

# **KÄVELYN BIOMEKANIikka MBT-KENGÄLLÄ, TAVALLI- SELLA KENGÄLLÄ JA PALJAIN JALAIN HIEKALLA**

Juha-Pekka Kulmala

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Syksy 2008

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaaja: Janne Avela

## TIIVISTELMÄ

**Kulmala, Juha-Pekka, 2008. Kävelyn biomekaniikka MBT-kengällä, tavallisella kengällä ja paljain jaloin hiekalla. Biomekaniikan pro gradu -tutkielma. Liikunta-biologian laitos. Jyväskylän yliopisto. 53 s.**

Fysiologisia jalkineita valmistavan Masai Barefoot Technologies -yhtiön mukaan MBT-jalkineen pitäisi muuntaa kävelyn mekaniikka hiekalla kävelyn kaltaiseksi. Vaikka kävelyä on tutkittu paljon, hiekalla kävelystä on olemassa varsin vähän tietoa. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää hiekalla kävelyn biomekaniikkaa ja tarkastella onko siinä samanlaisia piirteitä MBT-kävelyn kanssa. Lisäksi selvitettiin miten MBT-kengällä kävely eroaa normaalikengällä kävelystä.

Koehenkilöinä toimi 18 miestä, jotka käyttivät MBT -kenkää neljän viikon ajan ( $29 \pm 6$  vrk). Interventiojakson jälkeen tehtiin suoritettiin testikävelyt samalla nopeudella MBT-kengällä, tavallisella kengällä sekä paljain jaloin hiekalla. Tarkasteltavia muuttujia olivat alustan reaktiivoimat, nivelkulmat ja -momentit sekä säären lihasten (TA, MG, SOL) aktiivisuus (EMG). Muuttujien tilastollinen analyysi suoritettiin SPSS 14.0 -ohjelmalla toistettujen mittausten varianssianalyysiä käyttäen.

Hiekalla kävelyssä oli MBT- ja normaalikengillä kävelyitä pienempi askelpituus ( $p \leq 0.001$ ,  $p \leq 0.001$ ) ja leveys ( $p \leq 0.01$ ,  $p \leq 0.01$ ), suurempi alkukontaktin fleksio polvessa ( $p \leq 0.001$ ,  $p \leq 0.001$ ) ja lonkassa ( $p \leq 0.001$ ,  $p \leq 0.01$ ) sekä suurempi vartalon fleksio ( $p \leq 0.001$ ,  $p \leq 0.001$ ) ja lateraalifleksio ( $p \leq 0.01$ ,  $p \leq 0.001$ ). Maksimireaktiivoimissa hiekalla kävelyssä oli korkeampi jarrutusvaiheen GRF z ( $p \leq 0.01$ ,  $p \leq 0.05$ ) sekä matalampi GRF x ( $p \leq 0.01$ ,  $p \leq 0.05$ ). Nivelmomenteissa hiekalla kävelyssä oli korkeampi polven ekstensio- ( $p \leq 0.01$ ,  $p \leq 0.01$ ) ja abduktiomomentti ( $p \leq 0.05$ ,  $p \leq 0.05$ ) sekä korkeammat lonkan ekstensio- ( $p \leq 0.001$ ,  $p \leq 0.001$ ), adduktio- ja internal rotaatio momentit. EMG oli hiekalla MBT -kävelyä suurempaa jarrutusvaiheessa TA:ssa ( $p \leq 0.01$ ). Normaalikävellyn verrattuna hiekalla oli suurempi EMG esiaktiivisuusvaiheessa GM:ssä ( $p \leq 0.01$ ) sekä suurempi työntövaiheen EMG SOL:ssa ( $p \leq 0.05$ ) ja TA:ssa ( $p \leq 0.05$ ). Tukivaiheessa MBT- ja hiekalla kävelyssä oli normaalikävelyä suurempi nilkan dorsifleksioikulma ( $p \leq 0.001$ ,  $p \leq 0.001$ ), samoin kuin jarrutusvaiheen GRF x ( $p \leq 0.05$ ,  $p \leq 0.01$ ). Näiden lisäksi MBT- kävelyssä havaittiin normaalikävelyä suurempi alkukontaktin vartalon ekstensio ( $p \leq 0.05$ ), matalampi EMG jarrutusvaiheessa TA:ssa ( $p \leq 0.05$ ) sekä korkeampi työntövaiheessa SOL:ssa ( $p \leq 0.05$ ). Lisäksi MBT-kengällä kävelyssä havaittiin trendi normaalikengällä kävelyä matalampiin sagitaalitason fleksio- ja ekstensiomomentteihin polvessa ja lonkassa.

Tutkimuksen mukaan hiekalla kävely aiheuttaa suurempaa kuormitusta tuki- ja liikunta-elimistöön kuin MBT- ja normaalikengällä kävely. MBT-kenkä muuttaa nilkan liikettä samantyyppiseksi kuin hiekalla kävelyssä. Tämän seurauksena MBT-kävelyssä tapahtuu myös muita muutoksia kävelyn biomekaniikassa, jotka voivat olla eduksi niveliin kohdistuvan rasituksen vähentämisessä.

Avainsanat: kävely, kinematiikka, kinetiikka, EMG, hiekka, MBT

# SISÄLTÖ

## TIIVISTELMÄ

1	JOHDANTO.....	5
2	KÄVELYN VAIHEET.....	6
2.1	Askelsykli.....	6
2.2	Askelparametrit.....	7
3	KÄVELYN BIOMEKANIikka.....	8
3.1	Kinematikka.....	8
3.2	Kinetikka.....	10
3.2.1	Reaktiovoimat.....	10
3.2.2	Nivelmomentit.....	12
3.3	Lihasktiivisuudet.....	14
4	KÄVELYN SÄÄTELY JA ADPTOITUMINEN.....	16
4.1	Kävelyn motorinen kontrolli.....	16
4.2	Adaptaatiomekanismit.....	17
4.3	Jalkineen ja alustan vaikutukset liikkumisen biomekaniikkaan.....	18
4.3.1	Jalkineen vaikutukset.....	18
4.3.2	Alustan vaikutukset.....	19
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	21
6	MENETELMÄT.....	22
6.1	Koehenkilöt.....	22
6.2	Testattavat jalkineet.....	22
6.3	Tutkimusasetelma.....	23
6.4	Kävelyanalyysi.....	23
6.4.1	Datan keräys.....	23
6.4.2	Analysointi.....	26
6.5	Tilastolliset menetelmät.....	27

7	TULOKSET.....	28
7.1	Spatiotemporaaaliset muuttujat.....	28
7.2	Kinemaattiset muuttujat.....	28
7.3	Kineettiset muuttujat.....	31
7.4	Lihaskäyttö.....	34
8	POHDINTA.....	36
8.1	Hiekalla kävelyn biomekaniikka ja sen yhteneväisyys MBT - kävelyn kanssa.....	36
8.2	MBT -kengän vaikutukset kävelyn biomekaniikkaan.....	41
8.3	Tutkimuksen kriittinen tarkastelu.....	44
8.4	Yhteenveto.....	44
9	LÄHTEET.....	45
10	LIITE.....	52

# 1 JOHDANTO

Kävely on ihmisen yleisin ja luonnollisin liikkumistapa ihmiselle. Päivittäisten arkirutiinien suorittamiseen tarvitaan keskimäärin 3000 - 5000 askelta ja puolen tunnin kävely vastaa noin 4000 askelta (UKK-instituutti). Jokaisessa askelkontaktissa jalan ja alustan kohdatessa kehoon kohdistuu törmäysvoimia. Biomekaanisilla kävelytutkimuksilla voidaan selvittää mm. erilaisten alustojen sekä jalkineiden vaikutusta kävelyyn mekaniikkaan ja esimerkiksi jalan kuormittumiseen.

Jalkineiden tehtävänä on suojata jalkaa sekä vähentää siihen kohdistuvaa kuormitusta (Whittle 1999b). Markkinoilla on tarjolla hyvin erilaisia jalkineita, jotka eroavat huomattavasti materiaaleiltaan ja rakenteeltaan. Yleinen periaate jalkineiden valmistuksessa on ollut valmistaa niistä mahdollisimman hyvin jalkaa tukevat (Nigg 1986). Sen sijaan Masai Barefoot Technologies -yhtiön (MBT) valmistamat ns. fysiologiset kävelykengät eroavat tavallisesta jalkineista siten, että ne on rakennettu tarkoituksenmukaisesti epästabiiliksi kuperan pohjan avulla. Rakenteen tarkoituksena on tuottaa samantapainen epätasapaino kuin pehmeällä luonnollisella alustalla, kuten hiekalla kävellyssä. MBT-jalkineesta on tehty muutama biomekaaninen tutkimus, joissa sen on todettu mm. vähentävän kävelyssä sagitaalitason nivelmomenteja, muuttavan vartalon asentoa pysyvämmäksi sekä muuttavan nilkan dorsifleksioliikettä. Lisäksi lihasaktivaatioprofiilien on havaittu muuttuvan kävellessä MBT-kengällä (Vernon ym. 2004; Nigg ym. 2006, Romkes 2006).

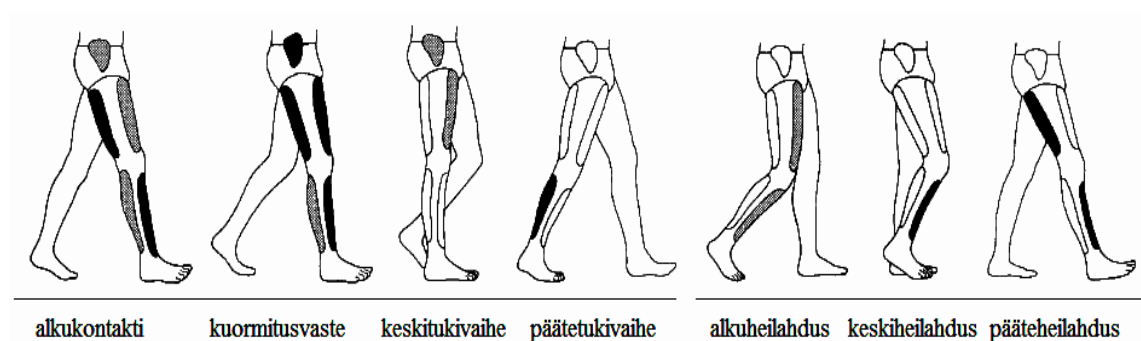
Vaikka kävelyä erilaisilla alustoilla on tutkittu paljon, on hiekalla kävelyn biomekaniikasta olemassa vain vähän tietoa. Niinpä tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia hiekalla kävelyn biomekaniikkaa ja selvittää onko siinä samoja piirteitä kuin kävelyssä MBT-kengällä. Lisäksi selvitetään, miten MBT-kengällä kävely eroaa normaalikengällä kävelystä.

## 2 ASKELSYKLI

### 2.1 Kävelyn vaiheet

Kävely muodostuu peräkkäisistä askelista, jotka kuljettavat kehoa eteenpäin. Askelsykli on kahden peräkkäisen saman jalan alustakontaktin välinen ajanjakso ja sen kesto on noin sekunti. Yleensä Askelsyklin kesto on normalisoitu siten, että yksi sykli on 100 %. Askelsyklin kaksi päävaihetta ovat tuki- ja heilahdusvaihe, jotka toistuvat jokaisessa askeleessa. Tukivaiheessa jalka on kosketuksessa alustaan ja heilahdusvaiheessa se on ilmassa. Tukivaiheen kesto on keskimäärin 60 % ja heilahdusvaiheen 40 % kävelysyklistä. Tukivaihe voidaan jakaa kaksi- ja yksitukiseen vaiheeseen. Ensimmäinen ja viimeinen 10 % askelsyklin kestosta on kaksitukivaihetta, jolloin kummatkin jalat ovat kontaktissa alustaan. Yksitukivaiheessa kehon paino on yhden jalan varassa vastakkaisen jalan heilahduksen ajan. (Perry 1992.)

Tukivaihe voidaan jakaa tarkemmin neljään osaan (kuva 1). Alkukontaktissa kantapää koskettaa alustaan, jonka jälkeen kehon paino vastaanotetaan kuormitusvasteen aikana. Keskituki- ja päätetukivaiheessa kehoa liikutetaan eteenpäin painon ollessa yhden jalan varassa. Heilahdusvaiheessa jalka tuodaan kehon takapuolelta eteen seuraavaa tukivaihetta varten. Heilahdusvaihe koostuu kolmesta osasta. Ensimmäinen on alkuheilahdus, jossa jalka tuodaan vastakkaisen jalan tasolle. Keskiheilahdusvaiheessa jalka ojentuu ja liikkuu kehon etupuolelle. Pääteheilahdusvaiheessa valmistaudutaan alustakontaktiin jarruttamalla jalan eteenpäin liike ja esiaktivoimalla painoa vastaanottavat lihakset. (Perry 1992.)



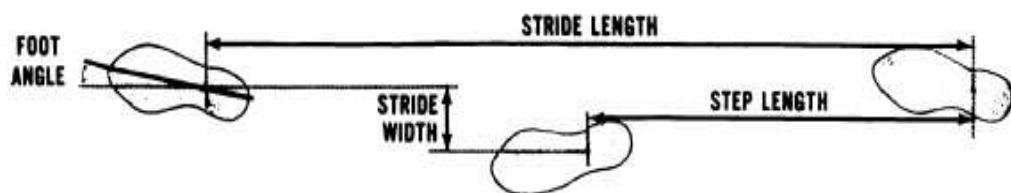
KUVA 1. Askelsyklin vaiheet. (mukailtu lähteestä Vaughan ym. 1999).

## 2.2 Askelparametrit

Kävelyä kuvaillaan usein aika- ja etäisyysmuuttujien avulla. Yleisimpiä parametreja, askelpituus (step length) tai askelparin pituus (stride length) sekä askeltiheys ja nopeus. Lisäksi myös askelten välistä leveyttä (stride width) sekä jalkaterän kulmaa kävelysuuntaan nähden (foot angle) voidaan käyttää kuvaamaan askelten piirteitä (kuva 2). Askelpituus (step length) on vasemman ja oikean jalan kantapään välinen etäisyys, kun taas askelparin pituus (stride length) on kahden peräkkäisen saman jalan kantapään välinen etäisyys. Askeltiheys on askelten määrä suhteessa niihin kuluneeseen aikaan. (Murray ym. 1964.) Kävelynopeus muodostuu askelparin pituudesta ja askeltiheydestä seuraavan kaavan mukaan (Luhtanen & Komi 1978):

$$\text{Kävelynopeus (m/s)} = \text{Askelpituus (m)} \times \text{Askeltiheys (ask./s)}$$

Käveleminen tietyllä nopeudella on mahdollista useilla eri askelpituus ja -tiheys yhdistelmillä. Kävelynopeuden lisääntyminen vaikuttaa useimpiin mitattaviin muuttujiin, joten sen ilmoittaminen tutkimuksissa on oleellista. Nopeuden kasvaessa mm. askelsyklin kesto vähenee ja tukivaiheen aika suhteessa heilahdusvaiheeseen kasvaa. Samalla askelpituus ja tiheys lisääntyvät lähes lineaarisesti. (Larsson ym. 1980.) Askeltiheyden saavuttaessa 120 askelta/min, askelpituus on yleensä maksimissaan, jonka jälkeen nopeuden lisääminen tapahtuu pääasiassa askeltiheyttä nostamalla. Luonnollinen kävelynopeus on naisilla keskimäärin 0,94 - 1,66 m/s, askelparin pituus 1,06 - 1,58m ja askeltiheys 98 - 138 ask./min. Miehillä vastaavat muuttujat ovat 1,10 - 1,85m/s, 1,25 - 1,85m ja 91 - 135 ask./min. (Winter 1988.) Nopeuden ylittäessä kaksi metriä sekunnissa kävely muuttuu juoksuksi, jolloin kaksoistukivaihe poistuu ja mukaan tulee molempien jalkojen yhtäaikainen lentovaihe (Hreljak 1993).



KUVA 2. Kävelyn yleisimmät etäisyysmuuttujat (Murray ym. 1964).

## 3 KÄVELYN BIOMEKANIikka

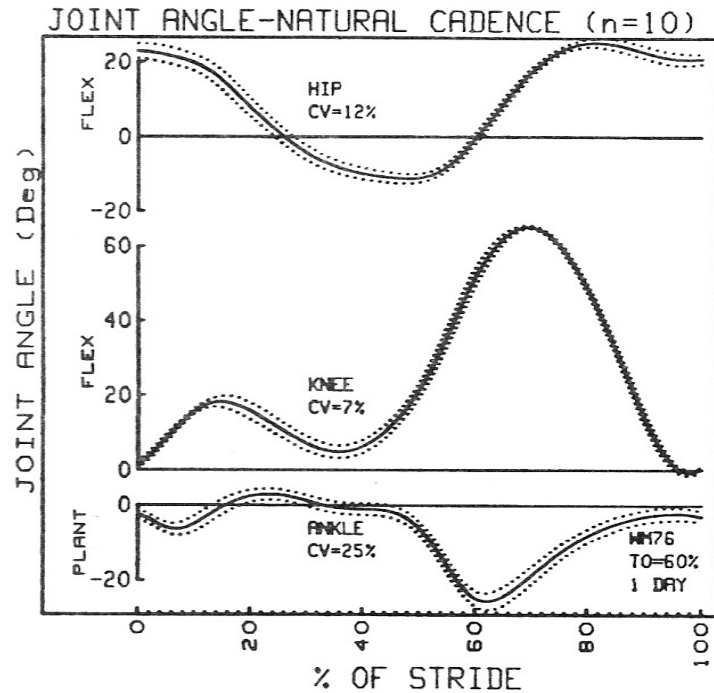
### 3.1 Kinematiikka

Kävelysykli koostuu useista peräkkäisistä raajojen liikkeistä, jotka mahdollistavat kehon eteenpäin siirtämisen. Tarkemmin kävelyn aikaisia nivelien ja segmenttien liikkeitä voidaan tarkastella keräämällä kinemaattista dataa videokameroita tai optoelektrisiä menetelmiä käyttäen. Menetelmien avulla seurataan kehoon kiinnitettyjen markkerien liikettä. Markkerien perusteella voidaan määrittää nivelten keskipisteiden sijainti ja tehdä tietokoneella liikeanalyysi, jonka avulla kohteen liikkumista voidaan tarkastella kaksi- (2-D) tai kolmiulotteisesti (3-D). (Sutherland 2002.)

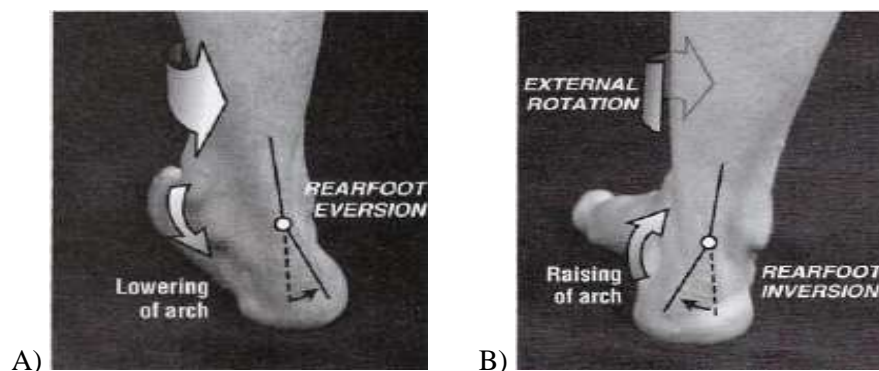
Suurimmat nivelten kiertoliikkeet kävelyssä ovat sagitaalitason ojennus- ja koukistusliikkeet. Askelkontaktin alussa lonkkakulma pysyy lähes muuttumattomana samalla, kun polven koukistus ja nilkan plantaarifleksio pehmentävät törmäystä. Keskitukivaiheessa lonkan ojentuminen vie kehoa eteenpäin samalla kun nilkka dorsifleksoituu. Päätetukivaiheessa kehoa liikutetaan eteenpäin nilkan plantaarifleksion ja lonkan ojennuksen avulla. Alkuheilahduksen vaiheessa jalan eteenpäin liike alkaa, jolloin polvi ja lonkka alkavat koukistua. Heilahduksen aikana nilkka dorsifleksoituu ja loppuvaiheessa polvi ojentuu vastaanottamaan törmäyksen (kuva 3). (Ounpuu 1994.) Vaikka kävelyssä sagitaalitason liikkeet ovat suurimpia, myös frontaali- ja transversaalitasojen liikkeillä, kuten nilkan pronaatiolla on merkittävä rooli kävelyssä. Kantauskun jälkeinen pronaatio monimutkainen, mutta tärkeä joustomekanismi törmäysvoimien vähentämisessä. Se koostuu pääasiassa nilkan eversiosta, mutta myös jalkaterän abduktiosta ja dorsifleksiosta (kuva 4A). Kantapään osuessa alustaan nilkka on lievässä supinaatiossa, jonka jälkeen tapahtuu nilkan nopea eversioliike kuormitusta vastaanotettaessa. Samalla kun nilkka kääntyy eversioon, kiertyy sääri sisälle päin (internal rotaatio) ja jalkaterä abduktioon. Työntövaiheessa kantapään kohoaminen aloittaa nilkan supinaatioliikkeen, joka koostuu pronaatiolle vastakkaisista liikkeistä: inversiosta, adduktiosta ja plantaarifleksion. (Neumann 2002 s. 490-502) (kuva 4B). Kävelyssä nilkan eversioliikkeen laajuus (ROM) on keskimäärin kuusi astetta. Maksimi eversiokulma on noin neljä astetta ja se saavutetaan normaalisti kuormitusvasteen aikana. (Wright ym. 1964; Hunt ym. 2001.)



Osalla ihmisistä on taipumusta suurentuneeseen pronaatioon, jossa nilkan joustoliike saattaa kestää tavallista pidempään viivästyttäen supinaatiota, minkä seurauksena liikeketjun optimaalinen toiminta voi häiriintyä. Lisäksi ylipronaatio saattaa kuormittaa nivelten tukirakenteita kuten mm. nilkan nivelsiteitä ja polven sisempää sivusidettä (MCL), mikä voi altistaa rasitusvammoille erityisesti juoksussa (Ahonen ym. 1998 s. 268-275; Viitasalo & Kvist 1983; James & Jones 1990).



KUVA 3. Sagitaalitason nivelkulmat askelsyklin aikana (Winter 1988).

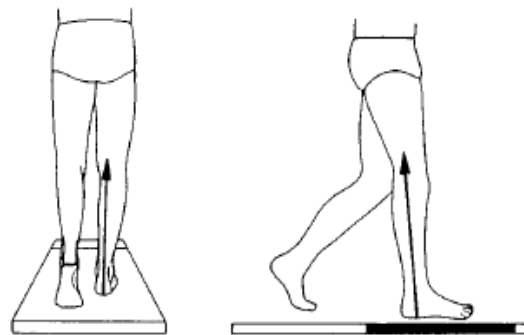


KUVA 4. A) Pronaatio koostuu nilkan eversiosta, dorsifleksiosta ja jalkaterän kiertymisestä vastakkaiseen suuntaan säären suhteen (nilkan abduktio ja säären internal rotaatio). B) Supinaatiossa tapahtuu vastakkaiset liikkeet: nilkan inversio, plantaarifleksio ja jalkaterän adduktio (säären external rotaatio). (Neuman ym. 2002.)

## 3.2 Kinetiikka

### 3.2.1 Alustan reaktivoimat

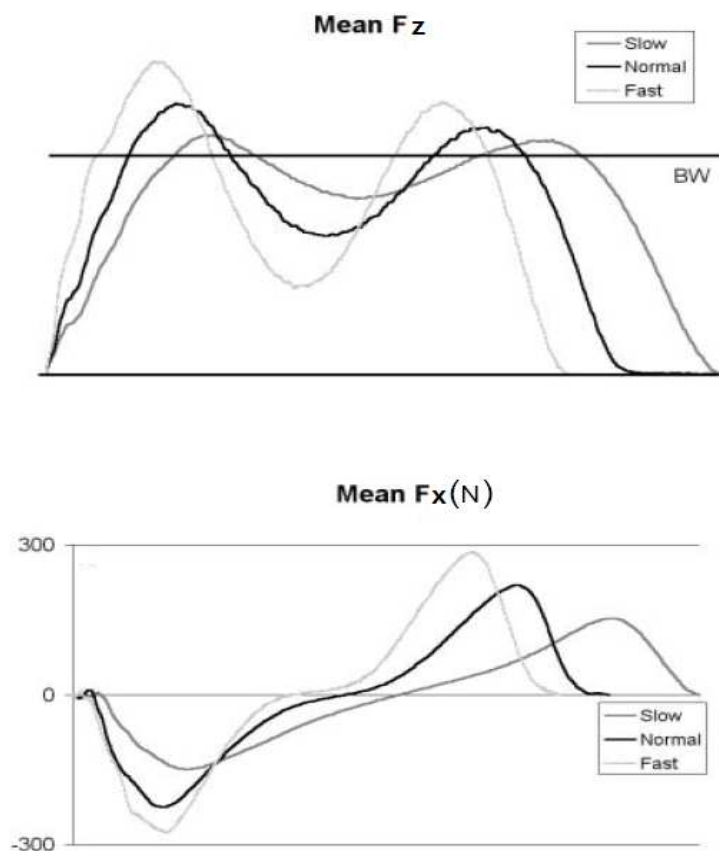
Kävelyssä tukivaiheen aikana alustaan tuotettuja voimia voidaan mitata voimalevyanturien avulla. Kontaktin aikana mitattava reaktivoima muodostuu kaikkien kehon segmenttien massojen ja kiihtyvyyksien muodostamasta summavoimasta. Tämä ns. resultanttivoima voidaan kuvata GRF-vektorilla (kuva 5) ja jakaa tarkemmin kolmeen osakomponenttiin: pystyvoimaan sekä vaakavoimiin etu-taka- ja sivusuunnassa (GRF z, x & y). (Winter 1988.)



KUVA 5. Voimalevyllä mitattu alustan reaktivoima. Kuvassa oleva GRF-vektori kuvaa kolmesta komponentista koostuvaa resultanttivoimaa (Vaughan ym. 1999).

Kävelyssä pystysuuntaista voimaa kuvaava käyrä on kaksihuippuinen: ensimmäinen huippu johtuu painon vastaanottamisesta ja toinen työntövaiheesta (kuva 6). Pystysuuntaisen voiman suuruus on keskimäärin 120 % kehon painosta (body weight, BW) (Perry 1992). Askelkontaktin alussa kantapään osuessa alustaan voidaan pystysuuntaisessa voimassa nähdä kolmaskin voimapiikki, joka on kestoltaan vain 10 - 20 ms. Tähän kantaiskusta aiheutuvan voimapiikin suuruuteen vaikuttavat mm. kävelynopeus, jalan nopeus sekä asento törmäyshetkellä. Voimapiikki ei aina ilmene jokaisessa askelkontaktissa kävelyn luonnollisesta variaatiosta johtuen, eikä sitä myöskään havaita läheskään kaikilla henkilöillä. Lisäksi voimalevyn liian matala taajuus tai datan alipäästösuodatus voivat estää voimapiikin näkymisen. (Whittle 1999 b.)

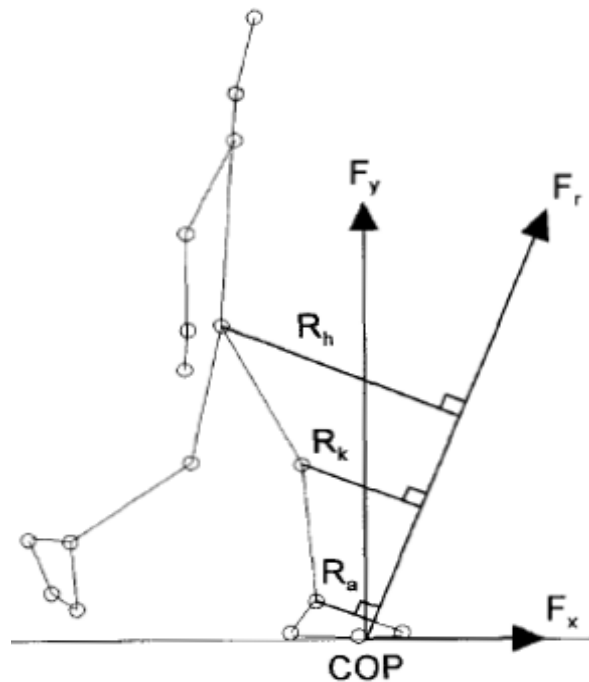
Vaakasuuntaiset voimat ovat pystyvoimaa paljon pienempiä. Etu-taka -suuntainen vaakavoima on suuruudeltaan noin 25 % kehon painosta. Askelkontaktin alussa kehon paino vastaanotetaan, jolloin alustaan tuotetaan negatiivinen etu-takasuuntainen vaakavoima. Työntövaiheessa tämä voima on positiivinen, kun kehoa kiihdytetään eteenpäin. Tasapainon ylläpitämisen liittyvä sivusuuntaisen vaakavoima on yleensä alle 10 % kehonpainosta. (Winter 1988.) Kävelynopeuden lisääntyessä alustaan kohdistuvat voimat kasvavat ja askelkontaktin kesto lyhenee (Perttunen 2002). Joidenkin tutkimusten mukaan tuki- ja liikuntaelimestön vaivat, kuten selkä- ja polvikivut voivat johtua kantaiskun aiheuttamasta voimapiikistä, joka pidemmän ajan kuluessa saattaa vaurioittaa nivelrustoa ja aiheuttaa jopa nivelrikkoa (mm. Wosk ym. 1981; Radin ym. 1991; Burr 2003). Teorian kiistaton näyttö on kuitenkin vaikeaa pitkittäistutkimusten puuttuessa. On kuitenkin selvää, että jalkaan kohdistuvaa kuormitusta voidaan vähentää jalkineiden avulla, jotka lisäävät viskoelastisen materiaalin määrää jalan ja alustan välillä ja siksi vaimentavat kantaiskun voimapiikkejä. (Frederick 1984 s. 76-86 ja 191-198; Whittle 1999 b; Dixon ym. 2000).



KUVA 6. Reaktiivoiman pysty- ( $F_z$ ) ja etu-taka ( $F_x$ ) -suuntainen komponentti käveltyessä kolmella eri nopeudella (Perttunen 2002).

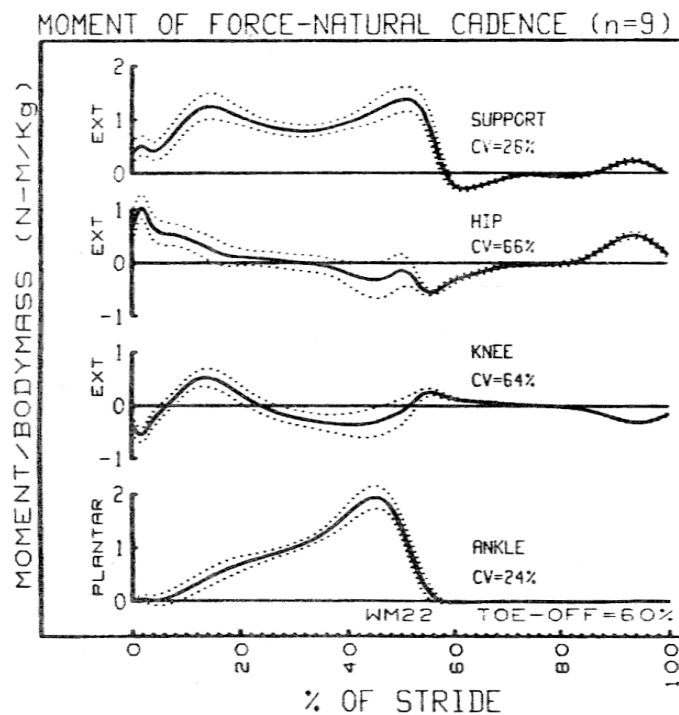
### 3.2.2 Nivelmomentit

Kävelyssä alustan reaktivoimat ja kehon segmenttien inertiaivoimat aiheuttavat niveliin vääntövaikutuksen eli ulkoisen momentin nivelen keskipisteen suhteen (kuva 7). Vastustaakseen ulkoisen momentin vaikutusta lihasten täytyy tuottaa voimaa päinvastaiseen suuntaan, jolloin tätä vastavoimaa kutsutaan nivelen sisäiseksi momentiksi. Kävelyssä nivelen sisäisen momentin katsotaan johtuvan pelkästään lihasten tuottamasta voimasta, koska passiiviset kitkavoimat ovat niin vähäisiä. Nivelmomenttien määrittäminen käänteisen dynamiikan avulla (inverse dynamics) perustuu voiman ja vastavoiman lakiin (Newtonin III laki), jonka mukaan nivelen sisäinen momentti on samansuuruinen, mutta vastakkaisuntainen nivelen ulkoisen momentin kanssa. Ulkoinen momentti puolestaan voidaan selvittää Newtonin II:sta laista ( $F=ma$ ) johdettujen kaavojen perusteella, kun tiedetään alustan reaktivoimat, painekeskipisteen (COP) sijainti, nivelpisteiden ja segmenttien koordinaatit sekä segmenttien antropometriset parametrit (pituus, massa, massakeskipiste & hitausmomentti). (Winter 1988; Vaughan ym. 1999; Zajac ym. 2002.)



KUVA 7. GRF-vektorin ( $F_r$ ) kohtisuora etäisyys nilkasta ( $R_a$ ), polvesta ( $R_k$ ) ja lonkasta ( $R_h$ ) aiheuttaa ulkoisen momentin, joka pyrkii dorsifleksoimaan nilkkaa, ojentamaan polvea ja koukistamaan lonkkaa (Simonsen ym. 1997).

Askelsyklin aikaiset sagitaalitason sisäiset nivelmomentit on esitetty kuvassa 8. Askelkontaktin alussa nilkkaan kohdistuu ensin pieni dorsifleksiomomentti jarrutettaessa jalakaterän liikettä. Hyvin nopeasti nilkan momentti vaihtuu plantaarifleksiomomentiksi, joka kasvaa tukivaiheen loppua kohti plantaarifleksorien työntäessä kehoa eteenpäin. Polveen kohdistuu alkukontaktin vaiheessa lyhyt fleksiomomentti, jonka jälkeen polvi pyrkii koukistumaan painon vastaanottovaiheessa aiheuttaen sisäisen ekstensiomomentin polvea ojentaviin lihaksiin. Kontaktin loppuvaiheessa polveen kohdistuu sisäinen fleksiomomentti nilkan plantaarifleksorien työntövaiheessa. Lonkanivel pyrkii jarrutusvaiheessa painoa vastaanottaessa fleksioitumaan aiheuttaen sisäisen ekstensiomomentin noin keskitekivaiheeseen asti. Työntövaiheessa jalan asennon ja plantaarifleksorien työntövoiman vaikutuksesta lonkkaa pyrkii ojentumaan aiheuttaen niveleen sisäisen fleksiomomentin. (Winter 1988.) Frontaalitasossa GRF-vektori kulkee koko tukivaiheen ajan polven ja lonkan mediaalipuolelta aiheuttaen niveliin sisäisen abduktiomomentin (kts. kuva 5), joka voi olla suurempi kuin kyseisten nivelten fleksio-ekstensiomomentit. Tämän vuoksi polvinivelen mediaaliosaan kohdistuu suurempaa kuormitusta kuin lateraalipuolelle, jonka on myös arveltu olevan syynä siihen, että polven nivelrikko on paljon yleisempää nivelen mediaalipuolella (mm. Schipplein, ym. 1991; Baliunas ym. 2002)



KUVA 8. Sagitaalitason sisäiset nivelmomentit askelsyklin aikana (Winter 1988).

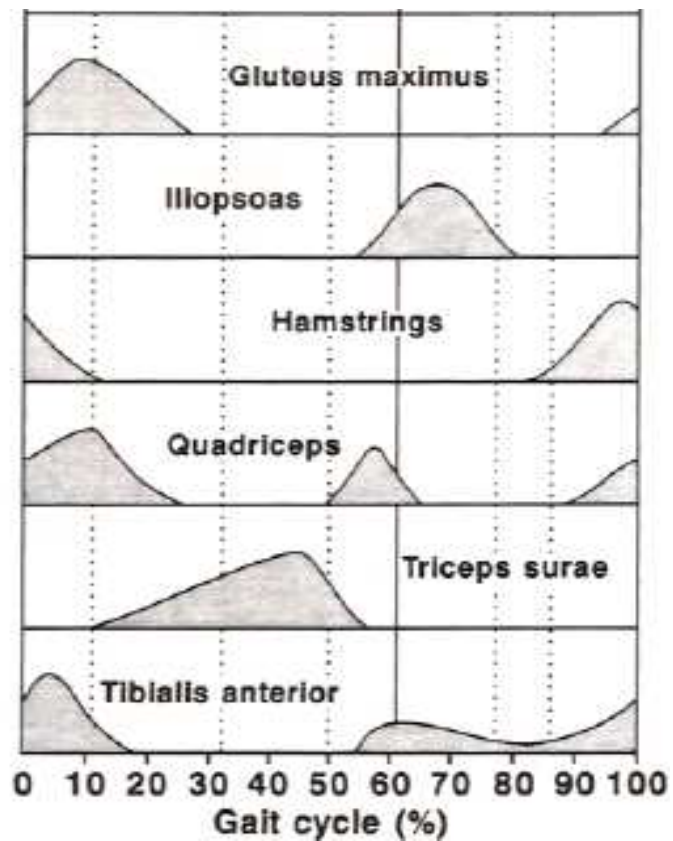
### 3.3 Lihaskäyttö

Kävely edellyttää tarkkaa raajojen liikkeiden koordinaatiota. Liikkeet tuotetaan lihassupistuksien avulla, jotka syntyvät, kun lihasta aktivoidaan neuraalisesti. Lihasten aktiivisuutta voidaan rekisteröidä EMG:n (elektromyografia) avulla, jolloin saadaan tietoa mm. eri lihasten osallistumisesta liikkeen tuottamiseen sekä aktiivisuuden ajoituksesta liikkeen eri vaiheissa (Sutherland 2001.) EMG-signaalin voimakkuuteen vaikuttaa neuraalisen aktiivisuuden määrän lisäksi mm. lihasmassan määrä, ihonalaisen rasvakudoksen paksuus sekä elektrodien rakenne ja sijainti (Hermens ym. 1999).

Kävelyssä lihasten tehtävänä on tukea jalkaa ja kehoa kontaktin aikana sekä siirtää kehon eteenpäin. Lihastyö voidaan jakaa konsentriseen ja eksentriseen lihastyöhön. Konsentrisessa lihastyössä lihas lyhenee aktivoituessaan. Kävelyssä konsentrisella lihastyöllä tuotetaan työntövoimaa kehon eteenpäin kuljettamisen. Sen sijaan eksentrisessä lihastyössä lihaksen pituus kasvaa, kun sitä aktivoidaan. Kävelyssä eksentrisen lihastyön avulla kehon paino vastaanotetaan jarrutusvaiheen aikana. (Sumway-Cook & Woollacott 2001. s. 312-313.) Jos konsentrisen lihastyö ilmenee välittömästi eksentrisen vaiheen jälkeen, voidaan puhua venymis-lyhenemissykluksesta. Se on ominaista lähes kaikelle luonnolliselle liikkumiselle, kuten kävelylle. Venymis-lyhenemissykluksen avulla lihaksen konsentrisen työ tehostuu mm. jänteisiin eksentrisessä vaiheessa varastoituneen elastisen energian vapautumisen myötä. Esiaktiivisuus liittyy läheisesti venymis-lyhenemissyklukseen, sillä sen avulla lihaksen jäykkyys lisääntyy ennen alustakontaktia, mikä mahdollistaa energian varastoitumisen lihaksen elastisiin rakenteisiin. (Nicol ym. 2006.)

Lihasten aktiivisuus kävelyn eri vaiheissa on esitetty kuvassa 9 (myös kuvassa 1). Jo ennen askelkontaktia havaitaan esiaktiivisuutta lonkan ojentajissa (gluteus maximus) ja polven ojentajissa (quadriceps) sekä koukistajissa (hamstrings), jotka valmistautuvat painon vastaanottamiseen kontaktin alkuvaiheessa. Nilkan dorsifleksio alkaa jalan heilautuksen aikana ja dorsifleksorien (tibialis anterior) aktiivisuus on suurimmillaan kontaktin alussa, jolloin jarrutetaan nilkan plantaarifleksio liikettä. Nilkan plantaarifleksorien (triceps surae) aktiivisuus ajoittuu askelkontaktin työntövaiheeseen. Heilautusvaiheen alussa lonkan koukistajien (iliopsoas) aktiivisuus kiihdyttää jalkaa eteenpäin ja

heilautuksen lopussa jalan eteenpäin liike jarrutetaan aktivoimalla lonkan ojentajia (gluteus maximus & hamstrings). (Winter 1988.) Kävelynopeuden lisääntyessä EMG-aktiivisuudet kasvavat ja niiden profiilit saattavat muuttua (Hof ym. 2002). EMG -profiileissa voidaan havaita myös selviä eroja eri henkilöiden välillä, sillä tiettyjen liikkeiden tuottaminen on mahdollista erilaisilla aktivaatiomalleilla. Suurin vaihtelu tapahtuu kaksi niveltä ylittävissä lihaksissa. (Winter & Yack 1987.)



KUVA 9. Eri lihasten aktiivisuusprofiili askelsyklin aikana (Whittle 1999a).

## 4 KÄVELYN NEURAALINEN SÄÄTELY JA ADAPTOITUMINEN

### 4.1 Kävelyn motorinen kontrolli

Kävely ja tasapainon ylläpito vaativat monimutkaisten neuraalisten mekanismien toimintaa, jotka saavat aikaan lihasten tarkan ja koordinatiivisen supistumisen. Tahdonalaisen liikkeen synnyttäminen tapahtuu aivojen motorisen kuorialueen toimesta, josta liikekäsky (aktiopotentiaali) välittyy selkäytimen ja alfamotoneuronin kautta lihakseen. Eri lihasten oikea-aikainen supistuminen välittää voimia nivelten yli aiheuttaen kävelylle tunnusomaiset segmenttien liikkeet. (Capaday 2002.) Motorisia useista lihas-supistuksista koostuvia liikesarjoja voidaan saada aikaan jopa ilman motorisen kuorialueen käskyä stimuloimalla keinotekoisesti selkäytimen neuroneita (mm. Brown 1911; Shink ym 1966; Grillner ym. 1985). Ilmiön perusteella on syntynyt käsite central pattern generators (CPG). CPG on neuroneista muodostunut hermoverkosto, jolla tuotetaan rytmisiä perustoimintoja, kuten esim. hengitys, nieleminen ja käveleminen. Liikesarjojen ajatellaan syntyvän siten, että aktiopotentiaalit kiertävät hermoverkoissa tiettyjä johdoratoja pitkin ja saavat aikaan agonisti- ja antagonistilihaksien rytmisen supistumisen. (Hooper 1999.)

CPG-teorian mukaiset valmiit liikemallit tekevät liikkumisen mahdolliseksi ilman sensorista järjestelmää, mutta tällöin liikkeet ovat nykiviä ja kömpelöitä. Liikkeen säätely tapahtuu sensorisen palautteen (feedback) perusteella keskushermoston (CNS) ja selkäydin tason refleksitoimintojen yhteistyönä. Liikkumisen kannalta tärkeää sensorisista palautetta tuottavat visuaalinen, vestibulaarinen ja somatosensorinen järjestelmä. Visuaalisen järjestelmän eli näköaistin avulla saadaan tietoa ympäristöstä, joka auttaa erityisesti liikkeen ennakoimisessa ja tasapainon ylläpidossa. Vestibulaarinen järjestelmä koostuu sisäkorvassa sijaitsevasta tasapainoelimestä, jonka tärkein tehtävä on tuottaa näköaistista riippumatonta tietoa pään liikkeistä, ja auttaa näin tasapainon ylläpidossa. Kävelyn mekaniikan säätelyyn kannalta tärkeintä sensorista palautetta tuottaa somatosensorinen järjestelmä, joka koostuu iho-, nivel- ja lihasreseptoreista. Näistä tärkeimpiä lienevät lihasspindeli ja Golgin jänne-elin. Lihasspindelin sisällä olevat sensoriset



afferenttineuronit havaitsevat lihaksen pituuden muutoksia sekä tuottavat tietoa myös lihaksen staattisesta pituudesta. Lihakseen kohdistuvasta voimasta saadaan puolestaan tietoa Golgin jänne-elimen avulla. Somatosensorisen järjestelmän kautta saatuun palautteeseen perustuu kehoon asennon ja liikkeiden tunnistaminen, mistä käytetään nimitystä proprioseptiikka. Lisäksi proprioseptiikka tuottaa tietoa kehoon kohdistuvasta kuormituksesta, johon esim. kävelyssä vaikuttaa alustan ja jalkineen ominaisuudet. Proprioseptisen palautteen perusteella CNS muuntaa kävelyn mekaniikkaa ulkoisten tekijöiden (alusta ja jalkine), mukaan siten, että kehoon kohdistuva kuormitus ei nouse liian suureksi. (Shumway-Cook & Woollacott. 2001 s. 317-326)

## 4.2 Kävelyn adaptaatiomekanismit

*Jalan dynaamisen jäykkyyden säätely.* Jalan jäykkyyttä säädellään ympäristön mukaan. Tämä minimoi energiankulutuksen mahdollistamalla liikkumisen säilymisen mahdollisimman samanlaisena alustasta riippumatta. Alustan ominaisuuksilla on esimerkiksi hyvin vähän vaikutusta tukivaiheen keston, askeltiheyteen ja massakeskipisteen vertikaaliliikkeeseen liikuttaessa tietyllä nopeudella. (Ferris ym. 1998.) Lisäksi jalan jäykkyyden säätelyllä on kehoa suojaava merkitys, sillä jäykkyyttä pienentämällä jalka koukistuu nopeammin alustaan törmäyshetkellä ja vähentää alustan reaktivoimia. Jalan jäykkyyttä voidaan säädellä erityisesti polven ojentajalihasten aktiivisuutta säätelemällä. (Arampatzis ym. 1999.)

*Jalan geometrian muuntaminen.* Jalkaan kohdistuvaa kuormitusta voidaan vähentää muuttamalla sen tukivaiheen geometriaa. Ensinnäkin nilkan suuremmalla plantaarifleksiolle kontaktin alussa on mahdollista jakaa kantapään kohdistuva paine suuremmalle alalle. Tämä voidaan havaita erityisesti juoksussa, jossa paljain jaloin havaitaan suurempi nilkan plantaarifleksio kontaktin alussa kuin kengät jalassa. (De wit ym. 2000; Bishop ym. 2006). Toinen tekijä, johon jalan geometrian muuttaminen vaikuttaa, on niveliin kohdistuva kuormitus, sillä nivelmomenttien suuruus on segmenttien hitausmomentin ja reaktivoiman lisäksi riippuvainen GRF-vektorin kohtisuorasta etäisyydestä nivelen keskipisteestä. Geometrian muuntaminen siten, että GRF-vektorin kohtisuora

etäisyys nivelestä pienenee laskee siihen kohdistuvaa ulkoista momenttia. (Nigg 1986 s. 85-89; Griffiths 2006 s. 297-302.)

### **4.3 Jalkineen ja alustan vaikutukset liikkumisen biomekaniikkaan**

#### **4.3.1 Jalkineen vaikutukset**

Tukivaiheen alussa kehoon kohdistuvaa kuormitusta pyritään vähentämään nilkan plantaarifleksioilla sekä polven koukistuksella, jotka alkavat noin 80 ms ja 150 ms alustakontaktin jälkeen. Kantaiskusta aiheutuva voimapiikki esiintyy kuitenkin 20 ms kulussa alustakontaktista, minkä vuoksi jalan koukistus ja geometrian muuttaminen eivät suojaa siltä, vaan ainoastaan vähentävät painon vastaanottamisesta aiheutuvaa pystyvoiman maksimaalista komponenttia. Kantaiskua vaimentavat lähinnä kantapään viskoelastiset rakenteet sekä erityisesti jalkineet, jotka lisäävät vaimentavan materiaalin määrää jalan ja alustan välillä. (Whitle ym. 1999 b.) Monissa tutkimuksissa jalkineiden ei ole havaittu vaikuttavan maksimaaliseen alustan reaktiovoimaan tai muutokset ovat olleet vain minimaalisia (mm. Nigg ym. 1987 & 1988; Bergmann ym. 1995). On kuitenkin myös tutkimuksia joissa jalkineiden avulla on pystytty madaltamaan reaktiovoimia. Esim. O'Leary ym. (2008) tutkimuksessa törmäysvoimia pystyttiin alentamaan jalkineen vaimentavalla pohjallisella, jonka seurauksena vertikaalivoima laski 6,8 % ja sen nousunopeus 8,3 %. Liiallinen vaimennus voi kuitenkin tehdä jalkineesta löysän ja vähentää sen tukevuutta, mikä voi lisätä jalan pronaatiota (James & Jones 1990). Kirjallisuuden ristiriitaiset tulokset jalkineiden vaikutuksesta reaktiovoimiin johtuvat siitä, että säätelymekanismit muuntavat jalan mekaniikkaa erilaisten jalkineiden mukaan, jolloin erot reaktiovoimissa jäävät hyvin pieniksi (Komi & Golhofer 1991).

Jalan kuormittumiseen vaikuttaa kengän vaimennuksen lisäksi myös sen muotoilu. Useimmiten muotoilun tavoitteena on vähentää nilkan suuresta eversioliikkeestä johtuvaa ylipronaatiota, minkä vuoksi jalkineiden mediaalipuolen pohja onkin muotoiltu usein korkeammaksi holvikaaren alta. (Nigg ym. 1986.) Tutkimusten mukaan tällaiset pronaatituetut kengät vähentävät maksimaalista nilkan eversiota 2 - 3 astetta, mutta toisaalta lisäävät jarrutusvaiheen lateraalisuuntaista reaktiovoimaa (Perry & LaFortune

1995; Branthwaite ym. 2004; Fong ym. 2008). Sen sijaan päinvastaisella pohjan koroituksella, jossa lateraalipuoli on korkeampi, on voitu alentaa polven ulkoista adduktio momenttia (mm. Crenshaw ym. 2000; Kerrigan ym. 2002; Ehart ym. 2008b). Samaan lopputulokseen on myös päästy kengällä, jonka lateraalipuolen pohja oli ollut 1,3 - 1,5 kertaa mediaalipuolta kovempi (Fisher ym. 2007 ja Ehart ym. 2008a). Tällaisilla jalkineilla pyritään vähentämään erityisesti nivelrikkopotilaiden polven mediaalipuolen kuormitusta. Sekundäärivaikutuksena näillä jalkineilla on suurempi nilkan ulkoinen eversiomomentti sekä suurempi nilkan eversiokulma (Nester ym. 2003; Ehart ym. 2008a). Lisäksi jalkineiden ja erilaisten ortoosien avulla voidaan vaikuttaa jalkojen virheasentoihin ja siten mahdollisesti vähentämään erilaisia rasitusvammoja (Razeghi & Batt 2000).

### **4.3.2 Alustan vaikutukset**

Alustan vaikutusta liikkumisen biomekaniikkaan on tutkittu eniten juoksussa. Adaptoitumisen on havaittu tapahtuvan jo ensimmäisen askeleen aikana, kun astutaan erilaiselle alustalle (Ferris ym. 1999). Jalan jäykkyyttä muutetaan alustan mukaan siten, että kokonaisjäykkyys (jalan jäykkyys + alustan jäykkyys) muuttuu mahdollisimman vähän, minkä vuoksi pehmeällä alustalla liikuttaessa jalka on jäykempi kuin kovalla alustalla. Juoksussa kovalla alustalla polvi ja lonkka ovat myös ojentuneet suuremmaksi törmäys hetkellä kuin pehmeällä alustalla, mikä mahdollistaa suuremman joustovaran kuormituksen vastaanottamiseksi. Samalla lonkan, polven ja nilkan kulmanopeudet tukivaiheen alussa lisääntyvät. (Ferris ym. 1998; Hardin ym. 2004.) Hiekalla juostaessa Pinnington ym. (2005) havaitsivat suuremman polven ja lonkan koukistuksen sekä alkukontaktin vaiheessa että keskitukivaiheessa sekä suuremman maksimikoukistuksen hiekalla verrattaessa kovalla alustalla juoksuun. Hiekalla kävelyn kinematiikasta ei ole saatavilla tutkimuksia.

Juoksussa reaktiovoiman vertikaalikomponentissa saatetaan nähdä eroja kovan ja pehmeän alustan välillä siten, että kovalla alustalla voima kohdistuu kehoon lyhyemmässä ajassa kuin pehmeällä alustalla (Andresson ym. 1986; Nigg 1986 s.78-85; Dixon ym. 2000). Kuitenkin jalan jäykkyuden säätelyn seurauksena reaktiovoiman huippuarvoissa nähtävät erot erilaisten alustojen välillä jäävät usein pieniksi (Komi & Golhofer 1991;

Ferris ym. 1998 & 1999). Komi ym. (1991) mukaan EMG -aktiivisuus näyttäisikin olevan reaktiivoimia tarkempi parametri verrattaessa erilaisten alustojen vaikutusta liikkumisen biomekaniikkaan. Juoksussa Pinnington ym. (2005) havaitsivat lihasaktiivisuuden olevan korkeampaa hiekalla kuin kovalla alustalla. Koska lihasaktiivisuuden määrän tiedetään korreloivan energiankulutuksen kanssa (Bigland-Ritchie & Woods 1976), ei ole ihme että hiekalla juoksu kuluttaakin noin 1,6 kertaa enemmän energiaa kuin kovalla alustalla juoksu ja kävely jopa 2,1 - 2,7 kertaa enemmän energiaa kuin kävely kovalla alustalla. Tukivaiheen aikana hiekka siirtyy pois jalan alta, mikä lisää mekaanisen työn määrää verrattaessa kovalla alustalla suoritettuun liikkumiseen samalla nopeudella. Lisäksi lihasten ja jänteiden elastisen energian hyödyntäminen on heikompaa liikuttaessa hiekalla, mikä heikentää liikkumisen taloudellisuutta. (Lejeune ym. 1998; Pinnington ym. 2001 & 2005.) Hiekalla kävelyn kinetiikasta, kinematiikasta tai lihasaktiivisuuksista ei ole tutkimuksia.

## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Masai Barefoot Technologies -yhtiö (MBT) valmistaa, jalkineita jonka epästabiili pohjan rakenne pitäisi valmistajan mukaan muuttaa kävelyn mekaniikkaa hiekalla kävelyn kaltaiseksi. Aikaisempien tutkimusten perusteella MBT-kengän on havaittu mm. vähentävän kävelyssä sagitaalitasoon nivelmomentteja muuttavan nilkan liikkeettä ja lihasaktiivatiota kävelyssä sekä lisäävän kehon huojuntaa seistessä (Vernon ym. 2004; Nigg ym. 2006; Romkes ym. 2006).

Hiekalla kävelyn biomekaniikasta on olemassa vain muutama energetiikkaan liittyvä tutkimus. Hieman enemmän on tutkittu hiekalla juoksua ja erityisesti sen taloudellisuutta, kinematiikkaa ja lihasaktiivisuutta. Näiden tutkimusten perusteella hiekalla liikkumisen tiedetään vaativan mm. enemmän energiaa ja lisäävän lihasaktiivatiota (Lejeune 1998; Pinnington 2001 & 2005), mutta esimerkiksi kinetiikasta ei ole olemassa tietoa.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia hiekalla kävelyn biomekaniikkaa ja selvittää onko siinä samoja piirteitä kuin kovalla alustalla kävelyssä MBT-kengällä. Lisäksi selvitetään, miten MBT-kengällä kävely eroaa normaalikengällä kävelystä.

## 6 MENETELMÄT

### 6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä tutkimuksessa toimi yhteensä 18 vapaaehtoista keski-ikäistä miestä, sillä heidän katsottiin edustavan erityisen hyvin testattavan jalkineen kohderyhmää. Koehenkilöillä ei ollut tuki- ja liikuntaelämistön vaivoja. Tutkimuksen alussa koehenkilöille kerrottiin tutkimuksen tarkoitus ja mittauksien sisältö, jonka jälkeen he allekirjoittivat suostumuksen tutkimukseen osallistumisesta. Heillä oli oikeus keskeyttää mittaukset halutessaan. Taulukossa 1 on esitetty koehenkilöiden taustatiedot.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden taustatiedot tutkimuksen alkaessa (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta).

Ikä (v)	41 $\pm$ 10
Pituus (cm)	181 $\pm$ 4.9
Paino (kg)	83.7 $\pm$ 11.6
Painoindeksi (kg/m <sup>2</sup> )	25.6 $\pm$ 3.2

### 6.2 Testattavat jalkineet

Tutkimuksessa testattavat jalkineet olivat Masai barefoot technologies -yhtiön (MBT) valmistamat ns. fysiologiset jalkineet (kuva 10). Jalkineissa on pehmeä kantaosa ja kupera pohja, jotka tekevät siitä epästabiliin. Rakenteen tarkoituksena on tuottaa samantapainen epätasapaino, kuin pehmeällä luonnollisella alustalla, kuten hiekalla kävellyssä.



KUVA 10. Tutkimuksessa käytettiin kuvassa olevaa MBT-jalkinetta.

## 6.3 Tutkimusasetelma

Tutkimuksen alussa koehenkilöt perehdytettiin jalkineen käyttöön, jonka jälkeen heitä pyydettiin käyttämään MBT-jalkinetta mahdollisimman paljon interventiojakson ajan. Keskimäärin neljän viikon ( $29 \pm 6.4$  vrk) interventiojakson jälkeen suoritettiin kävelymittaukset Jyväskylän yliopiston liikunta- ja terveyslaboratoriossa, jossa koehenkilöt tekivät testikävelyt MBT -kengällä, tavallisella kengällä sekä paljain jaloin hiekalla.

*Hiekkalaatikat.* Mittauksissa hiekalla kävelyä simuloitiin neljän perättäisen hiekkalaatikon avulla (pituus 60 cm, leveys 40 cm, syvyys 19 cm) (kuva 11). Hienorakeista hiekkaa oli laatikossa noin 18 cm paksuudelta. Hiekan pois valuminen estettiin laatikon päälle kiinnitetyllä kankaalla. Kangas kiinnitettiin mahdollisimman löysästi, jolloin se ei estänyt jalan painumista hiekkaan tukivaiheen aikana.



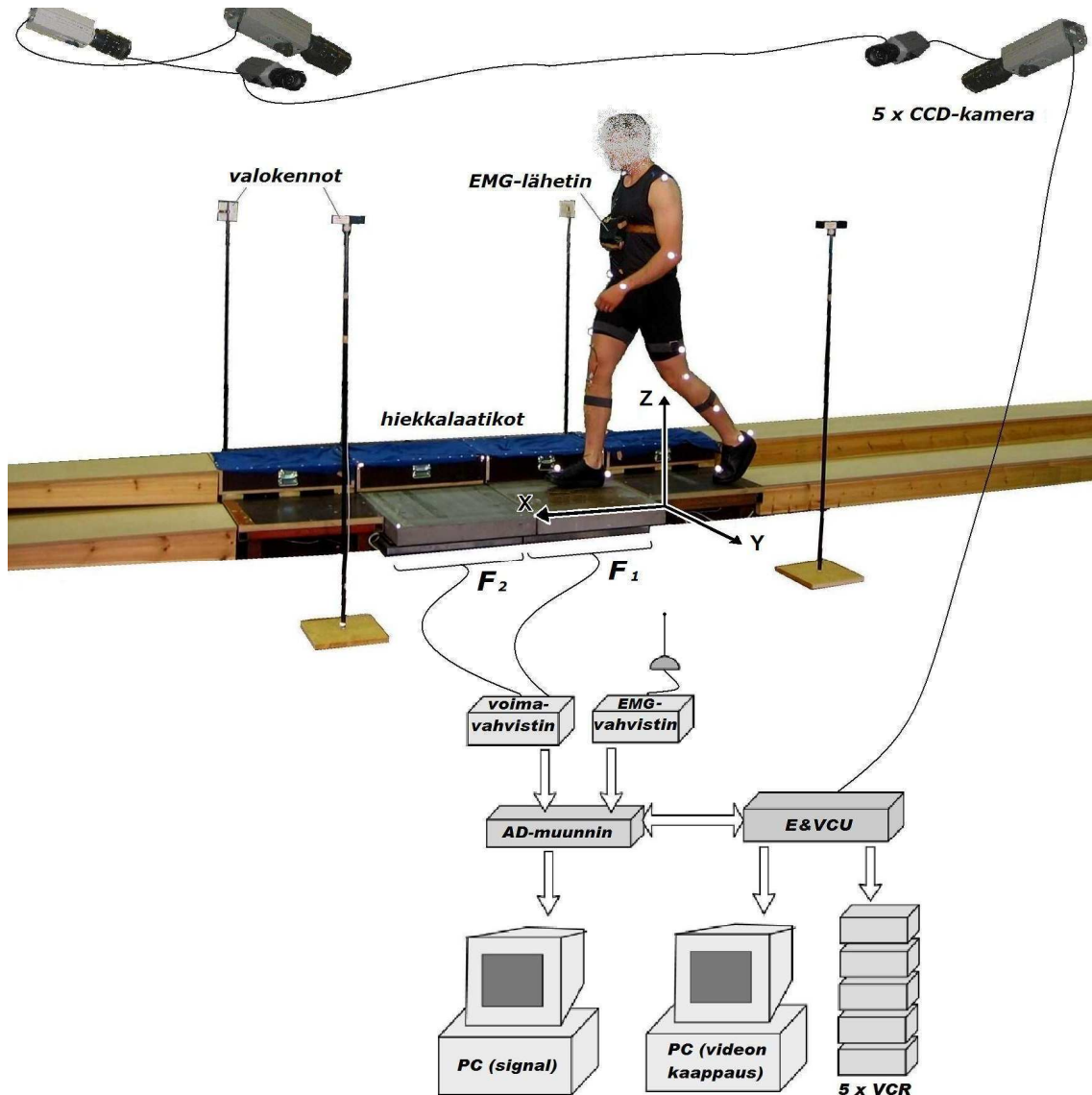
KUVA 11. Hiekkalaatikoista keskimmäiset olivat kahden voimalevyn päällä.

## 6.3 Kävelyanalyysi

### 6.3.1 Datan keräys

Kävelyanalyysidata kerättiin biomekaniikan laboratorioon rakennetulla kaksikaistaisen kävelyradan avulla. Radan keskellä sijoitettiin kaksi voimalevyä sekä valokennot 2,5 m etäisyydelle toisistaan kävelynopeuden määrittämiseksi. Ensimmäisen valokennon ohit-

taminen käynnisti datan keräyksen. Kävelyradan toiselle kaistalle asetettiin hiekalla kävelyä varten neljä hiekkalaatikkoa. Toinen kaista oli tasamaalla kävelyä varten. Kävelyt MBT-kengällä, normaalikengällä ja hiekalla suoritettiin satunnaisessa järjestyksessä. Tavoitenopeutena kaikissa kävelytilanteissa oli hiekalla kävelyn luonnollinen nopeus, joka määritettiin erikseen mittausten aluksi. Kameran sekä voimalevy- ja EMG-data synkronisoitiin Peak event & video control unit -laitteen (E&VCU) avulla (kuva 12).

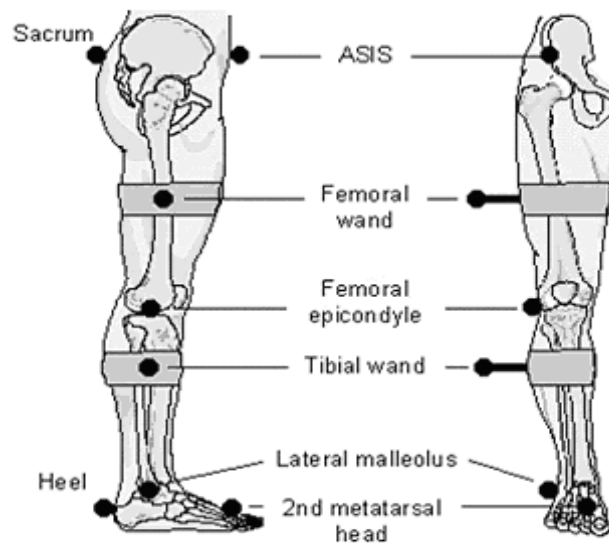


KUVA 12. Datan keräyslaitteisto.

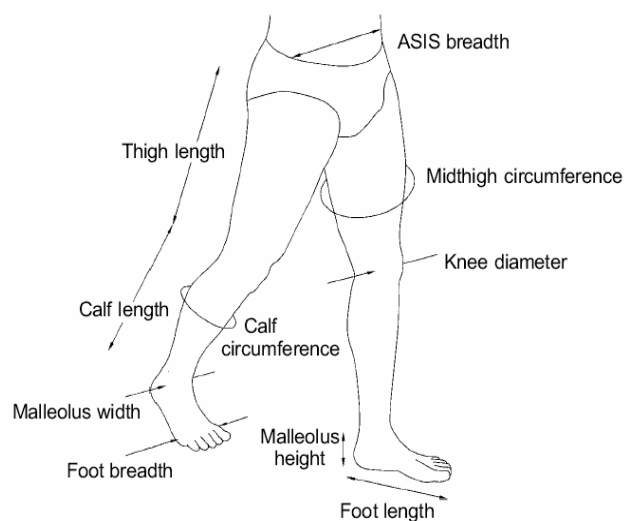
*Liikeanalyysi.* Kävelyt kuvattiin viidellä genlockatulla CCD-kameralla (Cohu 4910, Cohu, Inc., Electronics Division, USA) 50 Hz taajuudella suljin nopeudella 1/500 s. Alavartalon 15 markkeria (halkaisija 25 mm) kiinnitettiin modifoidun Helen Hayes pro-



tokollan mukaisesti toiseen metatarsaaliin, lateraaliseen malleoliin, kantaluuhun, sääreen, polven lateraaliseen condyliin, reiteen, anterior iliac spineen sekä sacrumiin (Vaughan ym. 1999, kuva 13). Lisäksi ylävartalon kiinnitettiin markkerit olkapäähän acromioniin, kyynärpään lateraali epicondyltiin sekä rannenivelen dorsaalipuolelle. Koehenkilöjen segmenttiparametrien (massa & hitausmomentti) ja nivelkeskipisteiden määrittämiseksi mitattiin jokaiselta koehenkilöltä antropometriset muuttujat nauhamittaa ja luuharppia käyttäen (kuva 14).



KUVA 13. Helen Hays -protokollan mukainen markkeriasetus (Vaughan ym. 1999).



KUVA 14. Antropometrisiä mittoja käytettiin segmenttien massan ja hitausmomentin sekä nivelten keskipisteiden määrittämiseen yhdessä markkerien sijainnin kanssa (Vaughan ym. 1999).

*Reaktiovoimat.* Alustaan kohdistuvia voimia mitattiin kahdella Kistler Z 13216 voimalevyllä (Kistler instruments, AG Winterhur, Sveitsi), joiden ominaisaajuudet olivat:  $z = 650$  Hz ja  $x$  &  $y = 700$  Hz. Koehenkilö lähti liikkeelle ennalta määritetyn askelmerkin kohdalta aina samalla jalalla, jolloin askeleet saatiin sovitettua eri voimalevyille. Voimalevyjen signaali vahvistettiin (Kistler 9861A) ja kerättiin Signal 2.0-ohjelmaan keräystaajuudella 2000 Hz (CED Ltd., Cambridge, Englanti).

*Lihasakiivisuus.* Kävelyn aikainen lihasaktiivisuus kerättiin telemetrisesti (MESPEC 4000, Mega Eletronics Ltd, Suomi) kertakäyttöisillä pintaelektrodeilla (Blue sensor, N-00-S, Ampu A/S, Tanska) kolmesta oikean jalan lihaksesta: tibialis anterior (TA), soleus (SOL) ja gastrocnemius medialis (GM). Koehenkilöiden iho valmisteltiin vastuksen pienentämiseksi ajamalla karvat, hiomalla ihoa hiekkapaperilla ja puhdistamalla lopuksi Neoamiseptilla, jonka jälkeen elektrodit kiinnitettiin bi-polaarisesti (napojen etäisyys 21mm) SENIAMin (Hermens ym. 1999) ohjeiden mukaisesti. Elektrodien napojen välinen vastus oli aina alle 10 k $\Omega$ . EMG -signaali vahvistettiin 1000 kertaiseksi (Biotel 99, Glonner, Saksa), muunnettiin digitaalseksi 32-bittisellä AD-muuntimella (Power 1401, CED Ltd.) ja tallennettiin tietokoneelle Signal-ohjelmaan keräystaajuudella 2000 Hz.

### **6.3.2 Analysointi**

*Liikeanalyysi.* Analysoitavaksi suoritukseksi valittiin jokaiselta koehenkilöltä yksi onnistunut kävelysuoritus MBT-, normaali- ja hiekalla kävelystä. Onnistuneen suorituksen kriteereinä oli kummankin jalan osuminen luonnollisesti voimalevyille sekä kävelynopeuden alle 5 % poikkeaminen tavoitenopeudesta, joka oli hiekalla kävelyn nopeus. Kävelyistä tehtiin 3-D liikeanalyysi Vicon Motus 9.0-ohjelmalla (Vicon, Oxford, UK) yhdistämällä markkerien koordinaatit Direct Linear Transformation -tekniikan avulla. Koordinaattien suodattamisessa käytettiin neljännen asteen butterworth-filtteriä 6 Hz taajuudella. Nivelkeskipisteet (nilkka, polvi ja lonkka) laskettiin Vaughan ym. (1999) protokollan mukaisesti markkerien sijainnin sekä antropometristen mittojen perusteella. Vartalolinja määritettiin kulkemaan lonkkanivelten keskeltä olkamarkkerien muodostaman hartialinjan puoliväliin. Tarkasteltavaksi muuttujiksi jokaisesta kävelytyylistä valittiin oikean jalan askelkontaktin aikaiset reaktiovoimat sekä nivelkulmat ja momentit

sagitaali- (fleksio-ekstensio / plantaatari-dorsifleksio), frontaali- (abduktio-adduktio / eversio-inversio) ja transversaalitasossa (rotaatio).

*Reaktiivoimat.* Voimadata filtteriöitiin 50 Hz taajuudella (4th order butterworth). Askelkontaktin alku ja loppu määritettiin voiman vertikaalikomponentin ylittäessä ja alittaessa 10 N. Askelkontaktin jarrutus ja kiihdytysvaiheet määritettiin etu-taka -suuntaisen vaakavoiman muuttuessa negatiivisesta positiiviseksi. Tarkasteltavia muuttujia olivat vertikaali- ja horisontaalivoimien huippu- ja keskiarvot jarrutus- ja työntövaiheissa.

*Nivelmomentit.* Nilkkaan, polveen ja lonkkaan kohdistuvat sisäiset nivelmomentit laskettiin Vicon Motuksen KineCalc -modulilla Vaughanin Ym. (1999) periaatteiden mukaisesti yhdistäen nivelpisteiden koordinaatit, koehenkilöiden antropometriset parametrit ja reaktiivoimat. Tarkasteltavia muuttujia olivat nivelmomenttien huippuarvot.

*Lihasktiivisuus.* EMG -signaali suodatettiin kaistanleveydeltä 20-640 Hz (-3 dB; CMRR 110 dB, Biotel 99, Glonner, Germany) ja analysoitiin Signal-ohjelmalla. Lihasktiivisuuden RMS -arvo määritettiin askelsyklin kolmesta vaiheesta: esiaktiivisuus (0-100 ms ennen kontaktia), jarrutus- sekä työntövaiheesta, jonka jälkeen EMG suhteutettiin maksimaalisen isometrisen (MVC) dorsifleksion (TA) ja plantaarifleksion (SOL & GM) aikana mitattuun aktivaatioon ja arvot ilmoitettiin prosentteina MVC:stä.

## 6.4 Tilastolliset menetelmät

Tilastolliset analyysit suoritettiin SPSS 14.0-ohjelmalla. Kolmen kävelytilanteen eroja tarkasteltiin toistettujen mittausten varianssianalyysillä ja parivertailu suoritettiin bonferroni post hoc -testiä käyttäen. Muuttujien tulokset on ilmoitettu keskiarvoina sekä lisäksi prosentuaalisina eroina kineettisten ja EMG -muuttujien kohdalla. Tilastollisen merkittävyyden tasoina on käytetty: \* =  $p \leq 0.05$ , \*\* =  $p \leq 0.01$  ja \*\*\* =  $p \leq 0.001$ .

## 7 TULOKSET

### 7.1 Spatiotemporaaliset muuttujat

Kävelynopeus oli sama kaikissa kävelytilanteissa. Liikeanalyysillä määritetty askelpituus oli hiekalla kävelyssä lyhyempi (60,0 cm) verrattuna MBT- (66,0 cm,  $p \leq 0.001$ ) sekä normaalikengällä kävelyyn (65,6 cm,  $p \leq 0.001$ ). Myös askelleveys hiekalla (10,8 cm) oli kapeampi sekä MBT- (13,8 cm,  $p \leq 0.01$ ) että normaalikävelyä (13,1 cm,  $p \leq 0.01$ ) (taulukko 2).

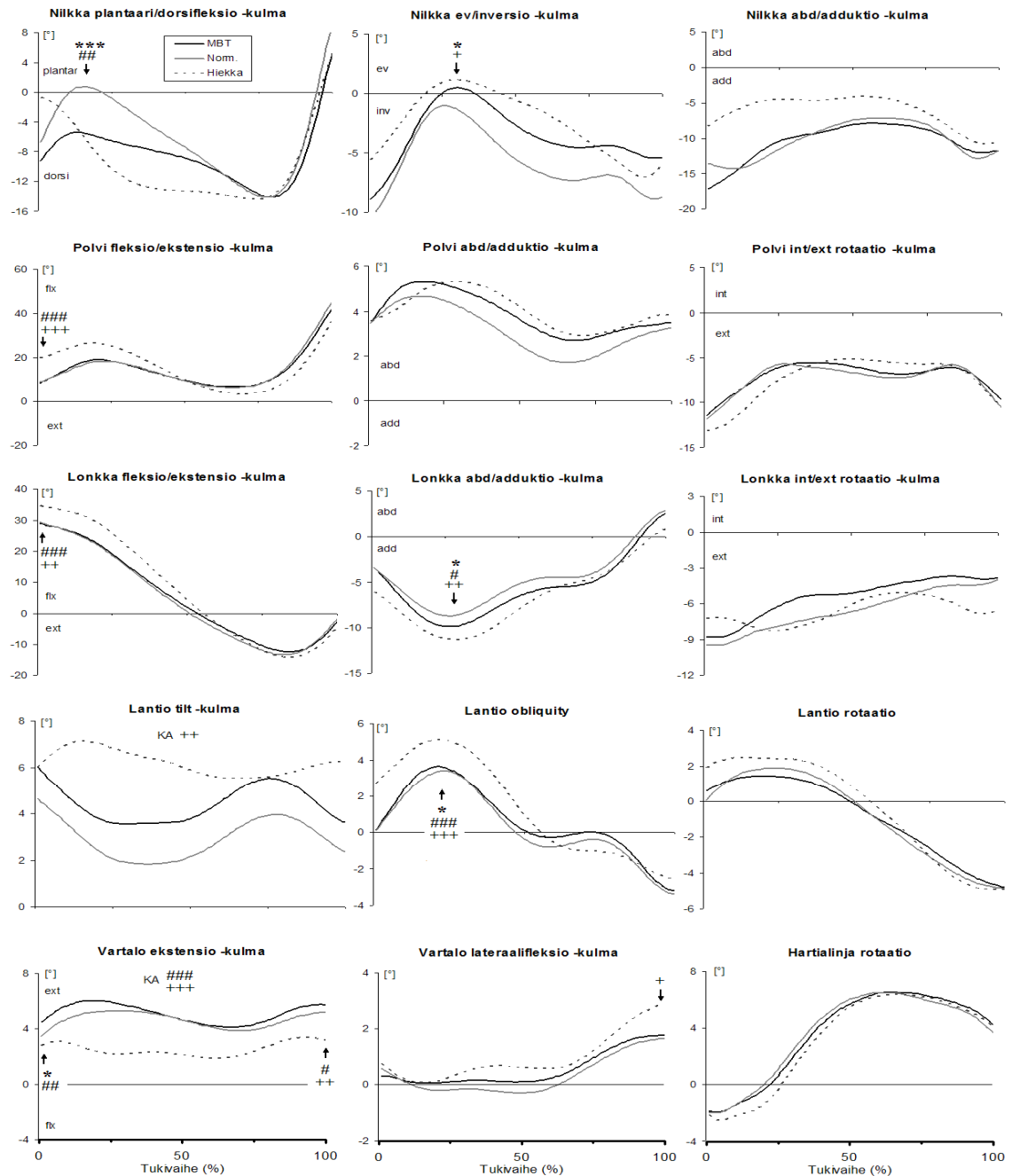
TAULUKKO 2. Spatiotemporaaliset muuttujat (keskiarvo  $\pm$  SD). Tilastollisesta eroa MBT- ja hiekalla kävelyn välillä on kuvattu merkillä # ja normaali- ja hiekalla kävelyn välillä merkillä +.

	MBT	Norm.	Hiekka	Merkitsevyys
Kävelynopeus (m/s)	1.11 $\pm$ 0.05	1.12 $\pm$ 0.04	1.12 $\pm$ 0.05	
Askelpituus (cm)	66.0 $\pm$ 4.4	65.6 $\pm$ 3.7	60.0 $\pm$ 3.5	### +++
Askellevyys (cm)	13.8 $\pm$ 3.6	13.1 $\pm$ 3.3	10.8 $\pm$ 2.7	## ++

### 7.2 Kinemaattiset muuttujat

Alkukontaktin polven fleksio oli suurempi hiekalla kävelyssä (19,9°) sekä MBT- (8,6°,  $p \leq 0.001$ ) että normaalikävelyä (9,0°,  $p \leq 0.001$ ). Samoin lonkan alkukontaktin fleksio hiekalla (34,8°) oli suurempi kuin MBT- (29,0°,  $p \leq 0.001$ ) ja normaalikävelyssä (29,4°  $p \leq 0.01$ ). Kuormitusvasteen nilkan plantaarifleksio normaalikävelyssä (0,1°) oli suurempi sekä MBT- (-6,1°,  $p \leq 0.001$ ) että hiekalla kävelyyn (-8,7°,  $p \leq 0.001$ ) verrattuna. Lanti- on keskimääräinen tilt-kulma havaittiin hiekalla normaalikävelyä suuremmaksi (6,2 ° vs. 3,0°,  $p \leq 0.01$ ). Hiekalla kävelyssä keskitukivaiheen obliquity-kulma (5,3°) oli myös suurempi verrattuna MBT- (3,9°,  $p \leq 0.001$ ) ja normaalikävelyyn (3,6°,  $p \leq 0.001$ ). Lisäksi vartalon keskimääräinen ekstensio oli pienempi hiekalla kävelyssä (2,6°) kuin MBT- (5,2°,  $p \leq 0.001$ ) ja normaalikävelyssä (4,7°,  $p \leq 0.001$ ) samoin kuin vartalon maksimi lateraalifleksio, joka oli suurempi hiekalla (3,2°) sekä MBT- (2,0°,  $p \leq 0.01$ ) että normaalikävelyyn (2,0°,  $p \leq 0.001$ ) verrattuna (Kuvio 15 ja taulukko 3).

MBT -kävelyä verrattaessa normaalikävelyyn havaittiin, että MBT -kävelyssä oli suuremman nilkan dorsifleksion lisäksi suurempi jarrutusvaiheen maksimaalinen eversio ( $1,1^\circ$  vs.  $-0,8^\circ$ ,  $p \leq 0.05$ ), suurempi lonkan maks. adduktio ( $-10,1^\circ$  vs.  $8,9^\circ$ ,  $p \leq 0.05$ ) ja suurempi lantion maks. obliquity-kulma ( $3,9^\circ$  vs.  $3,6^\circ$ ,  $p \leq 0.05$ ). Lisäksi alkukontaktin vartalon ekstensio oli suurempi MBT- kuin normaalikävelyssä ( $4,5^\circ$  vs.  $3,5^\circ$ ,  $p \leq 0.05$ ).



KUVIO 15. Tukivaiheen aikaiset kulmat sagitaali-, frontaali- ja transversaalitasossa. KA tarkoittaa muuttujan tukivaiheen aikaista keskiarvoa ja ROM liikelajuuutta. Tilastollisesta eroa

MBT- ja normaalikävelyn välillä on kuvattu merkillä \*, MBT:n ja hiekan välillä merkillä # ja normaalikengän ja hiekan välillä merkillä +. Merkkien lukumäärä kertoo merkitsevyystason: \*\*\* =  $p \leq 0.001$ , \*\* =  $p \leq 0.01$  ja \* =  $p \leq 0.05$ . Nuolet kuviossa näyttävät muuttujan vertailukohtaan.

TAULUKKO 3. Kinemaattiset muuttujat (Keskiarvo ja keskihajonta SD)

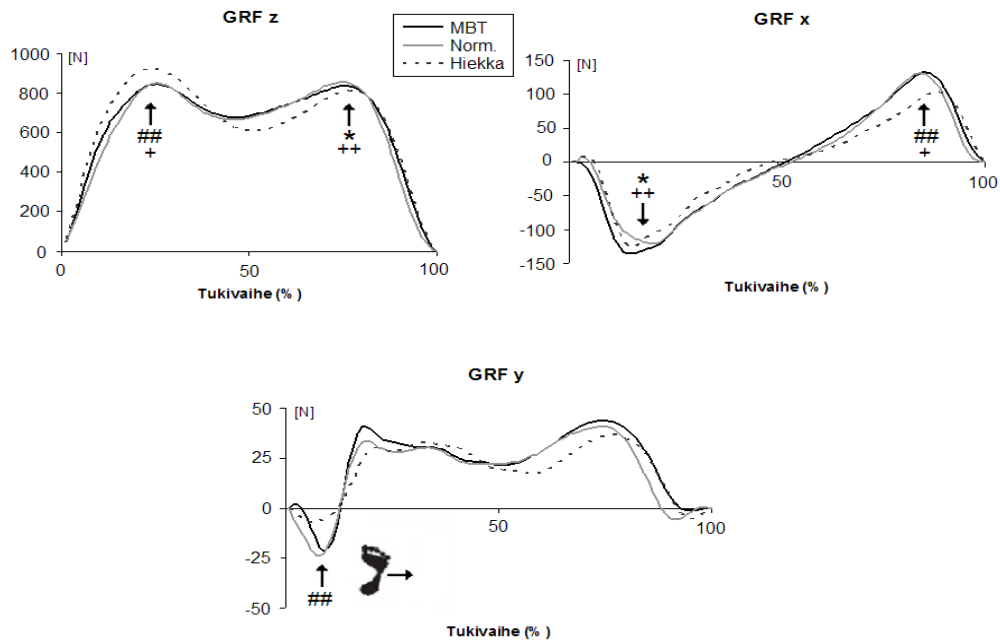
	MBT		Norm.		Hiekka		Merkitsevyys		
	KA	SD	KA	SD	KA	SD	MBT-Norm	MBT-Hiekka	Norm.-Hiekka
<b>nilkkakulma (°)</b>									
maks. plantaarifleksio (0-50%)	-4,9	3,5	1,1	3,5	0,0	4,8	***	##	
plantaarifleksio 20% kohdalla	-6,1	3,3	0,1	3,5	-8,7	3,7	***		+++
maks. eversio (0-50%)	1,1	6,7	-0,8	7,7	2,1	9,4	*		+
eversio ROM (0-50%)	10,5	3,2	10,4	4,7	7,9	3,6		#	
min. adduktio	-6,4	6,9	-5,1	7,3	-1,4	6,6			
adduktio ROM	11,0	4,5	11,1	4,5	8,0	4,6			
<b>polvikulma (°)</b>									
kantaiskun fleksio	8,6	6,7	9,0	6,1	19,9	5,7		###	+++
min. fleksio	5,7	5,2	5,8	4,6	3,2	4,3			
maks. abduktio	7,2	6,6	6,9	5,9	7,1	6,2			
min. ext. rotaatio	-3,6	7,6	-3,8	7,7	-3,2	7,2			
rotaatio ROM	8,4	5,3	8,7	3,9	10,7	6,5			
<b>lonkkakulma (°)</b>									
kantaiskun fleksio	29,0	9,3	29,4	10,6	34,8	7,1		###	++
maks. ekstensio	-12,6	7,2	-13,6	7,7	-14,8	6,8			
maks. abduktio	-10,1	3,0	-8,9	3,4	-11,8	4,0	*	#	++
rotaatio ROM	8,7	3,3	9,0	3,7	9,6	4,5			
<b>lantio (°)</b>									
keskimääräinen tilt	4,5	6,1	3,0	7,0	6,2	5,9			++
maks. obliquity	3,9	2,2	3,6	2,1	5,3	2,0	*	###	+++
rotaatio ROM	7,4	2,6	7,6	2,2	9,4	3,2			
<b>vartalo (°)</b>									
keskimääräinen ekstensio	5,2	3,5	4,7	3,3	2,6	3,9		###	+++
kantaiskun ekstensio	4,5	3,2	3,5	3,7	2,8	4,1	*	##	
keskitukivaiheen ekstensio	4,7	3,5	4,7	3,2	2,1	3,7		###	+++
kontaktin lopun ekstensio	5,7	4,1	5,2	4,1	3,2	4,8		#	++
maks. lateraalifleksio	2,0	1,7	2,0	1,5	3,2	2,8		##	+++

### 7.3 Kineettiset muuttujat

*Reaktiivoimat.* Reaktiivoimista tarkasteltiin jarrutus- ja työntövaiheiden huippu- ja keskiarvoja. Jarrutusvaiheen maksimaalinen vertikaalivoima (GRF z) oli hiekalla kävelyssä (1009 N) 9,4 % suurempi verrattuna MBT-kävelyyn (914 N,  $p \leq 0.01$ ) ja 8,3 % suurempi verrattuna normaalikävelyyn (925 N,  $p \leq 0.05$ ). Työntövaiheen maksimi GRF z oli normaalikävelyssä (908 N) 2,8 % korkeampi MBT-kävelyä (883 N,  $p \leq 0.05$ ) ja 4,6 % korkeampi hiekalla kävelyä (866 N,  $p \leq 0.01$ ). Jarrutusvaiheessa etu-taka-suuntainen maksimivoima (GRF x) oli normaalikävelyssä (-161 N) 11,0 % pienempi MBT- (-181 N,  $p \leq 0.05$ ) ja 17,4 % pienempi hiekalla kävelyä (-195 N,  $p \leq 0.01$ ). Työntövaiheessa GRF x oli hiekalla kävelyssä (118 N) 18,6 % matalampi MBT-kävelyä (145 N,  $p \leq 0.01$ ) sekä 18,1 % matalampi normaalikävelyä (144 N,  $p \leq 0.05$ ). Sivusuuntaisen lateraalivoiman (GRF y) havaittiin olevan MBT-kävelyssä 41,7 % hiekalla kävelyä suurempi (-60 vs. -35 N,  $p \leq 0.01$ ) (kuvio 16, taulukko 4).

Jarrutusvaiheen keskimääräinen GRF z oli hiekalla kävelyssä (736 N) 6,7 % suurempi MBT- (690 N,  $p \leq 0.01$ ) ja 9,6 % suurempi normaalikävelyä (665 N,  $p \leq 0.001$ ). Jarrutusvaiheessa MBT-kävelyn keskimääräinen GRF z oli 3,6 % normaalikävelyä suurempi ( $p \leq 0.01$ ). Jarrutusvaiheessa keskimääräinen GRF x oli MBT-kävelyssä (-70 N) suurempi sekä normaalikävelyä (-63 N,  $p \leq 0.05$ ) että hiekalla kävelyä (-53 N,  $p \leq 0.01$ ) samoin kuin työntövaiheessa, jossa keskimääräinen GRF x oli MBT -kävelyssä (65 N) suurempi normaalikävelyyn (58 N,  $p \leq 0.05$ ) ja hiekalla kävelyyn (51 N,  $p \leq 0.05$ ) verrattuna (taulukko 4).

Yksittäisen koehenkilön GRF z -käyriä silmämääräisesti tarkasteltuna voidaan huomata, että MBT-kävelyssä vertikaalivoiman nousu tapahtui usein normaalikävelyä tasaisemmin (kts. liite 1).

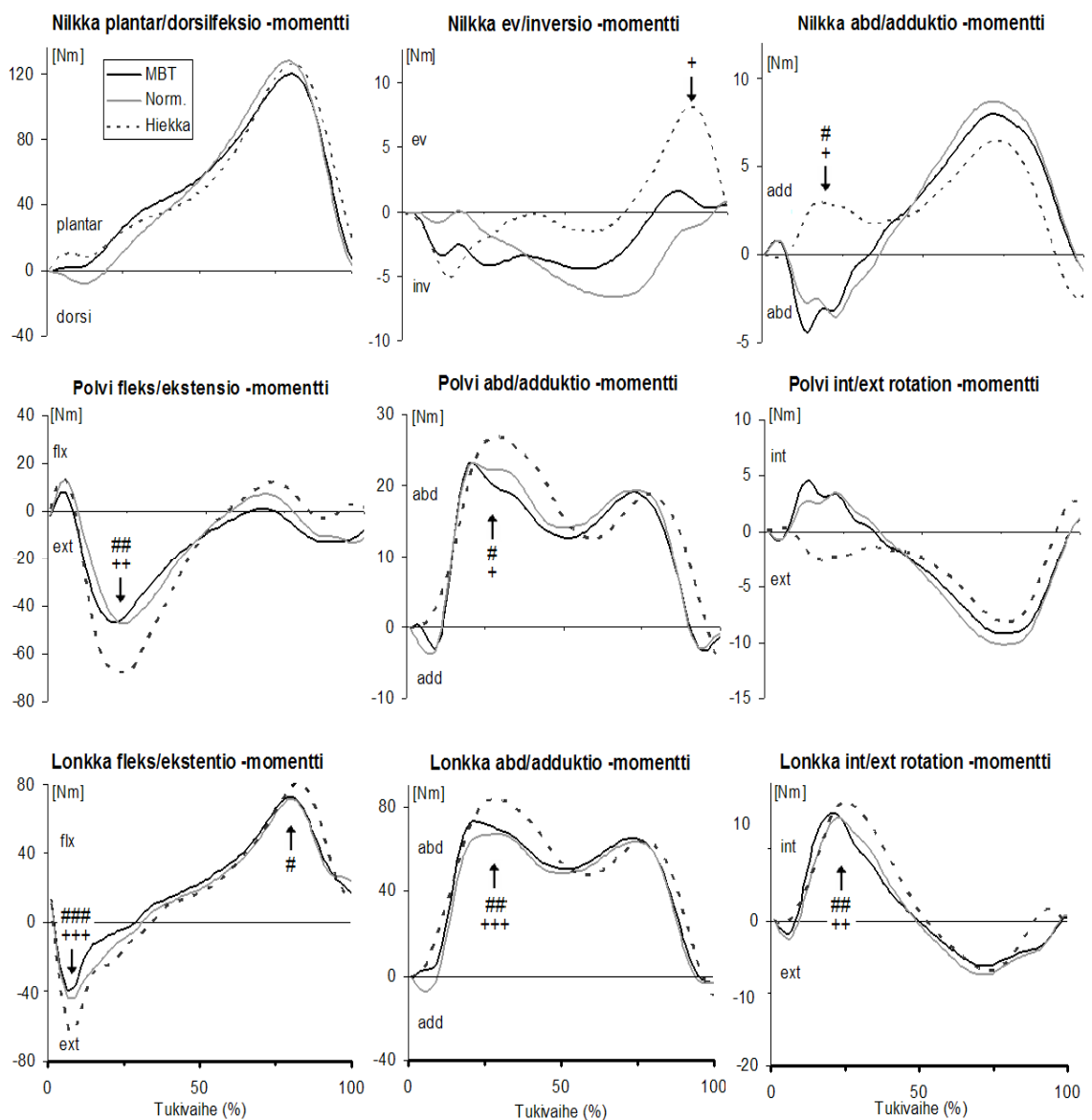


KUVIO 16. Keskimääräiset reaktiovoimat vertikaali- (GRF z) sekä horisontaalisesti etu-taka - (GRF x) ja sivusuunnassa (GRF y). Merkkien selitykset on kerrottu kuviossa 15.

*Nivelmomentit.* Kävelytilanteiden välisiä eroja etsittiin vertailemalla nivelmomenttien maksimiarvoja. Hiekalla kävelyssä oli useita eroja kengillä kävelyyn verrattuna. Hiekalla nilkan eversiomomentti nousi keskimäärin 61,3 % normaalikävelyä suuremmaksi (10,6 vs. 5,6 Nm,  $p \leq 0.05$ ). Nilkan adduktiomomenttia ei esiintynyt jokaisella koehenkilöllä hiekalla kävelyssä, mistä johtuen kaikkien koehenkilöiden mukaan laskettu maksimi adduktiomomentin keskiarvo hiekalla kävelyssä (-1,7 Nm) oli 67,8 % matalampi MBT- (-5,2 Nm,  $p \leq 0.05$ ) ja 62,2 % normaalikävelyyn (-4,5 Nm,  $p \leq 0.05$ ) verrattuna. Jarrutusvaiheen polven ekstensiomomentti oli hiekalla kävelyssä (-76,3 Nm) 39,4 % suurempi MBT- (-46,2 Nm,  $p \leq 0.01$ ) ja 32,6 % normaalikävelyyn (-51,4 Nm,  $p \leq 0.01$ ) verrattuna samoin kuin polven abduktiomomentti, jossa hiekalla (36,1 Nm) havaittiin 19,9 % MBT-kävelyä (28,9 Nm,  $p \leq 0.05$ ) ja 19,4 % normaalikävelyä (29,1 Nm,  $p \leq 0.05$ ) korkeampi momentti. Myös lonkan jarrutusvaiheen ekstensiomomentti havaittiin hiekalla kävelyssä (-75,3 Nm) 40,2 % suuremmaksi MBT- (-45,0 Nm,  $p \leq 0.001$ ) ja 35,3 % normaalikävelyyn (-48,7 Nm,  $p \leq 0.001$ ) verrattuna, samoin kuin hiekalla kävelyn lonkan abduktiomomentti (99,1 Nm), joka oli 17,2 % MBT-kävelyä (82,1 Nm,  $p \leq 0.01$ ) ja 22,4 % normaalikävelyä (76,9 Nm,  $p \leq 0.001$ ) korkeampi. Lisäksi hiekalla kävelyn lonkan internal rotaatio -momentti (22,9 Nm) oli 31,0 % suurempi MBT- (15,8 Nm,  $p \leq 0.01$ ) ja 31,9 % normaalikävelyä (15,6 Nm,  $p \leq 0.01$ ) (kuvio 17 ja taulukko 4).



MBT-kävelyä verrattaessa normaalikävelyyn havaittiin, että jarrutusvaiheessa MBT-kävelyssä oli 10,1 % matalampi ekstensiomomentti polvessa (-46,2 vs. -51,4 Nm) ja 7,6 % matalampi ekstensiomomentti lonkassa (-45,0 vs. 48,7 Nm) sekä 23,3 % matalampi alkukontaktin jälkeinen fleksiomomentti polvessa (11,5 vs. 15,0 Nm). Työntövaiheessa MBT-kävelyssä havaittiin 8,3 % matalampi lonkan fleksiomomentti (69,2 vs. 75,5 Nm) sekä 4,0 % matalampi nilkan plantaarifleksiomomentti (131,1 vs. 136,5 Nm). Lisäksi nilkan MBT-kengällä kävelyssä nilkan inversiomomentti oli 21,6 % matalampi (-7,6 vs. -9,7 Nm) ja eversiomomentti 26,8 % korkeampi (5,6 vs. 4,1 Nm). Suuren hajonnan vuoksi tulokset eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä (taulukko 4).



KUVIO 17. Sisäiset nivelmomentit sagitaali-, frontaali- ja horizontaalitasossa. Merkkien selitykset on kerrottu kuviossa 15.

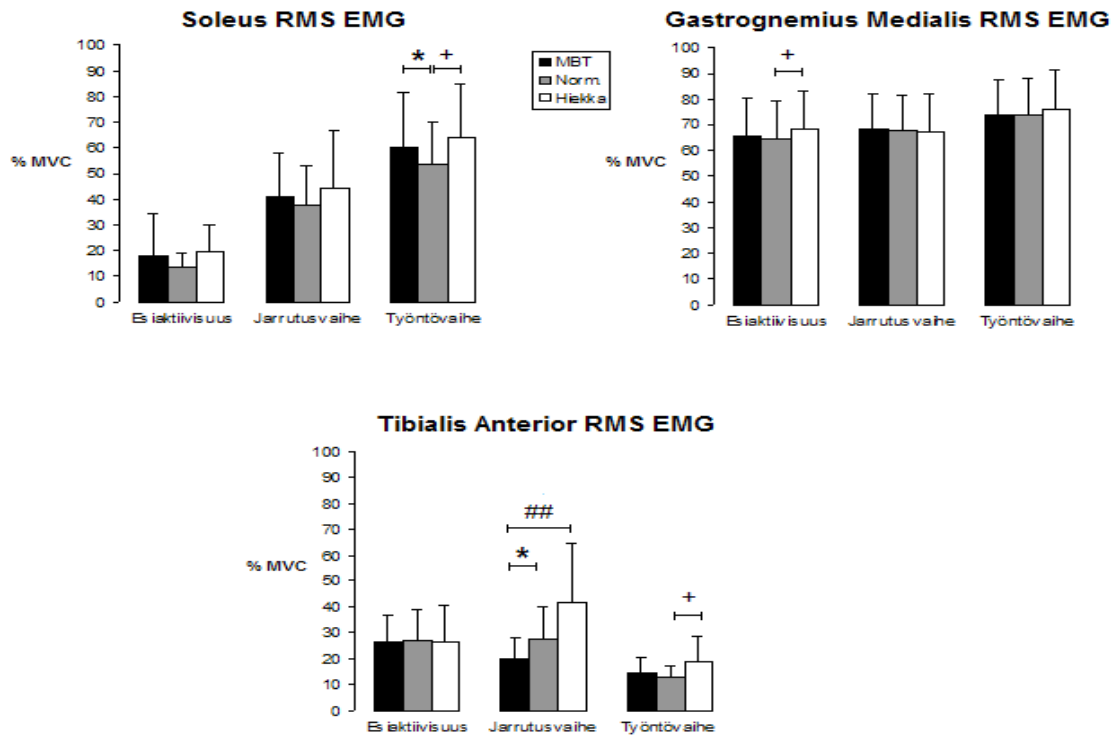
TAULUKKO 4. Kineettiset muuttujat (keskiarvo KA ja keskihajonta SD).

	MBT		Norm.		Hiekka		Merkitsevyys		
	KA	SD	KA	SD	KA	SD	MBT-Norm.	MBT-Hiekka	Norm.-Hiekka
<b>GRFhuippuarvo (N)</b>									
Fz jarrutusvaihe	914	151	925	145	1009	158		##	+
Fz työntövaihe	883	126	908	136	866	111	*		++
Fx jarrutusvaihe	-181	34	-161	26	-195	44	*		++
Fx työntövaihe	145	24	144	29	118	18		##	+
Fy lateraali	-60	26	-52	27	-35	11		##	
Fy mediaali	74	23	63	18	67	23			
<b>GRF keskiarvo (N)</b>									
Fz jarrutusvaihe	690	102	665	91	736	115	**	##	+++
Fz työntövaihe	652	99	651	95	623	83			
Fx jarrutusvaihe	-70	13	-63	13	-53	14	*	##	++
Fx työntövaihe	65	14	58	12	51	11	*	##	
<b>nilkkamomentti (Nm)</b>									
plantarfleksio	131,1	27,8	136,5	28,4	137,4	21,9			
inversio	-7,6	6,3	-9,7	7,1	-8,3	3,7			
eversio	5,6	5,5	4,1	5,4	10,6	9,6			+
abduktio	9,7	5,6	10,8	5,6	12,2	13,1			
adduktio	-5,2	6,6	-4,5	5,2	-1,7	1,8		#	+
<b>polvimomentti (Nm)</b>									
ekstensio	-46,2	23,0	-51,4	16,1	-76,3	30,9		##	++
fleksio (0-20%)	11,5	12,9	15,0	8,6	18,3	11,8			
fleksio (50-100%)	11,7	20,8	11,9	19,4	18,9	18,0			
abduktio	28,9	11,8	29,1	12,9	36,1	17,4		#	+
ext. rotaatio	-10,8	4,6	-11,8	4,4	-13,2	12,0			
int. rotaatio	5,7	6,6	4,7	5,2	5,1	7,3			
<b>lonkkamomentti (Nm)</b>									
ekstensio	-45,0	18,2	-48,7	16,2	-75,3	28,4		###	+++
fleksio	69,2	30,0	75,5	24,0	89,5	34,3		#	
abduktio	82,1	22,6	76,9	25,9	99,1	33,9		##	+++
int. rotaatio	15,8	7,8	15,6	6,2	22,9	11,0		##	++
ext. rotaatio	-8,2	5,6	-9,4	5,1	-11,0	8,5			

## 7.4 Lihasaktiivisuus

Lihasaktiivisuus oli plantaarifleksoreista erityisesti soleuksessa (SOL) hieman korkeampaa sekä hiekalla että MBT-kävelyssä kuin normaalikengällä kävelyssä. Tilastollisesti merkitsevästi korkeampaa SOL:n EMG oli työntövaiheessa, jossa MBT-kävelyssä havaittiin 7,9 % ( $p \leq 0.05$ ) ja hiekalla kävelyssä 19,1 % ( $p \leq 0.05$ ) normaalikävelyä korkeampi EMG. Gastrocnemius Medialis -lihaksen (GM) kohdalla tilastollisesti merkitsevä ero löytyi esiaktiivisuusvaiheesta, missä hiekalla kävelyn EMG oli 5,6 % ( $p \leq 0.05$ ) nor-

maalikävelyä korkeampaa. Dorsifleksorilihaksen (tibialis anterior, TA) kohdalla MBT-kävely erosi muista jarrutusvaiheissa, jossa normaalikävelyn EMG oli 25,9 % korkeampi ( $p \leq 0.05$ ) ja hiekalla kävelyn 49,1 % korkeampi ( $p \leq 0.01$ ). Työntövaiheessa hiekalla kävelyssä TA:n EMG oli 27,3 % normaalikävelyä korkeampi ( $p \leq 0.05$ ) (kuvio 18 ja taulukko 5).



KUVIO 18. Kahden plantaarifleksorilihaksen (Soleus & Gastrocnemius Medialis) ja yhden dorsifleksorilihaksen (Tibialis Anterior) aktiivisuus askelsyklin kolmessa vaiheessa.

TAULUKKO 5. Absoluuttiset lihasaktiivisuudet (keskiarvo KA ja keskihajonta SD).

	MBT		Norm.		Hiekka		Merkitsevyys		
	KA	SD	KA	SD	KA	SD	MBT-Norm.	MBT-Hiekka	Norm.-Hiekka
<b>SOL EMG (mV)</b>									
esiaktiivisuus	0,030	0,032	0,021	0,002	0,037	0,037			
jarrutusvaihe	0,066	0,026	0,061	0,024	0,070	0,025			
työntövaihe	0,101	0,038	0,093	0,039	0,115	0,050	*		+
<b>GM EMG (mV)</b>									
esiaktiivisuus	0,261	0,011	0,255	0,001	0,270	0,019			++
jarrutusvaihe	0,273	0,019	0,271	0,022	0,268	0,017			
työntövaihe	0,295	0,026	0,297	0,030	0,305	0,038			
<b>TA EMG (mV)</b>									
esiaktiivisuus	0,144	0,078	0,142	0,073	0,132	0,072			
jarrutusvaihe	0,109	0,070	0,147	0,077	0,214	0,112	*	##	
työntövaihe	0,073	0,029	0,064	0,019	0,088	0,028			+

## 8 POHDINTA

Tässä tutkimuksessa 18 koehenkilöä suorittivat testikävelyt MBT-kengällä ja normaali-kengällä sekä paljain jaloin hiekalla. Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia hiekalla kävelyn biomekaniikkaa ja selvittää onko siinä yhteisiä piirteitä MBT-kävelyn kanssa. Toisena tarkoituksena oli selvittää miten MBT-kengällä kävely eroaa normaalikengällä kävelystä.

### 8.1 Hiekalla kävelyn biomekaniikka ja sen yhteneväisyys MBT-kengällä kävelyn kanssa

Aikaisempien tutkimusten perusteella hiekalla juoksun tiedetään suurentavan polven ja lonkan koukistusta kontaktin alkuvaiheessa, lisäävän jalan lihasten aktiivisuutta sekä heikentävän lihas-jännekompleksin elastisen energian hyödyntämistä (mm. Lejeune ym. 1998; Pinnington ym. 2001 & 2005). Sen sijaan hiekalla kävelystä on olemassa hyvin vähän tutkimustietoa. Tässä tutkimuksessa hiekalla kävelystä löydettiin samanlaisia piirteitä kuin hiekalla juoksusta, mitkä erosivat merkitsevästi sekä MBT- että normaalikengällä kävelystä, joista käytetään tässä yhteydessä nimitystä kovalla alustalla kävely. *Tulosten mukaan hiekalla kävelyssä oli kovalla alustalla kävelyyyn verrattuna:*

- pienempi askelpituus- ja leveys
- nilkan suurempi dorsifleksio kontaktin jälkeen (vain verrattuna norm. kenkään)
- suurempi polven ja lonkan alkukontaktin fleksiokulma
- suurempi lantion etu- (tilt) ja sivukallistus (obliquity)
- suurempi vartalon etu- (fleksio) ja sivukallistus (lateraalifleksio)
- korkeampi jarrutusvaiheen maksimi ja keskimääräinen GRF z
- matalampi työntövaiheen maksimi ja keskimääräinen GRF z ja GRF x
- erilainen profiili nilkan inversio- sekä abduktiomenteissa
- suuremmat polven ja lonkan ekstensio- sekä abduktiomomentit
- korkeampi EMG erityisesti SOL ja TA -lihaksissa

Tulosten perusteella hiekalla kävely kuormitti enemmän tuki- ja liikuntaelimiä kuin kovalla alustalla kävely. Erityisesti näin tapahtui jarrutusvaiheessa, jossa havaittiin suurempi alustan reaktivoima vertikaalisuunnassa (GRF z) ja korkeammat ekstensiomomentit polvessa ja lonkassa. Lisäksi hiekalla kävelyssä havaittiin suurempaa pohkeen lihasten aktivaatiota kuin kovalla alustalla kävelyssä.

Aikaisemmissa tutkimuksissa alustan vaikutusta reaktivoimiin on tutkittu lähinnä juoksussa, jossa alustan pehmeys on saatu aikaan mm. hiilimurskalla ja kumilla (mm. Komi & Golhofer 1991; Ferris ym. 1998 & 1999). Näissä tutkimuksissa jalan jäykkyys lisääntyi alustan pehmeiden myötä, jolloin alustalla ei ollut juurikaan vaikutusta reaktivoimiin. Sen sijaan hiekalla kävelyn (tai juoksun) reaktivoimista ei ole saatavissa tutkimustietoa lukuun ottamatta Wade ym. (2007) junanratasoralla tehtyä kävelytutkimusta, jossa ei havaittu eroja reaktivoimissa kovalla alustalla kävelyyn verrattuna. Kyseisessä tutkimuksessa voimalevyjen päällä ollut sora poikkesi kuitenkin oleellisesti tässä tutkimuksessa käytetystä pehmeästä hiekasta. Lejeune ym. (1998) käyttivät pehmeää hiekkaa voimalevyjen päällä tutkiessaan hiekalla kävelyn energetiikkaa. He eivät kuitenkaan raportoineet reaktivoima-arvoja hiekalla kävelystä. Sen sijaan tutkimuksessa havaittiin kehon massakeskipisteen (COM) vertikaaliliikkeen olevan keskimäärin 1,6 kertaa suurempi käveltäessä hiekalla kuin kovalla alustalla. Tämä johtui tutkijoiden mukaan hiekan luistamisesta jalan alta erityisesti työntövaiheessa, jolloin myös kehon COM on alimmillaan.

Tässä tutkimuksessa havaittu korkeampi jarrutusvaiheen vertikaalivoima (GRF z) hiekalla kävelyssä saattaa johtua siitä, että takimmaisen jalan painuessa hiekkaan COM joudutaan nostamaan hieman tavallista alemmaksi kuin normaalikävelyssä, mikä edellyttää etummaiselta jalalta suurempaa voimantuottoa alustaan. Tilanne on hieman samankaltainen kuin noustaessa ylöspäin kaltevaa pintaa, missä COM nostaminen nähdään korkeampana reaktivoimana kuin tasamaakävelyssä (esim. Lay ym. 2006). Lisäksi työntövaiheessa hiekan luistaminen luultavasti heikentää voiman välittymistä alustaan, mikä nähdään matalampana vertikaalivoiman toisena huippuna. Tämän vuoksi työntövaiheen tehokkuus heikentyy ja tätä joudutaan kompensoimaan jarrutusvaiheen suuremmalla voimatuotolla saman vauhdin ylläpitämiseksi kuin kovalla alustalla.

Hiekalla kävelyssä havaittiin myös lyhempi askelpituus kuin kovalla alustalla kävelyssä. Lyhentynyt askelpituus saattoi aiheutua hiekan luistamisesta pois jalan alta työntövaiheessa, josta luultavasti johtui myös matalampi etu-taka suuntainen reaktiovoima (GRF x). Toisaalta lyhentynyt askelpituus saattoi johtua myös siitä, että hiekalla tasapainon ylläpitäminen oli mahdollisesti vaikeampaa kuin kovalla alustalla. Tällä tiedetään olevan askelpituutta lyhentävä vaikutus, sillä kehon COM:n tuominen lähemmäksi jalan tukipistettä on yksi tasapainon parantamisstrategia kävelyssä epävakaa alustalla (esim. Fong ym. 2005). Samaan strategiaan voisi myös perustua hiekalla kävelyssä havaittu kapeampi askelleveys, joka näin ollen vähentäisi kehon massakeskipisteen ja jalan tukipisteen etäisyyttä medio-lateraalisuunnassa. Toisaalta Menant ym. (2008) tutkimuksessa epätasaisella alustalla kävelyssä askelleveys lisääntyi. Kyseisessä tutkimuksessa epävakaa alusta oli saatu aikaan useilla kaltevilla levyillä, jolloin tasapainoa on jouduttu korjaamaan mahdollisesti enemmän kuin tässä tutkimuksessa, mikä saattoi aiheuttaa suuremman askelleveyden.

Kinemaattisissa muuttujissa hiekalla kävelyssä oli useita eroja sekä MBT-kengällä että normaalikengällä kävelyyn. Sagitaalitasossa hiekalla havaittiin suurempi polven ja lonkan koukistus alkukontaktin aikana sekä eteenpäin kallistunut lantio ja vartalo. Tulokset ovat samansuuntaisia hiekalla juoksun kanssa (pinnington ym. 2005). Frontaalitasossa hiekalla kävelyssä havaittiin lisääntynyt lonkan adduktio, lantion suurempi putoaminen heilahtavan jalan puolella (obliquity) sekä suurempi vartalon sivukallistus (lateraalifleksio). Hiekalla kävely näyttäisi vaativan suurempia segmenttien liikelaajuuksia ja eteenpäin kallistunutta vartalon asentoa saman nopeuden säilyttämiseksi kuin kovalla alustalla kävely.

Hiekalla kävelyn korkeammasta jarrutusvaiheen vertikaalivoimasta (GRF z) sekä suuremman polven ja lonkan koukistuksesta johtuen nivelten sagitaalitasoon momentit ovat korkeampia kuin kovalla alustalla kävelyssä. Suuremmasta jalan koukistuksesta johtuen jo samansuuruisen reaktiovoiman tuottaminen edellyttäisi suurempia sisäisiä nivelmomenteja kuin suuremmalla jalan asennolla (Biewener 1989). Suurempi GRF z lisäsi kuormitusta myös frontaalitasossa, sillä polven ja lonkan sisäiset abduktiomomentit olivat korkeampia hiekalla kävelyssä. Abduktiomomenteja saattoi lisätä myös hiekalla kävelyn kapeampi askelleveys, minkä vuoksi reaktiovoiman painekeskiste (COP) siir-

tyy mediaalisemmaksi ja GRF-vektorin etäisyys todennäköisesti kauemmaksi polven ja lonkan keskipisteestä.

Lihaskäivivisuus lisääntyi hiekalla erityisesti SOL ja TA -lihaksissa. Pinnington ym. (2005) tutkimuksessa hiekalla juoksussa lihasaktiivisuus oli yleisesti suurempaa, vaikakaan he eivät tarkastelleet SOL:n ja TA:n aktiivisuutta. Tukivaiheen aikainen TA:n suurempi aktiivisuus hiekalla saattoi johtua nilkan stabiloimisesta alustan pehmeystä johtuen. Samasta syystä saattoi johtua myös korkeampi SOL:n aktiivisuus, mutta myös siitä, että alustan luistaessa voiman tuoton ja elastisen energian hyödyntäminen heikentyi, jolloin tarvittiin mahdollisesti tehostunutta plantaarifleksiota.

Plantaarifleksoreista SOL:n aktiivisuus kasvoi GM:sta enemmän hiekalla kävelyssä. Useissa tutkimuksissa on tutkittu kävelynopeuden tai alustan kaltevuuden vaikutusta lihasaktivaatioon, ja näissä tutkimuksissa lihasaktiivisuuden lisääntyminen SOL:ssa ja GM:ssa oli samanlaista kuormituksen kasvaessa kävelynopeuden tai nousun jyrkkyyden lisääntyessä (den Otter ym. 2004; Cappellini 2006; Lay ym. 2007). Tässä tutkimuksessa GM:n aktiivisuuden muutos kävelyn eri vaiheissa jäi muutenkin vähäisemmäksi, kuin SOL:ssa ja TA:ssa, mikä saattoi olla syy siihen, että GM:n aktiivisuudessa ei nähty eroja eri kävelytilanteiden välillä.

*Hiekalla ja MBT -kävelyssä havaitut yhteiset piirteet, jotka olivat erilaisia verrattuna normaalikengällä kävelyyn:*

- suurempi dorsifleksioikulma kuormitusvasteen aikana
- suurempi eversiokulma jarrutusvaiheessa
- samanlainen nilkan plantaarifleksiomomentin profiili
- korkeampi jarrutusvaiheen maksimi GRF x, matalampi työntövaiheen maksimi GRF z
- korkeampi EMG SOL -lihaksessa tukivaiheen aikana

Valmistajan mukaan MBT-kengän pitäisi muuttaa kävelyä hiekalla kävelyn kaltaiseksi. Tutkimuksen perusteella havaittiinkin muutamia samanlaisia piirteitä MBT- ja hiekalla kävelyn välillä, joista ehkä merkittävin oli erilainen nilkan toiminta kontaktin alkuvai-

heessa verrattuna normaalikengällä kävelyyn. Erityisesti kuormitusvasteen aikana nilkan dorsifleksio oli suurempi MBT- ja hiekalla kävelyssä, samoin kuin nilkan eversio. Normaalikävelyssä kontaktin alussa jalkaterän liikettä jarrutettiin TA:n eksentrisellä lihastyöllä ja selvästi suuremmalla plantaarifleksiolikkeellä, kun taas MBT-kävelyssä plantaarifleksio oli paljon pienempi ja hiekalla sitä ei kontaktin alkuvaiheessa tapahtunut lainkaan. Lisäksi työntövaiheessa MBT- ja hiekalla kävelyssä havaittiin normaali-kävelyä korkeampi SOL:n aktiivisuus.

Vaakasuuntainen maksimijarrutusvoima (GRF x) oli MBT- ja hiekalla kävelyssä normaalikävelyä korkeampi Tämä johtunee erilaisesta nilkan toiminnasta alkukontin aikana, jossa normaalikävelyn suurempi jarruttavasta plantaarifleksiolikke saattaa vähentää jarrutusvoimaa. Toisaalta hiekalla kävelyn suurempi kehon COM:n vertikaaliliike saattaa näkyä myös suurempana jarrutusvoimana. Tässä tutkimuksessa ei tarkasteltu COM:n liikettä, mutta on mahdollista, että MBT-kengällä se on myös erilainen normaalikengään verrattuna kuperasta pohjan rakenteesta johtuen. MBT-kävelyn suurempaa COM:n vertikaaliliikettä tukee myös havainto korkeammista keskimääräisistä jarrutusvaiheen reaktiivoimista (GRF z ja GRF x).

Stewart ym. (2006) tutkimuksessa MBT-kenkä siirsi jalkapohjan painetta kantapäähän alkaa kohti päkiää ja varpaita, minkä perusteella myös COP siirtyy anteriosempaan suuntaan MBT-kävelyssä. Tilanne lienee sama myös hiekalla, sillä Bruggemann (2007) mukaan paljain jaloin kävelyssä sisäisen dorsifleksiomomentin aiheuttavan GRF-vektorin momenttivarren pituus kontaktin alkuvaiheessa on lyhyempi kuin kengät jalassa, mikä aiheuttaa momentin aikaisemman vaihtumisen plantaarifleksiomomentiksi. Lisäksi Simonsen ym. (1997) mukaan suurempi alkukontaktin nilkan dorsiflexiokulma saattaa aiheuttaa sen, että sisäistä dorsifleksiomomenttia ei havaita kävelyssä lainkaan. Näiden mekanismien perusteella on luonnollista, että jarrutusvaiheen alussa nilkan sagitaalitasen momenteissa havaittiin eroa kävelytilanteiden välillä siten, että MBT- ja hiekalla kävelyssä nilkassa oli sisäinen plantaarifleksiomomentti ja normaalikävelyssä hetkellinen dorsifleksiomomentti. Tämä aiheuttanee osaltaan myös MBT- ja hiekalla kävelyn suuremman SOL:n aktiivisuuden jarrutusvaiheessa.



## 8.2 MBT -kengän vaikutukset kävelyn biomekaniikkaan

Tämän tutkimuksen toisena tarkoituksena oli tarkastella eroja MBT-kävelyn ja normaalikengällä kävelyn välillä. *MBT-kävelyssä havaittiin normaalikengällä kävelyä:*

- suurempi nilkan dorsifleksio ja eversio jarrutusvaiheen aikana
- suurempi vartalon ekstensio erityisesti työntövaiheen lopussa
- korkeampi jarrutusvaiheen keskimääräinen GRF z sekä korkeampi maksimi ja keskimääräinen GRF x
- matalampi työntövaiheen maksimi GRF z ja korkeampi keskimääräinen GRF x
- tasaisempi GRF z:n nousuvaihe silmämääräisesti tarkasteltuna
- matalampi nilkan plantaarifleksiomomentti, polven ja lonkan ekstensiomomentti, polven fleksio momentti sekä pienempi inversiomomentti ja suurempi eversiomomentti (momenteissa ei tilastollista merkitsevyyttä)
- matalampi jarrutusvaiheen EMG TA:ssa ja korkeampi tukivaiheessa SOL:ssa

MBT-kävelyssä dorsifleksio oli normaalikävelyä suurempi erityisesti jarrutusvaiheen aikana. Tämä havainto on tehty myös aiemmissa tutkimuksissa (Vernon ym. 2004; Nigg ym. 2006; Romkes 2006). Muutos aiheutuu poikkeavasta kengän pohjan rakenteesta, jonka seurauksena jalkaterän asento jarrutusvaiheessa muuttuu ja siten nilkan sagitaalitason liikkeestä tulee erilainen. Tukivaiheen kuormitusvasteen aikana nilkan dorsifleksio oli MBT-kengällä keskimäärin 6,2 astetta suurempi kuin normaalikengällä, josta aiheutui myös muita muutoksia kävelyn mekaniikkaan.

Tässä tutkimuksessa MBT-kengällä kävelyssä havaittiin keskimäärin 1,9 astetta suurempi nilkan maksimaalinen eversiokulma jarrutusvaiheen aikana. Tämä näkyi myös nilkan frontaalitason momenteissa, joissa MBT:llä havaittiin suurempi eversio- ja pienempi inversiomomentti. Aikaisemmissa tutkimuksissa vain Nigg ym. (2004) tarkastelivat frontaalitason kinematiikka ja myös heidän tulosten perusteella MBT-kengällä kävelyssä oli suurempi (0,7 - 2,0 astetta) nilkan eversio jarrutusvaiheessa. Suurempi eversio rinnastetaan yleensä suurempaan pronaatioon. Tukivaiheen alun pronaatiojousto on luonnollinen kuormitusta vähentävä mekanismi, mutta liian suurena se voi altistaa erilaisille yllirasitustiloille (mm. Viitasalo & Kvist 1983; Yates & White 2004). Lisääntyttä nilkan eversiota pidetään haitallisena erityisesti silloin, jos se aiheuttaa suurta

säären sisäänpäin kiertymistä suhteessa jalkaterään (mm. James & Jones 1990; Hintermann & Nigg 1998). MBT-kenkä ei kuitenkaan lisännyt säären sisäkiertoa, sillä polven internal rotaatio ja nilkan adduktio olivat samaa tasoa normaalikengällä kävelyn kanssa, mikä saattoi johtua suuremmasta nilkan dorsifleksioista jarrutusvaiheen aikana.

MBT-kävelyssä vartalon ekstension havaittiin olevan normaalikävelyä suurempi. Tilastollisesti merkitsevä ero saavutettiin alkukontaktin vaiheessa, jossa ekstensio oli keskimäärin 1,0 astetta normaalikävelyä suurempaa. Tukivaiheen keskimääräinen ekstensio oli 0,5 astetta suurempaa. Tulokset ovat samansuuntainen Vernon ym. (2004) tutkimuksen kanssa, jossa vartalon alkukontaktin ekstensio oli MBT:llä 1,3 astetta suurempi. Sen sijaan keskitukivaiheessa vartalon ekstensiossa ei ollut eroa normaalikävelyyn verrattuna. Suurempi alkukontaktin aikainen dorsifleksio näyttäisi muuttavan vartalon asentoa hieman taaksepäin, kun taas keskitukivaiheessa jalkaterän ollessa alustan suuntaisesti vartalo liikkuu hieman eteenpäin.

Reaktiivoimissa MBT:llä havaittiin 9,4 % korkeampi maksimivaakavoima (GRF x) jarrutusvaiheessa ja 2,8 % matalampi vertikaalivoima (GRF z) työntövaiheessa. Myös Nigg ym. (2004) havaitsivat samansuuntainen trendin. Erot reaktiivoimissa johtunevat MBT-jalkineen pyöreästä pohjasta, joka suuntaa painetta kohti jalan etuosaa (Stewart ym. 2006), Tällöin jarrutusvaiheen GRF x saattaa suurentua, kun pohjan rakenne vastustaa jalkaterän liikettä vaakatasoon. MBT-kävelyn pienempi maksimi GRF z työntövaiheessa puolestaan saattaa johtua mahdollisesti lisääntyneestä loppuvaiheen rullavuudesta. Lisäksi jarrutusvaiheen GRF z:n nousu silmämääräisesti tarkasteltaessa näyttäisi olevan usein tasaisempaa MBT-kengällä kuin normaalikengällä. Tämä voi johtua MBT-kengän erittäin pehmeästä kantaosasta, joka saattaa absorboida törmäysenergiaa ja vähentää voimapiikkejä sekä toisaalta pyöreästä kengän pohjasta, jonka ansiosta törmäysvoima kohdistuu mahdollisesti tasaisemmin alustaan. Joidenkin tutkijoiden mukaan vähäisempi voimapiikkien esiintyminen saattaisi vähentää tuki- ja liikuntaelimsitön kuormitusta ja siitä johtuvia rasitusvammoja (mm. Wosk ym. 1981; Radin ym. 1991; Burr 2003).

MBT-kengällä kävelyssä havaittiin keskimäärin matalammat maksimaaliset ekstensiomomentit nilkassa (4,0 %), polvessa (10,1 %) ja lonkassa (7,6 %) sekä matalampi fleksiomomentti jarrutusvaiheessa polvessa (23,3 %) ja työntövaiheessa lonkassa (8,3

%). Tulokset olivat samansuuntaisia Vernon ym. (2004) tekemän tutkimuksen kanssa, vaikkakaan tässä tutkimuksessa ei saavutettu tilastollisia merkitsevyyksiä nivelmomenttien suuresta hajonnasta johtuen. Suuri variaatio momenteissa johtuu siitä, että saman liikkeen toteuttaminen on mahdollista hyvin erilaisilla lihasten aktivointistrategioilla, minkä vuoksi kävelyssä esimerkiksi fleksio/ekstensio -momentit voivat vaihdella suuresti eri yksilöiden välillä. (mm. Winter 1984; Simonsen ym. 1997).

Kävelyssä lonkan maksimaalinen ekstensiomomentti ajoittuu pian alkukontaktin jälkeen, jolloin GRF-vektori kulkee sagitaalitasossa polven ja lonkan etupuolelta. Tällöin havaitaan myös lyhytkestoinen polven alkukontaktin fleksiomomentti. (Whittle 1999a.) Koska vaakasuuntainen jarrutusvoima (GRF x) nousee MBT-kävelyssä normaalikävelyä korkeammaksi, suuntautuu GRF -vektori enemmän taaksepäin, minkä vuoksi GRF-vektorin etäisyys saattaa olla hieman lähempänä polvi- ja lonkkanivelen keskipistettä. Tämä selittäisi matalamman ulkoisen vääntövaikutuksen ja siten matalammat sisäiset nivelmomentit tukivaiheen alussa.

Polven maksimi ekstensiomomentti saavutetaan yleensä hieman lonkan vastaavaa myöhemmin kuormitusvasteen kohdalla. Kyseisellä hetkellä GRF-vektori kulkee sagitaalitasossa polven takapuolelta (Whittle 1999b), jolloin MBT-kengän polven momenttia laskeva vaikutus saattaa tässä vaiheessa johtua mahdollisesti anteriorisemmasta COP:sta, mikä siten pienentäisi ulkoisen momenttivarren pituutta polveen nähden. Työntövaiheen matalampi nilkan plantaarifleksiomomentti sekä lonkan fleksiomomentti MBT-kävelyssä sen sijaan saattoivat johtua matalammasta työntövaiheesta vertikaali-voimasta (GRF z).

Erilainen nilkan toiminta näkyi myös lihasaktiivisuudessa, sillä eksentrisesti plantaarifleksiota jarruttavan TA:n aktivaatio merkitsevästi suurempaa normaalikävelyssä kuin MBT-kävelyssä, jossa esiintynyt nilkan sisäistä dorsifleksiomomenttia. Lisäksi työntövaiheessa MBT-kävelyssä havaittiin normaalikävelyä korkeampi EMG SOL:ssa. Tämä saattoi johtua siitä, että nilkan suuremmasta dorsifleksiosta johtuen SOL on mahdollisesti joutunut työskentelemään voimantuoton kannalta optimaalista lihaspituutta pidempänä, jolloin voiman tuottaminen vaati suurempaa lihaksen aktivoimista (Gordon ym. 1966).

### 8.3 Tutkimuksen kriittinen tarkastelu

Tässä tutkimuksessa oli 18 koehenkilöä, mikä on melko suuri määrä tämän tyyppiseen tutkimukseen. Kuitenkin analysoitavia kävelysuorituksia oli vain yksi jokaista kävelytilannetta kohden, mikä saattoi lisätä variaatiota kävelyjen välillä. Myös kävelyradan lyhyys (n. 8m) saattoi vaikeuttaa luonnollisen kävelyrytmin saavuttamista. Interventiojakson pituus oli keskimäärin neljä viikkoa, joka luultavasti oli riittävän pitkä aika MBT-kenkään tottumiseen. Toisaalta koehenkilöiden kengän käyttöä ei voitu valvoa, joten se on voinut olla hyvinkin erilaista, ja siten saattanut lisätä variaatiota erityisesti MBT-kävelyssä. Erilaiset kontrollijalkineet puolestaan saattoivat lisätä normaalikävelyn variaatiota. Lisäksi hiekkalaatikoiden koko on mahdollisesti rajoittanut normaalia askellusta hiekkalla kävelyssä ja siten saattanut vaikuttaa esim. askelen pituuteen tai leveyteen

Tutkimuksen luotettavuutta rajoittaa myös liikeanalyysiin liittyvät virhelähteet, sillä nivelkeskipisteiden määrittäminen perustui ihon pinnalle asetettujen markkereiden sijaintiin. Kävelyssä alustakontaktin seurauksena tapahtuu pehmytkudoksen tärahtelyä ja siten ihon liikettä, mikä aiheuttaa virhettä markkerien ja myös nivelpisteiden sijaintiin, vaikkakin virhe pyrittiin minimoimaan koordinaattien filtteröinnin avulla. Lisäksi voimalevyjen asentaminen lattialle sekä hiekkalaatikon sijainti voimalevyn päällä saattoivat aiheuttaa epätarkkuutta reaktiovoimien mittauksessa.

### 8.4 Yhteenveto

Tutkimuksen perusteella hiekkalla kävely aiheuttaa suurempaa kuormitusta tuki- ja liikuntaelimestöön, kuin MBT- ja normaalikengällä kävely, mikä nähdään korkeampina reaktiovoimina, nivelmomentteina sekä lihasaktiivisuuksina. MBT- ja hiekkalla kävelystä nilkan dorsifleksio tukivaiheen alussa on selvästi normaalikengällä kävelyä suurempaa, minkä vuoksi MBT-kenkä aiheuttaa muutoksia kävelyn biomekaniikkaan normaalikengällä kävelyyn verrattuna. Havaitut muutokset ovat sen suuntaisia, että MBT-kenkä saattaa auttaa vähentämään nivelten kuormitusta, ja siten olla hyödyksi esim. tuki- ja liikuntaelimestön vaivojen hoidossa. Ylipronatoiville henkilöille MBT -kenkä ei välttämättä sovi, sillä se saattaa lisätä taipumusta suurempaan nilkan eversioon.

## 9 LÄHTEET

- Ahonen, J., Sandström, M., Laukkanen, R., Haapalainen, J., Immonen, S., Jansson, L. & Fogelholm, M. 1998. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. VK-kustannus Oy, Lahti
- Andreasson, G. & Peterson, L. 1986. Effects of shoe and surface characteristics on lower limb injuries in sports. *Int. J. Sport Biomech.* 2: 202-209
- Arampatzis, A., Bruggemann, G.P. & Metzler, V. 1999. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech.* 32(12): 1349-1353
- Baliunas, A.J., Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Karrar, A., Case, J.P., Block, J.A. & Andriachi, T.P. 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage.* 10: 573-579
- Bergman, G. Kniggenndorf, H. Graichen, S. & Rohlmann, A. 1995. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J. Biomechanics,* 28(7): 817-827
- Biewener, A.A. 1989. Scaling body support in mammals: limb posture and muscle mechanics. *Science.* 245: 45-48
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J.J. 1976. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol.* 260(2): 267-277
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D. & Horodyski, M. 2006. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *J Athl Train.* 41(4): 387-92
- Branthwaite, H.R., Payton, C.J. & Chockalingam, N. 2004. The effect of simple insoles on three dimensional foot motion during normal walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 19(9): 972-7
- Brown, G. 1911. The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proc. R. Soc. Lond. B: Biol.* 84: 309-319
- Bruggemann, G.P. 2007. Concepts in running shoe construction and their relation to loading mechanics and tissues mechanical properties. 12<sup>th</sup> Annual Congress of the European College of Sports Science Jyväskylä. Book of abstracts: 68-69
- Burr, D.B. & Radin, E.L. 2003. Microfractures and microcracks in subchondral bone: are they relevant to osteoarthrosis? *Rheum. Dis. Clin. North Am.* 29: 675-685
- Capaday, C. 2002. The special nature of human walking and its neural control. *Trends in Neurosciences.* 25(7): 370-376

- Cappellini, G. Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E. & Lacquaniti, F. 2006. Motor Patterns in Human Walking and Running. *J Neurophysiol* 95: 3426–3437
- Crenshaw, S.J., Pollo, F.E., & Calton, E.F. 2000. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 375: 185–192
- Griffits, I.W. 2006. Principles of biomechanics & motion analysis. Lippincot Williams & Wilkins. Baltimore, USA
- Grillner, S. & Wallén, P. 1985. Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Annu Rev Neurosci.* 8: 233-261
- De Wit, B., De Clercq, D. & Aerts, P. 2000. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33: 269-278
- den Otter, A.R., Geurts, A.C., Mulder, T. & Duysens, J. 2004. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture.* 19(3): 270-8
- Dixon, S.J., Collop, A.C. & Batt, M.E. 2000. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med Sci Sports Exerc.* 32 (11): 1919-26
- Erhart, J.C., Mündermann, A., Elspas, B., Giori, N.J. & Andriacchi, T.P. 2008a. A variable-stiffness shoe lowers the knee adduction moment in subjects with symptoms of medial compartment knee osteoarthritis. *J Biomech.* 41: 2720-5
- Erhart, J.C., Mündermann, A., Mündermann, L. & Andriacchi, T.P. 2008b. Predicting changes in knee adduction moment due to load-altering interventions from pressure distribution at the foot in healthy subjects. *J Biomech.* Painossa
- Ferris, D.P., Liang, K. & Farley, C.T. 1999. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics.* 32: 787-794
- Ferris, D.P., Louie & M. Farley, C.T. 1998. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc Biol Sci.* 265(1400): 989-94
- Fisher, D.S., Dyrby, C.O., Mündermann, A., Morag, E. & Andriacchi, T.P. 2007. In healthy subjects without knee osteoarthritis, the peak knee adduction moment influences the acute effect of shoe interventions designed to reduce medial compartment knee load. *Journal of Orthopaedic Research.* 25: 540–546
- Fong, D.T.P., Hong, Y. & Li, J.X., 2005. Lower-extremity gait kinematics on slippery surfaces in construction worksites. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 37: 447–454

- Fong, D.T., Lam, M.H., Lao, M.L., Chan, C.W., Yung, P.S., Fung, K.Y., Lui, P.P. & Chan, K.M. 2008. Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion: a biomechanics study. *J Orthop Surg.* 20;3:7. Painossa
- Frederick, E.C. 1984. Sport shoes and playing surface: biomechanical properties. *Human kinetics.* Champaign, Illinois. USA
- Gordon, A.M., Huxley, A.F. & Julian, F.J. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate- *Journal of physiology.* 184: 170-192
- Grasso, R., Zago, M. & Lacquaniti, F. 2000. Interactions between posture and locomotion: motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture. *J Neurophysiology* 83(1): 288-300
- Hardin, E.C., Van Den Bogert, A.J & Hamill, J. 2004. Kinematic Adaptations during Running: Effects of Footwear, Surface, and Duration. *Med Sci Sports Exerc.* 36(5): 838-44
- Hermens, H., Fredriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, C., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. 1999. SENIAM: European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Research Development b.v., Enschede, the Netherlands.
- Hof, A.L., Elzinga, H. Grimmius, G. & Halbertsma, J.P.K. 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture* 16: 78–86
- Hooper, S.L. 1999. “Central pattern generators”. *Embryonic ELS (Encyclopedia of Life Sciences)*. Internet-lähde: <http://crab-lab.zool.ohiou.edu/hooper/cpg.pdf>
- Hreljak, A. 1993. Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Med Sci Sports Exerc.* 25(10): 1158-62
- Hunt, A.E., Smith, R.M., Torode, M. & Keenan, A.M. 2001. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics* 16 (7), 592–600
- James, S.L. & Jones, D.C. 1990. Biomechanical aspects of distance running injuries. *Lähteessä: Cavanagh P.R. Biomechanics of Distance Running.* Champaign, IL, Human Kinetics, s. 249-269
- Komi, P.V. & Golhofer, A. 1991. Biomechanics of man-shoe-surface interaction. *Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos.*
- Kerrigan, D.C., Lelas, J.L., Goggins, J., Merriman, G.J., Kaplan, R.J. & Felson, D.T. 2002. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with

- knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 83: 889-893
- Larsen, A.H., Puggaard, L., Hämäläinen, U. & Aagaard, P. 2008. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *J Electromyogr Kinesiol*. 18(4): 568-80
- Lay, A.N., Hass C.J. & Gregor, R.J. 2006. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics* 39: 1621-1628
- Lay, A.N., Hass C.J. Nichols T.R. & Gregor, R.J. 2007. The effects of sloped surfaces on locomotion: An electromyographic analysis *Journal of Biomechanics* 40: 1276-1285
- Larsson, L. E., Odenrick, P., Sandlund, B., Weitz, P. & Öberg, P. Å. 1980. The phases of the stride and their interaction in human gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 12 (3): 107-112
- Lejeune, T.M., Willems P.A. & Heglund N.C. 1998. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *The Journal of Experimental Biology*. 201: 2071-2080
- Luhtanen, P. & Komi, P.V. 1978. Mechanical energy states during running. 21;38(1): 41-48.
- Martin, P.E. & Marsh, A.P. 1992. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *J Biomech*. 25(10): 1237-9
- Menant, J.C., Perry, S.D., Steele, J.R., Menz, H.B., Munro, B.J. & Lord, S.R. 2008. Effects of Shoe Characteristics on Dynamic Stability When Walking on Even and Uneven Surfaces in Young and Older People *Arch Phys Med Rehabil*. Aug. 28. painossa
- Murray, M.P., Drought, A.P. & Kory, R.C. 1964. Walking Patterns of Normal Men. *J. Bone Joint Surg. Am*. 46: 335-360
- Nester, .CJ., Van der Linden M.L. & Bowker, P. 2003. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture*. 17: 180-7
- Nicol, V., Avela, J. & Komi P.V. 2006. The Stretch-Shortening Cycle: A Model to Study Naturally Occurring Neuromuscular Fatigue. *Sports Med* 36 (11): 977-999
- Nigg. B.M. 1986. *Biomechanics of running shoes*. Human kinetics. Champaign, Illinois. USA
- Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., Luethi, S.M. & Stokes, S. 1987. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *J Biomech*. 20(10): 951-9

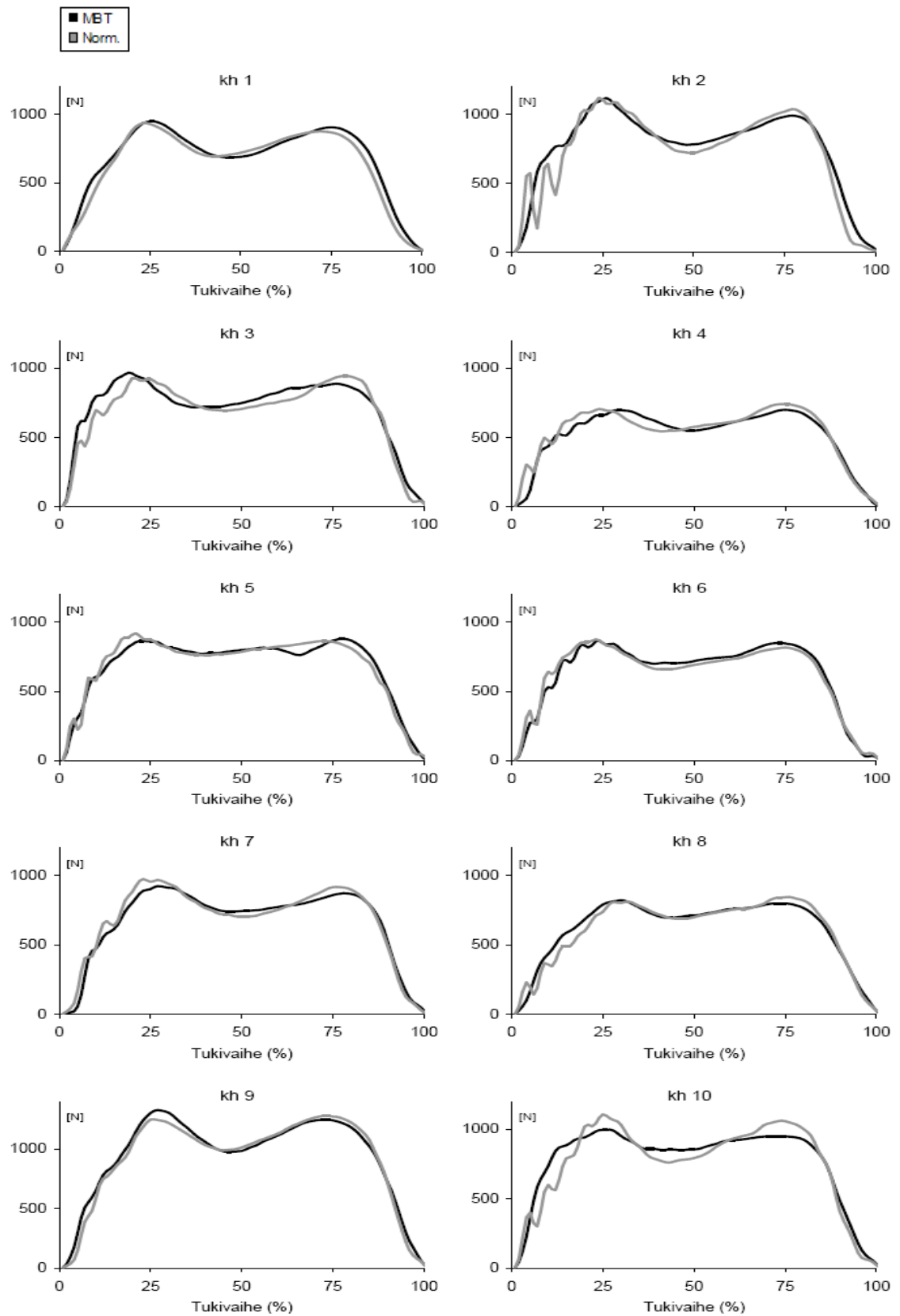


- Nigg, B.M., Ferber, R. & Gormley, Tim. 2004. Effects of an unstable shoe construction on a lower extremity gait characteristics. A project report. Human performance laboratory. University of Calgary, Canada
- Nigg, B., Hintzen, S. & Ferber, R. 2006. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 21(1): 82-8
- Nigg, B.M., Herzog, W. & Read, L.J. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *Am J Sports Med*. 16(1): 70-6
- Neumann, D.A. 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system*. Mosby, Inc. St Louis, Missouri. USA
- O'Leary, K., Vorpahl, K.A. & Heiderscheit, B. 2008. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *J Am Podiatr Med Assoc*. 98(1): 36-41
- Ounpuu, S. 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine*. 13 (4): 843-863
- Perry, J. 1992. *Gait Analysis. Normal and Pathological Gait*. Thorfare: SLACK Incorporated
- Perry, S.D. & LaFortune, M.A. 1995. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 10: 253-257
- Perttunen, J. 2002. *Foot Loading in Normal and Pathological Walking (väitöskirja)*. Jyväskylän yliopisto
- Pinnington, H.C. & Dawson, B. 2001. Running economy of elite surf iron men and male runners, on soft dry beach sand and grass. *Eur J Appl Physiol*. 86(1): 62-70
- Pinnington, H.C., Lloyd, D.G., Besier, T.F. & Dawson, B. 2005. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *Eur J Appl Physiol*. 94: 242–253
- Schipplein, O.D. & Andriacchi, T.P., 1991. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 9: 113–119.
- Radin, E.L., Burr, D.B., Caterson, B., Fyhrie, D., Brown, T.D. & Boyd RD. 1991. Mechanical determinants of osteoarthritis (Review). *Semin Arthritis Rheum*. 21: 12-21
- Razeghi, M. & Batt, M.E. 2000. Biomechanical Analysis of the Effect of Orthotic Shoe Inserts - a review of the literature. *Sports Med* 29 (6): 425-438
- Romkes, J., Rudmann, C. & Brunner, R. 2006. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 21(1): 75-81

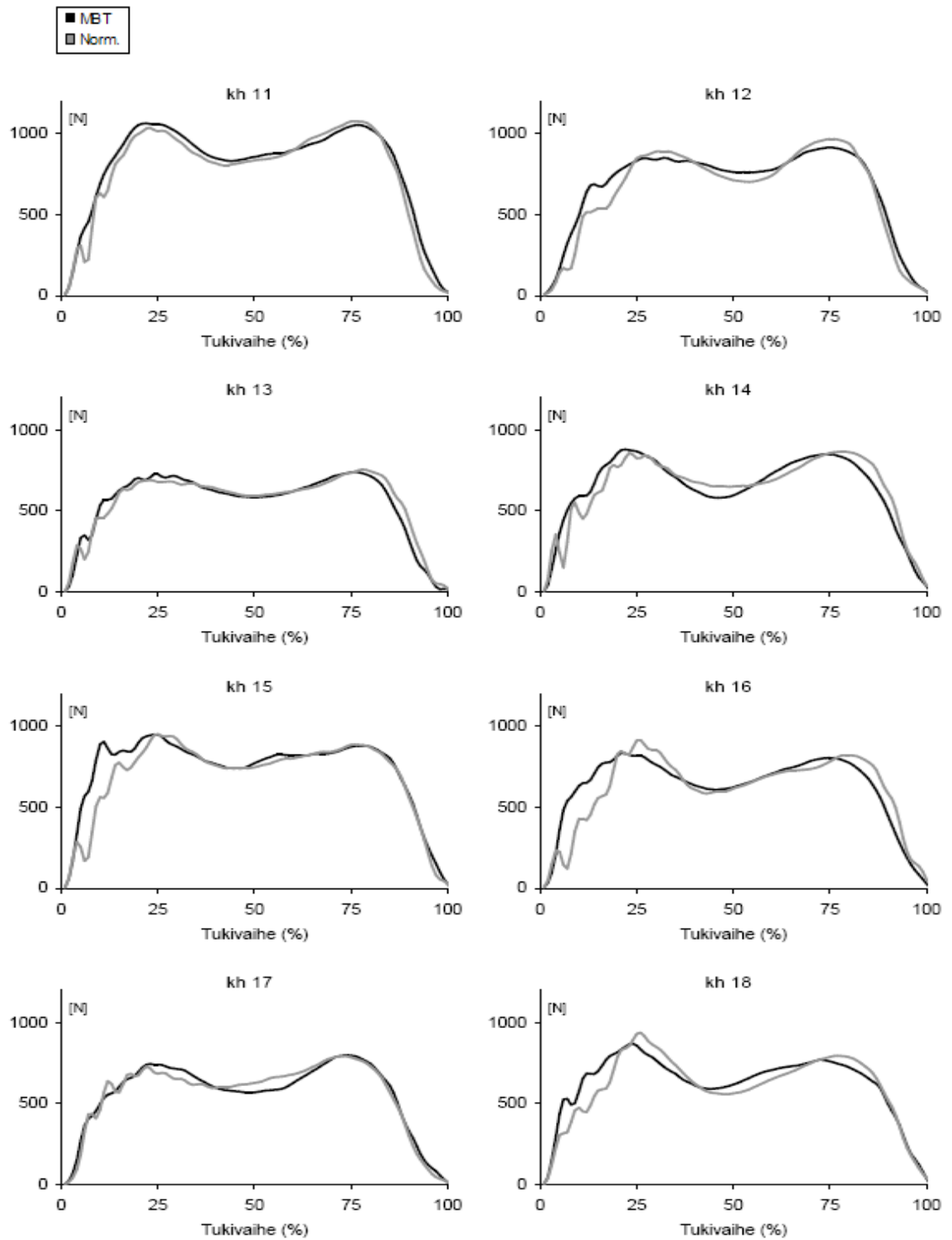
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M.H. 2001. *Morotor control; Theory and applications*. Lippincott Williams & Wilkins. USA
- Shik, M.L., Severin, F.V. & Orlovsky, G.N. 1966. Control of walking and running by means of electric stimulation of the midbrain. *Biofizika* 11: 659-666
- Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P., Voigt M., Aagaard, P. & Fallentin, N. 1997. Mechanisms contributing to different joint moments observed during human walking. *Scand J Med Sci Sports*. 7(1): 1-13
- Stewart, L., Gibson, J.N. & Thomson, C.E. 2007. In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: a comparative study. *Gait and Posture*. 25(4): 648-51
- Sutherland, D.H. 2001. The evolution of clinical gait analysis Part I: Kinesiological EMG. *Gait and Posture*. 14: 61–70
- Sutherland, D.H. 2002. The evolution of clinical gait analysis Part II: Kinematics. *Gait and Posture*. 16: 159–179
- UKK-instituutti. Internetlähde: [http://www.ukkinstituutti.fi/fi/kavelyuutiset\\_2004/386](http://www.ukkinstituutti.fi/fi/kavelyuutiset_2004/386)
- Wade, C. & Redfern, M.S. 2007. Ground reaction force during human locomotion on railroad ballast. *J app biomech*. 23: 322-329
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1999. *Dynamics of human gait*. second ed. Cape Town, South Africa, Kiboho Publishers.
- Vernon, T. Wheat, J., Naik, R. & Pettit, G. 2004. Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction. The Centre for Sport and Exercise Science. Sheffield Hallam University. UK.
- Whittle, M.W. 1999a. *Gait analysis an introduction*. 2. painos. University of Tennessee at Chattanooga, USA.
- Whittle, M.W. 1999b. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot. *Gait and Posture*. 10: 264-275
- Viitasalo, J.T. & Kvist, M. 1983. Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and without shin splints. *Am. J. Sports Med*. 11: 125-130
- Winter, D.A. 1984. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human movement science* 3: 51-76
- Winter, D.A. 1988. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. 2. painos. Ontario. University of Waterloo Press

- Winter, D.A. & Yack, H.J. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 67(5): 402-411
- Wosk, J. & Voloshin, A.S. 1981. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J Biomechanics* 14: 261-7
- Wright, D.G., Desai, S.M. & Henderson, W.H. 1964. Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex During the Stance Phase of Walking. *J Bone Joint Surg Am.* 46: 361-464
- Yates, B. & White, S. 2004. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med.* 32(3): 772-80
- Zajac, F.E., Neptune, R.R. & Kautz, S.A. 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture.* 16: 215-232.

## 10 LIITE



KUVIO 19. Koehenkilöiden 1-10 reaktiivoimat vertikaalisuunnassa (GRF z).



KUVIO 20. Koehenkilöiden 11-18 reaktiivoimat vertikaalisuunnassa (GRF z).