

**JALAN JA LANTION RESULTANTTIKULMANOPEUDEN SEKÄ
RESULTANTTIKIIHTYVYYDEN MUUTOKSET EI-VÄSYTTÄVÄN JUOKSUN
AIKANA**

Waltteri Heikkinen

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma
Liikuntatieteellinen tiedekunta
Jyväskylän yliopisto
Kevät 2022

Tiivistelmä

Heikkinen, W. 2022. Jalan ja lantion resultanttikulmanopeuden sekä resultanttikiihtyvyyden muutokset ei-väsyttävän juoksun aikana. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma. 45s.

Johdanto. Juokseminen on yksi maailman harrastetuimmista liikuntamuodoista. Alavartalon nivelkulmien muutoksia sekä segmenttien kiihtyvyyksiä on käsitelty kohtalaisen kattavasti aikaisemmassa kirjallisuudessa. Yksittäisten segmenttien resultanttikihtyvyyksiä ja kulmanopeuksia ei ole kuitenkaan juurikaan tutkittu ei-väsyttävän juoksun aikana. Segmenttien resultanttikulmanopeus ei välttämättä käytäydy juoksun aikana samalla tavalla nivelkulmadatan kanssa. Siksi se voi tarjota keinon huomata muutoksia juoksun kinematiikassa, vaikka mitattavaa väsymystä ei esiintyisi kuormituksen jälkeen. Inertiamittausyksiköt (IMU) ovat laitteita, jotka sisältävät kiihtyvyyssantureita, gyroskooppeja sekä mahdollisesti myös magnetometrin. IMUjen etu perinteisempiin tutkimusmenetelmiin nähden on niiden pieni koko ja liikuteltavuus, mikä mahdollistaa datan keräämisen myös laboratorio-olosuhteiden ulkopuolella. Tämän tutkimuksen tarkoitus oli selvittää miten IMUilla mitatun jalan ja lantion resultanttikulmanopeus sekä resultanttikihtyvyys muuttuvat ei-väsyttävän 40 minuutin juoksun aikana.

Menetelmät. Tutkimukseen osallistui 10 tervettä säännöllisesti juoksua harrastavaa koehenkilöä. Koehenkilöt juoksivat sisäjuoksuradalla 40 minuuttia kestävä kuormituksen itse valitsemallaan vauhdilla. Ennen juoksukuormitusta ja sen jälkeen suoritettiin kolme esikevennyshyppyä. Esikevennyshyppyjen korkeuden muutoksia käytettiin koehenkilöiden väsymyksen tason arviointiin. Itse valitun vauhdin oli tarkoitus kuvastaa ”normaalia” harjoitusvauhtia. Tutkimuksessa analysoitiin IMUilla jalan ja lantion resultanttikulmanopeus sekä resultanttikihtyvyys koko askelsyklistä 5 minuutin, 20 minuutin sekä 38 minuutin kohdalla kuormituksesta. Myös koehenkilöiden juoksunopeutta seurattiin mahdollisten muutosten havaitsemiseksi.

Tulokset. Jalan ja lantion resultanttikulmanopeuksissa ei tapahtunut juoksun aikana merkitseviä muutoksia. Myöskään jalan resultanttikihtyvyydessä ei avautunut muutoksia. Lantion resultanttikulmanopeus laski hieman vasemman jalan kantauskun aikana ($p = 0,0103$). Esikevennyshyppyn korkeus oli ennen juoksua $29,2 \text{ cm} \pm 4,9 \text{ cm}$ ja juoksun jälkeen $32,5 \text{ cm} \pm 4,6 \text{ cm}$ ($p = 0,034$). Juoksunopeudessa ei havaittu merkitseviä muutoksia.

Pohdinta ja johtopäätökset. Juokskuormituksen ei ollut tarkoitus aiheuttaa väsymystä. Tämä tavoite kuormitukselle todennäköisesti onnistui, sillä esikevennyshyppyjen korkeus kasvoi merkitsevästi laskemisen sijaan. Tämä voisi selittää myös osaltaan merkitsevien muutoksien puutosta suurimmassa osassa muuttujista. Lantion resultanttikihtyvyydessä havaittu pieni lasku oli yllättävä tulos. Tämä voisi teoriassa johtua juoksunopeuden lievästä laskemisesta, mutta tässä tutkimuksessa ei havaittu muutoksia juoksunopeudessa kuormituksen aikana. Tulosten toispuoleisuus herättää kysymyksiä tulosten luotettavuudesta.

Asiasanat: juoksu, kinematiikka, inertiamittausyksikkö, segmentti, resultanttikulmanopeus, resultanttikihtyvyys

ABSTRACT

Heikkinen, W. 2022. Changes in foot and pelvis resultant angular velocity and resultant acceleration during non-fatiguing running. Faculty of sport and health sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis, 45pp.

Introduction. Running is one of the most popular forms of exercise in the world. Changes in lower body joint angles and segmental accelerations have been studied reasonably comprehensively. However, hardly any studies have investigated resultant angular velocities and resultant accelerations of single segments during non-fatiguing running. Resultant angular velocity of single segments does not necessarily reflect the same changes as joint angles. That is why it can provide methods to notice changes in running kinematics even if fatigue was not present with chosen methods to monitor fatigue. Inertial measurement units (IMU) are devices which contain accelerometers, gyroscopes and possibly a magnetometer. IMUs advantage to more traditional research methods is that they are small in size and ambulatory, which makes it possible to collect data outside of laboratory settings. The purpose of this study was to evaluate changes in foot and pelvis resultant angular velocity and resultant acceleration measured with IMUs during non-fatiguing 40-minute run.

Methods. 10 healthy subjects who ran regularly participated the study. Subjects ran on an indoor track 40 minutes with a self-selected pace. Three countermovement jumps were performed before and after the running protocol to monitor possible changes in fatigue level. The self-selected pace was supposed to reflect "normal" practice running speed. Resultant angular velocity and resultant acceleration of the foot and pelvis were analyzed for the whole stride from 5-minute, 20-minute and 38-minute time points during the running. The running speed of the subjects was also measured.

Results. There were no changes in foot and hip resultant angular velocities. There were also no changes in foot resultant acceleration. Hip resultant acceleration decreased during left foot heel contact ($p = 0,0103$). Countermovement jump height was $29,2 \text{ cm} \pm 4,9 \text{ cm}$ before the run and $32,5 \text{ cm} \pm 4,6 \text{ cm}$ after the run ($p = 0,034$). There were no changes in running speed.

Discussion and conclusions. The running protocol was not supposed to cause any fatigue to the participants. This was also probably the case since the countermovement jump height increased after the running and there were no changes in running speed throughout the protocol. This could also explain the lack of changes in most of the study variables. Small decrease in the hip resultant acceleration was a surprising result. This could in theory result from decrease in running speed but in this study there were no changes in running speed. The asymmetry of the changes in resultant acceleration brings into question the reliability of the results in this study.

Keywords: running, kinematics, inertial measurement unit, segment, resultant angular velocity, resultant acceleration

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 INERTIAMITTAUSYKSIKKÖ	3
2.1 Toiminta ja rakenne	4
2.2 Kolmiulotteinen kinematiikka	5
2.3 Virhelähteet	6
2.4 IMUjen sovellusmahdollisuuksia	10
2.5 Sovelluksia IMUjen käytöstä juoksun kinematiikan tutkimiseen	11
3 JUOKSUN KINEMATIikka	13
3.1 Askelsykli	13
3.2 Lonkkanivelen kulman muutokset juoksun aikana	14
3.2.1 Väsymyksen vaikutus lonkan nivelkulmiin.....	17
3.3 Polvinivelen kulman muutokset juoksun aikana	18
3.3.1 Väsymyksen vaikutus polven nivelkulmiin.....	21
3.4 Nilkkanivelen kulman muutokset juoksun aikana.....	22
3.4.1 Väsymyksen vaikutus nilkan nivelkulmiin	24
3.5 Jalan ja lantion kiihtyvyys juoksun aikana	25
4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYKSET	26
5 TUTKIMUSMENETELMÄT	28
5.1 Koehenkilöt	28
5.2 Protokolla	28
5.3 Inertiamittausyksiköt	29

5.4	Nopeuden mittaus	29
5.5	Esikevennyshyppyjen mittaus	29
5.6	Datan käsittely	30
5.7	Tilastollinen analyysi.....	31
6	TULOKSET	32
6.1	Nopeus ja esikevennyshyppyt	32
6.2	Resultanttikulmanopeus	32
6.3	Resultanttikiihtyvyys.....	34
7	POHDINTA.....	36
7.1	Esikevennyshyppyt ja nopeus.....	36
7.2	Jalan ja lantion resultanttikulmanopeudet	36
7.3	Jalan ja lantion resultanttikiihtyvyys	37
7.4	Tutkimuksen rajoitukset	39
8	JOHTOPÄÄTÖKSET	40
LÄHTEET		

1 JOHDANTO

Juokseminen on yksi maailman suosituimmista liikuntamuodoista. Juoksukuormituksen aikana juoksun kinematiikassa saattaa tapahtua muutoksia riippuen esimerkiksi juoksijoiden nopeudesta tai väsymyksen tasosta (Chan-Roper ym. 2012; Mercer ym. 2002).

Alavartalon nivelkulmien muutoksia sekä sekä segmenttien kiihtyvyyksiä juoksun aikana on käsitelty kattavasti aikaisemmassa kirjallisuudessa. Esimerkiksi Strohrmannin ym. (2012) tutkimuksessa väsymyksen myötä kaikilla juoksijoilla ylävartalon kallistus eteenpäin kasvoi, säären kulma suhteessa vertikaaliseen akseliin heilahdusvaiheen aikana pieneni ja polven suurin kulmanopeus suhteessa lonkkaan pieneni. Muutokset olivat pienempiä kokeneemmilla juoksijoilla. (Strohrmann ym. 2012) Tämän lisäksi Verbitskyn ym. (1998) tutkimuksessa koehenkilöt, jotka väsyivät 30 minuutin juoksuprotokollan aikana olivat myös alttiimpia säärestä mitatun huippukiihtyvyyden kasvulle. Koehenkilöt, jotka eivät väsyneet eivät näyttäneet samoja muutoksia juoksun kinematiikassa. Usein terveiden koehenkilöiden juoksun kinematiikkaan keskittyvät tutkimukset ovat keskittyneet väsymyksen ja juoksunopeuden vaikutuksiin juoksun kinematiikassa. (Barrett ym. 2008; Gilgen-Ammann ym. 2017; Moltó ym. 2020; Reenalda ym. 2016; Strohrmann ym. 2012).

Jalan ja lantion resultanttikulmanopeuksia ja kiihtyvyyksiä ei ole juurikaan tutkittu ei-väsyttävän juoksun aikana. Vaikka nivelkulmiin perustuva tutkimus on kattavaa, yksittäisten segmenttien kulmanopeudet ja niiden muutokset eivät välttämättä käyttyädy samoin kuin nivelkulmat juoksun aikana. Esimerkiksi muutoksia segmenttien kulmanopeuksissa voisi tapahtua ilman muutoksia nivelkulmissa ja kulmanopeuksissa. Kun tähän dataan yhdistetään tieto samojen segmenttien resultanttikiihtyvyyksistä, voidaan harjoittelusta mahdollisesti saada arvokasta dataa yksilön kinematiikkaan liittyen juoksun aikana.

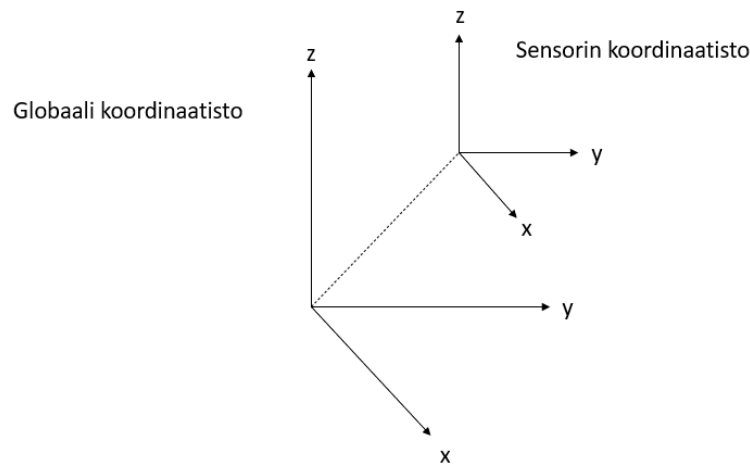
Juoksun kinematiikkaan liittyvässä tutkimuksessa inertiamittausyksiköt (IMU) ovat yleistyneet viime aikoina. Inertiamittausyksiköt sisältävät pieniä kiihtyvyyssantureita ja gyroskooppeja, ja voivat siksi antaa arvokasta tietoa juoksun kinematiikasta. IMUjen etuna perinteisempään

optiseen 3-d liikeanalyysiin liittyen on niiden pieni koko ja liikuteltavuus, mikä mahdollistaa datan keräämisen myös laboratoriolosuhteiden ulkopuolella

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää miten 40 minuutin juoksu vapaavalintaisella juoksunopeudella vaikuttaa IMUilla mitattuihin jalan ja lantion resultanttikulmanopeuteen sekä resultanttikihtyvyyteen.

2 INERTIAMITTAUSYKSIKÖ

Inertiamittausyksiköt (IMU) mittaavat niiden liikettä sekä orientaatiota globaalissa koordinaatistossa (KUVA 1). IMUt ovat monissa sovelluksissa pienikokoisia ja kevyitä, mikä mahdollistaa niiden monipuoliset sovellusmahdollisuudet. IMUja löytyy esimerkiksi älypuhelimista tai niitä voidaan sijoittaa muun muassa urheilussa pelivälineiden sisälle keräämään dataa kappaleen liikkeestä. Yleisimmät IMUt kuluttajakäytössä ovat MEMS (mikroelektromekaaninen systeemi) IMUja (Ahmad ym. 2013)



KUVA 1. Sensorin koordinaatisto suhteessa globaaliin koordinaatistoon. (Mukaeltu Robertson 2013, 37)

IMUt koostuvat yleensä kiihtyvyyssantureista ja gyroskoopeista, sekä mahdollisesti magnetometreistä, lämpömittareista tai muista antureista (Ahmad ym. 2013). Kiihtyvyyssanturi on inertiasensori, joka mittaa lineaarista tai kulmakiiktyvyyttä. Erikseen voidaan myös määrittellä, että kiihtyvyyssanturi mittaa nimenomaan lineaarista kiihtyvyyttä ja kulmanopeutta. (IEEE 2001) Gyroskooppi on inertiasensori, joka mittaa kulman muutoksia suhteessa sen omaan asentoon, ja magnetometri on käytännössä kuten kompassi ja mittaa Maan magneettikentän suuruutta. Tästä voidaan arvioida IMUn orientaatio Maan suhteen (Buke ym. 2015; IEEE 2001). IMUissa olennaisena osana on myös prosessori. Prosessorin tehtävänä on

muuntaa sensoreiden mittaama varausero, sähkövirta tai pulssit IMUun kohdistuviksi voimiksi, kiihtyvyydeksi sekä rotaatioksi. Se myös korjaa tiedettyjä vinoumia datassa. (Groves 2013, 149)

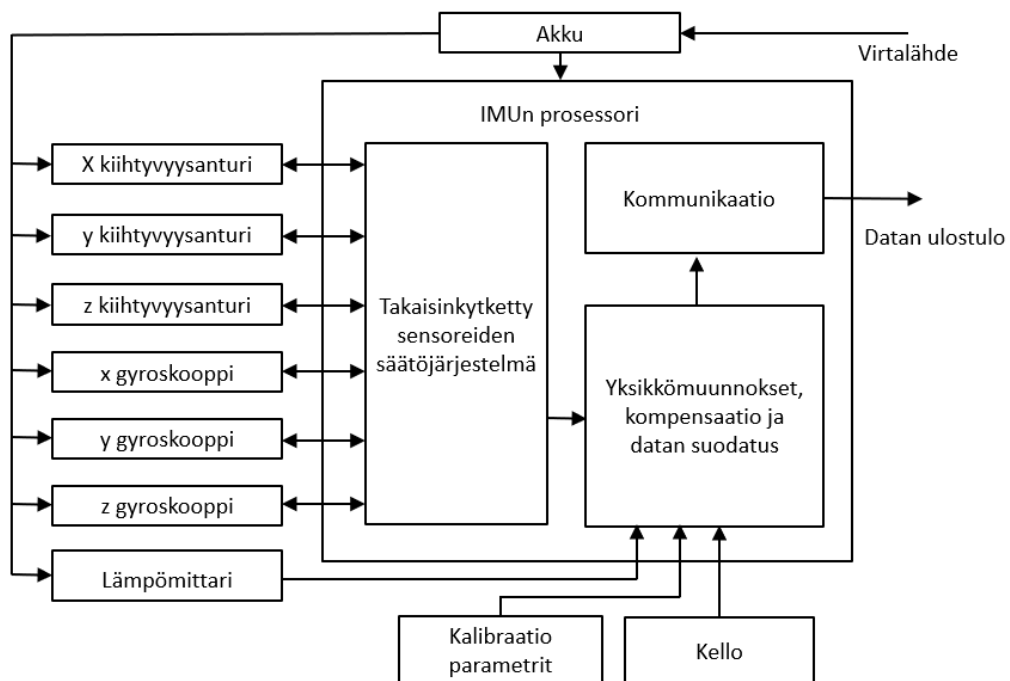
2.1 Toiminta ja rakenne

Inertiamittausyksiköt voidaan jakaa kahteen luokkaan:

- 1) Kahden sensorin IMUissa on kiihtyvyydsantureita sekä gyroskooppeja. Kiihtyvyydsanturi aistii kappaleen liikkeen muutoksia ja gyroskooppi kulman muutoksia. Näiden tietojen avulla tiedetään inertiamittausyksikön paikka, orientaatio, liikenopeus, liikenopeuden suunta sekä pyörimisliikkeen nopeus ja suunta. Yleensä kahden sensorin IMUissa kiihtyvyydsanturit sekä gyroskoopit mittaavat liikettä ja orientaatiota kahdessa tai kolmessa ulottuvuudessa (x, y, z -koordinaatiston mukaisesti). Kahden sensorin IMUjen haittapuolena on niiden mahdollinen epätarkkuus kiihtyvyydsanturien sisäisen häiriön sekä gyroskoopin kertymävirheen vuoksi. Etuna taas voidaan pitää sitä, että kahden sensorin IMUt eivät ole herkkiä ulkoisten magneettikenttien häiriöille toisin kuin kolmen sensorin IMUt. (Ahmad ym. 2013)
- 2) Kolmen sensorin IMUissa on kiihtyvyydsanturien ja gyroskooppien lisäksi myös magnetometri, jota käytetään mittaamaan vertikaalisuuntaisen akselin ympäri tapahtuvaa pyörimisliikettä. Magnetometrin avulla voidaan tarkentaa IMUn dataa korjaamalla gyroskoopin ryömintävirhettä, mikä tekee kolmen sensorin IMUista tarkempia mittaamaan laitteen orientaatiota. Haittana kuitenkin on magnetometrin herkkyys ulkoisten magneettikenttien aiheuttamalle virheelle, minkä vuoksi kolmen sensorin IMUt eivät sovellu hyvin ympäristöihin, joissa on lähellä ferromagneettisia metalleja. Yleensä myös kolmen sensorin IMUissa kaikki sensorit mittaavat muutoksia kolmen ortogonaalisen akselin suunnassa. (Ahmad ym. 2013)

IMUjen etuna perinteisempiin tutkimusmetodeihin kuten esimerkiksi liikeanalyysiin nähden on niiden pieni koko ja helppokäyttöisyys. IMUt ovat yleensä kooltaan $20 \times 10 \times 7,2 \text{ mm}^3$ - $64 \times 62 \times 26 \text{ mm}^3$ ja painoltaan 18,2 - 700 g. (Fong & Chan 2010) Niiden mittaama data voidaan

langallisen yhteyden lisäksi myös tallentaa joko itse IMUun tai lähettää langattomalla yhteydellä tietokoneelle tai muulle vastaavalle asemalle (Espinosa 2015). Nämä ominaisuudet mahdollistavat liiketietojen keräämisen helposti laboratorio-olosuhteiden ulkopuolella, minkä vuoksi kiinnostus IMUja kohtaan on kasvanut huomattavasti (Fong & Chan 2010). IMUjen keräystaajuus on yleensä noin 100-1000 Hz (Groves 2013, 149). IMUn rakenne ja tiedon siirto on havainnollistettu kuvassa 2.



KUVA 2. Kahden sensorin IMUn rakenne. (Mukaeltu Groves 2013, 148)

2.2 Kolmiulotteinen kinematiikka

Koska nivelkulma määritellään kahden kehon segmentin välisenä kulmana, tarvitaan tämän selvittämiseksi ensin tieto kummankin segmentin orientaatiosta. Tämä saadaan selville, kun yhdistetään tieto kummassakin segmentissä kiinni olevien IMUjen orientaatiosta. On myös varmistettava, että IMUjen sekä segmenttien välinen orientaatio on tiedossa oikean nivelkulman selvittämiseksi. Staattisessa tilanteessa segmentin orientaatio voidaan päätellä IMUn kiihtyvyyssanturien avulla. Ilman liikettä sensorit aistivat ainoastaan maan vetovoiman ja näin

trigonometrian avulla voidaan selvittää IMUn sekä siihen yhteydessä olevan segmentin orientaatio. Dynaamisessa tilanteessa IMUn ja segmentin orientaatio saadaan selville integroimalla kiihtyvyyssanturien data gyroskoopin sekä magnetometrin tietojen kanssa. (Picerno 2017)

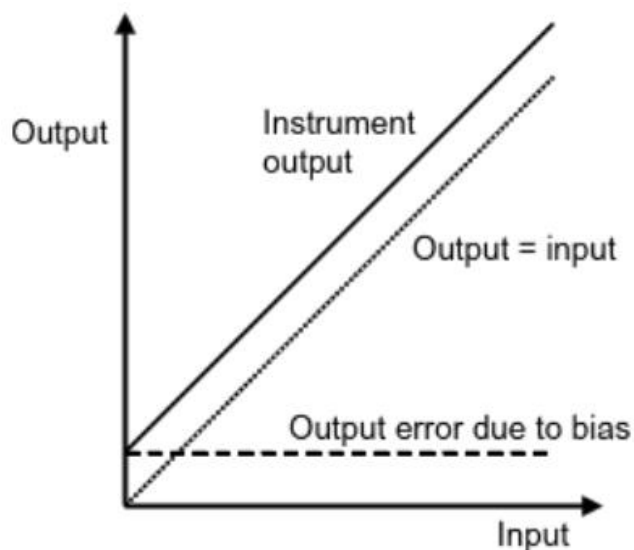
2.3 Virhelähteet

IMUissa esiintyvillä systemaattisilla virheillä on neljä komponenttia: vakiovirhe, lämpötilasta riippuvainen variaatio, mittausten välinen variaatio sekä mittauksen sisäinen variaatio. Vakiovirhe vaikuttaa aina IMUa käytettäessä ja sitä voidaan korjata kalibrointidatalla. Sama pätee myös lämpötilasta riippuvaan variaatioon. (Groves 2013, 151) Kalibrointidata voidaan tallentaa muistiin, minkä avulla prosessori pystyy korjaamaan sensoreiden mittaustuloksia. Kalibraatioparametrit koostuvat kiihtyvyyssanturien sekä gyrometriä vinoumasta, skaalaustekijästä, ristikytkentävirheestä ja gyroskoopin g-riippuvaisesta virheestä. Nämä virheet ovat riippuvaisia lämpötilasta, minkä vuoksi kalibrointi tehdään monilla eri lämpötiloilla. IMUissa on oheislaitteistona myös lämpömittari, jolloin sensoreiden virheitä voidaan korjata lämpötilan mukaan. Yksittäisten sensorien lämpötila ei kuitenkaan välttämättä ole sama, minkä vuoksi joissakin IMUissa on lämpömittarin sijaan lämmönsäätöjärjestelmä. (Groves 2013, 149)

Inertiasensoreiden suuntauksella kalibroinnilla tai integrointialgoritmeilla voidaan korjata IMUn mittausten välistä variaatiota. Mittauksen sisäinen variaatio muuttuu hitaasti mittauksen aikana eikä tätä virhettä voida korjata IMUn prosessorin tai suuntausprosessin avulla. Teoriassa ongelman voi korjata integroimalla IMU muiden navigointisysteemien kanssa mutta tämä on käytännössä vaikeaa. (Groves 2013, 151-152)

Vinouma. Vinouma on yleensä merkittävin tekijä IMUjen kokonaisvirheessä. Vinoumaa esiintyy kaikissa kiihtyvyyssensoreissa sekä gyroskoopeissa. IMUn vinouma voidaan jakaa staattiseen sekä dynaamiseen osaan. Staattinen osa koostuu mittausten välisestä variaatiosta vinoumassa sekä kalibroinnin jälkeisestä vakiovinoumasta. Dynaaminen osa tarkoittaa mittauksen sisäistä variaatiota datassa, minkä vaikutus voidaan havaita minuutin viiveellä.

Dynaamisen osan vaikutus dataan on noin 10% staattisesen osan suuruudesta. (Groves 2013, 152) Vinouman aiheuttamaa virhettä on havainnollistettu kuvassa 3.

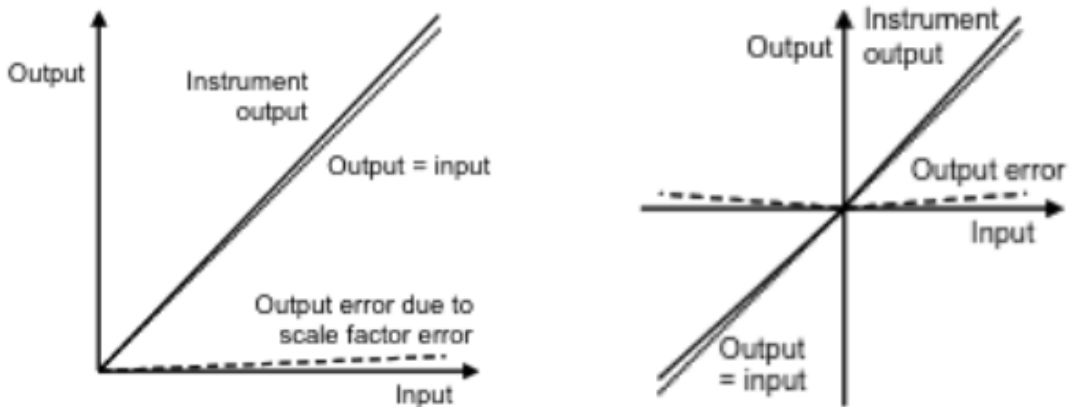


KUVA 3. Vinouma. (Groves 2013, 153)

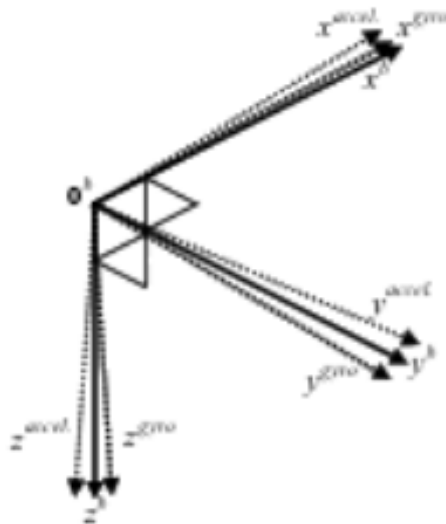
Näennäisvoimat. Jotta IMUlle voidaan määrittää yksittäinen navigointi piste avaruudessa, on IMUn sensoreiden datankin pädetävä tähän referenssipisteeseen. Käytännössä IMUn sensorit eivät kuitenkaan voi sijaita samassa pisteessä. Kun IMU pyörii tämän referenssipisteen ympäri, IMUissa oleviin kiihtyvyyssantureihin kohdistuu näennäisvoimia, jotka voivat aiheuttaa virhettä. Referenssipisteen ympäri pyöriessään IMUn kiihtyvyyssensorit aistivat normaalikiihtyvyyttä, joka ei kuitenkaan vaikuta referenssipisteeseen. Kun IMUlla on kulmakiihtyvyyttä sensoreihin vaikuttaa Eulerin voima. Näitä virheitä voidaan korjata IMUjen kalibroinnilla. (Groves 2013, 150-151)

Skaalaus ja ristikytkentävirhe. Skaalaustekijävirheet ovat seurasta IMUn prosessorin tekemästä yksikkömuunnoksesta. Kiihtyvyyssensorien skaalaustekijävirhe on verrannollinen spesifin voiman suuruuteen ja gyroskooppien virhe on verrannollinen kulmakiihtyvyyden suuruuteen. (Groves 2013, 154) Skaalaustekijävirhe saattaa myös olla epälineaarista ja muuttua

eri tasoisilla voimilla tai kulmanopeuksilla (Groves 2013, 158). Tätä on havainnollistettu kuvassa 4. Ristikytkevirhettä syntyy IMUihin sensoreiden suuntauksen epätarkkuuden vuoksi, minkä takia virhettä kutsutaan myös suuntausvirheeksi (KUVA 5). Suuntausvirheen vuoksi sensorit aistivat voimia ja pyörimisliikettä myös kohtisuoraan niiden mittausakselien suhteen. (Groves 2013, 154)



KUVA 4. Skaalaustekijävirhe sekä virheen epälineaarisuus (Groves 2013, 154-55).



KUVA 5. Suuntausvirhe. (Groves 2013, 154)

Kohina. Kaikissa inertiamittareissa esiintyy eri lähteistä olevaa satunnaista kohinaa. Kohinan lähteitä ovat muun muassa sähköinen kohina, sensorien mekaaninen epästabilius ja datan kvantisointi. (groves 2013, 155-157)

Tärinän aiheuttama virhe. IMUt ovat herkkiä tärinästä johtuvalle virheelle. Virheen suuruus riippuu sensoreiden kiinnityksestä IMUun ja IMUn kiinnityksestä tutkittavaan kohteeseen. Tämä vaikuttaa tärinän frekvenssiin sekä suuntaan. Monissa IMUissa on ongelman pienentämiseksi tärinänvaimentimia, jotka myös suojaavat IMUa iskuilta. (Groves 2013, 151)

Ihon pinnalla olevan IMUn liike suhteessa eri kehon segmenttien todelliseen orientaatioon aiheuttaa virhettä dataan. Tähän voidaan kuitenkin vaikuttaa huolellisella ja tukevalla kiinnityksellä. Kiinnitykseen voidaan käyttää kaksipuolista teippiä, tarranauharemmejä ja elastisia remmejä. Myös kiinteään alustaan kuten alumiinilevyyn kiinnittämällä voidaan vähentää ihon suhteellista liikettä, mutta haittapuolena on niiden paino sekä mahdollinen luontaisen liikkeen rajoittuneisuus. Tärkeää IMUjen kiinnittämisessä on myös, että niiden orientaatio anatomisten akselien suhteen on yhteneväinen. Tämä voidaan tehdä myös kalibroimalla laitteet staattisessa asennossa. (Fong & Chan 2010) Tukevasta kiinnityksestä huolimatta IMUn dataan saattaa aiheutua virhettä kovien iskujen seurauksena. (Groves 2013, 159)

Muut virhelähteet. Myös IMUjen mittausalue saattaa ylittyä riippuen IMUn ominaisuuksista sekä tutkittavasta kohteesta. Esimerkiksi jalkaan kiinnitetyn IMUn sensorien mittausasteikko saattaa ylittyä maakontaktin aiheuttamien suurien voimien vuoksi. Suuret voimat voivat myös aiheuttaa epälineaarisuutta skaalaustekijässä. (Groves 2013, 155-159) Gyroskoopeissa esiintyy kertymävirhettä ja kiihtyvyyssanturi on herkkä kiihtyvyydelle suunnasta riippumatta, kun objektilla on kehäkiihtyvyyttä tai nopeaa kiertoliikettä. Näiden ongelmien ratkaisemiseksi on kehitetty monia menetelmiä kuten esimerkiksi Kalmanin filtteri, jolla suodatetaan kiihtyvyyssanturin sekä gyroskoopin dataa. (Ahmad ym. 2013)

2.4 IMUjen sovellusmahdollisuuksia

IMUjen sovellusmahdollisuudet ovat todella laajat. Niitä käytetään mm. navigoinnissa, kuntoutuksessa, teollisuuden laadun valvonnassa ja robotiikassa. IMUjen sovellus myös liikuntatieteellisessä tutkimuksessa on lisääntynyt huomattavasti, sillä niiden käyttäminen mahdollistaa monien ilmiöiden tutkimisen, mikä olisi esimerkiksi optisella liikeanalyysisysteemillä haastavaa. (Ahmad ym. 2013) Liikuntatieteen parissa IMUja on sovellettu lukuisten lajien kuten esimerkiksi jalkapallon, tenniksen ja juoksun tutkimiseen (Camomilla ym. 2018).

Yleisiä tutkimuskohteita ovat olleet liikuntavammoihin liittyvät tutkimukset sekä kokeneiden ja harrastelijajuoksijoiden mekaniikkaan liittyvät tutkimukset (Benson ym. 2018). Näissä tutkimuksissa IMUilla on seurattu mm. nilkka-, polvi- ja lonkkanivelen kinematiikkaa. Useimmissa tutkimuksissa nivelten liikkeet on yksinkertaistettu vain sagittaalitasossa tapahtuviksi. (Fong & Chan 2010) Kolmiulotteista kinematiikkaa käsitteleviäkin tutkimuksia kuitenkin on (Barret ym. 2008).

IMUjen validiteetin ja reliabiliteetin on todettu olevan suhteellisen hyviä kinematiikan sekä spatiotemporaalisten muuttujien tutkimiseen. Kim ym. (2021) tutkivat IMUjen reliabiliteettia sekä validiteettia nilkan kulman muutoksien tutkimiseen juoksun aikana. Reliabiliteetti kyseisessä tarkoituksessa oli hyvä (ICC=0,974 sagittaalitasossa ja ICC=0,9 frontaalitasossa). Optiseen 3D liikeanalyysiin verrattuna validiteetti oli sagittaalitasossa $r=0,821$ ja frontaalitasossa $r=0,835$ $p<0,001$ (Kim ym. 2021). Myös Zhangin ym. (2013) tutkimuksessa IMUjen todettiin olevan valideja sagittaalitasossa kävelyn aikana lonkan, polven ja nilkan nivelkulmien tutkimiseen. Muissa tasoissa menetelmä oli huomattavasti epätarkempi. (Zhang ym. 2013) Saman suuntaisia tuloksia ovat saaneet myös mm. Teufl ym. (2019). IMU:t voivat olla mittaustarkkuudeltaan siis toimivia joidenkin ilmiöiden tutkimiseen, kun optista liikeanalyysijärjestelmää ei haluta tai voida käyttää.

2.5 Sovelluksia IMUjen käytöstä juoksun kinematiikan tutkimiseen

IMUja on käytetty tutkimuksissa muun muassa kehon segmenttien asentojen tutkimiseen. Moltó ym. (2020) tutkivat lantioon kiinnitetyllä IMUlla naisten ja miesten välisiä eroja lantion kinematiikassa koehenkilöiden juostessa itse valitsemallaan nopeudella juoksumatolla. Naiset juoksivat keskimäärin $9,22 \text{ km/h} \pm 1,59 \text{ km/h}$ nopeudella ja miehet $10,61 \text{ km/h} \pm 1,56 \text{ km/h}$ nopeudella. Ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja antero-posteriorisessa tai medio-lateraaliossa kallistuksessa. Lantion rotaatio oli kuitenkin tilastollisesti merkitsevästi suurempaa naisilla ($17,4^\circ \pm 5,72^\circ$) kuin miehillä ($12,53^\circ \pm 3,2^\circ$) $p = 0,011$.

Kehon segmenttien asennon tutkimisen lisäksi IMUja on sovellettu nivelkulmien tutkimiseen juoksun aikana. Reenalda ym. (2016) tutkivat IMUilla maraton juoksun vaikutuksia juoksun kinematiikkaan. He seurasivat kolmen juoksijan nivelkulmia lonkasta, polvesta ja nilkasta 8km, 18km, 27km ja 36km kohdalla. Datasta määritettiin 100 askelsyklin keskiarvo analyysia varten. Maratonin seurauksena suurin lonkan nivelkulma pieneni muutaman asteen, polven huippufleksio tukivaiheen puolivälissä ja lentovaiheen aikana pieneni noin $2-6^\circ$ ja nilkan dorsifleksio pieneni muutaman asteen 8km ja 37km välillä. (Reenalda ym. 2016) Myös Strohrmann ym. (2012) seurasivat IMUilla juoksun kinematiikkaa pidemmän juoksusuorituksen aikana. Heidän tutkimuksessaan koehenkilöt juoksivat 45 minuuttia 85 % nopeudesta, jota koehenkilöt pystyivät ylläpitämään minuutin ajan. Data analysoitiin ensimmäiseltä, keskimmaiselta ja viimeiseltä 5 minuutin jaksolta. Heidän tutkimuksessaan väsymyksen myötä kaikilla juoksijoilla ylävartalon kallistus eteenpäin kasvoi, säären kulma suhteessa vertikaaliseen akseliin heilahdusvaiheen aikana pieneni ja polven suurin kulmanopeus suhteessa lonkkaan pieneni. Muutokset olivat pienempiä kokeneemmilla juoksijoilla. (Strohrmann ym. 2012) Väsymys näyttäisi siis selkeästi vaikuttavan juoksun kinematiikkaan IMUilla mitattuna.

Barrett ym. (2008) tutkivat juoksun kinematiikan variabiliteettia IMUjen avulla. Koehenkilöt (18 miestä, 15 naista) juoksivat neljällä eri nopeudella (5,5 km/h, 8 km/h, 10 km/h, 12 km/h) 3 minuuttia, minkä aikana heiltä mitattiin 3D nivelkulmat lonkasta, polvesta ja nilkasta. Kaikkien nivelien ja kaikkien liikesuuntien keskiarvoinen variabiliteetti (coefficient of multiple

determination, CMD) oli yli 0,92 miehillä sekä naisilla 5,5 km/h nopeudella. CMD kasvoi miehillä sekä naisilla suuremmille nopeuksille siirryttäessä ja 12 km/h nopeudella miehillä se oli hieman yli 0,94 ja naisilla noin 0,96. Kinematiikan variabiliteetti oli yleisesti pienintä sagittaalitasossa ja suurinta nilkan liikkeissä horisontaali- sekä frontaalitasossa.

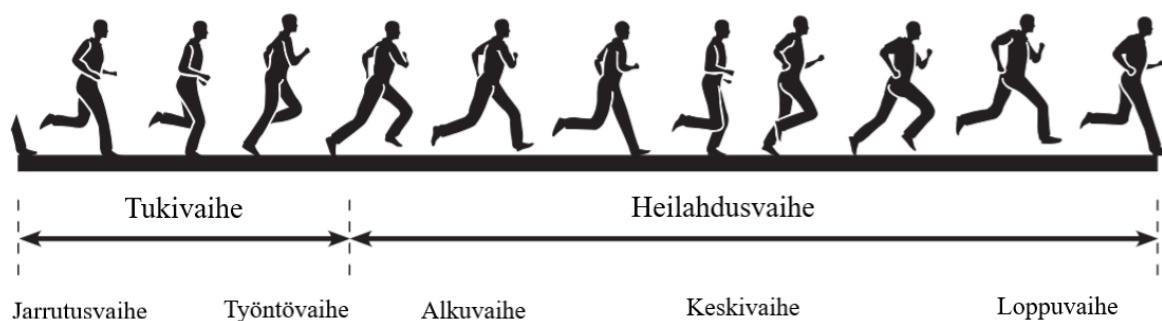
Gilgen-Ammann ym. (2017) seurasivat IMUilla juoksijoiden harjoittelun kontaktiaikoja. 12 koehenkilöä, joista osalla oli aikaisempia alaraajojen vammoja, juoksi 8 sessiota juoksuradalla. Session aikana juostiin 10 x 400m, 8 x 600m, 7 x 800m tai 6 x 1000m. Juoksuharjoituksista verrattiin IMUjen avulla kontaktiaikojen eroa vasemmassa ja oikeassa jalassa. Tutkimuksessa kaikkien harjoitusten kontaktiaikojen ero raajojen välillä oli aikaisemmin loukkaantuneilla juoksijoilla 3,6 % ± 1,6 % ja loukkaantumattomilla juoksijoilla 3,0 % ± 1,2 % $p < 0,05$. Tilastollisesti merkitsevä ero oli myös 10 x 400m harjoituksen kontaktiajoissa ryhmien välillä.

IMUilla mitattuja kontaktiaikoja on hyödynnetty myös juoksunopeuden määrittämiseen. De ruiiter ym. (2016) tutkivat IMUjen avulla askelsyklin kontaktiajan yhteyttä juoksunopeuteen ja sitä verrattiin GPS-systeemin antamaan nopeuteen. Heidän tutkimuksessaan koehenkilöt juoksivat 4km matkan ja juoksunopeutta seurattiin kontaktiajan, GPS:n sekä sekunttikellon avulla. IMUilla mitatun kontaktiajan perusteella lasketun nopeuden tarkkuus ylsi lähes samalle tasolle GPS:n kanssa (mediaani virhe 2,5% IMUilla vs 1,6% GPS:llä). Toisaalta ensimmäisen ja viimeisen 125 m osuuden sekä juoksun puolivälissä tehdyn käännöksen kohdalla IMUilla laskettu nopeus oli tarkempi GPS:ään verrattuna. Tutkijat tekivät johtopäätöksen, että IMUilla voitaisiin tarkentaa GPS:n mittaamaa juoksunopeutta tilanteissa, joissa GPS:n tarkkuus ei ole luotettavalla tasolla.

3 JUOKSUN KINEMATIikka

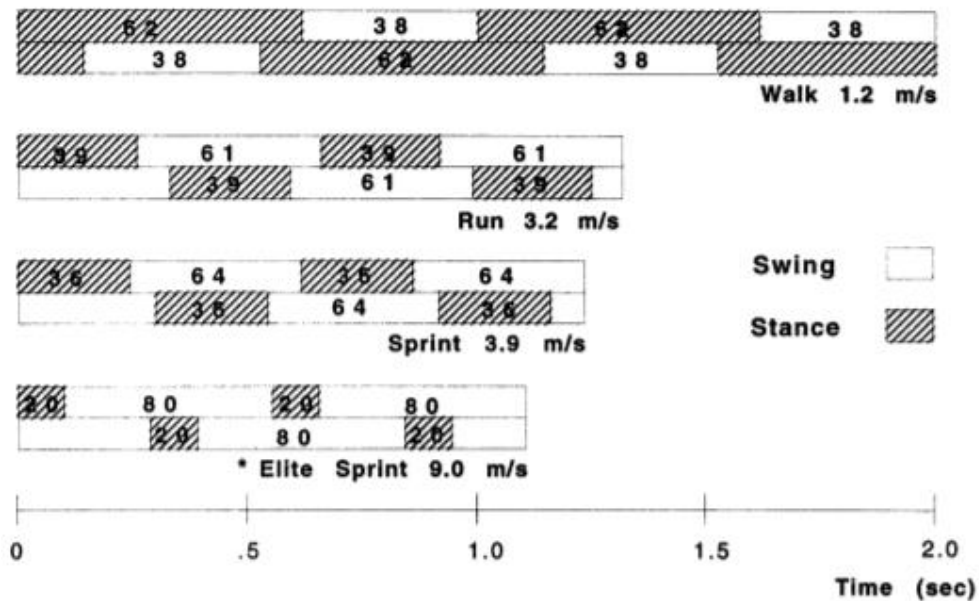
3.1 Askelsykli

Ihmisen askel koostuu tuki- ja heilahdusvaiheesta. Tukivaihe voidaan jakaa vielä jarrutusvaiheeseen, joka alkaa, kun jalka ottaa ensimmäisen kontaktin maahan sekä työntövaiheeseen, jonka lopuksi jalka irtoaa maasta. Jalan heilahdusvaihe taas alkaa, kun jalka irtoaa maasta ja päättyy, kun jalka jälleen koskettaa maata. (Enoka 2008, 141) Heilahdusvaihe voidaan jakaa vielä heilahduksen alku-, keski- ja loppuvaiheeseen (Lohman ym. 2011). Juoksun askelsyklin vaiheet on esitetty kuvassa 6.



KUVA 6. Askelsyklin vaiheet juoksussa (Mukaeltu lohman ym. 2011).

Juoksun ja kävelyn askelsykli eroavat toisistaan tuki- ja heilahdusvaiheiden keston perusteella. Kävelyn askelsyklistä tukivaihe kestää yli 50 % askelsyklistä, jolloin osan ajasta molemmat jalat ovat kontaktissa maan kanssa. Vauhdin kasvaessa tukivaiheen kesto lyhenee ja heilahdusvaiheen kasvaa, kunnes juoksuun siirryttäessä tukivaihe kestää alle 50 % askelsyklistä (Kuva 7). Tässä vaiheessa kävelyn askelsyklin vaihe, jossa molemmat jalat ovat maassa korvautuu juoksun lentovaiheella. Lentovaiheen aikana keholla ei ole tukipistettä maan kanssa. (Novacheck 1998)



KUVA 7. Askelsyklin eri vaiheiden kesto kävellessä ja eri juoksunopeuksilla. Numerot laatikoissa kuvastavat vaiheen prosentuaalista kestoa askelsyklistä. (Novacheck 1998)

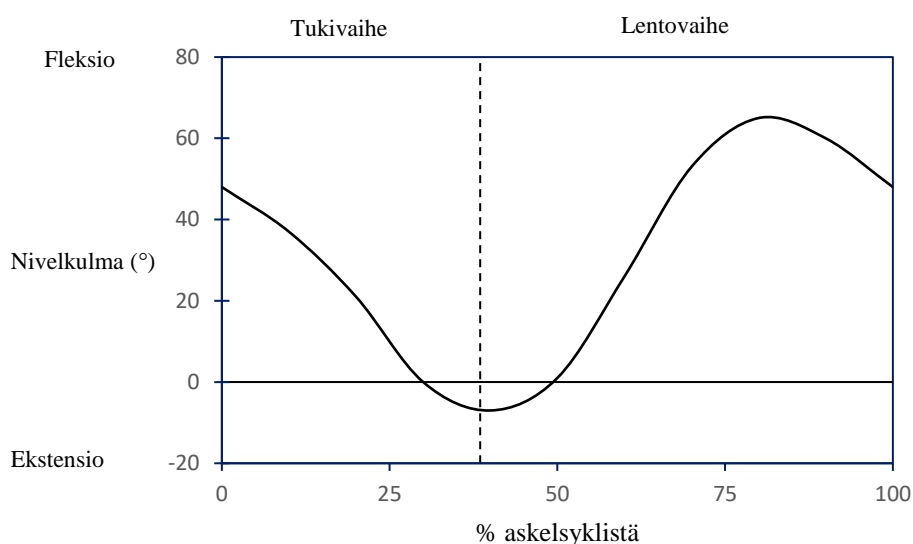
3.2 Lonkkanivelen kulman muutokset juoksun aikana

Lonkan nivelkulmien muutosta juoksun aikana voi tapahtua kolmessa tasossa: anteroposterisen akselin ympäri, mediolateraalisen akselin ympäri tai vertikaalisen akselin ympäri. Anteroposterisen akselin ympäri tapahtuvaa liikettä kutsutaan lonkkanivelen kohdalla ekstensioksi ja fleksioksi, mediolateraalisen akselin ympäri tapahtuvaa liikettä abduktioksi ja adduktioksi, ja vertikaalisen akselin ympäri tapahtuvaa liikettä sisäkierroksi ja ulkokierroksi. Eri tutkimuksia aiheista vertaillessa on hyvä ottaa huomioon, onko tutkittu lonkan nivelkulmaa suhteessa lantioon, vaiko reiden kulmaa suhteessa ulkoiseen koordinaatistoon. Myös se, käytetäänkö tutkimuksessa 2-d vai 3-d liikeanalyysia saattaa vaikuttaa tuloksiin. (Schache ym. 1999)

Sagittaalitaso. Lonkan rotaatio sagittaalitasossa on esitetty kuvassa 8. Lonkkanivel on koukistettuna askelkontaktin alussa ja lähes koko tukivaiheen ajan. Jarrutusvaiheessa lonkkanivel saattaa kuitenkin lähteestä riippuen joko hieman koukistua, pysyä samassa asennossa tai ojentua. Yleensä kuitenkin viimeistään tukivaiheen puolivälissä lonkkanivel alkaa

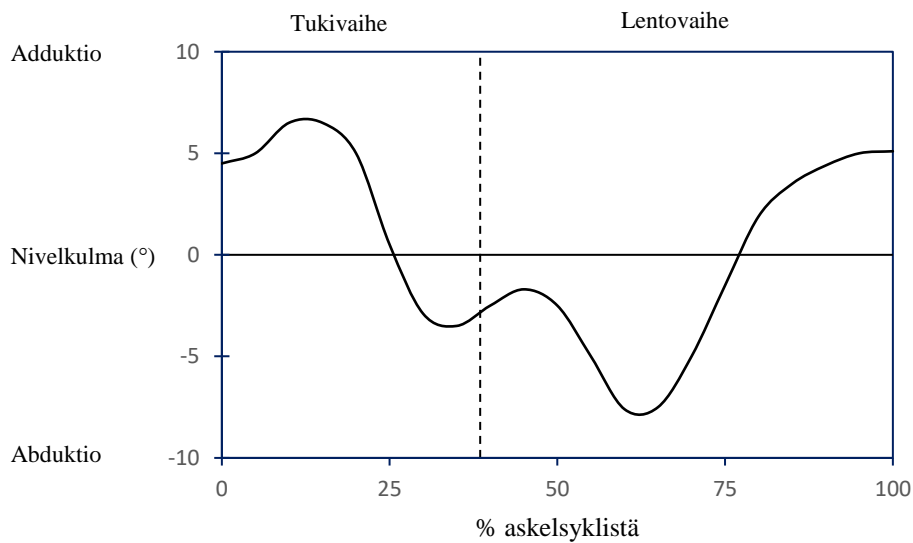
ojentua ja maksimaalinen ekstensio saavutetaan joko tukivaiheen lopussa tai juuri sen jälkeen. (Schache ym. 1999).

Lonkka alkaa koukistua välittömästi saavutettuaan maksimaalisen ekstension ja tämä jatkuu heilahdusvaiheen kahden ensimmäisen kolmanneksen ajan. Heilahdusvaiheen aikana lonkka myös saavuttaa maksimaalisen fleksionsa. Heilahdusvaiheen viimeisen kolmanneksen aikana lonkkanivel alkaa jälleen ojentumaan valmistautuessaan maakontaktiin. (Schache 1999)



KUVA 8. Lonkkanivelen kulma juoksun aikana sagittaalitasossa. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Schache 1999).

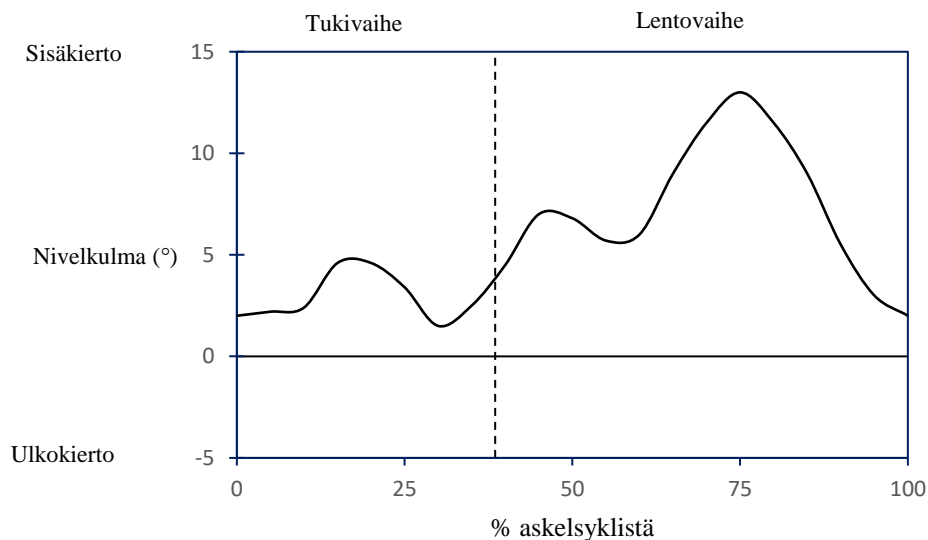
Frontaalitaso. Tukivaiheen alussa lonkkanivel on lievässä adduktiossa. Koko jarrutusvaiheen ajan adduktio lisääntyy, kunnes tukivaiheen puolivälin tienoilla liike kääntyy vastakkaiseksi ja lonkan adduktio vähenee noin tukivaiheen loppuun saakka. Tässä vaiheessa lonkka on lievässä abduktiossa. Abduktio kasvaa heilahdusvaiheen puolivälin tienoille asti, jolloin se saavuttaa suurimman arvonsa. Tämän jälkeen lonkka alkaa lähentyä ja on selvästi adduktoitunut heilahdusvaiheen lopussa. (Schache 1999) Lonkan liike anteroposteriorisen akselin ympäri on esitetty kuvassa 9.



KUVA 9. Lonkkanivelen kulma frontaalitasossa juoksun aikana. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Schache 1999)

Horisontaalitaso. Lonkan liike vertikaalisen akselin ympäri on hyvin pientä juoksun aikana, ja tästä syystä sen kvantitatiivinen tutkiminen on haastavaa ja herkkää virhelähteille (Novacheck 1998). Esimerkiksi se, onko lonkkanivel ulko- vai sisäkierrossa askelkontaktin alussa, riippuu tutkimuksesta (Sakaguchi ym. 2015 & Ferber ym. 2003). Lonkan rotaatiolle horisontaalitasossa on kuitenkin määritetty suuripiirteiset liikkeet juoksun aikana.

Jarrutusvaiheen aikana lonkassa tapahtuu sisäkiertoa ja työntövaiheen aikana lonkka palaa lähemmäs neutraalia asentoa. Heilahdusvaiheen aikana lonkka alkaa jälleen kiertymään sisäänpäin, kunnes heilahdusvaiheen viimeisen kolmanneksen aikana palaa lähelle neutraalia kulmaa. (Schache 1999) Lonkan rotaatio horisontaalitasossa on esitetty kuvassa 10.



KUVA 10. Lonkkanivelen kulma horisontaalitasossa juoksun aikana. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Schache 1999).

3.2.1 Väsymyksen vaikutus lonkan nivelkulmiin

Väsymyksen vaikutusta lonkan nivelkulmaan on tutkittu monilla eri matkoilla ja vauhdeilla (Chan Roper ym. 2012; Hanley ym. 2011; Elliot ja Ackland 1980; Williams ym. 1991). Yleisintä on ollut tutkia liikettä sagittaalitasossa.

Chan-Roper ym. (2012) kuvasivat kameralla sivusta koehenkilöiden liikettä maratonjuoksun aikana 5 ja 40 kilometrin kohdalla verratakseen juoksun kinematiikan muutoksia. He vertailivat erikseen kinematiikan muutoksia kaikilla tutkimuksen koehenkilöillä ja tämän lisäksi selvittivät, onko nopeiden ja hitaampien juoksijoiden kinematiikan muutoksissa eroa. Heidän tutkimuksessaan suurin lonkan ekstensiokulma heilahdusvaiheen aikana pieneni 27,9 % ($p < 0,001$) ja suurin fleksiokulma kasvoi 7,4 % ($p < 0,001$). (Chan-Roper ym. 2012)

Chan-Roperin ym. (2012) tutkimuksessa käytettiin vain yhtä kameraa sivusta päin kuvaamaan juoksun kinematiikan muutoksia. Tämä on voinut vaikuttaa tuloksiin sillä 2-d ja 3-d

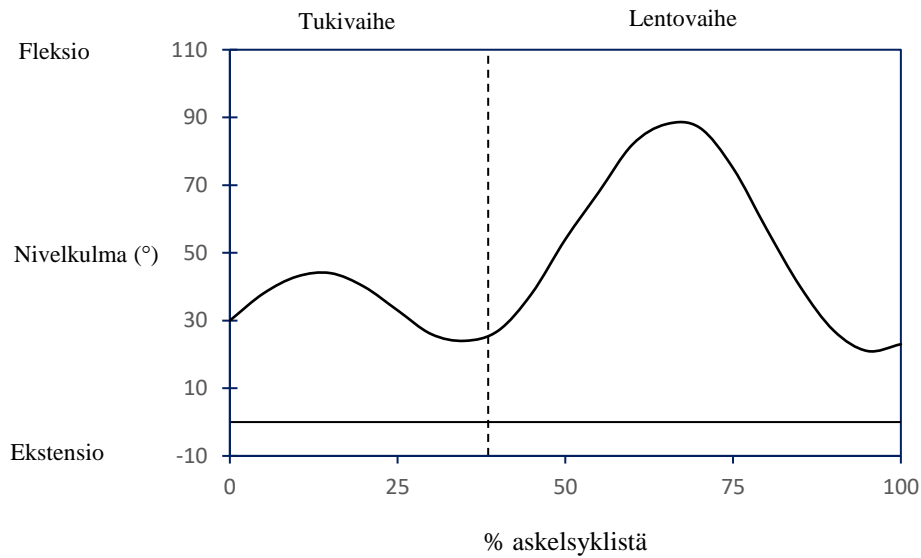
liikeanalyysien tulokset voivat erota toisistaan (Gard ym. 1996). Lonkan nivelkulma oli tutkimuksessa myös määritetty suhteessa ylävartaloon eikä esimerkiksi markkereilla merkattuun lantioon. Lonkan kulman muutos saattoi siis hyvin johtua ylävartalon kallistumisesta eteenpäin eikä välttämättä lonkan kulman muutoksesta suhteessa lantioon (Chan-Roper ym. 2012 & Schache 1999).

Myös Hanleyn ym. (2011) tutkimuksessa selvitettiin 5000 m kilpailun vaikutuksia lonkan nivelkulmiin sagittaalitasossa. Koehenkilöille tehtiin 3-d liikeanalyysi kahden kameran avulla 950 m, 2400 m ja 3850 m kohdalta. Tukivaiheen alussa sekä lopussa ei havaittu muutoksia lonkan nivelkulmissa sagittaalitasossa juoksukisan aikana. Samansuuntaisia tuloksia ovat saaneet myös Elliot ja Ackland (1981), joiden tutkimuksessa koehenkilöt juoksivat 10 km kisan sekä Williams ym. (1991), joiden tutkimuksessa koehenkilöt juoksivat juoksumatolla uupumukseen asti noin 5000 m kisavauhdilla. Merkitsevien muutosten puute voi kuitenkin johtua protokollasta, joka ei aiheuta tarpeeksi väsymystä toisin kuin Chan-Roperin ym. (2012) tutkimuksessa.

Dierks ym. (2010) tutkivat lonkan nivelkulman muutoksia frontaali- ja horisontaalitasossa juoksun aikana. Koehenkilöt juoksivat valitsemallaan tahdilla, joka kuvasti koehenkilöiden normaalia harjoitusta. Juoksu lopetettiin, kun koehenkilöiden syke nousi yli 85 % maksimisykkeestä tai jos RPE ylitti arvon 17. Juoksusta tehdyn 3-D analyysin perusteella lonkan liike frontaali- ja horisontaalitasossa ei muuttunut juoksukuormituksen seurauksena.

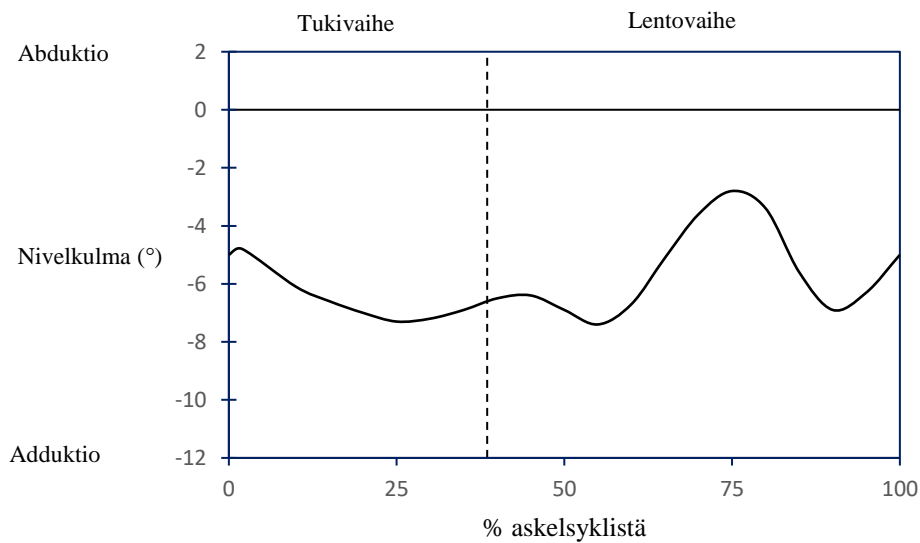
3.3 Polvinivelen kulman muutokset juoksun aikana

Sagittaalitaso. Polvinivelen rotaatio sagittaalitasossa on esitetty kuvassa 11. Polvinivel on lievässä fleksiassa askelkontaktin alussa ja jarrutusvaiheen aikana se koukistuu lisää. Työntövaiheessa polvinivel ojentuu heilahdusvaiheen alkuun asti, minkä jälkeen se jälleen koukistuu huomattavasti. Heilahdusvaiheen puolivälin kohdalla polvinivel ojentuu valmistautuessaan askelkontaktiin. (Orendurff ym. 2018; Novacheck 1998) Polven liikkeeseen sagittaalitasossa vaikuttaa myös juoksutekniikka. Askelkontaktin alussa polvi on enemmän ekstensiossa kanta-astujilla verrattuna päkiäastujiin (Almeida ym. 2015).



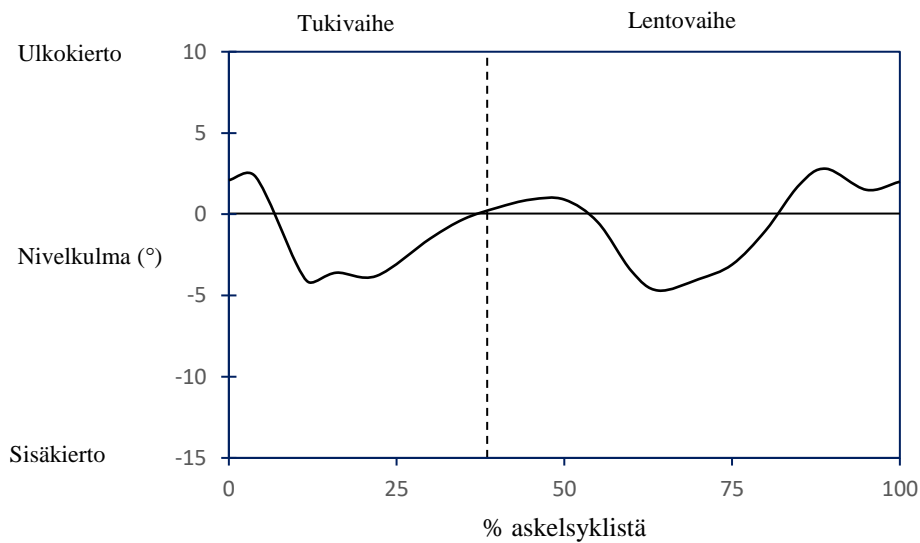
KUVA 11. Polvinivelen kulma sagittaalitasossa juoksun aikana. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Novacheck 1998)

Frontaalitaso. Polven liike frontaalitasossa on hyvin pientä polvinivelen ligamenttien vuoksi (Novacheck 1998). Polvinivelen muutokset frontaalitasossa on esitetty kuvassa 12. Esimerkiksi Baker ym. (2018) havaitsivat tutkimuksessaan, että koehenkilöiden polven suurin adduktio pysyi alle 5° kulmassa riippumatta siitä juoksivatko koehenkilöt 3 minuuttia vai 30 minuuttia.



KUVA 12. Polvinivelen kulma juoksun aikana frontaalitasossa. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Tian ym. 2020)

Horisontaalitaso. Myöskään horisontaalitasossa ei tapahdu suurta liikettä polven ligamenttien vuoksi (Novacheck 1998). Polvinivelen muutokset on esitetty kuvassa 13. Fellinin ym. (2010) tutkimuksessa polven liike horisontaalitasossa pysyi koko askelkontaktin ajan noin 5° sisällä. Samansuuntaisia tuloksia ovat saaneet myös Ferber ym. (2003). Heidän tutkimuksessaan polven rotaatio horisontaalitasossa oli kuitenkin noin 10° luokkaa.



KUVA 13. Polvinivelen kulma juoksun aikana horisontaalitasossa. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Tian ym. 2020)

3.3.1 Väsymyksen vaikutus polven nivelkulmiin

Väsymyksen vaikutuksesta polvinivelen kinematiikkaan on ristiriitaista näyttöä. Esimerkiksi Tian ym. (2020) tutkivat polvinivelen kulman muutoksia ennen ja jälkeen maratonjuoksun. Heidän tutkimuksessaan nivelen liikelaajuuksissa ei tapahtunut juurikaan muutoksia missään tasossa. Askelkontaktin alkuvaiheessa polven fleksio sagittaalitasossa kuitenkin hieman kasvoi ($15.9^{\circ} \pm 3.1^{\circ}$ vs $17.4^{\circ} \pm 2.8^{\circ}$, $p < 0.025$) ja askelkontaktin suurimman polvinivelen ekstension aikainen adduktio kasvoi ($-6.6^{\circ} \pm 3.7^{\circ}$ vs $-8.6^{\circ} \pm 2.7^{\circ}$, $p < 0.03$). (Tian ym. 2020)

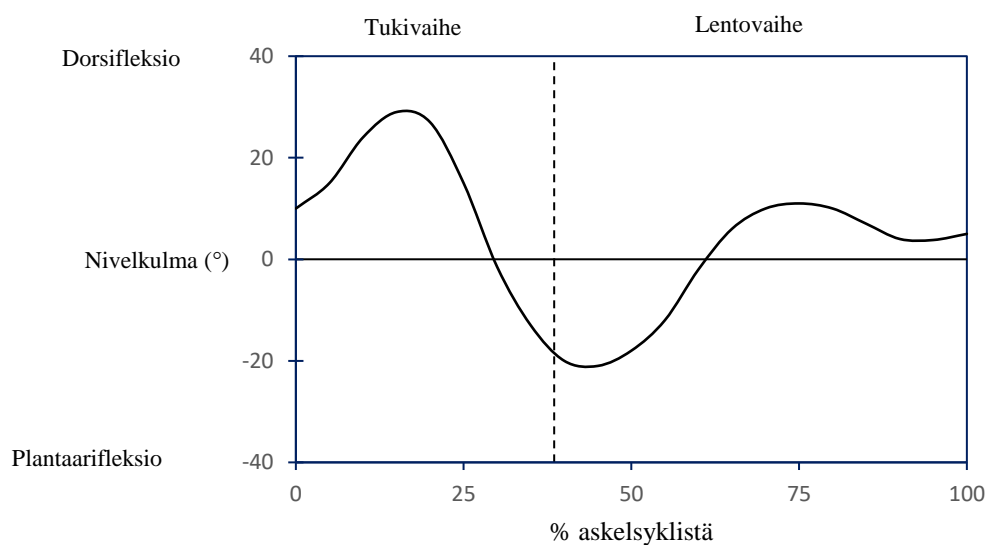
Chan-Roper ym. (2012) tutkivat myös maratonjuoksun vaikutuksia polven kinematiikkaan sagittaalitasossa. Heidän tutkimuksessaan polvinivelen suurin fleksio kasvoi merkitsevästi tukivaiheen aikana 3,2 % ($p < 0,001$) ja heilahdusvaiheen aikana 4,3 % ($p < 0,001$).

Toisin kuin Tianin ym. (2020) tutkimuksessa, Dierksin ym. (2010) tutkimuksessa polven sisäkierto kasvoi merkitsevästi väsyttävän juoksun seurauksena. Frontaalitasossa tai

sagittaalitasossa ei kuitenkaan tapahtunut merkitseviä muutoksia, mikä on myös linjassa Tianin ym. (2020) tutkimuksen kanssa.

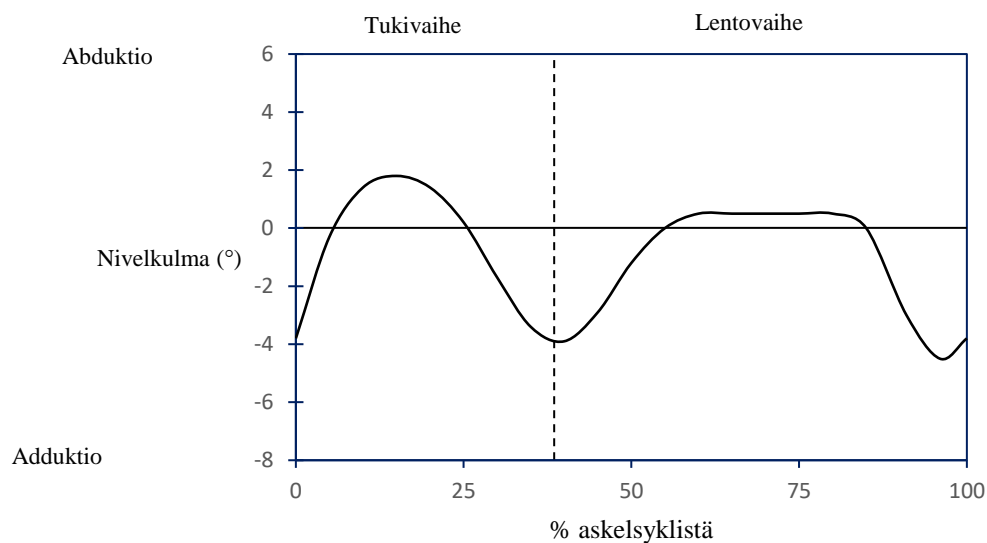
3.4 Nilkkanivelen kulman muutokset juoksun aikana

Sagittaalitaso. Nilkan kulman muutokset sagittaalitasossa on esitetty kuvassa 14. Sagittaalitasossa nilkka on lievässä dorsifleksiossa askelkontaktin alussa. Dorsifleksio kasvaa askelkontaktin puoliväliin asti ja työntövaiheessa alkaa voimakas plantaarifleksio. Heilahdusvaiheen alussa nilkan plantaarifleksio vähenee ja heilahdusvaiheen puolen välin tienoilla nilkka palaa lähelle samaa kulmaa, jossa saavutaan askelkontaktin alkuun. (Orendurff ym. 2018; Novacheck 1998) Nilkan kulmaan sagittaalitasossa vaikuttaa kuitenkin juoksutekniikka. Kanta-astujilla nilkka on enemmän dorsifleksiossa askelkontaktin alussa kuin päkiäastujilla (Almeida ym. 2015).



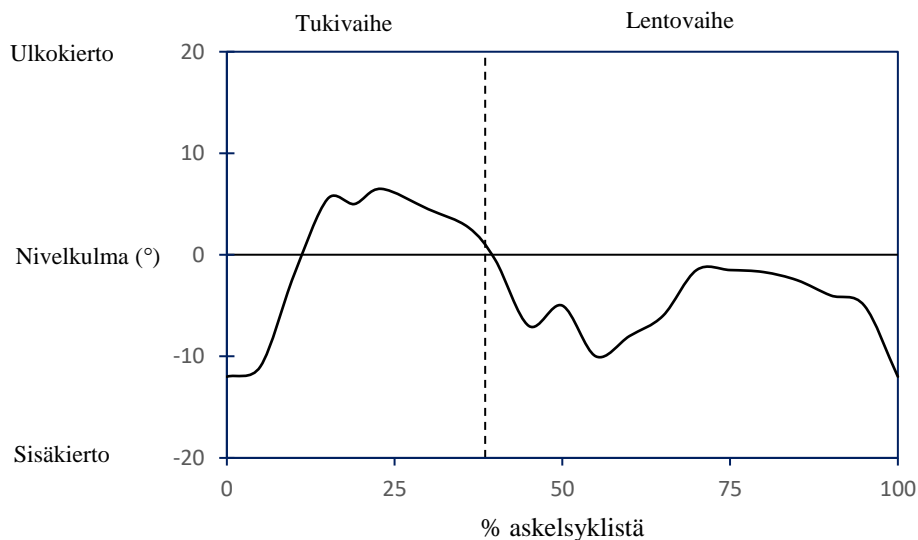
KUVA 14. Nilkkanivelen kulma sagittaalitasossa juoksun aikana. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Novacheck 1998)

Frontaalitaso. Frontaalitasossa nilkan liike on melko vähäistä (Novacheck 1998). Hamacherin ym. (2016) tutkimuksessa kuitenkin nilkkanivel abduktoituu askelkontaktin puoliväliin asti ja työntövaiheessa tapahtuu adduktiota. Lentovaiheen aikana nilkka käy läpi toisen adduktio-abduktio syklin ja lentovaiheen lopussa se abduktoituu valmistautuessaan askelkontaktiin. Nilkan liike pysyy kuitenkin koko askelsyklin terveillä koehenkilöillä alle 10° sisällä. (Hamacher ym. 2016) Kuvassa 15 on havainnollistettu nilkan liike juoksun aikana.



KUVA 15. Nilkkanivelen kulma frontaalitasossa juoksun aikana. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Hamacher ym. 2016)

Horisontaalitaso. Nilkan liike horisontaalitasossa on melko rajallista juoksun aikana (Novacheck 1998). Barretin ym. (2008) tutkimuksessa nilkka kiertyy aluksi ulospäin askelkontaktin alkuvaiheessa ja kääntyy sitten pian sisäkiertoon työntövaiheessa. Nilkka pysyy noin 10 asteen sisällä lentovaiheen ajan. Koko askelsyklin aikana nilkan liike horisontaalitasossa pysyy noin 20 asteen sisällä. (Barret ym. 2008) Nilkkanivelen liike horisontaalitasossa on esitetty kuvassa 16.



KUVA 16. Nilkkanivelen kulma horisontaalitasossa juoksun aikana. Vertikaalinen katkoviiva osoittaa hetken, jossa tukivaihe muuttuu lentovaiheeksi. (Mukaeltu Barret ym 2008).

3.4.1 Väsymyksen vaikutus nilkan nivelkulmiin

Hanley ym. (2011) tutkimuksessa koehenkilöt juoksivat 5000 m kilpailun. Koehenkilöille tehtiin 3-d liikeanalyysi kahden kameran avulla 950 m, 2400 m ja 3850 m kohdalta. Tukivaiheen alussa sekä lopussa ei havaittu muutoksia nilkan nivelkulmissa sagittaalitasossa juoksun aikana. (Hanley ym. 2011)

Willwacher ym. (2019) tutkivat juoksun kinematiikan muutoksia 10 km juoksn aikana harrastelijajuoksijoilla sekä kokeneilla juoksijoilla. Koehenkilöt juoksivat 105 % nopeudella parhaasta 10 km nopeudestaan juoksumatolla 0 % kulmalla. Juoksun tukivaiheen aikana nilkan suurin abduktio lisääntyi sekä keskikulma siirtyi lievästä abduktiosta hieman suurempaan abduktioon. Tulokset olivat samankaltaisia kummallakin ryhmällä. Harrastelijajuoksijoiden nilkan nivelkulma frontaalitasossa oli ennen 10 km juoksua $-8,8^{\circ} \pm 2,7^{\circ}$ ja maratonin jälkeen $-11,4^{\circ} \pm 3,9^{\circ}$ ($p < 0,05$). Samassa tutkimuksessa nilkan liike horisontaalitasossa ei muuttunut

merkitsevästi 10 km juoksun aikana. (Willwacher ym. 2019) Samansuuntaisia tuloksia nilkan kulman muutoksista väsyttävän juoksun aikana saivat myös Dierks ym. (2010).

3.5 Jalan ja lantion kiihtyvyys juoksun aikana

Schütte ym. (2018) tutkivat 3200 m juoksun vaikutuksia säärestä ja lantiosta mitattuihin kiihtyvyyssarvoihin. Heidän tutkimuksessaan oli koehenkilöinä 14 penikkatautia sairastavaa juoksijaa ja 16 kontrollia. Yksilöiden välinen vaihtelu arvoissa oli kuitenkin hyvin suurta eikä kuormitus saanut esiin merkitseviä eroja lantion tai säären huippukiihtyvyyssarvoissa. Saman suuntaisia tuloksia saivat myös Winter ym. (2018), joiden tutkimuksessa koehenkilöiden lantiosta mitatussa kiihtyvyydessä ei tapahtunut muutoksia 8 km juoksun aikana.

Mercer ym. (2003) selvittivät juoksun vaikutuksia säärestä ja päästä mitattuihin kiihtyvyyssarvoihin. Koehenkilöille tehtiin pre mittaukset ennen kuormitusta 3,8 m/s nopeudella. Väsytyksen protokollana koehenkilöt juoksivat portaittaisen kuormituksen juoksumatolla uupumukseen asti. Tämän jälkeen heille suoritettiin post mittaukset samalla juoksumatolla kuin pre mittaukset. Kuormituksen jälkeen jalan huippukiihtyvyydessä ei nähty tilastollisesti merkitsevää eroa askelkontaktin aikana.

Vaikka edellä mainituissa tutkimuksissa ei ole huomattu eroja jalan ja lantion kiihtyvyyksissä juoksun seurauksena, niin myös väsymyksen mahdollisista vaikutuksista kiihtyvyydataan on näyttöä. Verbitskyn ym. (1998) tutkimuksessa koehenkilöt, jotka väsyivät 30 minuutin juoksuprotokollan aikana olivat myös alttiimpia säärestä mitatun huippukiihtyvyyden kasvulle. Koehenkilöt, jotka eivät väsyneet eivät näyttäneet samoja muutoksia juoksun kinematiikassa.

Mercer ym. (2002) tutkivat juoksunopeuden vaikutusta juoksun iskutuksen vaimentumiseen askelkontaktin aikana. Tutkimuksessa koehenkilöt juoksivat 50 %, 60 %, 70 %, 80 %, 90 % ja 100 % heidän maksimaalisesta juoksunopeudestaan juoksumatolla. Säärestä mitattu huippukiihtyvyys kasvoi lineaarisesti juoksunopeuden kasvaessa ($r = 0,81$, $p < 0,05$).

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYKSET

Aikaisemmissa tutkimuksissa IMUja on käytetty selvittämään mm. nivelkulmien muutoksia, segmenttien asennon muutoksia, juoksun variabiliteettia, kontaktiaikojen pituutta sekä juoksun nopeutta (Barrett ym. 2008; Gilgen-Ammann ym. 2017; Moltó ym. 2020; Reenalda ym. 2016; Strohrmann ym. 2012). Yksittäisten segmenttien resultanttikiihtyvyydestä tai resultanttikulmanopeudesta ei kuitenkaan ole juurikaan tehty tutkimusta. Vaikka nivelkulmiin perustuva tutkimus on kohtalaisen kattavaa, yksittäisten segmenttien kulmanopeudet ja niiden muutokset eivät välttämättä käyttäydy samoin kuin nivelkulmat juoksun aikana. Esimerkiksi muutoksia segmenttien kulmanopeuksissa voisi tapahtua ilman muutoksia nivelkulmissa ja kulmanopeuksissa. Kun tähän dataan yhdistetään tieto samojen segmenttien resultanttikihtyvyyksistä, voidaan harjoittelusta mahdollisesti saada arvokasta dataa yksilön kinematiikkaan liittyen juoksun aikana.

Kiinnostus IMUja kohtaan on kasvanut huomattavasti viime aikoina niiden helppokäyttöisyyden vuoksi. IMUt voivat antaa vaivattomasti helppokäyttöistä dataa urheilusuorituksesta. Tämän vuoksi tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, miten 40 minuutin juoksukuormitus itse valitulla juoksunopeudella vaikuttaa jalan ja lantion resultanttikulmanopeuteen sekä resultantti kiihtyvyyteen.

Tutkimuskysymys 1. Muuttuvatko jalan ja lantion resultanttikulmanopeudet 40 minuutin juoksukuormituksen aikana?

Hypoteesi 1. Jalan ja lantion resultanttikulmanopeudet eivät muutu 40 minuutin juoksukuormituksen aikana. Aikaisemmissa tutkimuksissa muun muassa nilkan sekä lonkan kinematiikassa on ristiriitaisia tuloksia erilaisten juoksukuormitusten vaikutuksista juoksun kinematiikkaan. Lyhyissä tai ei väsyttävissä kuormituksissa muutokset ovat olleet lieviä tai olemattomia (Hanley ym. 2011; Elliot & Ackland 1981; Williams ym. 1991) Pitkissä ja väsyttävissä kuormituksissa taas on ollut merkitseviä muutoksia juoksun kinematiikassa (Willwacher ym. 2011; Dierks ym. 2010; Chan-Roper ym. 2012)

Tutkimuskysymys 2. Muuttuvatko jalan ja lonkan resultanttikihtyvyydet 40 minuutin juoksukuormituksen aikana?

Hypoteesi 2. Eivät muutu. Aikaisemmassa kirjallisuudessa ei ole juurikaan nähty muutoksia säären ja lantion kiihtyvyydessä ellei kuormitus ole ollut selkeästi väsyttävä (Mercer ym. 2003; Schütte ym. 2018; Verbitsky ym. 1998)

5 TUTKIMUSMENETELMÄT

5.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 10 koehenkilöä (5 naista ja 5 miestä), jotka harrastivat säännöllisesti juoksua. Koehenkilöiksi haettiin harrastelijajuoksijoita, joiden harjoittelumäärä oli 12-45 km viikossa. Kaikki koehenkilöt olivat vapaaehtoisia ja heille tehtiin selväksi, että heillä on oikeus keskeyttää tutkimukseen osallistuminen milloin tahansa. Koehenkilöiden taustatiedot on esitetty taulukossa 1. Eksklusiokriteereinä koehenkilöille oli aikaisempi alaraajan vamma viimeisen 3kk aikana, diagnosoitu sydänvika tai muu liikunnan vasta-aihe.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden taustatiedot

	Ikä (vuotta)	Paino (kg)	Pituus (cm)	BMI	Juoksumäärä (km/vko)
Keskiarvo	26,8	66,5	173,2	22,0	25,6
Keskihajonta	5,5	10,1	6,9	2,3	12,3

5.2 Protokolla

Koehenkilöt allekirjoittivat kirjallisen suostumuslomakkeen ennen tutkimukseen osallistumista. Tämän jälkeen koehenkilöille kiinnitettiin heijastinmarkerit sekä IMUt mittauksia varten. Ennen juoksuprotokollan aloittamista koehenkilöt juoksivat 200 m, jotta voitiin varmistua mittalaitteiston kiinnityksestä. Jos ongelmia ilmeni, kiinnityksiä korjattiin ja suoritettiin uusia 200 m testijuoksua, kunnes laitteiston toimivuus saatiin varmistettua. Kun mittauslaitteisto oli kunnolla kiinnitetty, koehenkilöt suorittivat kolme maksimaalista esikevennyshyppyä voimalevyn päällä.

Juoksuprotokolla kesti 40 minuuttia, jonka aikana koehenkilöt juoksivat itse valitsemallaan nopeudella ympäri 200 m juoksurataa. Koehenkilöt juoksivat jokaisella kierroksella radalla olleen kaappausalueen läpi liikeanalyysin tekemistä varten. Kaappausalueella oli myös

voimalevyjä, joilla mitattiin reaktiivoimia juoksusta. Kun 40 minuuttia juoksua tuli täyteen, koehenkilöt suorittivat vielä 3 maksimaalista esikevennyshyppyä väsymyksen mittaamiseksi.

5.3 Inertiamittausyksiköt

Tutkimuksessa käytettiin Next Generation IMUja (X-io Technologies, Iso-Britannia) oikeanpuoleisessa jalkapöydässä, säären puolella välissä anteriorisella puolella, reiden puolella välissä lateraalilla puolella, lantiossa L4 nikaman kohdalla, rintalastassa ja otsassa. Vain jalkapöydän ja lantion IMUjen data analysoitiin. NGIMUissa on kolmiakselinen kiihtyvyyssanturi, kolmiakselinen gyroskooppi sekä magnetometri. IMUt kiinnitettiin teipillä sekä elastisella CobanTM siteellä tiukasti koehenkilöihin kiinni. Staattinen anatominen kalibraatio tehtiin ennen mittausten suorittamista. IMUjen data kerättiin langattomalla WLAN-yhteydellä tietokoneelle 100 Hz keräystaajuudella ja analysoitiin Matlab R2020b -ohjelmalla (MathWorks inc, Natick, Yhdysvallat).

5.4 Nopeuden mittaus

Koehenkilöiden juoksunopeutta mitattiin tutkimuksen aikana Powertimer 300-series valokennoilla (Newtest oy, Oulu, Suomi) laskemalla aika, joka koehenkilöillä kului 10 m juoksemiseen kaappausalueen sisällä.

5.5 Esikevennyshyppyjen mittaus

Esikevennyshyppyihin käytettiin neljää suorakaiteen muotoista Amtin voimalevä, joiden pituus oli 1,20 m ja leveys 0,60 m (Advanced Medical Technologies inc. Watertown, Yhdysvallat). Esikevennyshypyt tehtiin ennen juoksukuormitusta ja välittömästi sen jälkeen. Koehenkilöt suorittivat voimalevyn päällä kolme maksimaalista esikevennyshyppyä. Voimadatasta laskettiin esikevennyshyppyjen korkeus impulssin perusteella ja lopputuloksena käytettiin kolmen hypyn keskiarvoa.

5.6 Datan käsittely

IMUjen data käsiteltiin ja tilastolliset menetelmät suoritettiin kustomoidulla ohjelmalla MATLAB R2020b -ohjelmistolla (MathWorks inc, Natick, Yhdysvallat). IMUista eroteltiin resultanttikiihtyvyys, jonka suurinta piikkiä käytettiin askelsyklien määrittämiseen (välittömästi kantauskun jälkeen). Suurin piikki kiihtyvyydessä tapahtuu välittömästi kantauskun jälkeen ja siksi käytimme sitä askelsyklin määrittämiseen (Sinclair ym. 2013). Resultanttikiihtyvyys tarkoittaa IMUn eri akseleiden suuntaisista kiihtyvyyksistä koostettua kokonaiskihtyvyyttä. Resultanttikihtyvyys laskettiin seuraavalla kaavalla:

$$a_r = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2},$$

jossa a_r = resultanttikihtyvyys, a_x = kiihtyvyys x-akselin suhteen, a_y = kiihtyvyys y-akselin suhteen ja a_z = kiihtyvyys z-akselin suhteen. Resultanttikihtyvyyden perusteella määritettiin myös mittauksen alkamisajankohta. Itse analyysi tehtiin IMUjen gyroskoopin resultanttikulmanopeudelle sekä -kiihtyvyydelle askelsyklin eri vaiheissa. Resultanttikulmanopeus tarkoittaa IMUn eri akseleiden suuntaisten kulmanopeuksista yhdistettyä kokonaiskulmanopeutta. Resultanttikulmanopeus laskettiin seuraavalla kaavalla:

$$\omega_r = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2},$$

jossa ω_r = resultanttikulmanopeus, ω_x = kulmanopeus x-akselin suhteen, ω_y = kulmanopeus y-akselin suhteen ja ω_z = kulmanopeus z-akselin suhteen.

Analyysia varten askelsyklit aikanormalisoitiin 101 datapisteeseen. Eroja muuttujissa tutkittiin käyttämällä minuutin keskiarvoja 5 minuutin, 20 minuutin ja 38 minuutin kohdalta. Ensimmäiset 5 minuuttia toimivat lämmittelyjuoksuna ja tämän vuoksi dataa analysoitiin vasta 5 minuutin juoksun jälkeen.

Myös esikevennyshyppyjen korkeus ja juoksunopeus selvitettiin käsittelemällä voimalevy- ja valokennodata Matlab R2020b -ohjelmistolla (MathWorks inc, Natick, Yhdysvallat).

5.7 Tilastollinen analyysi

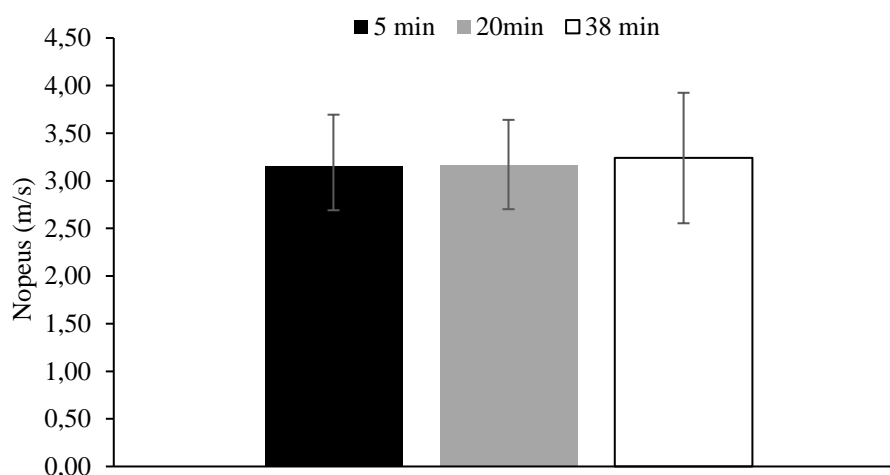
Tilastolliset analyysit suoritettiin MATLAB R2020b (MathWorks inc, Natick, Yhdysvallat) sekä SPSS 24 -ohjelmistoilla (International Business Machines Corporation, New York, Yhdysvallat). Koehenkilöiden juoksunopeudelle ja esikevennyshypyille laskettiin keskiarvot sekä keskihajonnat Microsoft Excel 2016 -ohjelmalla (Microsoft Corporation, Washington, Yhdysvallat). Juoksunopeuden ja esikevennyshyppyjen muutoksien havainnoimiseen käytettiin toistettujen mittauksien varianssianalyysiä Bonferronin korjauksella. Resultanttikulmanopeus ja resultanttikiihtyvyys analysoitiin käyttäen SPM:ää parittaisella t-testillä (statistical parametric mapping) erojen havaitsemiseksi eri aikapisteiden välillä. Kaikkiin testeihin valittiin tilastollisesti merkitseväksi rajaksi $p < 0,05$.

6 TULOKSET

6.1 Nopeus ja esikevennyshyppy

Kuvassa 17. on esitetty koehenkilöiden juoksunopeus minuuttien 5, 20 ja 38 kohdalta. Nopeudessa eri ajankohtien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja.

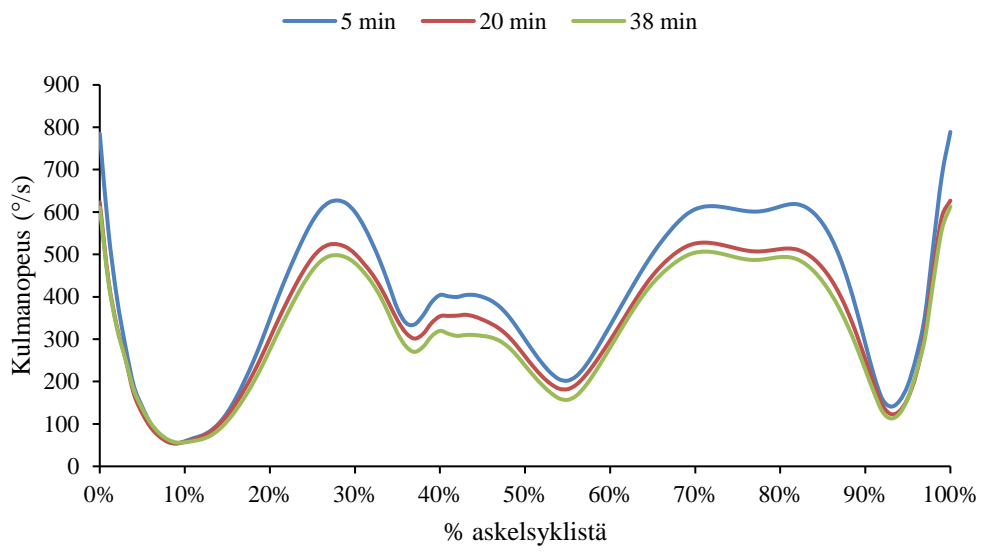
Esikevennyshyppyt ennen kuormitusta ja sen jälkeen saatiin mitattua vain kuudelta koehenkilöltä laitevikojen vuoksi. Koehenkilöiden esikevennyshyppy ennen juoksua oli $29,2 \text{ cm} \pm 4,9 \text{ cm}$ ja juoksun jälkeen $32,5 \text{ cm} \pm 4,6 \text{ cm}$ $p < 0,034$. Suhteellinen kasvu kevennyshyppyissä juoksun jälkeen oli keskimäärin 12,2 %.



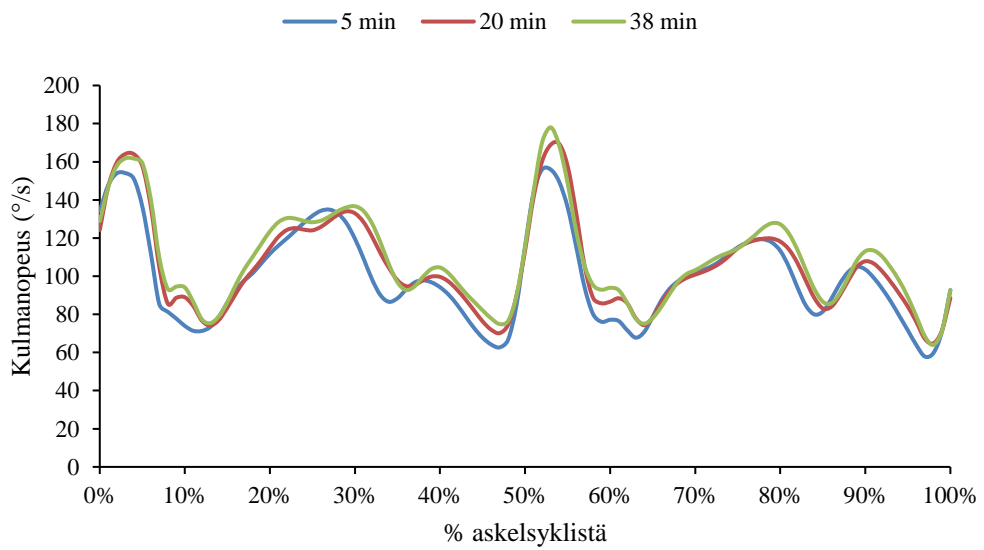
Kuva 17. Koehenkilöiden juoksunopeus kuormituksen aikana. * = $p < 0,05$.

6.2 Resultanttikulmanopeus

Jalan ja lonkan resultanttikulmanopeuksissa ei tapahtunut merkitseviä muutoksia juoksun aikana. Resultanttikulmanopeudet on esitetty kuvissa 18 ja 19.



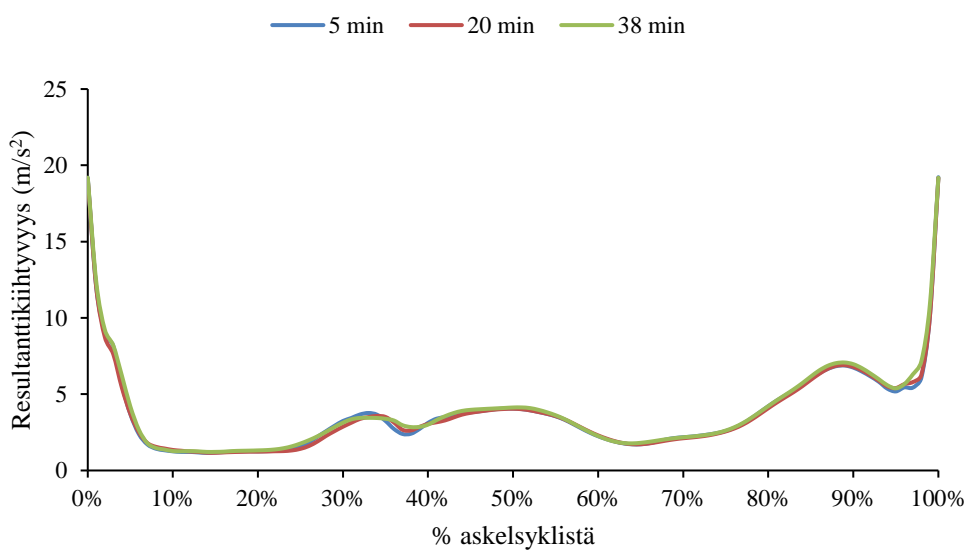
KUVA 18. Jalan resultanttikulmanopeus askelsyklin aikana.



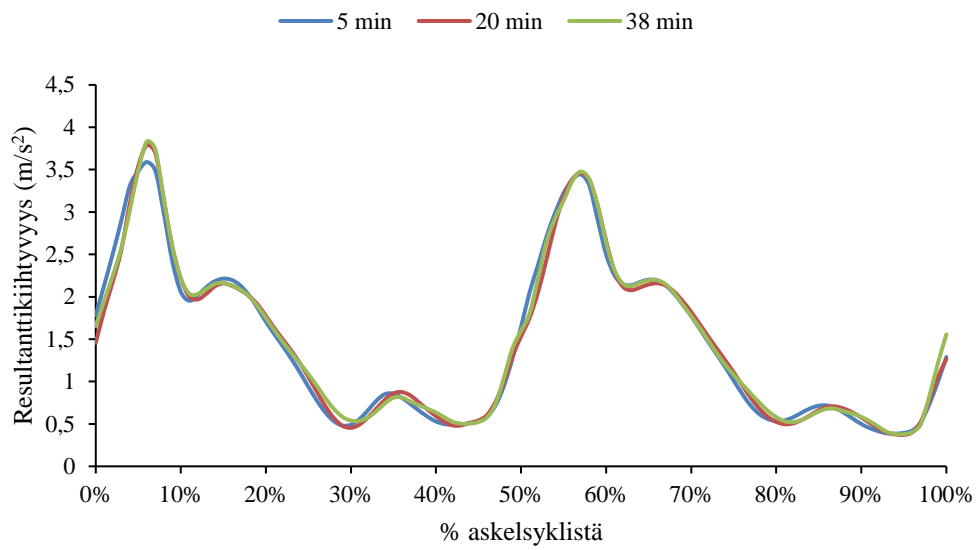
KUVA 19. Lantion resultanttikulmanopeus askelsyklin aikana.

6.3 Resultanttkiihtyvyys

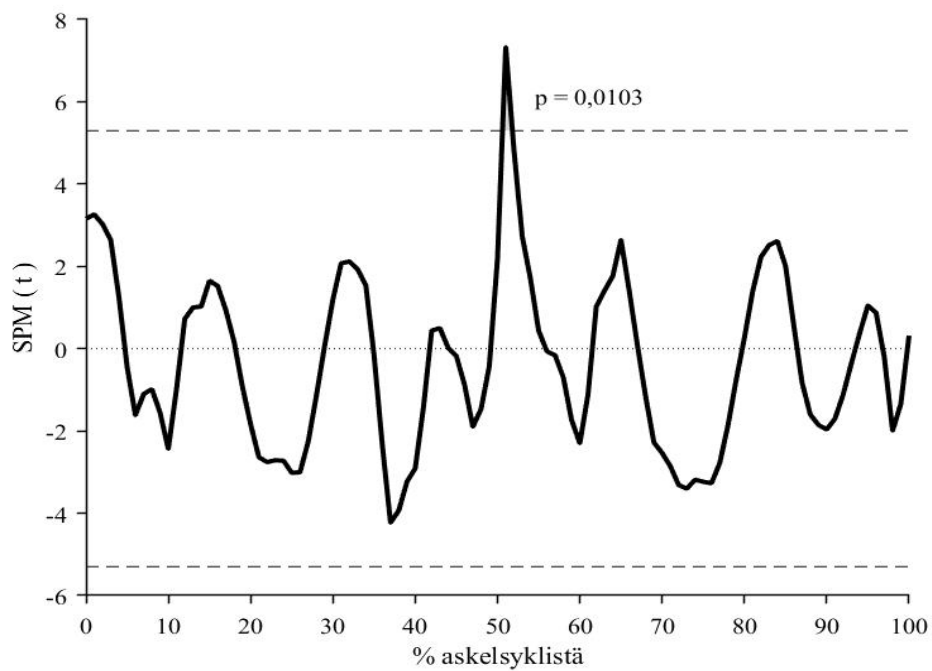
Jalan resultanttkiihtyvyyksissä ei tapahtunut merkitseviä muutoksia juoksun aikana. Lonkassa resultanttkiihtyvyys erosi merkitsevästi 5 minuutin ja 20 minuutin välillä. Muissa vertailuissa ei tapahtunut merkitseviä muutoksia. Jalan ja lantion resultanttkiihtyvyydet on esitetty kuvissa 20 ja 21 sekä lantion resultanttkiihtyvyyden t-käyrä kuvassa 22.



KUVA 20. Jalan resultanttkiihtyvyys yhden askelsyklin aikana.



KUVA 21. Lantion resultanttikihtyvyyys yhden askelsyklin aikana eri ajanhetkinä.



KUVA 22. Parittaisen t-testin t-arvo askelsyklin eri hetkien aikana. Vertailussa on lantion resultanttikihtyvyyys ajanhetkien 5 min ja 20 min välillä. Näiden ajanhetkien välillä lantion resultanttikihtyvyyys on eronnut merkitsevästi noin askelsyklin puolessa välissä.

7 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoitus oli selvittää 40 minuutin ei-väsyttävän juoksun vaikutuksia juoksun kinemaattisiin muuttujiin. Ainoa merkitsevä ero muuttujissa havaittiin lantion resultanttikiihtyvyydessä 5 minuutin ja 20 minuutin välillä juoksukuormituksen aikana. Muissa muuttujissa ei tapahtunut merkitseviä muutoksia.

7.1 Esikevennyshyppy ja nopeus

Esikevennyshyppy kasvoivat merkitsevästi kuormituksen jälkeen ja juoksunopeudessa ei havaittu merkitseviä muutoksia. Tämä todennäköisesti vahvistaa kuormituksen olleen riittävän kevyt eikä se ole aiheuttanut merkittävää väsymystä koehenkilöille. Kevennyshyppyjen kasvun perusteella näyttäisi siltä, että koehenkilöt lämpesivät kuormituksen aikana ja heidän suorituskykynsä kasvoi. Jos väsymystä olisi ilmennyt, myös kinematiikan muutoksia olisi voinut olla havaittavissa (Chan-Roper ym. 2012; Dierks ym. 2010; Verbitsky ym. 1998; Willwacher ym. 2011).

Koehenkilöiden nopeus ei muuttunut kuormituksen aikana merkitsevästi. Jos nopeus olisi hidastunut, olisi se saattanut kertoa koehenkilöiden mahdollisesta väsymisestä ja nopeuden mukauttamisesta väsymyksen kompensoimiseksi. Muutokset nopeudessa voisivat myös aiheuttaa muutoksia kinematiikkaan (Mercer ym. 2002).

Tämän tutkimuksen asetelman oli tarkoitus olla väsymystä aiheuttamaton, joten esikevennyshyppyjen kasvu ja nopeuden säilyminen samalla tasolla kertoo protokollan onnistumisesta.

7.2 Jalan ja lantion resultanttikulmanopeudet

Jalan ja lantion resultanttikulmanopeuksissa ei tapahtunut merkitseviä muutoksia juoksukuormituksen aikana. Aikaisemmissa tutkimuksissa ei ole selvitetty eri segmenttien

resultanttikulmanopeuksia ei-väsyttävän juoksun aikana, joten suoraa vertailua aikaisempaan kirjallisuuteen on vaikeaa tehdä. Aikaisemmassa kirjallisuudessa on kuitenkin tutkittu kattavasti juoksun muita kinematiikan muuttujia kuten nivelkulmien muutoksia. Aikaisemmissa tutkimuksissa, joissa kuormitus ei ole ollut todella kuormittava, ei ole havaittu muutoksia juoksun kinematiikassa (Hanley ym. 2011; Elliot & Ackland 1981; Williams ym. 1991). Tämä tutkimus on näillä perustein linjassa aikaisemman kirjallisuuden kanssa. Pidemmissä ja väsyttävissä kuormituksissa muutoksia juoksun kinematiikassa on kuitenkin havaittu (Willwacher ym. 2011; Dierks ym. 2010; Chan-Roper ym. 2012). Todennäköistä onkin näillä perustein, että tutkimuksemme kuormitus on ollut liian kevyt aiheuttaakseen muutoksia lantion ja jalan resultanttikulmanopeuksissa, eivätkä nämä muuttujat myöskään kasva tai pienene ei-väsyttävässä juoksussa.

7.3 Jalan ja lantion resultanttikiihtyvyys

Jalan resultanttikiihtyvyydessä ei tapahtunut merkitseviä muutoksia kuormituksen aikana. Tutkimuksen kuormitus ei aiheuttanut merkittävää väsymystä koehenkilöissä, joten tämä tulos ei ole yllättävä. (Mercer ym. 2003; Schütte ym. 2018; Verbitsky ym. 1998)

Lantion resultanttikiihtyvyydessä havaittiin merkitsevä muutos 5 minuutin ja 20 minuutin välillä askelsyklin puolen välin alueella. Tämä hetki osuu melko tarkasti vasemman jalan askelkontaktin kohdalle. Vaikka ero kinematiikassa olikin pieni, on myös mahdollista, että juoksun pitkittyessä erot olisivat kasvaneet ja lisää muutoksia olisi voitu huomata laajemmalla alueella askelsyklissä. Tämä tulos ei ole kuitenkaan linjassa mm. Winterin ym. (2018) tutkimuksen kanssa, jossa koehenkilöiden lantiosta mitattu vertikaalinen kiihtyvyys ei muuttunut 8 km juoksun aikana. Anteroposteriorisessa kiihtyvyydessä huomattiin yhdellä ryhmällä (keskitasoiset juoksijat) pieni lasku 8 km juoksun loppupuolella. Anteroposteriorisen kiihtyvyyden magnitudi oli kuitenkin vain noin puolet vertikaalisesta ja se oli ainoa muutos vertikaalisen ja anteroposteriorisen kiihtyvyyden suhteen, joten tämän tuloksen vertailu tämän tutkielman resultanttikiihtyvyyteen ei välttämättä ole kovin mielekäs.

Erikoista tuloksessa on juoksun toispuoleisuus. Lantiossa kiinni olevan IMUn voisi olettaa huomaavan molempien jalan askeleet samalla tavalla. Tämän tutkielman tulosten valossa koehenkilöiden lantiosta mitattu resultanttikiihtyvyyden olisi kuitenkin muuttunut vain vasemman jalan askelkontaktin aikana. Tälle on kolme mahdollista selitystä. 1: Havaittu muutos vasemman jalan kontaktin aikaisessa lantion resultanttikiihtyvyydessä on virheellinen löydös ja eroa ei oikeasti ole olemassa. 2: Oikean jalan askelkontaktin aikaisen lantion resultanttikiihtyvyyden muutoksen puutos on virheellinen eikä tässä tutkimuksessa vain onnistuttu havaitsemaan tuota todellista eroa. 3. Koehenkilöt ovat oikeasti olleet toispuoleisia ja siksi vain toisen jalan askelkontaktin aikana voitiin havaita ero lantiosta mitatussa resultanttikiihtyvyydessä.

Selitys numero 3 ei tunnu uskottavalta sillä olisi erikoista, jos koehenkilöiden lantion resultanttikiihtyvyyden muuttuisi systemaattisesti vain toisella puolella. Vaikka Gilgen-Ammann ym. (2017) tutkimuksessa juoksijoiden askeleiden kontaktiajat eivät olleet täysin symmetrisiä, niin esimerkiksi Hanleyn ja Tuckerin (2018) tutkimuksessa koehenkilöiden askeleiden välisessä symmetriassa ei nähty muutoksia 10 km juoksun aikana, vaikka variabiliteetti muuttuikin joidenkin muuttujien kohdalla. Tämän lisäksi olisi myös erikoista, jos koehenkilöiden lantiosta mitattu resultanttikiihtyvyyden muuttuisi toispuoleisesti vain kahden ensimmäisen ajanhetken välillä ja sitten palaisi takaisin samalle tasolle 5 minuutin arvojen kanssa.

Vaihtoehdot 1 ja 2 tuntuvat siis järkevimmiltä selityksiltä tuloksille. Tässä tutkimuksessa koehenkilöiden resultanttikiihtyvyyden pieneni hieman vasemman jalan askelkontaktin aikana. Tämä ei todennäköisesti johdu väsymyksen kertymisestä sillä väsymyksen lisääntyessä huippukiihtyvyyden säärestä mitattuna näyttäisi mahdollisesti kasvavan askelkontaktin aikana (Verbitsky ym. 1998). Myöskään lantiosta mitatussa vertikaalisessa kiihtyvyydessä ei Winterin ym. (2018) tai Schütten ym. (2018) tutkimuksissa huomattu muutoksia juoksun aikana. Sen sijaan juoksuopeuden lasku saattaisi selittää myös pienentyntä kiihtyvyyttä (Mercer ym. 2002). Tässä tutkimuksessa juoksuopeus ei kuitenkaan hidastunut kuormituksen aikana, joten varmaa selitystä lantion resultanttikiihtyvyyden muutokselle on vaikea löytää.

7.4 Tutkimuksen rajoitukset

Tutkimusasetelma oli haastava ja oli tämän vuoksi myös altis virhelähteille. Testitilanteen vakiointi ei onnistunut tutkimusta tehdessä täydellisesti. Tämän tutkielman tekemiseen käytettyjen IMUjen, voimalevyjen ja valokennojen lisäksi muita tutkimuksia varten käytettiin 3-d liikeanalyysia, painepohjallisia, elektromyografiaa, ja sykesensoria. Kaiken laitteiston toimimisen samanaikaisesti oli haastavaa ja aiheutti vaihtelevuutta testiprotokollan aloitukseen sekä kestoon.

IMUihin liittyy huomattava määrä laitteen sisäisiä virhelähteitä, joita voidaan korjata erilaisin menetelmin. Tässä tutkimuksessa merkittävin virhelähde on kuitenkin todennäköisesti ollut IMUjen kiinnitys. IMUt pyrittiin kiinnittämään mahdollisimman tiukasti teipillä ja Coban siteellä. Tästä huolimatta ihon liike sekä siteiden mahdollinen jousto aiheuttavat virhettä IMUjen havaitsemaan resultanttikulmanopeuteen sekä resultanttikiihtyvyyteen. Erityisesti askelkontaktin aikainen tärähdys voi aiheuttaa virhettä mitattuun dataan, jos IMU liikkuu suhteessa kiinnitettyyn segmenttiin.

Data-analyysin aikana on myös tehty valintoja, jotka ovat voineet vaikuttaa tuloksiin. Analysoitavien askelien määrä oli niin suuri, että se päätettiin tehdä kustomoidulla ohjelmalla Matlabilla. Tulosten analysoinnin automatisointi tarkoitti myös sitä, että käytetty skripti ei välttämättä tunnista kaikkia askeleita datasta. Tämän vuoksi pieni osa askeleista on voinut jäädä analysoimatta. Tämän vaikutus on kuitenkin todennäköisesti merkityksetön, sillä analysoimattomia askeleita oli korkeintaan muutama kappale per koehenkilö ja tämä on hyvin pieni määrä suhteessa kerätyn datan määrään.

8 JOHTOPÄÄTÖKSET

40 minuutin ei-väsyttävä juoksu ei aiheuta muutoksia harrastelijakestävyysjuoksijoilla jalan ja lantion resultanttikulmanopeuksissa eikä jalan resultanttikiihtyvyydessä. Lantion resultanttikiihtyvyys saattaa kuitenkin laskea merkitsevästi 5 minuutin ja 20 minuutin välillä osassa askelsyклиä. Tähän lopputulokseen kannattaa kuitenkin suhtautua varauksella, sillä tuloksen toispuoleisuus nostaa esiin epäilyksiä kerätyn datan luotettavuudesta.

Mahdollisia muutoksia ei voida tämän tutkimuksen perusteella laittaa väsymyksen piikkiin sillä koehenkilöiden esikevennyshyppykorkeus kasvoi merkitsevästi juoksuprotokollan jälkeen ja juoksunopeus pysyi samana protokollan läpi.

Tämän tutkimuksen perusteella näitä muuttujia voisi mahdollisesti käyttää juoksun kinematiikan seuraamiseen, jos halutaan varmistua, että juoksun kuormitus ei ole liian suurta aiheuttaakseen merkittävää väsymystä. On kuitenkin vielä epäselvää, millaisia muutoksia raskaampi kuormitus aiheuttaisi etenkin jalan ja lantion segmenttien resultanttikulmanopeuksiin. Myös menetelmän luotettavuus on hieman epäselvä lantion resultanttikihtyvyytosten toispuoleisuudesta johtuen.

LÄHTEET

- Abdel-Aziz, Y.I., & Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry* (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
- Ahmad, N., Ghazilla, R. A. R., Khairi, N. M., & Kasi, V. 2013. Reviews on various inertial measurement unit (IMU) sensor applications. *International Journal of Signal Processing Systems* 1 (2), 256-262.
- Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. 2015. Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: a systematic review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 45 (10), 738-755.
- Baker, R. L., Souza, R. B., Rauh, M. J., Fredericson, M., & Rosenthal, M. D. 2018. Differences in knee and hip adduction and hip muscle activation in runners with and without iliotibial band syndrome. *PM&R* 10 (10), 1032-1039.
- Barrett, R., Noordegraaf, M. V., & Morrison, S. 2008. Gender differences in the variability of lower extremity kinematics during treadmill locomotion. *Journal of motor behavior* 40 (1), 62-70.
- 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.
- Byun, S., Lee, H. J., Han, J. W., Kim, J. S., Choi, E., & Kim, K. W. 2019. Walking-speed estimation using a single inertial measurement unit for the older adults. *PLOS ONE* 14 (12), e0227075. doi:10.1371/journal.pone.0227075
- Buke, A., Gaoli, F., Yongcai, W., Lei, S., & Zhiqi, Y. 2015. Healthcare algorithms by wearable inertial sensors: a survey. *China Communications* 12 (4), 1-12.
- 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.
- Chan-Roper, M., Hunter, I., Myrer, J. W., Eggett, D. L., & Seeley, M. K. 2012. Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *Journal of sports science & medicine* 11 (1), 77.

- Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P., & Salo, A. I. 2018. A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced computer vision methods towards developing a markerless system. *Sports medicine-open* 4 (1), 1-15.
- de Ruyter, C. J., van Oeveren, B., Francke, A., Zijlstra, P., & van Dieen, J. H. 2016. Running speed can be predicted from foot contact time during outdoor over ground running. *Plos one* 11 (9), e0163023.
- Dierks, T. A., Davis, I. S., & Hamill, J. 2010. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of biomechanics* 43 (15), 2993-2998.
- Elliot, B., & Ackland, T. 1981. Biomechanical effects of fatigue on 10,000 meter running technique. *Research quarterly for exercise and sport* 52 (2), 160-166.
- Espinosa, H. G., Lee, J., & James, D. A. 2015. The inertial sensor: a base platform for wider adoption in sports science applications. *Journal of Fitness Research* 4 (1).
- Favre, J., Jolles, B. M., Aissaoui, R., & Aminian, K. 2008. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics* 41 (5), 1029–1035. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.12.003
- Ferber, R., Davis, I. M., & Williams Iii, D. S. 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical biomechanics* 18 (4), 350-357.
- Fong, D. T. P., & Chan, Y. Y. 2010. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors* 10 (12), 11556-11565.
- Gard, S. A., Knox, E. H., & Childress, D. S. 1996. Two-dimensional representation of three-dimensional pelvic motion during human walking: An example of how projections can be misleading. *Journal of Biomechanics* 29 (10), 1387-1391.
- Gilgen-Ammann, R., Taube, W., & Wyss, T. 2017. Gait asymmetry during 400-to 1000-m high-intensity track running in relation to injury history. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 12 (s2), S2-157.
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering* 105 (2), 136-144.
- Groves, P. D. 2013. *Principles of GNSS, Inertial, and Multisensor Integrated Navigation Systems*. 2. painos. Artech House.

- Guerra-Filho, G. 2005. Optical Motion Capture: Theory and Implementation. *RITA* 12 (2), 61-90.
- Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. 2016. Effects of ankle instability on running gait ankle angles and its variability in young adults. *Clinical biomechanics* 33, 73-78.
- Hanley, B., Smith, L. C., & Bissas, A. 2011. Kinematic variations due to changes in pace during men's and women's 5 km road running. *International Journal of Sports Science & Coaching* 6 (2), 243-252.
- Hanley, B., & Tucker, C. B. 2018. Gait variability and symmetry remain consistent during high-intensity 10,000 m treadmill running. *Journal of biomechanics* 79, 129-134.
- IEEE Standard for Inertial Sensor Terminology. 2001, IEEE Std 528-2001
- Kim, B. H., Hong, S. H., Oh, I. W., Lee, Y. W., Kee, I. H., & Lee, S. Y. 2021. Measurement of ankle joint movements using imus during running. *Sensors* 21 (12), 4240.
- Koska, D., Gaudel, J., Hein, T., & Maiwald, C. 2018. Validation of an inertial measurement unit for the quantification of rearfoot kinematics during running. *Gait & Posture* 64, 135–140.
- Lohman III, 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 (4), 151-163.
- Mann, R. A., Moran, G. T., & Dougherty, S. E. 1986. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine* 14 (6), 501-510.
- 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), 403-408.
- 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.
- Moltó, I. N., Albiach, J. P., Amer-Cuenca, J. J., Segura-Ortí, E., Gabriel, W., & Martínez-Gramage, J. 2020. Wearable Sensors Detect Differences between the Sexes in Lower Limb Electromyographic Activity and Pelvis 3D Kinematics during Running. *Sensors* 20 (22), 6478.
- Novacheck, T. F. 1998. The biomechanics of running. *Gait & posture* 7 (1), 77-95.

- 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.
- Picerno, P. 2017. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: a review of methodological approaches. *Gait & posture* 51, 239-246.
- Reenalda, J., Maartens, E., Homan, L., & Buurke, J. J. 2016. Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Journal of biomechanics* 49 (14), 3362-3367.
- Sakaguchi, M., Shimizu, N., Yanai, T., Stefanyshyn, D. J., & Kawakami, Y. 2015. Hip rotation angle is associated with frontal plane knee joint mechanics during running. *Gait & posture* 41 (2), 557-561.
- Schache, A. G., Bennell, 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 (1), 30-47.
- 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.
- Strohrmann, C., Harms, H., Kappeler-Setz, C., & Troster, G. 2012. Monitoring kinematic changes with fatigue in running using body-worn sensors. *IEEE transactions on information technology in biomedicine* 16 (5), 983-990.
- Teufl, W., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M., & Bleser, G. 2019. Validity of inertial sensor based 3D joint kinematics of static and dynamic sport and physiotherapy specific movements. *PLOS ONE* 14(2), e0213064. doi:10.1371/journal.pone.0213064
- Tian, F., Li, N., Zheng, Z., Huang, Q., Zhu, T., Li, Q., Wang, W., Tsai, T. & Wang, S. 2020. The effects of marathon running on three-dimensional knee kinematics during walking and running in recreational runners. *Gait & posture* 75, 72-77.
- 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.
- Williams, K. R., Snow, R., & Agruss, C. 1991. Changes in distance running kinematics with fatigue. *Journal of Applied Biomechanics* 7 (2), 138-162.

- Winter, S., Gordon, S., Brice, S., & Lindsay, D. 2018. Centre of mass acceleration-derived variables detects differences between runners of different abilities and fatigue-related changes during a long distance over ground run. *Journal of Physical Fitness, Medicine & Treatment in Sports* 4.
- Willwacher, S., Sanno, M., & Brüggemann, G. P. 2020. Fatigue matters: An intense 10 km run alters frontal and transverse plane joint kinematics in competitive and recreational adult runners. *Gait & posture* 76, 277-283.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O & Stokes, I. 2002. Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech* 35(4), 543-548.
- Zhang, J. T., Novak, A. C., Brouwer, B., & Li, Q. 2013. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological measurement* 34 (8), N63.