

**TÄRÄHDYSKUORMITUKSEN ARVIOIMINEN PUETTAVIEN
KIIHTYVYYSANTURIEN AVULLA JUOKSUKUORMITUKSEN YHTEYDESSÄ**

Jaakko Helenius

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2020

Ohjaajat:

Timo Rantalainen

Vesa Linnamo

TIIVISTELMÄ

Helenius, Jaakko (2020). Tärähdyskuormituksen arvioiminen puettavien kiihtyvyyssanturien avulla juoksukuormituksen yhteydessä. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma, 63 s.

Kestävyysjuoksun harrastaminen on hyvin suosittu liikuntamuoto ja siitä on monenlaisia terveyshyötyjä. Kestävyysjuoksu rasittaa ja kuormittaa jalkoja, kun jalkojen lihakset joutuvat toistuvasti supistumaan ja tekemään työtä. Iskunvaimennuksella pyritään lieventämään jalan maatörmäyksestä syntyvää ja koko kehoon leviävää iskuaaltoa. Hermo-lihasjärjestelmän väsymisen takia erityisesti jalkojen ja keskivartalon lihakset väsyvät, jolloin juoksutekniikkaa ja juoksuasentoa joudutaan muuttamaan. Väsymisen on osoitettu lisäävän säären kiihtyvyyttä juoksun maakontaktivaiheessa sekä lisäävän lantion horisontaalisen kiihtyvyyden vaihtelua. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, pystyykö nilkkoihin ja lantiolle puettavilla kiihtyvyyssantureilla mittaamaan juoksun askelluksesta aiheutuvien tärähdyksien ja kiihtyvyyssiirtojen muutoksia pidempikestoisen juoksun aikana henkilöillä, jotka eivät harrasta pitkänmatkan juoksua. Lisäksi tutkimuksessa selvitettiin askeltiheyden muutoksia sekä lisääntynyttä lantion horisontaalisen liikkeen vaihtelua juoksun edetessä.

Tutkimukseen osallistui 12 koehenkilöä iältään välillä 24-34, jotka eivät harrastaneet juoksua enempää kuin kerran viikossa. Koehenkilöistä neljä oli naisia ja kahdeksan miestä. Koehenkilöt juoksivat juoksumatolla 40 minuutin juoksun omavalintaisella nopeudella. Koehenkilöille kiinnitettiin molempiin nilkkoihin ja lantiolle kiihtyvyyssanturit. Kiihtyvyyssantureiden mittaamasta datasta analysoitiin maakontaktista syntyviä kiihtyvyyshuippuja, askeltiheyttä sekä lantion horisontaalisen kiihtyvyyden vaihtelua.

Lantion maakontaktin huippukiihtyvyydet olivat juoksun lopussa 11% suuremmat kuin juoksun alussa ja huippukiihtyvyyksien kasvu oli tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,002$). Vasemman nilkan huippukiihtyvyydet kasvoivat 5,2% ja oikean nilkan 2,3%. Nilkkojen huippukiihtyvyyksissä ei ollut tilastollisesti merkitsevää muutosta ($p > 0,5$). Askeltiheys ei muuttunut merkitsevästi ($p > 0,5$). Lantion horisontaalisen kiihtyvyyden vaihtelu kasvoi 12% ja tulos oli tilastollisesti merkittävä ($p = 0,043$).

Tutkimuksen johtopäätökset olivat: Kokemattomilla juoksijoilla maakontaktista syntyvät huippukiihtyvyydet kasvavat 40 minuutin juoksun aikana selvästi lantiossa mutta vähäisemmin nilkoissa. Askeltiheys ei muutu 40 minuutin juoksun aikana. Lantion horisontaalisen liikkeen vaihtelu kasvaa merkittävästi. Lantion kiihtyvyyksistä havaitaan väsymisen vaikutus juoksutekniikkaan ja asentoon aikaisemmin kuin nilkasta mitattuna.

Avainsanat: juoksun biomekaniikka, inertiamittayksikkö, kestävyysjuoksu, kiihtyvyys, kiihtyvyyssanturi.

ABSTRACT

Helenius, Jaakko (2020). An assessment of changes in acceleration profile using wearable accelerometers during running load. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis, 63p.

Endurance running is very popular form of exercise and has a wide range of health benefits. Endurance running puts strain on the legs when the leg muscles are repeatedly forced to contract and work. The purpose of shock attenuation is to absorb the impact energy caused by the impact of the feet. Due to fatigue, especially fatigue of the leg and middle body muscles, runner alters the running technique and running position. Fatigue has been shown to increase leg acceleration during ground contact phase as well as to increase variability in horizontal plane trunk accelerations. The purpose of this study was to determine whether ankle and pelvic mounted accelerometers can measure changes in acceleration profile during longer run in individuals who do not practice long-distance running. In addition, this study studied at the changes in stride frequency and whether the horizontal movement variability of the pelvis increases as the run progresses.

The study involved 12 subjects aged 24 to 34 who did not practice long-distance running more than once a week. Of the subjects, four were women and eight were men. Subjects ran on a treadmill for 40 minutes at a speed of their choice. Accelerometers were attached to the left and right ankle and to the hip. From the data measured by the accelerometers, acceleration peaks from the ground contact, step frequency and variation of the horizontal acceleration of the pelvis were analyzed.

Peak accelerations of pelvic ground contact were 11% higher at the end of the run than at the beginning of the run and the increase in peak accelerations was statistically significant ($p = 0,002$). Peak accelerations in the left ankle increased by 5.2% and in the right ankle by 2.3%. There was no statistically significant change in peak ankle accelerations ($p > 0,5$). The step frequency did not change significantly ($p > 0,5$). The variation in horizontal acceleration of the hip increased by 12% and the result was statistically significant ($p = 0,043$).

Conclusions of the study were: ground contact peak accelerations in the pelvis clearly increase during a 40-minute run in inexperienced runners but less so in the ankles. Step frequency does not change during 40-minute run. Horizontal variation of pelvic movement increases significantly. Effect of fatigue on running technique and posture shows earlier in the pelvis accelerations than from the ankle accelerations.

Key words: running biomechanics, inertial sensor, endurance running, acceleration, accelerometer.

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	1
2	JUOKSUN BIOMEKANIikka	2
2.1	Juoksun askellus	2
2.2	Askelpituus ja askeltiheys	3
2.3	Askeltekniikka	3
2.4	Nivelkulmat juoksussa.....	6
2.4.1	Nilkkakulma	6
2.4.2	Polvikulma.....	7
2.4.3	Lonkkakulma	8
2.4.4	Lantio.....	9
2.5	Juoksussa käytettävät lihakset	10
2.5.1	Nilkan koukistus ja ojennus.....	12
2.5.2	Polven koukistus ja ojennus	12
2.5.3	Lonkan koukistus ja ojennus	13
2.6	Venymis-lyhenemissykli	13
3	KESTÄVYYYSJUOKSU	15
3.1	Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen	15
3.2	Väsymyksen vaikutus biomekaanisiin muuttujiin.....	16
4	JUOKSUN ANALYSOINTI.....	19
4.1	Liikeanalyysi	19
4.2	Voimalevy	19
4.3	Elektromyografia	20
4.4	Painepohjalliset.....	20
4.5	Inertiamittausyksikkö	21

4.5.1	Kiihtyvyyssmittausten parametrien validius juoksussa	22
4.5.2	Väsytyksen protokollien löydöksiä	23
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	25
6	TUTKIMUSMENETELMÄT	27
6.1	Koehenkilöt	27
6.2	Tutkimusprotokolla	28
6.3	Mittauslaitteisto	28
6.4	Datan käsittely	29
6.4.1	Datan synkronointi ja prosessointi	29
6.4.2	Datan analysointi	30
6.5	Tilastolliset analyysit	34
7	TULOKSET	35
7.1	Kiihtyvyyssiikit	35
7.2	Askeltiheys ja jalkojen maakontaktit	39
7.3	Lantion horisontaalikiihtyvyys	42
8	POHDINTA	45
8.1	Resultanttikiihtyvyys	45
8.2	Askeltiheys	47
8.3	Lantion liike horisontaalisuunnassa	48
8.4	Rasitusvammat ja niiden ehkäisy kiihtyvyyssanturien avulla	49
8.5	Kiihtyvyyssanturin mahdollisuuksia	50
8.6	Tutkimuksen rajoitukset	52
8.7	Johtopäätökset	53
	LÄHTEET	54

1 JOHDANTO

Kestävyysjuoksun harrastaminen on hyvin suosittu liikuntamuoto nykypäivänä ja siitä on monenlaisia terveyshyötyjä (Van Gent ym. 2007; Verbitsky 1998). Kestävyyskunnan kehittymisen lisäksi juoksu vahvistaa hengitys- ja verenkiertoelimistöä, vilkastuttaa aineenvaihduntaa, ääreisverenkierto vilkastuu, rasva-aineenvaihdunta tehostuu sekä mieli virkistyy, joka auttaa stressin hallinnassa (UKK-instituutti, 2019).

Tyypillisen 30 minuutin juoksun aikana jalka iskee maahan noin 5000 kertaa (Mercer ym. 2003). Kun kantapää koskettaa maata, niin iskunvaimennuksella pyritään vähentämään iskusta aiheutuvaa tärähdystä (Derrick ym. 1998). Kestävyysjuoksu rasittaa ja kuormittaa jalkoja, kun jalkojen lihakset joutuvat toistuvasti supistumaan ja tekemään työtä (Sadeghi ym. 2018). Monessa juoksututkimuksessa on todettu, että hermo-lihasjärjestelmän väsymisen takia erityisesti jalkojen lihakset väsyvät, jolloin juoksutekniikkaa joudutaan muuttamaan (Kellis ym. 2009; Nagel ym. 2008; Weist ym. 2004) sekä iskunvaimennus heikkenee (Clansey ym. 2012). Väsymisen on osoitettu lisäävän säären kiihtyvyyttä juoksun maakontaktivaiheessa (Verbitsky ym. 1998).

Kiihtyvyyssantureilla voidaan juoksussa mitata erilaisia ominaisuuksia. Kiihtyvyyteen liittyen voidaan mitata maakontaktin huippukiihtyvyys tai kiihtyvyys tietyssä vartalon segmentissä. Ajallisista muuttujista voidaan mitata askellusaikaa, maakontaktiaikaa sekä eri vartalon segmenttien huippukiihtyvyyksien välistä aikaa. Kiihtyvyyssantureilla voidaan mitata myös jalkojen välisiä eroja askelluksessa sekä vertailla mitattuja muuttujia suorituksen eri vaiheissa. (Benson ym. 2018; Camomilla ym. 2018)

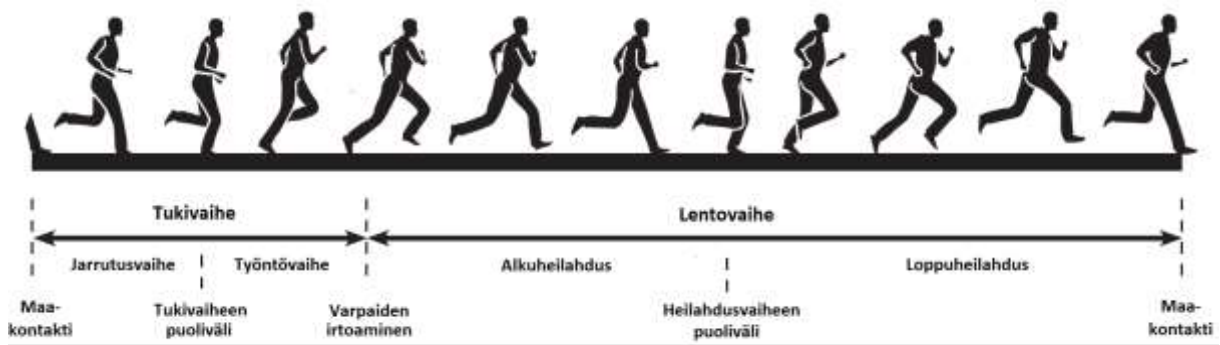
Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, pystyykö nilkkoihin ja lantiolle puettavilla kiihtyvyyssantureilla mittaamaan juoksun askelluksesta aiheutuvien tärähdyksien ja kiihtyvyyssiirteiden muutoksia pidempikestoisen juoksun aikana henkilöillä, jotka eivät harrasta pitkänmatkan juoksua. Mikäli muutoksia pystytään kiihtyvyyssantureiden avulla mittaamaan, voisi kiihtyvyyssantureita hyödyntää juoksuharjoittelun optimoinnissa.

2 JUOKSUN BIOMEKANIikka

2.1 Juoksun askellus

Ihmisen askelluksessa vuorottelevat vaiheet, jossa ensin toinen jalka on kosketuksessa maahan ja kannattelee vartaloa, jonka jälkeen kehon paino siirtyy toiselle jalalle sen osuessa maahan. Kävelyssä on aina toinen jalka kosketuksessa maahan ja pienen hetken ajan molemmat jalat koskettavat maata samaan aikaan. Juoksussa puolestaan on hetki, jolloin kumpikaan jalka ei kosketa maata eivätkä jalat kosketa maata samaan aikaan. Kävelyn ja juoksun askelluksessa on kaksi vaihetta: tukivaihe ja heilahdusvaihe. (Enoka 2015, 129-137) Tukivaihe alkaa, kun jalka koskettaa maata ja päättyy, kun jalka irtoaa maasta. Heilahdusvaihe alkaa jalan irrotessa maasta ja päättyy jalan koskettaessa maata. Askelpari (englanniksi stride) tarkoittaa sitä, kun nämä kaksi eri vaihetta tapahtuvat vuorotellen eri jaloilla ja saavat toistuessaan aikaan ihmisen kävelyn ja juoksun. (Enoka 2015, 129-137; Novacheck 1998)

Juoksun tukivaihe jaetaan vielä jarrutusvaiheeseen, joka vaihtuu noin puolessa välissä tukivaihetta työntövaiheeseen. Heilahdusvaihe puolestaan jaetaan alku- ja loppuheilahdukseen. (Dugan & Bhat 2005; Ounpuu 1994; Schache ym. 1999) Kuvassa 1 on esitelty juoksun askelsyklin eri vaiheet (Lohman ym. 2011).



KUVA 1. Juoksun askelluksen vaiheet (mukaeltu Lohman ym. 2011).

2.2 Askelpituus ja askeltiheys

Juoksunopeuden määrää askeltiheys ja askelpituus. Askelpituus tarkoittaa yhdellä askeleella (englanniksi step) kuljettua matkaa eli esimerkiksi vasemman jalan kantauskusta oikean jalan kantauskuun. Askeltiheys mitataan askeleiden määränä minuuttia tai sekuntia kohden. Dugan & Bhat 2005; Enoka 2015, 129–131; Mercer ym. 2002)

$$\text{Nopeus (v)} = \text{askeltiheys} \left[\frac{1}{s} \right] * \text{askelpituus [m]} \quad (1)$$

Juoksunopeus kasvaa, jos askeltiheyttä kasvatetaan mutta askelpituus pysyy muuttumattomana. Toisaalta nopeus kasvaa myös, jos askelpituutta kasvatetaan askeltiheyden ollessa muuttumaton. Juostessa hiljaisella vauhdilla nopeutta kasvatetaan ensin pääosin askelpituutta kasvattamalla. Nopeat juoksuvauhdit puolestaan saavutetaan pitämällä askelpituus vakiona ja kasvattamalla askeltiheyttä. (Enoka 2015, 131)

Juoksupinnan kaltevuus vaikuttaa askeltiheyteen ja askelpituuteen. Juostessa ylämäkeen askelpituus pienenee ja askeltiheys kasvaa. Juostessa alamäkeen askelpituus yleensä kasvaa ja askeltiheys pienenee. (Lohman ym. 2011) Askeltiheyteen ja askelpituuteen vaikuttaa myös juoksutekniikka sekä jalkojen pituus (Hoffman 1971).

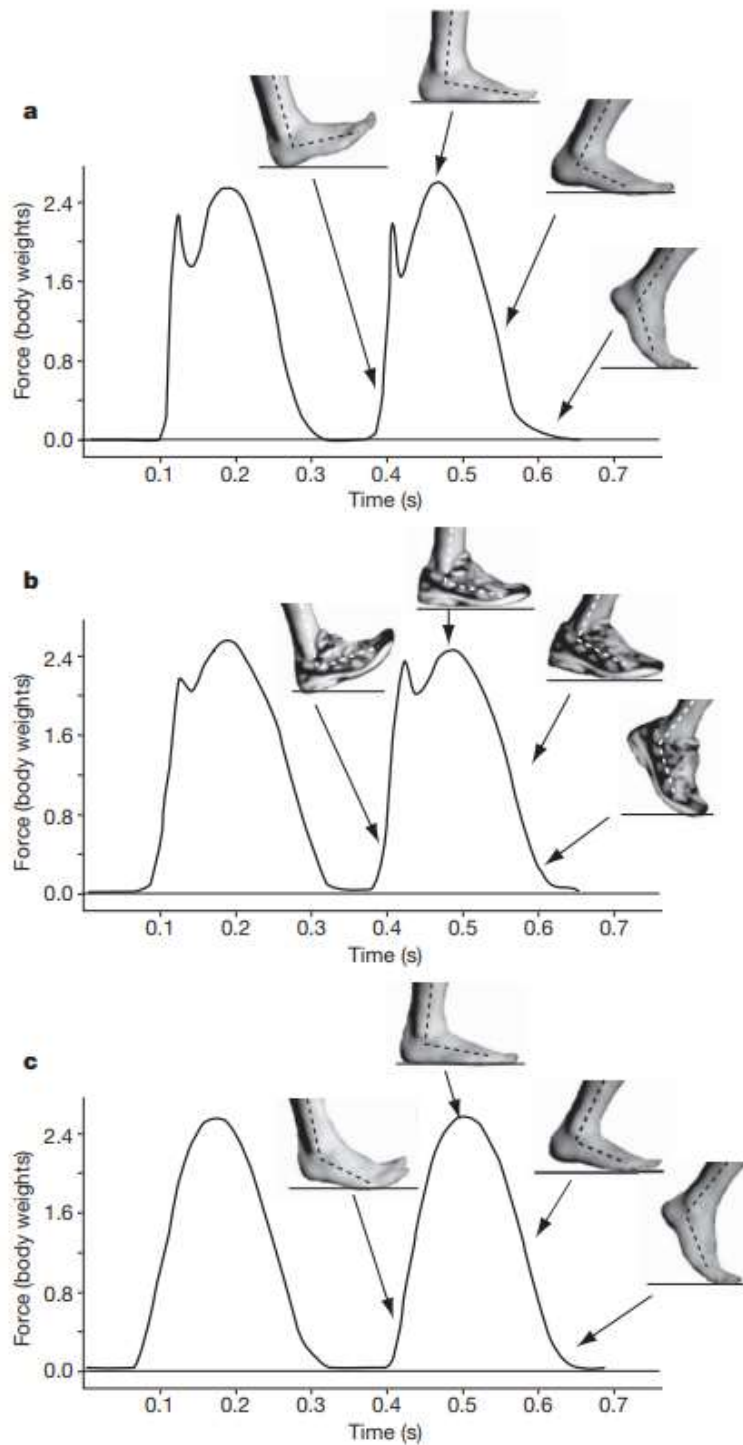
2.3 Askeltekniikka

Askeltekniikka vaihtelee sen mukaan mikä jalan osa koskettaa maata ensin. Erilaisia askeltekniikoita on kolmea eri päätyyppiä: Kanta-askellus tarkoittaa sitä, että kantapää osuu maahan ensin. Kokojalka-askelluksessa sekä jalan taka- että etuosa osuu maahan samanaikaisesti. Päkiäaskelluksessa jalan etuosa osuu maahan ensin ja vasta sen jälkeen jalan takaosa. (Lieberman ym. 2010)

Juostessa ilman kenkiä, juostaan yleensä päkiäaskelluksella, kun taas juoksukengillä juostessa yleensä kanta-askellus on tyypillisin. Juoksukengissä on usein korotettu ja vaimennettu kanta, joka ohjaa juoksutyylin kanta-askelluksen suuntaan. (Lieberman ym. 2010) Askeltekniikkaan

vaikuttaa monet eri asiat kuten esimerkiksi juoksunopeus (Dugan & Bhat 2005). Nopeusmatkojen juoksijat juoksevat päkiäaskelluksella, kun taas pitkänmatkan juoksijat yleensä kantaaskelluksella. Kestävyysjuoksijoilla kuitenkin askeltekniikka vaihtelee tottumusten ja käytettävien kenkien mukaan. (Hasegawa ym. 2007; Lieberman ym. 2010)

Maakosketuksen aikaan alustasta jalkaan kohdistuu reaktiovoimia (englanniksi ground reaction force). Askeltekniikka vaikuttaa siihen millaisia voimia jalkoihin kohdistuu. Kantaaskelluksessa tulee jalan törmätessä maahan piikki, jota kutsutaan törmäysvoimaksi. Päkiäaskelluksessa törmäysvoimapiikkiä ei yleensä tule. (Daoud ym 2012; Lieberman 2012) Kuvassa 2 nähdään reaktiovoimia erilaisella askellustekniikalla sekä juostessa ilman kenkiä että kengät jalassa (Lieberman ym. 2010).



KUVA 2. Vertikaaliset reaktiovoimat suhteutettuna kehonpainoon erilaisilla askellustyyyleillä saman juoksijan juostessa nopeudella 3.5 m/s. a, paljasjalkajuoksu askellustekniikalla kantapää-päkiä; b, kengät jalassa askellustekniikalla kantapää-päkiä; c, Paljasjalkajuoksu askeltekniikalla päkiä-kantapää-päkiä. (Lieberman ym. 2010)

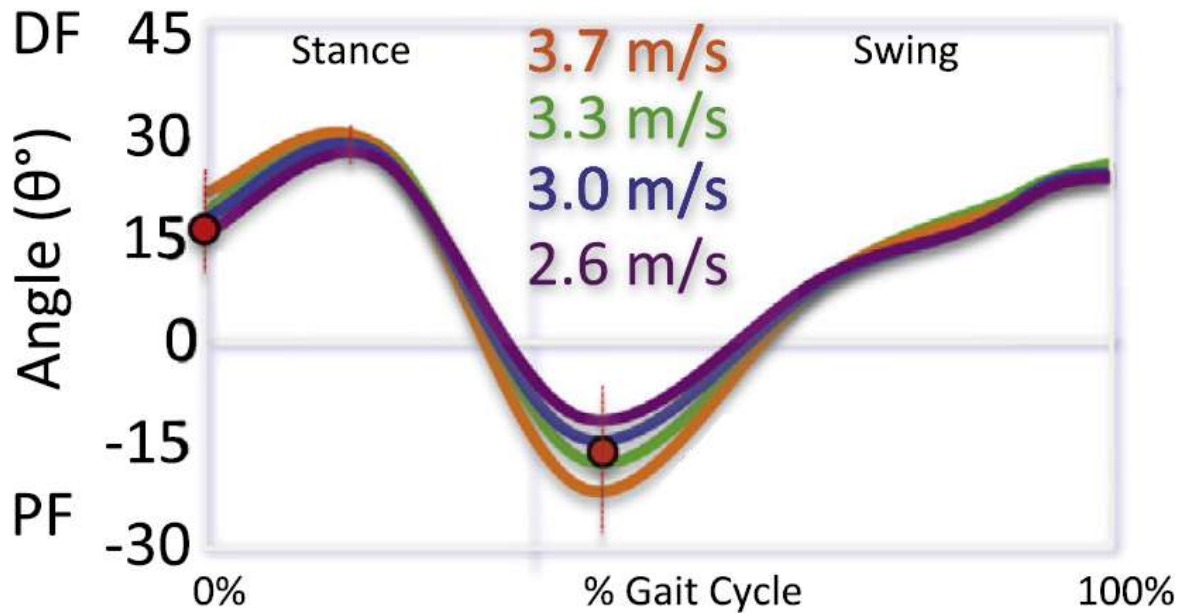
2.4 Nivelkulmat juoksussa

Kinematiikka on kuvaus liikkeestä ottamatta huomioon voimia, jotka saavat liikkeen aikaan. Juoksuaskelluksen kinematiikkaa tutkiessa liikkeen malli on tärkeää eli mihin suuntaan missäkin askelluksen vaiheessa nivelkulmat muuttuvat. Tapahtuuko nivelen koukistaminen vai ojentaminen. (Novacheck 1998) Nivelkulmamuuotosten lisäksi myös nivelten kulmanopeuksia voidaan laskea. Juoksuun vaikuttavat oleelliset nivelet ovat nilkka-, polvi- ja reisinivel. (Milliron & Cavanagh 1990, 65-105) Nivelkulmat vaihtelevat hyvin paljon juokсутekniikan ja nopeuden mukaan. Lisäksi juostaanko juoksukengillä vai ilman kenkiä, on vaikutusta nivelten kulmiin. Tästä syystä tässä kappaleessa painotetaan enemmän nivelkulmien muutosten suunnan merkitystä kuin absoluuttisia nivelkulmia askellusten eri vaiheissa.

2.4.1 Nilkkakulma

Juoksussa juuri ennen maanosketusta nilkka on koukistuneena noin 90 asteen kulmassa (Milliron & Cavanagh 1990, 65-71). Tämä mahdollistaa maanosketuksen kantapäällä tai kokojalalla (Novacheck 1998). Tukivaiheen jarrutusvaiheessa nilkka koukistuu lisää, kun paino siirretään tukijalalle. Tukivaiheen puolenvälin paikkeilla nilkka saavuttaa maksimaalisen koukistuksen. Tukivaiheen työntövaiheessa nilkka alkaa ojentua ja saavuttaa maksimaalisen ojennuksen pian sen jälkeen, kun varpaat ovat irronneet maasta. (Orendurff ym. 2018; Novacheck 1998) Frontaalitasossa ei nilkassa tapahdu liikettä, koska nilkkanivelen nivelsiteet estävät liikkeen sivuttaissuunnassa (Novacheck 1998). Kuvassa 3 nähdään nilkkanivelen kulman muutos juoksun syklin aikana eri nopeuksilla sagittaalitasossa (Orendurff ym. 2018).

Sagittal Ankle Motion

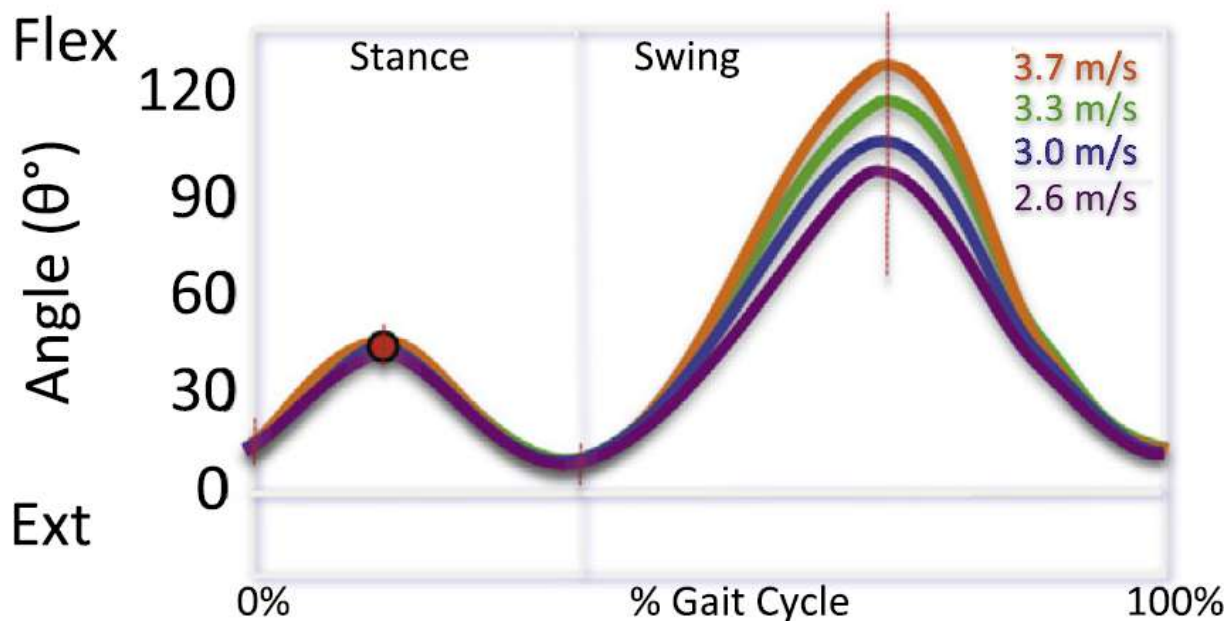


KUVA 3. Nilkkanivelen kulmamuutos juoksuzyklin aikana eri nopeuksilla sagittaalitasossa. (Orendurff ym. 2018).

2.4.2 Polvikulma

Heilahdusvaiheen puolivälistä kohti maakontaktia, polvi ojentuu, mutta juuri ennen kontaktia polvi koukistuu muutaman asteen verran (Milliron & Cavanagh 1990, 70-72). Jalan törmätessä maahan polvi on koukistuneena noin 15 asteen kulmaan. Jarrutusvaiheessa polvi jatkaa koukistumistaan noin 40-45 asteen kulmaan, jonka jälkeen työntövaiheessa polvi alkaa ojentua. Työntövaiheen aikana polven ojennus jatkuu siihen asti, kunnes varpaat irtoavat maasta mutta vaihtuu heti heilahdusvaiheen alussa polven koukistukseen. Noin heilahdusvaiheen puolivälissä polvi saavuttaa maksimaalisen polven koukistuksen, jonka jälkeen polvi alkaa jälleen ojentua. (Orendurff ym. 2018; Novacheck 1998; Milliron & Cavanagh 1990, 70-72) Frontaalitasossa polvessa ei tapahdu liikettä, koska polvinivelen nivelsiteet estävät liikkeen sivuttaissuunnassa. (Novacheck 1998) Kuvassa 4 nähdään polvinivelen kulman muutos juoksun syklin aikana eri nopeuksilla sagittaalitasossa (Orendurff ym. 2018).

Sagittal Knee Motion



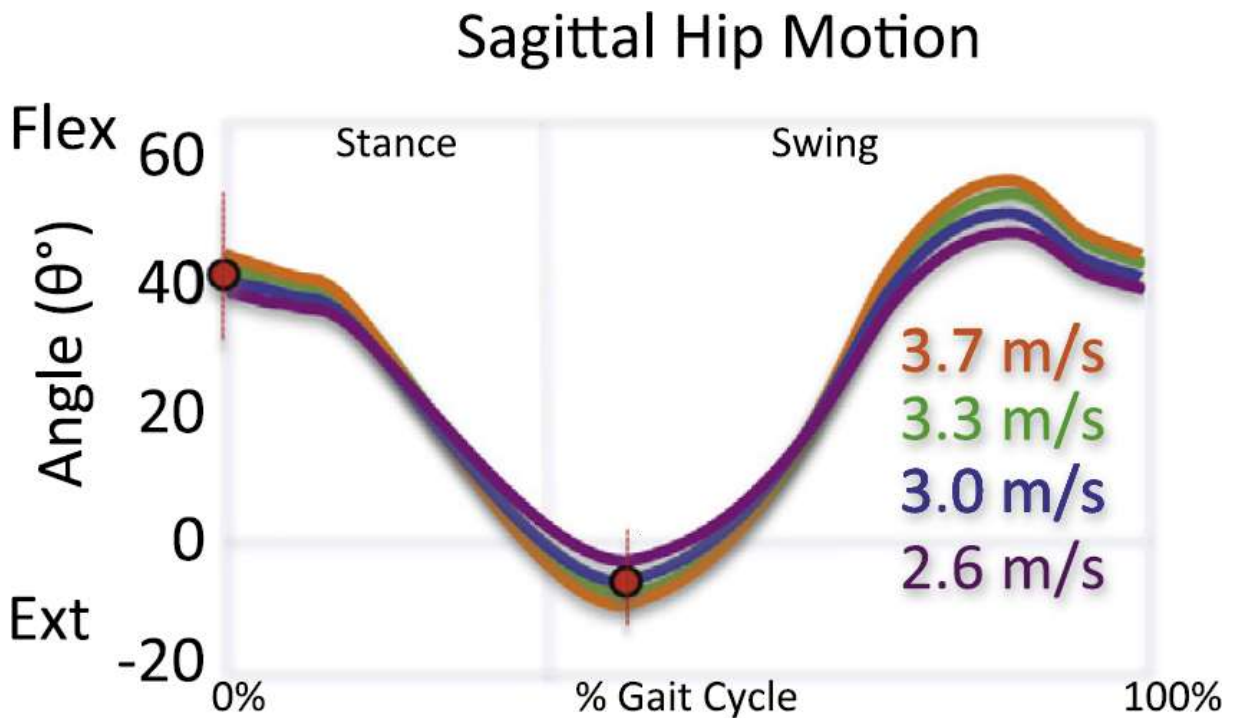
KUVA 4. Polvinivelen kulmamuutos juoksuzyklin aikana eri nopeuksilla sagittaalitasossa (Orendurff ym. 2018).

2.4.3 Lonkkakulma

Sagittaalitasossa lonkkakulmaa tarkasteltaessa voidaan käyttää kahta erilaista tapaa: reisiluun ja vertikaalisen tason välistä kulmaa tai reisiluun ja vartalon välistä kulmaa (Novacheck 1998). Tässä katsauksessa tarkoitetaan lonkkakulmalla reisiluun ja vartalon välistä kulmaa. Jalan törmätessä maahan lonkka on koukistuneena noin 40 asteen kulmaan. Tukivaiheen alussa lonkka ojentuu alussa hieman mutta lähtee pian ojentumaan jyrkemmin. Lonkka jatkaa ojentumista lopputukivaiheen ja vielä hetken sen jälkeen, kun varpaat ovat irronneet maasta. Heilahdusvaiheen alussa lonkkakulma on pienimmillään sen ollessa noin (-5) – (-10) astetta. Heilahdusvaiheen alun jälkeen lonkka alkaa koukistua, mutta heilahdusvaiheen lopussa ennen maakontaktia lonkka hieman ojentuu. (Orendurff ym. 2018) Kuvassa 5 nähdään lonkkanivelen kulman muutos juoksun syklin aikana eri nopeuksilla sagittaalitasossa (Orendurff ym. 2018).

Sivuttaissuunnassa (frontaalitasossa) lonkassa tapahtuu liikettä. Tukivaiheen alussa lonkka lähentyy (adduktio) alkaen loitontua työntövaiheessa. Noin puolessa välissä heilahdusvaihetta, lonkka on kaikkein loitompänä (abduktio). Lantiossa tapahtuu liikkeitä ylös ja alaspäin

suunnilleen samaan aikaan lonkan sivuttaisliikkeen kanssa. Lonkan lähentyessä tukivaiheen alussa lantio on hieman ylhäällä ja pysyy suhteellisen vakaana. Kun työntövaihe alkaa, lantio lähtee putoamaan alaspäin ja jatkaa sitä varpaiden irtoamiseen asti. Lonkan ja lantion liikkeet toimivat iskunvaimentimena sekä auttavat ylävartalon tasapainon ylläpidossa. (Novacheck 1998)



KUVA 5. Lonkkanivelen kulmamuuutos juoksusyklin aikana eri nopeuksilla sagittaalitasossa (Orendurff ym. 2018).

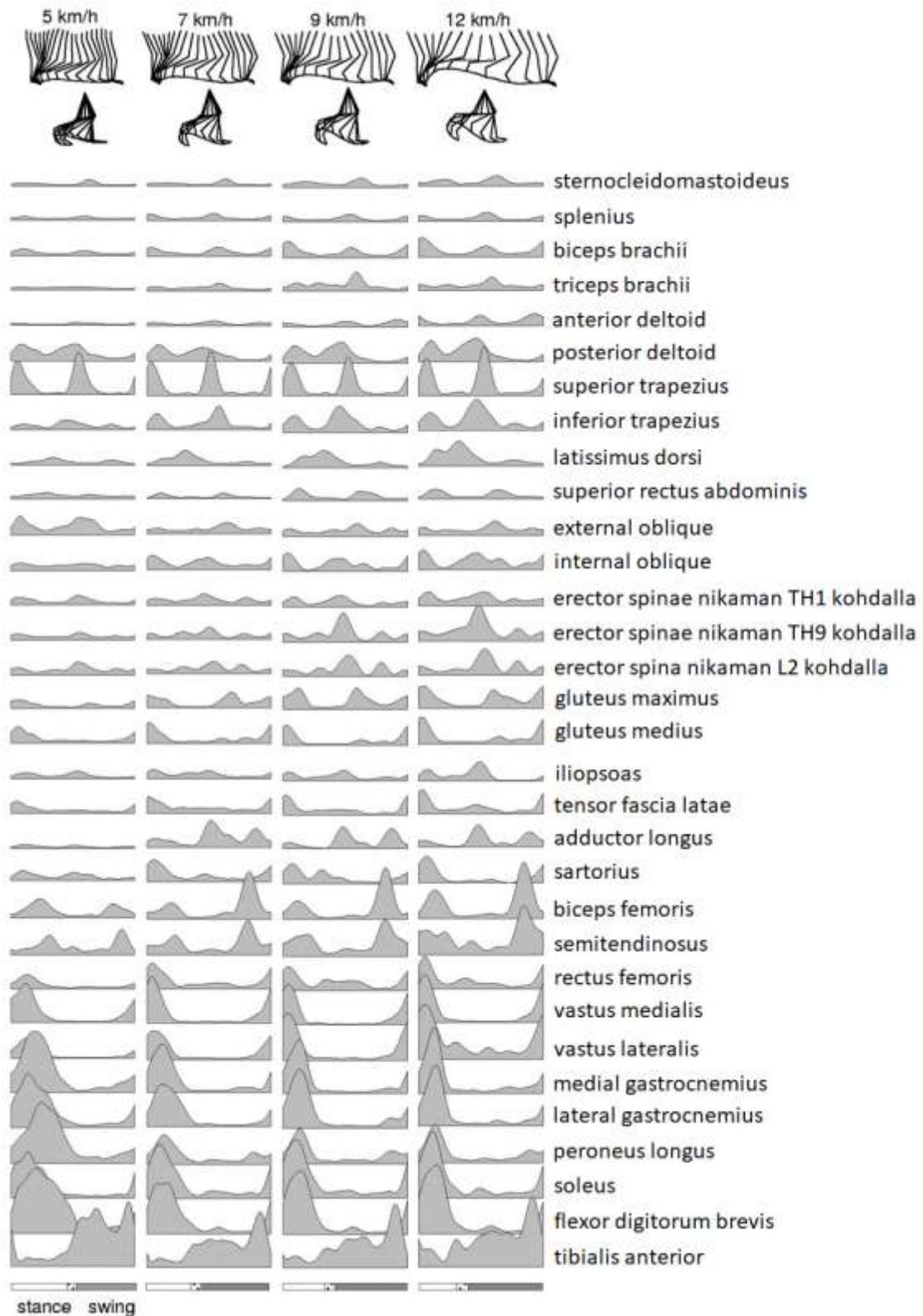
2.4.4 Lantio

Lantion liike pyritään juoksussa minimoimaan energian säästämiseksi ja tehokkuuden ylläpitämiseksi. Juoksunopeuden kasvaessa lantio kallistuu enemmän eteenpäin kehoon verrattuna. Kun kiihdytetään vauhtia, vartalo ja lantio on kallistuneena eteenpäin globaaliin vertikaaliin verrattuna. Tämä siirtää massan keskipisteen selvästi jalan maakontaktin etupuolelle mahdollistaakseen kiihtyvyyden. Kun maksimivauhti saavutetaan, siirtyy massan keskipiste taaksepäin. (Novacheck 1998)

Lantiossa tapahtuu rotaatioliikettä juoksussa. Maksimaalinen rotaatio saavutetaan heilahdusvaiheen puolella välissä mutta rotaatio on lähtöpisteessä, kun jalka koskettaa maata. (Novacheck 1998)

2.5 Juoksussa käytettävät lihakset

Lihasten toiminta saa aikaan ihmisen liikkeen. Juoksussa aktivoituvat lihakset, jotka kontrolloivat raajoja, stabiloivat vartaloa ja ylläpitävät pään suunnan. Juoksun aikana on havaittavissa selkeät vaiheet, jolloin eri lihakset aktivoituvat. Nämä vaiheet ovat (1) jarrutusvaihe, (2) työntövaihe, (3) vartalon stabilointi, (4) varpaiden irtoaminen maasta, (5) jalan koskettaminen maahan. (Enoka 2015, 136) Lihasten aktivointimallin tietäminen on tärkeää, jotta voi ymmärtää juoksun kinematiikkaa ja kinetiikkaa (Kyröläinen ym. 2005). Kuvassa 6 nähdään 32 eri lihaksen EMG aktiivisuus eri juoksunopeuksilla (Cappellini ym. 2006).



KUVA 6. 32 lihaksen EMG aktiivisuus eri juoksunopeuksilla tukivaiheessa (stance) ja heilahdusvaiheessa (swing). (mukaeltu Cappellini ym. 2006)

2.5.1 Nilkan koukistus ja ojennus

Etummainen säärilihas (tibialis anterior) osallistuu nilkan koukistamiseen (eksentrisen supistus) heilahdusvaiheessa, jotta maakontakti voidaan ottaa vastaan kantapäällä tai koko jalalla. Sprinttijuoksussa ei varsinaista nilkan koukistumisvaihetta ole, koska silloin maakontakti otetaan vastaan päkiällä. Etummainen säärilihas kontrolloi myös jalan etuosan laskeutumisen maahan tukivaiheen jarrutusvaiheessa (konsentrisen supistus) kantaaskelluksessa. (Novacheck 1998)

Leveä kantalihas (soleus) ja kaksoiskantalihas (medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius) toimivat synergisteinä ja tuottavat yhdessä valtaosan impulssista, joka tarvitaan vertikaaliseen tukemiseen sekä eteenpäin etenemiseen. Nämä nilkan ojentajalihakset hyödyntävät tehokkaasti elastista energiaa, joka tehostaa juoksua. (Lai ym. 2018) Nilkan ojentajalihakset aktivoituvat ennen maakontaktia ja etenkin tukivaiheen työntövaiheessa, jolloin tarvitaan voimaa eteenpäin ponnistukseen (Novacheck 1998).

2.5.2 Polven koukistus ja ojennus

Suora reisilihas (rectus femoris), ulompi reisilihas (vastus lateralis), sisempi reisilihas (vastus medialis) ja keskimäinen reisilihas (vastus intermedius) ovat etureiden lihasryhmä, joka ojentaa polvea. Polven ojentajalihakset aktivoituvat kaksivaiheisesti. Ensimmäinen aktivointi vaihe alkaa heilahdusvaiheen lopussa ja jatkuu tukivaiheen puoliväliin saakka. Tämä polven koukistajalihasten eksentrisen supistumisvaihe valmistaa jalan maakontaktiin sekä toimii iskunvaimentajana. Tukivaiheen jälkimmäisessä vaiheessa, työntövaiheessa polven ojentajalihakset ojentavat polvea supistamalla konsentrisesti, jolloin voimaa tuotetaan eteen- ja ylöspäin. (Novacheck 1998) Askelluksen tukivaiheessa polven ojentajalihasten lihasaktiivisuus kasvaa juoksunopeuden kasvaessa, jolloin myös voimaa tuotetaan enemmän (Kyröläinen ym. 1999). Tämä voimantuoton kasvu, johtuu pääosin polven ojentajalihasten esiaktiivisuuden lisääntymisestä (Komi ym. 1987).

Kaksipäinen reisilihas (biceps femoris) kontrolloi polven koukistumista aktivoituen heilahdusvaiheen lopussa. Lisäksi juuri ennen maakontaktia takareiden lihakset hidastavat sääriluun nopeutta polven ojentuessa. (Novacheck 1998)

2.5.3 Lonkan koukistus ja ojennus

Lonkan koukistaja- ja ojentajalihaksilla on merkittävä rooli juoksun voimantuotossa. Juuri ennen ja jälkeen kontaktin lonkan koukistajalihakset ovat hallitsevassa osassa, kun taas työntövaiheessa ja heilahdusvaiheen alussa lonkan koukistajalihakset ovat hallitsevassa osassa. (Novacheck 1998)

Iso pakaralihas (gluteus maximus), keskimäinen pakaralihas (gluteus medius), pieni pakaralihas (gluteus minimus) sekä takareiden lihakset kaksipäinen reisilihas (biceps femoris), puolijänneinen lihas (semitendinosus) ja puolikalvoinen lihas (semimembranosus) osallistuvat juoksussa lonkan ojennukseen. Ne ojentavat lonkkaa heilahdusvaiheen lopussa sekä tukivaiheen jarrutusvaiheessa. Lonkan ojentajalihakset vaimentavat iskua. (Novacheck 1998)

Lanne-suoliluulihhas (iliopsoas) ja suora reisilihas (rectus femoris) osallistuvat juoksussa lonkan koukistukseen. Ne koukistavat lonkkaa aktivoituen tukivaiheen työntövaiheessa ja heilahdusvaiheen alussa. (Novacheck 1998) Keskivartalon lihakset tasapainottavat vartaloa ja auttavat juoksuasennon ylläpitämisessä (Tong ym. 2014).

2.6 Venymis-lyhenemissykli

Venymis-lyhenemissykli tarkoittaa lihastyötä, jossa lihas ensin venyy (supistuu eksentrisesti) ja välittömästi tämän jälkeen lyhenee (supistuu konsentrisesti). Eksentrisessä vaiheessa lihas-jännekompleksi varastoi elastista energiaa ja konsentrisessä vaiheessa elastista energiaa käytetään tehostamaan suoritusta. Juoksussa venymis-lyhenemissykliä tapahtuu jokaisella askeleella. Ennen maakontaktia jalan ojentajalihakset valmistautuvat törmäykseen esiaktivoitumalla. Jarrutusvaiheessa jalan ojentajalihakset venyvät (eksentrisen vaihe) ja työntövaiheessa lyhenevät (konsentrisen vaihe). Venymis-lyhenemissyklin avulla elastista energiaa voidaan hyödyntää ja juoksusta tulee kimmoisaa. Venymis-lyhenemissyklin avulla

mekaaninen hyötysuhde paranee, kun energiaa säästyy. (Komi 2000; Komi 2003; Nicol ym. 2006)

3 KESTÄVYYSJUOKSU

Kestävyysjuoksun harrastaminen on hyvin suosittu liikuntamuoto nykypäivänä. Juoksua on helppo lähteä harrastamaan ja sillä on monenlaisia terveyshyötyjä. (Van Gent ym. 2007; Verbitsky 1998). Kestävyyskunnan kehittymisen lisäksi juoksu vahvistaa hengitys- ja verenkiertoelimistöä, vilkastuttaa aineenvaihduntaa, ääreisverenkierto vilkastuu, rasva-aineenvaihdunta tehostuu sekä mieli virkistyy, joka auttaa stressin hallinnassa. (UKK-instituutti, 2019).

Vaikka kestävyysjuoksusta saadaan monia terveyshyötyjä, niin myös juoksuun liittyvät vammat ovat yleisiä (Higginson 2009; Hoffman 2015; Van Gent ym. 2007). Juoksuun liittyvät vammat ovat yleisimmin alaraajoissa esiintyviä rasitusvammoja (Buist ym. 2010; Hreljac ym. 2004). Rasitusvammoja syntyy, kun toistuva kuormitus aiheuttaa liikaa rasitusta tai harjoitusten välillä on liian lyhyt palautumisaika (Hreljac ym. 2004).

Tyypillisen 30 minuutin juoksun aikana jalat iskevät maahan noin 5000 kertaa (Mercer 2003; Derrick 1998). Kun juoksussa jalka törmää maahan, syntyy iskuaalto, joka leviää koko kehoon. Iskunvaimennus on prosessi, joka absorboi iskuenergiaa ja näin ollen vähentää jalan ja pään välistä, maakontaktista lähtevää iskuenergiaa. (Derrick 1998) Juoksussa iskunvaimennukseen osallistuu juoksukengät, maan pinta, lihakset, luut, nivelsiteet, nivelrusto ja jänteet (Derrick 1998; Lieberman ym., 2010).

3.1 Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen

Kestävyysjuoksu rasittaa ja kuormittaa jalkoja, kun jalkojen lihakset joutuvat toistuvasti supistumaan ja tekemään työtä (Sadeghi ym. 2018). Liikkumisesta johtuva väsymys tarkoittaa sitä, että kyky tuottaa lihasvoimaa ja tehoa pienenee (Gandevia, 2001). Väsymys voidaan jakaa perifeeriseen ja sentraaliseen väsymykseen (Bigland-Ritchie 1984; Maclaren ym. 1989; Weist ym. 2004).

Perifeerinen väsymys tarkoittaa sitä, että lihassoluissa tapahtuu kemiallisia muutoksia eikä lihas pysty ylläpitämään lihassupimusta. Perifeerinen väsymyksen syytä on hapenpuute lihassolujen kapillaariverenkierrossa, jolloin lihassolujen pH laskee ja laktaattikonsentraatio lisääntyy. (Weist ym. 2004) Sentraalinen väsymys tarkoittaa keskushermoston väsymistä, jolloin keskushermosto ei kykene lähettämään lihassoluille riittävästi supistumiskäskyjä. Sentraalisen ja perifeerisen väsymisen takia lihaksen voimantuotto laskee. (Bigland-Ritchie 1984)

Monessa juoksututkimuksessa on todettu, että hermo-lihasjärjestelmän väsymisen takia erityisesti jalkojen lihakset väsyvät, jolloin juoksutekniikkaa joudutaan muuttamaan (Kellis ym. 2009; Nagel ym. 2008; Weist ym. 2004;) sekä iskunvaimennus heikkenee (Clansey ym. 2012; Radin 1986).

3.2 Väsymyksen vaikutus biomekaanisiin muuttujiin

Pitkäkestoisen juoksun aiheuttama väsymys muuttaa yleensä juoksun biomekaniikkaa. Väsymisen vaikutusta juoksun biomekaniikkaan on tutkittu paljon, mutta tulokset eivät ole olleet täysin johdonmukaisia. Tulosten eroavaisuuksiin voi olla monia syitä kuten tutkittavien ikä, kuntotaso juoksutekniikka, jalkojen rakenne, käytettävät juoksukengät sekä tutkimusprotokolla. Tähän kappaleeseen on poimittu kirjallisuudesta yleisimmin löydettyjä biomekaanisia muutoksia, joita pitkäkestoinen juoksu voi aiheuttaa. (Bazuelo-Ruiz ym. 2018; Derrick ym. 2002; Dutto & Smith 2002; García-Pérez ym. 2013; Hunter & Smith 2007; Mercer ym. 2003; Mizrahi ym. 2000; Mizrahi ym. 2001; Nagel ym. 2008; Place ym. 2004; Willems ym. 2012; Willson & Kernozek. 1999)

Kontaktiaika. Väsymisen johdossa kontaktiaika juoksussa kasvaa. Kontaktiajan kasvun on todettu myös heikentävän juoksun taloudellisuutta. (Avela ym. 1998; Nummela ym. 2008)

Askelpituus ja askeltiheys. Kun juostaan ei väsyneessä tilassa, askelpituus ja askeltiheys valitaan yleensä automaattisesti sen mukaan, mikä on taloudellisinta ja vähiten aineenvaihduntaa kuluttavaa (Hunter & Smith 2007). Useat tutkimukset ovat todenneet, että väsymisen takia juoksun askeltiheys pienenee ja askelpituus kasvaa. (Dutto & Smith 2002; García-Pérez ym. 2013; Hunter & Smith 2007; Mizrahi ym. 2000; Willson & Kernozek, 1999)

Toisaalta todella pitkäaikaisessa juoksussa muutokset voivat olla päinvastaisia. Place ym. (2004) tutkimuksessa juostiin 5 tuntia samalla nopeudella, jolloin askeltiheys kasvoi ja askelpituus lyheni. Samat havainnot tekivät myös Kyröläinen ym. (2000) tutkiessaan maratonjuoksua.

Jalkapohjan paine. Jalkapohjan painejakaumaan juoksun askelluksessa vaikuttaa moni asia kuten jalan rakenne, juoksutekniikka, juoksukenkä ja juoksunopeus. Pitkäkestoisen juoksun aiheuttama väsymys muuttaa jalkapohjan painejakaumaa askelluksen aikana, mutta erot ovat yksilöllisiä. (Anbarian & Esmaeili 2016) Useat tutkimukset ovat kuitenkin todenneet, että väsymisen takia varpaiden alueen paine yleensä vähenee, joka voi olla osoituksena varpaiden koukistajalihasten väsymisestä. On todettu myös, että huippupaine kasvaa jalkapöydän kohdalla väsymisen myötä, kun taas kantapäähän ja vaivaisenluun alueella paine vähenee. (Nagel ym. 2008; Willems ym, 2012; Willson & Kernozek 1999)

Kiihtyvyys. Mizrahi ym. (2001) tutkimuksessa tutkittiin väsymisen vaikutusta säären kiihtyvyyteen jalan törmätessä maahan ja tuloksena oli, että törmäyshetken kiihtyvyys sääriluussa lisääntyy väsymyksen takia. Samanlaisen tuloksen saivat myös Derrick ym. (2002) sekä Verbitsky ym. (1998) tekemissään juoksututkimuksissa. Toisaalta Mercer ym. (2003) juoksututkimuksessa väsymys ei vaikuttanut sääriluun kiihtyvyyksiin merkittävästi. Mercerin ym. (2003) mukaan ristiriitaiset erot tuloksissa saattavat johtua käytetystä juoksuprotokollasta sekä tutkitaanko urheilijoita vai kokemattomia juoksijoita. Mercer ym. (2003) tutkimuksessa väsytysohjeella suoritettiin juoksumatolla kasvattamalla asteittain sekä nopeutta että juoksumaton kulmaa, kun taas Derric ym. (2002), Mizrahi ym. (2001) ja Verbitsky ym. (1998) tutkimuksissa käytetyissä väsytysohjeissa juostiin testattavan oman anaerobisen kynnyksen ylittävällä tasaisella vauhdilla. Schütte ym. (2015) tutkimuksessa havaittiin, että vartalon kiihtyvyyksien vaihtelu kasvoi väsymyksen jälkeen.

Nivelkulmat. Bazuelo-Ruiz ym. (2018) tutkivat väsymyksen vaikutusta miesten ja naisten juoksutekniikkaan ja havaitsivat, että naisilla nilkan koukistus törmäysvaiheessa oli väsyneenä pienempi, kun taas miehillä nilkan ojennus varpaiden irrotessa maasta oli väsyneenä pienempi. Myös Christina ym. (2001) havaitsivat nilkan koukistuksen olevan pienempi, kun juostaan väsyneenä. Mizrahi ym. (2000) havaitsivat, että väsyneenä juostessa, ennen maakontaktia,

polvikulma on suurempi polven ollessa maksimaalisesti ojentuneena, kun taas törmäysvaiheen jälkeen polvikulma on pienempi väsyneenä.

4 JUOKSUN ANALYSOINTI

4.1 Liikeanalyysi

Liikeanalyysiä käyttämällä pystytään mittaamaan tarkasti eri vartalon osien liikeratoja ja nivelkulmia kaksi- tai kolmiulotteisissa tilassa. Tyypillisesti liikeanalyysiä tehtäessä koehenkilöille kiinnitetään heijastinmarkkereita, joita seurataan liikkeen aikana liikeanalyysikameroilla. Liikeanalyysillä voidaan mitata kinemaattisia muuttujia: segmentin sijainti ja suunta, lineaarinen nopeus ja kiihtyvyys sekä kulmanopeus ja kulmakiihtyvyys. (Higginson 2009)

Liikeanalyysi juoksusta tehdään usein juoksumatolla, jotta saadaan tallennettua useita askelia (Higginson 2009). Juoksumatolla juoksun uskotaan aiheuttavan askelluksen adaptaatiota, kuten lisääntynyt aika tukivaiheessa, jota ei havaittaisi normaalissa juoksussa tasamaalla (Dugan & Bhat, 2005). Askelluksen muutokset juoksumatolla ovat yksilöllisiä ja niihin vaikuttaa koehenkilön juoksutyyli, juoksunopeus sekä kenkä/juoksumatto vuorovaikutus (Nigg ym. 1995).

4.2 Voimalevy

Juoksun askellusta on jo pitkään mitattu biomekaanisissa laboratorioissa voimalevyn avulla (Challis 2001; Cross 1999; Higginson 2009). Voimalevy mittaa siihen kohdistuvaa voimaa ja suuntaa. Koska jalka ja juoksualusta kohdistavat toisiinsa yhtä suuren ja käänteisen voiman askelluksen tukivaiheen aikana, voidaan voimalevyn avulla mitata alustasta jalkaan kohdistuvia reaktivoimia. Voimalevyn avulla voidaan mitata seuraavia juoksun askelluksen muuttujia: kontaktivoima, kontakti-aika ja painekeskkipiste. (Higginson 2009) Juoksun askellusta tutkiessa voimalevystä saadut tulokset analysoidaan usein yhdessä liikeanalyysin mittausten kanssa (Challis 2001).

Voimalevyjen ongelmana on ollut niiden melko pieni koko, jonka takia askel on täytynyt sijoittaa voimalevyyn ja tästä syystä luonnollinen askellus ei välttämättä onnistu. Askelpituus

saattaa kasvaa tai lyhentyä, kun yritetään osua voimalevyille. Myös voimalevyille osuvien askeleiden määrä jää usein pieneksi eikä riittävästi dataa saada helposti kerättyä. (Challis 2001; Paolini ym. 2007; Wearing ym. 2000) Poistaakseen perinteisten voimalevyjen puutteet on kehitetty juoksumattoja, jotka pystyvät mittaamaan samoja muuttujia kuin perinteiset voimalevyt. Reaktiivoimia mittaavien juoksumattojen etu on, että pystytään mittaamaan dataa pitkältä ajanjaksolta ja näin ollen esimerkiksi juoksutekniikan muutokset pitkäkestoisessa juoksussa saadaan tarkemmin selville. (Belli ym. 2001; Dierick ym. 2004; Divert ym. 2005; Higginson 2009)

4.3 Elektromyografia

Elektromyografia (EMG) eli lihassähkökäyrä on tekniikka, jolla voidaan mitata lihassolujen sähköistä aktiivisuutta (Higginson 2009). EMG-signaali kuvastaa lihassolujen sähköistä aktiivisuutta, kun hermosolut antavat lihassoluille supistumiskäskyn (Farina ym. 2014). Juoksun askelluksessa EMG-signaalin avulla voidaan mitata juoksussa käytettävien lihasten aktiivisuutta ja ajoitusta, milloin lihakset aktivoituvat askelluksen eri vaiheissa (tukivaihe, heilahdusvaihe) (Higginson 2009). EMG-signaalin avulla voidaan juoksussa mitata myös väsymyksen vaikutusta lihasaktiivisuuteen (Wakeling ym. 2001).

4.4 Painepohjalliset

Kenkiin laitettavilla painesensoreita sisältävillä painepohjallisilla voidaan juoksun askelluksessa mitata, miten voima jakautuu jalkapohjan pinnalla (Higginson 2009). Painepohjallisten etu on, että koska ne sijoitetaan kengän sisään, niin myös mittaustulokset saadaan suoraan jalkapohjan alta eikä kengän alta (Dixon 2008). Painepohjallisilla voidaan mitata vertikaalisia voimia pidempikestoisen juoksun aikana ja normaalissa juoksuympäristössä. (Higginson 2009) Painepohjallisten heikkoutena on niiden kalibroinnin vaikeus sekä pohjallisten kuluminen kovassa käytössä (Hsiao ym. 2002).

4.5 Inertiamittausyksikkö

Perinteisesti juoksuaskellusta on mitattu laboratorio-olosuhteissa käyttämällä 3D-liikeanalyysiä, voimalevyjä ja juoksumattoa. Tämä on kuitenkin kallista ja aikaa vievää. Lisäksi laboratorio-olosuhteet ei täysin vastaa ulkoilmassa tapahtuvaa juoksua. Teknologian kehittymisen myötä on nykyään mahdollista mitata juoksun askellusta myös puettavien sensorien avulla, kuten kiihtyvyyssmittareiden tai kenkään laitettavien painesensorien avulla. Puettavien mittalaitteiden etuna on, että niitä voidaan käyttää kenttäolosuhteissa ja ne ovat kevyitä, sekä edullisia. Puettavat mittalaitteet mahdollistavat mittaamisen ulkona ja niillä voidaan mitata pitkiä aikoja kerralla. (Benson ym. 2018; Higginson 2009)

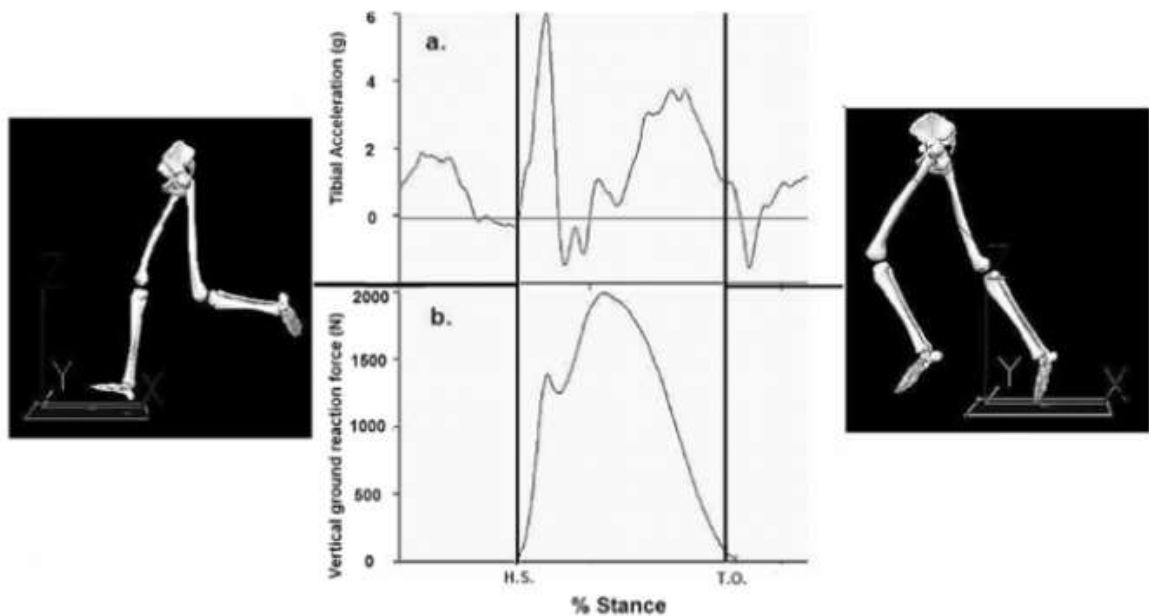
Mikroelektromekaanisen (MicroElectrical Mechanical System, MEMS) teknologian kehittyminen on mahdollistanut puettavien inertiamittausyksiköiden käytön urheilututkimuksessa. Inertiamittausyksikkö on laite, jossa kolme gyroskooppi- ja kiihtyvyyssanturin ryhmää mittaa kukin yhtä kolmiulotteisen koordinaatiston akselin kulmanopeutta ja kiihtyvyyttä. (Camomilla ym. 2018)

Kiihtyvyyssantureilla voidaan juoksussa mitata eri ominaisuuksia. Kiihtyvyyteen liittyen voidaan mitata maakontaktin törmäysvaiheen huippukiihtyvyys tai kiihtyvyys tietystä vartalon segmentissä. Ajallisista muuttujista voidaan mitata askeltiheyttä, maakontaktiaikaa sekä eri vartalon segmenttien huippukiihtyvyyksien välistä aikaa. Kiihtyvyyssantureilla voidaan mitata myös jalkojen välisiä eroja askelluksessa sekä vertailla mitattuja muuttujia suorituksen eri vaiheissa. Gyroskoopin ja/tai magnetometrin avulla voidaan mitata lisäksi myös nivelkulmia, vartalon segmenttien kulmia sekä kulmanopeuksia. (Benson ym. 2018; Camomilla ym. 2018)

Inertiamittausyksikkö sijoitetaan vartaloon sen mukaan mitä halutaan mitata. Antureiden tyypillisimmät sijainnit juoksututkimuksissa ovat nilkka, sääri, jalkaterä ja vyötärö/alaselkä/lantio. Myös ylävartaloon on joissain tutkimuksissa sijoitettu anturi. Usein mittayksiköitä sijoitetaan useaan vartalon kohtaan samassa tutkimuksessa. (Benson ym. 2018)

4.5.1 Kiihtyvyyssmittausten parametrien validius juoksussa

Sinclair ym. (2013) tutkivat pystyykö sääreen kiinnitettyllä kiihtyvyyssanturilla mittaamaan luotettavasti hetkeä, jolloin kantapää koskettaa maata ja kun varpaat irtoavat maasta eli kontakti- ja lentoaikaa. Koska voimalevyä pidetään kultaisena standardina kontaktiajan ja lentoajan mittaamiseen, he vertasivat kiihtyvyyssanturilla mitattuja tuloksia samaan aikaan voimalevyllä mitattuihin tuloksiin. Tulosten perusteella kiihtyvyyssanturilla ja voimalevyllä mitatuissa kontakti- ja lentoajoissa ei ollut merkittävää eroa ja päätelmänä oli, että kontakti- ja lentoaikaa voidaan luotettavasti mitata kiihtyvyyssantureilla. Kuvassa 7 näkyy yhden askeleen kiihtyvyydet sekä voimalevyyn kohdistuvat voimat. (Sinclair ym. 2013)



KUVA 7. Säären kiihtyvyydet sekä voimalevyyn kohdistuvat voimat yhden askeleen tukivaiheen aikana (Sinclair ym. 2013).

Heiden ym. (2004) vertasivat nilkkaan ja lantiolle kiinnitettyjen kiihtyvyyssantureiden tuloksia voimalevyn tuloksiin selvittääkseen voiko kiihtyvyyssantureilla mitata luotettavasti kontaktiajan ja varpaiden irtoamisen maasta. Jalan törmäys maahan mitattiin kiihtyvyyden huippupiikistä ja jalan irtoaminen maasta toisesta huippupiikistä, joka oli kuitenkin selvästi pienempi kuin törmäyksestä syntynyt huippupiikki. Tutkimuksessa todettiin, että kontaktikohta ja varpaiden irtoaminen maasta pystytään mittaamaan luotettavasti kiihtyvyyssantureiden avulla.

Tutkimuksessa kuitenkin todettiin, että kiihtyvyyssantureiden sijoittamisesta riippuen tapahtuu pieni viive todellisesta maakontaktista ja siinä, kun huippupiikki näkyy kiihtyvyyksissä. Tämä viive on suurempi mitä ylemmäksi vartaloa kiihtyvyyssanturin sijoittaa. (Heiden ym. 2004)

Mercer ym. (2003) tutkimuksessa tukivaiheen ja lentoajan pituus arvioitiin sääreen kiinnitetyllä kiihtyvyyssantureilla. Kantapään kosketus maahan laskettiin pienimmästä kiihtyvyydestä juuri ennen kiihtyvyyshuippua ja jalan irtoaminen maasta laskettiin toisen maksimikiihtyvyyden jälkeisestä pienimmästä kiihtyvyydestä. (Mercer ym. 2003)

4.5.2 Väsytyksen protokollien löydöksiä

Mercer ym. (2003) tutkimuksessa mitattiin kiihtyvyyssantureiden avulla väsymyksen vaikutusta iskunvaimennukseen. Tutkittaville kiinnitettiin kiihtyvyyssanturit oikeaan sääreen sekä päähän otsan kohdalle. Tutkittavat juoksivat ensin juoksumatolla 5-7 minuuttia nopeudella 3.8 m/s. Kiihtyvyyksiä mitattiin 20 sekunnin ajan juoksun ensimmäisen minuutin aikana. Alkujuoksun jälkeen tutkittavat suorittivat juoksun asteittain nousevalla nopeudella sekä juoksumaton kulmaan nousulla aina väsymykseen asti. Väsymysprotokollan jälkeen, lähes välittömästi tutkittavat jatkoivat juoksua nopeudella 3.8 m/s jolloin mitattiin kiihtyvyyksiä uudestaan 20 sekunnin ajan. Huippukiihtyvyyksien avulla (kohtia, jolloin jalka törmää maahan) laskettiin iskunvaimennus. Iskunvaimennus laskettiin sääriluun huippukiihtyvyyden ja otsan huippukiihtyvyyden välisenä erona. Väsymyksen jälkeen iskunvaimennus oli noin 12% vähäisempää väsytyksen protokollan jälkeisen juoksun jälkeen. Tutkimuksessa todettiin, että väsyneenä iskunvaimennus pienenee. (Mercer ym. 2003)

Schütte ym. (2018) tutkimuksessa tutkittiin mahdollista juoksussa aiheutuvan väsymyksen vaikutusta sääriluun mediaalisen rasitusoireyhtymän (penikkatauti) syntyyn. Tutkimuksessa vertailtiin kahta ryhmää. Toisessa ryhmässä oli harrastejuoksijoita, joilla ei ole esiintynyt penikkatautia ja toisessa ryhmässä harrastejuoksijoita, joilla on ollut penikkatauti. Tutkittavat juoksivat 3200 metrin maksimaalisen juoksun juoksuradalla. Yksi kiihtyvyyssanturi asetettiin nilkkaan ja toinen lantioon selän puolelle. Kiihtyvyyksistä mitattiin huippukiihtyvyyttä, iskunvaimennusta, askelluksen säännöllisyyttä sekä vartalon liikettä. Tuloksissa ryhmien välillä ei havaittu merkittävää eroa väsymyksen vaikutuksesta törmäysvaiheen

huippukiihtyvyyteen tai iskunvaimennukseen. Vartalon liike oli penikkatauti historiaa omaavalla ryhmällä merkittävästi suurempaa väsyneenä kuin toisella ryhmällä. Tutkimuksessa pääteltiin, että vartalon kontrollointi liittyy sääriluun mediaalisen rasitusoireyhtymän syntyyn. (Schütte ym. 2018)

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Kiihtyvyyssantureilla on aiemmissa juoksututkimuksissa mitattu kontakti- ja lentoaikaa, askeltiheyttä (Heiden ym. 2004; Mercer ym. 2003; Sinclair ym. 2013), iskunvaimennusta (Mercer ym. 2003), maakontaktista syntyviä huippukiihtyvyyksiä (Derrick ym. 2002; Mercer ym. 2003; Mizrahi ym. 2001; Verbitsky ym. 1998) ja vartalon kiihtyvyyksien vaihtelua (Schütte ym. 2015). Väsymyksen vaikutuksesta on havaittu, että säärestä mitatut maakontaktin huppukiihtyvyydet kasvavat väsyneenä juostessa (Derrick ym. 2002; Mizrahi ym. 2001; Verbitsky ym. 1998) sekä iskunvaimennus pienenee (Mercer ym. 2003). Myös vartalon kiihtyvyyksien vaihtelun on todettu kasvavan väsymyksen vaikutuksesta (Schütte ym. 2015). Askeltiheyden on todettu pienentyvän, jos väsymys tuotetaan juoksemalla yli anaerobisen kynnyksen (Dutto & Smith 2002; García-Pérez ym. 2013; Hunter & Smith 2007; Mizrahi ym. 2000; Willson & Kernozek, 1999) mutta juostessa tasavauhtinen maratonjuoksu on askeltiheyden todettu kasvavan (Kyröläinen ym. 2000).

Aiemmissa tutkimuksissa, joissa kiihtyvyyssanturien avulla on mitattu väsymyksen vaikutusta juoksutekniikkaan, on yleensä käytetty väsytysohjelmaa, jolloin väsyminen on saatu aikaiseksi juoksemalla yli anaerobisen kynnyksen. Myös testattavat aiemmissa tutkimuksissa ovat yleensä olleet juoksua harrastavia henkilöitä tai kokeneita juoksijoita. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, pystyykö nilkkoihin ja lantiolle puettavilla kiihtyvyyssantureilla mittaamaan juoksun askelluksesta aiheutuvien tärähdyksien ja kiihtyvyysohjelmien muutoksia pidempikestoisen juoksun aikana henkilöillä, jotka eivät harrasta pitkänmatkan juoksua. Mikäli muutoksia pystytään kiihtyvyyssantureiden avulla mittaamaan, voisi kiihtyvyyssantureita hyödyntää juoksuharjoittelun optimoinnissa etenkin juoksuharrastusta aloittelevilla henkilöillä. Tutkimuksen tarkoituksena on myös tutkia, onko jalkojen välillä eroja kiihtyvyysohjelmassa. Tietävästi pidemmän matkan juoksua harrastamattomilla ei ole aiemmin testattu nilkkojen ja lantion kiihtyvyysohjelmien muutoksia pidempikestoisen tasavauhtisen juoksun aikana.

Tutkimuskysymys 1: Muuttuuko maakontaktista syntyvä huippukiihtyvyys nilkassa ja lantiossa tasavauhtisen 40 minuutin juoksun aikana henkilöillä, jotka eivät harrasta pitkänmatkan juoksua.

Hypoteesi tutkimuskysymykseen 1: Aiemmissä tutkimuksissa on havaittu, että sääreen maakontaktista syntyvä huippukiihtyvyys kasvaa, jos väsymys juoksussa tuotetaan juoksemalla yli anaerobisen kynnyksen (Derrick ym. 2002; Mizrahi ym. 2001; Verbitsky ym. 1998). Hypoteesina on, että pitkänmatkan juoksua harrastamattomilla henkilöillä tapahtuu väsymystä 40 minuuttia kestävä juoksun aikana, jolloin maakontaktin huippukiihtyvyyksien oletetaan kasvavan sekä nilkasta että lantiolta mitattuna.

Tutkimuskysymys 2: Muuttuuko askeltiheys tasavauhtisen 40 minuutin juoksun aikana pitkänmatkan juoksua harrastamattomilla henkilöillä.

Hypoteesi tutkimuskysymykseen 2: Askeltiheyden on todettu pienentyvän, jos väsymys tuotetaan juoksemalla yli anaerobisen kynnyksen (Dutto & Smith 2002; García-Pérez ym. 2013; Hunter & Smith 2007; Mizrahi ym. 2000; Willson & Kernozek, 1999) mutta juostessa tasavauhtinen maratonjuoksu on askeltiheyden todettu puolestaan kasvavan (Kyröläinen ym. 2000). Hypoteesina on, että askeltiheys muuttuu 40 minuutin aikana pitkänmatkan juoksua harrastamattomilla henkilöillä. Aiempien tutkimusten perusteella on vaikea arvioida, pienentyykö vai kasvaako askeltiheys, koska juoksuprotokolla ja testattavien juoksutausta eroaa aiemmista tutkimuksista.

Tutkimuskysymys 3: Kasvaako lantion horisontaalikihtyvyyksien vaihtelu tasavauhtisen 40 minuutin juoksun aikana pitkänmatkan juoksua harrastamattomilla henkilöillä.

Hypoteesi tutkimuskysymykseen 3: Vartalon kiihtyvyyksien vaihtelun on todettu kasvavan väsymyksen vaikutuksesta (Schütte ym. 2015). Hypoteesina on, että lantiosta mitattuna horisontaalikihtyvyyksien vaihtelu kasvaa tasavauhtisen 40 minuutin juoksun aikana pitkänmatkan juoksua harrastamattomilla henkilöillä.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 12 koehenkilöä, jotka eivät harrastaneet juoksua enempää kuin yhden kerran viikossa. Koehenkilöistä neljä oli naisia ja kahdeksan miestä. Koehenkilöiden perustiedot (ikä, pituus, paino) on esitetty taulukossa 1. Edellytyksenä tutkimukseen osallistumiseen oli, että tutkittavat ovat perusterveitä ja eivät harrasta juoksua enempää kuin yhden kerran viikossa. Eksluusiokriteereinä tutkimukseen osallistumiseen oli: diagnosoitu sydänsairaus tai muu kontraindikaatio raskaalle liikunnalle, akuutti tuki- tai liikuntaelinvamma, aktiivinen juoksuharjoittelu useammin kuin kerran viikossa. Ennen tutkimukseen osallistumista varmistettiin kyselyllä, ettei esteitä tutkimukseen ole. Tutkittavat perehdytettiin tutkimusprotokollaan ennen tutkimusta ja heille kerrottiin kaikista tutkimuksen vaiheista kirjallisesti (tiedote tutkittavalle) ja suullisesti ennen tutkimuksen aloittamista. Koehenkilöt allekirjoittivat suostumuslomakkeen tutkimukseen osallistumisesta ennen testiprotokollan aloittamista. Osallistuminen tutkimukseen oli koehenkilöille vapaaehtoista ja tehtiin myös selväksi, että tutkimuksen voi keskeyttää koska tahansa ilman perusteltua syytä. Tutkimusprotokollan eettisyydestä pyydettiin arvio Jyväskylän yliopiston Ihmistieteiden eettiseltä toimikunnalta, joka puolsi tutkimuksen toteuttamista (lausunto on päivätty 29.5.2018). Tutkimus toteutettiin Helsingin julistuksen mukaisesti.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden perustietojen (ikä, pituus, paino) keskiarvot (KA) ja keskihajonnat (SD).

Ikä KA	Ikä SD	Pituus KA	Pituus SD	Paino KA	Paino KA
29,3	3,4	175,9	8,6	73,2	11,1

6.2 Tutkimusprotokolla

Tutkimuksessa tutkittaville suoritettiin ensin antropometriset mittaukset (pituus, paino). Antropometristen mittauksien jälkeen koehenkilöä pyydettiin juoksemaan viisi minuuttia juoksumatolla (OJK-1, Telineyhtymä, Kotka), jonka aikana säädettiin juoksumaton nopeutta siten, että koehenkilö arvioi jaksavansa juosta kyseisellä nopeudella yhtäjaksoisesti 40 minuuttia. Juoksumaton kulma vastasi tasaisella juoksua. Nopeuden valinnan lisäksi viiden minuutin juoksun avulla koehenkilö sai myös lämmiteltyä jalkojen lihaksistoa. Turvavaljaat olivat kiinnitettynä juoksun ajan.

Ennen varsinaisen testin aloittamista koehenkilölle kiinnitettiin molempiin nilkkoihin ja lantiolle kiihtyvyyssanturit (NGIMU, x-io Technologies, UK). Lisäksi tutkittavaa pyydettiin pukemaan sykepanta (Garmin, New Taipei City, Taiwan). Tämän jälkeen nilkoissa ja alaselässä sijaitsevat kiihtyvyyssanturit laitettiin päälle. Juoksumatto käynnistettiin ja nopeudeksi säädettiin koehenkilön itse aiemmin valitsema juoksunopeus. Kun juoksunopeus saavutettiin, käynnistettiin myös sykkeen mittaus ja aika sykemittarilla (Garmin Forerunner 220, Taiwan). Koehenkilö juoksi 40 minuuttia. Koehenkilöltä kyseltiin säännöllisin väliajoin tuntemuksia ja tarkkailtiin koehenkilön kuntoa, jotta varmistuttiin juoksun turvallisuudesta. Kun 40 minuuttia oli kulunut, sykkeen mittaus, ajanotto ja juoksumatto pysäytettiin. Tämän jälkeen koehenkilöä pyydettiin siirtymään toiseen huoneeseen, jossa kiihtyvyyssantureiden analogikanavaan syötettiin synkronointia varten jännitekanttiaalto. Viimeiseksi kiihtyvyyssanturit pysäytettiin ja koehenkilöltä riisuttiin kiihtyvyyssanturit sekä sykevyö.

6.3 Mittauslaitteisto

Mittaukset tehtiin Jyväskylän yliopiston biomekaniikan laboratoriossa käyttäen kiihtyvyyssantureita, juoksumattoa ja sykemittaria.

Kiihtyvyyden mittaaminen. Kiihtyvyyttä mitattiin kolmella NGIMU (x-io Technologies, Bristol, UK) inertiamittausyksiköllä (kuva 8), jotka sijoitettiin tutkittavan oikeaan ja vasempaan nilkkaan sekä alaselkään. NGIMU inertiamittausyksikköön kuuluu kolmiakselinen gyroskooppi, kolmiakselinen kiihtyvyyssanturi ja magnetometri. NGIMU laite mittaa

kiihtyvyyttä mittausalueella $\pm 16g$ ja keräystaajuudessa 400 Hz. NGIMU laite painaa 46 g ja sen koko on $56 \times 39 \times 18$ mm.



KUVA 8. NGIMU inertiamittausyksikkö sekä hihna, jolla laite kiinnitettiin nilkan ulkosyrjään.

Sykkeen mittaus. Sykettä mitattiin Garmin Forerunner 220 (New Taipei City, Taiwan) sykemittarilla sekä Garmin (New Taipei City, Taiwan) sykevyöllä.

Juoksumatto. Juoksumattona 40 minuutin juoksussa oli OJK-1 (Telinekatajayhtymä, Kotka, Suomi). Juoksumaton koko oli 2×4 m.

6.4 Datan käsittely

NGIMU (x-io Technologies, UK) inertiamittausyksiköllä tallennettiin data suorituksen aikana laitteessa kiinni olevalle muistikortille. Muistikortilta data siirrettiin USB johdon avulla laitteesta tietokoneelle. Data muunnettiin CSV tiedostoiksi NGIMU SD Card File Converter.exe (x-io Technologies, UK) tiedoston muunnin ohjelmalla. NGIMU laitteet oli kalibroitu valmistajan toimesta.

6.4.1 Datan synkronointi ja prosessointi

Datan synkronointi ja prosessointi suoritettiin MATLAB R2018a -ohjelmalla (The MathWorks, 2018).

Juoksun alussa inertiamittausyksiköt (vasen nilkka, oikea nilkka, lantio) laitettiin päälle yksitellen ja tästä syystä inertiamittausyksiköiden mittaama data ei ole lähtökohtaisesti synkronoitu laitteiden kesken. Synkronointia helpottamaan luotiin mittareiden analogiseen kanavaan kanttiaalto, jonka perusteella eri anturien mittaama data saatiin synkronoitua. Mittalaitteistot menivät kuitenkin epäkuntoon tutkimuksen aikana, eikä kanttiaalto tallentunut osassa mittauksista mittareiden analogisessa kanavassa. Tällöin synkronointi tehtiin manuaalisesti vertaillen inertiamittausyksiköiden mittaamaa kiihtyvyydataa, josta näki selvästi koska juoksu on alkanut ja koska loppunut kullakin mittalaitteella. Manuaalinen datan synkronointi tehtiin sekunnin tarkkuudella.

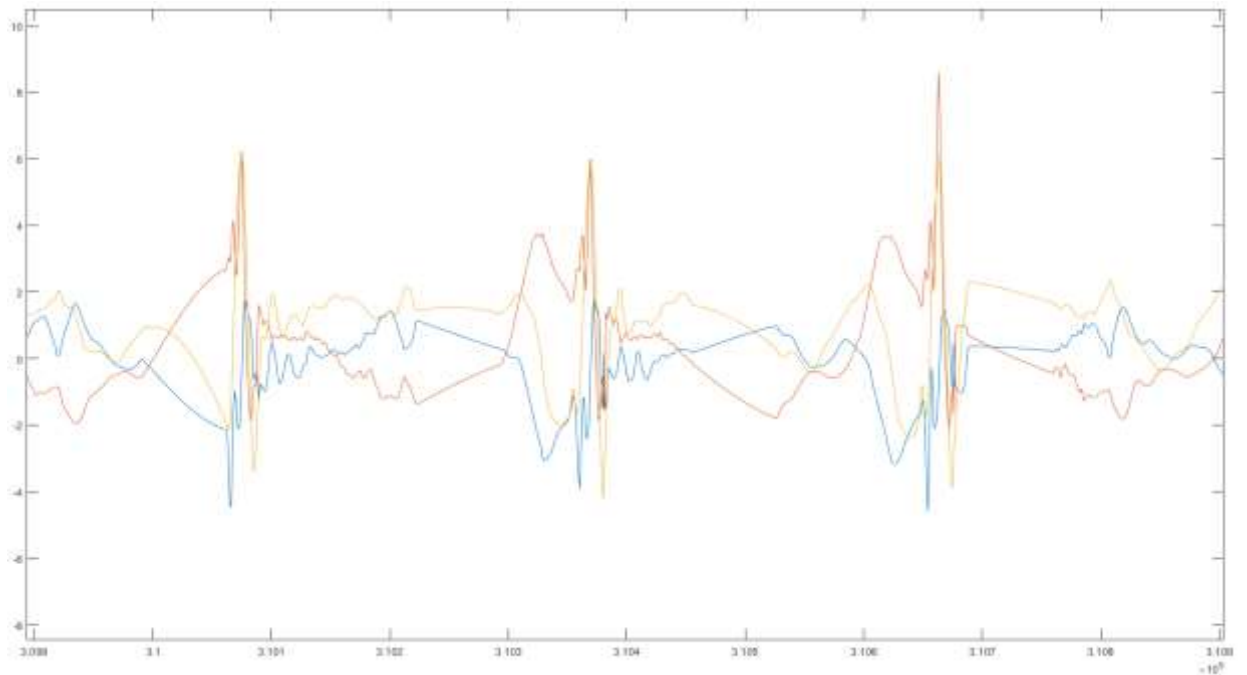
NGIMU laitteiden sisäiset sensorit suodattavat ja prosessoivat signaalin suoraan, jotta orientaatio maahan nähden tiedetään jokaisella ajan hetkellä. Vertikaali ja horisontaali kiihtyvyydet saadaan selville kiertämällä mitattuja (sensorikoordinaatistossa olevia) kiihtyvyyksiä sensorin orientaation verran (jotta kiihtyvyydet saadaan laboratorikoordinaatistossa). (x-io Technologies, 2020)

6.4.2 Datan analysointi

Resultanttikiihtyvyys tarkoittaa kiihtyvyyden suuruutta, jossa useamman akselin suuntaisesta kiihtyvyydestä lasketaan niiden yhdistetty kiihtyvyys. NGIMU antureiden mittaamasta kolmiakselisesta kiihtyvyydatasta laskettiin resultantti kiihtyvyys seuraavalla kaavalla:

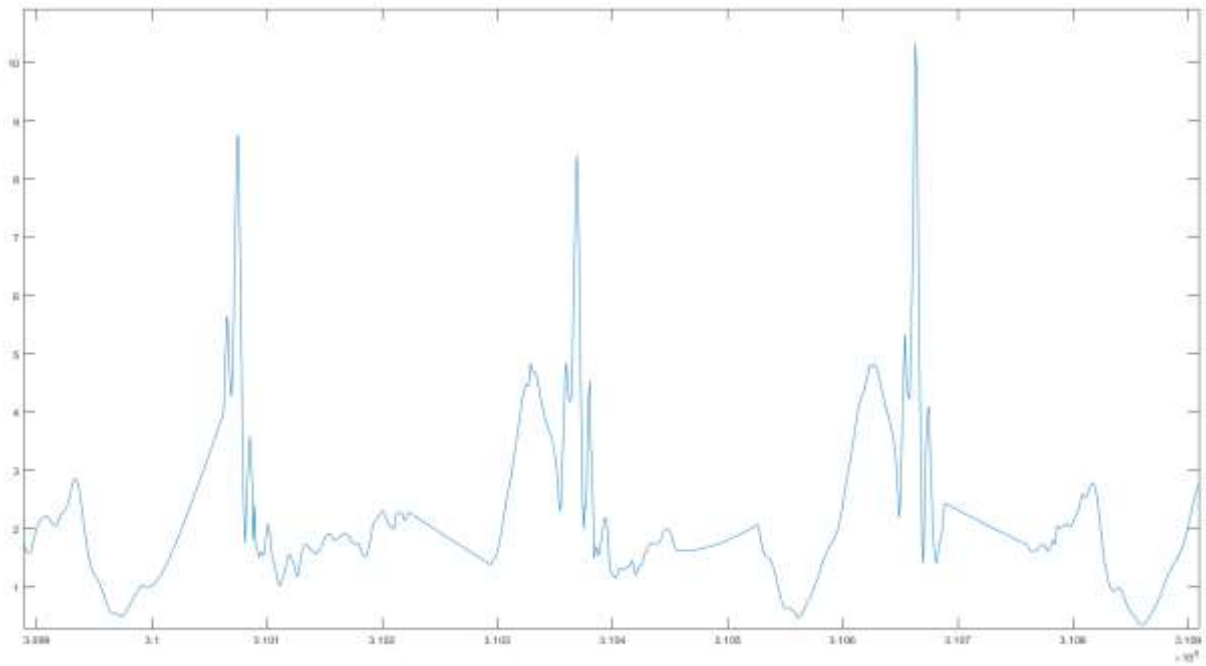
$$r = \sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)} \quad (2)$$

Kuvassa 9 on esimerkki yhden koehenkilön vasemman nilkan kiihtyvyydatasta ennen resultanttikiihtyvyyden laskentaa ja kuvassa 10 samasta kohdasta laskettu resultanttikiihtyvyys.



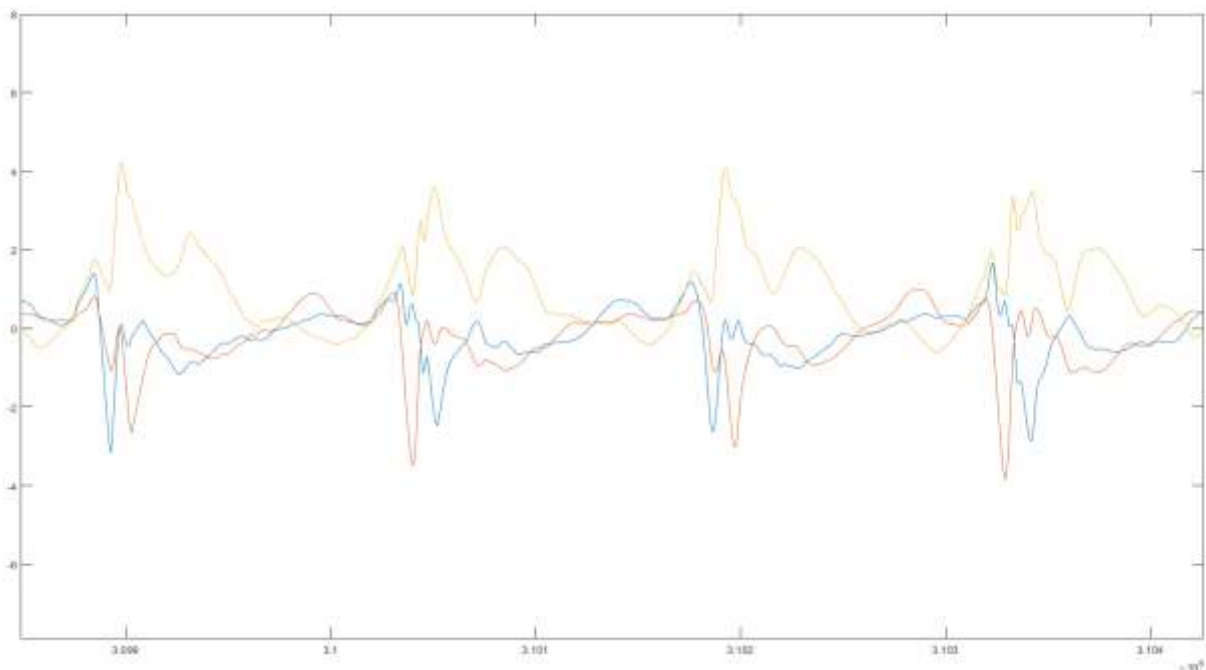
KUVA 9. x-, y- ja z-akselin suuntaiset vasemman nilkan kiihtyvyydet kolmen vasemman jalan askeleen ajalta.

Kuvassa 10 näkyvät kolme korkeinta huippupiikkiä kuvastavat kohtia, jolloin jalka törmää maahan. Resultanttikiihtyvyyksistä laskettiin juoksun jokaisen minuutin ajalta huippukiihtyvyyksien keskiarvo. Samat laskutoimitukset tehtiin vasemman -, oikean nilkan ja lantion kiihtyvyyksille.

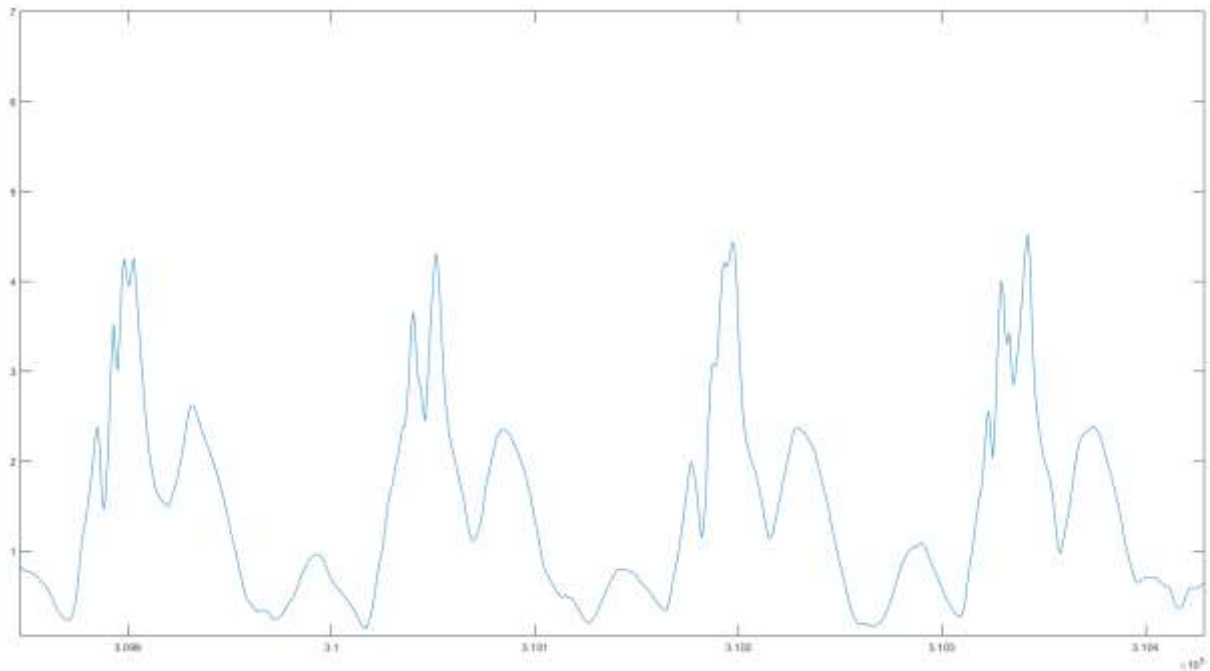


KUVA 10. Vasemman nilkan resultanttikihtyvyys kolmen vasemman jalan askeleen kohdalta.

Kuvissa 12 ja 13 näkyy vastaavasti lantion kiihtyvyydet ennen resultanttikihtyvyyden laskemista (kuva 12) ja resultanttikihtyvyyden laskemisen jälkeen (kuva 13).



KUVA 12. x-,y- ja z-akselin suuntaiset lantion kiihtyvyydet neljän askeleen ajalta.



KUVA 13. Lantion resultanttikiihtyvyys neljän askeleen kohdalta.

Resultanttikiihtyvyyksistä laskettiin myös askeltiheys. Askeltiheys laskettiin lantion resultanttikiihtyvyydestä algoritmin avulla, joka laski huippupiikkien välisen etäisyyden aikamääränä (Rantalainen ym. 2016). Myös askeltiheyksistä laskettiin minuutin keskiarvot koko juoksun ajalta. Askeltiheyden minuutin keskiarvot kerrottiin 60 sekunnilla, jotta saatiin tulokseksi askeleiden määrä minuuttia kohden. Nilkkojen resultanttikiihtyvyydestä laskettiin myös yhden jalan maakontaktien määrä minuuttia kohden samalla tavalla kuin lantion resultanttikiihtyvyydestä askeltiheys.

Horisontaaliresultantti tarkoittaa kiihtyvyyttä horisontaalitasossa. Horisontaaliresultantista ei ilmene suuntaa, eli tapahtuuko kiihtyvyys eteen- ja taaksepäin vai sivuttain. Lantion horisontaaliresultanttikiihtyvyydestä laskettiin keskihajonnan keskiarvo minuutin keskiarvoina koko juoksun ajalta ja sen avulla saatiin selville, kuinka paljon lantion kiihtyvyys horisontaalitasossa muuttuu juoksun edetessä. Tämä muuttuja kuvastaa vartalon horisontaalista liikehdintää. Horisontaaliresultanttikiihtyvyys laskettiin seuraavalla kaavalla.

$$Hres = \sqrt{(resultantti^2 - vertikaali^2)} \quad (3)$$

Matlab -ohjelmalla lasketut muuttujat tallennettiin .xlsx tiedostomuotoon, josta lopullinen analysointi, taulukot ja kuvaajat tehtiin Excel for Office 365 -ohjelmalla (Microsoft, Yhdysvallat).

6.5 Tilastolliset analyysit

Tutkittavien muuttujien huippukiihtyvyys, askeltiheys, horisontaalinen kiihtyvyys tilastollisia eroja tutkittiin SPSS Statistics 26 -ohjelmalla (IBM, Yhdysvallat). Tilastolliseen analyysiin otettiin koko juoksun ajalta 5 minuutin keskiarvot kustakin mitatusta muuttujasta. Muuttujien tilastollisia eroja selvitettiin yhdensuuntaisella Anova Repeated Measures testillä. Testin tulosten Greenhouse-Geisser tuloksen p-arvon mukaan merkattiin tuloksiin kunkin mitatun muuttujan kohdalle p-arvo. Muutokset tulkittiin tilastollisesti merkittäviksi, jos p-arvon tulos oli pienempi tai yhtä suuri kuin 0,05.

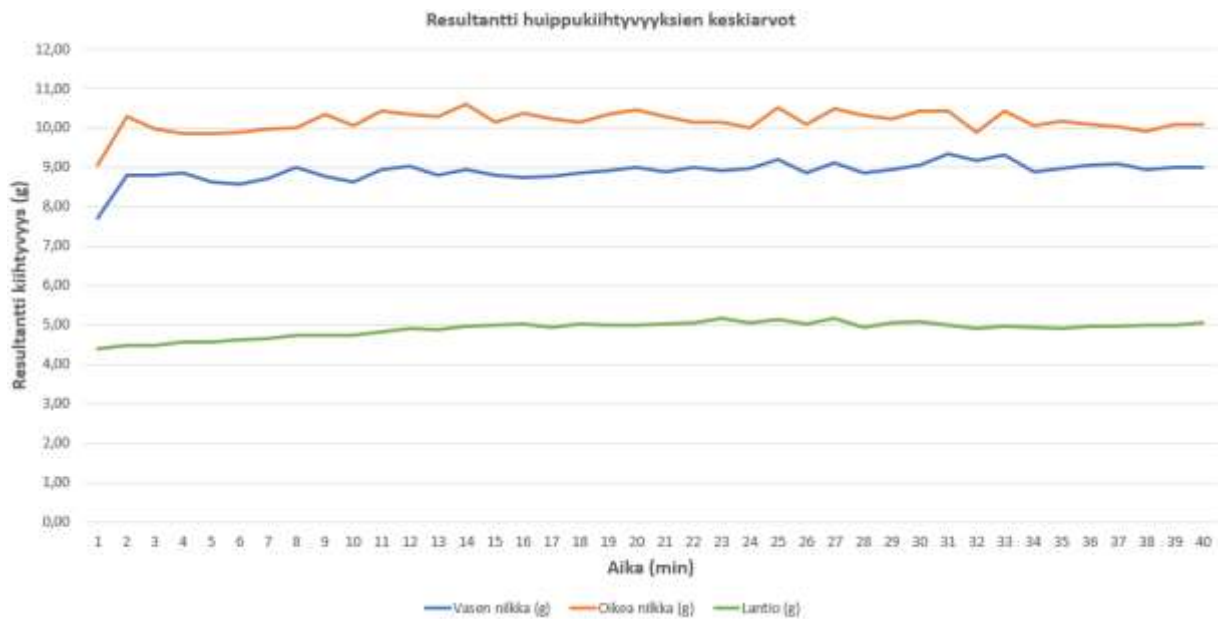
7 TULOKSET

7.1 Kiihtyvyyssiikit

Taulukossa 2 on esitetty koko otoksen (n=12) juoksujen jokaisen minuutin keskiarvot maakontakteista syntyneistä resultanttihuippukiihtyvyyksistä sekä keskiarvojen keskihajonnat. Keskiarvot on laskettu vasemman ja oikean nilkan sekä lantion kiihtyvyyksistä. Tilastollisesti merkitsevät erot on merkitty seuraavasti: $p < 0,05 = *$ ja $p < 0,01 = **$. Kuvassa 14 näkyy myös vastaavat keskiarvot kuvaajana.

TAULUKKO 2. Koko otoksen (n=12) resultanttikihtyvyyksien keskiarvot ja keskihajonnat jokaiselta juoksun minuutilta.

Aika (min)	Vasen nilkka (g)	Keskihajonta	Oikea nilkka (g)	Keskihajonta	Lantio (g)	Keskihajonta
1	7,70	2,74	9,07	3,06	4,41	1,24
2	8,80	3,40	10,30	3,51	4,49	1,39
3	8,80	3,31	9,97	3,56	4,49	1,26
4	8,87	2,93	9,85	3,42	4,56	1,32
5	8,64	2,74	9,85	3,55	4,55	1,32
6	8,58	2,83	9,88	3,39	4,62	1,40
7	8,72	2,77	9,96	3,31	4,65	1,35
8	9,00	3,00	10,02	3,50	4,73	1,36
9	8,77	2,53	10,35	3,55	4,75	1,33
10	8,62	2,36	10,07	3,59	4,74	1,40
11	8,95	2,43	10,43	3,57	4,82	1,44
12	9,03	2,55	10,34	3,62	4,90	1,52
13	8,80	2,41	10,28	3,80	4,88	1,43
14	8,94	2,55	10,61	3,73	4,95	1,57
15	8,80	2,59	10,15	3,49	4,99	1,51
16	8,74	2,42	10,38	3,65	5,02	1,60
17	8,78	2,16	10,22	3,26	4,93	1,59
18	8,87	2,23	10,15	3,44	5,02	1,51
19	8,92	2,43	10,34	3,34	5,00	1,57
20	9,00	2,13	10,45	3,55	4,99	1,54
21	8,90	2,37	10,28	3,32	5,01	1,53
22	9,01	2,35	10,15	3,43	5,06	1,54
23	8,92	2,39	10,14	3,73	5,16	1,62
24	8,96	2,47	10,00	3,74	5,06	1,63
25	9,20	2,48	10,53	3,33	5,12	1,51
26	8,84	2,56	10,09	3,45	5,01	1,55
27	9,11	2,50	10,49	3,55	5,15	1,49
28	8,85	2,31	10,32	3,33	4,94	1,56
29	8,94	2,44	10,22	3,44	5,05	1,60
30	9,06	2,72	10,43	3,65	5,07	1,63
31	9,33	2,91	10,43	3,38	4,98	1,42
32	9,18	2,93	9,89	2,83	4,91	1,56
33	9,30	2,91	10,44	3,63	4,97	1,64
34	8,90	2,49	10,07	3,48	4,93	1,56
35	8,97	2,69	10,16	3,54	4,92	1,52
36	9,05	2,72	10,09	3,64	4,95	1,54
37	9,08	2,72	10,03	3,48	4,97	1,55
38	8,96	2,87	9,92	3,58	4,99	1,62
39	8,99	2,69	10,07	3,64	5,00	1,58
40	9,00	2,79	10,08	3,50	5,05	1,58
p-arvo	0,196		0,173		0,002**	



KUVA 14. Koko otoksen (n=12) resultanttikiihtyvyyksien keskiarvot kuvaajana jokaiselta juoksun minuutilta.

Vasemman nilkan resultanttihuippukiihtyvyydet olivat keskiarvollisesti 82% suuremmat kuin lantion huippukiihtyvyydet, kun taas oikean nilkan huippukiihtyvyydet olivat keskiarvollisesti 108% suuremmat kuin lantiolta mitatut huippukiihtyvyydet. Oikean nilkan resultanttihuippukiihtyvyydet olivat keskiarvollisesti 14% suuremmat kuin vasemman nilkan huippukiihtyvyydet. Kuvan 14 kuvaajasta nähdään, että kiihtyvyydet kasvoivat trendinomaisesti juoksun edetessä.

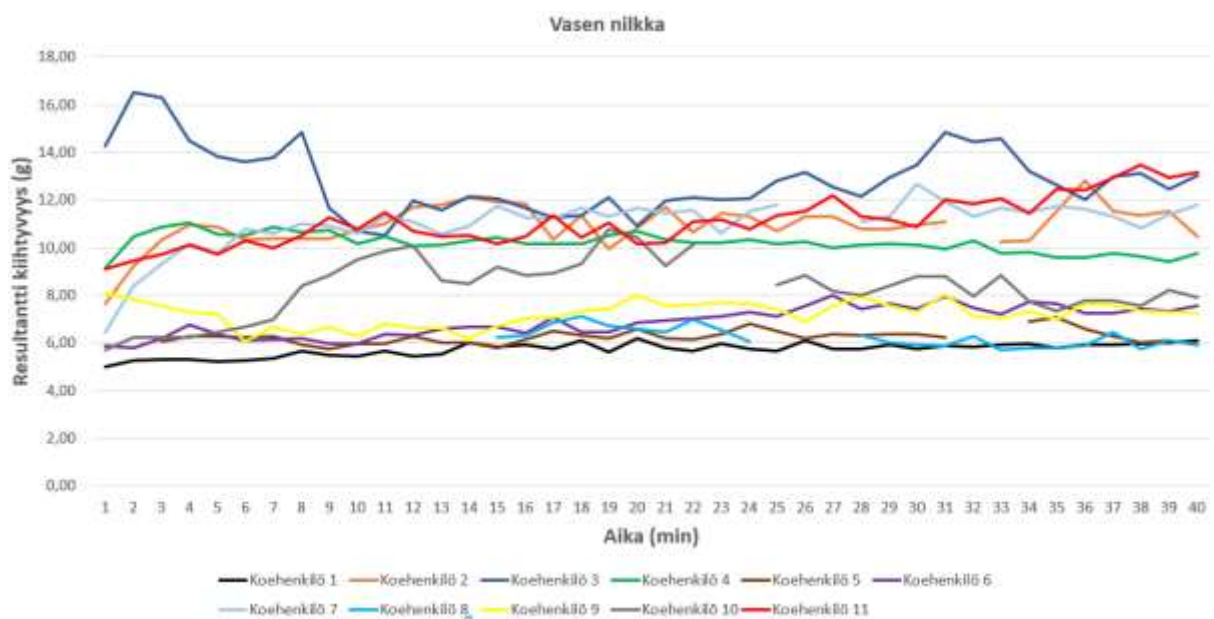
Vasen nilkka resultanttikiihtyvyyksien huippuarvot (taulukko 2 ja kuva 14). Vasemman nilkan huippukiihtyvyyksien keskiarvot olivat ensimmäiset minuutit selvästi alle 9g mutta juoksun lopussa kiihtyvyydet olivat 9g paikkeilla. Juoksun alusta mitatun 0-5 minuutin ja lopusta mitatun 35-40 minuutin välinen huippukiihtyvyyksien prosentuaalinen kasvu oli 5,2%. Tilastollisesti merkitsevää eroa ei ollut ($p > 0,05$).

Oikea nilkka resultanttikiihtyvyyksien huippuarvot (taulukko 2 ja kuva 14). Oikean nilkan huippukiihtyvyyksien keskiarvot olivat ensimmäiset minuutit alle 10g. Juoksun puolessa välissä kiihtyvyydet olivat selvästi yli 10g ja juoksun lopussa hieman yli 10 g. Juoksun alun 0-

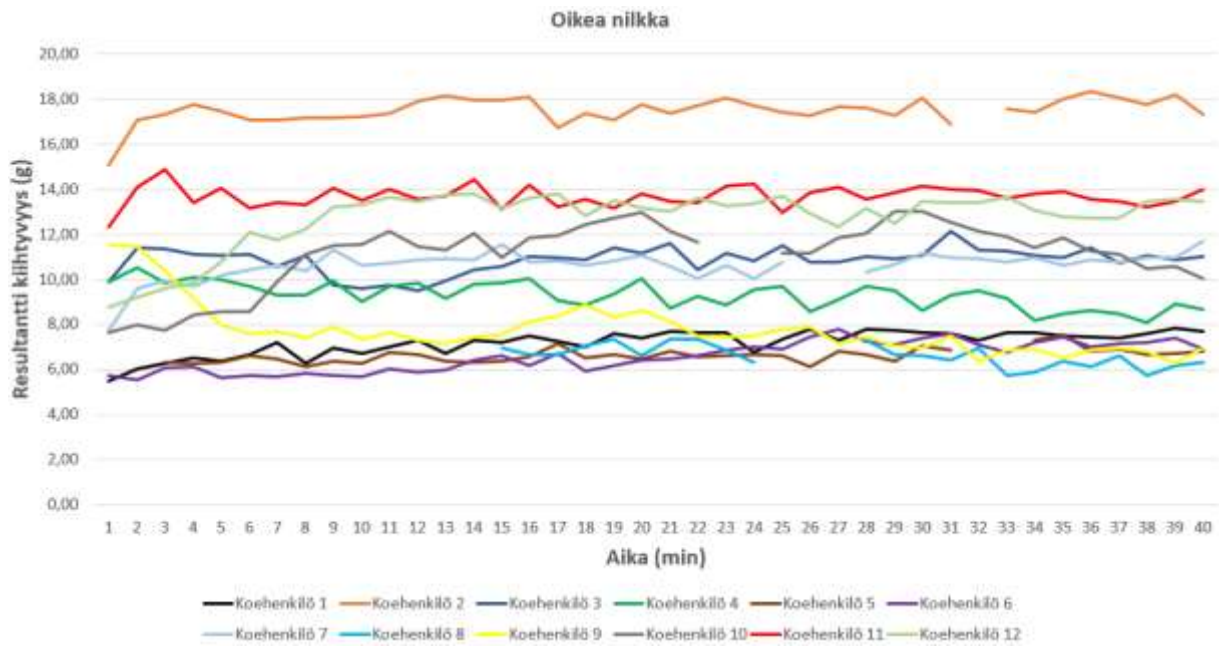
5 min ja lopun 35-40 min välinen huippukiihtyvyyksien prosentuaalinen kasvu oli 2,3%. Tilastollisesti merkitsevää eroa ei ollut ($p > 0,05$).

Lantio resultanttikiihtyvyyksien huippuarvot (taulukko 2 ja kuva 14). Lantion huippukiihtyvyyksien keskiarvot olivat juoksun alussa 4,5g paikkeilla. Juoksun puolessa välissä kiihtyvyydet nousivat hieman yli 5g. Juoksun lopussa kiihtyvyydet ovat 5g tienoilla. Juoksun alun 0-5 min ja lopun 35-40 min välinen huippukiihtyvyyksien prosentuaalinen kasvu oli 11%. Lantion resultanttikiihtyvyyksien huippuarvoissa oli tilastollisesti merkitsevä ero ($p = 0,002$).

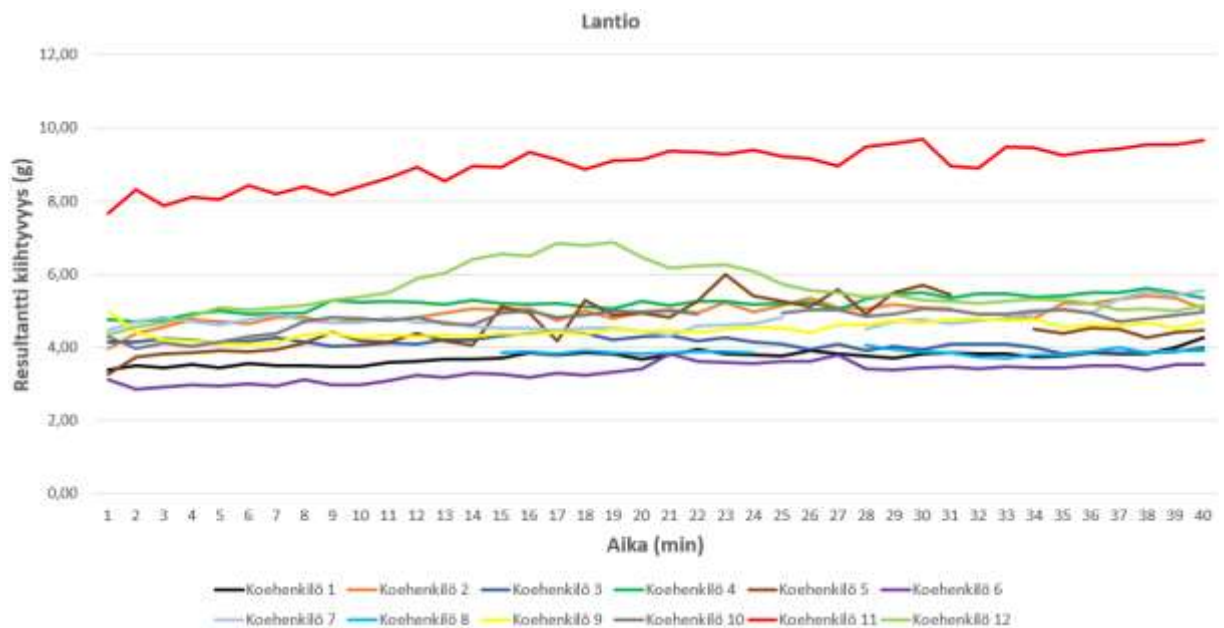
Kuvissa 15, 16 ja 17 nähdään vasemman ja oikean nilkan sekä lantion jokaisen minuutin resultanttikiihtyvyyksien huippupiikkien keskiarvot kaikilta testattavilta.



KUVA 15 Vasemman nilkan resultanttikiihtyvyyksien huippupiikkien keskiarvot jokaiselta minuutilta kaikilta testattavilta. Koehenkilö 12 mittaus epäonnistui. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyyksiantureiden kiinnitysten parantamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.



KUVA 16. Oikean nilkan resultanttikiihtyvyyksien huippupiikkien keskiarvot jokaiselta minuutilta kaikilta testattavilta. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyyssantureiden kiinnitysten parantamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.



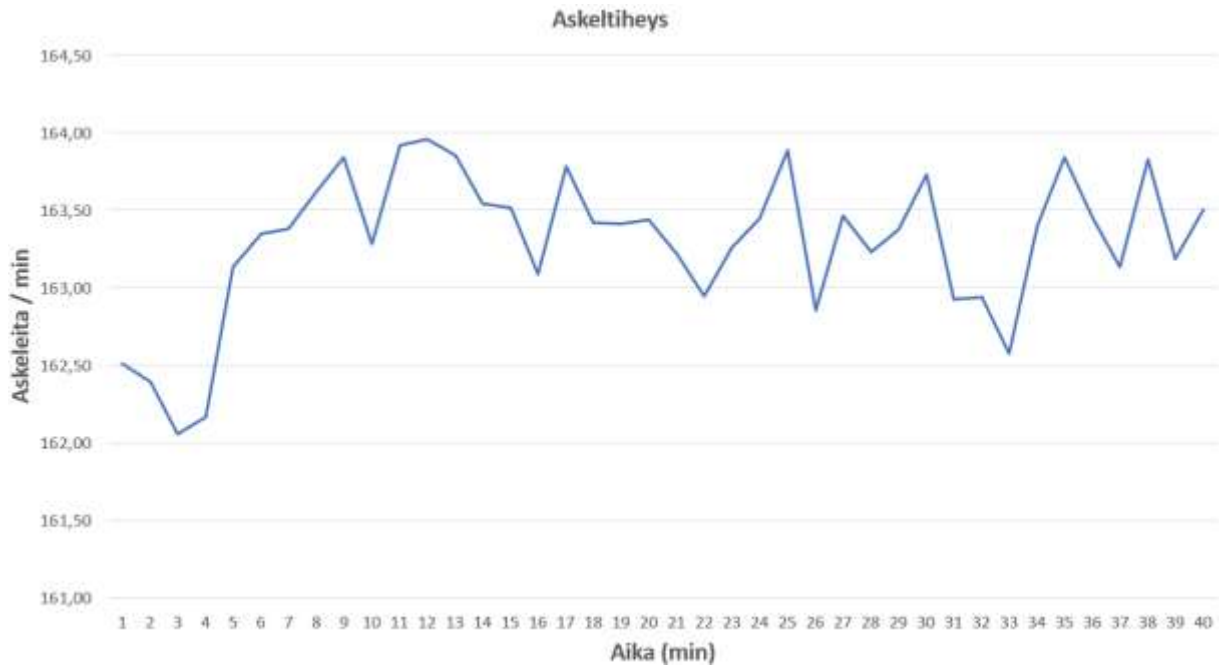
KUVA 17. Lantion resultanttikiihtyvyyksien huippupiikkien keskiarvot jokaiselta minuutilta kaikilta testattavilta. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyyssantureiden kiinnitysten korjaamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.

7.2 Askeltiheys ja jalkojen maakontaktit

Taulukossa 3 on esitetty koko otoksen (n=12) juoksujen jokaisen minuutin askeltiheys mitattuna askeleiden määränä minuuttia kohden sekä keskihajonnat. Askeltiheys on laskettu lantion resultanttikihtyvyyksistä. Kuvassa 18 näkyy vastaavat askeltiheydet kuvaajana.

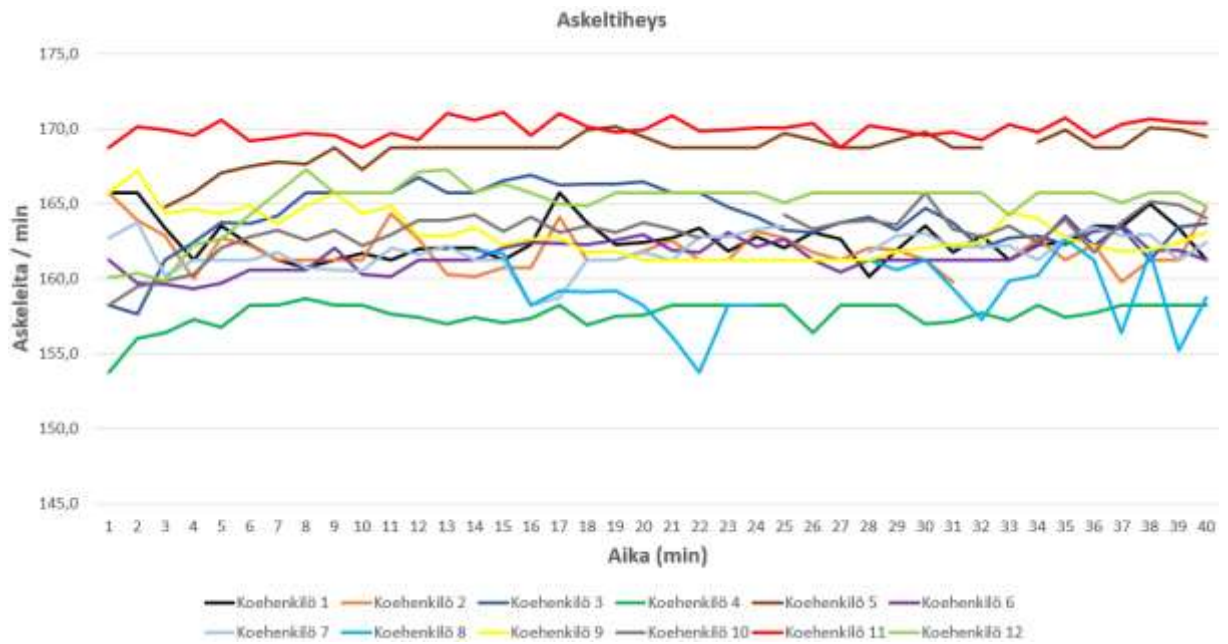
TAULUKKO 3. Askeltiheyden keskiarvot ja keskihajonnat jokaiselta juoksun minuutilta koko otoksella.

Aika (min)	Askeltiheys	Keskihajonta
1	162,51	4,63
2	162,40	4,49
3	162,06	3,59
4	162,16	3,40
5	163,13	3,61
6	163,35	3,08
7	163,38	3,30
8	163,62	3,59
9	163,84	3,55
10	163,28	3,30
11	163,92	3,61
12	163,96	3,62
13	163,85	4,06
14	163,55	3,71
15	163,52	3,92
16	163,09	4,08
17	163,78	3,92
18	163,42	3,96
19	163,42	3,89
20	163,44	3,88
21	163,22	4,12
22	162,94	4,38
23	163,27	3,78
24	163,44	3,73
25	163,89	3,47
26	162,85	4,50
27	163,46	3,47
28	163,23	3,53
29	163,37	3,43
30	163,73	3,66
31	162,93	3,70
32	162,94	3,81
33	162,58	3,29
34	163,40	3,37
35	163,84	3,62
36	163,45	3,23
37	163,14	3,92
38	163,83	3,68
39	163,19	4,31
40	163,51	3,66
p-arvo	0,196	



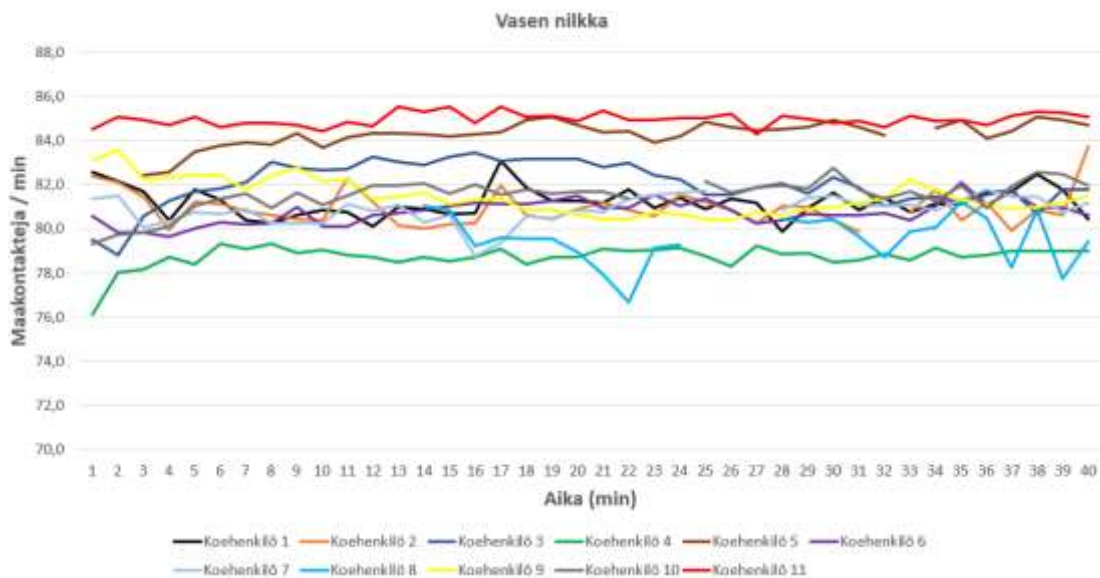
KUVA 18. Askeltiheyden keskiarvot jokaiselta juoksun minuutilta kuvaajana koko otoksella.

Askeltiheys (taulukko 3 ja kuva 18). Askeltiheyksien keskiarvot olivat alimmillaan 2-3 minuutin kohdalla, jolloin keskiarvo on 162,1 askelta minuutissa. Neljän minuutin kohdalla askeltiheys lähti kasvamaan. Tämän jälkeen askeltiheyksien keskiarvo heilahteli jonkin verran mutta pysyi suunnilleen välillä 163-164 askelta minuutissa. Juoksun alun 0-5 min ja lopun 35-40 min välinen askeltiheyden prosentuaalinen kasvu oli 0,6%. Tilastollisesti merkitsevää eroa ei ollut ($p > 0,05$). Koehenkilöiden yksilölliset askeltiheydet juoksun ajalta näkyvät kuvassa 19.

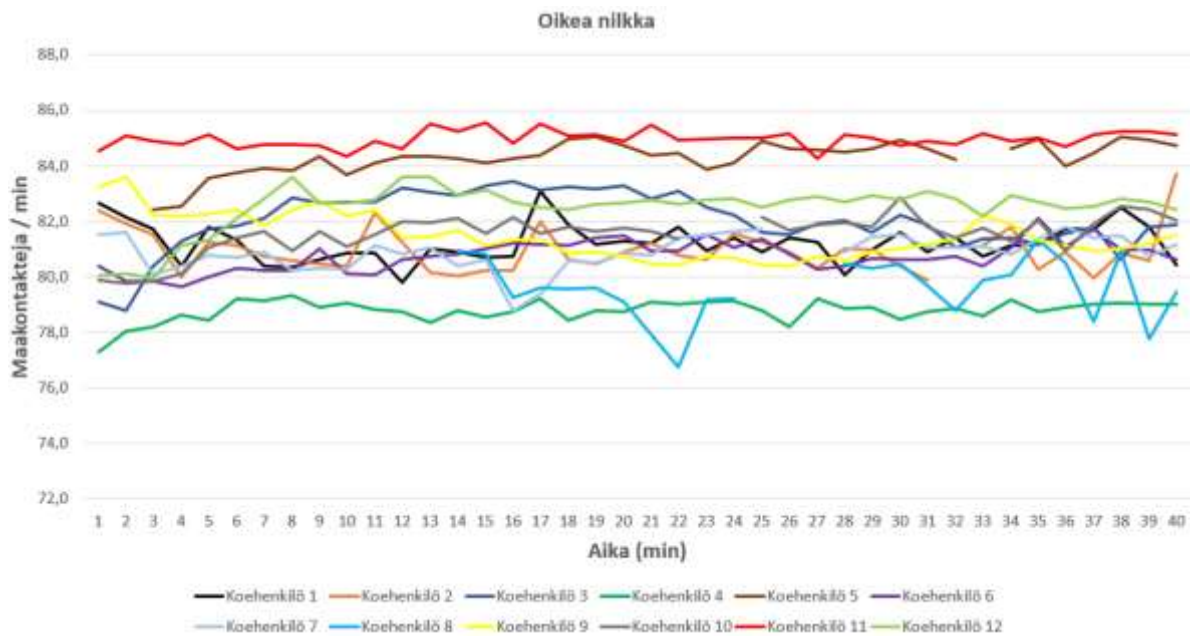


KUVA 19. Testattavien askeltiheys koko juoksun ajalta. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyyssantureiden kiinnitysten korjaamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.

Kuvissa 20 ja 21 näkyy vasemman ja oikean jalan maakontaktien lukumäärä jokaiselta testattavalta koko juoksun ajalta.



KUVA 20. Vasemman jalan maakontaktit. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyyssantureiden kiinnitysten parantamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.



KUVA 21. Oikean jalan maakontaktit. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyyssantureiden kiinnitysten parantamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.

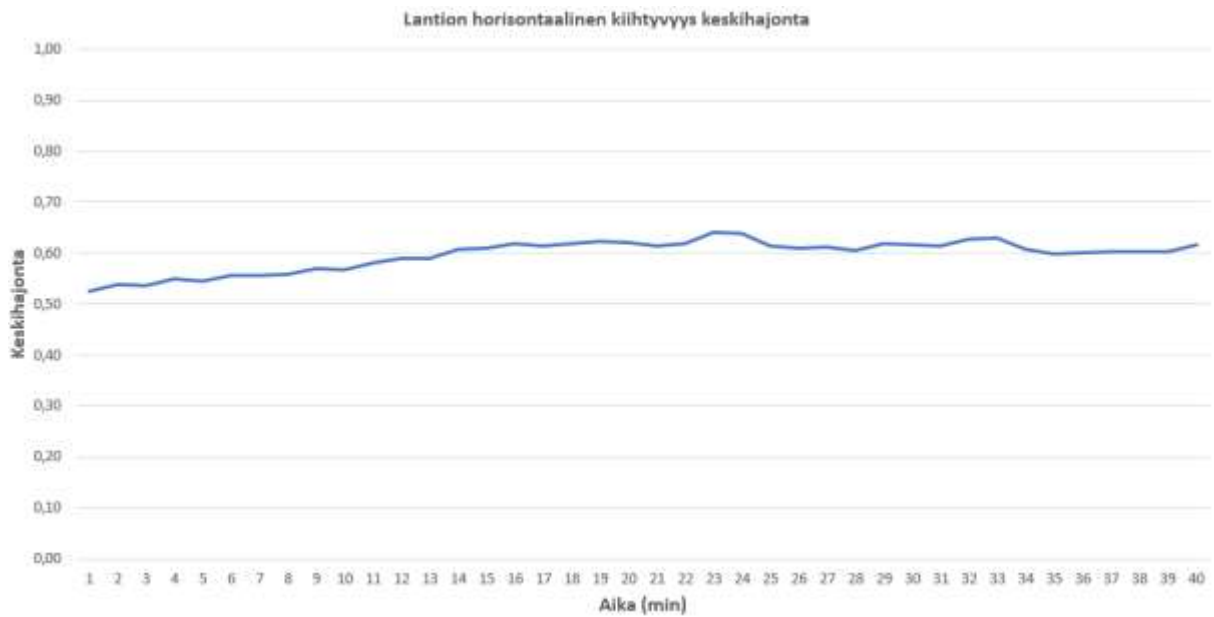
7.3 Lantion horisontaalikiihtyvyys

Taulukossa 4 on esitetty koko otoksen (n=12) juoksujen jokaisen minuutin lantion horisontaalikiihtyvyyden keskihajontojen keskiarvot sekä keskihajonnat. Horisontaalikiihtyvyyksien keskihajontojen keskiarvot on laskettu lantion kiihtyvyyksien horisontaaliresulantista. Tilastollisesti merkitsevät erot on merkitty seuraavasti: $p < 0,05 = *$ ja $p < 0,01 = **$. Kuvassa 22 näkyy vastaavat tulokset kuvaajana.

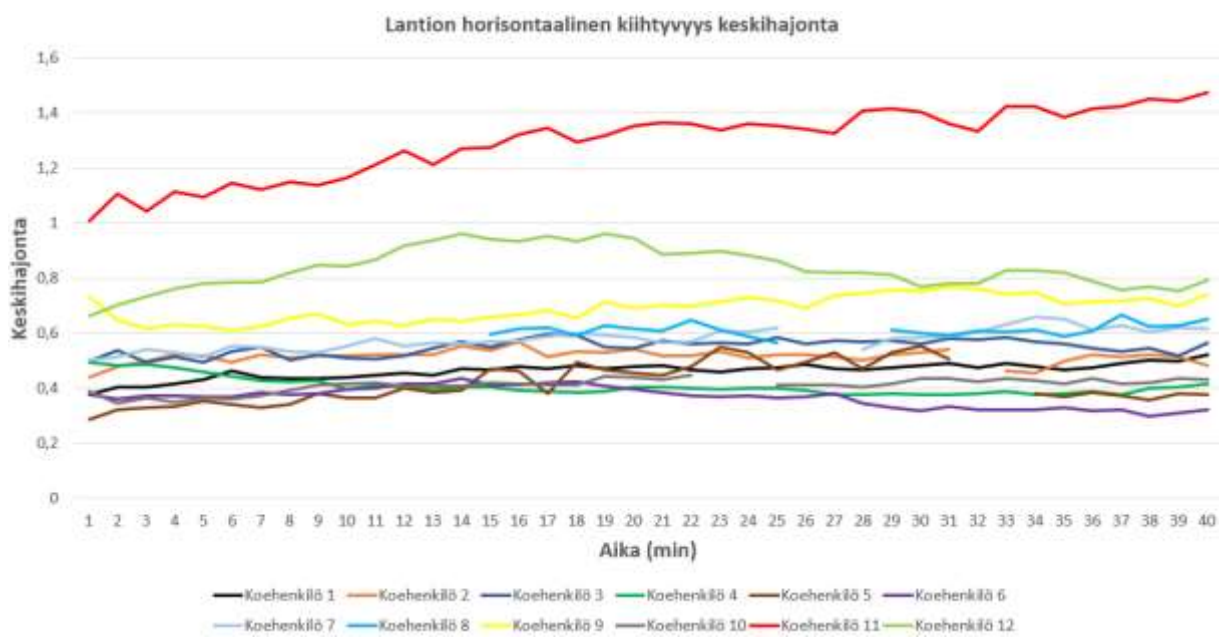
Lantion horisontaalikiihtyvyys keskihajonta (taulukko 4 ja kuva 22). Lantion horisontaalikiihtyvyyksien keskihajonta oli ensimmäiset viisi minuuttia välillä 0,53-0,55. Keskihajonta nousi tasaisesti ensimmäiset 14 minuuttia, josta lähtien koko loppumatkan lantion horisontaalikiihtyvyyksien keskihajonta oli välillä 0,60-0,64. Juoksun alun 0-5 min ja lopun 35-40 min välinen lantion horisontaalikiihtyvyyden keskihajonnan prosentuaalinen kasvu oli 12%. Lantion horisontaalikiihtyvyyksien keskihajonnan suhteen oli tilastollisesti merkitsevä ero ($p = 0,043$) Koehenkilöiden yksilölliset lantion horisontaalikiihtyvyyksien keskihajonnat juoksun ajalta näkyvät kuvassa 23.

TAULUKKO 4. Lantion horisontaalikiihtyvyyden keskihajonnan keskiarvot ja keskihajonnat jokaiselta juoksun minuutilta koko otoksella.

Aika (min)	Lantion horisontaali kiihtyvyys keskihajonta (sd)	Keskihajonta
1	0,53	0,21
2	0,54	0,22
3	0,54	0,21
4	0,55	0,23
5	0,55	0,22
6	0,56	0,23
7	0,56	0,23
8	0,56	0,24
9	0,57	0,23
10	0,57	0,24
11	0,58	0,25
12	0,59	0,27
13	0,59	0,26
14	0,61	0,27
15	0,61	0,26
16	0,62	0,27
17	0,62	0,28
18	0,62	0,26
19	0,62	0,27
20	0,62	0,28
21	0,61	0,27
22	0,62	0,27
23	0,64	0,27
24	0,64	0,28
25	0,61	0,27
26	0,61	0,29
27	0,61	0,27
28	0,61	0,30
29	0,62	0,29
30	0,62	0,28
31	0,61	0,27
32	0,63	0,29
33	0,63	0,30
34	0,61	0,30
35	0,60	0,29
36	0,60	0,29
37	0,60	0,29
38	0,60	0,30
39	0,60	0,30
40	0,62	0,31
p-arvo	0,043*	



KUVA 22. Lantion horisontaalikiihtyvyyden keskihajonta jokaiselta juoksun minuutilta kuvaajana koko otoksella.



KUVA 23. Lantion horisontaalikiihtyvyyksien keskihajonnat. Puuttuvat kohdat käyrissä tarkoittaa, että juoksu keskeytettiin joko kiihtyvyydsantureiden kiinnitysten parantamiseksi tai kengän nauhojen sitomisen ajaksi.

8 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, pystyykö nilkkoihin ja lantiolle puettavilla kiihtyvyyssantureilla mittaamaan juoksun askelluksesta aiheutuvien tärähdyksien ja kiihtyvyyssiirtojen muutoksia pidempikestoisen juoksun aikana henkilöillä, jotka eivät harrasta pitkänmatkan juoksua. Tutkimuksessa tutkittiin maakontaktista syntyvien huippukiihtyvyyksien, askeltiheyden ja lantion horisontaalikihtyvyyksien vaihtelun muutoksia 40 minuutin mittaisen juoksun aikana. Maakontaktista syntyvä resultanttihuippukiihtyvyys kasvoi merkitsevästi lantiossa juoksun edetessä. Nilkoista mitattu resultanttihuippukiihtyvyys ei kasvanut merkitsevästi mutta trendiomaista kasvua on tuloksissa nähtävissä. Askeltiheys ei muuttunut merkitsevästi juoksun aikana. Lantion horisontaalikihtyvyyksien vaihtelu kasvoi merkitsevästi juoksun aikana.

8.1 Resultanttikiihtyvyys

Resultanttikiihtyvyydestä tutkittiin kiihtyvyyksien huippupiikkejä. Resultanttikiihtyvyyden huippupiikit syntyvät, kun jalka törmää maahan (Heiden ym. 2004; Mercer ym. 2003; Sinclair ym. 2013). Juoksun edetessä huippukiihtyvyydet kasvoivat juoksun edetessä etenkin lantiossa, jonka huippukiihtyvyyksien kasvu oli myös tilastollisesti merkittävä. Vasemman ja oikean nilkan kiihtyvyyksissä oli havaittavissa myös lievä huippupiikkien kasvu mutta yksilölliset erot olivat melko suuret. Tilastollisesti merkittävää kiihtyvyyden kasvua ei nilkoissa tapahtunut. Näin ollen hypoteesi, että väsymisen vaikutus juoksua harrastamattomilla henkilöillä vaikuttaisi selvästi maakontaktin huippukiihtyvyyksiin kävi tämän tutkimuksen osalta toteen lantion suhteen mutta ei nilkkojen suhteen vaikkakin kiihtyvyyksien trendinomaista kasvua vaikutti olevan havaittavissa myös nilkoissa.

Aiemmat tutkimukset ovat osoittaneet ristiriitaisia tuloksia väsymisen vaikutuksesta säären huippukiihtyvyyteen juoksun askelluksen törmäysvaiheissa. García-Pérez ym. (2014) ja Mercer ym. (2003) eivät havainneet väsymyksen vaikuttavan säären huippukiihtyvyyteen, kun taas Derrick ym. (2002), Mizrahi ym. (2001) ja Verbitsky ym. (1998) tutkimuksissa väsymys lisäsi säären huippukiihtyvyyttä. Ristiriitaiset tulokset väsymyksen vaikutuksista

huippukiihtyvyyksiin voi vaikuttaa erot väsytyksen protokollissa sekä tutkittavien juoksutausta ja ikä.

Verbitsky ym. (1998) havaitsivat tutkimuksessaan, että juoksumatolla juostessa koko kehon väsymys johtaa selvään sääriluun kiihtyvyyden nousuun. He selittivät säären kiihtyvyyden nousun johtuvan siitä, että väsyneet lihakset eivät kykene kontrolloimaan polven koukistusta ja ojennusta kantapään törmätessä maahan, jolloin iskunvaimennus heikkenee. (Verbitsky ym. 1998) Flynn ym. (2004) tutkivat puolestaan paikallisen lihasväsymyksen vaikutusta säären huippukiihtyvyyteen. Heidän tutkimuksessansa väsytyksen tehtiin nilkan koukistaja ja ojentaja lihaksiin ja juoksun sijaan käytettiin juoksun maakontaktin törmäystä simuloivaa heilurijärjestelmää. Heidän tutkimuksessaan nilkan koukistaja ja ojentaja lihasten väsytyksen johti säären huippukiihtyvyyden laskuun. Flynn ym. (2004) tutkimuksessa ei testattavilla ollut yleistä tai koko kehon väsymystä. (Flynn ym. 2004) Mizrahi ym. (1997) ehdottivat, että iskunvaimennuksen väheneminen väsymyksen takia juoksussa johtuisi synergisti lihasten hallinnan heikentymisestä enemmän kuin paikallisesta lihasväsymyksestä, joka siten häiritsisi eksentristä ja konsentrista energianvaihtoa. (Mizrahi ym. 1997)

Tuloksista nähdään, että jalkojen välillä oli selvä ero huippukiihtyvyyksissä oikean jalan kiihtyvyyksien ollen noin 14% suuremmat läpi juoksun. Nämä erot saattavat johtua siitä, että yleensä ihmisillä on aina toinen jalka hallitsemampi sekä jalkojen lihaksiston vahvuudessa voi olla eroja. Osa ponnistaa aina oikealla jalalla ja osa vasemmalla jalalla. Myös jalkojen pituudessa saattaa olla eroja. Nämä voivat vaikuttaa juoksun askellukseen. Tässä tutkimuksessa ei kuitenkaan tutkittu tai kysytty hallitsevaa jalkaa eikä mitattu jalan pituutta. Lisäksi vasemman ja oikean jalan huippukiihtyvyyksien vertailu tässä tutkimuksessa ei ole mielekäästä, koska kiihtyvyyksianturit kiinnitettiin hihnalla ja teipillä nilkkoihin, jolloin eroja jalkojen välillä saattaa kiihtyvyyksien voimakkuuksiin syntyä, jos toinen kiihtyvyyksianturi on tiukemmin kiinni kuin toinen.

Tässä tutkimuksessa tutkittiin ei juoksua harrastavia henkilöitä olettaen, että 40 minuutin yhtäjaksoinen juoksu aiheuttaisi yleistä uupumusta. Väsymys oli todennäköisesti tutkittavilla eri asteista. Lantion maakontaktin huippukiihtyvyydet kasvoivat merkitsevästi ja voisi olettaa, että testattavien jalkojen lihaksisto saattoi olla sen verran väsynyt, ettei iskua enää jakseta yhtä

paljon vaimentaa, jolloin maakontaktista kehoon lähtevä iskuaalto tulee suurempana lantioon, joka täten näkyy lantion kiihtyvyyksien kasvuna. Koska nilkoista mitatut maakontaktin huippukiihtyvyydet eivät kuitenkaan kasvaneet merkitsevästi, ei pelkkä jalkojen lihaksiston väsymys selitä lantion kiihtyvyyksien kasvua. Lantion horisontaaliresultanttikihtyvyyksien vaihtelun havaittiin kasvavan juoksun edetessä merkitsevästi ja syy tähän kasvuun saattaa olla se, ettei vartalon tasapainoista ja ryhdikästä juoksuasentoa jakseta ylläpitää. Keskivartalon lihaksisto auttaa ylläpitämään juoksuasentoa ja voisi olettaa, että keskivartalon lihaksisto on testattavilla väsynyt, jolloin yhdessä jalkojen lihaksiston väsymisen kanssa nämä saavat aikaan lantion maakontaktin resultanttihuippukiihtyvyyksien kasvun.

Vaikkakin tässä tutkimuksessa nilkkojen huippukiihtyvyydet hieman kasvoivat juoksun edetessä, niin tilastollisesti merkittävää muutosta ei tapahtunut. Yksi 40 minuutin tasavauhtinen juoksu ei luultavasti vielä rasita jalkojen lihaksistoa niin paljon, että selviä muutoksia näkyisi nilkkojen huippukiihtyvyyksissä. Olisi mielenkiintoista tutkia miten huippukiihtyvyydet muuttuisivat, jos samat koehenkilöt juoksisivat saman testin useamman kerran viikossa. Silloin nähtäisiin todenmukaisempi kuva, millaisia muutoksia juoksuharrastuksen aloittavien henkilöiden juoksun törmäysvaiheiden kiihtyvyyksille tapahtuu. Juoksuharrastuksen aloittavat henkilöt saattavat usein juosta lenkkejä ilman riittävää palautumisaikaa edellisestä harjoituksesta. Tällöin voisi olettaa myös selkeämpiä muutoksia nilkkojen kiihtyvyyksissä, kun juostaan jalkojen ollessa jo valmiiksi väsyneet.

8.2 Askeltiheys

Askeltiheyttä mitattiin lantion kiihtyvyyksien huippupiikkien välisistä etäisyyksistä. Juoksun alun jälkeen askeltiheys nousi hieman mutta tasaantui 7 minuutin kohdalla ollen melko muuttumaton koko loppujuoksun. Tilastollisesti merkittävää muutosta ei tapahtunut.

Useat aiemmat tutkimukset ovat todenneet, että väsymisen johdosta juoksun askeltiheys pienenee ja askelpituus kasvaa. (Dutto & Smith 2002; García-Pérez ym. 2013; Hunter & Smith 2007; Mizrahi ym. 2000; Willson & Kernozek, 1999) Toisaalta todella pitkäaikaisessa juoksussa muutokset ovat päinvastaisia. Place ym. (2004) tutkimuksessa juostiin 5 tuntia samalla nopeudella, jolloin askeltiheys kasvoi ja askelpituus lyheni. Samat havainnot tekivät

myös Kyröläinen ym. (2000) tutkiessaan maratonjuoksua. Erot näissä tutkimuksissa selittyvät luultavasti sillä millaista väsymys on eli syntyykö väsymys juoksemalla yli anaerobisen kynnyksen, jolloin energiaa tuotetaan anaerobisesti vai juoksemalla oikein pitkäkestoinen ja tasavauhtinen juoksu, jolloin lihasten energiantuotto tapahtuu pääsääntöisesti hapen avulla mutta sentraalista väsymystä syntyy, jolloin lihaksia ei jakseta enää käskyttää riittävästi.

Tässä tutkimuksessa ei askeltiheydessä havaittu merkittävää muutosta. Luultavasti väsymistä ei koehenkilöille tullut riittävästi, jotta askeltekniikkaa olisi tarvinnut muuttaa vaan testattavat jaksoivat pitää juoksutekniikan melko muuttumattomana koko juoksun ajan. Myöskään juoksun kesto ei luultavasti ollut riittävän pitkä, jotta vastaavaa askeltiheyden kasvua olisi tapahtunut kuin Kyröläinen ym. (2000) maratonjuoksussa tai Place ym. (2004) 5 tunnin juoksussa.

8.3 Lantion liike horisontaalisuunnassa

Lantion horisontaalista liikettä mitattiin lantion kiihtyvyyssanturin tuloksista laskemalla horisontaaliresultanttikiihtyvyyden keskihajonta minuutin keskiarvoina. Lantion horisontaalinen liikkeen vaihtelu kasvoi juoksun edetessä merkitsevästi.

Juoksussa vartalon tehtävänä on tasapainottaa vartaloa, auttaa juoksuasennon ylläpitämisessä sekä vaimentaa maakontaktista syntyvää iskuaaltoa (Schütte ym. 2015). Koblbauer ym. (2014) havaitsivat, että aloittelevilla juoksijoilla yksi suurimmista väsymyksen aiheuttamista kinemaattisista muutoksista oli vartalon kallistuminen enemmän eteenpäin (Koblbauer ym. 2014). Schütte ym. (2015) tutkimuksessa väsyneenä juostessa vartalon horisontaalisten kiihtyvyyksien variaatio kasvoi. Jalkojen väsymisen on todettu lisäävän vartalon huojuntaa (McGregor ym. 2011).

Tässä tutkimuksessa lantion horisontaalikihtyvyyksien keskihajonta kasvoi eli vartalon liikehdinnän variaatio kasvoi tilastollisesti merkittävästi. Vaikka ei juostu yli anaerobisen kynnyksen eikä maratonmittaista juoksua, niin kokemattomalla juoksijalla 40 minuutin juoksu sai luultavasti sen verran aikaan uupumusta, että vartalon tasapainoista ja ryhdikästä asentoa ei jaksettu ylläpitää koko juoksun ajan. Ensimmäiset 14 minuuttia lantion horisontaalisten

kiihtyvyyksien keskihajonta kasvoi melko tasaisesti ja tämä saattaa johtua siitä, että lihakset lämpenevät vielä ja koehenkilöt totuttelivat juoksuun. Koehenkilöiden välillä oli tuloksissa melko isoja eroja. Muista poiketen koehenkikö 6 ja 12 tuloksissa kiihtyvyyksien variaatio nousi ensimmäiset 14 minuuttia mutta lähti sen jälkeen selvään laskuun, jota jatkui juoksun loppuun asti. Koehenkilön 11 kiihtyvyyksien variaatio oli koko juoksun ajalta selvästi muita suurempaa. Tässä voidaan epäillä, oliko kiihtyvyyksianturit lantiolla huonosti kiinnitetty. Tätä oletusta tukee myös se, että saman koehenkilön resultantti kiihtyvyyksien huippupiikit lantiosta mitattuna olivat selvästi muita testattavia suuremmat koko juoksun ajan.

8.4 Rasitusvammat ja niiden ehkäisy kiihtyvyyksianturien avulla

Monet tutkimukset ovat todenneet, että aloittelevilla juoksijoilla on lisääntynyt riski saada jokin juoksuun liittyvä rasitusvamma. (Bredeweg ym. 2014; Hoffman ym. 2015) Aloittavilla juoksijoilla suurimmat riskit rasitusvammojen syntyyn ovat yhtäkkinen juoksukilometrien määrän nousu, jolloin juostaan usein väsyneenä. (Hreljac ym. 2004) Väsyneenä juostessa juoksutekniikka useina muuttuu ja syitä rasitusvamman syntymiseen voi olla monia.

Bazuelo-Ruiz ym. (2018) tutkimuksessa havaittiin, että riippuen jalan rakenteesta, väsymyksellä on erilaisia vaikutuksia jalkapohjan kuormitusmalliin kontaktivaiheessa. Väsymyksen vaikutus jalan kuormitusmalliin voidaan yhdistää eri juoksuvammoihin. (Bazuelo-Ruiz ym. 2018)

Väsyneessä juostessa lihasten suojakyky sekä iskunvaimennuksen heikkeneminen altistaa juoksuvammojen syntymiselle. (Mizrahi ym. 2000) Mikäli väsyneenä jalan törmäyksestä maahan aiheutuvaa iskua ei lihakset kykene riittävästi vaimentamaan, sääriluu joutuu taipumaan liiallisesti ja tällöin syntyy riski sääriluun rasitusmurtumalle (Milgrom ym. 2007; Mizrahi ym. 2000) Iskunvaimennuksen heikkeneminen voi kasvattaa myös selkärangan vammojen riskiä sekä nivelten ja nivelrustojen rappeutumista. (Mizrahi ym. 2001)

Kiihtyvyyksianturien avulla pystytään seuraamaan kiihtyvyyksiä ja täten arvioimaan myös iskunvaimennusta sekä iskunvaimennuksen muutoksia juoksun kestäessä pidempään. Kiihtyvyyksianturien avulla pystyttäisiin mahdollisesti välttämään rasitusvammojen syntyä, jos

reaaliaikaisesti esimerkiksi urheilukelloon tai puhelimeen tulisi tieto maakontakti vaiheen huippukiihtyvyyksien selvästä kasvusta, jolloin juoksija osaisi lopettaa juoksun riittävän ajoissa. Myös selvät muutokset tekniikassa voitaisiin havaita kiihtyvyyssanturien avulla, jolloin tekniikan muuttuessa selvästi voitaisiin ajatella, että myös rasitus voisi kuormittaa kehoa väärällä tavalla, jolloin rasitusvammojen riski syntyy. Tämän tutkimuksen perusteella merkittävät muutokset maakontaktin huippukiihtyvyyksistä havaitaan ensimmäiseksi lantiosta. Tähän vaikuttaa luultavasti keskivartalon lihaksiston väsyminen, jolloin vartalon huojunta tapahtuu lisää lisäten lantion kiihtyvyyksiä. Lantiosta mitattuna voitaisiin saada tieto väsymisestä aiemmin ennen kuin sääreen vaikuttavat kiihtyvyydet edes muuttuvat liian suuriksi.

8.5 Kiihtyvyyssanturin mahdollisuuksia

Kiihtyvyyssantureilla pystyy selvittämään monia juoksuun liittyviä biomekaanisia muuttujia, joita pystyttäisiin hyödyntämään reaaliaikaisesti, jos tiedot siirtyisivät kiihtyvyyssantureista suoraan urheilukelloon tai puhelimeen. Juoksun edetessä tapahtuvat muutokset juoksutekniikassa saataisiin kiihtyvyyssanturien avulla selville, jolloin juoksija voisi itse tehdä muutoksia juoksutekniikkaan tai lopettaa juoksun. On kuitenkin huomioitava, että muuttamalla juoksutyylä etenkä väsyneenä on riski, että juoksu saattaa näyttää paremmalta tietyn muuttujan suhteen mutta lopputulos kuormittavuuden suhteen voi olla kuitenkin haitallista ja altistaa vamman syntyyn, jos tekniikkaa muutetaan itselle haitalliseksi. Jos esimerkiksi törmäysvaiheen huippukiihtyvyydet kasvavat merkittävästi ja juoksija muuttaa tekniikkaa siten, että huippukiihtyvyydet laskevat, niin on vaarana, että jalan nivelkulmat eivät ole enää normaalit tai maakontakti otetaan vastaan jalan ollessa epänormaalissa asennossa. Olisikin tärkeää, että mahdollisimman monia juoksun askelluksen muuttujia pystyttäisiin mittaamaan samanaikaisesti, jotta kiihtyvyyssantureilla saataisiin kokonaiskuva tekniikasta eikä pelkästään yhden muuttujan arvoja.

Kiihtyvyyssantureilla juoksun mittaamisessa tulisi ottaa huomioon yksilölliset erot juoksutekniikassa, jotta yleistyksiä tutkimustarkoituksessa voitaisiin tehdä. Juoksutekniikka on usein hyvin erilainen kokeneilla juoksijoilla verrattuna harrastejuoksijoihin ja myös juoksun

edetessä tapahtuvat muutokset juoksutekniikassa voivat vaihtelevat paljon. Myös sukupuolten välillä on havaittu eroja juoksun biomekaniikassa (Bazuelo-Ruiz ym. 2018).

Jotta jalkojen välisiä eroja pystyttäisiin törmäysvaiheen huippupiikkien suhteen vertaamaan, pitäisi kiihtyvyyssanturit olla kiinnitettynä samalla tiukkuudella. Lantioon sijoitetun kiihtyvyyssanturin avulla voitaisiin tutkia jalkojen välistä eroa törmäysvaiheen kiihtyvyyksistä, mutta siinä täytyy ottaa huomioon, että iskunvaimennuksen johdosta huippukiihtyvyydet ovat selvästi pienemmät lantiosta mitattuna ja tuloksien perusteella ei todellista kuvaa saada säären kiihtyvyyksistä ja sääreen suoraan vaikuttavasta iskun voimakkuudesta.

Askeltiheydessä usein tavoitellaan tiettyä askelmäärää minuutissa. Lantioon kiinnitetyllä kiihtyvyyssanturilla pystytään helposti mittaamaan askeltiheys ja tällöin kiihtyvyyssanturin avulla voitaisiin reaaliaikaisesti saada tietoa askeltiheydestä, jolloin juoksija tietäisi kasvattaa tai pienentää askeltiheyttä tarpeen mukaan. Juoksijoiden optimaalinen askeltiheys eli millä askeltiheydellä energiaa kulutetaan vähiten, saataisiin selville mittaamalla hengityskaasuanalysointorilla energiankulutusta ja hapenkulutusta eri askeltiheyksillä ja nopeuksilla. Tämän tiedon perusteella eri juoksunopeuksille saadaan optimaalinen askeltiheys ja kiihtyvyyssanturien avulla pystyttäisiin pitämään kyseistä askeltiheyttä yllä juostessa.

Maakontaktiaika on tärkeä tieto juoksun optimoinnissa ja tehokkuudessa. Kiihtyvyyssantureilla on mahdollista saada maakontaktiaika selville mutta algoritmin tekeminen, joka toimisi kaikilla laitteilla, juoksijoilla ja eri ympäristöissä on haastavaa. Algoritmissa pitäisi pystyä ottamaan huomioon eri juoksijoiden erot juoksutekniikassa sekä juoksualustan tuottamat erot.

Kiihtyvyyssantureiden lisäksi inertiamittausyksikkö pystyy myös mittaamaan gyroskoopin ja/tai magnetometrin avulla nivelkulmia, vartalon segmenttien kulmia sekä kulmanopeuksia (Benson ym. 2018; Camomilla ym. 2018). Kun kiihtyvyyssmittauksiin lisättäisiin myös nivelkulmien mittaukset, saataisiin reaaliaikaisesti paljon tietoa juoksutekniikasta reaaliaikaisesti ja lisäksi mittausta pystyttäisiin suorittamaan realistisissa olosuhteissa, toistuvasti ja pitkäkestoisesti. Tästä voisi olla merkittävä apu niin juoksua aloittaville harrastelijoille, kuin kokeneille juoksijoille juoksun optimoinnissa sekä rasisvammojen välttämässä.

Kiihtyvyyssantureiden avulla pystyttäisiin tekemään pidempiaikaista seuranta, jolloin saataisiin arvokasta tietoa, miten juokсутekniikka muuttuu juoksu-harrastuksen aloittavilla henkilöillä. Myös kokeneet juoksijat pystyisivät optimoimaan juoksua kiihtyvyyssantureiden avulla.

8.6 Tutkimuksen rajoitukset

Yleisesti oletetaan juoksumatolla juoksun vastaavan luonnollista juoksemista. Juoksumatolla juostessa saadaan tutkimustarkoitukseen monia hyötyjä, kuten juoksunopeus ja juoksumaton kulma pystytään tarkkaan määrittelemään. Kuitenkin jotkin tutkimukset ovat osoittaneet, että juoksun biomekaniikka eroaa luonnollisesta juoksemisesta. (García-Pérez ym. 2013) García-Pérez ym. (2013) tutkimuksessa havaittiin, että ei väsyneessä tilassa juoksumatolla juostessa kiihtyvyydet erosivat verrattuna luonnolliseen juoksuun (García-Pérez ym. 2013). Vaikka tässä tutkimuksessa tutkittiin kiihtyvyysofiilin kehittymistä eikä niinkään yksittäisen hetken tuloksia, niin silti täytyy ottaa huomioon, että kiihtyvyyksien muutokset luonnollisessa juoksussa saattavat erota tässä tutkimuksessa käytettyyn juoksumatolla juoksuun.

Askeltekniikkaa tai jalkojen rakennetta ei tässä tutkimuksessa tutkittu. Williams ym. (2004) tutkimuksessa todettiin, että korkean jalkaholvin omaavilla juoksijoilla on suurempi vertikaalinen kuormitusaste verrattuna matalan jalkaholvin omaaviin juoksijoihin. Myös Anbarian ym. (2016) totesivat tutkimuksessaan, että jalkojen rakenteella on vaikutusta jalan kuormitusmalliin juoksussa. Jalkojen rakenteella sekä askeltekniikalla on siis vaikutusta nilkan ja lantion kiihtyvyyksiin ja näillä ominaisuuksilla voi olla myös vaikutusta kiihtyvyysofiilin muutoksiin pidempiaikaisessa juoksussa.

Kiihtyvyyssanturit kiinnitettiin ulkoisesti sääreen ja lantiolle, joka mahdollistaa mahdollista ylimääräistä anturin värähtelyä, joka voi tuottaa virheellisiä kiihtyvyysofiilisiä tuloksia. Tässä tutkimuksessa virheelliset värähtelyt pyrittiin suodattamaan pois tuloksista mutta aina on mahdollista, että kaikki virheelliset värähtelyt eivät suodattuneet pois.

8.7 Johtopäätökset

Tutkimuksen johtopäätökset olivat:

1. Maakontaktista syntyvät huippukiihtyvyydet kasvoivat juoksun aikana selvästi lantiossa mutta vähäisemmin nilkoissa. Lantion huippukiihtyvyyksien kasvuun vaikuttaa myös juoksuasennon hajoaminen väsymyksen vaikutuksesta. Kokemattomilla juoksijoilla saadaan lantiolta mitattuna tieto väsymisen vaikutuksista kiihtyvyyksiin ennen kuin nilkoissa tapahtuu selvää muutosta. 40 minuutin tasavauhtinen juoksu ei ole riittävän pitkä, jotta nilkkojen huippukiihtyvyydet muuttuisivat merkitsevästi.
2. Askeltiheys ei muutu 40 mittaisen tasavauhtisen juoksun aikana kokemattomilla juoksijoilla eli luultavasti väsymystä ei ehdi syntyämään niin paljon, että askeltiheyttä muutettaisiin. Juoksumatto pitää juoksunopeuden vakiona, joka todennäköisesti edesauttaa pitämään askeltiheyden muuttumattomana
3. Lantion horisontaalinen liikkeen vaihtelu kasvaa kokemattomilla juoksijoilla 40 minuutin tasavauhtisen juoksun aikana. Tasapainoista ja ryhdikästä juoksuasentoa ei jakseta ylläpitää luultavasti keskivartalon lihasten väsymisen vaikutuksesta.
4. Kiihtyvyyssantureiden avulla on mahdollista mitata monia muuttujia ja mittausta voidaan tehdä pitkäkestoisessa suorituksessa ja erilaisissa ympäristöissä. Tieto olisi hyvä saada reaaliajassa ja mahdollisen monesta muuttujasta, jotta juokсутekniikan kokonaiskuva olisi selvillä.

LÄHTEET

- Anbarian, M. & Esmaeili, H. 2016. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait & posture* 48, 52–56.
- Avela, J. & Komi, P. V. 1998. Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 78(5), 403–410.
- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E. & Llana-Belloch, S. 2018. Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ* 6, e4489.
- Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geysant, A. & Lacour, J. R. 2001. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of biomechanics* 34(1), 105–112.
- Benson, L. C., Clermont, C. A., Bošnjak, E. & Ferber, R., 2018. The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: A systematic review. *Gait & posture* 63, 124–138.
- Bigland-Ritchie, B. 1984. Muscle fatigue and the influence of changing neural drive. *Clinics in chest medicine* 5(1), 21–34.
- Bredeweg, S. W., Kluitenberg, B., Bessem, B. & Buist, I. 2013. Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study. *Journal of Science and Medicine in Sport* 16(3), 205–210.
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Bessem, B., Van Mechelen, W., Lemmink, K. A. & Diercks, R. L. 2010. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *British journal of sports medicine* 44(8), 598–604.
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., & Vannozzi, G. 2018. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. *Sensors* 18(3), 873.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. 2006. Motor patterns in human walking and running. *Journal of neurophysiology* 95(6), 3426–3437.
- Cavanagh P.R. 1990. *Biomechanics of distance running*, Human Kinetics Books.
- Cavanagh, P. R. & Williams, K. R. 1982. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and science in sports and exercise* 14(1), 30–35.

- Challis, J. H. 2001. The variability in running gait caused by force plate targeting. *Journal of Applied Biomechanics* 17(1), 77–83.
- Christina, K. A., White, S. C. & Gilchrist, L. A. 2001. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human movement science* 20(3), 257–276.
- Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S. & Lake, M. J. 2012. Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine and science in sports and exercise* 44(10), 1917–1923.
- Cross, R. 1999. Standing, walking, running, and jumping on a force plate. *American Journal of Physics* 67(4), 304–309.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A. & Lieberman, D. E. 2012. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 44(7), 1325–1334.
- Derrick, T. R., Dereu, D. & McLean, S. P. 2002. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34(6), 998–1002.
- Derrick, T. R., Hamill, J. & Caldwell, G. E. 1998. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and science in sports and exercise* 30(1), 128–135.
- Dierick, F., Penta, M., Renaut, D. & Detrembleur, C. 2004. A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait & posture* 20(3), 299–303.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F. & Belli, A. 2005. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International journal of sports medicine* 26(07), 593–598.
- Dixon, S. J. 2008. Use of pressure insoles to compare in-shoe loading for modern running shoes. *Ergonomics* 51(10), 1503–1514.
- Dugan, S. A. & Bhat K. P. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* 16(3), 603-621.
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. 2002. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34(8), 1324–1331.
- Enoka R., 2015. *Neuromechanics of human movement*. Fifth edition, Human Kinetics.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M. 2014. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *Journal of Applied Physiology* 117(11), 1215–1230.
- Flynn, J. M., Holmes, J. D. & Andrews, D. M. 2004. The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration. *Clinical Biomechanics* 19(7), 726–732.

- Gandevia, S. C. 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews* 81(4), 1725–1789.
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana Belloch, S., Lucas-Cuevas, Á. G. & Sánchez-Zuriaga, D. 2014. Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports biomechanics* 13(3), 259–266.
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana, S., Martínez-Nova, A. & Sánchez-Zuriaga, D. 2013. Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue. *Gait & posture* 38(4), 929–933.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T. & Kraemer, W.J. 2007. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21(3). 888.
- Heiden, T. & Burnett, A. 2004. Determination of heel strike and toe-off in the running stride using an accelerometer: Application to field-based gait studies. In ISBS-conference proceedings archive.
- Higginson, B.K. 2009. Methods of running gait analysis. *Sports Med* 8, 136–141.
- Hoffman, S. E., Peltz, C. D., Haladik, J. A., Divine, G., Nurse, M. A. & Bey, M. J. 2015. Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot, minimalist, and motion control footwear conditions. *Gait & posture* 41(3), 825–829.
- Hreljac, A. 2004. Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and science in sports and exercise* 36(5), 845–849.
- Hsiao, H., Guan, J. & Weatherly, M. 2002. Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics* 45(8), 537–555.
- Hunter, I. & Smith, G. A. 2007. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European journal of applied physiology* 100(6), 653–661.
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A. & van Dieën, J. H. 2014. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of Science and Medicine in Sport* 17(4), 419–424.
- Kellis, E. & Liassou, C. 2009. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 39(3), 210–220.

- Komi, P. V., Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D. & Frick, U. 1987. Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *International journal of sports medicine* 8(03), 196–202.
- Komi, P. V. 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics* 33(10), 1197–1206.
- Komi, P. V. 2003. Stretch-shortening cycle. *Strength and power in sport* 2, 184–202.
- Kyröläinen, H., Avela, J. & Komi, P. V. 2005. Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of sports sciences* 23(10), 1101–1109.
- Kyröläinen, H., Belli, A. & Komi, P. V. 2001. Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33(8), 1330–1337.
- Kyröläinen, H., Komi, P. V. & Belli, A. 1999. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 13(4), 400–406.
- Kyröläinen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P. & Komi, P. V. 2000. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European journal of applied physiology* 82(4), 297–304.
- Lai, A. K., Lichtwark, G. A., Schache, A. G. & Pandy, M. G. 2018. Differences in in vivo muscle fascicle and tendinous tissue behavior between the ankle plantarflexors during running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 28(7), 1828–1836.
- Lieberman, D. E. 2012. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and sport sciences reviews* 40(2), 63–72.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'andrea, S., Davis, I. S. & Pitsiladis, Y. 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463(7280).
- Lohman, E.B., Sackiriyas K.S.B. & Swen R.W. 2011. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport* 12. 151–163.
- Maclaren, D. P., Gibson, H., Parry-Billings, M., & Edwards, R. H. 1989. A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exercise and sport sciences reviews* 17(1), 29–66.
- McGregor, S. J., Armstrong, W. J., Yaggie, J. A., Bollt, E. M., Parshad, R., Bailey, J. J., Johnson, S. M., Aleta, M. G & Kelly, S. R. 2011. Lower extremity fatigue increases

- complexity of postural control during a single-legged stance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 8(1), 43.
- Mercer, J. A., Bates, B. T., Dufek, J. S. & Hreljac, A. 2003. Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Science* 21(11), 911–919.
- Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A. & Hamill, J. 2002. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European journal of applied physiology* 87(4-5), 403–408.
- Milgrom, C., Radeva-Petrova, D. R., Finestone, A., Nyska, M., Mendelson, S., Benjuya, N., Simkin, A. & Burr, D. 2007. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of biomechanics* 40(4), 845–850.
- Milliron, M.J. & Cavanagh, P.R. 1990. Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. Teoksessa Cavanagh, P. R. (toim.) 1990. *Biomechanics of Distance Running*. Human Kinetics, Champaign. USA.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E. & Daily, D. 2000. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human movement science* 19(2), 139–151.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E. 2001. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical biomechanics* 16(3), 207–212.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E. 2000. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Annals of biomedical engineering* 28(4), 463–469.
- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitski, O. & Isakov, E. 1997. The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic Appl. Myol.* 7(2), 111–118.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C. & Rosenbaum, D. 2008. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & posture* 27(1), 152–155.
- Nicol, C., Avela, J. & Komi, P. V. 2006. The stretch-shortening cycle. *Sports medicine* 36(11), 977–999.
- Nigg, B. M., DeBoer, R. W. & Fisher V. A. 1995. Kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise* 27(1), 98–105.
- Novacheck T.F. 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture* 7, 77–95.

- Nummela, A. T., Heath, K. A., Paavolainen, L. M., Lambert, M. I., Gibson, A. S. C., Rusko, H. K. & Noakes, T. D. (2008). Fatigue during a 5-km running time trial. *International journal of sports medicine* 29(09), 738–745.
- Orendurff, M. S., Kobayashi, T., Tulchin-Francis, K., Tullock, A. M. H., Villarosa, C., Chan, C., Kraus, E. & Strike, S. 2018. A little bit faster: Lower extremity joint kinematics and kinetics as recreational runners achieve faster speeds. *Journal of biomechanics* 71, 167–175.
- Ounpuu, S., 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine* 13(4), 843–863.
- Paolini, G., Della Croce, U., Riley, P. O., Newton, F. K. & Kerrigan, D. C. 2007. Testing of a tri-instrumented-treadmill unit for kinetic analysis of locomotion tasks in static and dynamic loading conditions. *Medical engineering & physics* 29(3), 404–411.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G., & Millet, G. Y. 2004. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36(8), 1347–1356.
- Radin, E. L. 1986. Role of muscles in protecting athletes from injury. *Acta Medica Scandinavica* 220(S711), 143–147.
- Rantalainen, T., Hart, N. H., Nimphius, S., & Wundersitz, D. W. 2016. Associations between step duration variability and inertial measurement unit derived gait characteristics. *Journal of applied biomechanics* 32(4), 401-406.
- Sadeghi, S., Newman, C. & Cortes, D. H. 2018. Change in skeletal muscle stiffness after running competition is dependent on both running distance and recovery time: a pilot study. *PeerJ* 6, e4469.
- Schache, A.G., Bennel K.L., Blanch P.D., Wrigley T.V. 1999. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait & Posture* 10, 30–47.
- Schütte, K. H., Maas, E. A., Exadaktylos, V., Berckmans, D., Venter, R. E. & Vanwanseele, B. 2015. Wireless tri-axial trunk accelerometry detects deviations in dynamic center of mass motion due to running-induced fatigue. *PloS one* 10(10).
- Schütte, K. H., Seerden, S., Venter, R. & Vanwanseele, B. 2018. Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait & posture* 59, 222–228.

- Sinclair, J., Hobbs, S. J., Protheroe, L., Edmundson, C. J. & Greenhalgh, A. 2013. Determination of gait events using an externally mounted shank accelerometer. *Journal of applied biomechanics* 29(1), 118–122.
- Tong, T. K., Wu, S., Nie, J., Baker, J. S. & Lin, H. 2014. The occurrence of core muscle fatigue during high-intensity running exercise and its limitation to performance: the role of respiratory work. *Journal of sports science & medicine* 13(2), 244.
- UKK-instituutti. 2019 Juoksu kehittää kestävyyskuntoa. Viitattu 13.12.2019. https://www.ukkinstituutti.fi/tietoa_terveysliikunnasta/liikkumaan/juoksu.
- Wakeling, J. M., Pascual, S. A., Nigg, B. M. & Tschanner, V. 2001. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. *European journal of applied physiology* 86(1), 40–47.
- 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. *British journal of sports medicine* 41(8), 469–480.
- Wearing, S. C., Urry, S. R. & Smeathers, J. E. 2000. The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clinical biomechanics* 15(8), 583–591.
- Weist, R., Eils, E. & Rosenbaum, D. 2004. The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American journal of sports medicine* 32(8), 1893–1898.
- Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J. & Isakov, E. 1998. Shock transmission and fatigue in human running. *Journal of Applied Biomechanics* 14(3), 300–311.
- Willems, T. M., De Ridder, R. & Roosen, P. 2012. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & posture* 35(3), 405–409.
- Willson, J. D. & Kernozek, T. W. 1999. Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine and science in sports and exercise* 31(12), 1828–1833.
- x-io Technologies. NGIMU. Viitattu 10.3.2020. <https://x-io.co.uk/ngimu/>.