

**YKSILÖLLISESTI MUOTOILTUJEN POHJALLISTEN VAIKUTUS KÄVELYN JA JUOKSUN KINEMATIikkaAN SEKÄ KINETIikkaAN YLIPRONATOIVILLA MIEHILLÄ**

Jukka Kosonen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Kevät 2015

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja(t):

Janne Avela

Juha-Pekka Kulmala

## TIIVISTELMÄ

Jukka Kosonen (2015). Yksilöllisesti muotoiltujen pohjallisten vaikutus kävelyn ja juoksun kinematiikkaan sekä kinetiikkaan ylipronatoivilla miehillä. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Pro gradu -tutkielma, 51 s.

Käveleminen sekä juokseminen ovat yleisimmät fyysisen harjoituksen muodot ympäri maailmaa. Juoksulla on positiivisia vaikutuksia ihmisen terveyteen, koska juokseminen parantaa fyysistä kuntoa ja vähentää sydän- ja verisuonitauteja. Jalassa tapahtuva liiallinen pronatio voi olla haitallista, sillä se voi muuttaa raajojen toimintaa, lisäten loukkaantumiseriskiä. Pohjallisia on käytetty hoitamaan erilaisia vaivoja ja oireita kuten nilkkakipuja, polven nivelrikkoa sekä penikkatautia. 11 miestä ( $28.5 \pm 10$  vuotta) osallistui tutkimukseen. Koehenkilöillä ei ollut vammoja, jotka olisivat voineet vaikuttaa kävelyyn ja juoksuun. Kävelyä ja juoksua käytettiin yksilöllisesti muotoiltujen pohjallisten ja normaaleiden pohjallisten vertailuun. Kävelynopeutena oli  $1.71 \pm 0.2$  m/s ja juoksunopeutena  $4.0 \pm 0.2$  m/s. Kymmenen kameran ja viiden voimalevyn systeemiä käytettiin tallentamaan markkereiden liikeradat (300 Hz) sekä reaktiivoimat (1500 Hz). Yksilöllisesti muotoillut pohjalliset lisäsivät merkitsevästi etu-takajalan dorsifleksiota kävelyssä ja alensivat etu-takajalan abduktiokulmia merkitsevästi sekä kävelyssä että juoksussa ( $p < 0.05-0.01$ ). Tibian sisäkierto suhteessa jalan etuosaan laski merkitsevästi sekä kävelyssä että juoksussa ( $p < 0.01$ ). Edellä mainitut asiat vaikuttivat siten, että frontaalitason momentit nousivat merkitsevästi lantiossa sekä polvessa ja laskivat nilkassa. Yksilöllisesti muotoilluilla pohjallisilla on potentiaalia estää loukkaantumisia vähentämällä pronatiota ja tibian sisäkiertoa kävelyn sekä juoksun aikana.

Avainsanat: Yksilöllisesti muotoiltu pohjallinen, kävely, juoksu, kinetiikka, kinematiikka, pronatio

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

1 JOHDANTO .....	8
2 NILKKA .....	6
2.1 Jalan pronaatio .....	8
2.2 Nilkan biomekaaninen malli .....	12
3 KÄVELYN BIOMEKANIikka .....	14
3.1 Kinetiikka kävelyssä .....	16
3.2 Kinematiikka kävelyssä .....	18
4 JUOKSUN BIOMEKANIikka .....	20
4.1 Massa-jousisysteemi .....	21
4.2 Kinetiikkaa juoksussa.....	23
4.3 Kinematiikka juoksussa .....	24
5 KÄVELYSSÄ SEKÄ JUOKSUSSA KÄYTETTÄVIEN KENKIEN POHJALLISET .....	26
5.1 Kengänpohjallisten vaikutus kävelyssä .....	28
5.2 Kengänpohjallisten vaikutus juoksussa .....	29

6 TUTKIMUSKYSYMYKSET JA –HYPOTEESIT .....	30
7 LÄHTEET .....	31

# 1 JOHDANTO

Historian aikana liikkuminen kahdella jalalla neljän jalan sijaan on kehittynyt jopa kuu-teen kertaan eri eläimillä. Kaikilla näillä eläimillä oli suuret jalat, jotta tasapaino pysyi seistessä ilman, että tarvitsi käyttää suuria määriä lihasten voimaa tasapainon ylläpitämiseen. Ihmisillä kahdella jalalla käveleminen on alun perin syntynyt luultavasti tarpeesta käyttää käsiä johonkin muuhun kuin tuen ottamiseen maasta, esimerkiksi työkalujen käyttämiseen sekä tavaroiden kantamiseen. (Dagg 1977, 27)

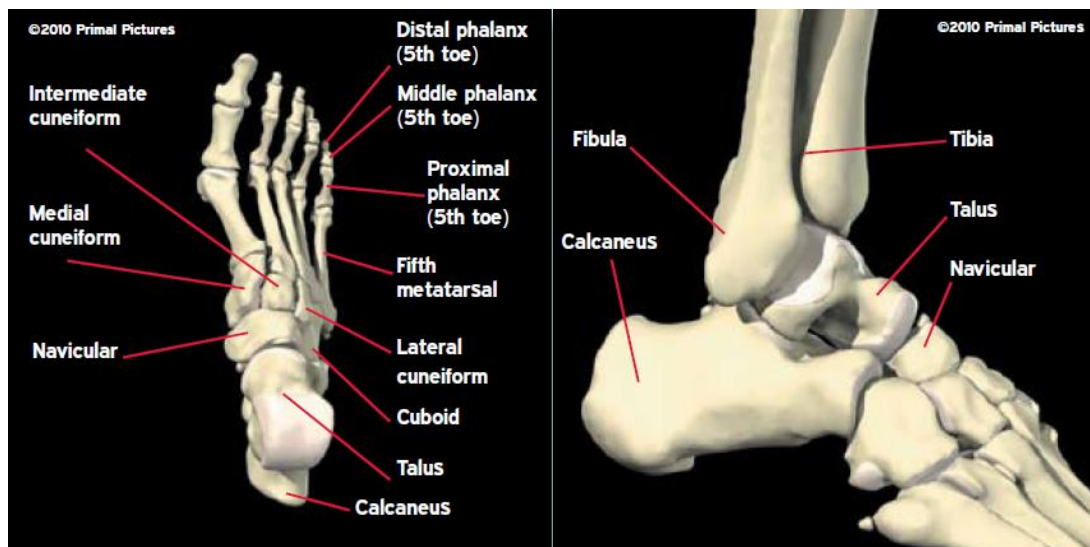
Käveleminen sekä juokseminen ovat yleisimmät fyysisen harjoituksen muodot ympäri maailmaa (van Gent et al. 2007; Fritschil et al. 2012). Esimerkiksi Pohjois-Amerikassa on miljoonia ihmisiä, jotka ovat valinneet juoksemisen heidän omaksi lajikseen. Juoksulla on positiivisia vaikutuksia ihmisen terveyteen, koska juokseminen parantaa fyysistä kuntoa ja vähentää sydän- ja verisuonitauteja. (van Gent et al. 2007; Taunton et al. 2002)

Vaikka juoksemisella on useita hyödyllisiä vaikutuksia terveyteen, ovat juoksusta joh-  
tuvat vammat myös erittäin yleisiä. Ensimmäisen vuoden aikana juoksun aloittamisesta noin 19.4 % - 79.3 % juoksijoista kärsii jonkinlaisen alavartaloon liittyvän vamman. Yleisin paikka, jossa vammoja ilmenee on polvi. (van Gent et al. 2007) Kävelyä suosivat usein ihmiset, jotka haluavat parantaa fyysistä aktiivisuuttaan, ilman sitä riskiä, jonka juokseminen aiheuttaa vammojen suhteen (Fritschil et al. 2012).

Erityispohjallisia käytetään paljon kävelyssä sekä juoksussa. Useimmilla ihmisillä ei kuitenkaan ole välttämättä sen suurempaa käsitystä miten nämä yksilöllisesti tehdyt pohjalliset oikeasti vaikuttavat. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia miten yksilöidyt pohjalliset vaikuttavat kävelyn ja juoksun kinematiikkaan sekä kinetiikkaan.

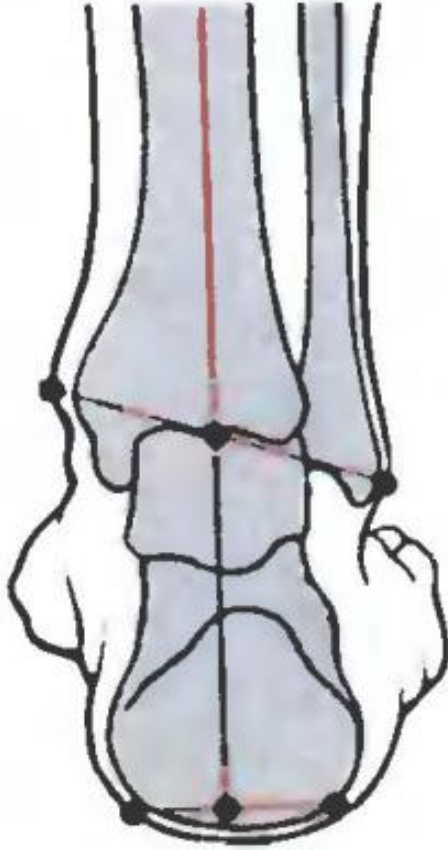
## 2 NILKKA

Nilkan ja jalan tehtävänä on häivyttää kanta-astumisen seurauksena syntyneitä voimia ja toimia jäykkänä tasona, jonka avulla saadaan vakaa ja työntövoimainen vaihe askelluksessa sekä kävelyssä, että juoksussa (Kay 2010). Nilkka koostuu useista eri luista (kuva 1) ja siihen vaikuttaa useita eri lihaksia. Nilkkaan kuuluu useampi nivel: ylempänä nivelenä toimii talokranaalinen nivel (talocrunal joint) ja alempana toimivat sekä subtalaarinen nivel (subtalar joint) että talocalcaneonavikulaarinen nivel (talocalcaneonavicular joint). (Platzer 2004, 222-231)



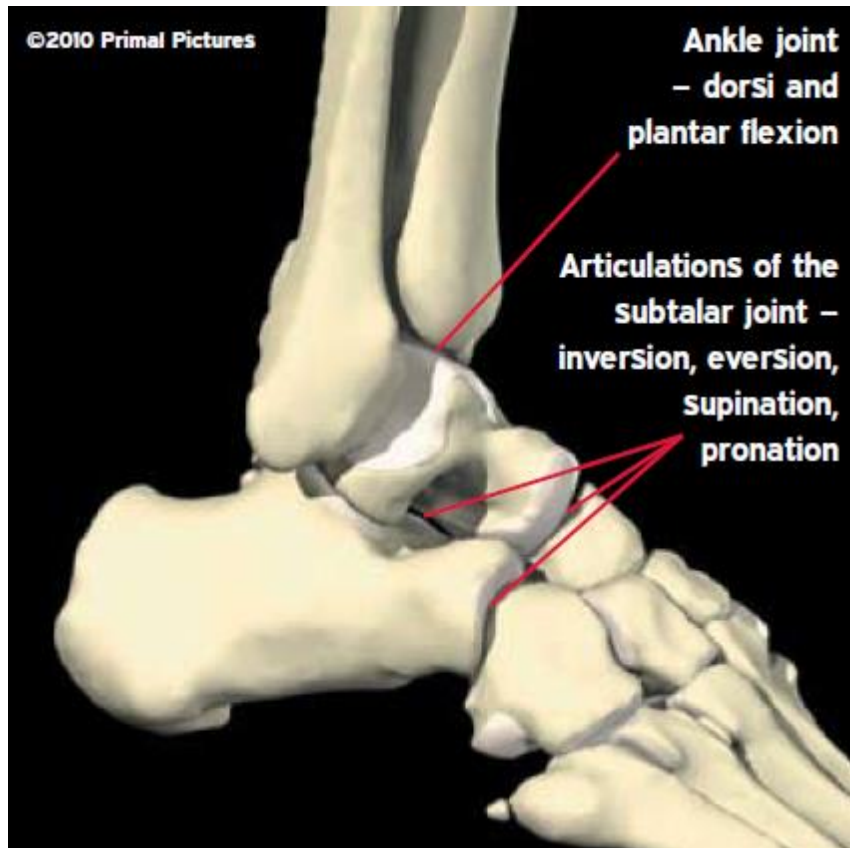
KUVA 1. Nilkan ja jalan luita (Kay 2010).

Ylempi nilkkanivel (talokranaalinen nivel) on sarananivel, jolla on transversaalinen akseli. Akseli kulkee mediaalisen malleolin alapuolelta suoraan kohti lateraalisen malleolin paksuimman kohdan läpi (kuva 2). Talokranaalisessa nivelessä tapahtuu sekä plantaari- että dorsifleksiota, mutta myös pieni sivuttaisliike on mahdollinen. Talokranaalisen nivelen liikerata maksimaalisesta plantaarifleksioista dorsifleksioon on noin 70°. (Platzer 2004, 222-231) Plantaarifleksioon osallistuvat lihakset sijaitsevat säären posteriorisessa osassa (gastrocnemius, soleus, posterior tibialis sekä varpaiden fleksorit). Dorsifleksioon osallistuvat lihakset sijaitsevat säären anteriorisessa osassa (tibialis anterior ja varpaiden ekstensorit). (Kay 2010)



KUVA 2. Talokrunaalisen nivelen transversaalinen akseli (Platzer 2004, 222-231).

Vaikka subtalaarinen- ja talocalcaneonavicularinen- ovat erillisiä niveliä ne toimivat yhdessä. Subtalaarinen nivel muodostaa taaemman osan ja talocalcaneonavicularinen nivel muodostaa etummaisesta osan. Subtalaarisessa- ja talocalcaneonavicularisessa nivelessä liike on rotaatiota. Rotaatioliikkeet tunnetaan myös pronaatina (eversion) sekä supinaationa (inversion) Supinaatiota on kun jalan mediaalinen reuna on kohotettuna ja pronaatia on kun jalan lateraalinen reuna on kohotettuna ja jalka on lateraalisesti kierrettynä. (kuva 3). Maksimaalisen supinaation ja pronaatian välinen liikerata on noin  $60^\circ$ . (Platzer 2004, 222-231) Pronaatioliikkeeseen osallistuvia lihaksia ovat peronei lihakset (peronei muscles) kuten longus brevis sekä tertius. Supinaatioliikkeen tuottavat lihakset ovat varpaiden ekstensorit (flexor hallucis longus, flexor digitorum longus), tibialis anterior sekä -posterior. (Platzer 2004, 222- 231; Kay 2010)



KUVA 3. Nilkan nivelet sekä niissä tapahtuvat liikkeet (Kay 2010).

## 2.1 Jalan pronaatio

Jalan normaali asento voidaan määrittää ottamalla kuva jalanjäljestä. Terveessä jalassa (pes rectus) jalanjäljessä tulisi näkyä jälki jokaisesta viidestä varpaasta, jalan etu- ja takaosa sekä niitä yhdistävä suikale (kuva 4). Terveessä jalassa paino jakautuu hieman kantapään mediaalisella puolelle sekä ensimmäisen metatarsaalin pään alle. (Platzer 2004, 222-231)

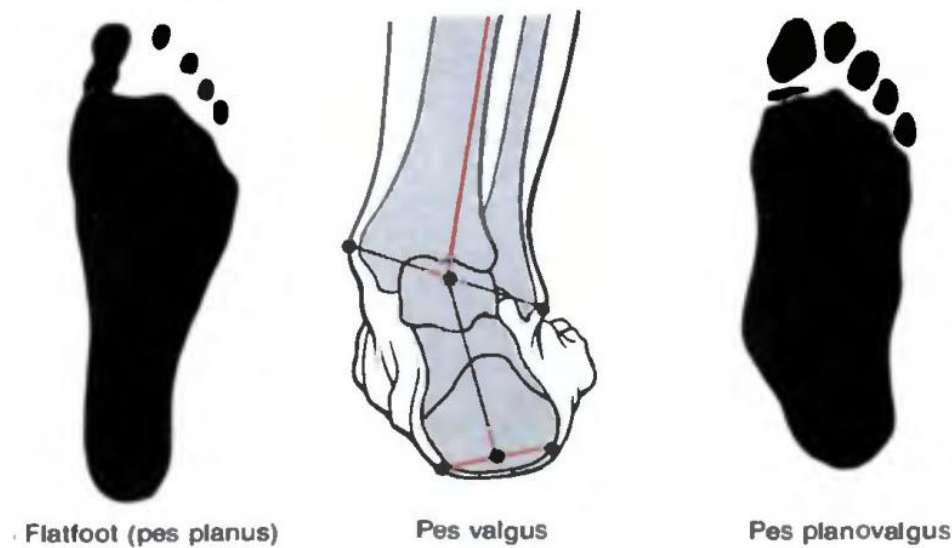




**Normal foot  
(pes rectus)**

KUVA 4. Normaali jalka (pes rectus) (Platzer 2004, 222-231).

Jalanjäljen ollessa tasainen kuva koko jalkapohjasta on kyseessä lättejalka (pes planus) (kuva 5). Lättejalka johtuu jalkapohjan lihasten puutteellisesta voimasta, joka johtaa ligamenttien venymiseen ja jalkaholvin romahtamiseen. Tämän tapahtuessa taluksessa tapahtuu hieman pronaatiota ja se liukuu hieman mediaalisesti calcaneuksen päällä. Tuloksena on jalan luiden asennon muuttuminen. Lättejalan muotoutuminen aiheuttaa kipua, koska jalkapohjan pitkät lihakset venyvät liikaa. Lättejalka voi aiheuttaa myös taluksen ja calcaneuksen läpi kulkevaan vertikaaliakseliin suuren kulman suhteessa talokrunaalisen nivelen transversaaliseen akseliin (pes valgus). Tällöin jalka on pronaatiossa, joka johtuu mahdollisesti supinaatioliikkeen tuottavien lihasten heikkoudesta. Lättejalka sekä pes valgus yhdessä on pes planovalgus. (Platzer 2004, 222-231)



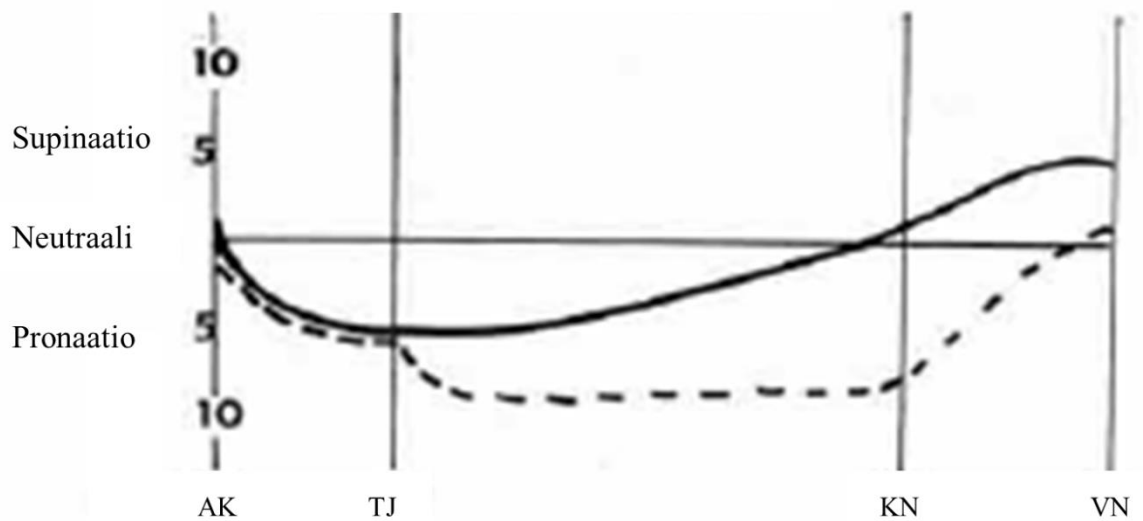
KUVA 5. Lättäjalka (pes planus), pes valgus ja pes planovalgus (Platzer 2004, 222-231).

Kuten yllä mainittu, pronaatioliike tapahtuu subtalaarisessa nivelessä (Platzer 2004, 222-231). Jonkinasteinen jalan pronaatio on tarpeellinen komponentti normaalissa kävelyn sekä juoksun biomekaniikassa, sillä jalan pronaatio auttaa iskujen- sekä voimien vaimennuksessa tukivaiheen alussa (Hintermann & Nigg 1998; Novacheck 1998).

Alkukontaktiin tullessa jalka on normaalisti hieman supinoituneena. Kontaktin aikana subtalaarisessa nivelessä tapahtuu pronaatiota. Kontaktivaiheessa subtalaarisen nivelen pronaatioliike pysähtyy ja supinaatio alkaa. Jalka supinoituu välitukivaiheen ja lopputukivaiheen ajan ohittaen neutraalin asennon hieman ennen kuin kantapää nousee alustasta. Subtalaarisen nivelen pronaation vuoksi calcaneuksessa tapahtuu eversiota ja talus siirtyy hieman mediaalisesti sekä plantaarifleksoituu. Tämän seurauksena tibian on kiertävä sisäänpäin. Supinaation aikana taluksen liike on päinvastainen ja tibia kiertyy silloin ulospäin. Polvinivel on lähes suorana alkukontaktin aikana. Tukivaiheen aikana polvinivel kuitenkin koukistuu noin 15 - 20°. Välitukivaiheen aikana polvinivel alkaa suoristua. Polvinivelen koukistuessa tapahtuu myös tibian sisäänpäinkiertymistä. Polvinivelen suoristuessa tibia alkaa kiertyä ulospäin. Subtalaarisen nivelen pronaatio sekä polvinivelen koukistuminen tapahtuvat samaan aikaan, jolloin myös tibia kiertyy sisäänpäin. Sama pätee myös subtalaarisen nivelen supinaatioon ja polvinivelen suoristumiseen sekä tibian ulospäin kiertymiseen. Kyseiset liikkeet ovat toisistaan riippuvaisia ja tarpeellisia nivelten normaalin kinematiikan kannalta. (Tiberio 1987)

Askelsyklin vaiheellisuuden ja sen vuoksi, että eri nivelissä tapahtuvien liikkeiden on oltava synkronoituja, epänormaalit liikkeet subtalaarisessa nivelessä vaikuttavat myös polvinivelen biomekaniikkaan. Liiallinen pronaatio aiheuttaa sen, että subtalaarinen nivel alkaa supinoitumaan liian myöhään ja täten tibian ulospäin kiertyminen myöhästyy myös (kuva 6). (Tiberio 1987)

## Tukivaihe



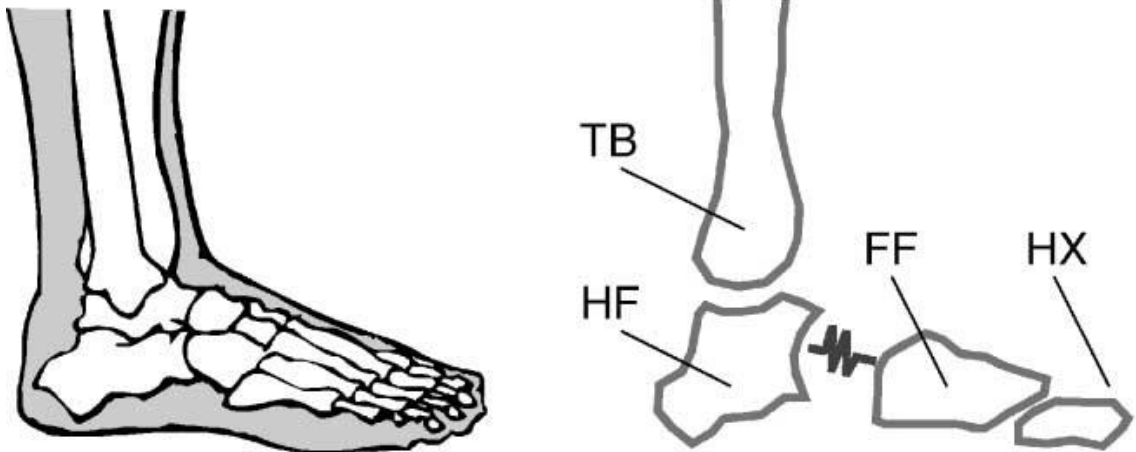
KUVA 6. Pronaatio tukivaiheessa. AK = alkukontakti, TJ = tasajalka, KN = kantapään nousu & VN = varpaiden nousu. Katkoviivalla liiallinen pronaatio. (muokattu Tiberio 1987)

Liiallinen pronaatio voi olla haitallista, sillä se voi muuttaa raajojen toimintaa, lisäten loukkaantumiseriskiä. Tutkimuksissa on havaittu pronaation eritoten lisäävän patellafemoraalisen kivun riskiä, koska pronaatio lisää tibian sisäänkiertoa, mikä muuttaa patellan normaalia liikerataa kävelyssä ja juoksussa. Patellan liikeradan muuttuminen vaikuttaa suoraan patellafemoraaliseen niveleen kohdistuviin voimiin lisäten niitä. (Tiberio 1987; McClay & Manal 1997; McClay & Manal 1998) Muita pronaatiosta johtuvia vammoja ovat muun muassa akillesjänteen tulehdus, rasisuurtumat, plantaarifaskiitti sekä penikkatauti (Hintermann & Nigg 1998).

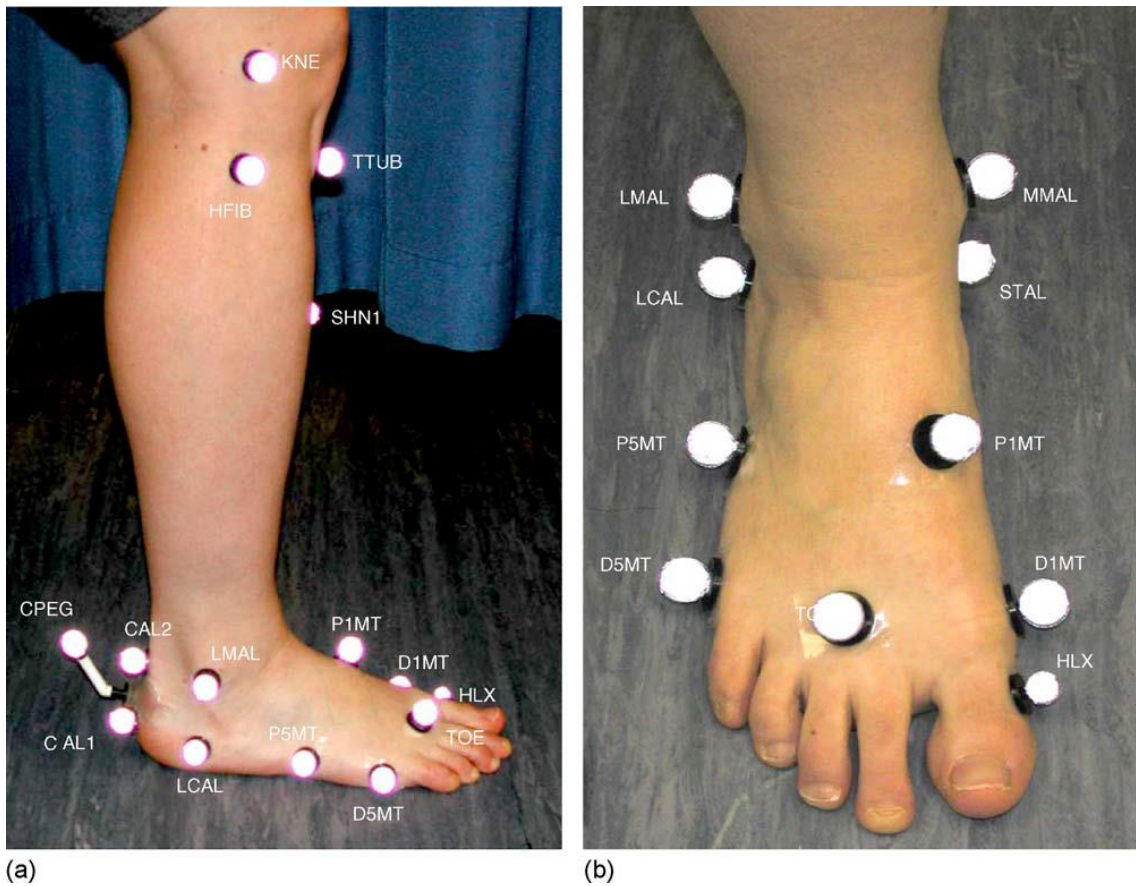
## 2.2 Nilkan biomekaaninen malli

Ihmisen sääri ja nilkka ovat usean nivelen rakenne, joiden kautta tapahtuu kriittinen vuorovaikutus alustan kanssa askelluksen aikana. Näiden nivelten dynaaminen analysointi on tarpeellista, jotta tutkijat voivat määrittää ja hoitaa alkavia tai jo patologisia vaivoja. (Saraswat ym. 2012) Perinteiset alavartalomallit esittävät lonkan, reiden ja jalan omina jäykkinä kappaleinaan. Näissä malleissa jalkaterä on usein vain yhtenä vektorina, eikä sen eri osien liikettä suhteessa toisiinsa tai muihin kappaleisiin ole otettu huomioon. (Stebbins ym. 2006; Carson ym. 2001) Tällaiset mallit eivät tarjoa tarpeeksi tarkkaa informaatiota juuri jalkaterään ja sen osiin kohdistuvista tiedoista. Jalan mallintaminen on yleistymässä ja parantumassa, koska liikeanalyysilaitteisto ja mallit kehittyvät koko ajan. Maailmanlaajuisesti on tarjottu jo useita monen segmentin malleja, joilla pystytään mallintamaan jalkaterää paremmin. Useimmat tutkimukset ovat tehty terveillä aikuisilla ja analyysit on kohdistettu askelsyklin tukivaiheeseen. (Stebbins ym. 2006)

Kirjallisuudessa ei ole minkäänlaista standarditapaa dynaamisille in vivo tutkimuksille, mahdollisesti juuri jalkaterän monimutkaisen rakenteen vuoksi (Carson ym. 2001). Yksi hyvä malli (Oxford Foot Model, OFM) kuitenkin yksinkertaistaa jalan ja nilkan monimutkaisen anatomisen rakenteen muutama segmenttiin: Takajalka (hindfoot), etujalka (forefoot), Hallux sekä tibia, olettaen edellä mainitut omiksi jäykiksi kappaleiksi (kuva 7) (Carson ym. 2001, Wright ym. 2011). OFM:ia on käytetty sekä terveiden että erilaisien vaivojen mallintamiseen aikuisilla ja lapsilla. Liikeanalyysissä luotettavin analyysitaso on sagittaalinen, seuraavana frontaalitaso ja viimeisenä transversaalitaso. (Wright ym. 2011) Mallintamisen vaikeutena on markkereiden asettelemisesta syntyvät virheet. Varsinkin jalan osalta virheet saattavat olla suuria, koska usean segmentin malleissa markkereita pitää laittaa useita pienelle alueelle (kuva 8), joka johtaa suhteellisen suuriin virheisiin kulmalaskennoissa jos verrataan esimerkiksi pitkiin luihin asetettaviin markkereihin. (Saraswat ym. 2012)



KUVA 7. Nilkan mallintaminen muutamaaan jäykkään segmenttiin (Carson ym. 2001).



(a)

(b)

KUVA 8. (a) OFM markkereiden paikat lateraalisesti. (b) OFM markkereiden paikat dorsaalisesti. (Stebbins ym. 2006)

### 3 KÄVELYN BIOMEKANIikka

Kävelyn askelsykli voidaan jakaa useaan eri vaiheeseen. Askelsykli on kokonainen silloin kun yksi askelsyklin vaiheista tapahtuu toistamiseen. Mikä tahansa vaiheista voitaisiin valita määrittämään askelsyklin alkua, mutta on yleistä käyttää jalan osumista maahan (alkukontakti) askelsyklin alkamisena. Jos oikean jalan alkukontaktia käytetään askelsyklin alkamisena, askelsykli on käyty läpi kun oikea jalka osuu uudelleen maahan. Seuraavia termejä käytetään määrittämään askelsyklin seitsemää eri vaihetta, seitsemännen vaiheen jälkeen askelsykli alkaa alusta (kuva 9): (Vaughan ym. 1992, 8-11; Whittle 2007, 52-54)

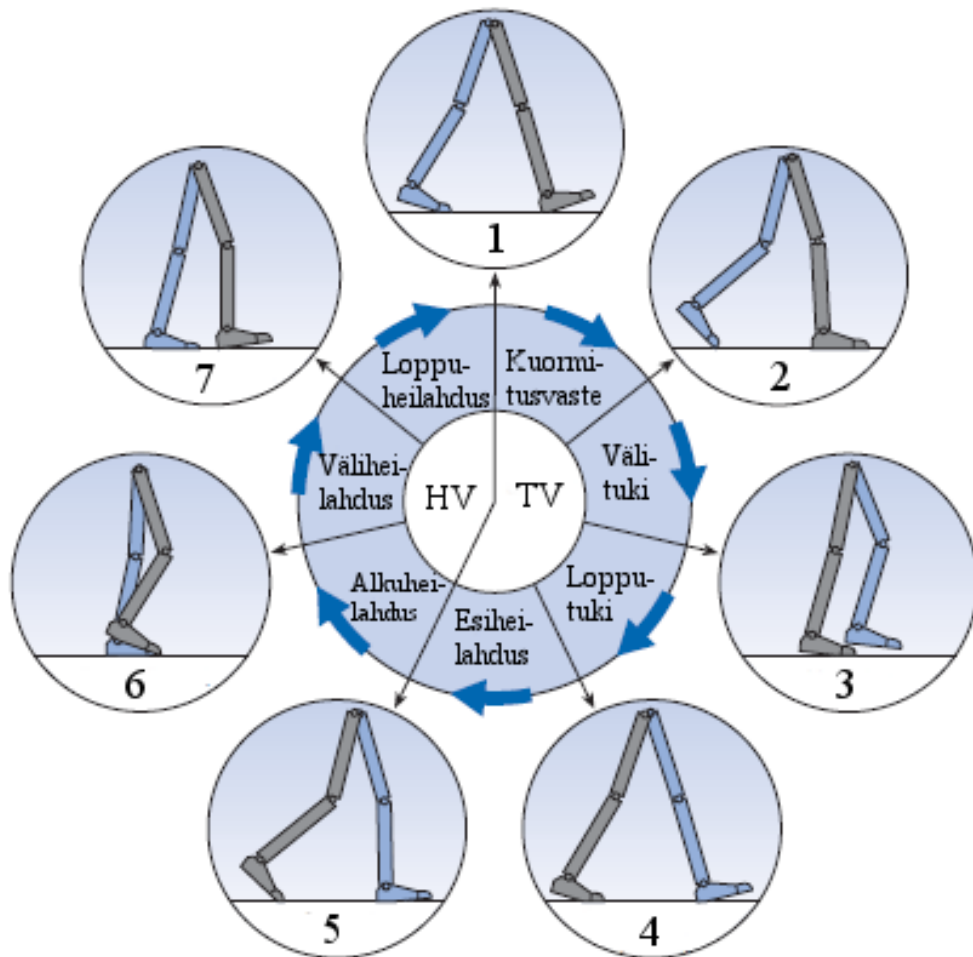
1. Alkukontakti
2. Vastajalan varpaiden nousu (opposite toe off)
3. Kantapään nousu
4. Vastajalan alkukontakti
5. Varpaiden nousu
6. Jalat linjassa
7. Tibia vertikaalitasossa (Vaughan ym. 1992, 8-11; Whittle 2007, 52-54)

Nämä seitsemän askelsyklin vaihetta jaetaan vielä seitsemään eri jaksoon. Neljä jaksoista tapahtuu jalan ollessa kontaktissa maahan (tukivaihe) ja kolme jalan heilahdusvaiheessa. Tukivaihe alkaa alkukontaktista ja päättyy varpaiden nousuun. Tukivaihe jaetaan seuraaviin jaksoihin: (Vaughan ym. 1992, 8-11; Whittle 2007, 52-54)

1. Kuormitusvaste (loading response)
2. Välituki (mid-stance)
3. Lopputuki (terminal stance)
4. Esiheilahdus (pre-swing) (Vaughan ym. 1992, 8-11; Whittle 2007, 52-54)

Jalan heilahdusvaihe kestää varpaidennoususta seuraavaan alkukontaktiin. Heilahdusvaihe jaetaan seuraaviin jaksoihin: (Vaughan ym. 1992, 8-11; Whittle 2007, 52-54)

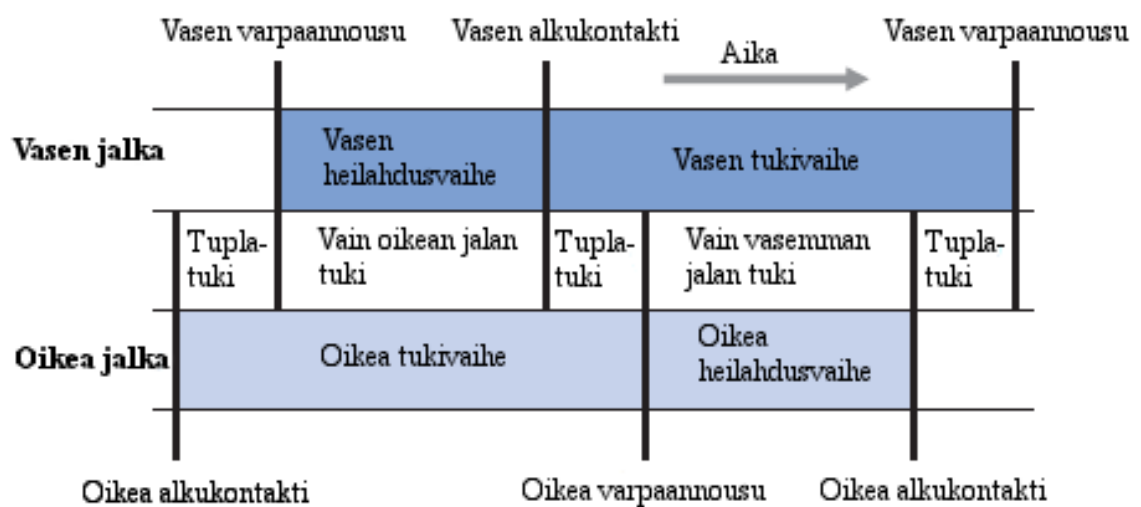
1. Alkuheilahdus (initial swing)
2. Väliheilahdus (mid-swing)
3. Loppuheilahdus (terminal swing) (Vaughan ym. 1992, 8-11; Whittle 2007, 52-54)



KUVA 9. Askelsyklin vaiheet. TV = tukivaihe; HV = heilahdusvaihe. (Muokattu Whittle 2007, 52-54)

Kokonaisen askelsyklin kestoa kutsutaan syklijaksi (cycle time) ja se voidaan jakaa tukivaiheen- sekä heilahdusvaiheen ajaksi. Tukivaiheita on yhden askelsyklin aikana kahta erilaista, yhden jalan tuki- sekä kaksoistukivaihe. Oikean jalan tullessa alkukontaktiin vasen jalka on sillä hetkellä vielä maassa, jolloin syntyy kaksoistukivaihe, joka kestää siihen saakka kunnes vasemman jalan varpaat nousevat maasta. Vasemman jalan heilahdusvaiheen aikana vain oikea jalka on kontaktissa maahan. Tätä vaihetta kutsutaan yhden jalan tukivaiheeksi (single limb stance). Yhden jalan tukivaihe loppuu kun

vasen jalka tulee alkukontaktiin. Samat vaiheet toistuvat tämän jälkeen, vain heilahdusvaiheen jalka vaihtuu. Edellä mainittujen vaiheiden vuoksi yhdessä askelsyklistä on kaksi kaksoistuki- sekä kaksi yhden jalan tukivaihetta (kuva 10). Tukivaihe kestää noin 60 % askelsyklistä, jossa kaksoistukivaiheen osuus on noin 10 %. Heilahdusvaihe kestää noin 40 % askelsyklistä. Kävelynopeuden kasvaessa heilahdusvaiheen osuus askelsyklistä kuitenkin kasvaa ja tukivaiheen osuus laskee. Nopeuden ollessa riittävän suuri kaksoistukivaihe katoaa ja kävely muuttuu juoksuksi. (Blanc ym. 1999; Whittle 2007, 52-54)



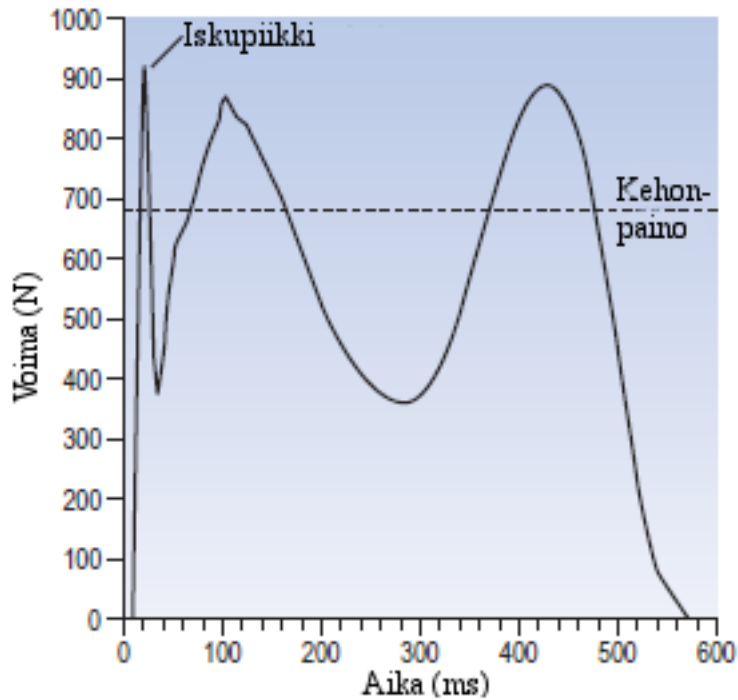
KUVA 10. Askelsyklin vaiheiden ajoitus (Muokattu Whittle 2007, 52-54).

### 3.1 Kinetiikka kävelyssä

Voimalevyjen käyttö on normaalia sekä kävelyn että juoksun analysoimisessa. Voimalevyt näyttävät kokonaisvoiman, joka välittyy jalan kautta maahan. Voimalevyt eivät kuitenkaan pysty erottelemaan jalan osien vaikutusta kokonaisvoimaan (esim. kantapää ja päkiä). Nykyään useimmat voimalevyt antavat reaktivoimat kolmiulotteisesti. Kontaktista saadaan näin voimat pysty-, sivu- ja etu-takasuunnassa. Siitä huolimatta, että voimat saadaan useassa eri suunnassa, yleisintä on esittää voimien vertikaalinen komponentti (kuva 11). Askelluksessa on yksilöllisiä eroja, varsinkin alkukontaktin hetkellä. Osa rullaa askeleen pehmeästi kantapäältä päkiälle kun taas osalla väestöstä alkukontak-

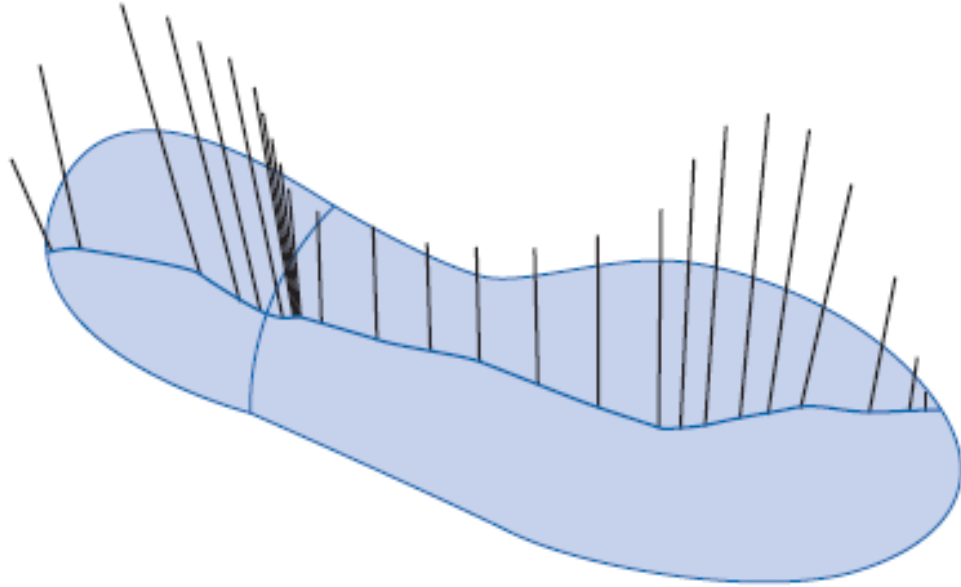


tissa on selkeästi havaittava iskupiikki (heelstrike transient). Iskupiikki johtuu eteenpäin suuntautuvan liikkeen momentin siirtymisestä nopeasti (10 – 20 ms) alustaan. Iskupiikin on arveltu lisäävän nivelrikon riskiä. (Whittle 2007, 80-83)



KUVA 11. Voimien vertikaalinen komponentti (iskupiikillä) (Muokattu Whittle 2007, 83).

Voimalevyjen avulla voidaan myös laskea kontaktin aikainen painekeskipiste (center of pressure) (kuva 12). Painekeskipiste on se piste, jonka kautta yksi resultanttivoima näyttäisi toimivan, vaikka todellisuudessa kokonaisvoima koostuu lukemattomista pienistä voimavektoreista, jotka ovat jakautuneet voimalevyn pinnalle. (Whittle 2007, 80-83)



KUVA 12. Painekeskipisteen liikerata käveltäessä kengillä (Whittle 2007, 83).

### 3.2 Kinematiikka kävelyssä

Ylävartalo liikkuu eteenpäin koko askelsyklin ajan. Sen nopeus vaihtelee hieman ja nopeimmin ylävartalo liikkuu kaksoistukivaiheen aikana ja hitaimmin tuki- ja heilahdusvaiheiden puolessavälissä. Ylävartalo kiertyy vertikaalisen akselin ympäri, olkapäiden kiertyessä eri suuntaan kuin lantio. Kädet heiluvat eri tahdissa kuin jalat siten, että vasemman jalan ja lantion vasemman puolen heilahtaessa eteenpäin myös oikea käsi liikkuu ja olkapää kiertyy eteenpäin. (Lamoth ym. 2002; Whittle 2007, 62 - 63)

Lonkka koukistuu ja ojentuu kertaalleen askelsyklin aikana. Koukistus on maksimaalinen jalan heilahdusvaiheen puolivälissä ja lonkka pysyy koukistuneena aina alkukontaktiin saakka. Lonkka alkaa ojentua ja maksimaalinen ojennus on tukivaiheen lopussa, jonka jälkeen lonkka alkaa jälleen koukistua. (Whittle 2007, 62 - 63)

Polvella on kaksi koukistus- ja ojennusvaihetta askelsyklin aikana. Polvi on ojentuneena alkukontaktin hetkellä ja se alkaa heti koukistua kuormitusvaiheen alkaessa. Välituen loppuvaiheessa polvi jälleen ojentuu ja varpaiden noustessa polvi koukistuu toistami-

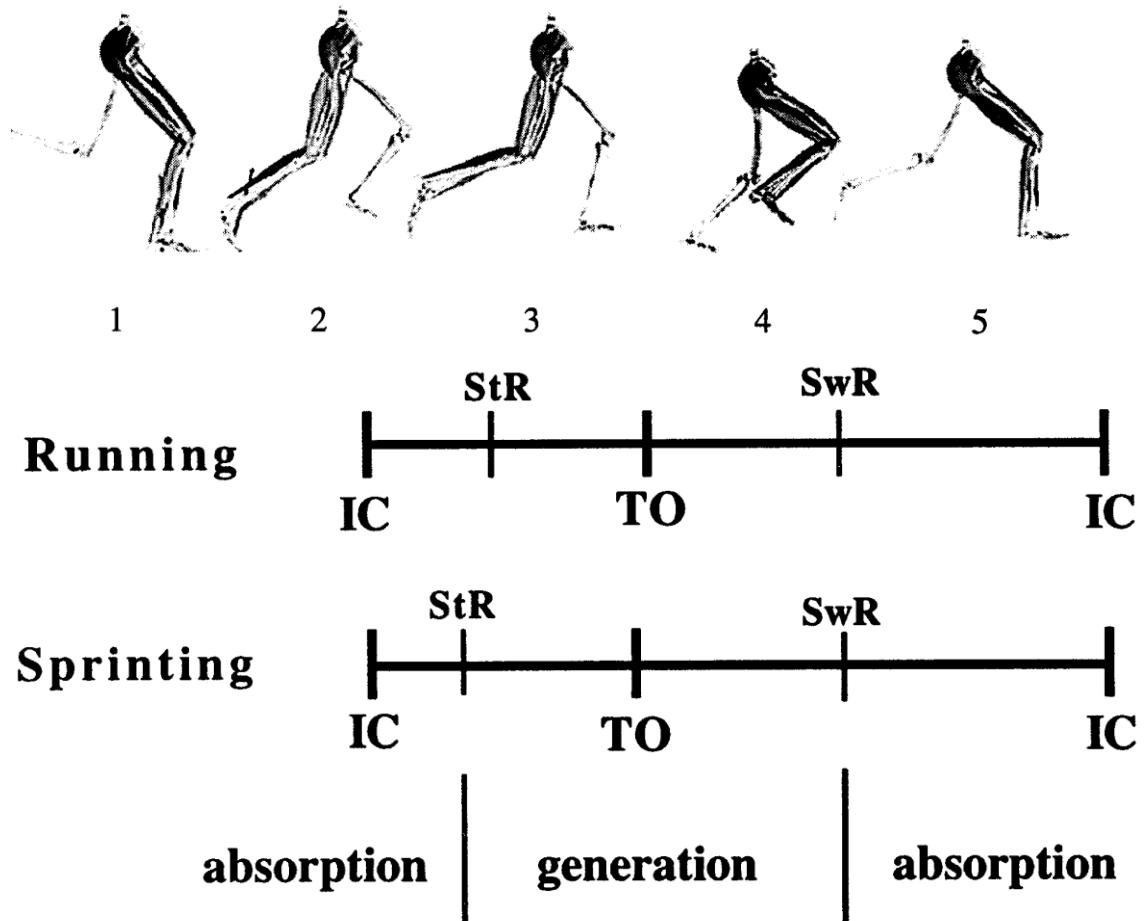
seen ja on maksimaalisesti koukistuneena alkuheilahduksen aikana. (Whittle 2007, 62 - 63)

Nilkka on yleensä muutaman asteen sisällä neutraalista asennostaan alkukontaktin hetkellä. Alkukontaktin jälkeen nilkka plantaarifleksoituu tuoden jalan etuosan alustaan. Välituen aikana tibia siirtyy jalan yli ja nilkassa tapahtuu dorsifleksio. Ennen vastajalan alkukontaktia nilkassa tapahtuu plantaarifleksio juuri ennen varpaiden nousua. Heilahdusvaiheen aikana nilkka dorsifleksoituu kunnes jalan etuosa on ohittanut alustan, suunnilleen siihen asti kunnes jalat ovat linjassa, jonka jälkeen nilkka palautuu neutraaliin asentoon kunnes seuraava alkukontakti tapahtuu. Frontaalitasosta tarkasteltaessa nilkka on hieman supinoituneena alkukontaktin hetkellä. Kontaktin jälkeen nilkka on pronaatiossa kunnes se alkaa supinoitua kun nilkka siirtyy plantaarifleksioista dorsaalfleksioon. Nilkka pysyy hieman supinoituneena aina seuraavaan alkukontaktiin asti. (Whittle 2007, 62 - 63)

## 4 JUOKSUN BIOMEKANIikka

Juoksun askelsykli alkaa myös kun jalka tulee alkukontaktiin maan kanssa (initial contact) ja loppuu kun sama jalka tulee uudelleen maahan. Tukivaihe (stance phase) loppuu kun jalka ei ole enää kontaktissa maan kanssa. Varpaan noustessa maasta (toe off) alkaa heilahdusvaihe (swing phase). Edellä mainitut vaiheet jaetaan vielä tarkemmin (kuva 4). Juoksussa varpaan nouseminen tapahtuu ennen kuin 50 % askelsyklistä on täynnä. Varpaan nouseminen kuitenkin riippuu juoksunopeudesta. Myös tukivaiheen pituus riippuu juoksunopeudesta. Juoksun aikana ei ole kaksoistukivaiheita, jossa molemmat jalat olisivat samaan aikaan kontaktissa maan kanssa. Sen sijaan molemmat jalat ovat samanaikaisesti ilmassa juoksun askelsyklin aikana kahdesti leijumisvaiheen aikana (double float). (Novacheck 1998)

Riippumatta juoksunopeudesta, juoksemisen aikana tapahtuu vaihtelevia kiihdytyksen (generation) sekä absorption vaiheita. Kehon massakeskipiste alkaa laskeutua maksimikorkeudestaan leijuntavaiheen aikana. Absorptiovaiheessa jalka osuu maahan kunnes tukivaihe käännetään (stance phase reversal) kiihdytykseksi, jolloin kehon massakeskipistettä kiihdytetään eteen- ja ylöspäin. Kiihdytysvaihe jatkuu myös varpaiden noustua maasta, kunnes heilahdusvaiheen kääntäminen tapahtuu (swing phase reversal) (kuva 12). (Novacheck 1998)



KUVA 12. Juoksun vaiheita: 1. Tukivaiheen absorptio, 2. Tukivaiheen kiihdytys, 3. Heilahdusvaiheen kiihdytys, 4. Heilahdusvaiheen kääntäminen, 5. Heilahdusvaiheen absorptio. Juoksussa; IC (alkukontakti), TO (varpaan nousu), StR (tukivaiheen kääntäminen), SwR (Heilahdusvaiheen kääntäminen), absorptio tapahtuu, SwR:stä IC:hen ja StR:n; kiihdytys tapahtuu StR:stä TO:n ja SwR:n. (Novacheck 1998)

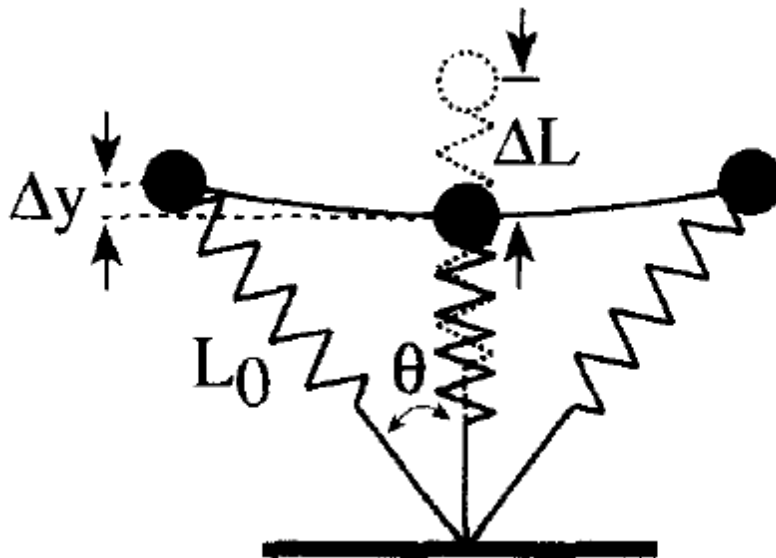
Askeltamistyyliä on monia erilaisia. Juoksijat voidaan jakaa kanta-astujiin (rearfoot striker), keskijalan astujiin (midfoot strikers) ja päkiäastujiin (forefoot strikers) sen mukaan millä jalan osalla alkukontakti maahan tehdään. Noin 75 % pitkän matkan juoksijoista ovat kanta-astujia ja loput ovat joko keskijalan- tai päkiäastujia. (Kulmala ym. 2013)

#### 4.1 Massa-jousisysteemi

Lihakset, jänteet ja nivelsiteet voivat kaikki toimia jousina, varastoiden elastista energiaa kun niitä venytetään. Ne myös vapauttavat osan tästä varastoidusta energiasta

kun ne palautuvat lähtöpituuteensa. Juoksun aikana tämä monimutkainen muskuloskeletaali (musculoskeletal) systeemi toimii kuin yksi lineaarinen jousi, jota kutsutaan jalkajouseksi (leg spring). Yksinkertaisen massa-jousisysteemin, joka koostuu yhdestä jousesta ja koehenkilöä vastaavasta massasta, on todistettu kuvastavan ja ennakoivan juoksun mekaniikkaa melko tarkasti. (Farley & Gonzales 1996; Ludwig ym. 2012)

Juoksuopeuden lisääntyessä massakeskipisteen vertikaalinen liikkuminen vähenee tukivaiheen aikana. Massa-jousisysteemin mukaan tämä muutos voi johtua jalkajousen lisääntyneestä jäykkyydestä tai jalkajousen lisääntyneestä pyyhkäisykulmasta (sweep angle) (kuva 13). (Farley & Gonzales 1996)



Kuva 13. Massa-jousisysteemi.  $\theta$  = puolikas pyyhkäisykulma,  $\Delta y$  = massakeskipisteen vertikaalinen muutos,  $\Delta L$  = massa-jousisysteemin maksimikompressio,  $L_0$  = massa-jousisysteemin alkupituus. (Farley & Gonzales 1996)

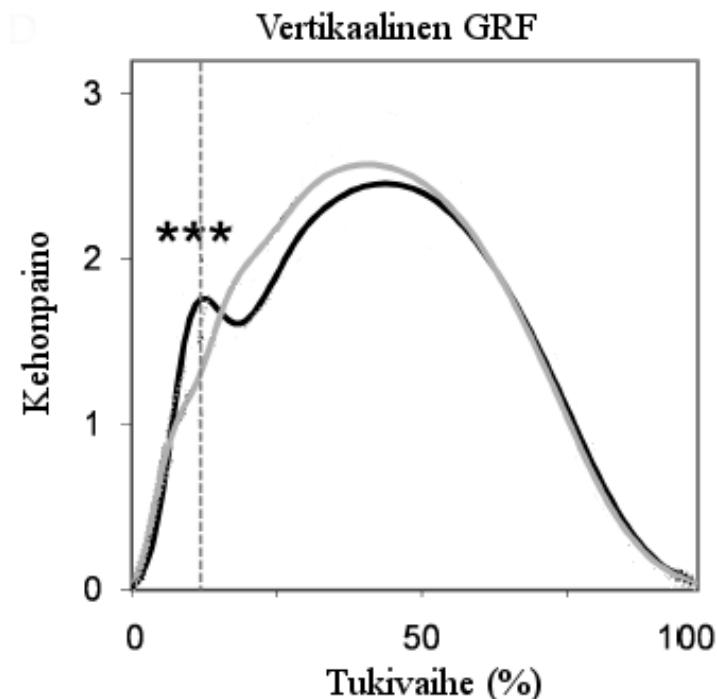
Biomekaaniset tutkimukset ovat osoittaneet, että nopeammin juostessa massa-jousisysteemi ”ponnahtaa” maasta nopeammin lisäämällä jalkajousen pyyhkäisykulmaa ennemmin kuin lisäämällä jalkajousen jäykkyyttä. Vaikka jalkajousen jäykkyys pidetään melko vakiona, tutkimukset osoittavat, että jalkajousen jäykkyyttä on mahdollista jopa kaksinkertaistaa. (Farley & Gonzales 1996) Jalkajousisysteemin jäykkyys lisääntyy merkittävästi silloin kun henkilö juoksee lisäpainojen kanssa. Lisäpainoksi riittää vain 20 % henkilön omasta painosta. (Silder ym. 2015) Jalkajousisysteemin jäykkyys laskee

jopa lähes 10 % kun suorituksena on uuvuttava juoksu lähellä  $VO_{2max}$ -tasoa (Rabita ym. 2013)

## 4.2 Kinetiikkaa juoksussa

Reaktiivoimat yleensä jaetaan iskuvoimiin ja aktiivisiin voimiin. Ulkoiset voimat ovat erilaisia eri aktiviteeteille ja juoksussa ne ylittävät helposti kehonpainon moninkertaisesti. Juoksussa nilkan sisäiset voimat kasvavat tukivaiheesta aina siihen asti kun varvas nousee maasta. Voimat voivat olla jopa 3-8 kertaa koehenkilön oman painon verran (kuva 14). (Kulmala ym. 2013)

Biomekaaninen vertailu erilaisista askellusmalleista on osoittanut, että keskijalalla astuvilla sekä päkiäastujilla on alhaisemmat vertikaalisen voiman nousunopeudet (loading rate) kuin kanta-astujilla (kuva 14). Tuloksista on päätelty, että päkiäastuminen saattaisi alentaa juoksuun liittyviä vammoja. Käänteisdynamiikalla lasketut nivelmomentit ovat antaneet relevantteja arvioita nivelten kuormituksista. Päkiäastujilla oli alhaisemmat patellafemoraaliset voimat sekä rasitukset kuin kanta-astujilla. Kanta-astujilla taas akillesjänteeseen kohdistuvat voimat ovat alhaisemmat kuin päkiäastujilla. (Kulmala ym. 2013)



KUVA 14. Kanta-astujan sekä päkiäästujan reaktiivoimat juoksussa. Musta = kanta-astuja, harmaa = päkiäästuja. (muokattu Kulmala ym. 2013)

### 4.3 Kinematiikka juoksussa

Lonkan liike pyritään minimoimaan juoksun aikana, jotta mahdollisimman paljon energiaa säästyisi. Nopeuden lisääntyessä sekä lonkka ja ylävartalo kallistuvat hieman eteenpäin. Lonkan ja vartalon kallistuminen pitää maahan kohdistuvan reaktiivoiman suunnan sellaisena, että eteenpäin suuntautuva kiihdytys on mahdollista. Juoksussa lantion maksimaalinen ojennus on samankaltainen kuin kävelyssä, mutta se tapahtuu hieman myöhemmin askelsyklin aikana (varpaiden nousun aikaan). Vauhdin noustessa myös maksimaalinen lantion koukistuminen kasvaa ja se johtaa askelpituuden kasvamiseen. Toisin kuin kävelyssä lantio ojentuu jo heilahdusvaiheen lopulla, jotta jalka ei olisi liian pitkällä massakeskipisteen edellä aiheuttaen nopeuden alenemista. Käsien roolista on ollut paljon keskustelua. On päätelty, että kädet eivät vaikuta eteenpäin suuntautuvaan työntövoimaan, vaan ne vakauttavat juoksua käsien heilahduksen toimissa vastapainona jaloille. (Novacheck 1998)



Polven kinematiikka on juoksussa hyvin samankaltaista kuin kävelyssä, mutta liikkeiden ääripäät ovat erilaisia. Juoksussa tukivaiheen aikana polvi koukistuu noin  $45^\circ$ . Työntövaiheen aikana polvi ojentuu noin  $25^\circ$ :seen. Heilahdusvaiheessa on myös eroja kävelyllä sekä juoksulla. Maksimaalinen polven koukistus heilahdusvaiheessa on pienempi kävelyssä (n.  $60^\circ$ ) kuin juoksussa (n.  $90^\circ$ ). Ammattimaisilla urheilijoilla täydessä juoksussa polvi voi koukistua heilahdusvaiheen aikana jopa  $130^\circ$ . (Novacheck 1998)

Juoksussa tarvitaan suurempi nilkan dorsifleksio kun tullaan alkukontaktiin verrattuna kävelyyn. Nopeassa juoksussa alkukontakti tapahtuu jalan etuosalla kantapään sijaan. Tukivaiheen aikana nilkka dorsifleksoituu samalla kun kehonpaino siirtyy tukevalle jalalle. Maksimaalinen dorsifleksio on pienempi nopeammassa juoksussa, koska jalka on enemmän plantaarifleksoitunut alkukontaktin hetkellä. Työntövaiheen aikana maksimaalinen nilkan plantaarifleksio on suurempi nopeassa juoksussa kuin kävelyssä sekä hitaassa juoksussa. Heilahdusvaiheen aikana nilkka dorsifleksoituu kuitenkin vähemmän kuin hitaassa juoksussa ja kävelyssä. Jalan ja nilkan ei välttämättä tarvitse olla neutraalissa asennossa, koska polvessa ja lantiossa on suuremmat koukistukset kuin kävelyssä. (Novacheck 1998)

## **5 KÄVELYSSÄ SEKÄ JUOKSUSSA KÄYTETTÄVIEN KENKIEN POHJALLISET**

Useimpien pohjallisten ja ortoosien kliininen tarkoitus on kontrolloida liiallisia ja mahdollisesti haitallisia liikkeitä (esim. pronaatio), jotka yhdistetään useisiin erilaisiin muskuloskeletaalisiin vaivoihin, jalan nivelissä askelluksen tukivaiheen aikana (Majumdar ym. 2013; Donatelli ym. 1988). Yksilöidyt henkilön jalan mukaan tehtyjä pohjallisia pidetään edelleen parhaina, mutta nykyään esivalmistetut pohjalliset, joita ei muotoilla täysin henkilön jalan mukaan ovat myös vaihtoehto niiden halvemmän hinnan vuoksi. Esivalmistetuilla pohjallisilla on saatu osaltaan vastaavanlaisia tuloksia kuin yksilöidyllä pohjallisilla, mutta esivalmistetuilla pohjallisilla on useita heikkouksia verrattuna yksilöityihin pohjallisiin (taulukko 1). (Majumdar ym. 2013)

TAULUKKO 1. Esivalmistetuiden pohjallisten heikkoudet sekä niistä johtuvat ongelmat (Majumdar ym. 2013).

Heikkous	Ongelma
1. Jalkaholvin profiili on useissa esivalmistetuissa pohjallisissa liian matala	Tämä estää kunnollisen jalan takaosan kontrollin eikä pohjallinen tue jalkaholvia tarpeeksi
2. Pieni kantakuppi tai ei ollenkaan kantakuppia	Tämä mahdollistaa pienen jalan lateraalisen liikkeen pohjallisen päällä sekä heikentää kantapään liikkeiden hallintaa
3. Materiaalit jalkaholvin alueella ovat liian pehmeitä	Materiaalit eivät tarjoa tarpeeksi vastusta jalkaholvin alaspäin suuntautuvalla liikkeellä sekä kantapään eversiolle
4. Ajan kuluessa esivalmistetut pohjalliset menettävät muotonsa	Pohjallisten kyky vaikuttaa jalan pronatioon on lyhyt ja koettu arvo on pieni, vaikka alkuvaikeus on hyvä
5. Pohjallisen pintamateriaali voi irrota tai repeytyä	Pohjallisen irtomateriaali voi aiheuttaa iho-ärsytystä, heikentää pohjallisen istuvuutta kengässä tehden sen epämukavaksi
6. Pohjallisen pintamateriaali voi kerätä bakteereita sekä likaa	Bakteereiden ja lian kerääntyminen aiheuttaa hajuja sekä heikentää jalan hygieniää
7. Esivalmistetut pohjalliset tehdään usein rajallisissa kokoluokissa (pieni, keskikoko, suuri) ja siksi yhden kokoluokan pohjallisen oletetaan toimivan yhtä hyvin useiden kengänkokojen kanssa	Rajallisten kokoluokkien käyttäminen heikentää pohjallisten istuvuutta jalkaan sekä kenkään. Joustavia materiaaleja käytetään, mutta tämä johtaa tuen puuttumiseen jalkaholvin sekä kantapään alueella

Pohjallisia on käytetty onnistuneesti useiden vaivojen hoidossa. Hoidettuihin vaivoihin kuuluvat mm. nilkkakivut, polven nivelrikko sekä penikkatauti (Donatelli ym. 1988; Rubin & Menz 2005). Lateraalisesti kiilattujen pohjallisten on todistettu vähentävän polven mediaalisesta nivelrikosta kärsivien henkilöiden kipuja (kuva 15) (Rubin & Menz 2005). Erilaisista vammoista kärsivät henkilöt ovat olleet tyytyväisiä tuloksiin, joita on saatu käyttämällä kiilattuja pohjallisia. Kyselyt ovat todistaneet, että jopa 96 % ihmisistä, jotka käyttivät kiilattuja pohjallisia kivun lievitykseen tai kuntoutukseen olivat tyytyväisiä tuloksiin. (Donatelli ym. 1988)



KUVA 15. Lateraalisesti kiilattu pohjallinen (Rubin & Menz 2005).

## 5.1 Kengänpohjallisten vaikutus kävelyssä

Yksilöllisesti tehdyt pohjalliset vaikuttivat jalan kinematiikkaan kävelyssä siten, että jalan takaosan dorsifleksio suurentui pohjallisten käytön aikana verrattuna ilman pohjallisia tapahtuvaan kävelyyn sellaisilla koehenkilöillä, joilla oli alentunut jalkaholvi. Absoluuttinen muutos dorsifleksion arvossa oli pieni, mutta suhteellinen muutos oli merkittävä. Pohjallisten käyttö myös muutti kävelyn kinemaattisia malleja normaalimman suuntaiseksi kuin ilman pohjallisia tapahtunut kävely. Pohjalliset voivat siis osaltaan parantaa epänormaaleja kinemaattisia malleja kävelyn aikana henkilöillä, joilla on alentunut jalkaholvi. (Cobb ym. 2011)

Mediaalisesti kiilatut pohjalliset vähensivät jalan takaosan pronaatiota ja lisäsivät lateraalisesti suuntautunutta reaktiivoimaa kontaktin aikana, viitaten alentuneeseen iskunvaimennukseen. Vähentäessään jalan pronaatiota mediaalisesti kiilatut pohjalliset myös laskevat jalan takaosan kykyä liikkua jalan sisäisen kierron aiheuttaman momentin (internal rotation moment) mukana. Sisäisen kierron momentti pyrkii kiertämään säärtä sisäänpäin ja aiheuttamaan jalan pronaatiota tukivaiheen alussa lisäten jalan jäykkyyttä. (Nester ym. 2003)

Pohjalliset alentavat jalan maksimaalista eversiota kävelyssä merkittävästi verrattuna kävelyyn ilman pohjallisia. Jalan eversio on suurin komponentti pronaatioliikkeessä, joten alentunut eversio voidaan suoraan linkittää alentuneeseen pronaatioon pohjallisten käytön aikana. Myös eversionopeus aleni hieman kävellessä pohjallisten kanssa verrattuna kävelyyn ilman pohjallisia. (Branthwaite ym. 2004)

## **5.2 Kengänpohjallisten vaikutus juoksussa**

Mediaalisesti kiilattuja pohjallisia on tutkittu normaaleilla henkilöillä sekä henkilöillä, joilla on pronaatiota. Mediaalisesti kiilatut pohjalliset ovat alentaneet jalan eversiota sekä eversionopeutta. (Stacoff ym. 2000; MacLean ym. 2006; Eslami ym. 2009) Myös nilkan inversiomomentti alenee merkittävästi juoksun aikana pohjallisten vaikutuksesta (MacLean ym. 2006). Kiilattujen pohjallisten on myös osoitettu alentavan tibian sisäistä kiertoa. Suurin vaikutus tapahtuu ensimmäisen 50 % aikana tukivaiheesta. (Nawoczenski ym. 1995; Stacoff ym. 2000)

Liiallinen jalan takaosan eversion ja tibian sisäinen kierto usein toistuvana tapahtumana, kuten juoksussa, on yhdistetty akillesjänteen vammoihin ja tulehdukseen, tibian rasitusvammoihin, patellofemoraaliseen kipuun sekä polvivammoihin. Juoksun aikana keskijäykät pohjalliset alentavat jalan eversion määrää sekä huippuarvoa keskimäärin jopa 40 %. Eversiomäärän lasku vaikuttaa suoraan tibian sisäiseen kiertoon alentaen sitä. (Eslami ym. 2009)

Pohjalliset alensivat myös keskimääräistä reaktivoimaa juoksun aikana noin 5 %. Tämä reaktivoimien alentuminen voi vaikuttaa suoraan rasitusvammojen syntymiseen juoksijoilla. (Eslami ym. 2009) Jopa akuutit muutokset ovat havaittavissa. Pohjalliset pystyivät viivästyttämään kipujen alkamista juoksun aikana sellaisilla henkilöillä, joilla oli kipuja polvessa tai nilkassa, vaikka pohjallisten on osoitettu hieman nostavan polven sagittaalitasoon momentteja. (MacLean ym. 2006; Shih ym. 2011)

## 6 TUTKIMUSKYSYMYKSET JA –HYPOTEESIT

1. Miten yksilöidyt pohjalliset vaikuttavat kävelyn sekä juoksun peruskinematiikkaan sekä -kineetiikkaan?

Hypoteesina on, että yksilöidyt pohjalliset lisäävät jalan dorsifleksiota vain kävelyssä ja pohjalliset alentavat keskimääräisiä reaktiovoimia juoksussa.

2. Vaikuttavatko yksilöidyt pohjalliset pronaatioon kävelyssä sekä juoksussa?

Hypoteesina on, että yksilöidyt pohjalliset alentavat maksimaalista pronaatiota sekä pronaation nopeutta sekä kävelyssä että juoksussa.

## 7 LÄHTEET

- Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T. & Vingerhoets, F. 1999. Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults. *Gait & Posture* 10, 97 - 108.
- Branthwaite, H.R., Payton, C.J. & Chockalingam, N. 2004. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clinical Biomechanics* 19, 972 – 977.
- Carson, M.C., Harrington, M.E., Thompson, N., O'Connor, J.J. & Theologis, T.N. 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of Biomechanics* 34, 1299 - 1307.
- Cobb, S.T., Tis, L.L., Johnson, J.T., Wang, Y. & Geil, M.D. 2011. Custom-molded foot-orthosis intervention and multisegment medial foot kinematics during walking. *Journal of Athletic Training* 46, 358 - 365.
- Dagg, A.I. 1977. *Running, walking and jumping: the science of locomotion*. Wykeham publications. UK.
- Donatelli, R., Hurlbert, C., Conaway, D. & St.Pierre R. 1988. Biomechanical foot orthotics: A retrospective study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 6, 615 - 624.
- Farley, C. & Gonzalez, O. 1996. Leg stiffness and stride frequency in human. *J. Biomechanics*, 29, 181-186.
- Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P. & Allard, P. 2009. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport* 12, 679 - 684.
- Fritschil, J.O., Brown, W.J., Laukkanen, R. & van Uffelen, G.Z. 2012. The effects of pole walking on health in adults: A systematic review. *Scand J Med Sci Sports* 2, 70 - 78.
- Hintermann, B. & Nigg, B.M. 1998. Pronation in runners: Implications for injuries. *Sports Med* 3, 169 - 176.

- Kay, S. 2010. The ankle joint – an introduction to assessment and diagnosis. *sportEX medicine*, 46, 11-16.
- Kulmala, J-P., Avela, J., Pasanen, K. & Parkkari, J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *American College of Sports Medicine*, 2306-2313.
- Lamoth, C.J.C., Beek, P.J. & Meijer, O.G. 2002. Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture* 16, 101 - 114.
- Ludwig, C., Grimmer, S., Seyfarth, A. & Maus, H-M. 2012. Multiple-step model-experiment matching allows precise definition of dynamical leg parameters in human running. *Journal of Biomechanics* 45, 2472 - 2475.
- MacLean, C., McClay Davis, I. & Hamill, C.L. 2006. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical Biomechanics* 21, 623 - 630.
- Majumdar, R., Laxton, P., Thuesen, A., Richards, B., Liu, A., Arán-Ais, F., Parreño, E.M. & Nester, C.J. 2013. Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. *J Rehabil Res Dev* 50, 1331 - 1342.
- McClay, I. & Manal, K. 1997. Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 109 - 124.
- McClay, I. & Manal, K. 1998. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics* 3, 195 - 203.
- Nawoczinski, D.A., Cook, T.M. & Saltzman C.L. 1995. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 21, 317 - 327.
- Nester, C.J., van der Linden M.L. & Bowker, P. 2003. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture* 17, 180 - 187.
- Novacheck, T.F. 1998. The biomechanics of running. *Gait and Posture* 7, 77 - 95.
- Platzer, W., Kahle, W. & Leonhardt, H. 2004. *Color atlas/text of human anatomy, vol. 1 locomotor system*. Thieme inc. USA.



- Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hausswirth, C. & Le Meur, Y. 2013. Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at  $VO_{2max}$ . *Journal of Biomechanics* 46, 2011 - 2017.
- Rubin, R. & Menz, H.B. 2005. Use of laterally wedged custom foot orthoses to reduce pain associated with medial knee osteoarthritis. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 4, 347 - 352.
- Saraswat, P., MacWilliams, B.A. & Davis, R.B. 2012. A multi-segment foot model based on anatomically registered technical coordinate systems: Method repeatability in pediatric feet. *Gait & Posture* 35, 547 - 555.
- Shih, Y-F., Wen, Y-K. & Chen, W-Y. 2011. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clinical Rehabilitation* 10, 913 – 923.
- Silder, A., Besier, T. & Delp, S.C. 2015. Running with a load increases leg stiffness. *Journal of Biomechanics* 48, 1003 - 1008.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B.M., van den Bogert, A.J., Lundberg, A., Denoth, J. & Stussi E. 2000. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics* 15, 54 - 64.
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A. & Theologis, T. 2006. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait & Posture* 23, 401 - 410.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith D.R. & Zumbo, B.D. 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 36, 95 – 101.
- Tiberio, D. 1987. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: A theoretical model. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 4, 160 - 165.
- van Gent, R.N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A.G., Bierma-Zeinstra, S.M.A. & Koes B.W. 2007. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 41, 469 - 480.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O’connor, J.C. 1992. Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers. USA.

Whittle, M.W. 2007. *Gait analysis: an introduction*. Elsevier. The Netherlands.

Wright, C.J., Arnold, B.L., Coffey, T.G. & Pidcoe, P.E. 2011. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait & Posture* 33, 108 - 112.

Tutkimus täydentyy artikkelilla kun se hyväksytään julkaistavaksi.