. & Winell, K. 2010. Fewer major amputations among individuals with diabetes in Finland in 1997-2007: a population based study. *Diabetes care* 33(12): 2598-2603.
- Lippi, G. & Mattiuzzi, C. 2008. Pistorius ineligible for the Olympic Games: the right decision. *British journal of sports medicine* 42(3): 160-161.
- Mann, R., & Hagy, J. 1980. Biomechanics of walking, running and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine* 8(5): 345-350.
- McGowan, C., Grabowski, A., McDermott, W., Herr, H. & Kram, R. 2012. Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses. *Journal of Royal Society Interface* 7;9(73): 1975-1982. Saatavana sähköisesti osoitteesta: http://www.webpages.uidaho.edu/McGowanLab/pubs/JRS_Int,%202012_Sprint%20k.pdf.
- Miller, D. 1987. Resultant lower extremity joint moments in below-knee amputees during running stance. *Journal of Biomechanics* 20 (5): 529-541.
- Miller, W., Speechley, M. & Deathe, B. 2002. Balance confidence among people with lower-limb amputations. *Physical Therapy* 82 (9): 856-865.
- Nolan, L. 2012. A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. *Journal of Rehabilitation Medicine* 44: 241-248.
- Nummela, A., Keränen, T. & Mikkelsen, L. 2007. Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine* 28: 655-611.
- Perreault, S. 2003. *Technological Developments in Disability Sport*. Teoksessa Steward, R., Wheeler, G. & Watkinson, E. *Adapted Physical Activity*. The University of Alberta Press, Edmonton, Canada.
- Prince, F., Allard, P., Therrien, R & McFadyen, B. 1992. Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. *Prosthetics and Orthotics International* 16: 19-24.

- Roberts, T., Kram, R., Weyand, P. & Taylor, R. 1998. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *The Journal of Experimental Biology* 201, 2745-2751.
- Sanderson, D. & Martin, P. 1996. Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77: 1279-1285.
- Solonen, K. & Huittinen, V. 1991. Amputaation ja proteesit. 1992 Proteesisäätiö Helsinki. Gummerus Kirjapaino Oy Jyväskylä.
- Squair, L. & Groeneveld, H. 2003. Disability Definitions. Teoksessa Steadward, R., Wheeler, G. & Watkinson, E. *Adapted Physical Activity*. The University of Alberta Press, Edmonton, Canada.
- Stören, Ö., Helgerut, J. & Hoff, J. 2011. Running stride peak forces inversely determine running economy in elite runners. *Journal of National Strength and Conditioning Association* 25(1): 117-123.
- Weyand, P., Bundle, M., McGowan, C., Grabowski, A., Brown, M., Kram, R. & Herr, H. 2009. The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function? *Journal of applied physiology* 107(3): 903-911.
- Weyand, P., Sternlight, D., Bellizzi, M. & Wright, S. 2000. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology* 89(5): 1991-1999.
- White & Burnham. 2003. General medical conditions: a disability-specific perspective. Teoksessa Steadward, R., Wheeler, G. & Watkinson, E. *Adapted Physical Activity*. The University of Alberta Press, Edmonton, Canada.
- Williams, K. 2000. The dynamics of running. Teoksessa Zatsiorsky, V. *Biomechanics in sport. Performance enhancement and injury prevention: Olympic encyclopaedia of sports medicine*. Blackwell Science Ltd, USA.
- Wing, D. & Hittenberger, D. 1989. Energy-storing prosthetic feet. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 70; 330-335. Review article.

Sähköiset lähteet:

Amputee Coalition of America & U.S. Army Amputee Patient Care Program. 2008.

Prosthetic feet. <http://www.amputee-coalition.org/military-instep/feet.pdf>

TAI <http://www.amputee-coalition.org/military-instep/feet.html>. Viitattu 22.5.2013.

Harker, J. 2006. Wound healing complications associated with lower limb amputation.

World Wide Wounds – sähköinen julkaisu. Saatavissa osoitteesta:

<http://www.worldwidewounds.com/2006/september/Harker/Wound-Healing-Complications-Limb-Amputation.html>

International Association of Athletics Federation. 2008. Oscar Pistorius – Independent

Scientific study concludes that cheetah prosthetics offer clear mechanical advantages. <http://www.iaaf.org/news/Kind=512/newsId=42896.html>. Viitattu 16.4.2012.

Oscar Pistorius Timeline. 2012. <http://oscarpistorius.com/oscar-pistorius-timeline/>. Viitattu 30.5.2013.

Physorg.com. 2012. Oscar Pistorius: previously confidential study results released on amputee sprinter. <http://phys.org/news165500340.html>. Viitattu 23.4.2012.

Steinberg, J. 2013. Oscar Pistorius: the end of the rainbow.

<http://www.guardian.co.uk/world/2013/may/24/oscar-pistorius-end-of-rainbow?INTCMP=SRCH>. Viitattu 21.5.2013.

van Zyl, P. 2013. Response to Reports that Oscar Pistorius has not been invited to London Anniversary Games. Oscar Pistorius's homepage.

<http://oscarpistorius.com/response-to-reports-that-oscar-pistorius-has-not-been-invited-to-london-anniversary-games/>. Viitattu 31.5.2013.