

**INERTIAALIANTURIT JUOKSUN BIOMEKANIIKAN
TUTKIMISESSA – VERTAILU PERINTEISIIN
ANALYSOINTIMENETELMIIN**

Eveliina Soipio

Biomekaniikan Pro gradu tutkielma

Syksy 2013

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat:

Taija Juutinen

Sami Kuitunen

TIIVISTELMÄ

Eveliina Soipio (2013). Inertiaalianturit juoksun biomekaniikan tutkimisessa – vertailu perinteisiin analysointimenetelmiin. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Pro gradu –tutkielma, s 56.

Juoksutekniikan analysoimisessa käytetään usein liikeanalyysiä ja voimalevyjä, joiden avulla voidaan saada tarkkaa tietoa juoksun biomekaniikasta. Viime aikoina on kuitenkin kehitelty myös uusia laitteita, joilla juoksutekniikan analysoiminen onnistuu harjoitusolosuhteissa helposti. Yksi tällainen laite on Runteq Oy:n kehittämä RunLab™-laite, joka antaa palautetta juoksutekniikasta perustuen inertiaaliantureihin.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli validoida RunLab™- laite juoksun vertikaalisen liikkeen, tukiajan ja nopeuden hidastumisen kontaktin aikana mittaamisessa. Biomekaanisia muuttujia mitattiin voimalevyjä, 3D- liikeanalyysiä sekä RunLab™-laitetta käyttäen. Tutkimuksessa oli aktiivisesti juoksua harrastavia henkilöitä (N=5) ja satunnaisesti juoksua harrastavia henkilöitä (N=5). Koehenkilöistä kuusi oli naisia ja neljä miehiä. Mittauksissa koehenkilöt juoksivat 10 metriä pitkin voimalevyjen yli. Juoksut kuvattiin suurnopeuskameroilla sekä mitattiin RunLab™- laitteella.

Bland-Altman-analysit osoittivat, että RunLab™- laite verrattuna voimalevyistä ja liikeanalyysistä saatuun dataan antoi yhteneväisiä tuloksia vertikaalisesta liikkeestä. Menetelmien erotus oli keskimäärin $0,7 \pm 2,0$ cm. Tukiaika ja nopeuden hidastuminen kontaktin aikana eivät olleet yhtä yhteneväisiä menetelmien välillä (menetelmien erotus: tukiaika $28,39 \pm 39,00$ ms, nopeuden hidastuminen kontaktin aikana $-0,16 \pm 0,52$ m/s). Menetelmien väliset korrelaatiot olivat vertikaalisessa liikkeessä $r=0,634$ ($p < 0,05$) ja tukiajassa $r=0,149$ ($p < 0,05$), mutta nopeuden hidastuminen kontaktin aikana ei korreloinut merkitsevästi menetelmien välillä ($r=0,02$, $p > 0,05$). Johtopäätöksenä voidaan sanoa, että tutkituista muuttujista inertiaaliantureihin perustuva tekniikka mahdollistaa vertikaalisen liikkeen analysoinnin luotettavimmin.

Avainasanat: juoksun biomekaniikka, inertiaalianturit, voimalevyt, liikeanalyysi.

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO	4
2 JUOKSUN BIOMEKANIikkaA.....	5
2.1 Juoksuaskel	5
2.2 Askellustyyli	6
2.3 Askelpituus ja askeltiheys	7
2.4 Vertikaalinen liike.....	7
2.5 Voimat.....	8
2.6 Nivelten kulmien muutokset	11
2.7 Juoksunopeuden vaikutus biomekaanisiin muuttujiin	13
3 KESTÄVYYJSJUOKSUSTA	16
3.1 Juoksuharjoittelusta.....	16
3.2 Juokсутekniikan vaikutus vammoihin	17
3.3 Juokсутekniikan vaikutus juoksun taloudellisuuteen	19
4 JUOKSUN ANALYSOINTITYÖKALUT.....	20
4.1 Perinteiset analysointityökalut	20
4.2 Inertiaalianturit.....	21
4.3 Muita juoksun analysointimenetelmiä	22
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	24
6 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	25
6.1 Koehenkilöt.....	25
6.2 Protokolla	26
6.3 Laitteisto.....	27

6.4	Analyysit	30
6.5	Tilastolliset analyysit	36
7	TULOKSET	38
7.1	Vertikaalinen liike	38
7.2	Tukiaika.....	41
7.3	Nopeuden hidastuminen kontaktin aikana	45
8	POHDINTA	48
9	LÄHTEET.....	52

1 JOHDANTO

Juoksuharrastuksen suosio on kasvanut viime vuosina paljon ja juoksevien määrä kasvaa edelleen. Juoksua pidetään harrastuksen, jonka kuka tahansa taitaa. Kuitenkin oikean tekniikan hallitsemisella on suuri rooli vammojen synnyn ja taloudellisuuden kannalta. Oikeaan juoksutekniikkaan vaikuttavat monet tekijät, mutta suurimmassa osassa ovat biomekaaniset tekijät, joita voidaan mitata erilaisilla analysointilaitteilla. (Lieberman 2012; Novacheck 1998; Wixted ym. 2010; Yang ym. 2011.)

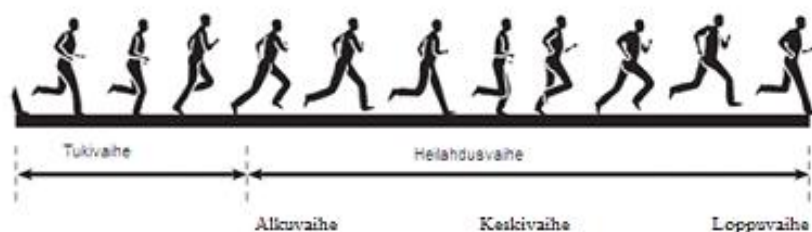
Juoksutekniikkaa on voitu aikaisemmin analysoida liikeanalyysin, voimalevyjen tai silmän avulla. Viime aikoina on myös kehitelty erilaisia muita laitteita analysoimaan liikettä. Tällaisia ovat esimerkiksi GPS- laitteet ja inertiaaliantureihin perustuva tekniikka. (Wixted ym. 2010; Yang ym. 2011; Yang ym. 2012.)

Tässä pro gradu- työssä kerrotaan ensin juoksun biomekaniikasta. Tämän jälkeen kerrotaan kestävyysjuoksusta sekä juoksun erilaisista analysointivälineistä. Juoksun biomekaniikka esitellään ensin, koska sen ymmärtämistä tarvitaan myöhemmissä kappaleissa ja se on tärkeä osa tutkimusta. Itse tutkimuksessa validoidaan RunLab™- laitteen antamia tuloksia juoksusta. Laitteen tuloksia verrataan voimalevyistä ja liikeanalyysistä saatuihin tuloksiin. RunLab™- laite on inertiaaliantureihin perustuva juoksun analysointilaitte.

2 JUOKSUN BIOMEKANIikkaA

2.1 Juoksuaskel

Ihmisen kävelyssä ja juoksussa on kaksi vaihetta: tukivaihe ja heilahdusvaihe. Juoksu ja kävely eroavat siinä, että juoksuaskeleissa on hetki, jolloin kumpikaan jalka ei kosketa maata. Kävelyssä puolestaan tukivaihetta seuraa heti uusi tukivaihe, jolloin toinen jaloista koskettaa koko ajan maata. (Enoka 2008, 140-147.) Tukivaihe alkaa, kun jalka koskettaa maata ja päättyy varpaiden irrotessa alustasta. Heilahdusvaihe puolestaan alkaa jalan irrotessa alustasta ja loppuu siihen kun jalka taas koskettaa maata (Enoka 2008, 140-147; Novacheck 1998.) Heilahdusvaihe jaotellaan yleensä vielä alku-, keski ja takavaiheisiin. (Suomen Urheiluliitto 1988, 14). Yksi askelsykli muodostuu, kun jalka irtoaa alustasta ja päättyy toisen jalan irtoamiseen alustasta (Enoka 2008, 140-147; Novacheck 1998). Kuvassa 1 on esitetty yksi askel, johon kuuluu tuki- ja heilahdusvaihe.



KUVA 1. Juoksuaskeleen kulku. Juoksuaskeleessa on kaksi vaihetta: tuki- ja heilahdusvaihe. Heilahdusvaihe voidaan jakaa vielä alku-, keski- ja loppuvaiheeseen. (Lohman ym. 2011.)

Tukivaihe voidaan jakaa jarrutus- ja työntövaiheeseen. Jarrutus alkaa kun jalka koskettaa maata ja päättyy noin puolessa välissä tukiaikaa, jonka jälkeen alkaa työntövaihe, joka kestää varpaan irtoamiseen saakka. Jarrutusvaiheessa nopeus hidastuu ja työntövaiheessa taas

kiihtyy. (Schache ym. 1999.) Jätteet ja ligamentit pystyvät varastoimaan elastista energiaa jarrutusvaiheessa ja tämä energia vapautuu työntövaiheen alussa (Lohman ym. 2011).

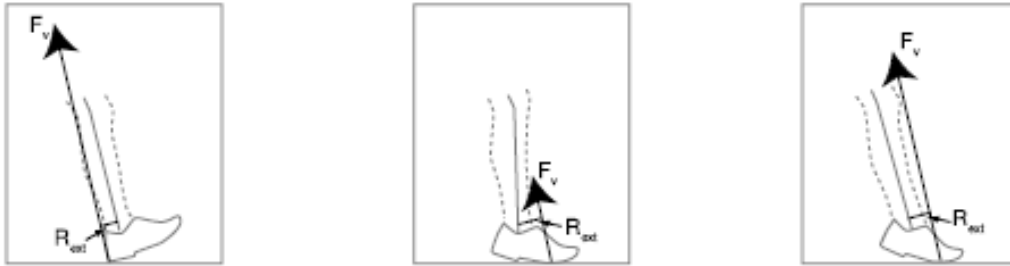
Tukivaihe ja heilahdusvaihe eivät ole saman mittaisia juostessa. Tukivaihe kattaa noin 40 % ja heilahdusvaihe noin 60 % askeleesta. Heilahdusvaiheen alussa ja lopussa kumpikaan jalka ei kosketa maata. Tämän kesto askeleesta on noin 10 %. (Schache ym. 1999.)

Juoksuaskeleen tuki- ja heilahdusaikaa voidaan mitata maahan kohdistuvien voimien avulla, jolloin tukiajan tiedetään alkavan siitä, kun voimakäyrä alkaa piirtyä ja päättyvän, kun se palaa takaisin noltaan (Cavanagh 1990, 210). Juoksuaskeleen tukiajan ja juoksunopeuden yhteys on käänteinen. Kun juoksunopeus kasvaa, tukiaika lyhenee. (Cavanagh 1990, 210; Suomen Urheiluliitto 1988, 17.)

2.2 Askellustyyli

Juoksussa askel voi osua maahan joko kantapää, keskijalka tai päkiä edellä. Kantajuoksussa kantapää osuu ensimmäisenä maahan ja sen jälkeen muu jalkapohja. Keskijalan juoksussa päkiä ja kantapää osuvat alustaan samanaikaisesti. Päkiäjuoksussa nimensä mukaisesti päkiä koskee ensimmäisenä alustaan, jonka jälkeen kantaosa laskeutuu alustaan. Kanta-, kokojalan- ja päkiäastunnassa juoksijaan kohdistuu erilaiset reaktivoimat tukivaiheen alussa. Onkin kiistelty paljon siitä onko päkiäastunta parempi tyyli verrattuna kanta- ja kokojalan astuntaan. (Lohman ym. 2011.)

Suurin osa nykypäivän kestävyysjuoksijoista juoksee kantajuoksua (Kuva 2). Tämä juoksutyyli on muodostunut ominaiseksi hyvin pehmustettujen ja tuettujen juoksukenkien myötä. Paljasjalkajuoksijat ja kevyitä kenkiä käyttävät juoksijat juoksevat useimmin päkiäjuoksua tai siten, että keskiosa jalkapohjasta osuu ensimmäisenä maahan. (Lieberman 2012; Perl ym. 2012.)



KUVA 2 . Eri askellustyyliä. Ensimmäisessä kuvassa vasemmalta kanta-askellus, keskimmaisessä keskijalanaskellus ja viimeisessä oikealla päkiäaskellus (Lieberman 2012).

2.3 Askelpituus ja askeltiheys

Askelpituus on se matka, jonka juoksija kulkee yhdellä askeleella, ja askeltiheys määritellään juoksijan ottamien askeleiden määräksi minuuttia tai sekuntia kohti. Yleensä ihmiset valitsevat alitajuisesti heille sopivan askeltiheyden ja -pituuden. Askelpituuden ja -tiheyden eri yhdistelmiä käytetään sen mukaan millä nopeudella, millä kengillä tai esimerkiksi millaisessa maastossa juostaan. (Cavanagh 1990, 35; Paróczai ym. 2006.) Askelpituus saavuttaa suurilla nopeuksilla ja tasaisessa maastossa juostessa tasannekohdan, jonka jälkeen nopeutta lisätessä vain askeltiheys kasvaa. Hitaammilla nopeuksilla vauhtia lisättäessä ensin askelpituus kasvaa ja askeltiheys pysyy melko samana. (Enoka 2008, 140-147; Cavanagh 1990, 38.) Alamäessä juostessa askelpituus kasvaa askeltiheyden pienentyessä (Lohman ym. 2011).

2.4 Vertikaalinen liike

Vertikaalinen liike juoksussa mitataan massakeskipisteen paikan muutoksena. Tätä muutosta voidaan pitää juoksussa tehdyn ulkoisen työn mittarina. Esimerkiksi taloudellisuuteen vaikuttaa se kuinka suuri vertikaalinen heilahtelu on. Vertikaalisella liikkeellä on havaittu olevan myös yhteisvaikutusta askeltiheyden kanssa juoksun

taloudellisuuteen. (Brughelli ym. 2011; Halvorsen ym. 2012; Kyröläinen ym. 2001; Tartatuga ym. 2012.)

Vertikaalisen liikkeen suuruuteen vaikuttava juoksunopeus, askeltiheys- ja pituus. Vertikaalinen liike pienenee nopeuden ja askeltiheyden kasvaessa, koska tällöin energia kohdistuu enemmän eteenpäin liikkumiseen kuin vertikaalisessa suunnassa tapahtuvaan liikkeeseen. Vertikaaliseen liikkeeseen vaikuttaa myös nilkan, polven ja lantion liike juoksuaskeleen aikana. Jalan osuessa maahan olisi hyvä nilkan olla esijännitettynä, jolloin vertikaalinen liike jää pienemmäksi. Näin myös säästetään energiaa, kun työ tehdään enemmän pohkeen lihaksilla kuin reiden lihaksilla. (Suomen Urheiluliitto 1988, 15.)

2.5 Voimat

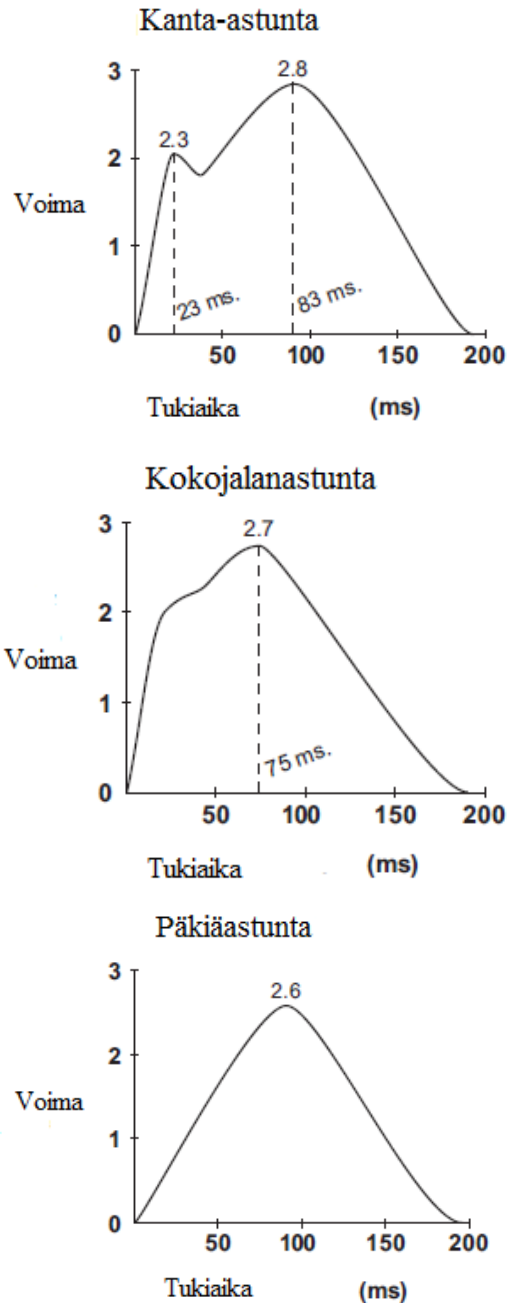
Jalka ja maa aiheuttavat toisiinsa yhtäsuuret vastakkaissuuntaiset voimat ja näitä kutsutaan reaktiovoimiksi (Novacheck 1998). Reaktiovoimat syntyvät, kun kaksi kappaletta osuvat toisiinsa, ja juoksussa nämä ovat alusta ja jalka (Hreljac 2004). Yleensä reaktiovoimat jaetaan kolmeen eri komponenttiin. Nämä ovat vertikaalinen voima, eteen-taakse suuntautuva (braking-propulsion) voima ja medialis-lateralissuunnan voima. (Cavanagh 1990, 208.) Juoksijan massakeskipisteen sijainti ja kiihtyvyys määrittelevät reaktiovoimien suunnan ja suuruuden (Novacheck 1998).

Juostessa reaktiovoiman vertikaalinen komponentti on yleensä 1,5-5- kertaa juoksijan paino. Monet tekijät vaikuttavat juoksussa syntyviin reaktiovoimiin. Tällaisia ovat esimerkiksi jalan nopeus ja kontakti, alustan materiaali, massakeskipisteen sijainti sekä kudoksien rakenne. (Hreljac 2004.)

Kun juostaan kantajuoksua, muodostuu yleensä kaksipiikkinen voimakuvio. Ensimmäinen piikki on noin 10 % tukivaiheesta. Sitä kutsutaan iskupiikiksi (impact peak). Se kertoo kuinka kovalla voimalla juoksija laskeutuu maahan askeleella. (Cavanagh 1990, 213.)

Toista piikkiä voimakäyrästä kutsutaan aktiiviseksi piikiksi, joka koostuu 60 - 75 % tukivaiheesta ja kestää noin 200 ms riippuen juoksunopeudesta ja askellustyylistä. (Hreljac 2004; Novacheck 1998.)

Koko jalan juoksussa muodostuu myös kaksihuippuinen voimakäyrä, mutta sen huippujen välissä ei ole yhtä suurta voiman muutosta kuin kantajuoksussa, vaan käyrä on nouseva. Päkiäjuoksussa muodostuu yksihuippuinen käyrä, jonka huippuarvo on pienempi kuin kanta- tai kokojalanjuoksussa (Kuva 3). (Lohman ym. 2011.)

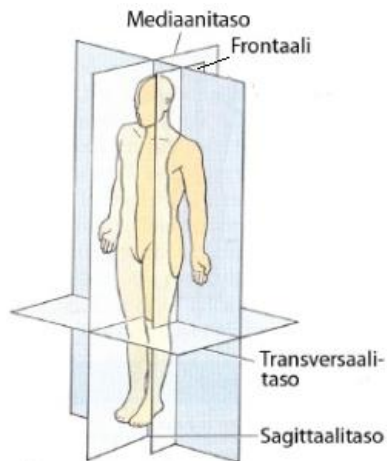


KUVA 3. Kuvassa nähdään eri askellustyylien tuottama vertikaalisen voiman voima-aikakäyrä. Kanta-astunnassa muodostuu kaksipiikkinen käyrä, kun taas päkiäastunnassa yksipiikkinen. Kokojalanastunnassa käyrä on kahden muun välimuoto. Päkiäastunnassa juoksijaan kohdistuu pienin voima ja kanta-astunnassa suurin. Voima kuvaajassa on juoksijan kehon painon kertaantuminen askeleella. (Lohman ym. 2011.)

2.6 Nivelten kulmien muutokset

Kinematiikka tutkii liikettä ilman sen aiheuttavien tekijöiden huomioon ottamista. Kinematiikassa tarkastellaan esimerkiksi erilaisia nivelkulmia ja momenteja. Kinetiikassa puolestaan vastaa niihin kysymyksiin, jotka jäävät kinematiikassa avoimiksi: eli miksi ja miten liike syntyy. (Novacheck ym. 1998.)

Usein liikettä tutkitaan kolmella tasolla, jotka ovat sagittaali-, transversaali- ja frontaalitaso (Kuva 4) (Novacheck 1998). Transversaalitaso on taso, joka jakaa kehon kahtia ylä- ja alapuoleen. Sagittaalitaso jakaa kehon kahtia jakaen sen oikeaan ja vasempaan puoliskoon. Esimerkiksi polven koukistus tai käden ojennus eteen tapahtuu tällä tasolla. Frontaalitaso puolestaan tarkoittaa tasoa, joka jakaa kehon etu- ja takapuoliin. Lisäksi on olemassa mediaanitaso, joka jakaa kehon transversaalitason suunnassa tasan kahtia. (Moilanen 2005-2008.)

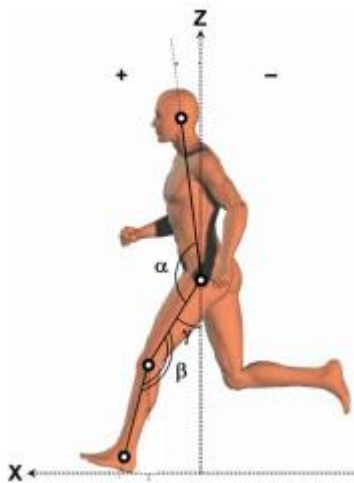


KUVA 4. Kuvassa esitetty liikkeen kuvaamisen eri tasot. Tasoja ovat frontaali-, transversaali-, sagittaali- ja mediaanitaso. (Moilanen 2005-2008.)

Frontaalitasossa liikkeet juoksussa ovat melko pieniä verrattuna muissa tasoissa tapahtuvaan liikkeeseen. Esimerkiksi polven ja nilkan nivelten liike tässä suunnassa on estetty

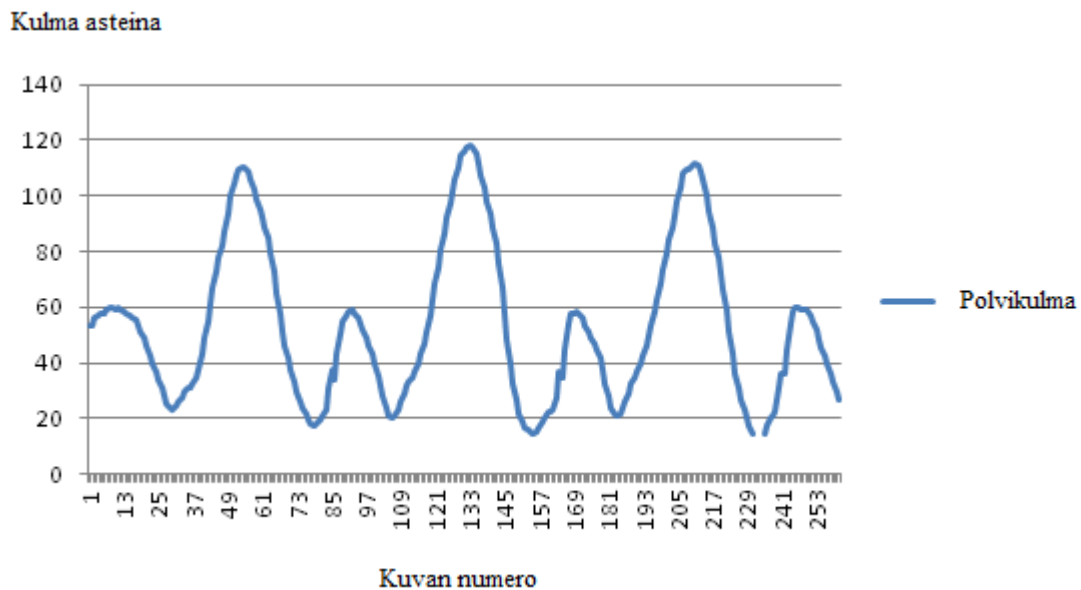
ligamenttien avulla. Eniten liikettä frontaalitasossa tapahtuu lantiossa ja hartioissa. Frontaalitasossa tapahtuvien liikkeiden avulla pidetään myös tasapainoa yllä. (Novacheck ym. 1998.)

Lantio ja lonkkanivel. Kuvassa 5 nähdään lantion kulma α , joka suurenee tukivaiheen aikana, jolloin lonkassa tapahtuu ekstensio eli ojennus. Kulma puolestaan pienenee heilahdusvaiheessa, jolloin lonkka koukistuu eli tapahtuu flexio. (Novacheck 1998.) Lonkkanivelen toiminta juoksun aikana on tärkeää optimaalisen juoksutekniikan löytämisessä (Leskinen ym. 2009). Lantion ja lonkkanivelen epästabiilius ovat liitetty yleensä rasitusvammoihin (Meehan ym. 2010).



KUVA 5. Kuvassa polvikulma β , lantion kulma α ja lisäksi reiden kulma γ sagittaalitasossa (Leskinen ym. 2009).

Polvikulmat. Juostessa polven kulmat vaihtelevat noin 10-120° asteen välillä riippuen askeleen vaiheesta ja juoksunopeudesta. Suurin kulma havaitaan ennen tukivaiheen alkamista, jolloin jalka ojentuu eteen. Pienin kulma havaitaan puolestaan heilahdusvaiheen alussa, jolloin jalka koukistuu. (Cavanagh 1990, 70-72.) Kuvassa 6 on esitetty polvikulmien muutos juoksun aikana.



KUVA 6. Erään koehenkilön polvikulmat juoksun ajalta. Minimikulma on noin 20 astetta ja maksimikulma lähellä 120 astetta.

Leskinen ym. (2009) havaitsivat tutkimuksessaan verrattaessa eliittijuoksijoita ja kansallisia juoksijoita juoksijoiden tukiajat olivat samat, mutta eliittijuoksijat koukistivat polvea vähemmän tukivaiheen aikana ja polven ojennusnopeus oli nopeampi. Eliittijuoksijat myös koukistivat lonkkaniveltä nopeammin heilaudusvaiheen alussa. (Leskinen ym. 2009.)

Yläkeho. Yläkeho kiertyy juoksussa käsien liikkeen mukana. Yläkehon liiallinen kierto vaikeuttaa juoksun etenemistä ja kuluttaa turhaa energiaa. Käsen liikkeellä on myös merkitystä juoksun kulussa. Ne vaikuttavat taloudellisuuteen esimerkiksi vauhdittamalla juoksun kulkua ja tasapainottamalla rytmiä. (Suomen Urheiluliitto 1988, 17.)

2.7 Juoksunopeuden vaikutus biomekaanisiin muuttujiin

Kappaleeseen on kerätty yhteenvedona miten juoksunopeus vaikuttaa eri biomekaanisiin muuttujiin. Taulukkoon 1 on kerätty tieto vielä tiivistettynä.

Lantio- ja polvikulmat. Nopeuden kasvaessa lantion fleksio kasvaa, jonka avulla askelpituutta saadaan lisättyä. Tällöin massakeskipiste myös alenee ja näin askeleen työntövaiheessa saadaan tuotettua suurin voima. Nopeuden kasvaessa myös polven flexio heilahdusvaiheessa kasvaa. (Novacheck 1998.)

Reaktivoimat. Juoksuun liittyvissä tutkimuksissa on havaittu, että reaktivoimat (vertikaalinen komponentti) kasvavat nopeuden kasvaessa hitailla nopeuksilla (noin 5 km/h – 20 km/h), mutta reaktivoimien kasvamista suuremmilla nopeuksilla ei ole tutkittu yhtä paljon kestävyysjuoksussa. Juoksun reaktivoimia tarkastelivat Brughelli ym. (2011) tutkimuksessaan, jossa he havaitsivat reaktivoimien kasvavan nopeuden kasvaessa pienemmillä nopeuksilla, mutta pysyvän melko tasaisina lähellä maksiminopeuksia. Myös Nummela ym. (2007) ovat tutkineet juoksun voimien vertikaalista ja horisontaalista komponenttia ja havainneet, että horisontaalit voimat kasvavat nopeuden kasvaessa, kun taas vertikaalinen komponentti ei reagoi nopeuteen yhtä selvästi.

Askelpituus- ja tiheys. Juoksuvauhtia kasvatettaessa ensin vauhtia lisätään kasvattamalla askelpituutta ja sen jälkeen askeltiheyttä. Nopeuden kasvaessa askelepuus saavuttaa tasannekohdan, jonka jälkeen nopeus kasvaa askeltiheyttä kasvattamalla. (Brughelli ym. 2011; Cavanagh 1990, 38; Enoka 2008, 140-147.) Askelpituuden ja -tiheyden muuttuminen nopeuden muuttuessa vaikuttaa myös vertikaalisen liikkeen suuruuteen. Vertikaalinen liike pienenee nopeuden kasvaessa. (Brughelli ym. 2011.)

TAULUKKO 1. Juoksunopeuden vaikutus eri biomekaanisiin muuttujiin.

Muuttuja	Nopeuden vaikutus
Askelpituus	Nopeutta lisätessä kasvaa aluksi, mutta saavuttaa siten tasannekohdan.
Askeltiheys	Suurilla nopeuksilla nopeuden kasvattaminen tapahtuu tätä kasvattamalla.
Vertikaalinen liike	Pienenee nopeuden kasvaessa.
Voimat	Horizontaalit voimat kasvavat nopeuden kasvaessa hitaammilla nopeuksilla. Saavuttavat tasannekohdan kovemmillä nopeuksilla. Vertikaalisen komponentin ei ole havaittu reagoivan yhtä selvästi.
Tuki- ja heilahdusaika	Nopeuden kasvaessa tukiaika lyhenee. Aluksi nopeuden kasvaessa otettaessa pidempiä askeleita, heilahdusaika pitenee.
Nivelkulmat	Esimerkiksi polven ja lantion fleksio kasvaa heilahdusvaiheessa.

3 KESTÄVYYSJUOKSUSTA

Juoksun harrastaminen on lisääntynyt viime vuosina todella nopeasti ja yhä enemmän tavallisten kuntoilijoiden joukossa on juoksua harrastavia ihmisiä. Juoksemisella ja hölkkäämisellä onkin todettu olevan paljon hyötyä terveydelle. Se vähentää sydän- ja verisuonitautien riskiä, siitä on hyötyä henkiselle terveydelle niin stressin pienentäjänä kuin hauskana ajanvietteenä. Juoksu on suosittua ehkä siksi, että sitä on helppo lähteä harrastamaan kotiovelta eikä tarvitse välttämättä muuta kuin lenkkikossut, joilla juosta. Juoksemista pidetään trendikkäänäkin harrastuksena, mutta kuitenkin siihenkin liittyy oikean tekniikan ja harjoitusmetodien hallitseminen. Hyvin usein juoksuharrastuksen aloittelija aloittaa harjoittelun liian intensiivisesti tai väärällä tekniikalla, jolloin voi seurata vakaviakin vammoja. (Paunonen & Anttila 2010, 3-5.)

3.1 Juoksuharjoittelusta

Kestävyysjuoksijoiden harjoittelu koostuu erityisesti juoksemisesta ja juoksun tapaisista harjoituksista. Lisäksi tarvitaan lihaskuntoharjoituksia, jotka kehittävät nopeusvoimaa ja kestovoimaa. Venyttelyä ja lihashuoltoa, kuten hierontaa, ei myöskään saa unohtaa. (Järvimäki 2007, 59-61.)

Harjoittelu yleensä jaetaan kevyisiin ja kovempiin viikkoihin, jotka vuorottelevat. Liian yksitoikkoinen harjoitusohjelma helposti johtaa siihen, ettei kunto paranekaan ja harjoittelusta tulee tylsää sekä se saattaa johtaa rasitusvammoihiin. Harjoittelujaksot voivat olla esimerkiksi kaksi tai kolme kovempaa viikkoa, jonka jälkeen on yksi kevyempi viikko. Kevyen viikon jälkeen voidaan taas nostaa viikkokilometrejä ja kasvattaa tehoa. Näin kunto kasvaa ja harjoittelu pysyy mielekkäänä. (Järvimäki 2007, 104-109.)

Harjoittelussa on otettava huomioon harjoittelun intensiteetti ja määrä. Esteve-Lanaon ym. (2005) tutkimuksessa havaittiin, että pitkien matkojen kestävyysjuoksijat harjoittelivat

suurimmaksi osaksi kevyellä intensiteetillä, joka oli noin 70 % maksimisykkeestä. Tutkimuksessa havaittiin, että kilpailusuoritukseen ei vaikuttanut raskaalla tai keskiraskaalla intensiteetillä tehtyyn harjoitteluun käytetty aika (Esteve-Lanao ym. 2005). Säännöllinen harjoittelu alle maratonvauhdin näyttäisikin olevan yhteinen piirre huippujuoksijoilla. Varsinaista maratonvauhtia juoksijat juoksevat viikon viimeisillä harjoituksilla esimerkiksi pitkän lenkin viimeiset 5-10 kilometriä. Kevyen intensiteetin harjoittelulla voidaan mahdollisesti vähentää yllärasituksen riskiä, kun harjoittelua kuitenkin tapahtuu usein ja se on melko monotonista juoksussa. (Billat ym. 2001.)

Kestävyysjuoksussa hyvää lihaskuntoa tarvitaan juoksutekniikan optimoinnissa, pienentämään vammariskiä sekä taloudellisuuden parantamiseen. Lihaskuntoharjoituksia juoksijoilla voivat olla perinteiset lihaskuntoliikkeet kuntosalilla tai kuntopiirit, joihin kuuluvat erityisesti jalvoja ja keskivartaloa vahvistavat liikkeet, mutta myös yläkehön harjoitukset. (Järvimäki 2007, 64.) Juoksijan voimaharjoittelussa ei kuitenkaan haluta kasvattaa isoja lihaksia. Räjähävällä voimaharjoittelulla kevyillä painoilla ja nopealla liikenopeudella voidaan parantaa neuraalista adaptaatiota, mutta hypertrofia eli lihaskasvu jää kuitenkin pieneksi. Samalla kehittyy myös nopeusvoima. (Mikkola ym. 2007). Enemmän lajinomaisia lihaskuntoharjoituksia voivat olla mäkipöydät, porrastuokset ja erilaiset hyppyt ja loikat. Myös jalvojen pienten lihasten harjoittaminen pitää muistaa. Tällaisia harjoituksia ovat esimerkiksi paperin repiminen varpailla, pienten esineiden nostaminen ja siirtäminen varpailla sekä paljainjaloin kävely tai juoksu. (Järvimäki 2007, 64.)

3.2 Juoksutekniikan vaikutus vammoihin

Juoksijoiden keskuudessa on nykypäivänä todella paljon rasisvammoja ja erilaisia akuutteja vammoja (Novacheck 1998). Yleisimpiä vammoja juoksijoiden keskuudessa ovat polven, säären, nilkan ja selän erilaiset vammat. Tällaisia ovat esimerkiksi jalkapohjan kalvon tulehdukset, akillesjänteen tulehdukset ja repeämät, sääriluun rasismurtumat ja tulehdukset sekä juoksijanpolvi. (Hreljac 2004, 2006.)

Vammoja voidaan välttää oikean juoksutekniikan hallitsemisella ja lihaskuntoharjoittelulla. Lihaskuntoharjoittelun avulla tukilihakset ja liikkeeseen osallittuvat lihakset vahvistuvat ja kestävät paremmin toistuvia iskuja, joilloin erilaisten rasitusvammojen synty voidaan estää tai riskiä vähentää. Myös akuutteihin vammoihin lihaskuntoharjoittelulla on vaikutusta. Äkilliset liukastumisen tai esimerkiksi nilkan nyrjähtämisen tapahtuessa lihakset pystyvät toimimaan paremmin ja voivat jopa estää vamman tai ainakin pienentää sen vakavuutta. Voimakkaat lihakset pystyvät myös toimimaan parempina iskivoimien vaimentajina esimerkiksi alamäissä. (Järvimäki 2007, 64.)

Vammojen alkuperä voidaan luokitella olevan harjoittelun, anatomisten syiden tai biomekaanisten tekijöiden syytä. Anatomisia riskitekijöitä juoksijan vammoille ovat korkeat jalkaholvit, luiden erilaiset muodot, jalan pituuksien erot ja muut epänormaalit rakenteet. Esimerkiksi ihmiset, joilla nilkka on liikkuvampi, nilkan vammat ovat yleisempiä. (Hreljac 2004; Milner ym. 2006.)

Harjoittelun riskitekijöitä ovat: tiheys, kesto, matka ja nopeus. Biomekaanisia vammriskitekijöitä puolestaan ovat esimerkiksi: reaktivoimien suuruus, reaktivoimien tiheys, työntövoiman suuruus, polvinivelen voimat ja momentit. (Creaby ym. 2008; Hreljac 2004; Novacheck 1997.)

Juostessa suuret reaktivoimat syntyvät jalan osuessa kovalla voimalla maahan. Voimat siirtyvät muskuloskeletaarisessa systeemissä ylöspäin polviin ja lonkkaniveleihin, joka saattaa aiheuttaa erilaisia rasitusvammoja tai akuutteja vammoja. Kantajuoksijoilla ei kuitenkaan ole todettu olevan enemmän rasitusvammoja kuin päkiällä juoksevilla, vaikka reaktivoimat ovat suurempia. (Cavanagh 1990, 213; Perl ym. 2012.) Myös voiman suunnalla saattaa olla vaikutusta esimerkiksi pohkeen rasitusvammojen ja erilaisten selkäkipujen synnyssä. (Cavanagh 1990, 213; Creaby ym. 2008; Lieberman 2012).

3.3 Juoksutekniikan vaikutus juoksun taloudellisuuteen

Taloudellisuudella tarkoitetaan pienempää hapenkulutusta ja samalla energiankulutusta tietyllä juoksunopeudella. Näin ollen ne, joiden hapenkulutus on pienempi tietyllä nopeudella, pystyvät parempiin suorituksiin kuin ne, joiden hapenkulutus on suurempi samalla nopeudella. (Flecher ym. 2010; Scholz ym. 2008.) Juoksutekniikkaa muuttamalla voidaan parantaa juoksun taloudellisuutta.

Juoksun taloudellisuuteen vaikuttavat monet tekijät, kuten esimerkiksi ikä, sukupuoli, kehon koostumus, lämpötila, ilmanvastus, maksimaalinen hapenotto- ja lihassolujakauma. Biomekaanisten tekijöiden on ehdotettu myös vaikuttavan juoksun taloudellisuuteen. On tutkittu esimerkiksi momenttivarren, jänteiden jäykkyyden, kantapään pituuden, lihasaktiivisuuden, massakeskipisteen vertikaalisen liikkeen, askelpituuden ja esimerkiksi askeltiheyden vaikutusta juoksun taloudellisuuteen. (Flecher 2010; Kyröläinen ym. 2001, Scholz ym. 2008; Tartatuga ym. 2012.)

Kyröläisen ym. (2001), Halvorsenin (2004) ja Saundersin ym. (2004) tutkimuksissa on havaittu että suurempi askeltiheys tekee juoksusta taloudellisempaa, koska tällöin vertikaalinen liike ja kontaktiaika pienenevät. Kuitenkin vähemmän juoksua harrastaneelle askeltiheyden muuttaminen saattaa olla vaikeaa, jolloin taloudellisuus huononee (Saunders ym. 2004).

4 JUOKSUN ANALYSOINTITYÖKALUT

Biomekaanisella juoksun arvioinnilla voidaan selvittää vammojen riskitekijöitä ja edistää vammojen ennaltaehkäisyä (Schache ym. 1999). Tekniikan analysointia käytetään myös juoksijoiden valmentamisessa apuna havainnollistamaan juoksijalle virheasentoja tai antamaan uusia näkökulmia juoksuun. Juoksutekniikkaa on tutkittu paljon liikeanalyysin ja voimalevyjen avulla, mutta on myös kehitelty uusia menetelmiä, joilla mitattaessa päästään lähemmäksi normaaleja harjoitteluolosuhteita. Tällaisia laitteita ovat esimerkiksi inertiaalianturit, joista tässä luvussa myös kerrotaan. (Doma ym. 2012; Larssen 2003; Yang ym. 2011; Wixted ym. 2010.)

4.1 Perinteiset analysointityökalut

Viime vuosikymmeninä on kehitelty monia juoksun ja kävelyn analysointiin tarkoitettuja laitteita. Voimalevyjen ja erilaisten suurnopeuskameroiden avulla pystytään tutkimaan juoksun ja kävelyn kinetiikkaa ja kinematiikkaa. (Doma ym. 2012.). Juoksumatolla laboratorio-olosuhteissa juostessa on helppo kontrolloida ja tutkia juoksua biomekaanisia ja fysiologisia muuttujia (Paróczai ym. 2006).

Voimalevyt. Voimalevyt mittaavat siihen kohdistuvaa voimaa ja sen suuntaa. Voimalevyjen avulla saadaan tarkkaa tietoa juoksun aikana syntyneistä voimista ja niiden suunnista. Niitä on käytetty juoksun analysoimisvälineenä jo pitkään. (Terrier ym. 2005.) Voimalevyjen ongelmana joskus saattaa olla, että ne ovat lyhyet ja juoksun askeleiden määrä, ja näin ollen saadun datan määrä, jää pieneksi. Myös askeleiden sovittaminen voimalevyille voi olla haastavaa ja juoksu suoritusta ei ole tällöin kovin luonnollinen, ja juoksutekniikka saattaa muuttua. Ongelmaan on kehitelty ratkaisu: juoksumatot, joihin on liitetty voimaa mittaavat laitteet. Niillä juostessa juoksu on paljon luonnollisempaa ja vastaa paremmin harjoitusolosuhteita kuin tietyn pituisten voimalevyjen yli juokseminen. Juoksumatoilla, joihin on liitetty voimaa mittaavat laitteet, on myös mahdollista mitata pidempiä juoksuja ja

tutkia esimerkiksi väsymisen vaikutusta biomekaanisiin muuttujiin. (Doma ym. 2012; Kluitenberg ym. 2012.)

Liikeanalyysi. Liikeanalyysiä käytetään, kun tarvitaan tarkkaa tietoa kinemaattisista ja kineettisistä muuttujista. Liikeanalyysillä voidaan tehdä mittauksia, joiden toistettavuus ja tarkkuus on havaittu erittäin hyväksi. Liikeanalyysin avulla saadaan esimerkiksi luotettavaa dataa nilkan, polven ja lantion nivelten kinemaattisista muuttujista. Liikeanalyysin negatiivisena puolena on kuitenkin laitteiden kallis hinta. (Davis & Ounpuu 1991; Doma ym. 2012.) Liikeanalyysiä käytetään myös juoksun taloudellisuuden mittaamisessa apuna, koska kinemaattiset muuttujat vaikuttavat taloudellisuuteen. Aikaisemmin juoksun taloudellisuutta mitattiin vain fysiologisten parametrien avulla. (Doma ym. 2012.)

4.2 Inertiaalianturit

Urheilijoiden testaamisessa tarvitaan yleensä suuria ja kalliita laboratorioita, joista löytyvät juoksumatto ja muut analysointiin vaadittavat laitteet, kuten esimerkiksi suurnopeuskameroita tai spirometri. Nämä olosuhteet eivät kuitenkaan ole ihanteelliset, koska ne eivät vastaa normaaleita harjoitteluympäristöjä. Kannettavat ja huomaamattomat mittausratkaisut sen sijaan mahdollistavat urheilijoiden testaamisen harjoitteluympäristöissä. Tällaisia laitteita ovat inertiaalianturit. (Larssen 2003; Yang ym. 2011; Wixted ym. 2010.)

Inertiaalianturit tarjoavat hyvän menetelmän niin tutkijoille, valmentajille kuin kuntoilijoillekin analysoida juoksun erilaisia parametreja harjoittelussa tai kilpailuissa. Hyötyä inertiaaliantureista saattaa olla myös vammatarin tutkimisessa, koska esimerkiksi askeleen epäsymmetrisyys voidaan havaita pelkästään yhden anturin avulla. (Lee ym. 2010 (1).)

Inertiaaliantureiden toiminta perustuu siihen, että jokaisen kehon osan, johon anturi on kiinnitetty, orientaatio ja sijainti pystytään laskemaan erilaisilla algoritmeilla

inertiaalianturin mittaaman datan perusteella. Antureiden mittaustekniikka voi perustua esimerkiksi kiihtyvyyden mittaamiseen maapallon koordinaattisysteemissä tai anturin omassa koordinaatistossa. On myös antureita, jotka mittaavat kiihtyvyyttä omasta koordinaatistostaan ja sijaintiaan toisiin antureihin nähden. (Yang ym. 2012.) Antureiden tekniikka voi perustua myös magnetometriin tai gyroskoppiin (Yang ym. 2011).

Inertiaaliantureiden avulla voidaan helposti ja edullisesti tutkia esimerkiksi nopeuksia, erilaisia nivelkulmia, kiihtyvyyksiä. (Larssen 2003; Yang ym. 2011; Wixted ym. 2010.) Inertiaaliantureiden tarkkuutta on verrattu esimerkiksi infrapunaan perustuviin kuvantamismenetelmiin ja on havaittu, että niiden tarkkuus on riittävä. Myöskään nopeuden muuttuminen ei vaikuttanut tarkkuuteen (Lee ym. 2010 (2).) Wixted ym. (2010) puolestaan tekivät validointitutkimuksen, jossa verrattiin kenkään asetettujen paineantureiden ja inertiaaliantureiden antamia tuloksia reaktiivoimista sekä heilahdus- ja tukiajasta keskimatkojen juoksijoilla. Tulokseksi he saivat, että inertiaalianturit ovat luotettava keino analysoida juoksutekniikkaa (Wixted ym. 2010).

Inertiaaliantureiden ongelmana on ollut algoritmien oikeellisuus, virheet antureiden mittaamassa datassa sekä tarkkuus (Yang ym. 2011; Yang ym. 2012; Picerno ym. 2011). Picerno ym. (2011) tutkivat inertiaaliantureiden yhteneväisyyttä mitattaessa samaa liikettä ja havaitsivat, että anturit eivät antaneet samoja arvoja. Tämä saattaa johtua yksittäisen anturin epäyhteneväisyydestä muihin antureihin. (Picerno ym. 2011.) Tarkkuuteen voidaan myös vaikuttaa huolellisella kalibroimisella (Yang ym. 2012).

4.3 Muita juoksun analysointimenetelmiä

Sykemittarit. Sykemittarit mittaavat sykettä ja ne koostuvat kahdesta eri laitteesta, jotka kommunikoivat keskenään: toinen mittaa sykkeen ja toinen näyttää tuloksen esimerkiksi ranteessa olevaan kelloon. Sykemittareita on useita erilaisia. On olemassa ranteesta pulssin tuntevia laitteita, kahdella elektrodilla kiinnitettäviä ja rannetietokoneeseen tiedot lähettäviä malleja sekä sormenpäältä verenpaineen avulla mittaavia laitteita. Yleisimpiä ovat mittarit,

joissa on sykevyö, joka kiinnitetään rintaan ja se lähettää syketiedot ranteessa olevaan rannetietokoneeseen, joka toimii myös kellona. (Burke ym. 1987.)

Sykemittarit ovat tärkeä työkalu urheilijoille ja kuntoilijoille, jotka haluavat parantaa kuntoaan. Sykkeiden avulla voidaan arvioida harjoituksen intensiteettiä esimerkiksi tiedettyjen sykerajojen kautta. Syke on myös verrannollinen hapenkulutukseen ja näin ollen sen avulla voidaan myös mitata energiankulutusta. (Crouter ym. 2004.)

Global positioning system. Global positioning system (GPS) on systeemi, joka perustuu navigointiin satelliittien avulla. GPS satelliitit kiertävät maata kiertoradalla. GPS vastaanotin vertaa aikaa sen saamaan signaalin satelliitin lähettämään signaalin välillä ja näin saadaan etäisyys niiden väliltä määriteltä. Muutaman satelliitin etäisyyden avulla vastaanottimen paikka on mahdollista määrittää. (Larssen 2003; Terrier ym. 2005.)

GPS:n avulla voidaan mitata juoksusta ja kävelystä erilaisia parametrejä ulkona maastossa (Larssen 2003; Terrier ym. 2005). Yhdistämällä GPS muihin mittauslaitteisiin voidaan saada paljon tietoa erilaisista urheilusuorituksista kenttäolosuhteissa eikä tarvita suuria laboratorioita (Larssen 2003). Muihin perinteisiin juoksuanalysointituotteisiin verrattuna GPS:n ongelmana on sen käytettävyys. Esimerkiksi sisätiloissa harjoiteltaessa tai tehdessä tutkimuksia GPS-laitetta ei voida käyttää, koska satelliittien lähettämä radiosignaali ei läpäise rakennuksia. (Larssen 2003; Terrier ym. 2005.)

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli Runteq Oy:n kehittämän RunLab™-laitteen validointi. RunLab™- laite on tulossa pian markkinoille kuluttajien saataville. Tuote on tarkoitettu juoksutekniikan analysoimiseen ja palautteen antoon. Tarkoituksena on, että juoksija pystyy palautteen avulla muuntamaan juoksutekniikkaansa taloudellisemmaksi sekä pienentämään vammariskiä.

RunLab™-laitteesta saatuja arvoja verrattiin voimalevyistä ja 3D-liikeanalyysistä saatuihin arvoihin. Tarkastelun kohteena olevat muuttujat olivat muuttujia, jotka RunLab™- laite analysoi juoksusta, ja jotka ovat keskeisiä juoksutekniikassa. Näitä muuttujia olivat vertikaalinen liike, tukiaika ja nopeuden horisontaalinen hidastuminen askelkontaktin aikana.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä tutkimuksessa olivat kestävyysjuoksua harrastavia henkilöitä. Naisia heistä oli kuusi ja miehiä neljä. Koehenkilöitä rekrytoitiin kahteen ryhmään juoksutaustansa perusteella. Ensimmäiseen ryhmään kuuluivat aktiivisesti juoksua harrastavat henkilöt, jotka harrastivat kestävyysjuoksua tavoitteellisesti ja olivat osallistuneet myös kilpailuihin. Toiseen ryhmään kuuluivat puolestaan juoksua satunnaisesti harrastavat henkilöt, jotka juoksivat satunnaisesti ilman kilpailullisia tavoitteita. Juoksuharjoittelua heille tuli lähinnä toisten lajien oheisharjoituksena. Molempiin ryhmiin kuului viisi koehenkilöä. Ryhmien pituuksien ja painojen keskiarvot ja hajonnat on esitetty taulukossa 2.

TAULUKKO 2. Aktiivijuoksijoiden ja satunnaisesti juoksevien ryhmien pituuksien ja painojen keskiarvot (KA) ja hajonnat (SD).

	Pituus KA	Pituus SD	Paino KA	Paino SD
Aktiivijuoksijat	171,8 cm	13,1 cm	70,2 kg	10,3 kg
Satunnaisesti juoksevat	168,2 cm	12,1 cm	70,2 kg	8,8 kg

Osallistuminen mittauksiin oli vapaaehtoista ja koehenkilöt rekrytoitiin sähköpostiviestin avulla. Ennen mittauksia koehenkilöille lähetettiin tiedote tutkimuksen kulusta. Koehenkilöt allekirjoittivat suostumuslomakkeen ennen mittauksia. Koehenkilöt saivat halutessaan keskeyttää mittaukset mittausten missä vaiheessa tahansa.

6.2 Protokolla

Koehenkilöt juoksivat kolmella eri nopeudella voimalevyjen yli (Raute precision, Suomi) ja suoritus kuvattiin Vicon Nexus 3D- laitteistolla (Vicon Motion Systems, Iso-Britannia) sekä mitattiin muuttujia RunLab™ -antureilla (Runteq Oy, Suomi). Ennen mittauksia Vicon- laitteiston MXT-Series T40 kamerat (10 kappaletta) aseteltiin voimalevyjen ympärille niin, että kamerat näkivät alueen mahdollisimman hyvin. Kamerat ja voimalevy yhdistettiin tietokoneeseen MX box- laitteen avulla. Voimalevyjen ympärille asetettiin valokennot (Digitest 1000, Digitest, Suomi), joiden avulla oikeat juoksunopeudet etsittiin. Kamerat ja inertiaalianturit kalibroitiin ennen mittaus tapahtuman alkua.

Ennen mittauksia koehenkilöltä kyseltiin tietoja juoksutaustastaan ja otettiin anatomisia mittoja. Anatomisia mittoja tarvittiin Vicon- ohjelmaan mallin tekemiseen. Tarvittavia mittoja olivat pituus, paino, polven ja nilkan leveys sekä jalan pituus. Polven ja nilkan leveydet mitattiin mittapihdeillä polvinivelen kohdalla sekä nilkasta lateraaliseen kehräsluusta mediaaliseen kehräsluuhun. Jalan pituus mitattiin suoliluun harjasta lateraaliseen kehräsluuhun. Mitat otettiin oikeasta jalasta ja oletettiin, että molemmat jalat ovat saman pituisia ja levyisiä.

Taustatietojen kyselyn jälkeen koehenkilöön kiinnitettiin 23 kappaletta heijastavia Plug In- markkereita (Kuvat 8, 9 ja 10) sekä kolme RunLab™ -anturia. Anturit kiinnitettiin koehenkilön kenkiin sekä rinnan kohdalle.

Koehenkilöt lämmittelivät ennen mittauksia juoksemalla polvennostajuoksua ja pakarajuoksua laboratorion mitan verran sekä tekemällä käsien heilutteluita ohjatusti. Osa koehenkilöistä saapui mittauksiin pyörällä tai kävellen, jolloin he tunsivat lihastensa olevan lämpimät ja jättivät lämmittelyn väliin. Mittauksissa koehenkilöt juoksivat voimalevyjen yli kolmella eri nopeudella, jotka olivat 7-10 km/h, 10-13 km/h ja 13-16 km/h. Jokaisesta nopeudesta otettiin vähintään kaksi otosta. Oikeat nopeudet etsittiin valokennojen avulla ja oikean nopeuden löydettyä tehtiin varsinainen mittaus. Ennen juoksemaan lähtemistä

koehenkilö käynnisti Samsung Galaxy XCover- puhelimesta RunLab™ -ohjelman ja antoi mittaajalle merkin, jonka jälkeen mittaaja käynnisti Vicon- laitteen datan keräyksen. Suoritukset kuvattiin Viconilla ja mitattiin voimia kolmeen suuntaan voimalevyillä. Suorituksen päätteeksi koehenkilö pysähtyi merkittyyn paikkaan ja sammutti RunLab™ -ohjelman puhelimesta. Samaan aikaan Vicon-kuvauslaitteiston datan keräys pysäytettiin.

6.3 Laitteisto

Mittauksissa käytettiin RunLab™-inertiaaliantureita ja Vicon Nexus 3D- laitteistoa sekä voimalevyjä. Lisäksi apuna käytettiin valokennoja mittaamaan juoksunopeuksia.

RunLab™. RunLab™- laitteistoon kuuluvat kolme kappaletta inertiaaliantureita ja Samsung Galaxy XCover -puhelin sekä rintanauha. RunLab™- anturit kiinnitettiin koehenkilön molempiin kenkiin sekä rintaan. Kenkiin kiinnitys tapahtui antureissa olevan kiinnistysmekanismin avulla ja rintaan anturi kiinnitettiin sykevyyden tapaisella nauhalla (Kuva 7).



KUVA 7. RunLab™-laitteisto: Samsung Galaxy Xcover-puhelin, kaksi anturia, rintanauha ja puhelimen kantotasku.

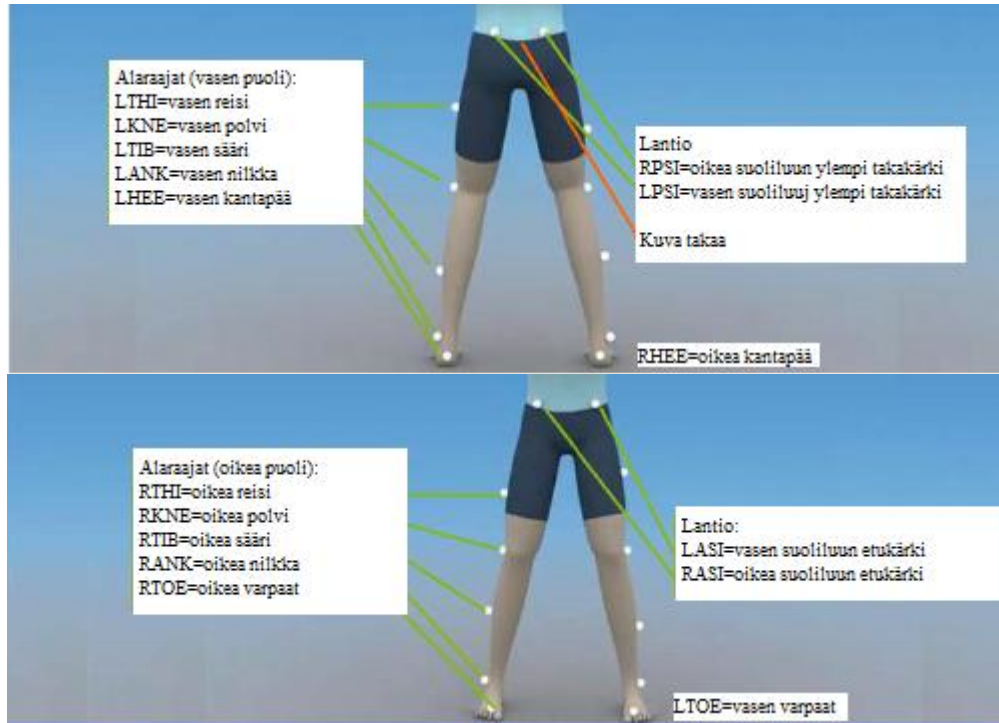
RunLab™- laite täytyi kalibroida eri mittauspäivinä ensimmäisenä. Laitteen kalibrointi alkoi antureiden käynnistämisestä, joka tapahtui heilauttamalla niitä nopeasti, jolloin syttyi valo päällä olemisen merkiksi. Seuraavaksi käynnistettiin RunLab™- ohjelma Samsung-puhelimesta ja anturit yhdistettiin siihen Bluetoothin avulla. Kalibrointi tehtiin valitsemalla uusi harjoitus, jonka jälkeen tallennus alkoi ja kutakin anturia pyöriteltiin eri suuntiin noin minuutin ajan.

Vicon Nexus. Vicon Nexus- laitteistoon kuuluvat MX T-Series T40 kamerat, MX laatikko, tietokone, kaapeleita, kameran jalkoja, kalibrointitikku ja markkereita. Vicon Nexus-laitteisto kasattiin asettamalla kamerat kuvattavan alueen ympärille ja liittämällä ne tietokoneeseen kaapeleiden ja MX- laatikon avulla. Kameroita oli käytössä kymmenen kappaletta.

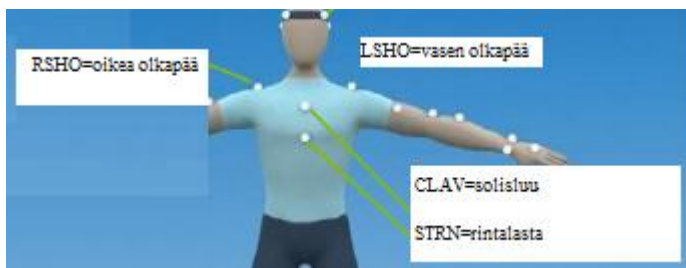
Ennen kameroiden kalibroimista kuvattavalle alueelle laitettiin neljä markkeria merkiksi, jonka jälkeen katsottiin näkyvätkö kaikki markkerit jokaisesta kamerasta. Kameroiden tarkkuutta säädettiin ja niiden suuntaa muutettiin niin, että kaikista kameroista näki markkerit. Kameroita pystyi säätämään tietokoneelta muuttamalla kynnsarvoja (*threshold*). Kameroiden säätämisen jälkeen aloitettiin maskien tekeminen valitsemalla *create camera masks*. Maskien tekemisen jälkeen kamerat vielä kalibroitiin, mikä tapahtui valitsemalla kalibrointi Viconista, jonka jälkeen kalibrointitikku pyöriteltiin kuvattavalla alueella eri suuntiin kunnes kaikista kameroista oli sammunut kalibrointivalo. Tämän jälkeen mittaukset voitiin aloittaa.

Ennen mittauksia koehenkilöön kiinnitettiin Plug-In- markkerit, joita tuli 21 kappaletta kuvien 8, 9 ja 10 osoittamalla tavalla. RunLab™- anturit kiinnitettiin myös koehenkilön molempiin kenkiin ja rintaan. Rintalastan markkeri kiinnitettiin anturiin, jolloin ei tarvittu omaa markkeria rinta-anturille. Jalkaan kiinnitettäviin antureihin kiinnitettiin omat

markkerit. Markkereita tarvittiin näin olleen yhteensä 23 kappaletta. Käsiin laitettiin markkerit vain olkapäihin.



KUVA 8. Alaraajojen markkereiden paikat. Ylempi kuva edestä ja alempi takaa. (Vicon Product guide 2.0).



KUVA 9. Ylävartalon markkerit edestä. Käsien kiinnitettiin vain markkerit olkapäihin, sillä tutkimuksessa ei haluttu tutkia käsien liikkeitä. (Vicon Product guide 2.0).



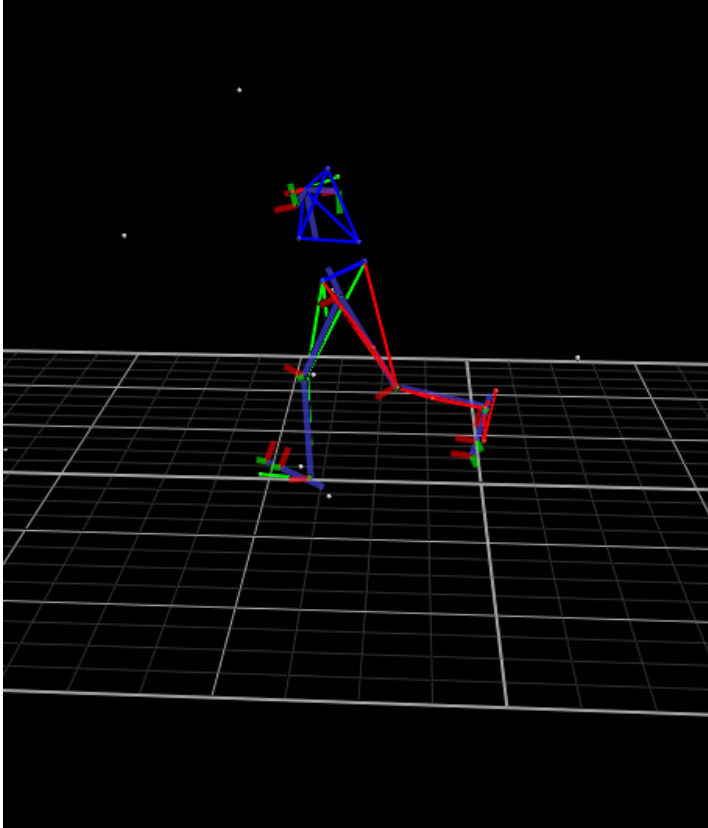
KUVA 10. Ylävartalon markkerit takaa. Taakse kiinnitettiin markkerit vain nikaman C7 ja T10 kohdille. (Vicon Product guide 2).

Voimalevyt. Myös voimalevyt liitettiin tietokoneeseen kaapeleiden ja MX- laatikon avulla. Voimalevyt säädettiin nollassolle ja tarkistettiin niiden toiminta koehenkilön kävelemällä niiden päällä. Käytetyt voimalevyt sijaitsevat Jyväskylän yliopiston biomekaniikan vanhassa laboratoriossa ja ovat 10 metriä pitkät. Mittauksissa käytettiin myös valokennoja juoksunopeuksien määrittämisessä. Valokennot asetettiin voimalevyjen ympärille kahden metrin päähän toisistaan, jolloin koehenkilön juoksunopeus voitiin määrittää laskemalla kaavalla $(2,0/x)*3,6$, missä x on aika, joka kului valokennojen läpi kulkemiseen.

6.4 Analyysit

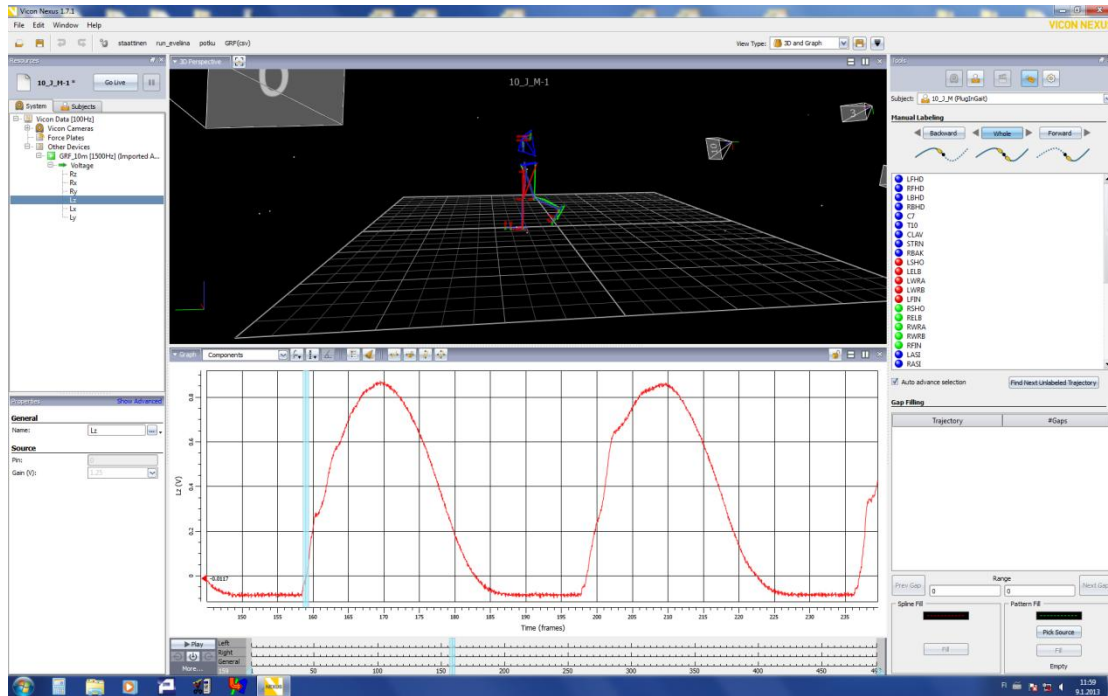
Analyyseissä vertailtiin RunLab™- antureilla, Viconilla ja voimalevyillä saatua dataa ja tarkasteltiin olivatko tulokset samansuuntaisia.

Mittausten liikeanalyysi- ja voimadata yhdistettiin Vicon Nexus- ohjelman avulla. Ensimmäistä videota analysoitaessa tehtiin oma malli jaloissa olleille antureille, koska ne eivät ole valmiissa Plug-In- mallissa. Antureiden malli kopioitiin jokaiselle koehenkilölle. Myös staattinen ajo ja juoksujen ajo luotiin alussa ja tehtiin pikatoiminnoksi. Kuvassa 11 on kuva mallista, joka luotiin Vicon- ohjelmaan.



KUVA 11. Juoksijan malli, jonka avulla jalkojen ja kehon eri muuttujia pystyttiin analysoimaan.

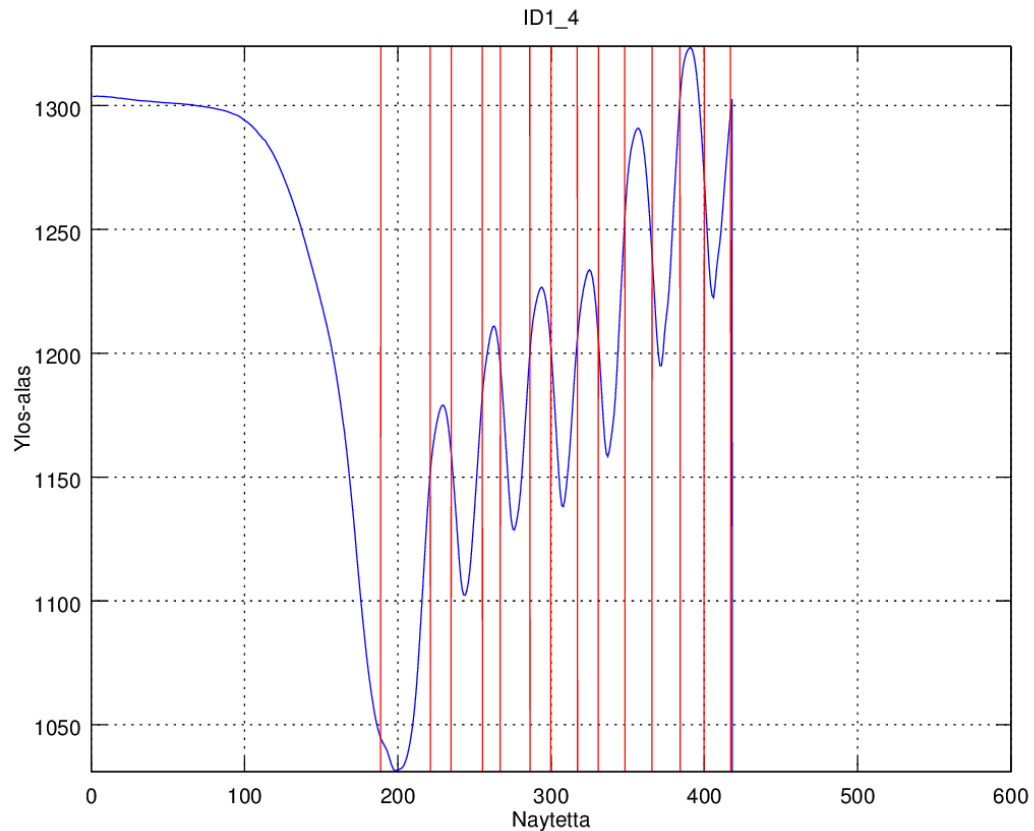
Jokaisen koehenkilön videot analysoitiin yksi kerrallaan Vicon Nexus- ohjelmalla Plug-In- ja antureiden mallia käyttäen. Videoista saatiin CSV- tiedosto, jossa oli voimalevyjen data, nivelkulmia, momenteja sekä markkereiden koordinaatit. Viconin videon hidastuksista ja voimalevydatasta otettiin ylös askeltyypit. Askeltyyppi katsottiin sekä videosta, että voimalevystä saadun käyrän avulla. Jos käyrä oli selvästi kaksihuippuinen ja askel näytti kanta-askeleelta, se merkittiin kanta-askeleeksi. Käyrän ollessa yksihuippuinen ja selvästi jalan osuessa päkiä edellä askel merkittiin päkiäaskeleeksi. Keskijalan askeleissa käyrässä oli myös havaittavissa kaksi huippua, mutta ensimmäinen huippu oli paljon loivempi ja videosta katsottu askel yleensä vahvasti askeleen keskijalanaskellukseksi (Kuva 12).



KUVA 12. Viconin datasta otettiin ylös askeltyypit tarkastelemassa voimalevyjen vertikaalista komponenttia ja katsomalla videosta askeltyyppi. Jos askeltyyppi oli epävarma, ei askeltyyppiä kirjattu.

Viconin ja voimalevydatan CSV-tiedostoista laskettiin jokaisesta juoksusta arvoja nopeuden horisontaalille hidastumiselle kontaktin aikana, vertikaaliselle liikkeelle ja tukiajalle. Horisontaali hidastuminen ja vertikaalinen liike laskettiin rintamarkkerin datasta. Tukiaika puolestaan saatiin voimalevyjen datasta. Jokaista tiedostoa ei käyty läpi yksitellen, vaan tietoja siirrettiin MATLAB:iin, jonka avulla tarvittavat arvot saatiin laskettua sinne tehtyjen algoritmien avulla. Vertikaalinen liike saatiin selville laskemalla kuinka paljon korkeuskoordinaatti muuttui yhden askeleen aikana rinnassa olevassa markkerissa. Nopeuden hidastuminen kontaktin aikana saatiin selville derivoimalla rinnan markkerin koordinaattidataa, josta saatiin selville nopeus. Tämän avulla saatiin selville kuinka paljon nopeus pieneni askeleen tukivaiheen aikana. Tukiaika laskettiin sen avulla, kuinka pitkään voimakäyrä piirtyi askeleen aikana. Nämä laskettiin, koska RunLab™- laite mittasi myös rintamarkkerin kohdalta datansa sekä jaloista.

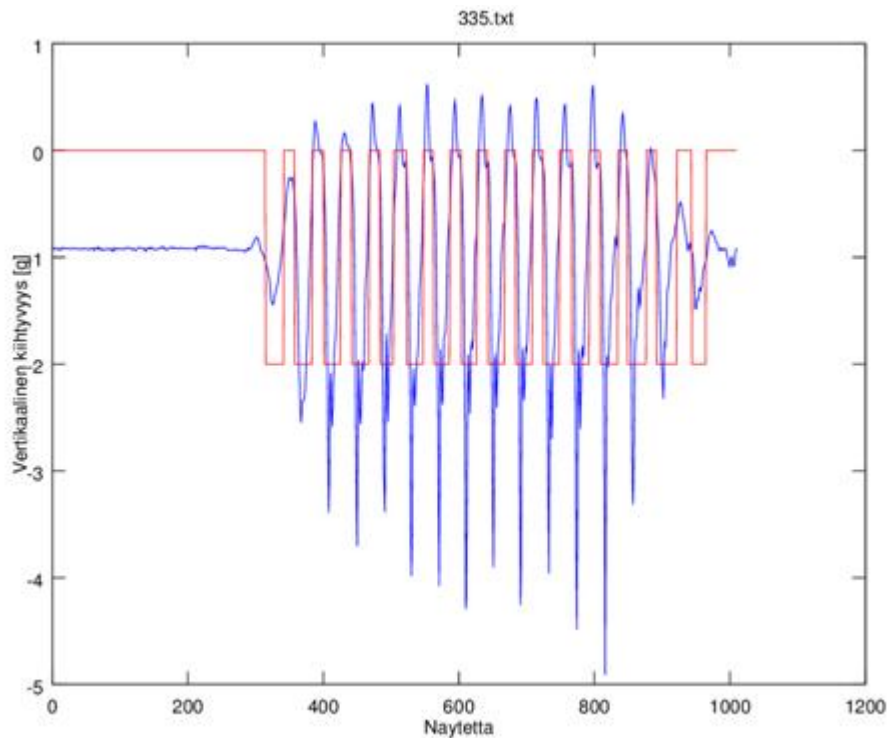
MATLAB:lla lasketuista arvoista saatiin myös kuvaajat jokaisesta juoksusta. Kuvassa 13 esimerkkinä vertikaalisesta liikkeestä saatu kuvaaja. Punaisella kuvassa näkyvät askeleet, joista MATLAB:n avulla saatiin numeeriset arvot muuttujille.



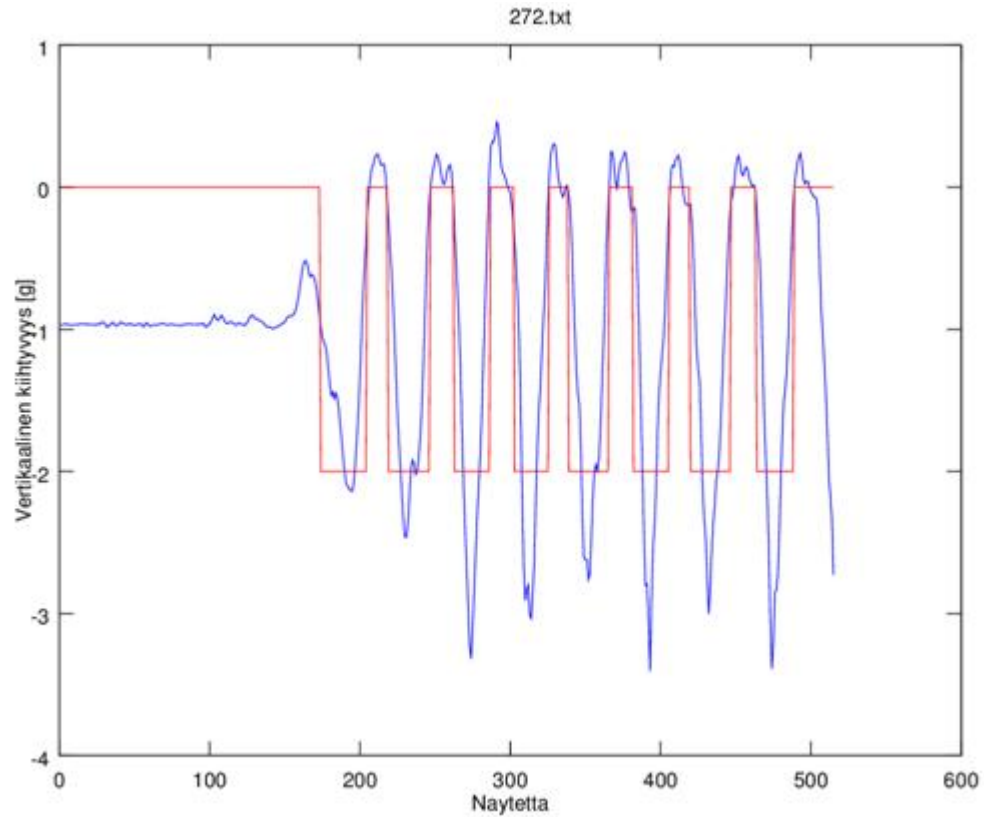
KUVA 13. Vertikaalinen liike. Sinisellä vertikaalinen liike juoksun aikana. Kuvassa näyttäisi juoksun menevän ylämäkeen. Juoksu juostiin kuitenkin tasaisella, mutta kalibroimisessa saattoi olla virhe, jolloin koordinaatisto ei ollut suora. Tämä ei kuitenkaan vaikuttanut tuloksiin, koska jokaisen askeleen aikana muuttunut vertikaalinen liike pystyttiin laskemaan.

RunLab™- laitteen data saatiin RunLab™-ohjelman avulla, joka laski jokaisesta juoksusta vertikaalisen liikkeen ja tukiajan suuruuden sekä nopeuden hidastumisen kontaktin aikana jokaiselle askeleelle juoksuissa. RunLab™:sta saatiin myös kuvaajat jokaisesta juoksusta (Kuvat 14, 15 ja 16). Kuvaajista näki kiihtyvyyden muutoksen ajan funktiona. Kuvaajien avulla SPSS-dataan valittiin juoksujen keskimmäisiä askeleita, joissa ei havaittu

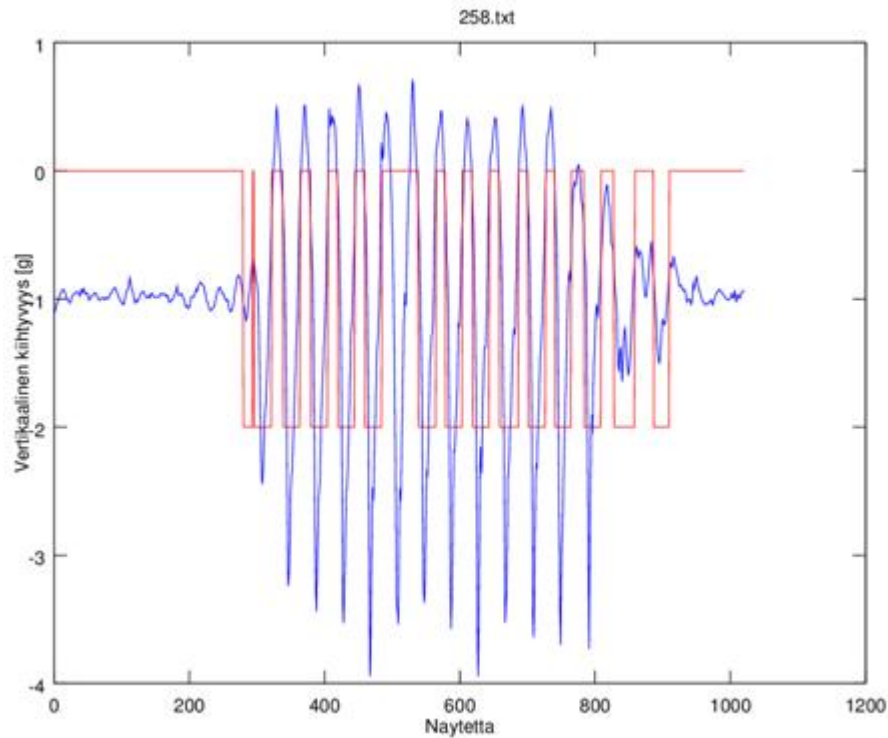
juoksusuorituksen alun kiihdyttävää tai lopun jarruttavaa liikettä. Vastaavat askeleet valittiin Viconin ja voimalevyjen datasta. Joistakin juoksuista ohjelma tunnisti askeleet väärin. Tällöin vääriä askeleita ei otettu mukaan analyysiin.



KUVA 14. RunLab™:sta saatu kuva juoksusta. Punaisella ohjelman havaitsemat askeleet. Sinisellä vertikaalinen kiihtyvyys juoksun ajalta, jota RunLab™- laite mittasi juoksuista. Tämän avulla voitiin laskea tarkasteltavia muuttujia. Horisontaaliakselilla näytteiden määrä juoksun aikana. Kuva juoksusta otettiin mukaan analyysiin askeleet 5-13.



KUVA 15. RunLab™:sta saatu kuva juoksusta. Punaisella ohjelman havaitsemat askeleet. Sinisellä vertikaalinen kiihtyvyys juoksun ajalta. Horisontaaliakselilla näytteiden määrä juoksun aikana. Juoksu ei ole tallentunut kokonaan, mutta askeleet 3-7 otettiin analyysiin mukaan.



KUVA 16. RunLab™:sta saatu kuva juoksusta. Punaisella ohjelman havaitsemat askeleet. Sinisellä vertikaalinen kiihtyvyys juoksun ajalta. Horisontaaliakselilla näytteiden määrä juoksun aikana. Juoksun muuttujia ei otettu analyysiin mukaan, koska askeleiden tunnistamisessa on ollut ongelmia, jolloin vastaavia askelia ei voitu löytää Viconista.

6.5 Tilastolliset analyysit

Tilastolliset analyysit tehtiin SPSS- ohjelman avulla. Analyyseissä käytettiin SPSS-ohjelmaa, versiota 17.0. Ennen varsinaisia analyysijä, tuloksista katsottiin ovatko ne normaalisti jakautuneita. Tuloksista laskettiin myös keskiarvoja ja keskihajontoja.

Mittausten tuloksia analysoitiin Bland-Altman-kuvaajien ja Pearsonin korrelaatioiden avulla. Korrelaatiot laskettiin eri menetelmillä saatujen tulosten välillä vertikaalisesta liikkeestä, tukiajasta ja nopeuden horisontaalisesta hidastumisesta kontaktivaiheen aikana. Bland-Altman kuvaajat tehtiin myös näistä muuttujista.

SPSS- ohjelmassa ei ole valmiina toimintoa, jonka avulla Bland-Altman- kuvaaja voitaisiin tehdä. Kuvaajaa varten SPSS:ään luotiin uudet muuttujat kahdesta eri menetelmästä saaduista tuloksista. Uudet muuttujat olivat kahden eri menetelmän tuloksen erotus sekä keskiarvo. Uudet muuttujat laskettiin vertikaalisesta liikkeestä tukiajasta sekä nopeuden hidastumisesta kontaktin aikana. Kuvaaja piirrettiin Scatter/Plot- toiminnolla ja siihen lisättiin suorat $y =$ erotuksien keskiarvo sekä suorat kahden hajonnan päähän keskiarvosta (2SD ja -2SD).

7 TULOKSET

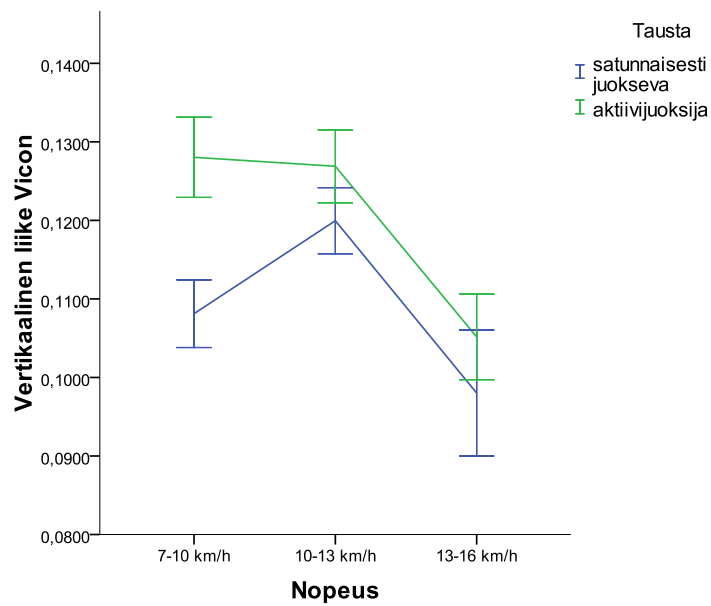
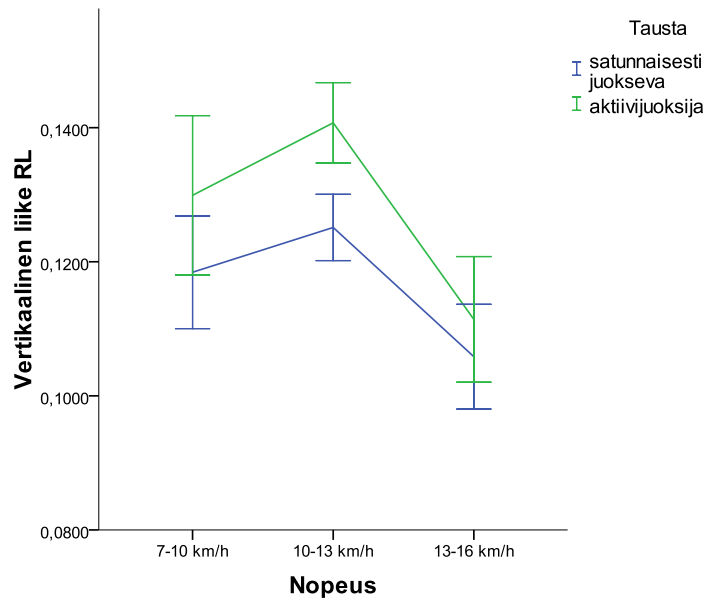
7.1 Vertikaalinen liike

RunLab™- laitteella ja Viconilla mitatut vertikaaliset liikkeet muuttuivat nopeuden muuttuessa. Taulukosta 3 nähdään, että keskimmaisella nopeudella vertikaalinen liike on suurin molemmilla menetelmillä mitattuna ja pienin suurimmalla nopeudella.

TAULUKKO 3. Vertikaalisen liikkeen (m) keskiarvot (KA) ja keskihajonnat (\pm SD) eri nopeuksilla RunLab™:lla (RL) ja Viconilla mitattuna.

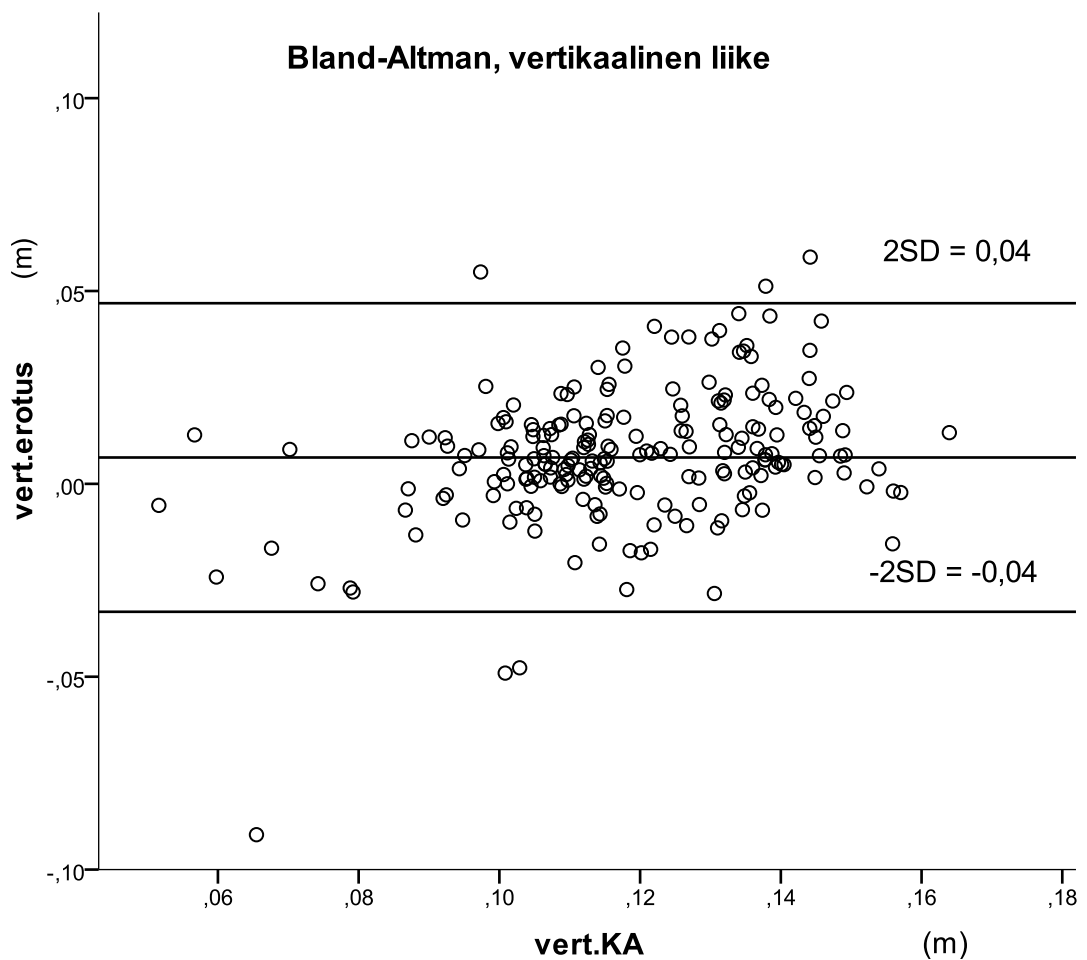
Nopeus	KA (Vicon)	\pm SD (Vicon)	KA (RL)	\pm SD (RL)
7-10 km/h	0,116	0,016	0,123	0,027
10-13 km/h	0,122	0,016	0,130	0,020
13-16 km/h	0,102	0,018	0,108	0,024

Kuvasta 17 nähdään, että pienin vertikaalinen liike on nopeimmalla juoksunopeudella molemmilla menetelmillä mitattuna, sekä aktiivijuoksijoilla että satunnaisesti juoksua harrastavilla henkilöillä. Erona menetelmillä mitattuna on vertikaalisen liikkeen muuttuminen aktiivijuoksijoilla. Viconilla mitattuna aktiivijuoksijoiden vertikaalinen liike on pienintä suurimmalla nopeudella, suurinta hitaimmalla nopeudella, mutta RunLab™:lla mitattuna suurin vertikaalinen liike on keskimmaisella nopeudella.



KUVA 17. Kuvasta nähdään nopeuden vaikutus vertikaaliseen liikkeeseen eri taustan omaavilla henkilöillä. Ylempänä RunLab™:lla ja alempana Viconilla mitatut arvot.

RunLab™- laitteella saatuja tuloksia vertikaalisesta liikkeestä verrattiin voimalevyistä ja Viconista saatuihin tuloksiin. Mitattujen vertikaalisten liikkeiden välillä löytyi positiivinen korrelaatio ($r=0,634$, $p<0,05$, $N=210$). Eri menetelmillä mitattujen vertikaalisten liikkeiden yhteneväisyys nähdään myös Bland-Altman- kuvaajasta (Kuva 18). Kuvaajasta nähdään, että muuttujat sijoittuvat hyvin samaan rykelmään ja ovat pääsääntöisesti kahden hajonnan päässä keskiarvosta ($KA=0,007$, $SD=0,02$). RunLab™:lla mitattuna vertikaalinen liike oli keskimäärin $0,007$ m suurempi kuin Viconilla mitattu mikä nähdään myös kuvasta 18.



KUVA 18. Bland-Altman kuvaaja vertikaalisesta liikkeestä (m) mitattuna RunLab™-laitteella ja Viconilla.

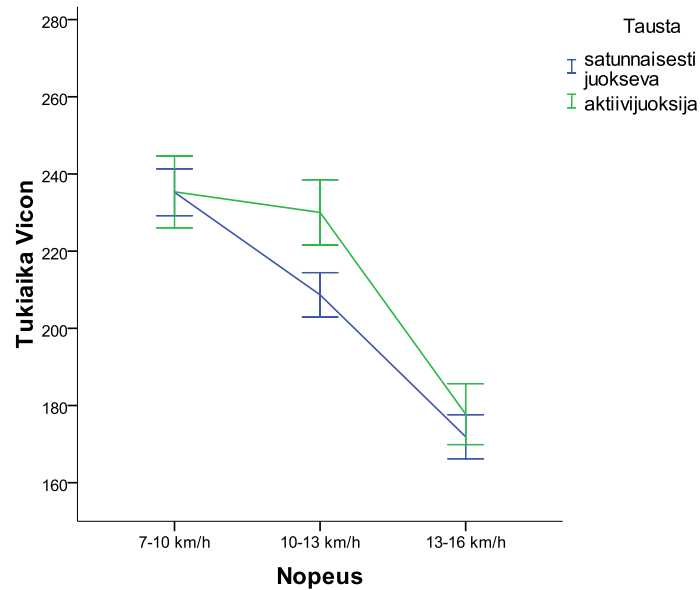
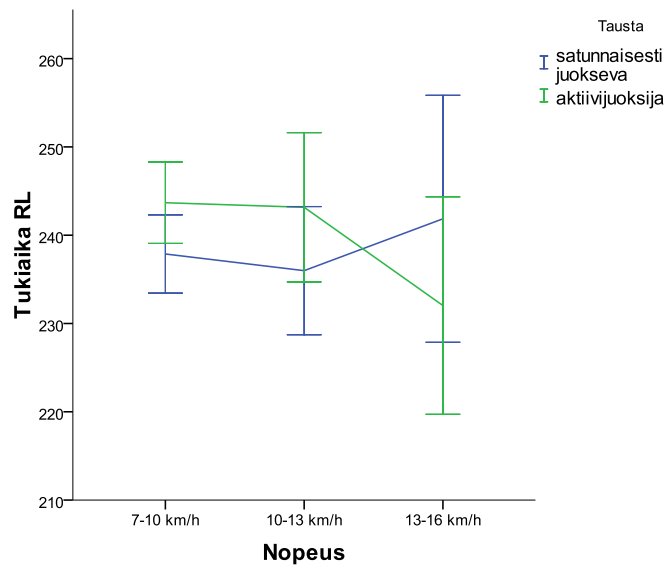
7.2 Tuki aika

Molemmilla menetelmillä mitattuna havaittiin, että tukiaika on pienin suurimmalla nopeudella juostessa ja suurin hitaimmalla nopeudella. RunLab™:lla mitattuna ei kuitenkaan ole suurta eroa keskimmaisella ja suurimmalla nopeudella, kun Viconilla mitattuna ero on suurempi.

TAULUKKO 4. Tuki ajan kesto (ms) keskiarvo (KA) ja keskihajonta (SD) eri nopeuksilla eri menetelmillä mitattuna.

Nopeus	KA (Vicon)	±SD (Vicon)	KA (RL)	±SD (RL)
7-10 km/h	235,30	20,13	240,14	12,99
10-13 km/h	215,64	24,70	238,38	26,96
13-16 km/h	174,93	20,02	237,32	37,40

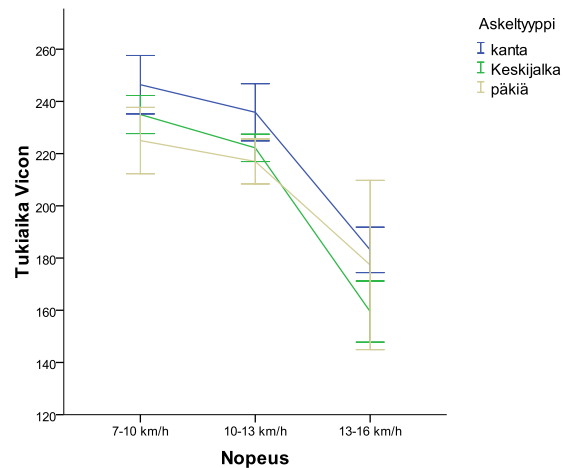
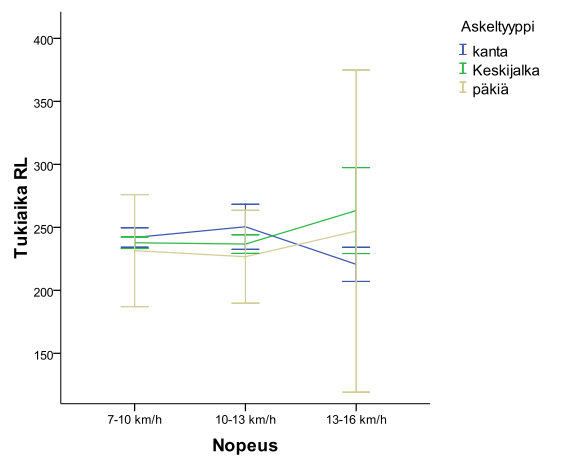
Kuvasta 20 nähdään vielä miten tukiajan kesto vaihteli eri nopeuksilla eri taustaisilla juoksijoilla. Suurta eroa tukiajan kestossa eri taustaisilla ei ollut nopeudella 13-16 km/h ja yhtään eroa nopeudella 7-10 km/h Viconilla mitattuna. Suurin ero havaitaan nopeudella 10-13 km/h, jolloin satunnaisesti juoksevilla tukiaika on kestoaltaan lyhempi. RunLab™-laitteella mitattuna aktiivijuoksijoiden tukiaika lyhenee nopeuden kasvaessa, mutta satunnaisesti juoksevilla lyhin tukiaika oli nopeudella 10-13 km/h ja suurin nopeudella 13-16 km/h.



KUVA 19. Tukiajan vaihtelu eri taustaisilla juoksijoilla eri nopeuksilla ylempänä RunLab™:lla mitattuna ja alempana Viconilla. Sinisillä satunnaisesti juoksevat ja vihreällä aktiivijuoksijat.

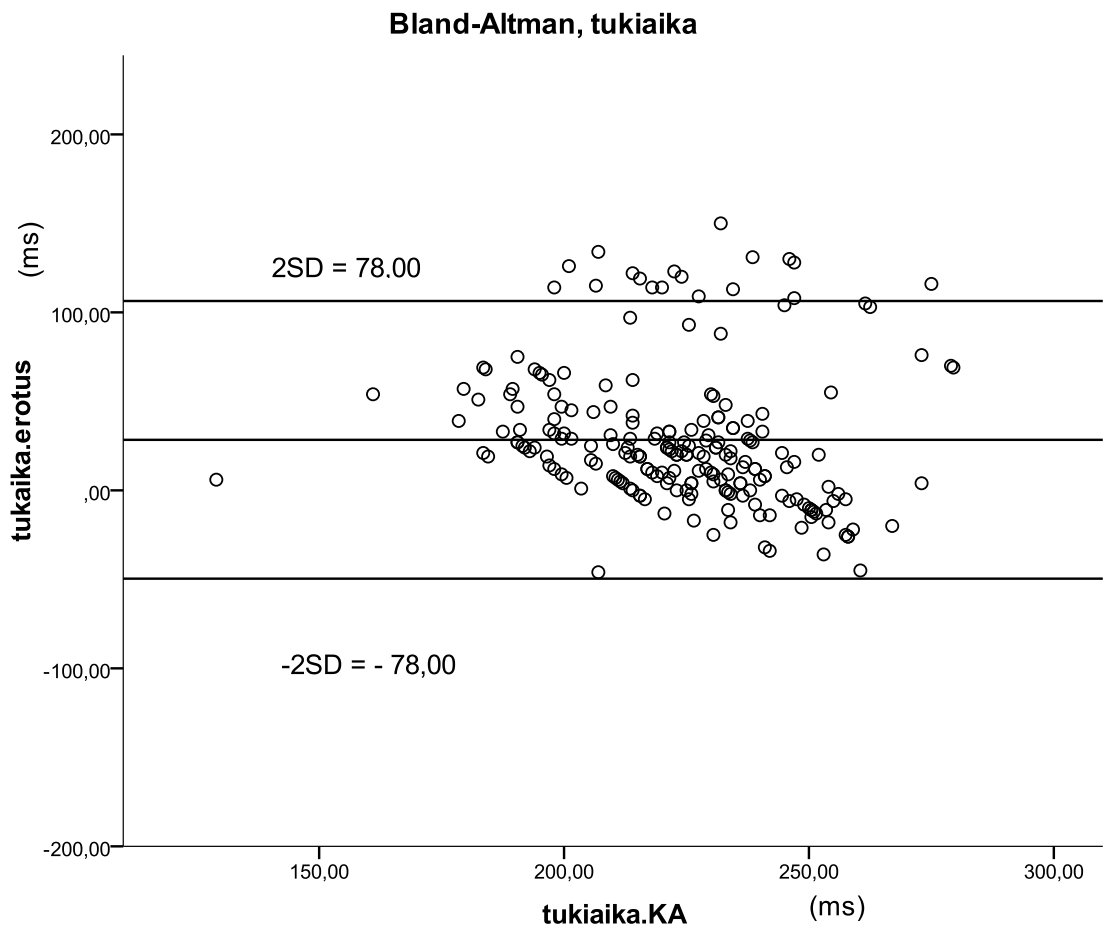
Viconilla ja RunLab™- laitteella mitatut tukiaikojen vaihtelut eri askellustyylien välillä eivät ole yhdensuuntaisia. Kuvasta 20 nähdään, että Viconilla mitattuna kanta-astunnassa

tukiaika on jokaisella nopeudella suurempi kuin keskijalan tai päkiäaskelluksessa. Nopeuksilla 7-10 km/h ja 10-13 km/h keskijalanaskelluksessa tukiaika on suurempi kuin päkiäaskelluksessa, mutta nopeimmalla nopeudella tukiaika keskijalanaskelluksessa on pienin. RunLab™:lla mitattuna päkiä- ja keskijalanaskelluksessa tukiaika on pienin nopeudella 10-13 km/h ja suurin nopeudella 13-16 km/h. Kanta-askelluksessa pienin tukiaika puolestaan on suurimmalla nopeudella ja suurin keskimmaisella nopeudella.



KUVA 20. Tukiajan vaihtelu eri nopeuksilla askeltyypin mukaan vasemmalla RunLab™:lla ja oikealla Viconilla mitattuna.

RunLab™- laitteella ja perinteisillä menetelmillä mitattujen tukiaikojen väliltä löytyi positiivinen korrelaatio ($r=0,149$, $p=0,029$, $N=215$). Kuvan 21 Bland-Altman kuvaajasta nähdään tulosten yhteneväisyys. Mitä tiiviimmässä ja mitä lähempänä keskiviivaa pisteet kuvaajassa ovat, sitä yhtenäisempiä menetelmät olivat. Kuvasta 22 nähdään, että tulokset sijoittuvat melko hyvin keskiarvosuoran ympärille (KA=28,39, SD=39,00), mutta on myös paljon pisteitä, jotka ovat luottamusvälin ulkopuolella. Tukiajasta RunLab™:lla mitattuna saatiin keskimäärin 28,4 ms suurempia tuloksia kuin Viconilla, mikä voidaan nähdä kuvasta 21.



KUVA 21. Bland-Altman kuvaaja tukiajasta mitattuna RunLab™-laitteella ja voimalevyillä.

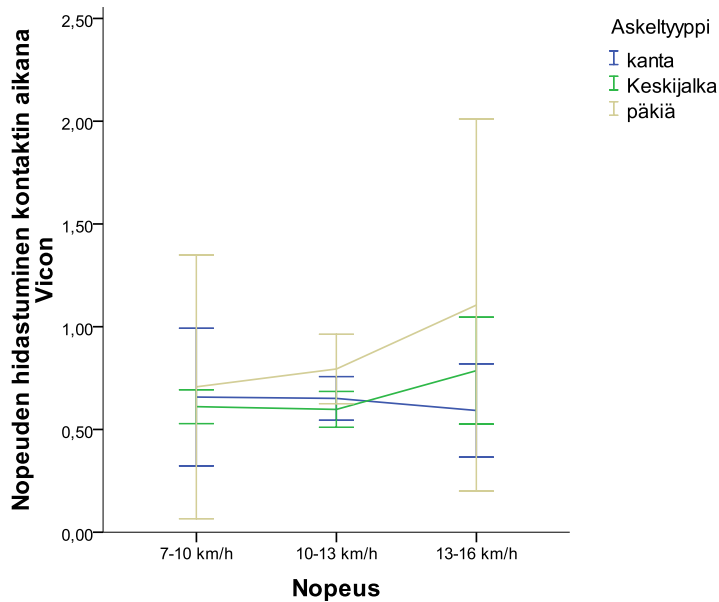
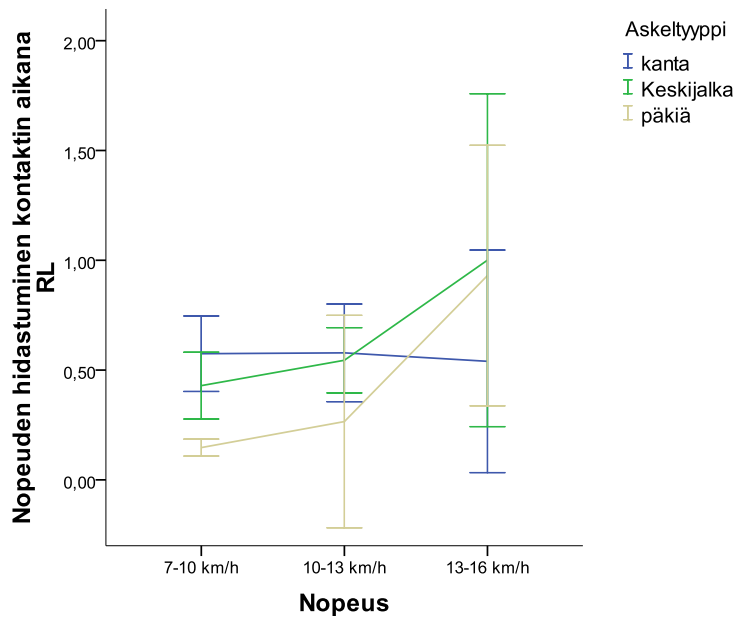
7.3 Nopeuden hidastuminen kontaktin aikana

Taulukosta 5 nähdään, että molemmilla menetelmillä mitattuna nopeuden hidastuminen kontaktin aikana suurenee nopeuden kasvaessa.

TAULUKKO 5. Taulukossa nopeuden hidastuminen kontaktin aikana (m/s) eri nopeuksilla RunLab™:lla (RL) ja Viconilla mitattuna.

Nopeus	KA (Vicon)	±SD (Vicon)	KA (RL)	±SD (RL)
7-10 km/h	0,60	0,25	0,45	0,37
10-13 km/h	0,61	0,26	0,50	0,43
13-16 km/h	0,78	0,30	0,64	0,54

Kuvassa 22 on tarkastelu, jossa tutkittiin nopeuden ja askeltyypin vaikutusta jarrituksen suuruuteen molemmilla menetelmillä mitattuina. Kuvasta 22 nähdään, että kanta-askelluksella kuvaaja on erilainen kuin päkiä- tai keskijalan askelluksessa molemmilla menetelmillä mitattuna. Päkiä- ja keskijalan askellus noudattaa samaa linjaa: suurimmalla juoksunopeudella nopeuden hidastuminen kontaktin aikana on suurinta ja pienintä hitaimmalla nopeudella. Erona eri menetelmillä on päkiä- ja kanta-askelluksen suhde toisiinsa. Viconilla mitattuna päkiäaskelluksessa nopeuden hidastuminen saa suurempia arvoja kuin keskijalanaskellus, kun RunLab™:lla puolestaan saatiin suurempia arvoja keskijalanaskellukselle.

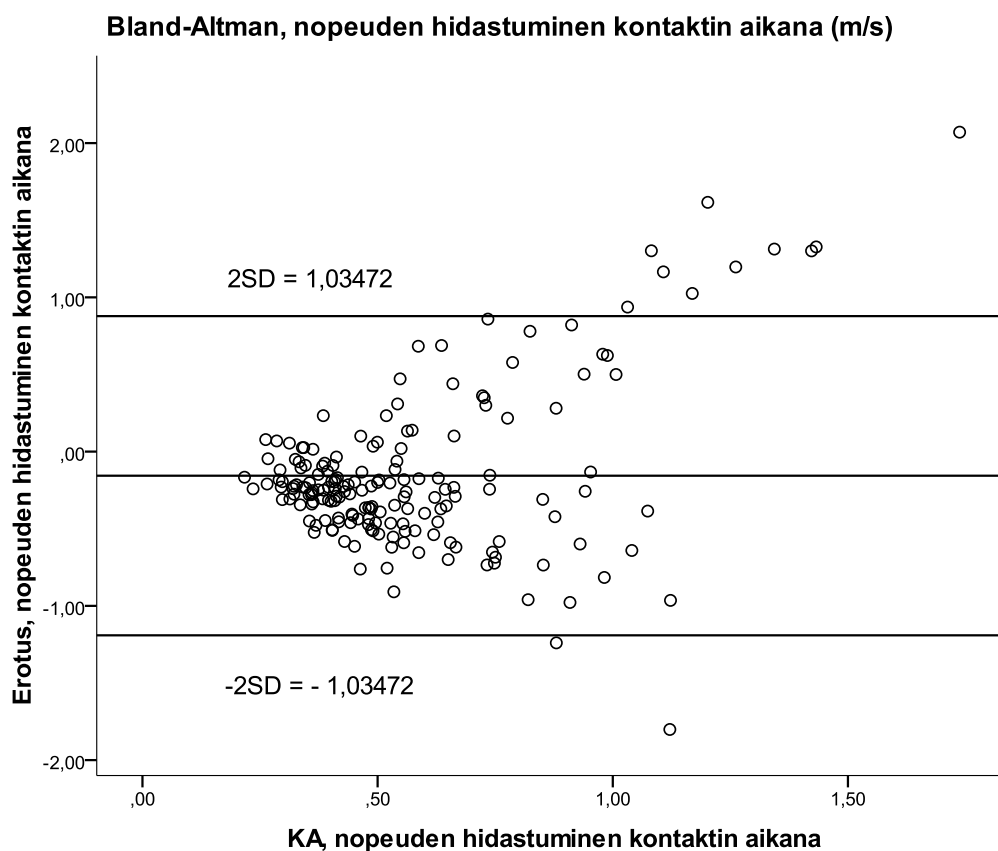


KUVA 22. Nopeuden hidastuminen kontaktin aikana (m/s) eri askeltyyleillä eri nopeuksilla juostessa. Ylempi RunLab™:llä ja alempi Viconilla mitattuna.

Eri menetelmien väliltä ei löytynyt positiivista korrelaatiota mitattaessa nopeuden horisontaalia hidastumista kontaktivaiheen aikana ($r=0,02$, $p=0,785$, $N=181$). Bland-

Altman- kuvaajasta (Kuva 23) havaitaan kuitenkin, että mittaustulosten välillä on jonkinlainen yhteys, mutta osa pisteistä on sijoittunut luottamusvälin ulkopuolelle, jolloin menetelmien ei voida sanoa olevan yhtenäisiä.

Bland-Altman- kuvaajasta (Kuva 23) nähdään, että pisteet ovat sijoittuneet melko tiiviiseen ryppääseen, mutta hieman vuihkamaista rakennetta on havaittavissa, siten että hajonta kasvaa suuremmilla arvoilla. Kuvan (Kuva 23) mukaan nopeuden hidastumisesta kontaktin aikana saatiin RunLab™:lla 0,16 m/s pienempiä tuloksia kuin Viconilla (menetelmien välinen erotus RunLab™-Vicon $KA=-0,16$, $SD=0,52$), mikä nähdään myös kuvasta 23.



KUVA 23. Bland-Altman kuvaaja jarrutuksesta (m/s) mitattuna RunLab™-laitteella ja Viconilla.

8 POHDINTA

Tutkimuksen päätarkoituksena oli validoida RunLab™- laitteen antamaa dataa juoksusta. Validoitavia muuttujia olivat vertikaalinen liike, tukiaika ja nopeuden horisontaalinen hidastuminen kontaktin aikana. RunLab™-laitteen dataa verrattiin voimalevyistä ja 3D-liikeanalyysistä saatuun dataan. RunLab™-laitteen toiminta perustuu inertiaaliantureihin, joiden on todettu olevan luotettava keino analysoida juoksutekniikkaa (Wixted ym. 2010). Tutkimuksessa menetelmien yhteneväisyyttä mitattiin korrelaatioiden ja Bland-Altman-kuvaajien avulla. Eri menetelmillä mitattuina vertikaalinen liike ja tukiaika antoivat positiiviset korrelaatiot (vertikaalinen liike $r=0,634$ ja tukiaika $r=0,149$, $p<0,05$). Nopeuden horisontaalinen hidastuminen kontaktin aikana ei korreloinut menetelmien välillä.

Vertikaalisen liikkeen Bland-Altman- kuvaajasta (Kuva 18) nähdään, että pisteet ovat sijoittuneet niin, että ovat korkeintaan kahden hajonnan päässä keskiarvosta, jolloin menetelmien voidaan sanoa olevan yhtenäisiä. Positiivisen korrelaation ja Bland-Altman-kuvaajan perusteella voidaan sanoa, että RunLab™- laitteella on mahdollista mitata vertikaalista liikettä luotettavasti.

Vertikaalisen liikkeen muuttuminen ja nopeuden kasvaessa RunLab™-laitteella mitattuna oli myös yhtenäinen verrattuna Viconilla mitattuun. Vertikaalisen liikkeen tulisi pienentyä nopeuden kasvaessa lineaarisesti (Brughelli ym. 2011). Näin ei kuitenkaan tässä tutkimuksessa käynyt, vaan suurimmat vertikaaliset liikkeet havaittiin keskimmaisella juoksunopeudella molemmilla menetelmillä mitattuna. Vertikaalisten liikkeiden epänormaaliin muuttumiseen saattoi vaikuttaa esimerkiksi se, että koehenkilöiden oli vaikea löytää keskimmainen juoksunopeus 10-13 km/h, jolloin se ei välttämättä muistuttanut koehenkilön normaalia juoksua. Monet koehenkilöistä juoksivat joko liian lujaa tai liian hitaasti etsittäessä keskimmäistä juoksunopeutta. Myös se saattaa vaikuttaa eriäviin tuloksiin Brughellin ym. (2011) kanssa, että Brughellin ym. (2011) tutkimuksessa

tarkasteltiin massakeskipisteen muutosta, kun tässä tutkimuksessa rintamarkkerin sijainnin muutosta.

Vertikaalisen liikkeen muuttumista nopeuden kasvaessa tarkasteltiin myös eri harjoitustaustan perusteella. Menetelmien havaitsemat erot eri taustaisilla juoksijoilla olivat melko samanlaiset. Ainoastaan aktiivijuoksijoilla hitaimmalla nopeudella RunLab™- laite havaitsi pienemmän vertikaaliseen liikkeen kuin Vicon. Voidaan kuitenkin sanoa, että RunLab™- laitteella on mahdollista havaita vertikaalisen liikkeen muutoksia nopeuden muuttuessa.

Tukiajan ja nopeuden hidastumisen kontaktin aikana Bland-Altman kuvaajista (Kuvat 21, 23) nähdään, että menetelmät olivat yhtenäisempiä kuin mitä korrelaatiot antoivat olettaa. Kuitenkin suurin osa pisteistä sijoittuu luottamusvälin ulkopuolelle, jolloin menetelmien ei voida sanoa olevan yhtenäisiä. Nopeuden hidastumisen kontaktin aikana kuvaajasta (Kuva 23) nähdään, että suurin osa arvoista on samanlaisia, mutta pieni viuhka muodostuu oikealle sivulle. Nämä hajanaiset arvot saattavat johtua Viconin datassa esiintyvistä virheistä, jotka johtuvat markkereiden näkymättömyydestä hetkittäin tai voimalevyjen häiriösignaalista. Signaali suodatettiin 50 Hz:lla, mutta häiriöitä saattoi olla myös suurempia piikkejä.

Tukiajan ja nopeuden hidastumisen kontaktin aikana heikkoihin korrelaatioihin saattoi vaikuttaa se, että Viconin ja voimalevyjen dataan oli tullut suuria arvoja ja tyhjiä kohtia, kun markkereita ei oltu havaittu. Nämä suuret arvot saattoivat muuttaa tuloksia epäyhtenäisimmiksi, jolloin korrelaatio jäi pieneksi. Myös markkereiden asettaminen anatomisesti juuri samoille paikoille eri koehenkilöillä saattoi aiheuttaa vääriä arvoja (Pohl ym. 2010).

Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu, että inertiaaliantureiden ongelmana ovat laskukaavojen oikeellisuus, virheet antureiden mittaamassa datassa sekä niiden tarkkuus (Yang ym. 2011; Yang ym. 2012; Picerno ym. 2011). Tässäkin tutkimuksessa mahdollisesti syntyi eroja menetelmien välillä RunLab™- laitteen algoritmeista, virheistä antureiden

datassa sekä antureiden tarkkuudesta. Tarkkuuteen voidaan vaikuttaa kalibroimisella huolellisesti (Yang ym. 2012). Mittauspäivänä kalibrointi suoritettiin kerran saatujen ohjeiden mukaan. Mahdollisesti tarkkuuteen olisi voitu vaikuttaa, jos kalibroiminen olisi suoritettu esimerkiksi aina anturin sammumisen jälkeen. RunLab™-datassa oli myös havaittavissa epäilyttävän suuria arvoja joillekin askeleille. Nämä saattavat johtua siitä, että juoksu oli niin lyhyt ja mukaan tuli vain askelia, joissa koehenkilö kiihdytti ja hidasti juoksuvauhtiaan, jolloin valituissa askelissa ei ollut normaaleita askelia mukana, vaikka alun ja lopun askeleet jätettiin pois.

RunLab™- laitteen antamat keskimääräisesti suuremmat (vertikaalinen liike 0,007 m ja tukiaika 28,4 ms) ja pienemmät (nopeuden hidastuminen kontaktin aikana 0,16 m/s) arvot saattoivat johtua esimerkiksi laskukaavoista, joiden avulla RunLab™- laite laskee arvoja muuttujille tai virheellisistä arvoista datassa. Myös suurimmalla nopeudella juokseminen näyttäisi muuttavan RunLab™:n tuloksia epäyhtenäisemmiksi tukiaikaa mitattaessa (kuva 19 ja 20), jolloin syntyy eroa menetelmien erotuksien keskiarvoille.

Aikaisemmin tutkittaessa inertiaaliantureiden tarkkuutta Lee ym. (2010 (2)) havaitsivat, että nopeuden muuttuminen ei vaikuttanut mittaustarkkuuteen. Tässä tutkimuksessa tutkittaessa tukiajan ja nopeuden hidastumista kontaktin aikana muuttumista nopeuden kasvaessa eri askellustyyeillä RunLab™- laite ei antanut kovinkaan samanlaisia tuloksia kuin Vicon (Kuvat 20 ja 22). Tukiajan muuttuminen nopeuden kasvaessa eri taustaisilla henkilöillä käyttäytyi kuitenkin melko samalla lailla RunLab™- laitteella ja Viconilla mitattuna (Kuva 19). Suurimmalla nopeudella RunLab™- laite mittasi erilaisia tuloksia. Nopeuden kasvaminen saattoi vaikuttaa RunLab™- laitteen mittaustarkkuuteen, sillä se ei havainnut eroja eri nopeuksilla yhtä tarkasti kuin Vicon.

Virheitä dataan saattoivat aiheuttaa muutamat tekijät, jotka vaikuttivat esimerkiksi korrelaatioiden vahvuuteen. Mittauksiin tarvittaisiin todennäköisesti parempi tila, jossa juoksu voitaisiin kuvata Vicon-laitteistolla, jolloin markkereita ei jäisi niin paljon näkemättä. Myös voimalevyjen lyhyt pituus vaikuttaa juoksujen oikeellisuuteen, koska

juoksumatka oli alle kymmenen metriä, ei siinä ajassa pysty vielä saavuttamaan oikeaa juoksua. Tämä onkin yleisesti ongelma mitattaessa juoksun biomekaanisia muuttujia lyhyillä voimalevyillä. Tällöin myös askeleiden määrä jää pieneksi ja askeleen sovittaminen voimalevyille vaikuttaa juoksun luonnollisuuteen. (Doma ym. 2012; Kluitenberg ym. 2012). RunLab™- laite on ensisijaisesti tarkoitettu käytettäväksi pidemmällä juoksumatkoilla. Normaalisti järjestelmä määrittää arvoja juoksusta viiden sekunnin aikaikkunoissa, mutta tätä tutkimusta varten laskentaa muutettiin Runteq Oy:n toimin, niin että jokaiselle askeleelle laskettiin arvoja juoksusta, jolloin laskenta-algoritmeihin saattoi muodostua virheitä. RunLab™- laite mittaa myös muita muuttujia juoksusta laitteistoon kuuluvan puhelimesta olevan GPS:n avulla. Näitä muuttujia ei ollut mahdollista validoida tässä tutkimuksessa, koska mittaukset tapahtuivat sisätiloissa, jolloin GPS ei toimi.

Tämän tutkimuksen perusteella RunLab™- laitteesta voidaan sanoa, että sillä on mahdollista mitata vertikaalista liikettä luotettavasti. Laskukaavoja tai antureiden tarkkuutta pitäisi hieman korjata, jotta mittauksen tarkkuus mitattaessa tukiaikaa ja nopeuden hidastumista kontaktin aikana olisivat vastaavia kuin perinteisillä menetelmillä mitattuna. Mittaukset suoritettiin vuoden 2012 lopulla, jolloin RunLab™- laite oli vielä tuotekehitysvaiheessa. Tämän jälkeen dataa ja analyysien tuloksia on käytetty hyväksi parantamaan laitteen luotettavuutta ja tarkkuutta.

RunLab-laitetta ovat testanneet monet urheilijat ja sitä on käytetty erilaisissa juoksu- ja kuntakursseissa ja -kouluissa apuvälineenä ja siitä ollaan oltu kiinnostuneita, koska vastaavaa laitetta ei ole olemassa. Tässä tutkimuksessa laitetta validoitiin ensimmäistä kertaa ja mittauksen jälkeen laitteen tarkkuutta on korjattu. RunLab™-laitetta voitaisiin tulevaisuudessa käyttää esimerkiksi apuna juoksun taloudellisuuden tai vammareiden tutkimisessa. RunLab™- laitetta voisi myös kehittää analysoimaan muita lajeja, kuten esimerkiksi uimista tai pyöräilyä.

9 LÄHTEET

- Billat V.L., Demarle A., Slawinski J., Paiva M., Koralsztein J-P., 2001. Physical and training characteristics of top-class marathon runners. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 33(12), 2089-2097.
- Brughelli M., Cronin J., Chaouachi A., 2011. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(4), 933-939.
- Burke M.J., Whelan M.V., 1987. The accuracy and reliability of commercial heart rate monitors. *British Journal of Sports Medicine*, 21(1), 29-32.
- Cavanagh P.R., 1990. *Biomechanics of distance running*, Human Kinetics Books.
- Creaby M.W., Dixon S.J., 2008. External frontal plane loads may be associated with tibial stress fracture. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 9, 1669-1674.
- Crouter S.E., Albright C., Basset D.R., 2004. Accuracy of Polar S410 heart rate monitor to estimate energy cost of exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1433-1439.
- Davis R.B., Ounpuu S., 1991. A comparison of 2D and 3D techniques for the determination of normal pediatric running kinematics. *Bioengineering Conference, Proceedings of the 1991 IEE E Seventeenth Annual Northeast*, 279-280.
- Doma K., Deakin D.G., Sealey R.M., 2012. The reliability of lower extremity and thoracic kinematics at various running speeds. *International Journal of Sports Medicine*, 33(5), 364-369.
- Enoka R., 2008. *Neuromechanics of human movement* Fourth edition, Human Kinetics.
- Esteve-Lanao J., San Juan A.F., Earnest C.P., Foster C., Lucia A., 2005. How do endurance runners actually train? Relationship with competition performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(3), 496-504.
- Flecher J.R., Esau S.P., MacIntosh B.R., 2010. Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, 110(5), 1037-1046.

- Halvorsen K., Eriksson M., Gullstrand L., 2012. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(8), 2065-2070.
- Hreljac A., 2004. Impact and overuse injuries in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(5), 845-849.
- Hreljac A., Ferber R., 2006. A biomechanical perspective of predicting injury risk in running. *International SportMed Journal*, 7(4), 98-108.
- Järvimäki Ilkka, 2007, 42195 Maraton elämäntapana, WS Bookwell Oy Porvoo, s.59-61, 64, 104-109.
- Kluitenberg B., Bredeweg S.W., Zijlstra S., Zijlstra W., Buist I, 2012. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 235.
- Kyröläinen H, Belli A, Komi PV, 2001. Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(8), 1330-1337.
- Larssen P., 2003. Global positioning system and sport specific testing. *Sports Medicine*, 33(15), 1093-1101.
- Leskinen A., Häkkinen K., Virmavirta M., Isolehto J., Kyröläinen H., 2009. Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomechanics*, 8 (1), 1-9.
- Lee J.B., Sutter K.J., Askew C.D., Burkett B.J., 2010. Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *Journal of Science and Medicine on Sport*, 13(5), 559-563. (1)
- Lee J.B., Mellifont R.B., Burkett B.J., 2010. The use of a single inertial sensor to identify stride, step and stance durations of running gait. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, 270-273. (2)
- Lieberman E.D., 2012. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40(2), 63-72.
- 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.

- Meehan D., Williams M., Wilson C., Bradshaw E., 2010. An explosive approach to stabilise the hip and pelvis during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(2), 115.
- Mikkola J., Rusko H., Nummela A., Pollari T., Häkkinen K., 2007. Concurrent endurance and explosive type strength training improves neuromuscular and anaerobic characteristics in young distance runners. *International Journal of Sports Medicine*, 28(7), 602-611.
- Milner C.E., Ferber R., Pollard C.D., Hamill J., Davis I.S., 2006. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323-328.
- Moilanen, Anatomian perusteiden luennot, 2005-2008. [www-dokumentti], <http://www.scribd.com/doc/57866502/Anatomian-perusteiden-luennot>, 28.2.2013.
- Novacheck T.F., 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7, 77-95.
- Nummela A., Keränen T., Mikkelsen L.O., 2007. Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine*, 28(8), 655-661.
- Paróczai R., Koscic L., 2006. Analysis of human walking and running parameters as a function of speed. *Technology and Health Care*, 14, 251-260.
- Paunonen A., Anttila S., 2010. *Matkalla maratonille*, WSOY.
- Perl D. P., Daoud A.I., Liberman D.E., 2012. Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(7), 1335-1343.
- Picerno P., Cereatti A., Cappozzo A., 2011. A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait & Posture*, 33(3), 373-378.
- Pohl M.P., Lloyd C., Ferber R., 2010. Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait & Posture*, 32(4), 559-563.
- Saunders P.U., Pyne B.D., Telford R.D., Hawley J.A., 2004. , Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465-485.
- 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.

- Scholz M.N., Bobbert M. F., van Soest A. J., Clark J. R., van Heerden J, 2008. Running biomechanics: shorter heels, better economy. *The Journal of Experimental Biology*, 211, 3266-3271.
- Suomen urheiluliitto, 1988. Kestävyydsjuoksu. Oy Lito-Print Ab, s14-18.
- Tartaruga M.P., Brisswalter J., Peyré-Tartatuga L.A., Àvila A.O.V., Alberton C.L., Coertjens M., Cadore E.L., Tiggermann C.L., Silva E.M., Kruel L.F.M., 2012. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 83(3), 367-375.
- Terrier P., Schutz Y., 2005. How useful is satellite positioning system (GPS) to track gait parameters? A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 28.
- Vicon Product Guide, 2008.
- Wixted A.J., Billing D.C., James D.A., 2010. Validation of trunk mounted inertial sensors for analyzing running biomechanics under field conditions using synchronously collected foot contact data. *Sports Engineering*, 12(4), 207-212.
- Yang S., Mohr C., Li Q., 2011. Ambulatory running speed estimation using an inertial sensor. *Gait & Posture*, 34(4), 462-644.
- Yang S., Laudanski A., Li Q., 2012. Inertial sensors in estimating walking speed and inclination: an evaluation of sensor error models. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 50, 383-393.