

Saimaan ammattikorkeakoulu
Sosiaali- ja terveysala Lappeenranta
Fysioterapian koulutusohjelma

Justus Hytönen, Valtteri Taipale

Liikesensorilaitteiston validiteetti ja reliabiliteetti tasapainon sekä liikkeen mittaamisessa

Opinnäytetyö 2018

Tiivistelmä

Justus Hytönen, Valtteri Taipale

Liikesensorilaitteiston validiteetti ja reliabiliteetti tasapainon sekä liikkeen mittauksissa, 56 sivua, 17 liitettä

Saimaan ammattikorkeakoulu

Sosiaali- ja terveysala Lappeenranta

Fysioterapian koulutusohjelma

Opinnäytetyö 2018

Ohjaajat: yliopettaja Kari Kauranen, Saimaan ammattikorkeakoulu

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää Physilect-liikesensorilaitteiston validiteetti ja reliabiliteetti staattisissa tasapainotesteissä ja liikkeen tunnistuksessa. Staattisissa tasapainotesteissä käytettiin vertailulaitteena HurLabs BT4 -tasapainolautaa ja liikeanalyysissä Xsens MVN Biomech -liikeanalyysipukua. Staattisissa tasapainotesteissä tarkasteltiin huojunnan pituutta, pinta-alaa, painopisteen keskinopeutta, painojakaumaa sekä maksimaalista liikettä eteen- ja taakse- ja sivuttaisliikesuunnissa. Liikeanalyysissä tarkasteltiin pään ja lantion maksimaalista liikenopeutta sivuttaisessa-, eteen- ja taakse- ja ylös- ja alasliikesuunnissa kyykistymistestin aikana. Opinnäytetyön yhteistyökumppanina oli Physilect Oy.

Tutkimukseen osallistui 15 koehenkilöä. Mittaukset tehtiin laboratoriomittauksena Saimaan ammattikorkeakoulun biomekaniikan laboratoriossa. Käytetyt staattisen tasapainon testit olivat jalat erillään seisominen, jalat yhdessä seisominen, jalat yhdessä ja silmät kiinni seisominen sekä yhdellä jalalla seisominen. Staattiset tasapainotestit tehtiin tasapainolaudan ja liikesensorilaitteiston mitatessa yhtä aikaa suoritusta. Liiketestinä käytettiin kyykistymistä, jonka aikana liikeanalyysipuku ja liikesensorilaitteisto mittasivat suoritusta. Jokainen testi toistettiin kaksi kertaa. Tutkimusaineisto analysoitiin määrällisin menetelmin SPSS-ohjelmalla. Validiteettia tutkittaessa staattisen tasapainon mittauksia liikesensorilaitteiston ja tasapainolaudan välillä verrattiin toisiinsa. Vastaavasti liikeanalyysissä liikesensorilaitteiston tuloksia verrattiin liikeanalyysipuvun tuloksiin. Reliabiliteettia tutkittiin vertaamalla tasapainotestien ja liikeanalyysin tuloksia jokaiselle laitteelle kahden mittauskerran välillä.

Physilect-liikesensorilaitteiston staattisen tasapainon mittausominaisuuksien validiteetti oli matala ja reliabiliteetti keskinkertainen. Liikkeen mittausominaisuudet olivat keskinkertaisia, mutta tuottivat tasaisempia mittaustuloksia ja vähemmän vaihtelua mitattujen parametrien välillä kuin staattisista tasapainotesteistä saadut tulokset.

Physilect-liikesensorilaitteiston staattisen tasapainon mittausominaisuuksien validiteetista ja reliabiliteetista saadut tulokset ovat ristiriitaisia. Osa tuloksista oli lupaavia, mutta vaihtelua mittausten ja parametrien välillä oli liikaa korkean validiteetin ja reliabiliteetin saavuttamiseksi. Jatkotutkimuksia tarvitaan laitteiston toimivuudesta erilaisissa ympäristöissä ja testeissä.

Asiasanat: liikesensori, tasapainolauta, tasapaino, liikeanalyysi, validiteetti, reliabiliteetti

Abstract

Justus Hytönen, Valtteri Taipale

The validity and reliability of a motion sensor device for measuring balance and motion, 56 pages, 17 appendices

Saimaa University of Applied Sciences

Health Care and Social Services, Lappeenranta

Degree Programme in Physiotherapy

Bachelor's Thesis 2018

Instructor: Principal Lecturer Kari Kauranen, Saimaa University of Applied Sciences

The purpose of this study was to examine the validity and reliability of the Physilect-motion sensor device in static balance tests and detection of motion. During the static balance tests, the HurLabs BT4 balance board was used as a comparison device. The Xsens MVN Biomech motion analysis suit was used as a comparison device for the motion detection measurements. Length-, area- and mean velocity of sway, distribution of weight and maximum movement in forward-backward and sideways directions were measured in the static balance tests. During motion analysis, maximum velocity of the head and pelvis were measured from forward-backward, up-down and sideways movement directions. The Physilect Company was our partner in this thesis.

The research involved 15 participants. The measurements were carried out as laboratory measurements in the biomechanics laboratory of Saimaa UAS. The static balance tests used in this study were standing with feet apart, standing with both feet together, standing with both feet together and eyes closed and standing with one leg. The static balance tests were done with the motion sensor system and the balance board measuring simultaneously. Each test was repeated with the devices measuring the results. A squatting test was used for the motion analysis with the motion sensor device and the motion analysis suit measuring the test simultaneously. The results were analyzed with quantitative methods using SPSS-program. To examine validity the results from the static balance tests were compared between the motion sensor device and the balance board and the results from the motion analysis measurements were compared between the motion sensor device and the motion analysis suit. Results between repeated measurements were compared for all devices to examine reliability.

The Physilect-motion sensor devices validity for measuring static balance was low and reliability moderate. The validity and reliability of motion analysis was moderate, but the device produced even results between measured parameters.

The results for the validity and reliability of measuring static balance with the Physilect-device were conflicting. Some of the results were promising but there was too much variation between the measurements and parameters to achieve a high validity and reliability. Further studies are required to investigate the functionality of the device in different environments and tests.

Keywords: motion sensor, balance board, balance, motion analysis, validity, reliability

Sisällys

1	Johdanto.....	5
2	Tasapaino ja sen mittaaminen.....	6
2.1	Tasapainonsäätelyjärjestelmä.....	6
2.2	Tasapainon eri osa-alueet.....	13
2.3	Tasapainon mittaaminen.....	13
3	Liikeanalyysi.....	17
4	Mittarin validiteetin ja reliabiliteetin tutkiminen.....	19
5	Tutkimuksen tarkoitus ja tutkimusongelmat.....	22
6	Tutkimuksen toteutus.....	23
6.1	Tutkimushenkilöt.....	23
6.2	Tutkimusasetelma.....	24
6.3	Tiedonkeruumenetelmät ja käytetyt laitteet.....	25
6.4	Tutkimuksen eettiset näkökohdat.....	31
6.5	Aineiston analysointi.....	32
7	Tulokset.....	36
7.1	Reliabiliteetti.....	36
7.2	Validiteetti.....	42
8	Pohdinta.....	45
8.1	Aineisto.....	45
8.2	Menetelmät.....	46
8.3	Tulokset.....	48
8.4	Jatkotutkimusaiheet.....	50
9	Johtopäätökset.....	51
	Kuvat, kuvat ja taulukot.....	52
	Lähteet.....	53

Liitteet

Liite 1	Saatekirje
Liite 2	Suostumuslomake
Liite 3	Jalat erillään seisontatestin mittaustulosten yhteenveto
Liite 4	Jalat erillään seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu ja yhteenveto
Liite 5	Jalat yhdessä seisontatestin mittaustulosten yhteenveto
Liite 6	Jalat yhdessä seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu
Liite 7	Jalat yhdessä seisontatestin mittauskertojen vertailun yhteenveto
Liite 8	Jalat yhdessä silmät kiinni seisontatestin mittaustulosten yhteenveto
Liite 9	Jalat yhdessä silmät kiinni seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu
Liite 10	Jalat yhdessä silmät kiinni seisontatestin mittauskertojen vertailun yhteenveto
Liite 11	Yhdellä jalalla seisontatestin mittaustulosten yhteenveto
Liite 12	Yhdellä jalalla seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu
Liite 13	Yhdellä jalalla seisontatestin mittauskertojen vertailun yhteenveto
Liite 14	Kyykistymistestin mittaustulosten yhteenveto
Liite 15	Kyykistymistestin mittauskertojen välinen vertailu
Liite 16	Kyykistymistestin mittauskertojen välinen vertailu
Liite 17	Kyykistymistestin mittauskertojen vertailun yhteenveto

1 Johdanto

Tarve hoidon ja kuntoutuksen parantamisen saatavuuteen on johtanut etsimään uusia palvelujen järjestämistapoja myös Suomessa (Salminen, Hiekkala & Stenberg 2016). Palvelujen digitalisoiminen on yksi hallituskauden 2015–2019 tavoitteista (Valtioneuvosto 2017). Etäkuntoutuksen tavoitteena on tehostaa kuntoutumista tarjoamalla enemmän kuntoutuskertoja, parantaa hoitoketjujen jatkuvuutta ja vähentää kustannuksia (Agostini, Moja, Banzi, Pistotti, Tonin, Venneri & Turolla 2015).

Tietotekniikan ja teknologian osuus tulee kasvamaan myös fysioterapiassa ja sen toteutuksessa. Sensoriteknologian kehittyminen tulee lisäämään fysioterapeuttien pitämien etävastaanottojen määrää ja asiakkaiden reaaliaikaista seurantaan (Kauranen 2017, 635). Etäfysioterapialla tarkoitetaan fysioterapiapalveluiden järjestämistä etäteknologian avulla, eli fysioterapeutti on fyysisesti eri paikassa kuin kuntoutuja. Etäteknologian avulla on mahdollista optimoida terapian ajoitusta, kestoa ja tehoa, mikä ei useinkaan ole mahdollista kasvokkain tapahtuvassa terapiassa (Theodoros & Russell 2008). Etäkuntoutus mahdollistaa kuntoutuspalveluja myös syrjässä asuville kuntoutujille sekä niille, joilla on vaikeuksia liikkua ja matkustaa kuntoutuskeskuksiin (Laver, Schoene, Crotty, George, Lannin & Sherrington 2013).

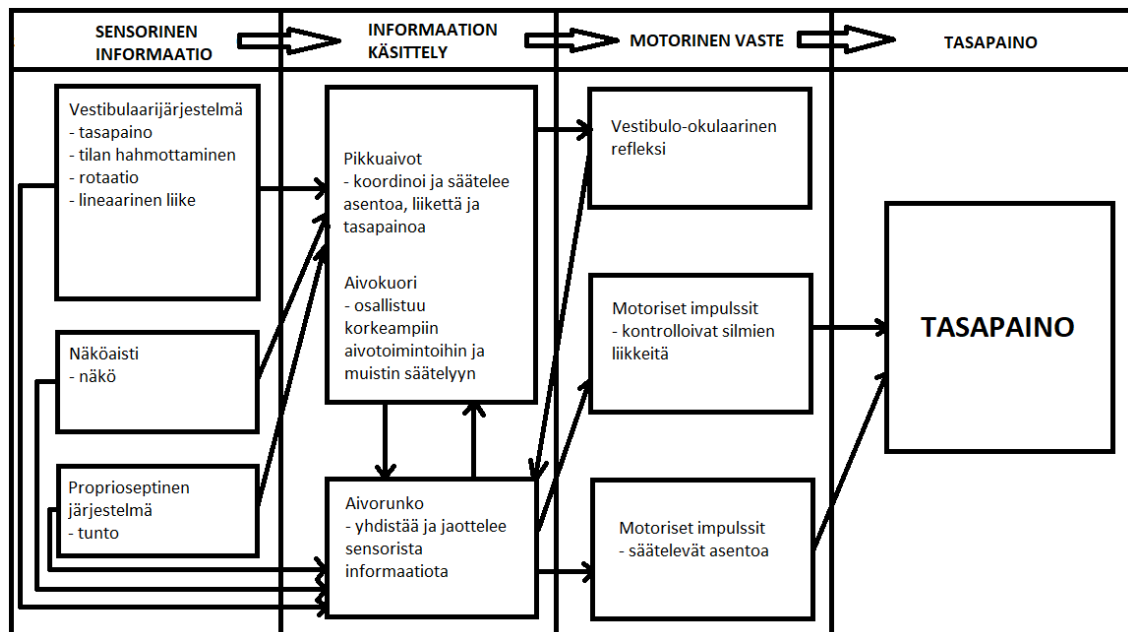
Tutkimuksen toimeksiantajana toimii Physilect Oy, joka tuottaa tietokoneavusteisia etäkuntoutuspalveluja Suomessa. Physilect-liikesensorilaitteiston tarkoituksena on tarjota fysioterapeuteille uudenlainen väline terapian seurantaan ja arviointiin (Physilect 2017). Physilect Oy on tutkinut aikaisemmin laitteiston validiteettia sisäisesti, mutta yritys haluaa saada laitteistolleen ulkoista validointia laitteen toimivuudesta. Physilect Oy otti yhteyttä fysioterapiapalveluja tarjoavaan Fysios Oy:hyn, joka tarjosi aihetta Saimaan ammattikorkeakoululle opinnäytetyöksi. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää liikesensorilaitteiston validiteettiä ja reliabiliteettiä. Tutkimuksessa vertaillaan liikesensorilaitteiston mittausominaisuuksia vakiintuneisiin testausmenetelmiin ja -laitteisiin. Liikesensorilaitteistolla saatuja mittaustuloksia vertaillaan liikeanalyysipuvulla sekä tasapainolaudalla saattuihin mittaustuloksiin.

2 Tasapaino ja sen mittaaminen

Ihmisen tasapaino voidaan määritellä kyvyksi hallita kehon massaa tukipinnan suhteen saapuvan sensorisen informaation pohjalta. Tasapainon täytyy olla kontrolloitua koko suoritettavan tehtävän ajan. Biomekaniikan näkökulmasta ajateltuna ihminen pysyy tasapainossa, kun kehon painopisteen kautta piirretty suora säilyy kehon eri osien alustalle muodostaman tukipinnan rajojen sisäpuolella. Tasapainon säätely koostuu useista järjestelmistä, jotka tuottavat erilaista sensorista informaatiota ihmisen kehosta ja ympäristöstä. (Kauranen & Nurkka 2010, 340.) Tasapainon säätely voidaan karkeasti jakaa kahteen osa-alueeseen. Staattinen tasapaino tarkoittaa kehon, pääasiassa pään, asennon säilyttämistä painovoimaa vastaan. Vastaavasti dynaaminen tasapaino tarkoittaa kehon ja pään asennon säilyttämistä erilaisten liikkeiden, kuten rotaation, kiihtymisen ja hidastumisen aikana. Tasapainoreseptorien muodostamasta kokonaisuudesta käytetään nimeä vestibulaarijärjestelmä. (Tortora & Grabowski 1992, 494.)

2.1 Tasapainonsäätelyjärjestelmä

Tasapainoelinjärjestelmä jaetaan sentraaliseen ja perifeeriseen järjestelmään. Sentraalinen järjestelmä sisältää ydinjatkeen alueella sijaitsevat neljä tasapainotumaketta, joiden tehtävät tasapainonsäätelyssä ovat orientoituminen, suunnistaminen ja navigointi lähiympäristössä. Perifeerinen järjestelmä puolestaan vastaa asennon ja liikkeen havaitsemisesta. Perifeerisen järjestelmän keskeinen osa on molemmissa ohimoissa, sisäkorvassa, sijaitseva tasapainoelin (*labyrinthus vestibularis*), joka koostuu erilaisista liikettä ja asentoa havaitsevista tasapainoreseptoreista. (Kauranen & Nurkka 2010, 342.) Kuvassa 1 on kuvattu tasapainonsäätelyjärjestelmä kokonaisuutena.



Kuva 1. Tasapainonsäätelyjärjestelmä (Vestibular Disorders Association 2008).

Tasapainoelin

Tasapainoelimen reseptorit havaitsevat pään asentoa ja liikettä, ja niitä on kahdenlaisia: asento- ja liikereseptoreita. Asentoreseptorit sisältävät kaksi pientä rakkulaa, soikea rakkula (*utricle*) ja pyöreä rakkula (*sacculus*). Asentoreseptorit koostuvat tukisolujen lomassa sijaitsevista karvasoluista, joita liittyy yhteen kalvomainen hyytelökerros, jossa on kalsiumkarbonaattimurusia eli ns. tasapainokiviä. Tasapainokivet ovat raskaampia kuin niitä ympäröivä neste, minkä vuoksi ne vetävät, työntävät tai vääntävät karvasoluja johonkin suuntaan. Karvasolut lähettävät tietoa aivoihin pään asennoista ja liikkeistä. Liikereseptorit sijaitsevat kaarikäytävissä, joita on kolme kummassakin sisäkorvassa. Kaarikäytävät ovat toisiinsa nähden suorassa kulmassa kaikissa kolmessa suunnassa, joten ainakin yksi reagoi aina kiihtyvään tai hidastuvaan liikkeeseen. Kaarikäytäviä täyttää neste, joka kiihtyvässä ja hidastuvassa liikkeessä pyrkii jatkamaan edellistä liiketilansa, mistä aiheutuu nesteen virtaus kaarikäytävissä. Kaarikäytävissä on laajentuma, jossa on pienen kummun päällä reseptoreina toimivia karvasoluja. Karvoja liittyy toisiinsa hyytelömassa, jota nestevirtaukset käytävissä taivuttavat. (Nienstedt, Hänninen, Arstila & Björkqvist 2006, 486–488.)

Näköaisti

Näköaisti toimii tasapainoa avustavana aistina ja helpottaa vartalon orientoitumista ympäristöön lähinnä vertaamalla vartalon asentoa horisonttiin. Ihmisen näköaivokuori käsittelee ympäristöstä tulevaa informaatiota erilaisten valoviivojen pohjalta. Näkökentässä olevilla vaaka- ja pystylinjoilla on tämän vuoksi tärkeä merkitys ihmisen hahmottaessa paikkaansa ja asentoaan ympäristössään. (Kauranen & Nurkka 2010, 348.)

Tasapainotumakkeilla on runsaasti neuraalisia yhteyksiä silmien liikkeitä säätelevien tumakkeiden kanssa. Nämä yhteydet koordinoivat tasapaino-silmärefleksejä. Refleksien tehtävä on korjata ja kohdistaa katse ja sen suunta automaattisesti pään muuttaessa asentoa ja liikkeessä. Katsetta kohdistettaessa tiettyyn pisteeseen ja päätä käännettäessä kohde näkyy koko ajan selvästi, mutta vastaavasti kohteen liikkeessä ja pään pysyessä paikallaan kohde näkyy epäselvänä. Ensimmäisessä tapauksessa tasapainoelimen kaarikäytävät auttavat kohdistamaan katseen kohteeseen, mutta jälkimmäisessä tapauksessa tätä ei tapahdu. Ilmiötä, jossa tasapainoelimen ja silmien yhteistoiminta näkyy, kutsutaan nystagmukseksi eli silmävärveeksi. Ympäristön liikkeessä katse kohdistetaan johonkin yhteen pisteeseen hetkeksi ja siirretään tämän jälkeen seuraavaan kiintopisteeseen. Näiden toimintojen avulla näköaistilla voidaan korjata ja paikata osittain tasapainoelimen heikkouksia ja vaurioita. (Kauranen & Nurkka 2010, 344.)

Proprioseptinen järjestelmä

Jotta keskushermosto pystyy tiedostamaan kehon eri osien asennot ja ohjaamaan lihakset toimimaan tarkoituksenmukaisesti, se tarvitsee jatkuvaa tietoa lihasten pituudesta ja jännitystasosta sekä nivelten asennoista. Tasapainon säätelyn kannalta tärkeää informaatiota keskushermostolle tarjoavat sensoristen hermojen päässä olevat erilaisille ärsykkeille herkistyneet reseptorit. Näitä reseptoreita sijaitsee ympäri kehoa erityisesti lihaksissa, jänteissä, nivelissä ja ihossa. (Nienstedt ym. 2006; Kauranen & Nurkka 2010.) Näiden osien yhdessä muodostama proprioseptinen aisti tarjoaa tietoa lihasten, jänteiden ja nivelten toiminnasta sekä tasapainon tilasta. Proprioseptisen järjestelmän avulla on myös mahdollista

tunnistaa kehon eri osien sijainti ja liikkeet ilman näköaistin apua. (Tortora & Grabowski 1993, 448.)

Lihassukkulat välittävät keskushermostolle tietoa lihasten pituuksista ja pituuden muutoksista. Luustolihaksessa on tavallisesti kymmenittäin lihassukkuloita. Sukkulan primaarireseptori reagoi ensisijaisesti lihaksen venytykseen ja pituuden muutoksiin. Lihassukkulan keskiosan molemmin puolin sijaitsevien sekundaarireseptorien päätehtävänä on välittää tietoa lihaksen hetkellisestä pituudesta. Keskushermosto kontrolloi lihassukkulan herkkyyttä gammamotoneuronien kautta ja säätelee sukkulan sisällä olevien pienten säikeiden avulla lihassukkulan tietylle pituudelle. Näin keskushermosto herkistää lihassukkulan toimintaa ja esi-venytetty sukkula on erittäin herkkä venytyksen muutoksille. Lihassukkuloilla on tärkeä tehtävä asennon säilyttämisessä. Ihmisen seisoessa vartaloon vaikuttaa koko ajan maan vetovoima, jota vastaan lihakset joutuvat ylläpitämään tietyn jännitystason pystyasennon säilyttämiseksi. Tämä lihasjännitystaso pysyy yllä vartalonlihasten lihassukkuloiden aiheuttaman ojennusheijasteen avulla. Maan vetovoima aiheuttaa jatkuvasti vartalon asentoa ylläpitävissä ojentajalihaksissa toistuvia pieniä lihasvenytyksiä, jotka aktivoivat lihasten lihassukkuloita. Sukkuloiden lähettämien hermoimpulssien avulla refleksikaari pitää yllä sopivaa lihasjännitystä ja ihminen säilyttää pystyasennon. (Nienstedt ym. 2006; Kauranen & Nurkka 2010, 349.)

Jänteen ja lihaksen yhtymäkohdassa sijaitsee Golgin jänne-elin. Golgin jänne-elin rakentuu ohuesta sidekudoskapselista, jonka sisällä on muutamia kollageenisäikeitä. Sensoriset hermosäikeet kiinnittyvät kollageenisäikeisiin ja havaitsevat niiden kautta jänteen venytysasteen. Sensorisena aistinelimenä Golgin jänne-elin reagoi herkästi muutoksiin jänteen jännitystasossa. Elin aktivoituu erityisesti aktiivisen lihassupistuksen aikana ja lähettää tiheästi hermoimpulsseja keskushermostoon. Golgin jänne-elin antaa jatkuvasti tietoa lihasten jännitystasosta erilaisten asentojen ja liikkumisen aikana. Lihassupistuksen voimakkuuden havaitsemisen lisäksi Golgin jänne-elimen tehtävänä on suojella jänteitä ja lihaksia liialliselta venytykseltä. (Tortora & Grabowski 1993, 450; Kauranen & Nurkka 2010, 349–350.)

Keskushermosto saa myös lihaksista tulevan informaation lisäksi tietoa nivelten ympäristössä sijaitsevilta proprioseptoreilta. Proprioseptoreita sijaitsee varsinkin nivelkapseleissa, nivelsiteissä ja niveltä ympäröivissä sidekudoksissa. Reseptorien tehtävänä on ilmaista nivelen asentoa, liikettä, nivelen sisäistä painetta ja nivelen liikkeen kulmanopeutta. (Kauranen & Nurkka 2010, 350.)

Myös ihon mekanoreseptorit tuottavat keskushermostolle tietoa ympäristöstä ja kehon suhteesta siihen. Mekanoreseptorit välittävät sensoristen hermojen välityksellä tietoa kehoon kohdistuvista kosketuksista, paineista ja venytyksistä. Tasapainon hallinnan kannalta tärkeimmät mekanoreseptorit sijaitsevat jalkapohjan alueella, joista ihminen saa tietoa painon jakautumisesta jalkojen ja niiden eri osien välillä. Ihon mekanoreseptorien lisäksi ympäri kehoa sijaitsevat vapaat hermopäätteet välittävät tietoa mekaanisista ärsykkeistä, kuten kudosten venytyksestä, liikkumisesta ja paineesta. (Kauranen & Nurkka 2010, 350.)

Tasapainotiedon käsittely aivoissa

Soikean ja pyöreän rakkulan sekä kaarikäytävien hermosyiden soomat sijaitsevat sisäkorvassa ganglioissa, josta ne kulkevat kahdeksannen aivohermon eli tasapainokuulohermon mukana aivorungon tasapainotumakkeisiin. Tasapainoelimestä tuleva tieto yhdistetään silmistä tulevaan ja luuston, lihasten ja ihon aistinsoijien välittämään tietoon ympäristöstä ja kehon asennosta. Tasapainoelimen mitatessa pään kiihtyvää liikettä tulee aivojen pystyä aina määrittämään pään asento suhteessa vartalon ja raajojen asentoon. Tämän vuoksi kaulan alueen luut ja lihakset ovat erityisen tärkeitä tasapainon säilyttämisessä. Tasapainotumakkeista hermosyyt kulkevat neljälle alueelle keskushermostossa. Selkäytimien kulkevat hermot osallistuvat lihaksia ohjaavien refleksien syntymiseen, joilla on suuri merkitys tasapainon säilyttämisessä. Muihin aivorungon tumakkeisiin kulkevat hermosyyt osallistuvat silmän lihasten refleksien ohjaamiseen ja ovat vastuussa mm. silmävärveen tuotosta. Pikkuaivoihin kulkevat hermosyyt välittävät tietoa toteutuneista liikkeistä, ja tämän tiedon avulla pikkuaivot osallistuvat lihasten toiminnan säätelyyn. Pieni osa hermosyistä kulkee myös talamuksen kautta aivokuoreen, jolloin kehon asento ja liikkeet tulevat tietoisuuteen. Tasapainoelinten välittämä tieto osallistuu kuitenkin suurimmaksi osaksi automaattisten

refleksien säätelyyn ja jää siten tiedostamatta. (Haug, Sand, Sjaastad & Toverud 1992, 167–168.)

Tasapainorefleksit ja -liikkeet

Tasapainorefleksit ovat automaattisia ja oppimisesta riippumattomia sensorisen ärsykkeen aiheuttamia vasteita. Lihaksen nopea venyntyminen tai ihon ärsyyntyminen venytyksen tai kosketuksen vaikutuksesta ovat usein tasapainorefleksin laukaisevia tekijöitä. Laukaisevan tekijän seurauksena lihassoluissa syntyvän lihassupistuksen tarkoituksena on pitää yllä asennolta vaadittavaa lihastonusta tai liikuttaa niveltä lihaksen toimintafunktion suuntaan. Usein tätä tasapainon säilymisen kannalta tärkeää refleksitoimintaa on kuitenkin käytännössä vaikeata erottaa ja havaita tahdonalaisten liikkeiden joukosta. (Kauranen & Nurkka 2010, 352.)

Ihminen tekee jatkuvasti pieniä tasapainottavia liikkeitä ja huojuu jonkin verran. Tavoitteena on pitää kehon painopiste mahdollisimman lähellä tukipinnan keskipointia, jotta tasapainon säilyttämiseen vaadittavan lihastyön määrä on mahdollisimman pieni. Teoriassa keho pysyy paikoillaan, kun siihen vaikuttavien voimien summa on nolla, mutta käytännössä se on mahdotonta. Voimien määrittämistä ihmiskehossa vaikeuttaa se, ettei ihmiskeho ole jäykkä yhtenäinen kappale vaan useista joustavista nivelistä ja segmenteistä koostuva jousenkaltainen kokonaisuus, jonka muoto muuttuu siihen vaikuttavien voimien seurauksena. Seisoma-asennon säilyttäminen vaatii elimistöltä jatkuvaa lihasten perustonusta painovoimaa vastaan sekä pieniä lihassupistuksia posturaalisissa lihaksissa sensorisen palautteen pohjalta. Passiiviselta näyttävä paikallaan seisominen vaatii siis jatkuvaa sensorista ja motorista toimintaa ja aktiivista ihmisen motoriikkaa säätelevältä elimistöltä. (Kauranen & Nurkka 2010, 341.)

Tasapainon säilyttämisstrategiat

Tasapainon säilyttämisstrategioiden avulla ihminen pyrkii säilyttämään tasapainonsa ja tasapainottamaan kehonsa esimerkiksi joissakin yllättävissä tilanteissa. Strategian valinta saattaa vaihdella elämän eri vaiheissa ja siihen vaikuttavat osittain ikä, rakenteelliset tekijät ja motorinen suorituskyky. Tasapainon säätelystrategiat voidaan jakaa karkeasti nilkka-, lonkka-, painopisteen alentamis- ja askeenottamisstrategiaan. (Kauranen & Nurkka 2010, 354.)

Nilkkastrategiassa tasapainottava liike tapahtuu nilkkanivelissä ilman lonkkaniveliä kompensoivia liikkeitä. Tätä menetelmää ihminen käyttää yleensä pienissä ja hitaissa ulkoapäin tulevissa tönäisyissä tai tasapainon menetyksissä. Menetelmä vaatii jalkapohjia laajemman kiinteän alustan ja toimii ensisijaisesti eteen- taakse suuntaisissa korjauksissa. (Kauranen & Nurkka 2010, 354–355.)

Lonkkastrategiassa tasapainottava liike tapahtuu ensisijaisesti lonkkanivelen ojennuksella tai koukistuksella. Tällöin lonkan alue ja pää liikkuvat liikkeen aikana eri suuntiin. Ihminen käyttää tätä strategiaa, kun ulkoapäin suuntautuva voima on suurempi ja nopeampi sekä alustan ollessa epävakaata ja pinta-alaltaan pieniä. (Kauranen & Nurkka 2010, 355.)

Kolmas tasapainon säilyttämisstrategia on painopisteen alentaminen. Liike tapahtuu usein suurimmaksi osaksi lonkka- ja polviniveliä koukistamalla, jolloin L2-nikaman kohdalla oleva painopiste laskeutuu alemmaksi helpottaen tasapainon säilyttämistä. Samalla lonkka- ja polviniveliin saadaan lisää joustoa mikä helpottaa tasapainon hallintaa etenkin dynaamisissa suorituksissa. (Kauranen & Nurkka 2010, 355.)

Neljäntenä vaihtoehtona tasapainon säilyttämiseen on ottaa askel horjahduksen suuntaan. Tätä vaihtoehtoa ihminen käyttää yleensä viimeisenä ja sen tarkoituksena on ehkäistä kaatuminen. Tähän strategiaan päädyttäessä on painopiste yleensä jo tukipinnan ulkopuolella, eikä lihasvoima enää riitä palauttamaan painopistettä tukipinnan sisälle. (Kauranen & Nurkka 2010, 355.)

Refleksien ja strategioiden lisäksi ihminen pyrkii säilyttämään tasapainonsa ennakoivien toimintojen kautta. Ihminen pyrkii ennakoimaan kehon erisuuntaisia painopisteen siirtymisiä jo ennen varsinaisen liikkeen tapahtumista. Mukautuvat lihastonuksen vaihtelut ja pienet liikkeet toimivat perustana tasapainon säilymiselle eri asennoissa ja mahdollistavat liikkeiden suorittamisen ilman tasapainon menetystä. (Kauranen & Nurkka 2010, 355–356.)

2.2 Tasapainon eri osa-alueet

Staattisella tasapainolla tarkoitetaan kykyä säilyttää kehon painopiste mahdollisimman lähellä tukipinnan keskikohtaa kehon ollessa paikallaan. Ongelmat staattisessa tasapainossa näkyvät esimerkiksi lisääntyneenä huojuntana ja liikkeinä seisomisen aikana. (Kauranen 2017, 327–328.)

Dynaamisella tasapainolla tarkoitetaan kykyä säilyttää kehon tasapaino kehon eri osien ja segmenttien liikkeiden aikana. Ongelmat dynaamisessa tasapainossa näkyvät vaikeuksina painonsiirrossa, liian suurina korjausreaktioina heilahdukseen, liikesuoritusten epävarmuutena, liikenopeuden hidastumisena sekä liikkeiden sarjasuorittamisena rinnakkaissuorittamisen sijaan. (Kauranen 2017, 327–328.)

Reaktiivinen tasapaino tarkoittaa kykyä säilyttää kehon tasapaino jossakin yllättävässä tilanteessa. Reaktiivinen tasapainokyky heikkenee erityisesti ikääntyessä, kun nopeat lihassolut vähenevät ja tasapaino- ja suojareaktiot hidastuvat. (Kauranen 2017, 327–328.)

2.3 Tasapainon mittaaminen

Tasapainoon vaikuttavien ongelmien ja eri aistijärjestelmien osuuksia niihin on usein lähes mahdotonta erottaa toisistaan. Sen takia ihmisen tasapainoa ei todennäköisesti voi kattavasti mitata yksittäisellä tasapainotestillä. Kattavan kokonaiskuvan muodostaminen ihmisen tasapainosta vaatii tietoa useista erilaisista tasapainoa mittaavista toiminnallisista testeistä ja laitteista. Yleisimpiä tasapainon mittaukseen käytettyjä laboratoriovälineitä ovat voimalevyanturit, liikeanalyysilaitteet ja elektromyografia-laitteet (EMG). Yleisimpiä toiminnallisia tasapainotestejä ovat Rombergin testi, seisomaannousutesti, Bergin tasapainotesti, toiminnallinen kurotustesti, yhden jalan seisontatesti ja istumatasapainoa mittaava testi. (Kauranen 2017, 326.)

Tasapainomittausten jaottelu

Tasapainomittaukset voidaan jakaa karkeasti staattisiin ja dynaamisiin mittauksiin. Staattisissa tasapainomittauksissa mitattava seisoo mahdollisimman paikoil-

laan, ja dynaamisissa mittauksissa mitattava pyrkii säilyttämään tasapainon liikkuessaan pisteestä toiseen tai siirtäessään kehon painopistettä tarkoituksellisesti. Staattista tasapainokykyä ihminen tarvitsee paikallaan seisomiseen ja dynaamista tasapainoa liikkumiseen, joten päivittäisissä toiminnoissa dynaaminen tasapainokyky on staattista tasapainoa yleisempää. (Kauranen 2017, 325.) Staattista ja dynaamista tasapainoa säätelevät ja kontrolloivat samat anatomiset rakenteet ja fysiologiset järjestelmät. Riippumatta siitä kumpaa tasapainokykyä mitataan, tutkitaan mittauksissa ihmisen samoja säätelyjärjestelmiä, mutta niiden toiminta vaihtelee tehtävästä riippuen. Staattisen ja dynaamisen tasapainon säilyttäminen vaihtelee erilaisissa motorisissa tehtävissä ja niiden erotteleminen tarkkarajaisesti toisistaan on usein käytännössä vaikeata. (Kauranen 2011, 261.)

Toinen tapa ryhmitellä tasapainomittaukset on jaotella ne laboratoriossa suoritettaviin laitteistoilla tehtäviin mittauksiin sekä ilman erikoisvälineitä suoritettaviin toiminnallisiin tasapainotesteihin (Kauranen 2017, 326). Toiminnalliset testit on helppompaa toteuttaa päivittäisessä toiminnassa, mutta niistä saatu tieto ei aina ole tarpeeksi tarkkaa. Laboratoriossa laitteistoilla tehtävät mittaukset saattavat antaa tarkempaa tietoa mitattavan tasapainosta (Alexander 1996). Yleisimpiä tasapainomittauksissa käytettyjä laboratoriovälineitä ovat voimalevyanturit, liikeanalyysilaitteet ja EMG-laitteet (Kejonen 2002). EMG-laitteet mittaavat lihasten sähköistä aktiivisuutta (Medved 2000). Voimalevyanturit mittaavat jalkapohjien alustaan tuottamia reaktiovoimia ja voimavaikutusten keskipisteen liikettä testin aikana. Voimavaikutusten keskipisteellä tarkoitetaan laskennallista voimalevyn päällä liikkuvaa kuvitteellista painekeskipistettä, joka kuvaa hetkellistä yksittäisten pystysuunnassa vaikuttavien voimien yhdysvaikutusten keskipistettä. Voimavaikutusten keskipisteen liikkeiden suuruus ja liikenopeus kuvastavat epäsuorasti mitattavan henkilön huojuntaa ja heilumista seisomisen aikana. (Kauranen 2017, 326.)

Liikeanalyysilaitteet mittaavat voimavaikutuksien sijasta yksityiskohtaisemmin liikettä (Winter 1990). Liikeanalyysilaitteilla voidaan mitata yksittäisiä nivelkulmia, kulmanopeuksia ja kulmakihtyvyyksiä (Gauffin, Areblad & Tropp 1993; Aramaki, Nozaki, Masani, Sato, Nakazawa & Yano 2001). Liikeanalyysilaitteiden tarkkuus on todistettu riittäväksi mittaamaan kehon liikkeitä (Kejonen & Kauranen 2002),

mutta jotkin tutkimukset ovat osoittaneet kuitenkin tulosten olevan laitekohtaisia (Mannion & Troke 1999). Edellä mainittuja mittauslaitteita voidaan käyttää tasapainon mittaukseen yhdessä (Gatev, Thomas, Kepple & Hallett 1999) tai erikseen riippuen tutkimuksen tarkoituksesta (Kejonen 2002). Mittauslaitteiden yhtäaikaisessa käytössä tulee kiinnittää huomiota ajan synkronointiin mittauslaitteiden välillä (Winter 1990).

Tietokonepohjaiset analysointimenetelmät

Tietokonepohjaiset analysointimenetelmät tuottavat yleensä graafisia sekä numeerisia analyyskejä suoritetusta tasapainomittauksesta. Valtaosa voimalevyantureiden tuottamista analyysistä käsittelee voimavaikutusten keskipistettä. Analysointiohjelmat tuottavat graafisesti voimavaikutuksien keskipisteen kulkeman reitin mittauksen aikana ja laskevat tiettyjä parametreja reitistä numeerisesti. Tasapainomittausten analysointi keskittyy reitin liikkeisiin kahdessa ulottuvuudessa, jotka ovat sivuttaissuunta ja eteen-taakse suunta. Yleisimpiä voimavaikutuksien keskipisteen reitistä laskettavia parametreja on pisteen kulkema kokonaismatka matka mittauksen aikana. Yksikkönä on mm tai cm. Kuljetusta matkasta ja mitausajasta voidaan johtaa molemmissa suunnissa pisteen keskimääräinen nopeus mittauksen aikana. Yksikkönä on yleensä $\text{mm} \times \text{s}^{-1}$ tai $\text{cm} \times \text{s}^{-1}$. Voimavaikutusten keskipisteen nopeus on myös yksi osatekijä laskettaessa vauhtimomenttia. Vauhtimomenttiin vaikuttaa lisäksi pisteen liikkeen määrä, joten se on eräänlainen yhdistelmä pisteen liikkeen määrästä sekä laadusta ja on sen takia kokonaisuutena huojuntaliikkeestä paljon kertova parametri. Vauhtimomentti kertoo voimavaikutusten keskipisteen liikkeen peittämän keskimääräisen pinta-alan jokaisen mittaukseen käytetyn sekunnin aikana. (Kauranen 2011, 262–263.)

Voimalevymittauksista saadaan paljon numeerista tietoa tasapainosta, mutta suurin ongelma on saatujen tulosten analysointi ja tulkinta. Tasapainon säätely on todella moniulotteista ja useiden aistijärjestelmien tuottaman tiedon integrointia sekä yhteistoimintaa, jonka vaikutukset näkyvät voimalevymittauksissa voimavaikutusten keskipisteen liikkeen summaationa. Tasapainoon vaikuttavien ongelmien ja eri aistijärjestelmien osuuksien erittelyminen kyseisestä summaatiosta on usein käytännössä mahdotonta. Sen takia ihmisen tasapainoa ei todennäköisesti voi kattavasti mitata yhdellä ainoalla tasapainotestillä. Kattavan kokonaiskuvan

muodostaminen ihmisen tasapainosta vaatii voimalevyjen tuottaman informaation rinnalle tietoa useista toiminnallisista tasapainotesteistä ja muista mittauslaitteista. (Kauranen 2011, 262–263). Tasapainomittausten yhteydessä voidaan mitata esimerkiksi liikeanalysointorin avulla kinematiikka sekä EMG-laitteiden avulla lihasten sähköistä aktiivisuutta seisomisen aikana. Laajempi kokonaiskuva tasapainosta saadaan yhdistelemällä yksittäisiä mittareita erilaisiksi mittausjärjestelmiksi, joiden tuottama tieto kerätään yhteen. (Kauranen 2017, 326.)

Mittausympäristö

Tasapainonmittauksissa täytyy kiinnittää huomiota mittauspaikan valintaan. Mittausten tulisi tapahtua mahdollisimman rauhallisessa, stabiilissa ja mielenkiinnostomassa ympäristössä, koska visuaaliset ja auditiiviset ärsykkeet voivat laukaista tasapaino-silmärefleksejä ja ylimääräistä lihasten motorista toimintaa mittausten aikana. Lisäksi mittauksissa tulee kiinnittää huomiota asiakasturvallisuuteen ja kaatumisen ehkäisyyn. Tasapainomittauksissa mitattava saa yleensä valita itsenäisesti jalkojen asennon ja niiden etäisyyden toisistaan itselleen ominaisen ja luonnollisen seisoma-asennon pohjalta. Yläraajat voidaan pitää vapaina ja rentoina vartalon sivulla, kädet lanteilla suoli-luunharjanteen kohdalla tai ristissä rintakehän päällä. Pään asento tulee mittausten aikana pitää mahdollisimman paikallaan, koska kaularangan kierrot, koukistus ja ojennus voivat aiheuttaa mittaus tuloksiin virheitä ja laukaista tasapaino-silmärefleksejä. Mittausten vakioinnin ja vertailun kannalta optimaalisinta on suorittaa mittaukset paljain jaloin. (Kauranen 2011, 261.)

Yleisimmin käytetyt tasapainotestit

Laboratoriomittauksissa olennaista on mittausasentojen ja mittausaikojen valinta. Eniten käytetyt mittausajat voimalevyanturilla tehdyillä mittauksilla vaihtelevat 20 ja 30 sekunnin välillä, mutta myös pidempiä ja lyhyempiä mittausaikoja on käytetty. (Kejonen 2002.)

Yleisimmin laboratoriomittauksissa käytettyjä testejä ovat seisominen kahdella jalalla silmät auki tai kiinni ja seisominen yhdellä jalalla silmät auki tai kiinni. Muita yleisiä testejä ovat ns. tandemseisonta (jalat peräkkäin) ja semitandem-seisonta (jalat rinnakkain ja osittain peräkkäin). Eri tasapainon osatekijöiden osuutta ja

suhdetta toisiinsa voidaan tarkastella häiritsemällä jonkin järjestelmän toimintaa tai poistamalla sen vaikutus kokonaan hetkellisesti. Esimerkiksi näköaistin osuutta tasapainoon on mahdollista tutkia tekemällä tasapainotesti silmät auki ja kiinni. (Kauranen 2017, 326.)

Tasapainoa voidaan mitata erilaisilla toiminnallisilla testeillä ja testistöillä. Yleisimpiä toiminnallisia tasapainotestejä ovat Rombergin testi, seisomaannousutesti, Bergin tasapainotesti, toiminnallinen kurotustesti, yhden jalan seisontatesti ja istumatasapainoa mittaava testi. Vanhin edellä mainituista tasapainotesteistä on Rombergin testi, jossa testattava seisoo ensin jalkaterät yhdessä 30 sekuntia silmät auki ja sen jälkeen testi toistetaan silmät kiinni. Testissä tutkitaan huojunnan lisääntymistä silmät kiinni seisoessa. (Kauranen 2017, 326.) Korrelaatio voimalevyanturi mittauksen ja toiminnallisten tasapainotestien välillä on todistettu merkittäväksi etenkin terveiden ihmisten tasapainoa mitattaessa silmät auki (Ek-dahl, Jarnlo & Andersson 1989).

3 Liikeanalyysi

Liike on yksi fysiikan perussuureista ja sillä kuvataan siirtymistä paikasta toiseen. Liike voi olla luonteeltaan esimerkiksi suoraviivaista, aaltomaista tai pyörivää. Liike alkaa aina jostakin alkupisteestä, joka ilmaisee kappaleen aseman ympäristössä suhteessa vertailtavaan tasoon. Liikettä voidaan todeta tapahtuneen silloin, kun tunnetaan kappaleen liiketila kahdella eri ajanhetkellä ja näiden ajanhetkien välillä on tapahtunut muutos liiketilassa. Liike siis tapahtuu sekä ajassa että tilassa. Liikkeen paikansiirtymää, eli kappaleen liikkumaa matkaa tilassa, ilmaistaan yleensä yleisillä pituuden yksiköillä (cm, m, km). Muita liikkeen havainnointiin käytettyjä suureita ovat nopeus ja kiihtyvyys. Nopeus kuvaa kappaleen liikkumaa matkaa suhteessa siihen käytettyyn aikaan. Kiihtyvyys taas kuvaa liikenopeuden kasvua tietyssä ajassa. (Kauranen & Nurkka 2010, 367–368.)

Yleisin ja monipuolisin liikeanalyysiin käytetty menetelmä on ihmisen visuaalinen havainnointi, koska se tarvitsee ainoastaan tarkkailijan, jolla on tietoa liikkumisesta sekä siihen vaikuttavista tekijöistä. Tällä tavoin saadaan usein myös nopeasti palautetta liikkeistä ja niiden laadusta. Tarkkailijan suorittaman analyysin

heikkoutena on kuitenkin nopeiden liikkeiden heikompi hahmottaminen verrattuna kameralaitteistoihin ja liikkeiden tallentamisen mahdottomuus myöhempää tarkastelua varten. Liikeanalyysi visuaalisesti vaatii myös tarkkailijalta kokemusta ja tietoa, jotta analyysi olisi luotettava. Tutkimus käytössä numeerisen informaation puuttuminen voidaan myös nähdä heikkoutena visuaalisessa analyysissä. (Kauranen & Nurkka 2010, 371.)

Erilaisia kameroita ja videokuvausta voidaan myös hyödyntää liikeanalyysin yhteydessä. Niiden avulla on mahdollista kerätä tarkempaa tietoa esimerkiksi hidastetuilla videoilla, joka on mahdollista korkeammilla kuvaustaajuuksilla. Korkeammalla kuvaustaajuudella voidaan myös tallentaa sellaisia liikkeitä, joita ihmisilmän ei ole mahdollista erotella. Digitaalisen kameran avulla on mahdollista tallentaa materiaali suoraan tietokoneelle ja analysoida myöhemmin liikeanalyysiohjelman avulla. Videoista ei kuitenkaan ole mahdollista saada numeerista tietoa, koska laitteistoja ei usein ole mahdollista kalibroida tiettyihin parametreihin. Suurimmat hyödyt videokuvauksella ja kuvilla saadaan materiaalin tallentamisesta myöhempää käyttöä varten ja kuvattavan kohteen mahdollisuudesta tarkastella omaa suoritustaan. (Kauranen & Nurkka 2010, 372.)

Tarkimmat numeeriset analyysit saadaan erityisesti liikeanalyysiä varten suunnitelluilla liikeanalyysilaitteilla ja -järjestelmillä. Nämä laitteet perustuvat erilaisiin kalibroitimenetelmiin ja tarvitsevat yleensä tietokoneen informaation prosessoimiseen. Laitteet perustuvat hieman erilaisiin menetelmiin, joista yleisimmät perustuvat erilaisten kameroiden käyttöön. Tavallisella digitaalisella kameralla voidaan kuvata liike, josta muodostetaan sitten malli liikeanalyysiohjelmalla. Kameroilla voidaan myös seurata kohteeseen kiinnitettyjä merkkejä, joista sitten muodostetaan malli. Laitteiden kyky mitata numeerista informaatiota perustuu niiden kalibrointiin, jolloin laitteisiin syötetään vertailuarvot esimerkiksi valmiin ja vakioidun kalibroitikehikon avulla. Kalibroinnissa laitteisto saa arvot, johon muuta kerättyä informaatiota sitten verrataan. Liikeanalyysilaitteiden heikkous on niiden monimutkaisuus ja tarvittavien välineiden määrä. Myös mittausympäristön tulisi olla kontrolloitu luotettavien tulosten saamiseksi. (Kauranen & Nurkka 2010, 373.)

Liikeanalyysin suorittaminen

Liikeanalyysin suorittamisessa tulee ottaa huomioon riittävät valmistelut ennen varsinaista mittausta. Mittausympäristössä tulisi varmistaa riittävä valaistus ja tilaa suorittaa mitattava liike. Jos käytettävä laitteisto tarvitsee merkkejä kuvattavan kohteen seuraamiseksi, tulee mittausympäristöstä pyrkiä poistamaan ylimääräiset valon ja heijastusten lähteet, joita laitteisto voi luulla seurattaviksi merkeiksi. Kameroiden asettelussa tulee huomioida käytössä olevien kameroiden määrä ja halutun liikkeen suunta. Yhtä kameraa käytettäessä täytyy kuvattavan kohteen olla kohtisuoraan kameraan, jotta ei synny perspektiivistä johtuvia vääristymiä. Useampia kameroita käytettäessä perspektiivivääristymät eivät ole ongelma, koska kohdetta kuvataan tällöin eri suunnista ja voidaan muodostaa kolmiulotteinen kuva. Kameroiden linssien kaarevuudesta johtuvia virheitä ei voida kuitenkaan kokonaan poistaa edes useammilla kameroilla ja näistä johtuvat virheet onkin huomioitava liikeanalyysissä, jossa kuvataan liikettä kuvausalueen läpi. Ennen mittauksen aloittamista laitteisto täytyy vielä kalibroida, jotta se tunnistaa mitattavan kohteen ulottuvuudet ja kameroiden sijainnit siihen ja toisiinsa nähden. Kalibroinnissa käytetään laitteistosta riippuen valmiita kalibroitikehikoita, joiden mittasuhteet on asetettu laitteistoon jo ennalta ja ovat vakioita tai ihmistä mitattaessa kalibroitiasentoa, josta laitteisto osaa arvioida kehon mittasuhteet. Yleensä ihmistä mitattaessa järjestelmään on syötetty valmiiksi mitattavan henkilön pituus ja mahdollisesti muita kehonmittoja, joita järjestelmä sitten vertaa kuvattuun kohteeseen. (Kauranen & Nurkka 2010, 374–377.)

4 Mittarin validiteetin ja reliabiliteetin tutkiminen

Validiteetti

Pätevyydellä eli validiteetilla tarkoitetaan sitä, mittaako mittari juuri sitä tutkittavan ilmiön ominaisuutta, mitä sen on tarkoitus mitata. Validiteetin tutkimisessa, mitaukset toteutetaan yleensä poikkileikkausasetelmassa (yksi mittauskerta). Joissakin tapauksissa, kuten kriteerivaliditeettia tutkittaessa, voidaan kuitenkin tarvita pitkittäisasetelmaa. (Valkeinen, Anttila & Paltamaa 2014.)

Kriteerivalidointia käytetään, jos mittarille on olemassa kultainen standardi. Kultaisella standardilla tarkoitetaan mitattavan aihealueen parasta mahdollista käytettävissä olevaa arviointimenetelmää, joka antaa tarkimman ja luotettavimman tuloksen. Kriteerivalidoinnissa verrataan mittarin yhtenevyyttä kultaiseen standardiin ja sen perusteella tehdään johtopäätökset, jotka on saatu verrattaessa saatuja tuloksia etukäteen asetettuihin kriteereihin. Pyritään selvittämään, onko yhtenevyys riittävän suuri siinä käyttötarkoituksessa, jossa mittaria on tutkittu. Käytettävän tilastollisen menetelmän valintaan vaikuttaa kultaisen standardin ja tarkasteltavan mittarin muuttujien ominaisuudet sekä mittareiden mittayksiköt mitattaessa kriteerivaliditeettia. Kriteerivaliditeetti voidaan jakaa samanaikaiseen- ja ennustevaliditeettiin. (Valkeinen ym. 2014.)

Samanaikainen validiteetti tarkoittaa tilannetta, jossa tutkittavaa mittaria verrataan lähes samanaikaisesti kultaiseen standardiin. Samanaikaista validiteettia tarvitaan erottelevien mittareiden ja seurantamittareiden validoinnissa. Arvioitaessa samanaikaista validiteettiä, käytetään eri tilastomenetelmiä riippuen tutkittavan mittarin ja kultaisen standardin mitta-asteikosta ja mittayksiköstä. Kaikkiin mittauksiin sisältyy jonkin verran mittausvirhettä, joten on mahdollista, että samaa ilmiötä mittaavien mittareiden välinen korrelaatio jää keskinkertaiseksi. Todella matala korrelaatio voi tarkoittaa jommankumman vertailtavan mittarin reliabiliteetin olevan liian matala tai sitä, että mittarit eivät mittaa samaa ilmiötä. (Valkeinen ym. 2014.)

Mittareiden validoinnin tärkein tarkoitus on selvittää kuinka hyvin mittarin tulokset vastaavat toisella mittarilla saatuja tuloksia samasta ominaisuudesta tai miten mittari eroaa muita ominaisuuksia mittaavista mittareista. Lisäksi on tärkeää tietää, pystyykö mittari erottelemaan erilaisia ryhmiä toisistaan. (Valkeinen ym. 2014)

Rinnakkaisvaliditeetti arvioi sitä, missä määrin mittarin tulokset ovat yhtäpitäviä toisen mittarin kanssa, jonka uskotaan mittaavan samaa ilmiötä. Esimerkiksi poikittaisasetelmassa käytetyn mittarin tulosten korrelaation tulisi olla kohtalainen tai korkea toisen mittarin kanssa, joka on aiemmin validoitu samaan käyttötarkoitukseen. Vastaavasti pitkittäisasetelmassa käytetyllä mittarilla mitattujen muutosten

tuloksien korrelaation tulisi olla kohtalainen tai korkea vertailtaessa toisella aiemmin samaan käyttötarkoitukseen validoidulla mittarilla saatuihin tuloksiin. Rinnakkaisvaliditeetin määrittämiseksi käytetään jatkuvien muuttujien korrelaatiokertoimia. (Valkeinen ym. 2014.)

Reliabiliteetti

Mittaukset voivat usein sisältää systemaattisia virheitä ja satunnaisvirheitä. Systemaattinen virhe voi syntyä esimerkiksi, kun käytetty mittari on kalibroitu väärin tai mittaustilanne on suunniteltu huonosti. Tässä tapauksessa mittaukset ovat systemaattisesti virheellisiä, vaikka ne olisivatkin tarkkoja. Satunnaiset virheet voivat puolestaan johtua useista eri tekijöistä. Niiden syntymistä voidaan yrittää ehkäistä, mutta kokonaan niitä on mahdotonta poistaa. (Valkeinen ym. 2014.)

Reliabiliteetti ilmaisee, kuinka luotettavasti ja toistettavasti käytetty mittaus- tai tutkimusmenetelmä mittaa tutkittavaa ilmiötä. Reliabiliteetin kriteereitä on toistettavuus ja mittausvirheet sekä mittarin sisäinen yhtenevyys. Reliabiliteetin käsite sisältää siis kaksi hyvin erilaista mittarin ominaisuutta, mittarin tai menetelmän pysyvyys ajassa (toistettavuus ja mittausvirhe) ja mittarin sisäinen yhteneväisyys. Mittari voi olla toistettava, että sisäisesti yhtenevä, mutta se ei riitä. Mittari voi mitata väärääkin asiaa todella johdonmukaisesti, joten mittarin täytyy olla myös validi. Reliabiliteetti asettaa mittarin validiteetille korkeimman mahdollisen rajan siten, että mitä korkeampi on reliabiliteetti, sitä korkeampi on myös mittarin mahdollinen maksimivaliditeetti. (Valkeinen ym. 2014.)

Toistettavuutta tutkitaan toistomittausten yhtäpitävyydellä, jolloin pyritään varmistamaan, että mitattava ilmiö ei ole muuttunut mittausten välillä. Tutkimusasetelmana käytetään yli ajan tapahtuvaa testi-uusintatesti -asetelmaa, jossa mittaus uusitaan samoille tutkittaville. Kaikista parhaiten toistettavuutta voidaan selvittää fysikaalisista mittauksista (esim. kehonpaino), jolloin mittausten välinen ero eri ajanhetkinä voi aiheutua ainoastaan mittausvirheestä. (Valkeinen ym. 2014.)

Jatkuvien muuttujien toistettavuuden laskemisessa käytetään ICC:tä (Intraclass Correlation Coefficient). Sen laskemiseen on olemassa useita laskentakaavoja ja ne kaikki perustuvat varianssiin. ICC:n arvo vaihtelee välillä 0 ja 1. Tulkinta koostuu ICC:n arvosta, luottamusvälistä sekä tilastollisesta merkitsevyydestä (Shrout

& Fleiss 1979). ICC-tulosten tulkinnassa käytetään erilaisia ohjearvoja, mutta niitä käytettäessä tulee ottaa huomioon, että nekin on saatu tutkimuksen tuloksena tietyllä otoksella. Tämän takia eri tutkimuksissa saatujen ICC-tuloksien arvioinnissa on ensin ymmärrettävä tutkimuksen tarkoitus, millä ja millaisella otoksella tulokset on saatu sekä mitä tarkasti ottaen mitattiin. Vasta tämän jälkeen saatuja tuloksia tulisi tarkastella suhteessa ohjearvoihin, samalla muistaen, että kaikki ICC-tulokset ovat riippuvaisia niiden kontekstista. (Valkeinen ym. 2014.)

Yhteistä kaikissa ohjearvoissa on se, että korkean ICC:n tulisi olla $>0,9$ (Atkinson & Nevill 1998). Muut ohjearvot poikkeavat hieman lähteistä riippuen toisistaan, mutta karkeasti voidaan todeta, että ICC:n ollessa $0,7-0,9$ se on keskinkertainen ja alle $0,7$ olevat arvot ovat matalia ja niihin tulee suhtautua varoen (Nunnally & Bernstein 1994). Kliiniseen tutkimuskäyttöön tarkoitetun mittarin, ICC:n tulisi olla vähintään $0,9$. Tutkimuskäyttöön tarkoitetun mittarin ICC ei saa olla alle $0,8$ (Atkinson & Nevill 1998). (Valkeinen ym 2014.)

Absoluuttisen toistettavuuden tutkimisessa tutkitaan toistettujen mittausten tulosten vaihtelua. Sen laskemisessa käytetään useimmin mittauksen keskivirhettä, yhtäpitävyysrajoja ja variaatiokerrointa (Aaronson, Alonso, Burnam, Lohr, Patrick, Perrin, Stein 2002; Kottner, Audige, Bronson, Donner, Gajewski, Hróbjartsson, Roberts, Shoukri & Streiner 2011). Mittauksen keskivirhe eli SEM (Standard Error of Measurement) ilmoittaa kuinka paljon pelkät mittausvirheet vaikuttavat vaihteluun saaduissa testipistemäärissä (toistettujen mittausten välinen ero). SEM määritellään varianssin ja reliabiliteetin tulona. Mitä suurempi on varianssi ja mitä matalampi on reliabiliteetti, sitä suurempi on mittauksen keskivirhe. Mittauksen keskivirheen yksikkö on vastaava kuin mittarin yksikkö ja se antaa tietoa siitä, miten paljon tutkittavan suoritus vaihtelee pelkän mittausvirheen vaikutuksesta. Mittauksen keskivirheen tulkintaan ei ole yleisiä rajoja. Mitä korkeampi on reliabiliteetti, sitä pienempi on SEM. Siten pienemmät erot mittausten välillä ovat osoitus mitattavan ilmiön välisistä todellisista eroista. (Valkeinen ym. 2014.)

5 Tutkimuksen tarkoitus ja tutkimusongelmat

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää Physilect-liikesensorilaitteiston validiteettia ja reliabiliteettia staattisissa tasapainotesteissä sekä liikkeenanalysoinnissa.

Tutkimusongelmana oli Physilect-liikesensorilaitteiston tasapainon ja liikkeenanalyysin mittausominaisuuksien validiteetin ja reliabiliteetin selvittäminen, verrattuna käytössä oleviin tasapainon ja liikkeen analyysin mittauslaitteisiin. Liikesensorilaitteiston tasapainon mittausominaisuuksia vertailtiin HurLabs BT4 -tasapainolaudan ominaisuuksiin ja liikkeenanalysoinnin ominaisuuksia Xsens MVN BIOMECH -liikeanalyysipuvun ominaisuuksiin.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli vastata seuraaviin kysymyksiin:

1. Mikä on Physilect-liikesensorilaitteiston reliabiliteetti?
 - a. Mikä on Physilect-liikesensorilaitteiston reliabiliteetti kahden peräkkäin, sillä suoritettuna staattisen tasapainomittauksen välillä?
 - b. Mikä on Physilect-liikesensorilaitteiston reliabiliteetti kahden peräkkäin, sillä suoritettuna liiketestin välillä?

2. Mikä on Physilect -liikesensorilaitteiston validiteetti?
 - a. Mikä on Physilect-liikesensorilaitteiston mittausominaisuuksien validiteetti verrattuna HURLabs-tasapainolaudan mittausominaisuuksiin?
 - b. Mikä on Physilect-liikesensorilaitteiston mittausominaisuuksien validiteetti verrattuna Xsens-liikeanalyysipuvun mittausominaisuuksiin?

6 Tutkimuksen toteutus

Tutkimukseen osallistui 15 koehenkilöä. Yksittäisen koehenkilön mittaukset toteutettiin laboratoriomittauksena yhdellä mittauskerralla. Mittaukset tehtiin testiuusintatesti-asetelmalla peräkkäisinä mittauksina. Tutkimuksen käytännön osuus toteutettiin Saimaan ammattikorkeakoulun biomekaniikan laboratoriossa.

6.1 Tutkimushenkilöt

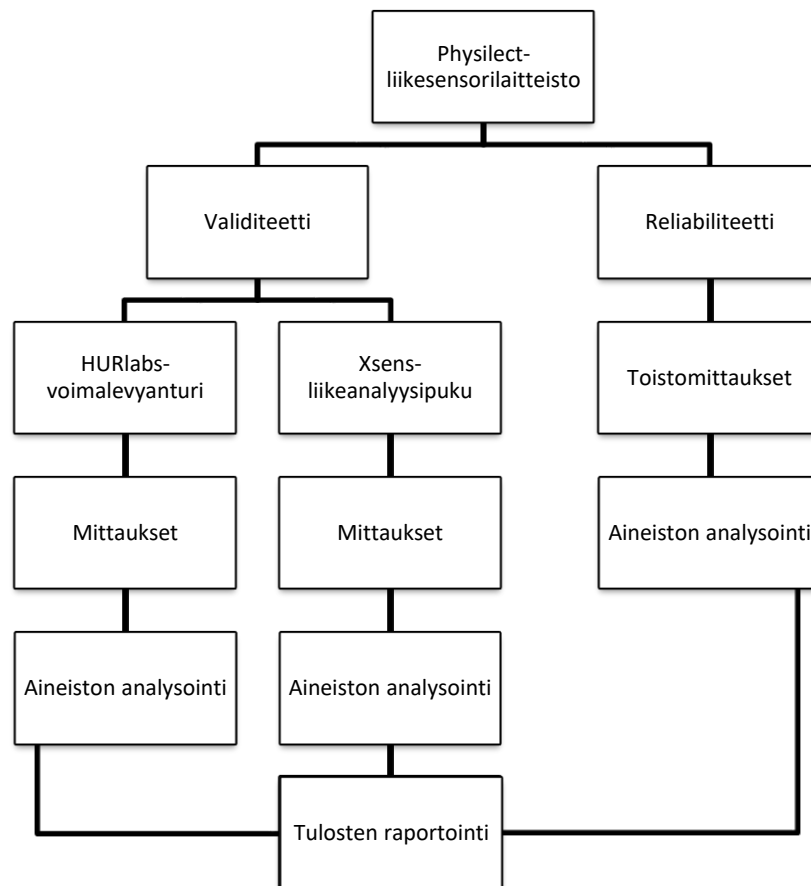
Mukaanottokriteerinä tutkimukseen osallistumiseen oli kyky ylläpitää ja säilyttää tasapaino ilman ulkopuolista tukea yhdellä jalalla seisoen silmät auki ja kahdella jalalla seisoen silmät kiinni 30 sekunnin ajan. Poissulkukriteerinä oli kyvyttömyys

ylläpitää seisomatasapainoa yhdellä jalalla seisoen silmät auki 30 sekunnin ajan ja kahdella jalalla seisten silmät kiinni 30 sekunnin ajan tai tarve ulkopuoliselle tuelle tasapainon säilyttämiseksi. Tutkimukseen osallistui yhteensä 15 koehenkilöä (n=15), joista neljätoista (93 %) oli naisia ja yksi mies (7 %). Koehenkilöiden pituus vaihteli 156 cm ja 177 cm välillä ja heidän keskipituutensa oli 165 cm. Nuorin koehenkilö oli 20-vuotias ja vanhin 58-vuotias. Koehenkilöiden keski-ikä oli 32 vuotta. Koehenkilöiden soveltuvuudelle ei ollut suuria vaatimuksia, koska tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää liikeseensorilaitteiston mittauseräilyominaisuuksien validiteettia ja reliabiliteettia eikä koehenkilöiden ominaisuuksia. Mittaustulosten vertailun kannalta oli kuitenkin tärkeää, että koehenkilöiden välillä voitiin havaita eroja tutkittavissa ominaisuuksissa liikeseensorilaitteistolla ja sen vertailussa käytettävillä mittareilla. Tasapainon säätely heikkenee ikääntyessä (El Haber, Erbas, Hill, Wark 2008), joten tutkimukseen otettiin eri-ikäisiä koehenkilöitä erilaisten suoritusten takaamiseksi mittauksissa.

6.2 Tutkimusasetelma

Yksittäisen henkilön tutkimus suoritettiin laboratoriomittauksena yhdellä mittauskerralla. Mittaukset tehtiin testi-uusintatesti-asetelmalla peräkkäisinä mittauksina, saatujen tulosten toistettavuuden selvittämiseksi. Ennen mittausta koehenkilölle kerrottiin kokonaisuudessaan mittausten kulusta sekä pyydettiin allekirjoitus suostumuslomakkeeseen (Liite 2). Suostumuslomakkeen allekirjoituksen jälkeen koehenkilöä pyydettiin pukemaan Xsens-liikeanalyysipuku päälle mittausten lopussa tehtäviä liikeanalyysimittauksia varten. Samalla selvitettiin koehenkilön pituus, jalkaterän pituus ja paino tietokoneohjelmien lähtötiedoiksi. Tämän jälkeen koehenkilöä pyydettiin asettumaan ryhdikkääseen asentoon, asettamaan yläraajat vartalon vierelle, jalkaterät yhden oman jalkaterän mitan verran eroon toisistaan ja seisomaan hetken paikallaan kalibrointia varten. Tämän jälkeen tehtiin toinen kalibrointi, jolla määritettiin x-akseli. Kalibrointi tapahtui samassa asennossa, mutta rintamasuunta oli x-akselin suuntainen. Xsens-liikeanalyysipuvun kalibroinnin jälkeen kalibroitiin Physilect-liikeseensorilaitteisto ja pyydettiin koehenkilöä asettumaan seisomaan tasapainolaudalle vastaavaan kalibrointiasentoon kuin aikaisemminkin, mutta yläraajat ohjeistettiin pitämään hieman irti vartalosta kalibroinnin ajan. Kaikkien mittauslaitteiden kalibroinnin jälkeen aloitettiin

mittaukset. Vertailtavat mittauslaitteet kytkettiin päälle samanaikaisesti, jotta mittaukset eri laitteilla tehtiin samoissa olosuhteissa ympäristön ja koehenkilöiden suhteen. Laitteiden yhtäaikaisella mittauksen suorittamisella vähennettiin ulkoisten tekijöiden vaikutusta mittaustuloksiin, jolloin virheet olivat peräisin mittauslaitteiden välisistä eroista tai mittaajan virheestä. Yhtäaikainen mittaaminen poisti myös mittauskertojen väliset eroavaisuudet, jolloin tulosten vertailu on helpompaa. Mittauslaitteet käynnistettiin käsin, koska laitteilla ei ollut yhteistä käyttöjärjestelmää. Verrokkina Physilect-liikesensorilaitteistolle (kultaisena standardina) toimi tasapainon mittauksissa HurLabs BT4 -tasapainolauta ja liikkeenanalyysissä Xsens-liikeanalyysipuku. Kuvassa 2 on kuvattu tutkimusasetelmaa kaavion avulla.



Kuva 2. Kaavio tutkimusasetelmasta.

6.3 Tiedonkeruumenetelmät ja käytetyt laitteet

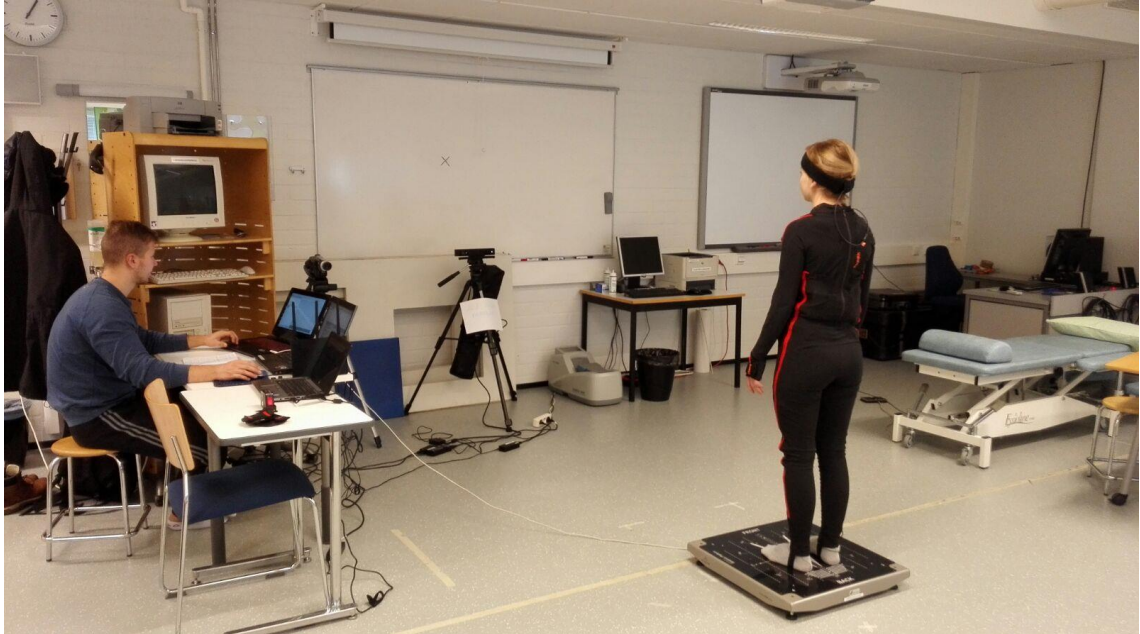
HurLabs BT4 -tasapainolaudalla voidaan seurata painopisteen liikkumaa matkaa eteen-taakse- ja sivuttaissuunnassa, painopisteen muutoksien keskimääräistä liikenopeutta, painopisteen liikkumasta matkasta tasapainolaudan keskipisteeseen

verrattuna laskettua pinta-alaa, eli huojunnan pinta-alaa, sekä painon jakautumista jalkojen välillä. Xsens-liikeanalyysipuku mittaa ennalta määrättyjen kehon pisteiden sijaintia ja siirtymää matkaa, liikkeen nopeutta ja kiihtyvyyttä kolmiulotteisesti. Liikesensorilaitteistolla voidaan seurata painopisteen liikkumaa matkaa eteen-taakse- ja sivuttaissuunnassa, painopisteen liikkeen nopeutta, huojunnan pinta-alaa ja painon jakautumista jalkojen välillä sekä painopisteen sijaintia suhteessa polvi- ja nilkkaniveliin. Physilect-liikesensorilaitteiston tärkein ero tasapainolautaan verrattuna on sen kyky seurata painopisteen sijaintia ja liikettä kolmiulotteisesti eteen-taakse-, sivuttais- ja pystysuunnassa sekä kyky seurata eri kehon pisteiden sijaintia, nopeutta ja kiihtyvyyttä kolmiulotteisesti.

Staattisen tasapainon mittaukset

Tutkittavien staattista tasapainoa mitattiin neljällä eri tavalla. Kahdella jalalla seisten jalkaterät erossa toisistaan (yhden oman jalkaterän leveyden verran) silmät auki 30 sekunnin ajan (kuva 3), kahdella jalalla jalkaterät yhdessä seisten silmät auki ja silmät kiinni 30 sekuntia (Rombergin testi) sekä yhdellä jalalla seisoen silmät auki 30 sekuntia. Testit suoritettiin edellä mainitussa järjestyksessä. Testit suoritettiin ilman kenkiä sukat jalassa, koska jalkineet olisivat aiheuttaneet eroavaisuuksia testaustilanteeseen tutkittavien välille ja tasapainolaudan mittaustulosten luotettavuus olisi mahdollisesti heikentynyt. Näin pystyttiin vakioimaan testaustilanne kaikille testattaville samanlaiseksi. Kaikki testit toistettiin kaksi kertaa reliabiliteetin tutkimista varten (testi-uusintatesti menetelmä). Ensimmäisten mittausten jälkeen testattavalle annettiin mahdollisuus lyhyeen taukoon, jonka jälkeen testit toistettiin samassa järjestyksessä uudelleen. Kahdella jalalla silmät auki suoritettava testi tehtiin ensiksi jalkaterät erillään toisistaan (jalkaterän mitta) ja sitten jalkaterät yhdessä. Kädet olivat suorina vartalon sivuilla. Testattavia ohjeistettiin katsomaan 3,3 metrin päässä sijaitsevaan seinään merkittyyn pisteeseen ja pitämään katsekontakti siinä mittauksen ajan. Kahdella jalalla silmät kiinni suoritettiin jalkaterät kiinni toisissaan ja testattavia ohjeistettiin pitämään silmät kiinni koko testin ajan. Lisäksi testattavia ohjeistettiin avaamaan silmänsä välittömästi, jos he tunsivat huimauksen tunnetta testin aikana. Yhdellä jalalla suoritettavassa testissä testattava sai valita kummalla jalalla suorittaa testin. Vapaan jalan tuli irrota maasta, mutta jalan asennon ja sijainnin testattava sai itse valita.

Testattavaa ohjeistettiin suuntaamaan katseensa samalla tavalla kuin muissakin silmät auki tehtävissä testeissä. Testattavat saivat harjoitella yhdellä jalalla seisomista ennen mittauksen aloittamista. Testi tuli suorittaa molemmilla mittauskerroilla samalla jalalla ja samalla tekniikalla.



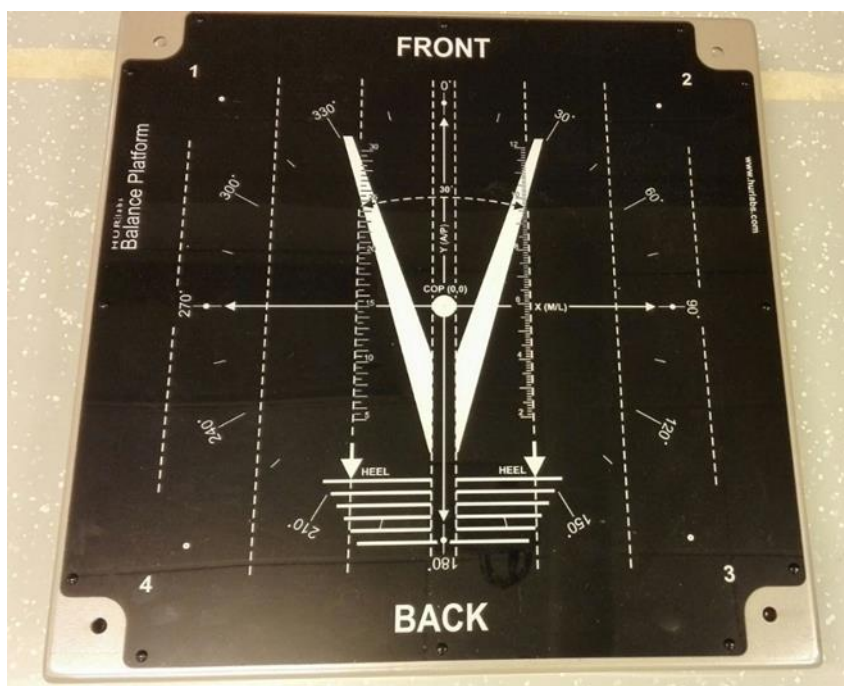
Kuva 3. Staattisten tasapainotestien mittaustilanne.

Liikkeen mittaukset

Physilect-liikesensorilaitteiston kinematiikan mittausominaisuuksia tutkittiin kahden jalan kyykistymisellä. Kahden jalan kyykistymistä testattiin sen jälkeen, kun kaikki neljä tasapainolevyllä tehdyistä mittauksista oli suoritettu kahteen kertaan. Kyykistyminen toistettiin myös kaksi kertaa sen toistettavuuden mittaamiseksi. Mitattava aika oli 10 sekuntia, jonka aikana tutkittavan tuli suorittaa yksi vapaa- muotoinen kyykistyminen tutkijan annettua käskyn. Ennen kyykistymistä sekä kyykistymisen jälkeen tutkittavaa ohjeistettiin seisomaan paikoillaan, jotta tutkit- tavat tulokset olisivat nimenomaan tehtävästä suorituksesta eivätkä muun testiin kuulumattoman ylimääräisen liikkeen aiheuttamaa.

Tasapainolauta

Tasapainomittauksien verrokkina käytettiin HurLabs Balance Trainer BT4 -tasapainolautaa (kuva 4). Laite perustuu voima-antureihin, joita on sijoitettu yksi kuhunkin laitteen neljästä kulmasta. Voima-anturit havaitsevat niihin kohdistuvia voimia eli tasapainolevyn tapauksessa massan jakautumista anturien kesken, jolloin antureiden välillä jakautuvasta massasta voidaan päätellä painopisteen sijainti tasapainolaudalla. Voimalevyanturien toistettavuutta ja luotettavuutta on tutkittu useissa tutkimuksissa. Eran, Sainion, Koskisen, Haaviston, Vaaran & Aromaan (2006) tutkimuksessa voimalevyllä testattiin neljässä eri asennossa huojunnan määrää eteen-taakse- (ICC 0,51–0,74) ja sivuttaissuunnassa (ICC 0,63–0,83) ja todettiin saatujen korrelaatio arvojen olevan riittävän korkeita. Punakallio (2004) mittasi tutkimuksessaan normaaliasennossa ja yhdellä jalalla silmät auki (ICC 0,56–0,90) Good balance -voimalevyllä ja sai myös riittävän korkeita korrelaatio arvoja. Voimalevyllä voidaan mitata painopisteen liikkumaa matkaa eteen-taakse- ja sivuttaissuunnassa, painopisteen liikkeen nopeutta sekä kiihtyvyyttä. Lisäksi laite mittaa painopisteen liikkumaa kokonaismatkaa ja ilmoittaa sen perusteella huojunnan kokonaispinta-alan (C90). C90-pinta-ala on huojunnan pinta-ala, eli luottoellipsin pinta-ala. Yleisesti ottaen, mitä suurempi pinta-ala sitä suurempi huojunta. (HURLabs 2017.)



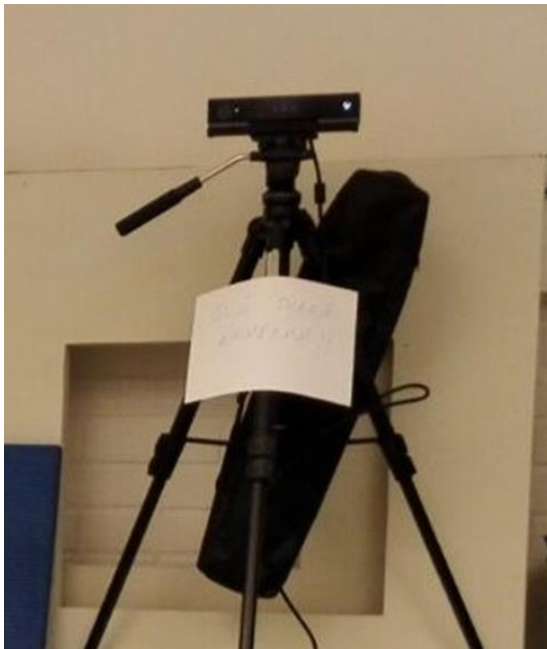
Kuva 4. HurLabs Balance Trainer BT4 -tasapainolauta kuvattuna ylhäältä.

Liikeanalyysipuku

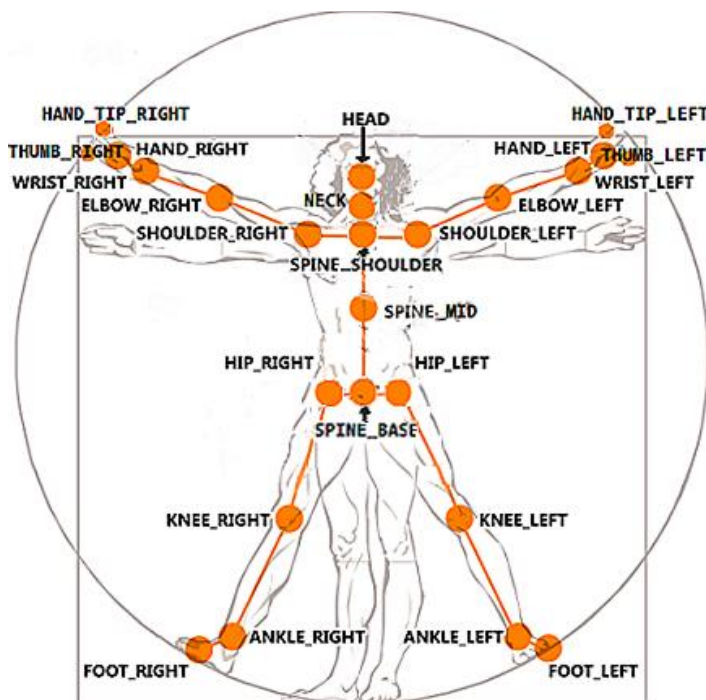
Liikkeenanalyysin verrokkina käytettiin Xsens MVN BIOMECH -liikeanalyysipukua. Xsens-liikeanalyysipuvun teknologia perustuu eri antureiden mittaustietojen yhdistämiseen paikallisesti mittauskomponentissa ja telemetriaan eli tietojen lähettämiseen matkan päästä. Pukuun on kiinnitetty 17 pienikokoista mittauskomponenttia, jotka kukin pitävät sisällään kiihtyvyyssanturin, magnetometrin ja gyrokoopin. Näiden avulla tuotetaan tietoa kehon eri osien orientaatiosta ja sijainnista toistensa suhteen, ja ne mahdollistavat esimerkiksi kehon nivelkulmien analysoinnin liikkeen aikana. Liikeanalyysipuvulla voidaan mitata mittauskomponenteilla määritettyjen pisteiden liikkumaa matkaa, liikkeen nopeutta ja kiihtyvyyttä kolmiulotteisesti. Xsens-liikeanalyysipuvun reliabiliteetti on tutkitusti hyvä vertailtaessa muihin vastaaviin liikeanalyysilaitteisiin (Kider, Stocker & Badler 2008).

Liikesensorilaitteisto

Physilect-liikesensorilaitteisto perustuu Xbox 360 -peleistä tuttuun Kinect liikkeen tunnistustekniikkaan. Liikesensorilaitteisto koostuu kahdesta tai yhdestä Microsoftin Kinect liikkeen tunnistuskamerasta (kuva 5), jotka tarkkailevat ihmisen vartalon asentoja ja liikkeitä 25 ennalta määritetyn, anatomisen pisteen (kuva 6) avulla sekä Stabilect-ohjelmistosta (kuvat 7 ja 8), joka analysoi kameroiden tuottaman informaation tasapainoa kuvaavaksi tiedoksi. Liikesensorilaitteisto mittaa anatomisten pisteiden liikkumaa matkaa, nopeutta ja kiihtyvyyttä. Lisäksi liikesensorilaitteisto pystyy mittaamaan painopisteen sijaintia ja nopeutta reaaliajassa, painon jakaumaa alaraajojen välillä sekä nivelten arvioituja liikeratoja. (Physilect.com.)



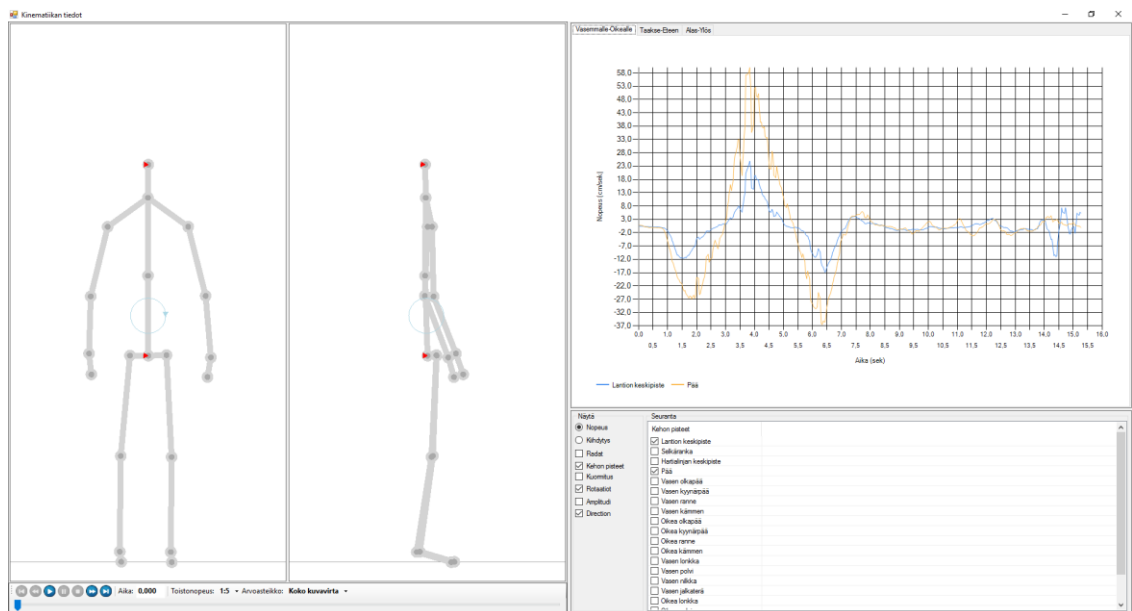
Kuva 5. Physilect-liikesensorilaitteistossa käytetty Kinect-kamera asennettuna kolmijalan päälle.



Kuva 6. Microsoftin Kinect-kameroiden seuraamat vartalon pisteet. (Microsoft 2018.)



Kuva 7. Physilect-liikesensorilaitteiston käyttöliittymässä esitetty tasapainon mittaustulosten yhteenveto horisontaalisesta tasosta. Kuvan vasemmalla puolella sijaitsevassa taulukossa on esitetty eri parametrien mittaustulokset ja oikealla sijaitseva kuva ohjeistaa tulosten tulkittamisessa.



Kuva 8. Physilect-liikesensorilaitteiston käyttöliittymässä esitetty liikeanalyysin mittaustulosten yhteenveto. Kuvaaja ilmaisee mitattua liikenopeutta tai kiihtyvyyttä eri liikkeakseilla ja anatominen malli esittää kuvatun liikkeen liikkuvana kuvana.

6.4 Tutkimuksen eettiset näkökohdat

Tutkimuksen toteuttamisessa oli otettava huomioon koehenkilöiden turvallisuus mittausten aikana. Osallistujien ympäristön turvallisuus oli taattava, poistamalla mahdollisesti vaaralliset esineet koepaikan ympäriltä, sillä tasapainoa testattaessa koehenkilö saattaa yllättäen horjautua tai kaatua, jolloin lähettyvillä ei saa olla vaarallisia kulmia tai esineitä. Koehenkilöt suostuivat tutkimukseen vapaaehtoisuudella.

toisesti ja täyttivät suostumuslomakkeen (Liite 2), jossa kerrottiin mitä tietoja tutkittavilta kerätään ja tietojen käyttötarkoitus. Tutkittavilla oli oikeus kieltäytyä mittaustuksista ja testeistä halutessaan. Tutkittaville lähetettiin sähköpostitse ennen tutkimusta saatekirje (Liite 1), jossa kerrottiin tutkimuksen tarkoituksesta ja sisällöstä. Rahallista korvausta osallistumisesta ei annettu ja osallistujat saivat tutkimuksesta ainoastaan palautetta omasta tasapainostaan perustuen tasapainolaudasta saatuihin viitearvoihin. Osallistujien tietoja säilytettiin luottamuksellisesti ja yksilölliset mittauksen tulokset ilmoitettiin ainoastaan koehenkilöille itselleen. Tulosten käsittelyssä koehenkilöiden anonymiteetin takaamiseksi ei käytetä heidän oikeita nimiä. Mittaustulokset hävitettiin opinnäytetyön valmistumisen jälkeen käytettyjen laitteiden muistista. Tutkimuksen toimeenpanija ei vaikuttanut tutkimuksesta saatuihin tietoihin, eivätkä tämän toiveet vaikuttaneet saatuihin tuloksiin.

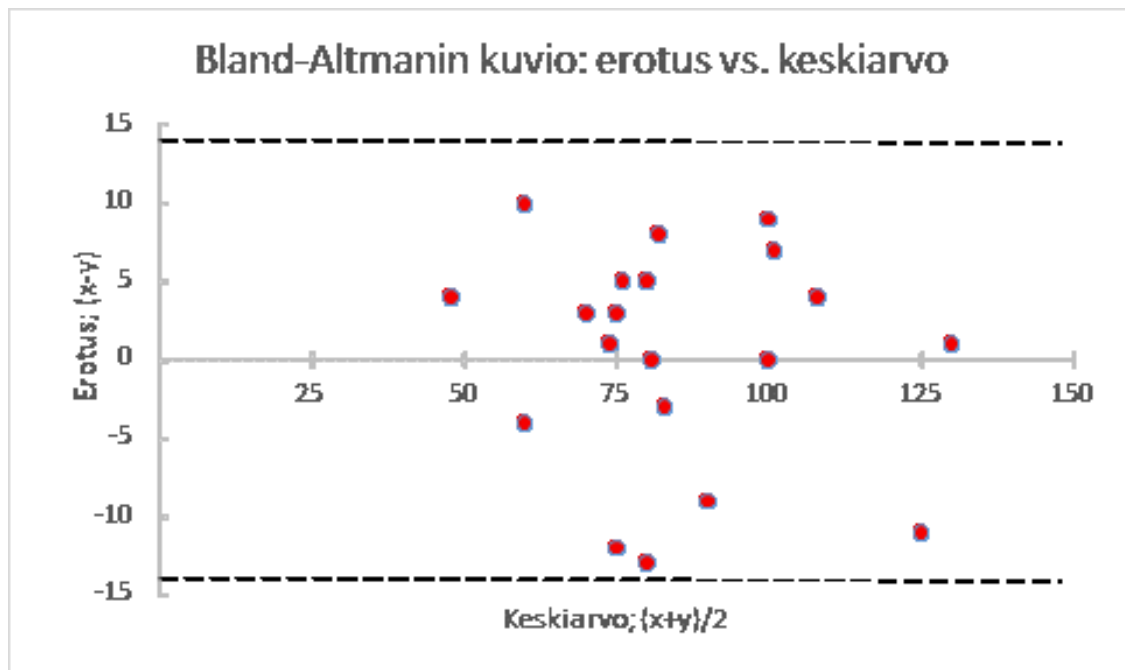
6.5 Aineiston analysointi

Aineisto analysoitiin SPSS Statistics 24:n tilastollisella analyysiohjelmalla. Tulosten validiteettia ja reliabiliteettia tutkittiin Interclass Correlation Coefficient:llä (ICC). ICC:llä voidaan selvittää kuinka hyvin toistomittauksissa kukin tutkittava säilyttää asemansa suhteessa muihin tutkittaviin. ICC:n laskemiseksi on useita kaavoja, jotka kaikki perustuvat varianssiin. ICC voi saada arvon yleensä nollan ja yhden välillä. Mitä korkeampi ICC:n arvo on sitä, yhteneväisempi se on vertailtavan menetelmän kanssa. Validiteettia tutkittiin vertailemalla liikeseensorilaitteistolla saatuja tuloksia tasapainolaudan ja liikkeenanalyysipuvun antamiin tuloksiin eli selvittämällä laitteiden keskinäistä korrelaatiota. Jos tulokset ovat lähellä toisiaan voidaan liikeseensorilaitteiston todeta olevan luotettava mittari. Ollakseen riittävän luotettava mittari kliniseen käyttöön tulee ICC:n olla vähintään 0,9. Arvoja välillä 0,7–0,9 pidetään keskinkertaisina ja alle 0,7 matalana. Reliabiliteettia tutkitaan ICC:llä toistomittauksista, vertailemalla kahden eri mittauskerran tuloksia keskenään. Koska mittaustulokset saatiin tehdyistä tasapainotesteistä, on syytä olettaa, että koehenkilöiden suoritukset vaihtelivat mittauskertojen välillä. ICC toimii tässä tapauksessa hyvin, koska se vertailee ryhmän sisäisten tulosten korrelaatiota ja tätä korrelaatiota toisten ryhmien korrelaation. Tällöin voidaan jakaa yhden koehenkilön tulokset omaan ryhmäänsä ja selvittää tulosten korrelaatio ja

sitten vertailla kaikkien koehenkilöiden mittaustulosten korrelaatiota keskenään. Eri ryhmien tai koehenkilöiden mittaustulosten pienemmällä tai suuremmalla arvolla ei ole väliä vaan sillä, että yhden koehenkilön kaikki mittaustulokset ovat lähellä toisiaan eli jakautuneet tiiviisti. Jos kaikkien koehenkilöiden mittaustulokset ovat jakautuneet tiiviisti saadaan korkea ICC:n arvo. (Valkeinen ym. 2014.)

Mittaustulosten mittausvirhettä selvitetään yhtäpitävyysrajojen avulla (*Limits of Agreement*) Bland-Altmanin -kuviolla. Bland-Altmanin -kuvio (kuva 9) on kahden mittauskerran tai -menetelmän yhtäpitävyyden arvoimiseksi käytetty graafinen menetelmä (Bland & Altman 1986). Bland-Altmanin -kuvaajassa on x-akselilla esitetty tulosten keskiarvo ja y-akselilla niiden erotus. Kuvaajassa on esitetty keskiarvoa kuvaava viiva ja normaalijakaumaan perustuvat yhtäpitävyysrajat. Kuvaajasta voidaan tulkita mittaustuloksia tarkastelemalla tulosten sijaintia yhtäpitävyysrajoihin. Koska tässä tutkimuksessa haluttiin selvittää mittauslaitteiden välistä korrelaatiota tulisi tulosten sijaita pääsääntöisesti yhtäpitävyysrajojen sisäpuolella, jotta tulokset olisivat merkityksellisiä. Jos taas tulokset ovat yhtäpitävyysrajojen ulkopuolella on tuloksessa todennäköisesti mittausvirhe. Yhtäpitävyysrajojen merkitsevyytensä pidetään yleensä arvoa $p > 0,05$. (Valkeinen ym. 2014). Yhtäpitävyysrajat laskettiin vertailtavien mittaustulosten erotuksen keskiarvosta (Ka) ja keskihajonnasta (Kh) (kaava 1). Tulosten sijoittumisen yhtäpitävyysrajojen sisä- tai ulkopuolelle lisäksi, tulee tarkastella miten tulokset ovat jakautuneet taulukossa, jotta voidaan päätellä mahdollisen mittausvirheen tyyppi. (Toimia mittariopas.)

$$Ka \pm (Kh \times 1,96) \quad (1)$$



Kuva 9. Bland-Altmanin -kuvaaja. Keskellä on keskiarvoa kuvaava linja ja sen ylä- ja alapuolella yhtäpitävyysrajat. X-akselilla on esitetty tulosten keskiarvo ja y-akselilla niiden erotus. Tässä tutkimuksessa kuvioon sijoitetaan yhden mitatun parametrin (painopisteen liikkuma matka, nopeus ja kiihtyvyys sekä seurattujen kehon pisteiden liikkuma matka, nopeus ja kiihtyvyys) erotus ja keskiarvo. (Valkeinen ym. 2014.)

Tasapainomittausten toistettavuuden tulokset on ilmoitettu taulukossa 1. Jokaisen testin kahden eri mittauskerran tuloksia verrattiin keskenään ja niistä saaduista tuloksista muodostettiin toistettavuutta kuvaavat ICC-arvot. Eri tasapainotestien parametrien ICC-arvoista laskettiin keskiarvo. Vaihteluväli on muodostettu jokaisen testin parametrien ICC-arvoista määrittämällä parametrin suurin ja pienin arvo. Taulukossa 2 on ilmoitettu mittauksista saadut luotettavuuden ICC-arvot. Keskiarvot ja vaihteluvälit on laskettu samalla tavalla kuin toistettavuuden arvot, mutta vertailemalla jokaisen tasapainotestin ensimmäisiä mittauksia liikesensorilaitteiston ja tasapainolaudan välillä.

Liikeanalyysin toistettavuuden tulokset on ilmoitettu taulukossa 3. Jokaiselle parametrille on laskettu toistettavuuden ICC-arvo toistomittauksista liikesensorilaitteistolle ja liikeanalyysipuvulle. Taulukossa 4 on ilmoitettu liikeanalyysin luotettavuuden ICC-arvot, jotka on saatu vertailemalla ensimmäisiä mittauksia liikesensorilaitteiston ja liikeanalyysipuvun välillä.

Toistettavuutta selvitettiin tarkemmin Bland-Altmanin -kuvaajalla, joka kuvaa mitaustulosten jakautumista kahden mittauksen erotuksen keskiarvon ympärille. Kuvaajasta voidaan arvioida tarkemmin mahdollisten mittausrvirheiden ilmene- mistä tuloksissa. Pystyakselilla (y-akseli) on mittausten väliset erotukset. Vaaka- akselilla (x-akseli) on mittausten keskiarvot. Punainen viiva kuvaa erotusten kes- kiarvoa ja mustat viivat ovat yhtäpitävyysrajat (LOA).

Luotettavuutta selvitettiin korrelaatiokuvaajalla, joka kuvaa kahden eri laitteen sa- masta testistä saatujen mittaustulosten välistä riippuvuutta. Korrelaatiokerroin (r) kuvaa kahden eri muuttujan välistä riippuvuutta toisistaan ja voi saada arvon vä- lillä -1 ja 1 . Jos korrelaatiokerroin on nolla ei muuttujien välillä ole riippuvuutta. Jos korrelaatiokerroin on negatiivinen, on muuttujien välillä käänteinen riippuvuus eli toisen muuttujan kasvaessa toinen pienenee ja korrelaatiokerroimen ollessa positiivinen kasvavat molemmat muuttujat samassa suhteessa. Korrelaatioku- vaajasta voidaan tarkastella saatujen mittaustulosten asettumista kuvaajaan ja niiden muodostaessa tiiviin linjan keskenään voidaan päätellä muuttujien välillä olevan riippuvuussuhde. (KvantiMOTV 2004.)

Parametrit

Liikesensorilaitteistoa ja liikeanalyysipukua vertailtaessa valittiin laitteiden tark- kailtavista pisteistä parhaiten tutkimuksen tarkoituksiin soveltuvat pisteet. Tutki- muksessa seurattiin kahta vartalon pistettä, jotka sijaitsevat anatomisesti mah- dollisimman samoissa kohdissa molemmissa mittausrilaitteissa. Seurattavien pis- teiden tuli olla samat liikesensorilaitteistolla ja liikeanalyysipuvulla, jotta niistä saatavat arvot vastasivat mahdollisimman hyvin toisiaan. Tutkimuksessa seurat- tavat pisteet olivat Physilect-liikesensorilaitteistolla lantion keskipiste (spine base, noin L5-nikama) ja pää (head, otsa). Xsens-liikeanalyysipuvusta seurattiin lantion (ristiluu) sensoria sekä pään (takaraivo) sensoria. Lantio valittiin, koska kehon painopiste sijaitsee toisen lannenikaman (L2) ja toisen ristinikaman välissä (S2) (Kauranen 2011). Pää valittiin toiseksi pisteeksi, koska pään asento ja liikkeet vaikuttavat suoraan havaittuun tasapainoon ja ihmisen tuntemuksiin oman varta- lon asennoista ja liikkeistä (Nienstedt ym. 2006). Tutkimuksessa vertailtiin tasa- painolaudan ja liikesensorilaitteiston välillä mitatun painopisteen liikkumaa koko-

naismatkaa (huojunnan pituus), huojunnan pinta-alaa (C90), jalkojen paino-kaumia, liikkeen keskinopeutta (cm/s) sekä painopisteen suurinta liikkumaa matkaa eteen-taakse (y-akseli) - ja sivuttaissuunnassa (x-akseli) sekä niiden keskiarvoja. Liikeanalyysipuvun ja liikeseensorilaitteiston välillä vertailtiin pään ja lantion keskipisteen maksiminopeutta (cm/s) sivuttais- (x-akseli), eteen-taakse- (y-akseli) ja ylös-alas (z-akseli) suunnissa pään ja lantion keskipisteen liikkeestä. Liikkeenopeus valittiin tarkasteltavaksi parametriksi, koska Physilect-liikeseensorilaitteistosta oli mahdollista saada liikeanalyysistä ainoastaan nopeuden ja kiihtyvyyden mittaustuloksia ja laitteen ohjelmistosta ei ollut mahdollista siirtää tuloksia suoraan tilasto-ohjelmaan, joten tulosten siirtäminen tapahtui manuaalisesti ja silmäääräisesti suoraan mittaustulosten grafiikasta. Kiihtyvyyden grafiikan tarkastelu osoittautui haastavaksi toteuttaa luotettavasti, joten mittaustulokset kerättiin vain nopeudesta.

Tasapainomittauksissa käytettiin sekä liikeseensorilaitteistossa että tasapainolaudassa näytteenottotaajuutta 50Hz, jolloin laitteet ottavat 50 näytettä joka sekunti. Liikeanalyysissä käytettiin sekä liikeseensorilaitteistolla että liikeanalyysipuvulla näytteenottotaajuutta 60Hz. Taajuudet valittiin molemmissa mittauksissa molemmille käytössä oleville laitteille yhdenmukaisiksi.

7 Tulokset

Kaikkien käytettyjen testien tarkemmat mittaustulokset löytyvät liitteistä. Staattisten tasapainotestien tarkemmat mittaustulokset löytyvät liitteistä 3–6. Liikeanalyysin tarkemmat mittaustulokset on esitetty liitteessä 7.

7.1 Reliabiliteetti

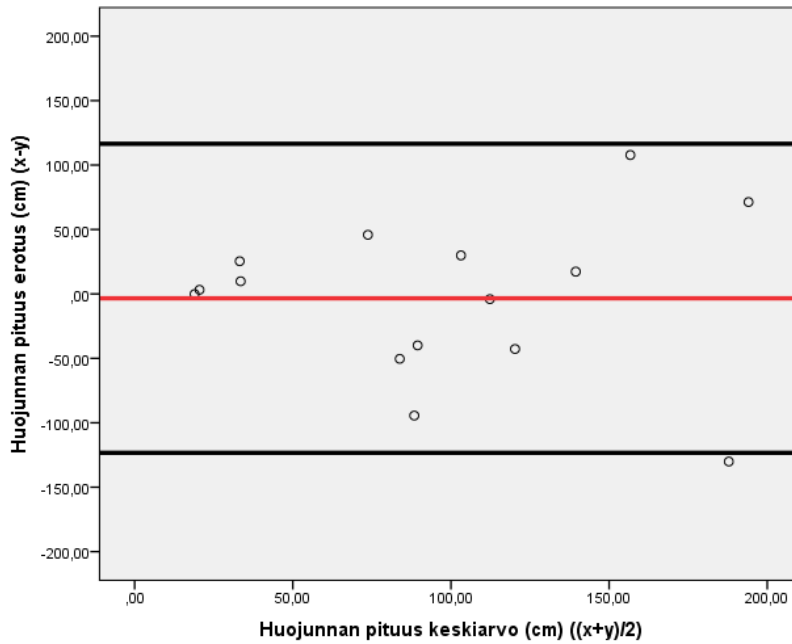
Liikeseensorilaitteiston reliabiliteetti staattisissa tasapainotesteissä

Mittauksista saatujen tulosten perusteella Physilect-liikeseensorilaitteiston reliabiliteetti kahden peräkkäin, sillä suoritettuna staattisen tasapainomittauksen välillä vaihtelee mitattavasta parametristä riippuen korkeasta ($ICC > 0,9$) matalaan ($ICC < 0,7$). Kokonaisuudessaan liikeseensorilaitteiston reliabiliteetti staattisissa tasapainotesteissä tässä tutkimuksessa oli keskinkertainen.

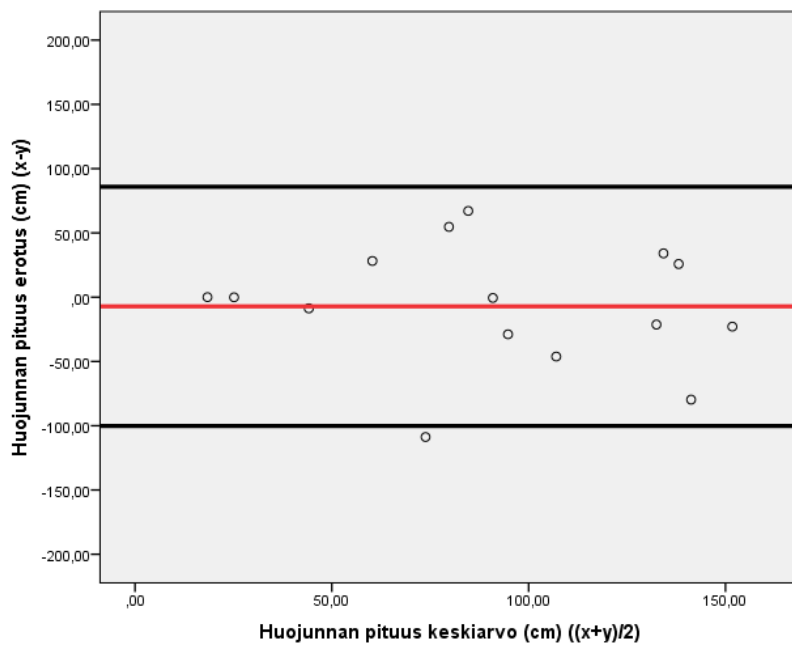
Korkeimmat toistettavuus arvot staattisissa tasapainotesteissä Physilect-liikesensorilaitteistolla saatiin mitattaessa liikettä eteen-taakse suunnassa (Y-akseli) (ICC \geq 0,85). Myös ICC-vaihteluväli oli vähäisintä (ICC=0,8–0,97) eteen-taakse suuntaisissa arvoissa. Matalimmat ICC-arvot liikesensorilaitteistolla saatiin mitattaessa jalkojen painojakaumia (ICC=0,41) huojunnan pituutta (ICC=0,52) ja liikkeen keskinopeutta (ICC=0,52). Myös ICC-arvojen vaihteluvälit olivat suurimmat mitattaessa jalkojen painojakaumia (ICC=0,24–0,83), huojunnan pituutta (ICC=-0,07–0,73) ja liikkeen keskinopeutta (ICC=-0,07–0,73). Sivuttaisen liikeakselin (x-akseli) ICC-arvot olivat \geq 0,7 liikesensorilaitteistolla. Yksityiskohtaisemmat tulokset on esitetty taulukossa 1.

Taulukko 1. Kaikkien tutkimuksessa tehtyjen staattisten tasapainotestien ICC-arvojen keskiarvot sekä vaihteluvälit parametreittain Physilect-liikesensorilaitteistolla ja HurLabs BT4 -tasapainolaudalla.

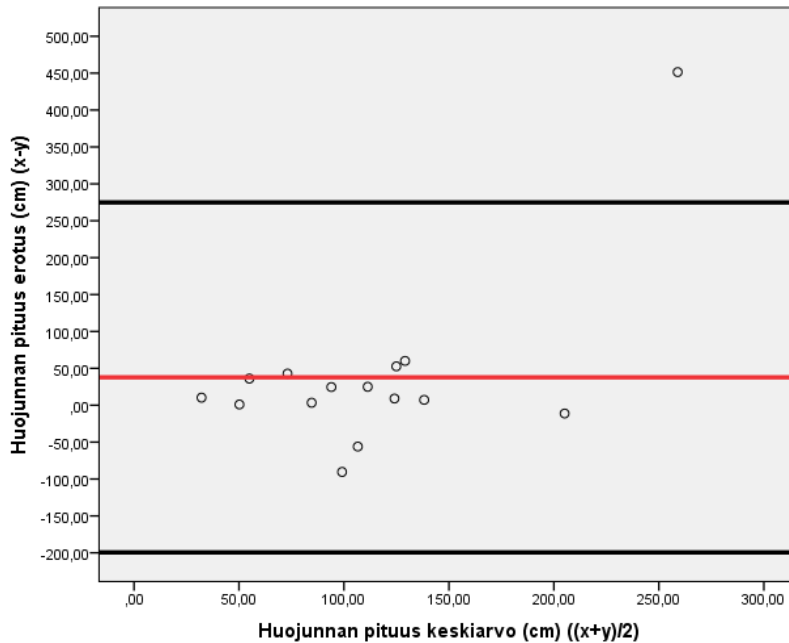
Parametri	Liikesensorilaitteisto		Tasapainolauta	
	Keskiarvo ICC	Vaihteluväli ICC	Keskiarvo ICC	Vaihteluväli ICC
Huojunnan pituus	0,52	-0,07 - 0,73	0,95	0,91 - 0,97
Nopeus	0,52	-0,07 - 0,73	0,94	0,9 - 0,97
Painojakauma jaloilla	0,41	0,24 - 0,83	0,65	0,25 - 0,98
Maksimaalinen sivuttainen liike oikealla (x-akseli)	0,81	0,73 - 0,91	0,70	0,52 - 0,98
Maksimaalinen sivuttainen liike vasemmalle (x-akseli)	0,70	0,6 - 0,86	0,62	0,15 - 0,98
Sivuttaisen liikkeen keskiarvo (x-akseli)	0,71	0,48 - 0,99	0,61	0,25 - 0,98
Maksimaalinen liike eteen (y-akseli)	0,94	0,89 - 0,97	0,86	0,85 - 0,88
Maksimaalinen liike taakse (y-akseli)	0,85	0,8 - 0,95	0,85	0,81 - 0,91
Eteen-taakse liikkeen keskiarvo (y-akseli)	0,94	0,91 - 0,96	0,87	0,84 - 0,89
C90 pinta-ala	0,65	0,44 - 0,86	0,88	0,84 - 0,96



Kuva 10. Kahden jalan silmät auki jalkaterät yhdessä suoritetusta seisonta testistä saatujen huojunnan pituuksien (taulukko 1) toistettavuuden kuvaaja. X = ensimmäisestä mittauksesta saatu huojunnan pituus Physilect-liikesensorilaitteistolla. Y = toistomittauksesta saatu huojunnan pituus samalla laitteella. Arvot on ilmoitettu senttimetreissä.



Kuva 11. Silmät kiinni jalkaterät yhdessä suoritetusta seisonta testistä saatujen huojunnan pituuksien (taulukko 1) toistettavuuden kuvaaja. X = ensimmäisestä mittauksesta saatu huojunnan pituus Physilect-liikesensorilaitteistolla. Y = toistomittauksesta saatu huojunnan pituus samalla laitteella. Arvot on ilmoitettu senttimetreissä.



Kuva 12. Yhdellä jalalla suoritetusta seisonta testistä saatujen huojunnan pituuksien (taulukko 1) toistettavuuden kuvaaja. X = ensimmäisestä mittauksesta saatu huojunnan pituus Physilect-liikesensorilaitteistolla. Y = toistomittauksesta saatu huojunnan pituus samalla laitteella. Arvot on ilmoitettu senttimetreissä. Yhden jalan testissä huojunnan pituus sai matalan toistettavuus arvon (ICC=-0,07), mutta kuvaajasta nähdään, että vain yksi arvo poikkeaa merkittävästi muusta hajonnasta, joka johtuu todennäköisesti laitteen satunnaisesta mittausvirheestä.

Tulokset ovat jakautuneet kuvan 10 Bland-Altman -kuvaajassa 0-viivan molemmin puolin mikä kertoo, että mittausten välillä ei ole tapahtunut systemaattista siirtymää. Tulokset ovat jakautuneet hieman enemmän 0-viivan yläpuolelle mikä kertoo huojunnan pituuden pienentyneen toistomittausten jälkimmäisellä mittauskerralla. Tulosten kehittyminen toisella mittauskerralla on kuitenkin oletettavaa. Alemman- ja ylemmän yhtäpitävyysrajan etäisyys on suuri, mikä kertoo mittaus tulosten välillä olevan satunnaista vaihtelua. Tulokset ovat jakautuneet kuvan 11 Bland-Altman -kuvaajassa 0-viivan molemmin puolin mikä kertoo, että mittausten välillä ei ole tapahtunut systemaattista virhettä. Tulokset mittauskertojen välillä eivät myöskään ole muuttuneet systemaattisesti kumpaankaan suuntaan. Alemman- ja ylemmän yhtäpitävyysrajan etäisyys on suuri, mikä kertoo mittaus tulosten välillä olevan satunnaista vaihtelua. Suurin osa tuloksista on jakautunut kuvan 12 Bland-Altmanin -kuvaajassa mittausten välistä vääristymää kuvaavan viivan alapuolelle, koska yksittäinen mittaus on saanut selvästi suuremman arvon ja näin ollen aiheuttaa positiivisen vääristymän kuvaajaan. Yksittäisen mittauksen virhe kasvattaa yhtäpitävyysrajoja, jotka eivät normaalisti olisi näin kaukana keskiarvosta. Ilman yksittäistä mittausvirhettä tulos olisi jakautunut normaalisti.

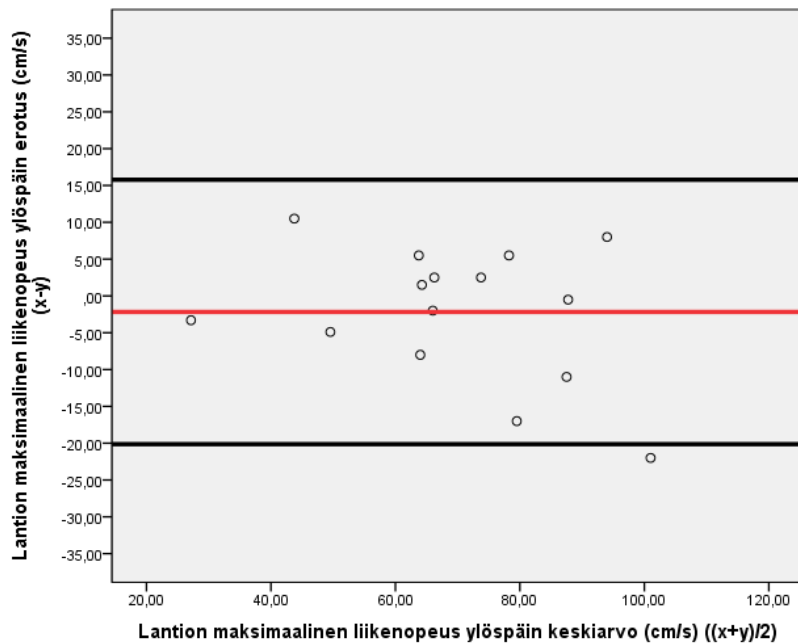
Liikesensorilaitteiston reliabiliteetti liikeanalyysissä

Mittauksista saatujen tulosten perusteella Physilect-liikesensorilaitteiston reliabiliteetti kahden peräkkäin, sillä suoritettujen liiketestien välillä vaihtelee mitattavasta parametrin riippuen korkeasta ($ICC > 0,9$) matalaan ($ICC < 0,7$). Pääasiassa liikesensorilaitteiston reliabiliteetti liikeanalyysissä tässä tutkimuksessa on hyvä tai keskinkertainen, joitain poikkeuksia lukuun ottamatta.

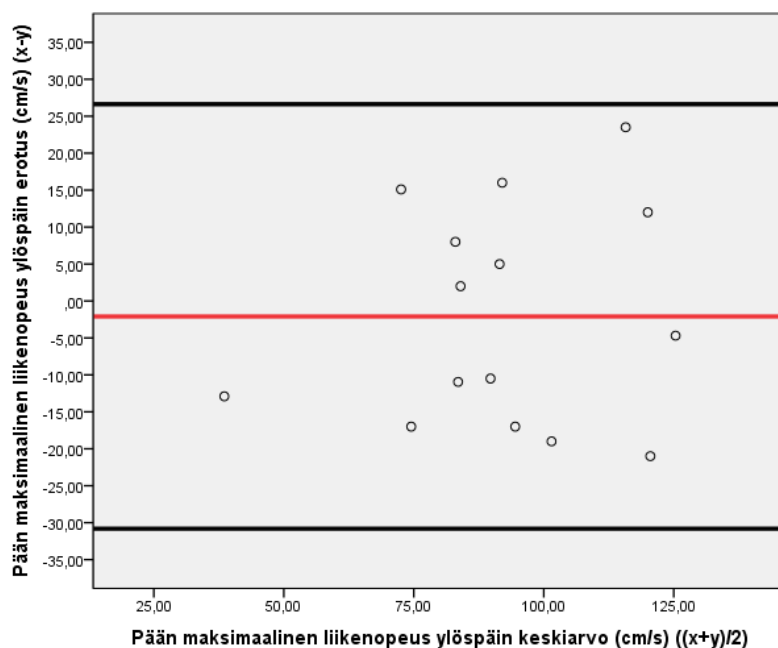
Korkeimmat toistettavuuden arvot ($ICC \geq 0,9$) laitteistojen välille saatiin maksimaalisesta liikenopeudesta ylös-alas suunnassa (z-akseli). Matalimmat arvot ($ICC \leq 0,56$) saatiin puolestaan sivuttaisen liikeakselin (x-akseli) mittauksista, joissa maksimaalisen liikenopeuden arvo oikealle oli kuitenkin korkea ($ICC = 0,82$). Kokonaisuutena toistettavuuden arvot liikesensorilaitteistolle olivat liikeanalyysissä korkealla tasolla, mutta erityisesti ylös-alas- ja eteen-taakseliikkeessä liikesensorilaitteisto tuotti korkeita toistettavuuden arvoja. Sekä pään että lantion keskipisteen mitattu maksimaalinen liikenopeus tuotti samankaltaisia arvoja kaikilla liikeakseleilla. Yksityiskohtaisemmat tulokset on esitetty taulukossa 2.

Taulukko 2. Kyykistymistestin kahden peräkkäisen mittauksen toistettavuuden ICC-arvot Physilect-liikesensorilaitteistolle ja Xsens-liikeanalyysipuvulle. ICC-arvot on laskettu pään ja lantion keskipisteen maksimaalisesta liikenopeudesta sivuttaisessa, eteen-taakse- ja ylös-alasliikkeessä.

Parametri	ICC	
	Liikesensorilaitteisto	Liikeanalyysipuku
Maksimaalinen pään liikenopeus oikealle (x-akseli)	0,82	0,70
Maksimaalinen pään liikenopeus vasemmalle (x-akseli)	0,47	0,84
Maksimaalinen lantion liikenopeus oikealle (x-akseli)	0,56	0,91
Maksimaalinen lantion liikenopeus vasemmalle (x-akseli)	0,41	0,87
Maksimaalinen pään liikenopeus eteen (y-akseli)	0,90	0,88
Maksimaalinen pään liikenopeus taakse (y-akseli)	0,82	0,76
Maksimaalinen lantion liikenopeus eteen (y-akseli)	0,85	0,89
Maksimaalinen lantion liikenopeus taakse (y-akseli)	0,87	0,88
Maksimaalinen pään liikenopeus ylös (z-akseli)	0,90	0,89
Maksimaalinen pään liikenopeus alas (z-akseli)	0,94	0,92
Maksimaalinen lantion liikenopeus ylös (z-akseli)	0,95	0,95
Maksimaalinen lantion liikenopeus alas (z-akseli)	0,92	0,95



Kuva 13. Kahden jalan kyykistymistestistä saatujen maksimaalisten ylöspäin suuntautuvien lantion liikenopeuksien (taulukko 2) toistettavuuden kuvaaja. X = ensimmäisestä mittauksesta saatu liikenopeus Physilect-liikesensorilaitteistolla. Y = toistomittauksesta saatu liikenopeus samalla laitteella. Liikenopeus on ilmoitettu yksikössä senttimetriä sekunnissa.



Kuva 14. Kahden jalan kyykistymistestistä saatujen maksimaalisten ylöspäin suuntautuvien pään liikenopeuksien (taulukko 2) toistettavuuden kuvaaja. X = ensimmäisestä mittauksesta saatu liikenopeus Physilect-liikesensorilaitteistolla. Y = toistomittauksesta saatu liikenopeus samalla laitteella. Liikenopeus on ilmoitettu yksikössä senttimetriä sekunnissa.

Kuvan 13 Bland-Altman -kuvaajassa tulokset ovat jakautuneet tasaisesti 0-viivan ympärille mikä kertoo, että systemaattista muutosta ei ole tapahtunut. Muutos on vähäistä ja yhtäpitävyysrajojen etäisyys toisistaan ei ole merkittävän suuri eli tulokset ovat jakautuneet lähelle toisiaan. Kuvan 14 Bland-Altman -kuvaajassa tulokset ovat jakautuneet tasaisesti 0-viivan molemmille puolille, mikä kertoo, että systemaattista muutosta ei ole tapahtunut. Systemaattinen muutos mittausten välillä on pieni, mutta tulokset ovat jakautuneet laajasti ja yhtäpitävyysrajojen välinen etäisyys on kohtalaisen suuri.

7.2 Validiteetti

Liikesensorilaitteiston validiteetti staattisissa tasapainotesteissä

Kokonaisuudessaan Physilect-liikesensorilaitteiston ja HurLabs BT4 -tasapainolaudan tulosten välinen yhteys tässä tutkimuksessa on matala. Yksikään mitattava parametri ei ylittänyt ICC-arvoa 0,7.

Staattisten tasapainotestien korkeimmat luotettavuuden arvot (ICC=0,56) saatiin sivuttaisen liikeakselin (x-akseli) mittauksista ja matalimmat luotettavuuden arvot saatiin huojunnan pituudesta (ICC=0,12), liikkeen keskinopeudesta (ICC=0,12) sekä jalkojen painojakaumasta (ICC=0,15). ICC-arvojen vaihteluvälit vaihtelivat suuresti eri parametrien välillä. Suurin ICC-vaihteluväli oli maksimaalisessa liikkeessä taakse (ICC=-0,5–0,59) ja pienin huojunnan pituudessa (ICC=-0,05–0,23). Yksityiskohtaisemmat tulokset löytyvät taulukosta 3.

Taulukko 3. ICC-arvojen keskiarvot ja keskiarvojen vaihteluvälit kaikista staattisista tasapainotesteistä vertailtaessa Physilect-liikesensorilaitteiston ja HURLabs-tasapainolaudan mittaustuloksia keskenään.

Parametri	ICC keskiarvo	ICC vaihteluväli
Huojunnan pituus	0,12	-0,05 - 0,26
Nopeus	0,12	-0,05 - 0,26
Painojakauma jaloilla	0,15	-0,3 - 0,72
Maksimaalinen liike sivuttain oikealle (x-akseli)	0,56	0,22 - 0,85
Maksimaalinen liike sivuttain vasemmalle (x-akseli)	0,33	0,14 - 0,82
Sivuttaisen liikkeen keskiarvo (x-akseli)	0,43	0,11 - 0,97
Maksimaalinen liike eteen (y-akseli)	0,35	-0,02 - 0,47
Maksimaalinen liike taakse (y-akseli)	0,20	-0,47 - 0,59
Eteen-taakse liikkeen keskiarvo (y-akseli)	0,29	-0,21 - 0,55
C90 huojunnan pinta-ala	0,40	0,03 - 0,93

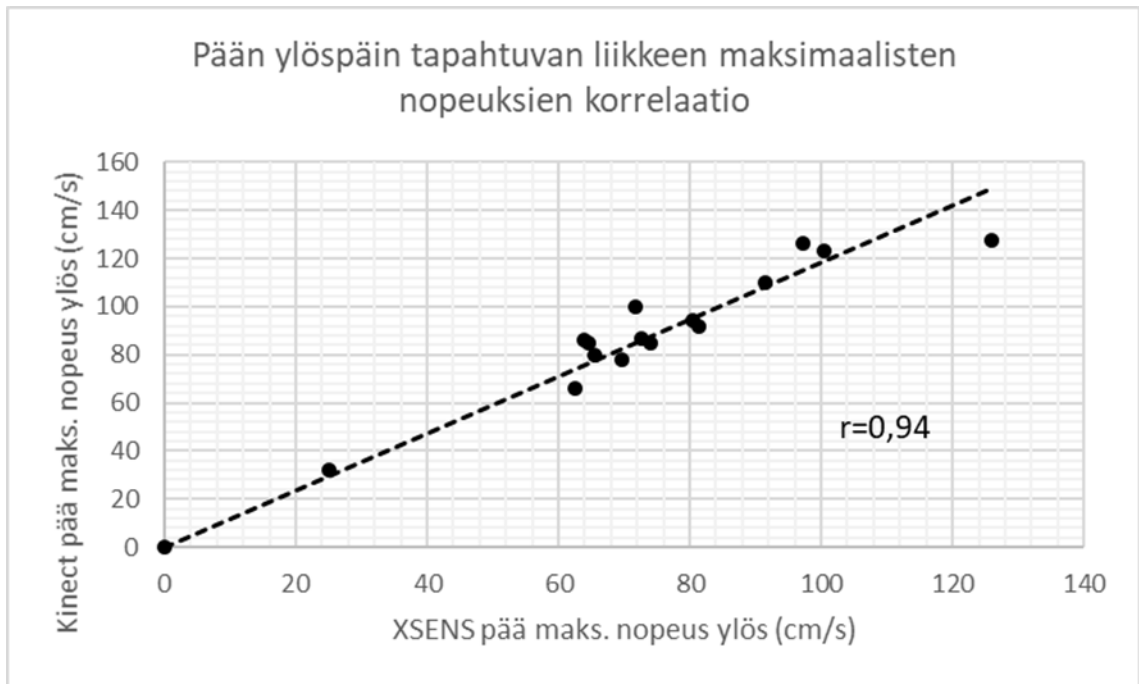
Liikesensorilaitteiston validiteetti liikeanalyysissä

Physilect-liikesensorilaitteiston ja Xsens-liikeanalyysipuvun tulosten välinen yhteys vaihtelee tässä tutkimuksessa korkeasta ($ICC > 0,9$) matalaan ($ICC < 0,7$). Pääasiassa voitaisiin liikesensorilaitteiston validiteettia tässä tutkimuksessa sanoa suurista parametrien välisistä eroista johtuen keskinkertaiseksi.

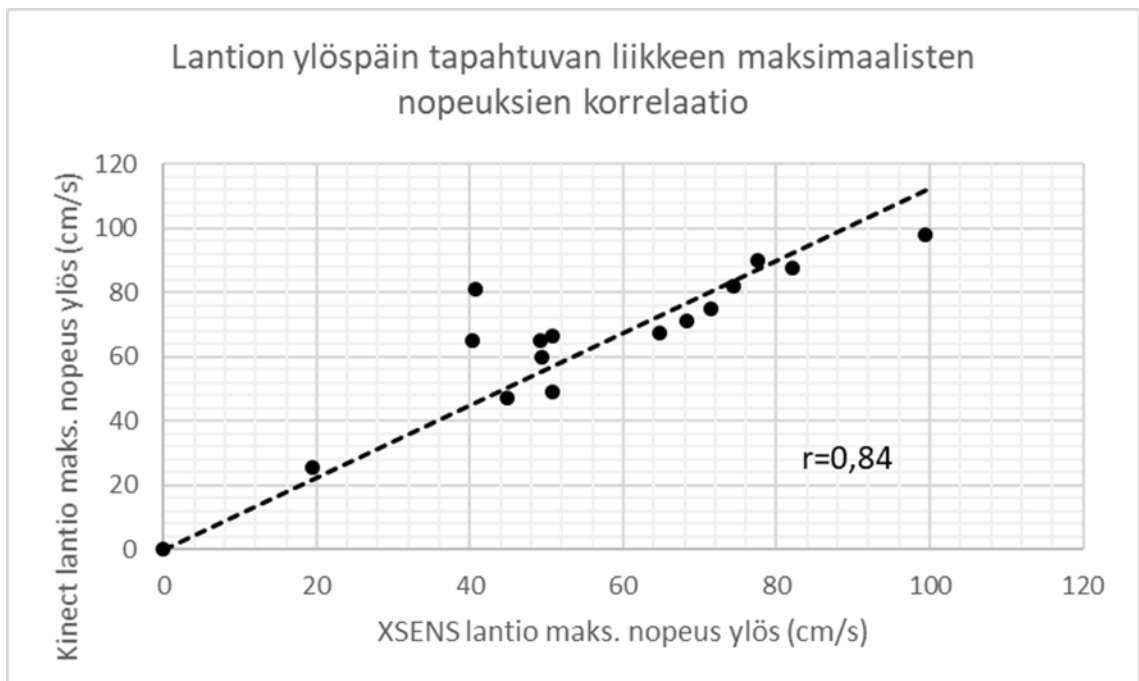
Korkeimmat validiteetti arvot ($ICC = 0,86$) saatiin ylös-alas liikkeen (z-akseli) mitatuista maksiminopeuksista. Matalimmat validiteetti arvot ($ICC = 0,39$) saatiin sivuttaisen liikkeen (x-akseli) maksiminopeuksista, jotka olivat sekä pään että lantion keskipisteen osalta matalia. Liikenopeus oikealle tuotti hieman korkeampia tuloksia kuin vasemmalle. Validiteetti arvot liikeakseleilla eteen-taakse (y-akseli) ja ylös-alas (z-akseli) olivat kokonaisuudessaan korkeita, huomioiden yksi matalampi arvo maksimaalisessa lantion liikenopeudessa taakse ($ICC = 0,5$). Yksityiskohtaisemmat tulokset löytyvät taulukosta 4.

Taulukko 4. Physilect-liikesensorilaitteiston luotettavuuden ICC-arvot verratessa laitetta Xsens-liikeanalyysipukuun. ICC-arvot on laskettu pään sekä lantion keskipisteen maksimaalisesta liikenopeudesta sivuttaisessa, eteen-taakse ja ylös-alas liikkeessä.

Parametri	ICC
Maksimaalinen pään liikenopeus oikealle (x-akseli)	0,28
Maksimaalinen pään liikenopeus vasemmalle (x-akseli)	0,12
Maksimaalinen lantion liikenopeus oikealle (x-akseli)	0,39
Maksimaalinen lantion liikenopeus vasemmalle (x-akseli)	0,22
Maksimaalinen pään liikenopeus eteen (y-akseli)	0,82
Maksimaalinen pään liikenopeus taakse (y-akseli)	0,79
Maksimaalinen lantion liikenopeus eteen (y-akseli)	0,74
Maksimaalinen lantion liikenopeus taakse (y-akseli)	0,50
Maksimaalinen pään liikenopeus ylös (z-akseli)	0,88
Maksimaalinen pään liikenopeus alas (z-akseli)	0,89
Maksimaalinen lantion liikenopeus ylös (z-akseli)	0,86
Maksimaalinen lantion liikenopeus alas (z-akseli)	0,93



Kuva 15. Korrelaatiokuvaaja kyykistymistestissä mitatuista pään maksimaalisista liikenopeuksista ylöspäin. X-akselilla Xsens-liikeanalyysipuvulla mitatut nopeudet ja y-akselilla Kinect-kameralla mitatut nopeudet. r =korrelaatiokerroin.



Kuva 16. Korrelaatiokuvaaja kyykistymistestissä mitatuista lantion maksimaalisista liikenopeuksista ylöspäin. X-akselilla Xsens-liikeanalyysipuvulla mitatut nopeudet ja y-akselilla Kinect-kameralla mitatut nopeudet. r =korrelaatiokerroin.

Kuvan 15 kuvaajassa on kuvattu kyykistymistestistä saatujen pään maksimaalisten liikenopeuksien korrelaatiota Kinect-kameran ja Xsens-liikeanalyysipuvun välillä. Pisteet ovat jakautuneet lineaarisesti. Korrelaatiokerroin on korkea ($r=0,94$), joka viittaa vahvaan positiiviseen korrelaatioon laitteiden mittaustulosten välillä. Kuvassa 16 on kuvattu samasta testistä saatujen lantion maksimaalisten liikenopeuksien korrelaatiota laitteiden välillä. Myös tässä korrelaatiokuvaajassa pisteet ovat jakautuneet lineaarisesti, mutta hajontaa on enemmän kuin pään liikenopeuksien mittauksissa. Korrelaatiokerroin on korkea ($r=0,84$) ja viittaa vahvaan positiiviseen korrelaatioon laitteiden välillä.

8 Pohdinta

Tässä tutkimuksessa tutkittiin Physilect-liikesensorilaitteiston validiteettia ja reliabiliteettia staattisissa tasapainotesteissä sekä liikeanalyysissä. Tutkimuksessa selvitettiin laitteiston mittausominaisuuksia staattisissa tasapainotesteissä seisottaessa jalat erillään, jalat yhdessä, jalat yhdessä silmät suljettuna, yhdellä jalalla. Lisäksi liikeanalyysin mittausominaisuuksia tutkittiin kyykistymistestillä.

8.1 Aineisto

Tutkimuksen otoskoko ($n=15$) osoittautui tähän tutkimukseen riittävän suureksi, mutta satunnaisvirheiden vaikutusten vähentämiseksi voitaisiin tutkia suurempaa otosta. Koehenkilöiden iän vaihdellessa 20 ja 58 vuoden välillä ja keski-ikä ollessa 32 vuotta olisi ikäjakauma voinut olla laajempi ja vaihteluväli suurempaa, jotta mittaustulosten variaatio olisi ollut suurempi. Otoksessa oli vain yksi ($n=1$) mies, jonka mittaustulokset poikkesivat jossain määrin muista tuloksista, mikä jättää kysymyksen, kuinka paljon koehenkilöiden fyysiset ominaisuudet ja mittasuhteet (pituus ja paino) vaikuttivat saatuihin mittaustuloksiin. Laajempi ikäjakauma, tasaisempi sukupuolijakauma ja suurempi otoskoko lisäisivät tulosten yleistettävyyttä. Tutkimuksen tarkoituksena oli verrata laitteita keskenään, joten laitteista riippumattomiin tekijöihin kiinnitettiin tutkimuksessa vähemmän huomiota. Otos kuvaa kuitenkin riittävän hyvin perusjoukkoa, joten sitä voidaan pitää ulkoisesti validina.

8.2 Menetelmät

Staattisen tasapainon mittausten vertailulaitteeksi valittiin HurLabs BT4 -tasapainolauta. Tasapainolaudan validiteettia ja reliabiliteettia on tutkittu aiemmin ja sen on todettu olevan riittävän hyvä tutkimuskäyttöön (Punakallio 2004; Era ym. 2006). Tasapainolauta ja liikesensorilaitteisto mittaavat myös monia yhteisiä parametreja, joten niiden keskinäinen vertailu oli mahdollista. Tämän tutkimuksen mittaustulosten perusteella jalkojen asento tasapainolaudalla vaikuttaa painojauman tunnistamiseen ja mahdollisesti myös muihin mitattaviin parametreihin, mikä mahdollisesti heikentää laitteiden välistä vertailukelpoisuutta. Tasapainolaudan ja liikesensorilaitteiston käyttöliittymien eroavaisuuksien vuoksi parametrien tulkinta laitteista osoittautui ajoittain haasteelliseksi, ja mitattujen parametrien yhteneväisyys laitteiden välillä jouduttiin kyseenalaistamaan sekä luopumaan osasta parametreja, koska ne mittasivat selvästi eri asioita. Myös nämä seikat mahdollisesti vaikuttavat mittaustulosten luotettavuuteen.

Liikeanalyysin vertailulaitteeksi valittiin Xsens MVN Biomech -liikeanalyysipuku. Pukua on tutkittu lentomekaanikoiden käytössä, ja verrattuna muihin puettaviin liikeanalyysilaitteisiin sen on todettu olevan luotettava mittari liikeanalyysille (Kider ym. 2008). Tutkimuksissa on kuitenkin pohdittu magneettisten häiriöiden vaikutusta Xsens-puvun sensoreiden toimintaan ja häiriöiden mahdollista vaikutusta mittaustuloksiin. Tässä tutkimuksessa mittausympäristö valittiin siten, että magneettisen häiriön vaikutus olisi mahdollisimman vähäistä, ja säilytystilan läheisyydessä olevien sähkölaitteiden aiheuttaman häiriön nollaamiseksi puku pyrittiin siirtämään häiriöttömään tilaan vähintään puoli tuntia ennen mittausten aloittamista.

Physilect-liikesensorilaitteisto tarkkailee ihmisen vartalon asentoja ja liikkeitä 25:n ennalta määritetyn anatomisen pisteen avulla. Stabilect-ohjelmisto muuttaa kameroiden tuottaman informaation tasapainoa kuvaavaksi tiedoksi. Kameralla tehdyissä mittauksissa on useita mahdollisia virhelähteitä, jotka ovat voineet vaikuttaa tutkimuksissa saatuihin tuloksiin. Koska liikesensorilaitteisto hyödyntää kameratekniikkaa hahmontunnistuksessa, on mahdollista, että ympäristön häiriötekijät vaikuttavat tuloksien luotettavuuteen. Jokaisella koehenkilöllä oli mittauk-

sen ajan päällä kokomusta liikeanalyysipuku, joka saattaa vaikeuttaa kehonrajojen hahmottamista. Lisäksi tutkimuksessa käytetyn tasapainolaudan pinta oli musta ja usealla koehenkilöllä oli tummat sukat, joten on mahdollista, että liikesensorilaitteisto ei pysty erottamaan koehenkilön ja alustan rajaa toisistaan. Osassa mittauksista tilanteissa oli läsnä myös tutkimukseen kuulumattomia ulkopuolisia henkilöitä. Henkilöiden liikkeet taustalla pyrittiin poistamaan, mutta on mahdollista, että mittausten välillä tapahtunut ylimääräinen liike kameran näkökentässä on vaikuttanut mittausten luotettavuuteen. Osa tutkittavista nousi mittausten välissä pois tasapainolaudalta ja osa ei. Lisäksi tasapainolaudan korkeusero lattiaan nähden on myös voinut vaikuttaa saatuihin tuloksiin, mikä on myös mahdollisesti vaikuttanut mittausten luotettavuuteen. Liikeanalyysia tutkittaessa seurattavat pisteet pyrittiin valitsemaan siten, että ne olisivat mahdollisimman yhtenäiset Xsens MVN Biomech -liikeanalyysipuvun kanssa, mutta on käytännössä mahdotonta varmistaa, että seurattavat pisteet sijaitsevat anatomisesti täsmälleen samoissa paikoissa laitteiden välillä. Etenkin laitteiden väliset seurattavat pään pisteet ovat olleet hieman eri kohdissa. Koska Physilect-liikesensorilaitteisto muodostaa tutkittavasta henkilöstä kolmiulotteisen luurankomallin, voidaan olettaa, että seurattava pään piste sijaitsee koehenkilön pään keskipisteessä, sen sijaan Xsens-liikeanalyysipuvun päänsensori sijaitsee tutkimuksemme tutkittavan takaraivossa.

Tutkimukseen valitut staattiset tasapainotestit osoittautuivat riittävän monipuoliseksi ja haastavuudeltaan sopiviksi jokaiselle koehenkilölle. Mittaustuloksissa nähtiin testien välillä odotettuja eroja tasapainotestien vaikeutuessa. Mittaukset aloitettiin suorittamalla kolme erilaista staattista tasapainotestiä, joista kaksi suoritettiin seisoen kahdella jalalla jalkaterät yhdessä ja yksi yhdellä jalalla. Mukaan lisättiin myöhemmin vielä jalkaterät erillään tehtävä testi, jotta nähtiin jalkaterien asennon vaikutuksen tasapainolaudan painojakauman tunnistamiseen sekä kameran kykyyn tunnistaa koehenkilön asento. Yhteensä kymmenen (n=10) koehenkilöä suoritti jalkaterät toisistaan erillään olevan tasapainotestin.

Liikeanalyysin mittauksiin valittiin testimenetelmäksi kahden jalan kyykistyminen, koska sen aikana tapahtuu selkeää liikettä eteen-taakse- sekä ylös-alas-suunnassa ja kyykistymisestä on aiemmissa tutkimuksissa saatu hyviä tuloksia

Xsens-puvulla mitattaessa kaikkia kolmea liikeakselia (Al-Amri, Nicholas, Button, Sparkes, Sheeran & Davies 2018). Kyykistymistestissä mittaustulosten toistettavuuteen mahdollisesti vaikutti koehenkilöiden suoritustekniikka, mutta pääasiassa koehenkilöt suorittivat testin yhdenmukaisesti molemmilla mittauskerroilla. Koska testissä seurattiin ainoastaan maksimaalista liikenopeutta ei kyykistymisen syvyyden vaihtelulla ollut vaikutusta reliabiliteettiin.

Kaikissa mittauksissa mahdollinen virhelähde tuli mittauslaitteiden käynnistämisen yhteensovittamisesta, sillä jokaisella laitteella oli oma käyttöliittymänsä erillisessä tietokoneessa. Käyttöliittymiä oli mahdotonta käyttää yhdeltä tietokoneelta, ja tämä pakotti käynnistämään mittauslaitteet manuaalisesti erikseen, jolloin mittauksen käynnistyminen eri aikaan on hyvinkin mahdollista. Mittausten käynnistyminen eri aikaan vääristää mittauksissa esiintyvien tapahtumien sijoittumista aikajalalle, mutta lopullinen vaikutus mittaustuloksiin on vähäinen, koska tuloksissa tarkasteltiin mittauksista saatuja keskilukuja. Liikeanalyysissä sijoitimme kyykistymisen mittauksen puoliväliin, jotta mittauksen käynnistymisen virheet eivät vaikuttaisi saatuihin tuloksiin maksimaalisesta liikenopeudesta. Olosuhteisiin ja käytettävissä olleisiin välineisiin nähden voidaan käytettyjä menetelmiä pitää sisäisesti valideina.

8.3 Tulokset

Kaikissa staattisen tasapainon testeissä huojunnan pituuden reliabiliteetti oli kohtalaista ($ICC > 0,7$) lukuun ottamatta yhdellä jalalla seisontaa ($ICC = -0,07$). Yhden jalan seisonnassa mittaustuloksissa esiintyi yksi suurempi satunnaisvirhe, joka vaikutti merkittävästi saatuun ICC-keskiarvoon. Virhe saattoi johtua testin huonosta toistettavuudesta sen vaikeuden takia ja liikeseensorilaitteiston kyvystä hahmottaa asentoa seisottaessa yhdellä jalalla. Myös taustaliike mittauksen aikana on mahdollisesti vaikuttanut tulokseen. Samassa mittauksessa tasapainolauta ei antanut normaalia poikkeavia tuloksia. Sama mittausvirhe vaikutti myös keskinopeuden reliabiliteetin tuloksiin vastaavalla tavalla. Painojakauman mittaustuloksissa sekä Physilect-liikeseensorilaitteisto että Hurlabs BT4 -tasapainolauta antoivat heikkoja reliabiliteetin arvoja jalkaterät yhdessä suoritetuissa testeissä. Jalkaterät erillään ja yhden jalan seisonnassa reliabiliteetin ICC-arvot olivat puolestaan hyviä

molemmilla laitteilla. Liikesensorilaitteiston antaessa tasapainolautaa suuremman reliabiliteetin arvon jalkaterät erillään suoritettussa testissä. Tämän perusteella molempien laitteiden on vaikeaa tunnistaa jalkojen painojakaumien eroja niiden ollessa yhdessä. Liikesensorilaitteiston reliabiliteettiarvot olivat pääsääntöisesti korkeita seurattaessa painopisteen kulkemaa matkaa eteen-taakse- ja sivuttaissuunnissa. Painopisteen liikkeissä liikesensorilaitteisto sai kuitenkin hieman korkeampia reliabiliteetin arvoja eteen-taakse-suuntaisessa liikkeessä kuin sivuttaissuunnassa. Mittaustuloksissa eteen-taakse-suuntaisessa liikkeessä tapahtuu enemmän liikettä kuin sivuttaisessa, mikä voi osaltaan selittää korkeampia reliabiliteetin arvoja. Staattisissa tasapainotesteissä C90-pinta-ala sai kaikista paitsi yhdestä testistä matalan reliabiliteetin arvon ($ICC < 0,7$). Jalkaterät erillään testissä C90-pinta-ala sai keskinkertaisen reliabiliteetin arvon ($ICC = 0,86$). C90 on kuitenkin ensisijaisesti Hurlabs-tasapainolaudan käyttämä parametri, joka lisättiin vasta myöhemmin Physilect-liikesensorilaitteistoon.

Liikeanalyysistä saatu tärkein yksittäinen tulos on, että Physilect-liikesensorilaitteisto yliarvioi liikenopeutta systemaattisesti verrattuna Xsens-liikeanalyysipukuun. Sivuttaissuunnassa tapahtuvaa maksimaalista liikenopeutta lukuun ottamatta liikeanalyysin reliabiliteettiarvot olivat korkeita tai keskinkertaisia ($ICC = 0,82 - 0,95$). Osassa mitatuista parametreista Physilect-liikesensorilaitteisto sai jopa korkeampia reliabiliteetin arvoja kuin Xsens-liikeanalyysipuku. Parhaat reliabiliteetin arvot saatiin ylös-alassuuntaisesta (z-akseli) liikkeestä, jossa tapahtuu myös suurin liike kyykistymisen aikana. Liikeanalyysissä mitattiin ainoastaan maksimaalista liikenopeutta ja jätettiin huomiotta liikenopeus eri ajanhetkinä sekä liikkeen aikainen keskinopeus, joka heikentää mittausten luotettavuutta. Silmä määräisesti tarkasteltuna graafiset tulokset liikesensorilaitteiston ja liikeanalyysipuvun välillä antoivat samansuuntaisia tuloksia.

Physilect-liikesensorilaitteiston validiteetti oli kaikissa staattisissa tasapainotesteissä heikko muutamia poikkeuksia lukuun ottamatta. Korkeimmat validiteetin arvot saatiin yhden jalan seisonta testistä painojakaumasta ($ICC = 0,72$) sekä sivuttaisesta liikkeestä (x-akseli) ($ICC = 0,82 - 0,97$). Mittaustulosten perusteella Physilect-liikesensorilaitteiston validiteetti on matala vertailtaessa Hurlabs BT4-tasapainolautaan.

Liikeanalyysissä Physilect-liikesensorilaitteiston validiteetti vertaillaessa Xsens-liikeanalyysipukuun vaihteli matalasta korkeaan (ICC=0,12–0,93). Korkeimmat validiteetin arvot saavutettiin ylös-alas-suuntaisessa liikkeessä (ICC=0,86–0,93). Matalimmat arvot tulivat sivuttaissuuntaisessa liikkeessä (ICC=0,12–0,39). Eteen-taakseliikkeessä kaikki validiteetin arvot olivat yhtä lukuun ottamatta korkeita tai keskinkertaisia. Korkeimmat validiteetin arvot saatiin liikeakseleilla, joilla tapahtuu paljon liikettä kyykistymisen aikana mikä viittaa siihen, että laite havaitsee parhaiten laajoja liikkeitä. Laitteiden tulokset kyykistymisestä korreloivat voimakkaasti sekä pään ($r=0,94$) että lantion ($r=0,84$) osalta, mikä viittaa siihen, että ainakin ylös-alas tapahtuvassa liikkeessä liikesensorilaitteiston tulokset ovat verrattavissa liikeanalyysipuvun vastaaviin.

Tuloksista voidaan todeta Physilect-liikesensorilaitteiston soveltuvan käytettävyydeltään paremmin liikkeen mittaamiseen kuin staattisessa asennossa huojunnan havainnointiin. Laitteisto tunnistaa parhaiten laajoja liikkeitä, joissa liike on selvästi havaittavissa. Tasapainon mittaamiseen laitteiston voitaisiin katsoa soveltuvan, jos tulokset olisivat pääsääntöisesti samansuuntaisia vertailulaitteeseen nähden, mutta tutkimuksessa esiintyi liikaa satunnaista vaihtelua tämän vahvistamiseksi. Tämän tutkimuksen tulosten perusteella laitteiston liikkeentunnistuksen tarkkuutta tulisi vielä kehittää, jotta sitä voitaisiin luotettavasti käyttää tasapainon mittaamiseen ja arviointiin.

8.4 Jatkotutkimusaiheet

Tässä tutkimuksessa liikeanalyysin validiteetin ja reliabiliteetin selvittäminen jäi vain yhden testin varaan. Liikeanalyysin testi tulokset antoivat kuitenkin pääsääntöisesti korkeita ICC-arvoja validiteettia ja reliabiliteettia tutkittaessa. Tämän takia liikeanalyysin validiteetin ja reliabiliteetin tarkempi tutkiminen olisi jatkossa tärkeää ja se olisikin tarpeellinen jatkotutkimusaihe. Suoritettavat liiketestit voisivat olla huomattavasti monipuolisempia, jotta erilaista liikettä syntyisi jokaiseen liikesuuntaan. Nopeuden lisäksi olisi tärkeää tutkia myös muita parametreja, useampia kehonpisteitä sekä tutkia tarkemmin, kuinka synkronoidusti laitteet toimivat keskenään reaaliajassa.

Ulkopuolisten mahdollisten virhelähteiden vaikutus mittaustuloksiin Physilect-liikesensorilaitteistolla olisi myös mielenkiintoinen tulevaisuuden jatkotutkimusaihe. Laitteiston toimivuutta erilaisissa ympäristöissä tulisi myös selvittää tarkemmin, koska sen suunniteltu käyttöympäristö on asiakkaiden kodeissa sekä terveydenhuollon toimitiloissa, joissa mittausolosuhteet voivat vaihdella. Tässä tutkimuksessa ympäristön vaikutus pyrittiin kontrolloimaan, mutta käytännössä se voi vaikuttaa saatuihin tuloksiin merkittävästi.

9 Johtopäätökset

Tämän tutkimuksen perusteella Physilect-liikesensorilaitteiston staattisen tasapainon mittausominaisuuksien reliabiliteetti on pääsääntöisesti keskinkertainen ja validiteetti matala. Liikeanalyysin reliabiliteetti- ja validiteetti ovat keskinkertaisia. Kokonaisuudessaan Physilect-liikesensorilaitteiston validiteetti ja reliabiliteetti olivat korkeampia liikeanalyysissä kuin staattisissa tasapainotesteissä. Liikeanalyysin tulokset olivat tasaisempia ja mitattujen parametrien välillä oli vähemmän vaihtelua. Korkeimmat reliabiliteetin arvot liikeanalyysissä saatiin eteen-taakse- ja ylös-alassuunnista ja matalimmat toistettavuuden arvot saatiin sivuttaissuuntaisesta liikkeestä. Myös staattisen tasapainon mittauksissa sivuttaissuuntaisen liikkeen toistettavuus oli pääsääntöisesti eteen-taaksesuuntaista liikettä matalampi.

Physilect-liikesensorilaitteiston validiteettia voisi jatkossa tutkia vertailemalla sen mittausominaisuuksia eri laitteisiin. Physilect-liikesensorilaitteistoa tullaan tulevaisuudessa mahdollisesti käyttämään kotikuntoutuksessa, jossa mittausympäristöt vaihtelevat, joten sen reliabiliteettia olisi jatkossa hyvä tutkia erilaisissa olosuhteissa, jotta ympäristön- ja häiriötekijöiden vaikutus sekä laitteen herkkyys saataisiin tarkemmin selville. Kokonaisuudessaan Physilect-liikesensorilaitteiston toistettavuuden arvot ovat lupaavia ja laitteistoa kannattaa tulevaisuudessa tutkia lisää.

Kuvat, kuviot ja taulukot

Kuvat

Kuva 1. Tasapainonsäätelyjärjestelmä, s. 7

Kuva 2. Kaavio tutkimusasetelmasta, s. 25

Kuva 3. Staattisten tasapainotestien mittaustilanne, s. 27

Kuva 4. HurLabs Balance Trainer BT4-tasapainolauta kuvattuna ylhäältä, s. 28

Kuva 5. Physilect-liikesensorilaitteistossa käytetty Kinect-kamera asennettuna kolmijalan päälle, s. 30

Kuva 6. Microsoftin Kinect-kameroiden seuraamat vartalon pisteet, s. 30

Kuva 7. Physilect-liikesensorilaitteiston käyttöliittymässä esitetty tasapainon mittaustulosten yhteenveto horisontaalisesta tasosta, s. 31

Kuva 8. Physilect-liikesensorilaitteiston käyttöliittymässä esitetty liikeanalyysin mittaustulosten yhteenveto, s. 31

Kuva 9. Bland-Altmanin-kuvaaja, s. 34

Kuva 10. Kahden jalan silmät auki jalkaterät yhdessä suoritetusta seisonta testistä saatujen huojunnan pituuksien (taulukko 1) toistettavuuden kuvaaja, s. 38

Kuva 11. Silmät kiinni jalkaterät yhdessä suoritetusta seisonta testistä saatujen huojunnan pituuksien (taulukko 1) toistettavuuden kuvaaja, s. 38

Kuva 12. Yhdellä jalalla suoritetusta seisonta testistä saatujen huojunnan pituuksien (taulukko 1) toistettavuuden kuvaaja, s. 39

Kuva 13. Kahden jalan kyykistymistestistä saatujen maksimaalisten ylöspäin suuntautuvien lantion liikenopeuksien (taulukko 2) toistettavuuden kuvaaja, s. 41

Kuva 14. Kahden jalan kyykistymistestistä saatujen maksimaalisten ylöspäin suuntautu-vien pään liikenopeuksien (taulukko 2) toistettavuuden kuvaaja, s. 41

Kuva 15. Korrelaatiokuvaaja kyykistymistestissä mitatuista pään maksimaalisista liikenopeuksista ylöspäin, s. 44

Kuva 16. Korrelaatiokuvaaja kyykistymistestissä mitatuista lantion maksimaalisista liikenopeuksista ylöspäin, s. 44

Taulukot

Taulukko 1. Kaikkien tutkimuksessa tehtyjen staattisten tasapainotestien ICC-arvojen keskiarvot sekä vaihteluvälit parametreittain Physilect-liikesensorilaitteistolla ja HurLabs BT4-tasapainolaudalla, s. 37

Taulukko 2. Kyykistymistestin kahden peräkkäisen mittauksen toistettavuuden ICC-arvot Physilect-liikesensorilaitteistolle ja Xsens-liikeanalyysipuvulle, s. 40

Taulukko 3. ICC-arvojen keskiarvot ja keskiarvojen vaihteluvälit kaikista staattisista tasapainotesteistä vertailtaessa Physilect-liikesensorilaitteiston ja HURLabs-tasapainolaudan mittaustuloksia keskenään, s. 42

Taulukko 4. Physilect-liikesensorilaitteiston luotettavuuden ICC-arvot verratessa laitetta Xsens-liikeanalyysipukuun, s. 43

Kaavat

$$Ka \pm (Kh \times 1,96) \quad (1)$$

Lähteet

Aaronson, N., Alonso, J., Burnam, A., Lohr, K.N., Patrick, D.L., Perrin, E., Stein, R.E. 2002. Assessing health status and quality of life instruments: Attributes and review criteria. *Quality of Life Research*, 11(3), 193–205.

Agostini, M., Moja, L., Banzi, R., Pistotti, V., Tonin, P., Venneri, A. & Turolla, A. 2015. Telerehabilitation and recovery of motor function: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 21(4), 202–213.

Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L. & Davies, J.L. 2018. Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors*, 18(3), E719.

Alexander, N.B. 1996. Using technology-based techniques to assess postural control and gait in older adults. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4), 725–44.

Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K. & Yano, H. 2001. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Experimental Brain Research*, 136(4), 463–473.

Atkinson, G. & Nevill, A.M. 1998. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217–238.

Bland, J.M., Altman, D.G. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307–310.

Ekdahl, C., Jarnlo G. & Andersson, S. 1989. Standing balance in healthy subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 21(4), 187–195.

El Haber, N., Erbas, B., Hill, K.D., Wark, J.D. 2008. Relationship between age and measures of balance, strength and gait: linear and non-linear analyses. *Clinical Science*, 114(12), 719–727. <https://doi.org/10.1042/CS20070301>. Luettu 29.10.2017.

Era, P., Sainio, P., Koskinen, S., Haavisto, P., Vaara, M. & Aromaa, A. 2006. Postural balance in a random sample of 7979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*, 52(4), 204–213.

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T. & Hallett, M. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, 514(3), 915–928.

Gauffin, H., Areblad, M. & Tropp, H. 1993. Three-dimensional analysis of the talocrural and subtalar joints in single-limb stance. *Clinical Biomechanics*, 8(6), 307–314.

Haug, E., Sand, O., Sjaastad, Ø.V. & Toverud, K.C. 1992. *Ihmisen fysiologia*. Porvoo: WSOY.

HURLabs 2017. <http://www.hurlabs.fi/>. Luettu 30.9.2017.

Kauranen, K. 2011. *Motoriikan säätely ja motorinen oppiminen*. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry.

Kauranen, K., Nurkka, N. 2014. *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura.

Kauranen, K. 2017. *Fysioterapeutin käsikirja*. Helsinki: Sanoma Pro Oy.

Kejonen, P. 2002. *Body movements during postural stabilization: Measurements with a motion analysis system*. University of Oulu. Department of Physical Medicine and Rehabilitation.

Kejonen, P. & Kauranen, K. 2002. Reliability and Validity of Standing Balance Measurements with a Motion Analysis System. *Physiotherapy*, 88(1), 25–32. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60526-3](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60526-3). Luettu 30.9.2017.

Kider, J., Stocker, C.R. & Badler, N.I. 2008. *UMCE-FM: Untethered Motion Capture Evaluation for Flightline Maintenance Support*. Air Force Research Laboratory.

Kottner, J., Audige, L., Bronson, S., Donner, A., Gajewski, B.J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M. & Streiner, D.L. 2011. Guidelines for reporting reliability and agreement studies (GRRAS) were proposed. *Journal of Clinical Epidemiology*, 64(1), 96–106. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.03.002>. Luettu 27.9.2017.

KvantiMOTV 2004. Korrelaatio ja riippuvuusluvut. <http://www.fsd.uta.fi/menetelmaopetus/korrelaatio/korrelaatio.html>. Luettu 13.8.2018

Laver, K.E., Schoene, D., Crotty, M., George, S., Lannin, N.A. & Sherrington, C. 2013. Telerehabilitation services for stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (12): CD010255.

Mannion, A. & Troke, M. 1999. A comparison of two motion analysis devices used in the measurement of lumbar spinal mobility. *Clinical Biomechanics*, 14(9), 612–619.

Medved, V. 2000. *Measurement of Human Locomotion*. Florida: CRC Press LLC.

Microsoft 2018. JointType Enumeration. <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/microsoft.kinect.jointtype.aspx>. Luettu 9.4.2018.

Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S.E. 2014. *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. Helsinki: Sanoma Pro Oy.

Nunnally, J.C. & Bernstein, I.H. 1994. *Psychometric Theory*. 3. Painos. New York: McGraw-Hill.

Physilect 2017. Tuotteet. <https://physilect.com/fi/>. Luettu 5.10.2017.

Punakallio, A. 2004. Balance abilities of workers in physically demanding jobs with special reference to firefighters of different ages. Kuopion yliopisto. Lääketieteellinen tiedekunta. Väitöskirja. <http://urn.fi/URN:ISBN:951-27-0038-7>. Luettu 12.10.2017.

Salminen, A-L., Hiekkala, S. & Stenberg, J-H. 2016. Kansaneläkelaitos. Tietoa Kelasta. Uusimmat tutkimusjulkaisut. HELDA-Helsingin yliopiston digitaalinen arkisto. Haku. Etäkuntoutus. <https://helda.helsinki.fi/bitstream/handle/10138/161341/Etakuntoutus.pdf?sequence=1> Luettu 13.4.2018.

Shrout, P.E. & Fleiss, J.L. 1979. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–428.

Theodoros, D. & Russell, T. 2008. Telerehabilitation: Current perspectives. *Studies in Health Technologies and Information*, 131, 191–209.

Tortora, G., Grabowski, S. 1993. Principles of anatomy and physiology. 7. Painos. New York: Harper Collins.

Valkeinen, H., Anttila, H. & Paltamaa, J. 2014. Opas toimintakyvyn mittarin arviointiin TOIMIA-verkostossa. Luettu 17.11.2017.

Valtioneuvosto 2017. Hallitusohjelman toteutus. Digitalisaatio, kokeilut ja normien purku. Hallituskauden tavoitteet. <http://valtioneuvosto.fi/hallitusohjelman-toteutus/digitalisaatio>. Luettu 17.11.2017.

Vestibular Disorders Association 2008. <https://vestibular.org/understanding-vestibular-disorder/human-balance-system#>. Luettu 9.4.2018.

Winter, D.A., Patla, A.E. & Frank, J.S. 1990. Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16(1–2), 31–51.

Sosiaali- ja terveysala
Fysioterapian koulutusohjelma

Tutkimuksen nimi: Liikesensorilaitteiston validiteetti ja reliabiliteetti staattisissa tasapainotesteissä sekä liikkeentunnistuksessa

Tekijät: Valtteri Taipale ja Justus Hytönen

Tutkimuksen tarkoitus: Tutkimus on Saimaan ammattikorkeakoulun fysioterapian koulutusohjelman opinnäytetyö. Tutkimuksen tarkoituksena on selvittää Physilect-liikesensorilaitteiston käytön luotettavuutta ja toistettavuutta. Laitetta verrataan kahteen muuhun laitteeseen: voimalevyyn eli tasapainolautaan ja liikeanalyysipukuun. Vertailusta saatujen tietojen perusteella voidaan selvittää, kuinka luotettava mittari Physilect-laitteisto on tasapainon ja liikeanalyysin mittarina ja mahdollisuuksia kehittää laitetta eteenpäin. Saadusta tuloksista voidaan myös tehdä johtopäätöksiä laitteen käytettävyydestä koti-harjoittelun apuvälineenä. Tutkimus toteutetaan yhteistyössä Physilect Oy:n kanssa.

Opinnäytetyö toteutetaan laboratoriomittauksena kahden mittauksen toistomittauksilla. Mittaukset tehdään Saimaan ammattikorkeakoulun tiloissa alkuvuodesta 2018. Osallistujilta edellytämme kykyä seisoa jalat vierekkäin, silmät kiinni 30 sekuntia ja yhdellä jalalla ilman tukea 30 sekuntia. Osallistujien tulee mittauksen aikana pukea päälleen Xsens MVN liikeanalyysipuku. Mittaukset tehdään tasapainolaudan päällä seisten liikeanalyysipuku päällä, samalla kun Physilect-liikesensorilaitteiston kamerat tarkkailevat liikkumista. Mittauksen aikana osallistuja tekee kolme (3) tasapainotestiä laitteiston mitatessa suoritusta. Osallistuminen on vapaaehtoista ja osallistujilla on oikeus missä tahansa vaiheessa kieltäytyä osallistumasta tai jättäytyä pois tutkimuksesta. Osallistujilta kysytään ainoastaan nimi, ikä, pituus ja paino. Kaikki tutkimukseen tarvittava tieto saadaan mitauslaitteilla. Kerätty tieto on täysin luottamuksellista eikä yksilöiviä henkilötietoja paljasteta missään vaiheessa työtä. Osallistujien tietoja ei luovuteta eteenpäin ja kerätyt tiedot hävitetään tietokannoista ja kirjallisista lomakkeista opinnäytetyön valmistuttua. Opinnäytetyön raportti ja tulokset julkaistaan ammattikorkeakoulujen Theseus-julkaisuarkistossa.

Pyytäisimme teitä osallistumaan tutkimukseemme. Mittaustilanteesta informoidaan tarkemmin myöhempänä ajankohtana ja se kestää kokonaisuudessaan noin. 30 minuuttia. Mikäli haluatte tietää lisää opinnäytetyöstä tai haluatte kysyä jotain tutkimuksesta, ottaa yhteyttä sähköpostitse.

Ystävällisin terveisin
Valtteri Taipale ja Justus Hytönen

Sosiaali- ja terveysala
Fysioterapian koulutusohjelma

Liikesensorilaitteiston validiteetti ja reliabiliteetti staattisissa tasapainotesteissä sekä liikkeentunnistuksessa

Valtteri Taipale ja Justus Hytönen

Olen saanut riittävästi tietoa kyseisestä opinnäytetyöstä ja olen ymmärtänyt saamani tiedon. Minulla on ollut mahdollisuus esittää kysymyksiä ja olen saanut kysymyksiini riittävät vastaukset. Tiedän, että minulla on mahdollisuus keskeyttää osallistumiseni missä tahansa vaiheessa ilman että se vaikuttaa saamaani hoitoon tai kuntoutukseen. Suostun vapaaehtoisesti osallistumaan tähän opinnäytetyöhön liittyvään tutkimukseen.

Aika ja paikka

Asiakas/potilas

Opiskelija/opiskelijat

Alaikäisen huoltajan allekirjoitus

Staatisten tasapainotestien mittaustulokset

Liite 3

Jalat erillään seisontatestin mittaustulosten yhteenveto

Parametri	Jalat erillään Physilect-liikesensorilaitteisto (n=10)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	7,80	70,00	62,20	32,59	17,52	53,76	9,00	82,20	73,20	48,74	24,85	50,99
Keskinopeus (cm/s)	0,30	2,30	2,00	1,08	0,57	52,67	0,30	2,70	2,40	1,62	0,83	50,96
Painojakauma vas. (%)	43,30	57,10	13,80	51,20	3,71	7,24	44,10	54,70	10,60	50,88	3,27	6,43
Painojakauma oik. (%)	42,90	56,70	13,80	48,80	3,71	7,59	45,30	55,90	10,60	49,12	3,27	6,66
x-akseli max (cm)	-0,20	2,10	2,30	0,90	0,60	67,22	0,40	2,80	2,40	1,11	0,78	70,18
x-akseli min (cm)	-0,90	1,00	1,90	0,10	0,57	569,21	-1,10	0,80	1,90	0,02	0,54	2709,24
x-akseli ka (cm)	-0,60	1,40	2,00	0,48	0,56	117,04	-0,30	1,70	2,00	0,56	0,61	108,97
y-akseli max (cm)	-4,20	2,80	7,00	-1,74	1,98	-113,53	-4,80	3,80	8,60	-2,16	2,40	-110,98
y-akseli min (cm)	-6,00	0,90	6,90	-3,57	2,13	-59,54	-6,50	2,10	8,60	-4,13	2,46	-59,50
y-akseli ka (cm)	-4,90	1,60	6,50	-2,58	1,93	-74,99	-5,50	2,70	8,20	-2,96	2,25	-75,89
C90 pinta-ala (cm2)	0,50	4,00	3,50	1,64	1,14	69,59	0,80	4,10	3,30	2,24	1,03	45,80

Parametri	Jalat erillään Hurlabs-tasapainolauta (n=10)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	13,18	39,18	25,99	22,25	7,66	34,41	13,86	45,55	31,69	24,08	9,26	38,44
Keskinopeus (cm/s)	0,44	1,31	0,87	0,74	0,26	34,44	0,46	1,52	1,06	0,80	0,31	38,42
Painojakauma vas. (%)	48,99	51,98	2,99	50,53	1,12	2,23	47,29	52,16	4,87	50,03	1,59	3,18
Painojakauma oik. (%)	48,02	51,01	2,99	49,47	1,12	2,27	47,84	52,71	4,87	49,97	1,59	3,18
x-akseli max (cm)	-0,80	1,02	1,81	0,28	0,60	214,98	-0,46	2,92	3,38	0,64	0,97	153,20
x-akseli min (cm)	-1,58	0,04	1,62	-0,75	0,59	-79,12	-1,92	0,85	2,77	-0,62	0,90	-146,58
x-akseli ka (cm)	-1,03	0,53	1,56	-0,28	0,58	-210,37	-1,13	1,41	2,54	-0,01	0,83	-6086,06
y-akseli max (cm)	-7,93	-2,98	4,95	-4,92	1,67	-33,88	-8,40	-2,57	5,83	-5,02	1,93	-38,48
y-akseli min (cm)	-9,50	-4,65	4,85	-6,79	1,50	-22,12	-10,11	-3,47	6,64	-6,98	1,88	-26,86
y-akseli ka (cm)	-8,69	-3,90	4,79	-5,86	1,51	-25,78	-9,11	-3,01	6,10	-5,97	1,83	-30,69
C90 pinta-ala (cm2)	0,45	3,11	2,67	1,33	1,02	76,66	0,42	3,43	3,01	1,56	1,05	67,19

Jalat erillään seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu ja yhteenveto

Liite 4

Koehenkilö	Jalat erillään Physilect-liikesensorilaitteisto																				
	Huojunnan pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm ²)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	70,0	74,5	4,5	2,3	2,5	0,2	50,4	51,6	1,2	49,6	48,4	1,2	0,5	-0,1	0,6	-4,2	-4,6	0,4	2,2	2,7	0,5
2.	28,8	75,0	46,2	0,9	2,5	1,6	57,1	54,1	3,0	42,9	45,9	3,0	-0,2	0,6	0,8	-4,6	-4,0	0,6	1,0	1,6	0,6
3.	45,9	43,2	2,7	1,5	1,4	0,1	49,5	47,8	1,7	50,5	52,2	1,7	0,6	1,7	1,1	-3,9	-4,7	0,8	4,0	3,7	0,3
4.	36,5	68,8	32,3	1,2	2,3	1,1	53,6	51,0	2,6	46,4	49,0	2,6	1,0	0,9	0,1	-2,8	-3,5	0,7	0,8	2,6	1,8
5.	24,5	53,9	29,4	0,8	1,8	1,0	55,9	52,2	3,7	44,1	47,8	3,7	-0,6	0,1	0,7	-4,9	-5,5	0,6	0,7	1,3	0,6
6.	19,8	30,8	11,0	0,7	1,0	0,3	52,2	53,3	1,1	47,8	46,7	1,1	1,0	0,8	0,2	-3,2	-3,6	0,4	1,1	1,5	0,4
7.	25,1	35,4	10,3	0,8	1,2	0,4	51,4	52,9	1,5	48,6	47,1	1,5	0,6	0,0	0,6	-1,7	-1,6	0,1	0,6	0,8	0,2
8.	50,5	82,2	31,7	1,7	2,7	1,0	49,8	54,7	4,9	50,2	45,3	4,9	0,2	-0,3	0,5	-1,4	-3,4	2,0	2,8	4,1	1,3
9.	17,0	14,6	2,4	0,6	0,5	0,1	43,3	44,1	0,8	56,7	55,9	0,8	1,4	1,3	0,1	1,6	2,7	1,1	2,7	2,6	0,1
10.	7,8	9,0	1,2	0,3	0,3	0,0	48,8	47,1	1,7	51,2	52,9	1,7	0,3	0,6	0,3	-0,7	-1,4	0,7	0,5	1,5	1,0

Koehenkilö	Jalat erillään HurLabs-tasapainolauta																				
	Huojunnan pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm ²)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	24,7	19,1	5,6	0,8	0,6	0,2	49,4	51,8	2,5	50,6	48,2	2,5	0,3	-0,9	1,3	-5,9	-8,3	2,5	0,7	0,9	0,2
2.	14,9	13,9	1,1	0,5	0,5	0,0	49,6	47,9	1,7	50,4	52,1	1,7	0,2	1,1	0,9	-5,9	-5,4	0,5	1,1	0,4	0,7
3.	20,9	27,5	6,6	0,7	0,9	0,2	49,1	47,3	1,8	50,9	52,7	1,8	0,5	1,4	1,0	-5,6	-6,9	1,3	3,1	3,4	0,3
4.	13,2	18,6	5,4	0,4	0,6	0,2	49,0	49,0	0,0	51,0	51,1	0,0	0,5	0,5	0,0	-6,7	-5,7	1,1	0,4	1,4	1,0
5.	17,3	20,3	3,0	0,6	0,7	0,1	52,0	50,2	1,8	48,0	49,8	1,8	-1,0	-0,1	0,9	-8,7	-9,1	0,4	0,8	0,6	0,2
6.	20,9	23,1	2,2	0,7	0,8	0,1	50,4	48,9	1,5	49,6	51,1	1,5	-0,2	0,6	0,8	-8,1	-7,3	0,9	0,7	0,8	0,1
7.	22,7	20,6	2,2	0,8	0,7	0,1	51,1	51,0	0,1	48,9	49,0	0,1	-0,6	-0,5	0,0	-4,1	-3,0	1,1	0,5	0,4	0,1
8.	32,1	35,8	3,7	1,1	1,2	0,1	51,7	52,2	0,5	48,3	47,8	0,5	-0,9	-1,1	0,3	-4,9	-5,7	0,8	2,4	2,8	0,4
9.	39,2	45,6	6,4	1,3	1,5	0,2	51,2	50,9	0,2	48,8	49,1	0,2	-0,6	-0,5	0,1	-4,8	-4,2	0,5	3,0	2,5	0,5
10.	16,6	16,4	0,2	0,6	0,5	0,0	51,9	51,1	0,8	48,1	48,9	0,8	-1,0	-0,6	0,4	-3,9	-4,1	0,2	0,5	2,3	1,8

	Jalat erillään 1. ja 2. mittauksen vaihteluvälin keskiarvo ja keskihajonta			
	Keskiarvo Physilect	Keskiarvo HUR	Keskihajonta Physilect	Keskihajonta HUR
Huojunnan pituus (cm)	17,2	3,6	15,4	2,2
Keskinopeus (cm/s)	0,6	0,1	0,5	0,1
Painojakauma vas. (%)	2,2	1,1	1,2	0,8
Painojakauma oik. (%)	2,2	1,1	1,2	0,8
x-akseli ka (cm)	0,5	0,6	0,3	2,2
y-akseli ka (cm)	0,7	0,9	0,5	0,4
C90 pinta-ala (cm ²)	0,7	0,5	0,5	0,5

Jalat yhdessä seisonatetestin mittaustulosten yhteenveto

Liite 5

Parametri	Jalat yhdessä Physilect-liikesensorilaitteisto (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	18,90	229,70	210,80	95,32	61,90	64,94	18,90	252,90	234,00	98,72	62,29	63,10
Keskinopeus (cm/s)	0,60	7,60	7,00	3,15	2,06	65,19	0,60	8,40	7,80	3,27	2,08	63,55
Painojakauma vas. (%)	32,70	58,40	25,70	46,10	6,86	14,88	35,20	65,20	30,00	47,67	8,02	16,83
Painojakauma oik. (%)	41,60	67,30	25,70	53,90	6,86	12,72	34,80	64,80	30,00	52,33	8,02	15,33
x-akseli max (cm)	0,80	3,90	3,10	1,85	0,80	43,50	0,60	5,00	4,40	2,08	1,13	54,14
x-akseli min (cm)	-4,00	-0,20	3,80	-1,16	1,04	-89,80	-3,00	1,10	4,10	-0,95	1,01	-106,07
x-akseli ka (cm)	-1,30	1,30	2,60	0,47	0,59	127,30	-0,40	2,50	2,90	0,62	0,77	124,96
y-akseli max (cm)	-6,80	2,50	9,30	-2,36	1,96	-83,22	-6,60	4,10	10,70	-2,50	2,38	-95,23
y-akseli min (cm)	-11,20	0,00	11,20	-6,21	2,87	-46,23	-11,20	0,70	11,90	-6,26	2,89	-46,14
y-akseli ka (cm)	-8,30	1,30	9,60	-4,15	2,18	-52,63	-8,40	2,80	11,20	-4,45	2,65	-59,49
C90 pinta-ala (cm2)	2,40	53,40	51,00	14,92	14,37	96,31	3,30	35,70	32,40	13,37	10,07	75,31

Parametri	Jalat yhdessä HurLabs-tasapainolauta (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	18,67	72,81	54,14	37,89	13,56	35,78	19,30	58,97	39,67	35,02	9,50	27,13
Keskinopeus (cm/s)	0,62	2,43	1,81	1,27	0,45	35,85	0,64	1,97	1,32	1,16	0,32	27,15
Painojakauma vas. (%)	48,92	51,50	2,58	50,25	0,72	1,44	48,14	51,94	3,80	50,08	0,98	1,97
Painojakauma oik. (%)	48,50	51,08	2,58	49,75	0,72	1,45	48,06	51,86	3,80	49,92	0,98	1,97
x-akseli max (cm)	0,04	1,79	1,75	1,02	0,51	49,95	0,15	2,39	2,24	1,06	0,64	60,29
x-akseli min (cm)	-2,86	-0,32	2,53	-1,27	0,54	-42,68	-2,37	0,22	2,59	-1,29	0,73	-56,90
x-akseli ka (cm)	-0,78	0,56	1,34	-0,13	0,38	-284,69	-1,01	0,97	1,97	-0,04	0,51	-1209,37
y-akseli max (cm)	-7,70	-2,08	5,63	-4,65	1,50	-32,18	-8,25	-0,26	7,99	-4,85	2,06	-42,38
y-akseli min (cm)	-10,42	-5,23	5,19	-7,10	1,43	-20,07	-9,78	-4,71	5,06	-6,97	1,71	-24,50
y-akseli ka (cm)	-8,95	-3,98	4,97	-5,90	1,43	-24,17	-9,09	-2,26	6,83	-5,91	1,88	-31,79
C90 pinta-ala (cm2)	1,22	11,46	10,24	3,77	2,72	72,12	1,36	10,95	9,59	3,37	2,53	75,11

Jalat yhdessä seisonnatestin mittauskertojen välinen vertailu

Liite 6

Koehenkilö	Jalat yhdessä Physilect-liikesensorilaitteisto																				
	Huojunnan pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm2)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	69,5	109,4	39,9	2,3	3,6	1,3	43,5	44,5	1,0	56,5	55,5	1,0	0,7	0,3	0,4	-8,3	-8,3	0,0	6,7	7,3	0,6
2.	210,6	102,8	107,8	7,0	3,4	3,6	50,1	43,4	6,7	49,9	56,6	6,7	-1,3	0,5	1,8	-5,7	-4,0	1,7	44,4	6,9	37,5
3.	41,2	135,6	94,4	1,4	4,5	3,1	46,0	42,6	3,4	54,0	57,4	3,4	0,4	0,6	0,2	-2,4	-4,8	2,4	4,9	12,5	7,6
4.	45,9	20,5	25,4	1,5	0,7	0,8	48,7	49,2	0,5	51,3	50,8	0,5	0,4	-0,2	0,6	-3,7	-3,1	0,6	3,9	3,3	0,6
5.	96,7	50,8	45,9	3,2	1,7	1,5	54,6	64,0	9,4	45,4	36,0	9,4	0,5	0,0	0,5	-5,2	-5,6	0,4	10,2	13,7	3,5
6.	148,1	130,8	17,3	4,9	4,3	0,6	42,1	50,5	8,4	57,9	49,5	8,4	1,0	2,5	1,5	-4,7	-5,6	0,9	23,9	23,4	0,5
7.	122,8	252,9	130,1	4,1	8,4	4,3	40,5	65,2	24,7	59,5	34,8	24,7	0,1	-0,3	0,4	-5,4	-8,4	3,0	12,7	32,2	19,5
8.	118,1	88,2	29,9	3,9	2,9	1,0	44,0	46,0	2,0	56,0	54,0	2,0	0,4	0,8	0,4	-4,5	-3,9	0,6	9,3	8,4	0,9
9.	98,9	141,6	42,7	3,3	4,7	1,4	49,2	35,2	14,0	50,8	64,8	14,0	0,4	0,5	0,1	-4,2	-4,6	0,4	12,5	24,2	11,7
10.	110,3	114,3	4,0	3,6	3,8	0,2	58,4	49,3	9,1	41,6	50,7	9,1	0,0	-0,4	0,4	-6,2	-7,6	1,4	14,8	7,0	7,8
11.	58,6	109,0	50,4	1,9	3,6	1,7	32,7	46,4	13,7	67,3	53,6	13,7	1,3	1,0	0,3	-5,7	-3,4	2,3	11,3	6,2	5,1
12.	38,4	28,6	9,8	1,3	0,9	0,4	54,9	53,5	1,4	45,1	46,5	1,4	0,6	0,5	0,1	-1,7	-2,1	0,4	2,4	5,6	3,2
13.	229,7	158,4	71,3	7,6	5,3	2,3	35,8	41,4	5,6	64,2	58,6	5,6	0,7	0,7	0,0	-3,0	-4,0	1,0	53,4	35,7	17,7
14.	22,1	18,9	3,2	0,7	0,6	0,1	49,2	38,4	10,8	50,8	61,6	10,8	1,3	2,1	0,8	1,3	2,8	1,5	8,7	9,4	0,7
15.	18,9	19,0	0,1	0,6	0,6	0,0	41,8	45,4	3,6	58,2	54,6	3,6	0,5	0,7	0,2	-2,8	-4,1	1,3	4,7	4,7	0,0

Koehenkilö	Jalat yhdessä Hurlabs-tasapainolauta																				
	Huojunnan pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm2)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	46,7	37,3	9,4	1,6	1,2	0,4	50,0	50,1	0,2	50,0	49,9	0,2	0,0	-0,1	0,1	-6,6	-7,4	0,8	3,4	2,1	1,3
2.	19,5	19,3	0,3	0,7	0,6	0,0	51,1	50,2	0,8	49,0	49,8	0,8	-0,5	-0,1	0,4	-6,3	-7,1	0,9	1,2	1,6	0,4
3.	25,3	21,5	3,8	0,8	0,7	0,1	50,3	49,9	0,4	49,7	50,1	0,4	-0,2	0,0	0,2	-6,7	-8,4	1,7	2,0	1,4	0,6
4.	37,6	31,2	6,4	1,3	1,0	0,2	50,0	51,9	2,0	50,0	48,1	2,0	0,0	-1,0	1,0	-4,0	-3,7	0,3	3,1	5,5	2,4
5.	33,1	33,7	0,6	1,1	1,1	0,0	48,9	49,8	0,9	51,1	50,2	0,9	0,6	0,1	0,5	-5,1	-4,2	0,9	1,9	1,9	0,0
6.	35,2	37,7	2,5	1,2	1,3	0,1	49,8	50,4	0,6	50,2	49,6	0,7	0,1	-0,2	0,3	-6,6	-8,0	1,4	3,3	6,0	2,6
7.	36,3	33,8	2,6	1,2	1,1	0,1	49,7	49,8	0,1	50,4	50,2	0,2	0,2	0,1	0,1	-5,7	-5,5	0,1	3,7	2,3	1,4
8.	36,4	39,3	2,9	1,2	1,3	0,1	50,4	49,3	1,1	49,6	50,7	1,1	-0,2	0,4	0,6	-7,6	-6,7	0,9	3,8	5,5	1,8
9.	18,7	24,6	6,0	0,6	0,8	0,2	51,0	48,9	2,1	49,0	51,1	2,1	-0,5	0,6	1,1	-6,4	-4,3	2,1	2,1	1,4	0,8
10.	38,0	42,4	4,5	1,3	1,4	0,1	50,9	50,3	0,6	49,1	49,7	0,6	-0,5	-0,2	0,3	-8,9	-9,1	0,2	2,6	2,0	0,6
11.	38,8	29,7	9,1	1,3	1,0	0,3	49,1	48,1	0,9	51,0	51,9	0,9	0,5	1,0	0,5	-7,2	-6,8	0,4	5,6	1,8	3,8
12.	41,9	41,4	0,4	1,4	1,4	0,0	49,8	51,7	1,9	50,2	48,3	1,9	0,1	-0,9	1,0	-4,5	-4,7	0,2	1,7	1,8	0,1
13.	59,3	42,7	16,7	2,0	1,4	0,6	51,5	51,1	0,4	48,5	48,9	0,4	-0,8	-0,6	0,2	-4,1	-5,3	1,2	8,6	3,5	5,0
14.	72,8	59,0	13,8	2,4	2,0	0,5	50,8	49,0	1,8	49,2	51,0	1,8	-0,4	0,5	0,9	-4,4	-2,3	2,2	11,5	11,0	0,5
15.	28,6	31,4	2,8	1,0	1,0	0,1	50,7	50,5	0,2	49,3	49,6	0,2	-0,4	-0,2	0,1	-4,3	-5,0	0,8	2,0	2,8	0,7

Jalat yhdessä seisonatetestin mittauskertojen vertailun yhteenveto

Liite 7

	Jalat yhdessä 1. ja 2. mittauksen vaihteluvälin keskiarvo ja keskihajonta			
	Keskiarvo Physilect	Keskiarvo HUR	Keskihajonta Physilect	Keskihajonta HUR
Huojunnan pituus (cm)	44,8	5,4	38,7	4,7
Keskinopeus (cm/s)	1,5	0,2	1,3	0,2
Painojakauma vas. (%)	7,6	0,9	6,3	0,7
Painojakauma oik. (%)	7,6	0,9	6,3	0,7
x-akseli ka (cm)	0,5	0,5	0,5	0,3
y-akseli ka (cm)	1,2	0,9	0,8	0,6
C90 pinta-ala (cm ²)	7,8	1,5	10,0	1,4

Jalat yhdessä silmät kiinni seisontatestin mittaustulosten yhteenveto

Liite 8

Parametri	Jalat yhdessä silmät kiinni Physilect-liikesensorilaitteisto (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	18,40	151,30	132,90	88,20	44,28	50,20	18,40	181,10	162,70	95,35	49,90	52,34
Keskinopeus (cm/s)	0,60	5,10	4,50	2,93	1,48	50,73	0,60	6,00	5,40	3,15	1,66	52,72
Painojakauma vas. (%)	33,20	55,70	22,50	45,47	6,89	15,16	36,60	62,50	25,90	48,11	6,91	14,37
Painojakauma oik. (%)	44,30	66,80	22,50	54,53	6,89	12,64	37,50	63,40	25,90	51,89	6,91	13,32
x-akseli max (cm)	0,30	4,60	4,30	1,75	1,05	60,37	0,10	4,30	4,20	2,17	1,25	57,83
x-akseli min (cm)	-1,40	0,90	2,30	-0,69	0,57	-83,55	-3,20	1,40	4,60	-0,99	1,11	-111,71
x-akseli ka (cm)	-0,30	2,00	2,30	0,59	0,60	101,02	-0,60	2,30	2,90	0,81	0,78	96,92
y-akseli max (cm)	-5,80	3,20	9,00	-1,92	1,97	-102,84	-6,30	5,20	11,50	-2,21	2,45	-110,80
y-akseli min (cm)	-9,00	-1,40	7,60	-5,77	2,26	-39,13	-12,40	-0,40	12,00	-6,55	2,82	-43,13
y-akseli ka (cm)	-7,40	1,10	8,50	-3,55	1,99	-56,13	-8,00	2,70	10,70	-3,93	2,51	-63,82
C90 pinta-ala (cm ²)	1,20	29,00	27,80	10,60	8,05	75,94	1,10	50,70	49,60	19,09	16,11	84,40

Parametri	Jalat yhdessä silmät kiinni HurLabs-tasapainolauta (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	18,27	101,15	82,88	56,24	20,31	36,11	20,26	108,51	88,25	54,00	22,36	41,41
Keskinopeus (cm/s)	0,61	3,37	2,76	1,87	0,68	36,10	0,68	3,62	2,94	1,80	0,75	41,47
Painojakauma vas. (%)	46,71	51,52	4,81	50,07	1,33	2,66	47,79	51,52	3,73	50,11	0,88	1,76
Painojakauma oik. (%)	48,48	53,29	4,81	49,93	1,33	2,67	48,48	52,21	3,73	49,89	0,88	1,77
x-akseli max (cm)	0,07	3,23	3,16	1,29	0,89	69,37	0,23	2,98	2,75	1,17	0,72	61,92
x-akseli min (cm)	-2,66	0,53	3,19	-1,34	0,75	-55,90	-3,41	-0,58	2,83	-1,38	0,65	-47,17
x-akseli ka (cm)	-0,79	1,71	2,50	-0,05	0,69	-1506,01	-0,79	1,15	1,94	-0,06	0,46	-817,19
y-akseli max (cm)	-7,05	-1,70	5,35	-4,30	1,70	-39,52	-8,28	1,80	10,08	-4,18	2,59	-61,92
y-akseli min (cm)	-9,86	-4,28	5,58	-7,19	1,59	-22,04	-10,77	-3,64	7,14	-7,08	1,96	-27,71
y-akseli ka (cm)	-8,28	-3,17	5,11	-5,63	1,47	-26,13	-9,13	-2,31	6,83	-5,61	2,17	-38,62
C90 pinta-ala (cm ²)	1,21	15,29	14,08	4,65	4,29	92,13	1,22	20,14	18,91	4,87	5,27	108,27

Jalat yhdessä silmät kiinni seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu

Liite 9

Koehenkilö	Jalat yhdessä silmät kiinni Physilect-liikesensorilaitteisto																				
	Huojuksen pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm2)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	80,3	109,2	28,9	2,7	3,6	0,9	44,1	44,2	0,1	55,9	55,8	0,1	0,6	0,4	0,2	-7,4	-8,0	0,6	9,2	5,4	3,8
2.	74,4	46,2	28,2	2,5	1,5	1,0	49,7	57,2	7,5	50,3	42,8	7,5	0,5	-0,6	1,1	-3,5	-4,0	0,5	2,9	1,5	1,4
3.	83,9	130,1	46,2	2,8	4,3	1,5	43,2	47,1	3,9	56,8	52,9	3,9	0,0	1,0	1,0	-2,1	-3,5	1,4	7,8	12,5	4,7
4.	18,4	18,4	0,0	0,6	0,6	0,0	48,1	47,9	0,2	51,9	52,1	0,2	-0,1	0,4	0,5	-3,0	-3,1	0,1	1,2	1,1	0,1
5.	107,1	52,4	54,7	3,5	1,7	1,8	55,6	58,6	3,0	44,4	41,4	3,0	1,1	0,0	1,1	-4,5	-4,6	0,1	10,0	8,4	1,6
6.	151,3	117,2	34,1	5,1	3,9	1,2	40,1	51,4	11,3	59,9	48,6	11,3	0,9	2,3	1,4	-4,8	-4,2	0,6	26,5	28,9	2,4
7.	121,8	143,1	21,3	4,0	4,7	0,7	33,2	62,5	29,3	66,8	37,5	29,3	0,6	1,0	0,4	-6,3	-8,0	1,7	16,1	50,6	34,5
8.	90,6	91,2	0,6	3,0	3,0	0,0	49,9	46,7	3,2	50,1	53,3	3,2	-0,3	0,4	0,7	-3,0	-2,6	0,4	5,5	2,8	2,7
9.	101,4	181,1	79,7	3,4	6,0	2,6	34,4	36,6	2,2	65,6	63,4	2,2	0,7	0,2	0,5	-3,8	-4,5	0,7	7,3	33,5	26,2
10.	151,0	125,2	25,8	5,0	4,1	0,9	55,7	46,3	9,4	44,3	53,7	9,4	-0,1	1,5	1,6	-4,4	-6,4	2,0	15,8	27,5	11,7
11.	118,2	51,1	67,1	3,9	1,7	2,2	43,1	46,1	3,0	56,9	53,9	3,0	0,7	0,4	0,3	-4,3	-3,4	0,9	9,6	5,0	4,6
12.	39,8	48,5	8,7	1,3	1,6	0,3	55,1	50,4	4,7	44,9	49,6	4,7	0,5	1,1	0,6	-0,6	-1,3	0,7	3,2	24,1	20,9
13.	140,3	163,2	22,9	4,7	5,4	0,7	39,3	42,5	3,2	60,7	57,5	3,2	2,0	1,3	0,7	-3,1	-3,6	0,5	29,0	50,7	21,7
14.	25,1	25,2	0,1	0,8	0,8	0,0	48,0	37,7	10,3	52,0	62,3	10,3	1,5	2,3	0,8	1,1	2,7	1,6	12,6	12,0	0,6
15.	19,4	128,2	108,8	0,6	4,3	3,7	42,5	46,4	3,9	57,5	53,6	3,9	0,3	0,4	0,1	-3,5	-4,4	0,9	2,3	22,4	20,1

Koehenkilö	Jalat yhdessä silmät kiinni Hurlabs-tasapainolauta																				
	Huojuksen pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm2)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	66,9	70,6	3,7	2,2	2,4	0,2	50,1	50,5	0,5	50,0	49,5	0,5	-0,2	-0,3	0,1	-6,1	-7,1	1,0	5,8	4,0	1,8
2.	18,3	20,3	2,0	0,6	0,7	0,1	50,4	50,4	0,1	49,7	49,6	0,1	-0,2	-0,2	0,0	-7,5	-8,8	1,3	1,2	1,2	0,0
3.	44,1	34,8	9,4	1,5	1,2	0,3	51,5	49,7	1,9	48,5	50,3	1,9	-0,8	0,2	1,0	-5,5	-7,1	1,6	2,1	1,7	0,4
4.	47,9	38,1	9,9	1,6	1,3	0,3	48,5	50,2	1,8	51,5	49,8	1,8	0,8	-0,1	0,9	-3,2	-3,8	0,7	2,3	1,6	0,7
5.	45,1	45,0	0,1	1,5	1,5	0,0	49,3	50,5	1,3	50,8	49,5	1,3	0,4	-0,3	0,7	-4,2	-3,8	0,4	2,3	2,0	0,3
6.	50,1	46,3	3,8	1,7	1,5	0,1	50,1	50,9	0,8	49,9	49,2	0,8	0,0	-0,4	0,4	-6,7	-6,5	0,2	3,8	2,6	1,3
7.	59,2	73,5	14,3	2,0	2,5	0,5	48,2	47,8	0,4	51,8	52,2	0,4	0,9	1,1	0,2	-6,5	-6,2	0,3	4,7	8,4	3,7
8.	40,6	40,0	0,6	1,4	1,3	0,0	51,3	49,6	1,7	48,7	50,4	1,7	-0,7	0,2	0,9	-6,7	-5,5	1,2	2,8	1,8	1,0
9.	35,3	37,8	2,4	1,2	1,3	0,1	51,5	49,5	2,0	48,5	50,5	2,0	-0,8	0,3	1,0	-6,0	-3,4	2,6	1,9	4,8	2,9
10.	73,0	64,0	9,1	2,4	2,1	0,3	50,6	50,6	0,0	49,4	49,4	0,0	-0,3	-0,3	0,0	-8,3	-8,6	0,3	3,0	2,9	0,1
11.	54,3	45,2	9,1	1,8	1,5	0,3	46,7	49,6	2,9	53,3	50,4	2,9	1,7	0,2	1,5	-7,0	-9,1	2,1	3,1	3,0	0,1
12.	67,0	57,4	9,6	2,2	1,9	0,3	50,3	50,2	0,2	49,7	49,9	0,2	-0,2	-0,1	0,1	-3,8	-2,5	1,2	3,5	2,6	0,9
13.	101,1	108,5	7,4	3,4	3,6	0,2	50,8	51,5	0,7	49,2	48,5	0,7	-0,4	-0,8	0,4	-4,2	-4,9	0,7	15,3	14,5	0,8
14.	89,7	87,9	1,8	3,0	2,9	0,1	50,5	49,4	1,1	49,6	50,6	1,1	-0,2	0,3	0,6	-4,4	-2,3	2,1	15,1	20,1	5,0
15.	51,0	40,8	10,2	1,7	1,4	0,3	51,4	51,3	0,1	48,6	48,7	0,1	-0,7	-0,7	0,0	-4,3	-4,4	0,2	2,7	1,8	0,8

Jalat yhdessä silmät kiinni seisonatetestin mittauskertojen vertailun yhteenveto

Liite 10

	Jalat yhdessä silmät kiinni 1. ja 2. mittauksen vaihteluvälin keskiarvo ja keskihajonta			
	Keskiarvo Physilect	Keskiarvo HUR	Keskihajonta Physilect	Keskihajonta HUR
Huojunnan pituus (cm)	35,1	6,2	30,3	4,2
Keskinopeus (cm/s)	1,2	0,2	1,0	0,1
Painojakauma vas. (%)	6,3	1,0	7,0	0,8
Painojakauma oik. (%)	6,3	1,0	7,0	0,8
x-akseli ka (cm)	0,7	0,5	0,4	0,4
y-akseli ka (cm)	0,8	1,1	0,6	0,8
C90 pinta-ala (cm ²)	10,5	1,3	10,8	1,4

Yhdellä jalalla seisonnatestin mittaustulosten yhteenveto

Liite 11

Parametri	Yhdellä jalalla Physilect-liikesensorilaitteisto (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	37,30	484,70	447,40	131,29	104,05	79,25	27,00	210,70	183,70	93,55	48,74	52,10
Keskinopeus (cm/s)	1,20	16,20	15,00	4,35	3,48	79,95	0,90	7,00	6,10	3,09	1,62	52,38
Painojakauma vas. (%)	15,30	78,40	63,10	54,33	18,01	33,14	5,90	79,50	73,60	54,78	19,68	35,92
Painojakauma oik. (%)	21,60	84,70	63,10	45,67	18,01	39,42	20,50	94,10	73,60	45,22	19,68	43,52
x-akseli max (cm)	-5,00	21,60	26,60	4,08	7,55	184,95	-6,50	14,20	20,70	3,13	5,79	185,23
x-akseli min (cm)	-26,20	6,70	32,90	-3,39	8,17	-241,12	-11,20	6,90	18,10	-1,43	4,95	-346,85
x-akseli ka (cm)	-7,60	7,80	15,40	0,58	5,17	891,01	-7,20	8,00	15,20	0,71	4,82	682,06
y-akseli max (cm)	-15,70	23,80	39,50	3,78	7,97	210,83	-19,60	20,40	40,00	2,93	8,08	276,23
y-akseli min (cm)	-22,90	9,10	32,00	-3,12	7,93	-254,27	-22,90	10,90	33,80	-2,01	6,98	-347,74
y-akseli ka (cm)	-17,20	11,00	28,20	0,29	6,51	2271,42	-21,60	13,40	35,00	0,47	7,33	1547,84
C90 pinta-ala (cm ²)	2,26	14,08	11,82	6,30	3,28	52,07	2,27	17,14	14,87	5,70	3,51	61,68

Parametri	Yhdellä jalalla HurLabs-tasapainolauta (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Huoj. pituus (cm)	47,35	142,30	94,96	90,81	29,11	32,06	50,75	144,38	93,63	88,06	25,64	29,12
Keskinopeus (cm/s)	1,58	4,74	3,17	3,04	0,98	32,32	1,69	4,81	3,12	2,94	0,85	29,12
Painojakauma vas. (%)	35,84	64,40	28,56	49,34	10,11	20,48	33,18	61,92	28,74	48,48	10,18	20,99
Painojakauma oik. (%)	35,60	64,16	28,56	50,66	10,11	19,95	38,08	66,82	28,74	51,52	10,18	19,75
x-akseli max (cm)	-5,72	8,97	14,69	1,88	5,24	278,55	-5,34	10,13	15,46	2,22	5,42	243,83
x-akseli min (cm)	-9,19	6,08	15,28	-1,04	5,25	-502,23	-7,32	7,66	14,99	-0,59	5,26	-886,11
x-akseli ka (cm)	-7,49	7,37	14,85	0,34	5,26	1536,50	-6,20	8,75	14,95	0,79	5,29	668,98
y-akseli max (cm)	-6,64	1,02	7,66	-2,40	2,17	-90,54	-6,03	1,41	7,44	-2,67	1,90	-71,19
y-akseli min (cm)	-9,75	-3,34	6,41	-6,15	2,13	-34,62	-8,58	-4,28	4,30	-5,93	1,27	-21,49
y-akseli ka (cm)	-7,84	-1,69	6,14	-4,31	1,94	-45,10	-7,27	-1,65	5,62	-4,42	1,67	-37,73
C90 pinta-ala (cm ²)	20,00	58,00	38,00	31,93	13,95	43,70	4,70	589,40	584,70	115,74	180,03	155,55

Yhdellä jalalla seisontatestin mittauskertojen välinen vertailu

Liite 12

Koehenkilö	Yhdellä jalalla Physilect-liikesensorilaitteisto																				
	Huojuksen pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm2)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	78,6	134,6	56,0	2,6	4,4	1,8	78,4	75,3	3,1	21,6	24,7	3,1	-5,5	-5,1	0,4	-17,2	-21,6	4,4	11,5	12,2	0,7
2.	37,3	27,0	10,3	1,2	0,9	0,3	71,4	79,5	8,1	28,6	20,5	8,1	-5,3	-7,2	1,9	-3,1	-4,4	1,3	9,0	8,8	0,2
3.	199,5	210,7	11,2	6,6	7,0	0,4	52,0	44,9	7,1	48,0	55,1	7,1	3,5	3,7	0,2	1,6	3,0	1,4	9,7	15,5	5,8
4.	484,7	33,2	451,5	16,2	1,1	15,1	77,0	29,0	48,0	23,0	71,0	48,0	-3,5	-1,3	2,2	-7,9	1,8	9,7	410,6	5,7	404,9
5.	53,9	144,3	90,4	1,8	4,8	3,0	54,0	64,5	10,5	46,0	35,5	10,5	-4,4	-3,4	1,0	1,6	1,9	0,3	4,7	15,8	11,1
6.	86,3	82,9	3,4	2,9	2,7	0,2	51,3	60,4	9,1	48,7	39,6	9,1	-0,6	-0,7	0,1	4,6	6,5	1,9	30,4	34,2	3,8
7.	128,6	119,5	9,1	4,2	3,9	0,3	43,1	55,2	12,1	56,9	44,8	12,1	4,4	3,9	0,5	-3,6	-1,8	1,8	17,1	24,4	7,3
8.	73,0	36,9	36,1	2,4	1,2	1,2	38,9	42,5	3,6	61,1	57,5	3,6	7,8	6,6	1,2	3,5	2,9	0,6	6,3	3,9	2,4
9.	151,3	98,6	52,7	5,0	3,3	1,7	53,2	66,9	13,7	46,8	33,1	13,7	4,2	2,6	1,6	2,7	1,2	1,5	209,9	29,8	180,1
10.	141,8	134,6	7,2	4,7	4,4	0,3	68,5	67,4	1,1	31,5	32,6	1,1	2,0	2,2	0,2	-4,3	-3,9	0,4	18,1	20,3	2,2
11.	50,7	49,7	1,0	1,7	1,6	0,1	45,3	43,5	1,8	54,7	56,5	1,8	5,1	5,8	0,7	1,3	0,3	1,0	20,6	25,8	5,2
12.	94,5	51,7	42,8	3,1	1,7	1,4	77,0	78,4	1,4	23,0	21,6	1,4	-7,6	-6,1	1,5	3,3	-1,5	4,8	351,2	31,0	320,2
13.	106,3	81,7	24,6	3,5	2,7	0,8	62,0	67,5	5,5	38,0	32,5	5,5	-5,0	-3,9	1,1	5,7	7,0	1,3	34,7	16,9	17,8
14.	123,8	98,8	25,0	4,1	3,3	0,8	15,3	5,9	9,4	84,7	94,1	9,4	6,8	5,5	1,3	11,0	13,4	2,4	589,4	192,4	397,0
15.	159,1	99,1	60,0	5,3	3,3	2,0	27,5	40,8	13,3	72,5	59,2	13,3	6,8	8,0	1,2	5,1	2,3	2,8	12,9	27,5	14,6

Koehenkilö	Yhdellä jalalla Hurlabs-tasapainolauta																				
	Huojuksen pituus (cm)			Keskinopeus (cm/s)			Painojakauma vas. (%)			Painojakauma oik. (%)			x-akseli ka (cm)			y-akseli ka (cm)			C90 pinta-ala (cm2)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	95,9	83,2	12,7	3,2	2,8	0,4	58,6	58,4	0,2	41,4	41,6	0,2	-4,5	-4,4	0,1	-2,7	-3,0	0,3	4,7	3,0	1,8
2.	52,0	60,0	7,9	1,7	2,0	0,3	60,0	61,9	1,9	40,0	38,1	1,9	-5,2	-6,2	1,0	-3,7	-4,7	1,0	4,1	2,3	1,8
3.	47,3	50,8	3,4	1,6	1,7	0,1	41,7	41,8	0,1	58,3	58,2	0,1	4,3	4,3	0,0	-6,6	-7,3	0,7	2,3	2,3	0,0
4.	127,3	116,7	10,6	4,2	3,9	0,4	59,2	59,9	0,6	40,8	40,2	0,6	-4,8	-5,1	0,3	-1,7	-2,3	0,6	6,5	7,3	0,8
5.	69,5	73,3	3,8	2,3	2,4	0,1	59,1	57,4	1,7	41,0	42,6	1,7	-4,7	-3,8	0,9	-5,3	-5,7	0,5	4,7	2,7	2,0
6.	75,5	76,7	1,1	2,5	2,6	0,0	57,2	58,4	1,2	42,8	41,6	1,2	-3,7	-4,4	0,6	-7,8	-7,1	0,7	3,8	3,9	0,1
7.	89,2	84,5	4,7	3,0	2,8	0,2	41,3	40,7	0,6	58,7	59,3	0,6	4,5	4,8	0,3	-3,5	-3,9	0,4	4,2	5,1	1,0
8.	73,3	62,5	10,8	2,4	2,1	0,4	35,8	33,2	2,7	64,2	66,8	2,7	7,4	8,8	1,4	-5,5	-5,1	0,4	3,9	4,8	0,9
9.	120,5	109,6	11,0	4,2	3,7	0,5	42,1	39,9	2,2	57,9	60,1	2,2	4,1	5,2	1,1	-2,2	-3,1	0,9	8,3	7,5	0,8
10.	94,8	101,9	7,1	3,2	3,4	0,2	38,2	43,2	5,1	61,8	56,8	5,1	6,1	3,5	2,6	-6,9	-6,9	0,1	7,6	7,2	0,5
11.	93,3	98,4	5,1	3,1	3,3	0,2	39,2	38,9	0,2	60,8	61,1	0,2	5,6	5,8	0,1	-6,4	-3,8	2,6	8,3	5,9	2,4
12.	135,7	144,4	8,6	4,5	4,8	0,3	64,4	58,5	5,9	35,6	41,5	5,9	-7,5	-4,4	3,1	-2,8	-3,4	0,6	6,4	5,4	1,0
13.	91,8	74,4	17,4	3,1	2,5	0,6	60,5	59,1	1,4	39,5	40,9	1,4	-5,5	-4,7	0,7	-1,8	-4,3	2,5	14,1	6,5	7,6
14.	142,3	121,2	21,1	4,7	4,0	0,7	38,6	38,4	0,2	61,4	61,6	0,2	5,9	6,0	0,1	-4,8	-1,6	3,2	12,5	17,1	4,6
15.	53,5	63,5	10,0	1,8	2,1	0,3	44,1	37,4	6,7	55,9	62,6	6,7	3,0	6,5	3,5	-3,0	-4,0	1,1	3,2	4,7	1,5

Yhdellä jalalla seisonatetestin mittauskertojen vertailun yhteenveto

Liite 13

	Jalat yhdessä silmät kiinni 1. ja 2. mittauksen vaihteluvälin keskiarvo ja keskihajonta			
	Keskiarvo Physilect	Keskiarvo HUR	Keskihajonta Physilect	Keskihajonta HUR
Huojunnan pituus (cm)	58,8	9,0	107,9	5,2
Keskinopeus (cm/s)	2,0	0,3	3,6	0,2
Painojakauma vas. (%)	9,9	2,0	11,0	2,1
Painojakauma oik. (%)	9,9	2,0	11,0	2,1
x-akseli ka (cm)	1,0	1,1	0,6	1,1
y-akseli ka (cm)	2,4	1,0	2,3	0,9
C90 pinta-ala (cm ²)	91,6	1,8	148,7	1,9

Liikeanalyysin mittaustulokset

Kyykistymistestin mittaustulosten yhteenveto

Parametri	Kyykistyminen Physilect-liikesensorilaitteisto (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Pää x-akseli max nopeus (cm/s)	1,15	12,00	10,85	4,71	2,79	59,12	1,51	8,50	6,99	4,19	1,86	44,40
Pää x-akseli min nopeus (cm/s)	-7,15	-0,82	6,33	-4,11	2,02	-49,21	-5,75	-2,40	3,35	-3,79	1,07	-28,10
Pää y-akseli max nopeus (cm/s)	9,75	38,80	29,05	24,92	7,50	30,09	9,50	44,00	34,50	27,07	10,05	37,13
Pää y-akseli min nopeus (cm/s)	-30,10	-6,40	23,70	-20,07	6,86	-34,18	-29,00	-8,30	20,70	-19,46	6,73	-34,60
Pää z-akseli max nopeus (cm/s)	32,10	127,50	95,40	91,42	23,85	26,09	45,00	131,00	86,00	93,51	21,96	23,48
Pää z-akseli min nopeus (cm/s)	-86,38	-17,26	69,12	-66,09	17,89	-27,08	-116,00	-23,00	93,00	-83,17	23,16	-27,85
Lantio x-akseli max nopeus (cm/s)	1,42	19,00	17,58	8,79	4,68	53,28	3,25	13,50	10,25	8,34	3,16	37,82
Lantio x-akseli min nopeus (cm/s)	-19,00	-1,91	17,09	-8,08	4,20	-51,93	-15,20	-3,80	11,40	-7,82	3,04	-38,83
Lantio y-akseli max nopeus (cm/s)	1,51	57,50	55,99	40,21	13,16	32,74	23,20	56,10	32,90	40,48	8,76	21,65
Lantio y-akseli min nopeus (cm/s)	-57,00	-22,70	34,30	-43,38	8,55	-19,70	-60,50	-23,50	37,00	-49,23	10,25	-20,81
Lantio z-akseli max nopeus (cm/s)	25,50	98,00	72,50	68,67	18,02	26,24	28,80	112,00	83,20	70,85	20,88	29,47
Lantio z-akseli min nopeus (cm/s)	-71,00	-16,00	55,00	-54,17	14,90	-27,50	-92,00	-14,30	77,70	-59,65	18,64	-31,25

Parametri	Kyykistyminen Xsens-liikeanalyysipuku (n=15)											
	Mittaus 1.						Mittaus 2.					
	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %	Min	Max	Vaihteluväli	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin %
Pää x-akseli max nopeus (cm/s)	4,72	15,39	10,67	9,71	2,80	28,81	5,64	23,00	17,36	11,71	5,13	43,77
Pää x-akseli min nopeus (cm/s)	-22,81	-3,57	19,24	-9,83	4,31	-43,88	-22,88	-5,11	17,76	-11,01	5,13	-46,65
Pää y-akseli max nopeus (cm/s)	8,79	38,80	30,01	24,92	6,45	25,88	8,62	42,30	33,68	27,09	8,86	32,72
Pää y-akseli min nopeus (cm/s)	-33,39	-5,36	28,03	-20,07	6,78	-33,78	-33,64	-8,70	24,93	-22,29	6,75	-30,28
Pää z-akseli max nopeus (cm/s)	25,01	125,97	100,96	76,42	21,70	28,39	38,56	103,05	64,49	79,07	17,13	21,66
Pää z-akseli min nopeus (cm/s)	-86,38	-17,26	69,12	-66,09	17,89	-27,08	-106,32	-20,67	85,65	-74,36	20,19	-27,15
Lantio x-akseli max nopeus (cm/s)	3,45	23,38	19,93	10,77	5,87	54,54	3,83	20,28	16,45	10,56	4,36	41,32
Lantio x-akseli min nopeus (cm/s)	-16,16	-3,67	12,48	-7,81	3,72	-47,63	-18,73	-4,14	14,59	-9,68	4,41	-45,56
Lantio y-akseli max nopeus (cm/s)	5,46	47,07	41,61	28,66	9,60	33,48	10,51	38,99	28,47	27,63	7,85	28,42
Lantio y-akseli min nopeus (cm/s)	-41,88	-11,17	30,71	-31,48	8,16	-25,92	-47,42	-13,99	33,42	-35,56	8,11	-22,81
Lantio z-akseli max nopeus (cm/s)	19,48	99,50	80,02	58,90	19,68	33,41	28,10	85,87	57,78	62,38	17,57	28,17
Lantio z-akseli min nopeus (cm/s)	-67,35	-13,64	53,71	-51,33	14,80	-28,83	-80,44	-14,78	65,66	-56,42	15,57	-27,60

Kyykistymistestin mittauskertojen välinen vertailu

Kyykistyminen Physilect-liikesensorilaitteisto pää																		
Koehenkilö	Pää x-akseli max nopeus (cm/s)			Pää x-akseli min nopeus (cm/s)			Pää y-akseli max nopeus (cm/s)			Pää y-akseli min nopeus (cm/s)			Pää z-akseli max nopeus (cm/s)			Pää z-akseli min nopeus (cm/s)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	6,4	6,1	0,3	-6,6	-3,8	2,8	13,8	19,6	5,8	-10,8	-24,1	13,3	87,0	79,0	8,0	-81,0	-76,5	4,5
2.	1,2	1,5	0,4	-1,3	-2,4	1,2	9,8	9,5	0,3	-6,4	-8,3	1,9	32,1	45,0	12,9	-23,0	-23,0	0,0
3.	4,3	5,7	1,4	-5,5	-5,3	0,3	21,6	17,5	4,1	-11,0	-11,5	0,5	66,0	83,0	17,0	-74,0	-77,0	3,0
4.	4,7	2,8	2,0	-2,5	-3,2	0,7	22,2	29,0	6,8	-30,1	-26,0	4,1	123,0	127,7	4,7	-82,0	-93,0	11,0
5.	12,0	6,5	5,5	-4,3	-4,7	0,5	30,2	42,0	11,8	-23,6	-25,0	1,4	100,0	84,0	16,0	-84,0	-95,0	11,0
6.	1,8	2,7	0,9	-2,9	-2,4	0,5	19,4	25,5	6,1	-20,1	-17,1	3,0	110,0	131,0	21,0	-90,0	-100,0	10,0
7.	6,1	5,2	0,9	-2,3	-4,5	2,2	30,0	32,0	2,0	-26,1	-20,3	5,8	85,0	83,0	2,0	-70,0	-80,0	10,0
8.	2,0	3,0	1,0	-2,3	-2,6	0,3	39,0	44,0	5,0	-24,0	-28,5	4,5	86,0	103,0	17,0	-99,0	-116,0	17,0
9.	2,2	3,2	1,0	-4,5	-5,8	1,3	23,0	22,0	1,0	-24,5	-17,5	7,0	94,0	89,0	5,0	-95,0	-98,0	3,0
10.	5,9	5,1	0,8	-3,5	-5,3	1,8	17,0	17,0	0,0	-12,0	-10,9	1,1	92,0	111,0	19,0	-75,0	-79,0	4,0
11.	3,3	3,8	0,5	-6,8	-3,2	3,6	30,2	35,9	5,7	-20,4	-15,0	5,4	80,1	65,0	15,1	-45,0	-43,0	2,0
12.	8,1	8,5	0,4	-7,2	-4,1	3,1	34,0	40,0	6,0	-22,1	-29,0	6,9	78,1	89,0	11,0	-72,0	-84,0	12,0
13.	6,4	3,5	2,9	-6,7	-3,6	3,2	27,5	20,6	6,9	-17,0	-10,6	6,4	127,5	104,0	23,5	-88,0	-112,0	24,0
14.	4,1	1,9	2,2	-4,8	-3,5	1,3	23,0	18,6	4,4	-24,9	-24,5	0,4	126,0	114,0	12,0	-89,0	-90,0	1,0
15.	2,4	3,5	1,0	-0,8	-2,7	1,9	27,0	32,8	5,8	-28,1	-23,6	4,5	84,5	95,0	10,5	-68,0	-81,0	13,0

Kyykistyminen Xsens-liikeanalyysipuku pää																		
Koehenkilö	Pää x-akseli max nopeus (cm/s)			Pää x-akseli min nopeus (cm/s)			Pää y-akseli max nopeus (cm/s)			Pää y-akseli min nopeus (cm/s)			Pää z-akseli max nopeus (cm/s)			Pää z-akseli min nopeus (cm/s)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	11,1	23,0	11,9	-11,3	-12,5	1,2	23,5	23,5	0,0	-22,4	-27,5	5,1	72,6	67,2	5,4	-66,3	-67,0	0,7
2.	6,7	6,9	0,2	-3,6	-6,9	3,3	8,8	8,6	0,2	-5,4	-8,7	3,4	25,0	38,6	13,5	-17,3	-20,7	3,4
3.	7,1	10,4	3,3	-7,6	-10,9	3,3	24,7	29,3	4,6	-25,1	-33,6	8,6	62,5	74,6	12,2	-65,1	-77,3	12,2
4.	7,9	13,6	5,6	-7,5	-10,8	3,3	24,6	26,2	1,6	-29,8	-24,6	5,1	100,3	103,0	2,7	-86,4	-85,7	0,7
5.	10,4	9,8	0,6	-12,3	-9,0	3,3	30,7	32,3	1,6	-24,5	-28,7	4,2	71,7	65,1	6,6	-68,8	-69,6	0,8
6.	7,4	8,1	0,7	-10,1	-6,7	3,4	25,9	29,7	3,8	-25,8	-23,1	2,6	91,4	93,0	1,6	-77,5	-78,0	0,5
7.	11,6	9,8	1,8	-8,2	-7,4	0,8	27,0	30,8	3,8	-28,2	-27,0	1,2	64,5	64,5	0,0	-53,3	-70,0	16,7
8.	9,2	11,6	2,5	-13,4	-22,2	8,8	38,8	42,3	3,5	-20,1	-23,8	3,7	64,0	77,8	13,8	-83,6	-106,3	22,8
9.	12,0	16,4	4,4	-10,3	-10,9	0,6	22,5	15,8	6,6	-33,4	-20,0	13,4	80,4	79,5	0,9	-65,1	-82,1	17,0
10.	12,8	9,5	3,3	-8,4	-11,8	3,4	22,6	17,1	5,5	-19,1	-22,7	3,6	81,4	100,1	18,7	-76,3	-80,6	4,3
11.	4,7	5,6	0,9	-4,7	-7,6	2,9	17,3	20,6	3,2	-18,8	-11,2	7,7	65,6	60,1	5,4	-38,1	-43,6	5,6
12.	12,7	16,1	3,4	-9,2	-13,8	4,5	23,9	35,0	11,1	-17,5	-25,4	7,9	69,8	83,6	13,9	-72,5	-85,9	13,4
13.	9,5	7,7	1,9	-10,9	-6,6	4,3	31,0	29,3	1,7	-16,0	-11,2	4,8	126,0	95,3	30,7	-85,3	-102,4	17,1
14.	15,4	21,0	5,6	-22,8	-22,9	0,1	23,2	24,7	1,5	-24,6	-21,6	3,0	97,2	94,6	2,6	-74,7	-72,2	2,5
15.	7,3	6,1	1,2	-7,2	-5,1	2,1	29,4	41,1	11,7	-30,8	-25,2	5,6	73,9	88,8	14,9	-61,1	-74,0	12,9

Kyykistymistestin mittauskertojen välinen vertailu

Kyykistyminen Physilect-liikesensorilaitteisto lantio																		
Koehenkilö	Lantio x-akseli max nopeus (cm/s)			Lantio x-akseli min nopeus (cm/s)			Lantio y-akseli max nopeus (cm/s)			Lantio y-akseli min nopeus (cm/s)			Lantio z-akseli max nopeus (cm/s)			Lantio z-akseli min nopeus (cm/s)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	9,6	8,6	1,0	-4,8	-6,8	2,0	47,0	38,0	9,0	-46,5	-59,0	12,5	67,5	65,0	2,5	-66,0	-59,0	7,0
2.	1,4	3,3	1,8	-1,9	-4,8	2,8	1,5	23,2	21,7	-22,7	-23,5	0,8	25,5	28,8	3,3	-16,0	-14,3	1,7
3.	5,0	5,5	0,5	-7,8	-5,7	2,1	37,0	34,0	3,0	-41,0	-45,0	4,0	47,1	52,0	4,9	-48,0	-45,5	2,5
4.	7,0	12,7	5,7	-4,0	-15,2	11,2	33,5	32,0	1,5	-48,0	-51,5	3,5	90,0	112,0	22,0	-58,0	-68,0	10,0
5.	17,8	12,7	5,1	-7,5	-6,5	1,0	42,0	38,0	4,0	-50,0	-59,0	9,0	66,5	61,0	5,5	-56,0	-68,0	12,0
6.	10,4	9,5	0,9	-5,4	-7,4	2,0	45,0	50,0	5,0	-50,0	-54,0	4,0	82,0	93,0	11,0	-67,0	-74,0	7,0
7.	7,6	9,8	2,2	-10,9	-9,4	1,5	43,0	41,5	1,5	-48,0	-54,0	6,0	65,0	63,5	1,5	-41,0	-48,0	7,0
8.	7,0	8,5	1,5	-5,7	-6,8	1,1	44,5	56,1	11,6	-47,0	-53,0	6,0	81,0	75,5	5,5	-71,0	-77,0	6,0
9.	5,3	4,1	1,2	-4,5	-4,0	0,5	57,0	42,5	14,5	-43,5	-56,0	12,5	75,0	72,5	2,5	-65,5	-68,0	2,5
10.	13,5	10,1	3,5	-19,0	-11,6	7,5	42,5	43,0	0,5	-35,0	-36,0	1,0	71,0	88,0	17,0	-53,0	-66,0	13,0
11.	4,6	4,8	0,3	-9,7	-3,8	5,9	26,1	30,0	3,9	-31,0	-36,0	5,0	49,0	38,5	10,5	-33,0	-29,5	3,5
12.	5,9	8,0	2,2	-7,9	-8,9	1,0	39,0	36,5	2,5	-35,5	-43,0	7,5	60,0	68,0	8,0	-49,0	-54,0	5,0
13.	19,0	4,8	14,2	-13,0	-5,8	7,2	52,0	50,9	1,1	-57,0	-58,0	1,0	98,0	90,0	8,0	-69,0	-92,0	23,0
14.	7,7	9,4	1,7	-7,1	-10,2	3,1	57,5	52,5	5,0	-48,0	-60,5	12,5	87,5	88,0	0,5	-69,0	-66,0	3,0
15.	10,2	13,5	3,3	-12,2	-10,6	1,6	35,5	39,0	3,5	-47,5	-50,0	2,5	65,0	67,0	2,0	-51,0	-65,5	14,5

Kyykistyminen Xsens-liikeanalyysipuku lantio																		
Koehenkilö	Lantio x-akseli max nopeus (cm/s)			Lantio x-akseli min nopeus (cm/s)			Lantio y-akseli max nopeus (cm/s)			Lantio y-akseli min nopeus (cm/s)			Lantio z-akseli max nopeus (cm/s)			Lantio z-akseli min nopeus (cm/s)		
	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli	Mittaus 1.	Mittaus 2.	Vaihteluväli
1.	7,8	7,0	0,8	-5,4	-8,3	2,9	34,1	24,0	10,1	-35,6	-41,0	5,4	64,8	72,6	7,8	-63,7	-64,9	1,2
2.	3,5	5,6	2,2	-4,7	-4,9	0,2	5,5	10,5	5,0	-11,2	-14,0	2,8	19,5	28,1	8,6	-13,6	-14,8	1,1
3.	8,1	12,2	4,1	-7,2	-8,2	1,0	25,7	27,7	2,1	-38,1	-38,3	0,2	44,9	51,0	6,1	-44,0	-50,4	6,4
4.	9,1	5,3	3,8	-3,7	-8,8	5,1	18,8	23,8	5,0	-23,0	-34,3	11,3	77,6	85,9	8,2	-62,4	-66,9	4,4
5.	9,2	8,6	0,6	-5,4	-4,1	1,3	28,3	24,1	4,2	-41,0	-38,8	2,2	50,7	48,4	2,4	-48,5	-48,7	0,2
6.	7,5	10,6	3,0	-7,6	-7,5	0,0	29,8	38,4	8,6	-31,2	-33,6	2,4	74,3	80,4	6,1	-59,1	-56,4	2,7
7.	7,6	9,7	2,1	-8,3	-6,4	1,9	30,2	25,9	4,3	-30,7	-36,2	5,4	40,3	42,0	1,7	-36,1	-47,5	11,4
8.	16,4	15,5	0,8	-9,5	-12,8	3,2	31,7	36,3	4,6	-41,9	-47,4	5,5	40,7	48,4	7,7	-53,0	-63,9	10,9
9.	20,1	13,8	6,3	-14,9	-16,5	1,6	41,4	32,6	8,8	-38,3	-47,3	9,0	71,5	73,0	1,5	-60,3	-67,3	7,0
10.	5,4	7,3	1,9	-5,5	-8,8	3,3	22,8	25,7	2,9	-36,7	-35,0	1,8	68,3	81,9	13,5	-67,0	-74,1	7,0
11.	4,7	3,8	0,9	-4,5	-5,0	0,6	20,2	16,0	4,2	-22,1	-26,5	4,4	50,8	45,2	5,6	-34,3	-37,3	3,0
12.	8,8	10,1	1,2	-4,1	-6,7	2,6	26,5	22,9	3,6	-23,0	-28,5	5,5	49,3	58,5	9,2	-54,2	-59,3	5,1
13.	19,5	14,5	5,0	-16,2	-16,3	0,2	47,1	39,0	8,1	-35,9	-32,8	3,1	99,5	81,7	17,8	-66,2	-80,4	14,2
14.	23,4	20,3	3,1	-11,7	-18,7	7,0	37,5	35,4	2,1	-31,0	-37,2	6,2	82,1	80,9	1,2	-67,4	-64,7	2,7
15.	10,5	14,1	3,6	-8,5	-12,1	3,6	30,4	32,3	1,9	-32,3	-42,5	10,2	49,1	57,9	8,8	-40,1	-49,8	9,8

Kyykistymistestin mittauskertojen vertailun yhteenveto

Liite 17

Parametri	Kyykistymisen 1. ja 2. mittauksen vaihteluvälin keskiarvo ja keskihajonta			
	Keskiarvo Physilect	Keskiarvo Xsens	Keskihajonta Physilect	Keskihajonta Xsens
Pää x-akseli max nopeus (cm/s)	1,4	3,2	1,3	2,9
Pää x-akseli min nopeus (cm/s)	1,6	3,0	1,1	2,0
Pää y-akseli max nopeus (cm/s)	4,8	4,0	2,9	3,4
Pää y-akseli min nopeus (cm/s)	4,4	5,3	3,3	2,9
Pää z-akseli max nopeus (cm/s)	13,0	9,5	6,0	8,1
Pää z-akseli min nopeus (cm/s)	8,4	8,7	6,5	7,3
Lantio x-akseli max nopeus (cm/s)	3,0	2,6	3,4	1,5
Lantio x-akseli min nopeus (cm/s)	3,4	2,3	3,0	1,9
Lantio y-akseli max nopeus (cm/s)	5,9	5,0	5,7	2,6
Lantio y-akseli min nopeus (cm/s)	5,9	5,0	4,0	3,1
Lantio z-akseli max nopeus (cm/s)	7,0	7,1	5,9	4,4
Lantio z-akseli min nopeus (cm/s)	7,8	5,8	5,6	4,1