

KARELIA-AMMATTIKORKEAKOULU
Fysioterapeuttikoulutus

Yusuf Mohamed Mohamed-Weli 1900473
Markus Salonen 1900477

KÄVELYN PARAMETRIT KÄÄNTYMISESSÄ NUORILLA AIKUI-
SILLA

Raportti
3/2022



OPINNÄYTETYÖ
Maaliskuu 2022
Fysioterapiakoulutus

Tikkarinne 9
80200 JOENSUU
+358 13 260 600

Tekijä(t)

Yusuf Mohamed Mohamed-Weli, Markus Salonen

Nimeke

Kävelyn parametrit kääntymisessä nuorilla aikuisilla

Toimeksiantaja

SENDoc

Tiivistelmä

Opinnäytetyö käsittelee kääntymisessä tapahtuvia ilmiöitä ja pyrkii selittämään ilmiöihin liittyviä tekijöitä fysioterapeuttisesta näkökulmasta. Opinnäytetyöprosessiin kuului 10 henkilön määrällinen tutkimus, jonka toimeksiantajana toimi SENDoc-hanke. Toimeksiantaja mahdollisti opinnäytetyön suorittamisen tilat, materiaalit ja välineistön. Määrälliseen tutkimukseen osallistujat kerättiin Karelia-ammattikorkeakoulun opiskelijoista, joilla ei ollut tuki- ja liikuntaelimestön vaivoja viimeisen kuuden kuukauden aikana. Kävelyn ja kääntymisen parametreja mitattiin G-walk kävelyanalysointilaitteistolla.

Opinnäytetyön tavoitteena oli selvittää, millaisia parametreja käännöksessä voidaan mitata ennen käännöstä, käännöksen aikana ja käännöksen jälkeen, sekä miten kävelyn eri nopeudet voivat vaikuttaa mitattavissa oleviin kävelyn parametreihin kääntymisessä.

Tuloksissa ilmeni käännöksissä mitattujen parametrien liittyvän vahvasti suoran kävelyn parametreihin. Laitteiston toimivuus suurilla kävelynopeuksilla aiheutti epätasaisuutta tuloksissa. Osallistujat suosivat pyörähdyskäännöstä molempiin suuntiin, eikä käännösstrategioissa ollut suurta vaihtelua.

Tästä opinnäytetyöstä voivat hyötyä fysioterapeuttiopiskelijat ja fysioterapian ammatinharjoittajat. Jatkokehitysideoina lähtisimme tarkastelemaan tarkemmin voimavasteiden vaikutusta käännöstyylin valintaan, sekä kokeilla G-walkin erilaisia testejä vertailuna käännöksen tutkimisen optimoimiseksi. Lisäksi eri liikeseensoorien käyttö, kuten MoveSole ja Kistler voisivat tuoda lisää painoarvoa kävelyn ja etenkin kääntymisen tutkimisessa ja niiden tulosten vertailussa keskenään.

Kieli
suomi

Sivuja 38
Liitteet 5
Liitesivumäärä 10

Asiasanat

biomekaniikka, käännös, kävelyn analysointi, kääntymisen parametrit



THESIS
March 2022
Degree Programme in Physiotherapy

Tikkarinne 9
FI 80200 JOENSUU
FINLAND
Tel. +358 13 260 600

Authors

Yusuf Mohamed Mohamed-Weli, Markus Salonen

Title

Gait and Turning Parameters in Young Adults

Commissioned by
SENDoc project

Abstract

The thesis discusses the phenomena that occur in turning and strives to explain the factors and events related to turning from a physiotherapeutic perspective. The thesis process is structured by a quantitative 10-person case study commissioned by the SENDoc project. The client provided the framework and equipment for completing the thesis. Participants in the case study were recruited from students at Karelia University of Applied Sciences. The students had no musculoskeletal system disorders during the past 6 months. Walking and turning parameters were measured with a G-walk walking analyzer.

The purpose of the thesis was to find out what kind of parameters can be measured and observed before, during and after the turning, as well as how different walking speeds can affect measurable walking parameters when turning.

The results showed that the parameters of the turning strongly related to the parameters of direct walking. The operation of the equipment at high walking speeds caused unevenness in the results. Participants favored spin-turns in both directions, as there was little variation in turning strategies.

Physiotherapy students and physiotherapy practitioners can benefit from this thesis. An idea for further development is to explore more closely the effect of force responses on the choice of turning styles, as well as the various tests of the complete G-Walk, in comparative perspective, to optimize turning research. Furthermore, different motion sensors like MoveSole and Kistler could emphasise the significance of studying the gait, and especially turning and comparison of the results.

Language
Finnish

Pages 38
Appendices 5
Pages of Appendices 10

Key words

Biomechanics, turning, gait analysis, turning parameters

Sisältö

1	Johdanto	1
2	Kävelyn kinesiologia	2
3	Kävelyä mittaavia muuttujia ja niihin vaikuttavia tekijöitä	3
3.1	Kävelynopeus	5
3.2	Askelparinpituus (Stride length)	6
3.3	Askelleveys (Step width)	7
3.4	Askeltiheys (cadence)	7
3.5	Huojunta (Sway)	8
3.6	Voimavaste (Ground reaction Force)	9
3.7	Muuttujien mittaaminen	10
4	Kääntymisen ilmiö fysioterapiassa	11
4.1	Käännöksen tyylit	13
4.2	Spin-turn, mixed-turn ja Step-turn	13
4.3	Poikkeamat kävelyssä ja kääntymisessä	14
5	Opinnäytetyössä käytettävät mittauslaitteet	15
5.1	G-walk	15
6	Opinnäytetyön tarkoitus ja tutkimuskysymykset	16
7	Opinnäytetyöprosessi, toteutus ja mittausprotokolla	17
7.1	Toteutus ja mittausprotokolla	17
8	Opinnäytetyön tulokset	19
8.1	Vasemmalle normaalivauhdissa	21
8.2	Vasemmalle maksimaalisessa vauhdissa	22
8.3	Oikealle normaalivauhdissa	23
8.4	Oikealle maksimaalisessa vauhdissa	24
9	Johtopäätökset tuloksista	25
9.1	Tulosten vaihtelu eri vaiheissa	26
9.2	Käännöstyylien vaikutus muuttujiin	28
9.3	Yhteenveto	28
10	Pohdinta	30
10.1	Luotettavuus	33
10.2	Eettisyys	34
10.3	Kehittämisideat	34
11	Lähteet	36

Liite 1 Suostumuslomake

Liite 2 Opinnäytetyöseloste

Liite 3 Esitietolomake

Liite 4 Vas. käännös

Liite 5 Oik. käännös

1 Johdanto

Ihmisen toiminnassa suurimmat kuolleisuutta ennustavat tekijät liittyvät kävelyn ja kääntymisen häiriöihin ja suurin osa tapaturmakohtaisista kuolemista yli 65-vuotiaiden ryhmässä johtuu kävelyn aikana tapahtuvista kaatumisista. (Suomen virallinen tilasto. 2014) Tämä opinnäytetyö käsittelee kääntymistä ilmiönä fysioterapeuttisesta näkökulmasta, pyrkien selittämään kääntymisessä ja kävelyssä esiintyviä muuttujia, joilla voisi olla merkitystä ihmisen toimintakyvyn ja terveyden ylläpitoon ihmisen ikääntyessä. Opinnäytetyön tarkoituksena on mitata kävelyn parametrejä kääntymisessä liikeseensoriikan avulla.

Fysioterapian avulla on löydetty keinoja, joilla voidaan vähentää kaatumisia, sillä toimintakyvyn heikkenemisellä ja kasvaneella kaatumisriskillä on keskeisimmät ennusteet kuolleisuuden kasvulle väestössä. Fysioterapian avulla pystytään edesauttamaan ihmisiä ylläpitämään toimintakykyä, puuttamalla kävelyä häiritseviin tekijöihin ihmisen ollessa vielä nuori ja terve. Ennaltaehkäisevän fysioterapian suurimpina haasteina pidetään konkretian esiintuomisen vaikeus. Havaintomme ihmisen kääntymisestä ja niiden vaikutuksista pitkällä aikavälillä ovat olleet varovaisia olettamuksia ja suosituksia. (Suomen Fysioterapeutit ry 2017). NykYTEknologialla mahdollistetaan fysioterapeuteille mahdollisuuden antaa konkreettista tietoa asiakkaan kuntoutumisen ja hänen toimintakykynsä tämänhetkistä tasoa ja antaa mahdollisia ennusteita sen heikkenemiselle tai paranemiselle ikääntyessä. (Owens JG. ym. 2020)

Liikkeen tutkiminen puettavalla sensoriikalla on ajankohtainen ja tärkeä aihe, sillä teknologiaosaamisen ja ymmärryksen lisääntyminen fysioterapia-alalla parantaa käsitystämme ihmisiin liittyvistä ilmiöistä. (Karelia Ammattikorkeakoulu 2018). Opinnäytetyön tarkoitus on etsiä mahdollisia muuttujia, jotka mahdollisesti ennustaisivat kävelyn liittyviä häiriöitä käännökseen siirtyessä, käännöksen aikana ja käännöksen jälkeen. Opinnäytetyön tavoitteena oli myös selvittää, millaisia biomekaanisia ilmiöitä käännöksessä ilmenee, miten käännöstä kannattaa analysoida, miten käännöksen tutkimista voitaisiin kehittää ja kuinka näitä tietoja pystytään soveltamaan käytännössä fysioterapia-alalla kaikissa iän ja toimintakyvyn ryhmissä.

2 Kävelyn kinesiologia

Opinnäytetyö perustuu ihmisen kävelyn biomekaniikan tarkasteluun. Biomekaniikka on tieteenala, joka pyrkii tuomaan tietoa tuki- ja liikuntaelimestön toimintojen alkuperästä ja syy-seuraussuhteista. Seuraussuhteita halutaan konkreettisesti tuoda näkyviin numeraalisesti tai kuvallisesti parametrien, mittaus- ja kuvantamisaineiston avulla. Fysioterapiassa ja tässä opinnäytetyössä sivuutetaan biomekaniikan monia osa-alueita, kuten kinesiologiaa, kinetiikkaa ja kinematiikkaa. (Kauranen & Nurkka 2010a.)

Kinesiologialla tarkoitetaan ihmisen liikkeen tutkimista, joka biomekaniikkatieteen avulla pyrkii löytämään ratkaisuja liikkumisessa esiintyviin ongelmiin. Kinesiologia perehtyy erityisesti liikkeen juurisyihin ja syy-seuraussuhteisiin, sillä preventiivisen liikkumisen tarkastelu ja tutkiminen antaa ihmiselle mahdollisuuden uudelleen oppia uusia taitoja ja kehittää heikentyneitä aistiominaisuuksia, kuten tasapainoa, minkä on todettu ehkäisevän aikuisten tuki- ja liikuntaelimestön vaivojen esiintymistä ja vähentää kaatumisriskiä (UKK-instituutti 2021.) Kävelyn biomekaniikkaa tarkasteltaessa on huomioitava muitakin tekijöitä, kuin vain tietyn nivelen tai alueen toimintaa. Kinesiologia pyrkii tarkastelemaan ihmistä ja luomaan kokonaiskuvaa ihmisen fyysisistä, emotionaalisista, sekä kognitiivisista taidoista ja siitä, kuinka nämä vaikuttavat hänen liikkumiseensa. Kun ihmistä tarkastellaan kokonaisuutena, alamme huomata tekijöitä, jotka vaikuttavat välillisesti tai konkreettisesti henkilön toimintaan tänään ja tulevaisuudessa. (Rosenhan, Klette & Metaxas, 2007.)

Kinetiikka perehtyy tutkimaan kehoon tai kehosta tuotettavien voimien aiheuttamiin liikkeisiin. Kinetiikassa tarkastellaan kehon rakenteita, mittasuhteita ja kehon koostumusta, eli antropometrisiä parametrejä. Segmentääristen painopisteiden selvittäminen sekä mittaaminen kuuluu kinetiikan aihepiiriin. Erityisesti voimavasteiden vaikutus kehon eri rakenteisiin vääntömomentin ja muiden voimien seurauksesta. Voimavasteiden selvittäminen saattaa olla vaikuttava tekijä ihmisen kävelyyn ja siihen liittyviin valintoihin kääntyessä. (Kauranen & Nurkka 2010b.)

Kinematikassa sen sijaan keskitytään kehon avaruudelliseen sijoittumiseen ti-
lassa kehon liikkeiden aikana. Mittaamista voidaan analysoida, kun Ihminen
asetetaan liikkumaan kaksi- tai kolmiulotteiseen koordinaatistoon. Tässä ana-
lyysissä poistetaan kehoon vaikuttavien ulkoisten voimien vaikutus ja kehon sen
hetkistä painopistettä. Kinemaattisia liikkeitä usein analysoidaan liikeanalysoin-
tilaitteella tai videokameran kuvan kautta. Esimerkki kinemaattisesta analysoin-
nista olisi kävelyasennon tarkastelu erilaisilla nopeuksilla, jotta voitaisiin havaita,
millaisia voimia keho tuottaa ja minne voimat purkautuvat liikkeen aikana,
vaikka polvinivelen linjauksia tarkastellessa. (Vieten & Weich 2020.)

Kävelyssä keskitymme paljon kineettisten ketjujen tarkasteluun. Kineettiset ket-
jut ovat kehossa kokonaisvaltaisesti toimivia lihassynergisiä mekanismeja, jotka
mahdollistavat aivojen toteuttaa haluttuja toimintoja. Näihin ketjuihin saattaa
syntyä poikkeavia liikemalleja. Joskus tietämättään tai tietoisesti haasteen takia,
kuten kipu tai jonkun ulkoisen tekijän vuoksi. Muuttuneiden toimintamallien
vuoksi keho altistuu toistuvalla kuormituksella ja lisääntyville tuki- ja liikuntaeli-
mistön vaivoille. Näitä kineettisiä ketjuja voidaan jakaa kahteen luokkaan, avoi-
meen ja suljettuun ketjuun. Avoimessa ketjussa tarkoitetaan, kun yksi tai use-
ampi nivel toimii samanaikaisesti ilman, että niveliin ja lihaksiin kohdistuvat voi-
mat kohdistuvat muualta kuin raajojen kautta. Suljetussa ketjussa voimat välitty-
vät raajan kauimmaisen segmentin kautta. Näiden ketjujen olemassaolon ja vai-
kutussuhteiden huomioiminen kävelyä analysoitaessa auttaa meitä käsittämään
paremmin kehon toimintaa ja avaa silmiämme sille, että kävely ja kehon liikkeet
eivät tapahdu yhden tai kahden nivelen toiminnan avulla, vaan kävelyyn liittyy
useita muuttujia ja tekijöitä. (Väyrynen 2016.)

3 Kävelyä mittaavia muuttujia ja niihin vaikuttavia tekijöitä

Kävely on dynaaminen toiminto, joka saavutetaan seuraavien komponenttien
yhteistoiminnalla; lantio, lonkka, polvi, nilkka ja jalkaterä. Kävelyä hallinnoi lan-

tion sagitaaliset, frontaaliset ja transversaaliset liikkeet; lonkan ekstensio, fleksio, sisä- ja ulkokierto, abduktio sekä adduktio, polven fleksio ja ekstensio, sekä nilkan ja jalan dorsi- ja plantaarifleksio, inversio ja eversio. (Kauranen 2018). Kävely voidaan jakaa kahteen liikeyhdistelmään; heilautus- ja tukivaiheeseen. Tukivaihe on se aika, kun toinen jalka on maassa painon siirtyessä eteen. Heilahdusvaihe taas tarkoittaa sitä, kun toinen jalka heilahtaa eteen kävellessä. Viritysvaihe vie täten 60 % askelsyklistä, ja heilahdusvaihe 40 %. Askelsyklin keskimääräinen kesto on 1 sekunti. Tähän aikaikkunaan saadaan mahtumaan paljon. (Sandström & Ahonen 2016, 289.)

Kävelyyn vaikuttavia tekijöitä on laajasti, mutta keskeisimmät tekijät ovat toimintakyky ja henkilön ikä. Muitakin tekijöitä on havaittu, jotka vahvasti liittyvät henkilön ajatusmaailmaan, nimittäin persoonallisuus, mielentila, sekä sosiokulttuuriset tekijät, kuten sukupuoli vaikuttavat suuresti tapaamme kävellä. Kävelyn eri vaiheisiin myös voi vaikuttaa henkilön kognitio eli tiedollisen hallinnan ja tahdonalaisen toiminnan yhteistoiminnan käsittelyä sekä kehon aistimusten prosessointi kyky. Kävelyyn vaikuttavat tekijät näkyvät ulkoisesti ihmisen liikkumista tarkasteltaessa. Kuinka paljon henkilön huojuu, kuinka nopeaa liikkuminen on, onko askeltaminen tiheää vai verukkaista ja kuinka ne näkyvät kävelyn eri vaiheiden sujuvuudessa. (Kauranen & Nurkka 2010, 9–11)

Näitä tekijöitä mittaamalla ja arvioimalla havaitsemme tietyissä ihmisissä ja tietyissä ominaisuuksissa samankaltaisuuksia ja lainalaisuuksia, mitkä kaventavat samoja ominaisuuksia omaavien ihmisten hajontaa eri tekijöitä mitattaessa. Standardoimalla mittauksia tietyissä ikäryhmissä mahdollistaa luomaan käsityksen ihmisen toiminnasta ja luomaan vahvempia argumentteja ominaisuuksista ja helpottamaan parametrien syntymistä ja löytämään syitä miksi asiat tapahtuvat. Parametrit sen sijaan havainnollistavat ja helpottavat ilmiöiden analysointia ja antavat konkreettista dataa mahdollisista ihmisen toimintahäiriöistä tai kuntoutuksen vaikutuksista kävelyyn sekä ihmisen toimintakyvyn edistymisestä fysioterapian avulla. Tämä kappale käsittelee keskeisimpiä kävelyyn ja käännökseen liittyviä parametreja. (Kauranen & Nurkka 2010, 9–11)

3.1 Kävelynopeus

Ihmisten tavallinen kävelynopeus vaihteluväli on 0.8 m/s - 1.8 m/s. Kävelijän nopeuteen vaikuttaa kävelijän fyysiset ominaisuudet, kuten ikä, koko, sukupuoli ja toimintakyvyn tila. Nopeuteen voi vaikuttaa toiminnallisten tekijöiden lisäksi ympäristötekijät, kuten sää ja maaston muodot. Ihmisen mielentilalla on havaittu olevan merkitystä kävelynopeuteen. Ihmisen kiirehtiessä tai muiden ulkoisten ärsykkeiden vuoksi ihminen saattaa kävellä nopeammin. Kävelynopeuteen vaikuttaa myös se, kuinka paljon tilaa kävelijällä on liikkumiseen. Täysin terveen aikuisen kävelynopeus lähteestä riippuen on tyypillisesti 1.2–1.5 m/s. Ikääntyneiden tai muiden liikehäiriöisten kävelynopeus voi olla 0.9 m/s - 1.0 m/s. (Kasovic, M. ym. 2021.)

Ihmisen käänöksessä on havaittu samankaltaisia tuloksia, kun verrataan ikääntyneitä ja terveitä aikuisia. Käänöstaktiikoissa ja nopeuden vaihtelussa on huomattavia eroja vain ikääntyneessä ryhmässä. Tutkimuksessa todetaan, että ikääntyneet ovat selkeästi varovaisempia, kun valmistautuvat käänökseen, mikä aiheuttaa kävelynopeuden hidastumista taktiikasta huolimatta. Vähiten vaihtelua oli spin-turn taktiikassa. Kun ikääntyneelle annettiin vähemmän aikaa valmistautua käänökseen, onnistumisen mahdollisuus pieneni huomattavasti. (Paquette 2008. Torre, D. 2017.)

Kävelynopeuden hidastuminen on suhteessa suurempaan kaatumisriskiin ikääntyvällä väestöllä. Heikentyneiden ominaisuuksien vuoksi on havaittavissa, että hitaasti kävelevien ihmisten kehonhallinta eri nopeuksilla tehtävissä käänöksissä on heikompaa ja täten johtaa suurempaan mahdollisuuteen sivusuunnan kaatumisiin ja murtumavammoihin. Matalan nopeuden ja normaalin nopeuden käänösten tutkimista tulisi lisätä, sillä riskeistä ei ole vielä olemassa kattavaa tietoa. (Torre, D. 2017)

Torre:n 2017 tutkimus avaa vertailua siitä, mitä ei ole aikaisemmin juuri tutkittu, eli vanhempien aikuisten ja nuorten välisiä eroja erinopeuksissa käänöksissä. Tutkimuksessa huomattiin, että ikääntyneen askelparinpituus ja kävelynopeus hidastuivat ja ennakoivat hidastustoimet lisääntyivät vain ikääntyneellä, mitä

nuorilla ei voitu havaita. Analyysi kuitenkin ei viittaa iän olevan syytekijä. Kuitenkin käänös tekniikoiden valinnoissa tutkimuksessa ei voitu havaita eroja ikääntyneiden ja nuorten välillä. Ainoastaan korkeilla kävelynopeuksilla pyöräh-dyskäänöksen suosio laskee, mutta reaktioajat pysyvät hyvin pitkälti samana iästä huolimatta. (Torre, D. 2017)

Maksimaalista kävelynopeutta on tutkittu ikääntyneellä väestöllä, jossa huomaamme kävelynopeuden vaihtelun suurena. Vaihteluväli on 1,8–2,6 m/s. Maksimaalisen nopeuden testaamisessa pystyy selvittämään useita toimintakyvyllisiä asioita, kuten askelpituuden muutoksia, käänöstaktiikoiden muutosta, sekä niiden vaikutusta ja ennakoivien hidastustoimien lisääntymistä, mitkä ovat merkkejä ikääntymisestä, mahdollisesta kognitiivisesta tai neuraalisesta ongelmasta. Maksimaalisella kävelynopeuden mittaamisella pystytään ennakoimaan ja havainnoimaan samoja tekijöitä, kuin myös toiminnallisia puolieroja ja liikehäiriöiden esiin tuomista. Suuri vaihtelu nopeudessa eri käänössuuntien välillä on merkki lihaksiston epätasapainosta ja avaruudellisesta hahmotuskyvystä. (Lusardi, 2003.)

3.2 Askelparinpituus (Stride length)

Keskimääräinen askelparinpituus 22-30-vuotiaalla aikuisilla on 1.42 ± 0.12 m. Aikuisen liikkumisessa ajatellaan, että mittasuhteilla olisi jotakin merkitystä askelparinpituuteen, mutta toisin on. Askelparinpituus on korkeasti riippuvainen ihmisen kävelynopeudesta ja askelsyklin kestosta. Askelparinpituuden lyhentyminen on yleinen merkki jonkin nivelen rajoittuneesta liikeradasta (ROM). Tämä selittyy askeleen heilahdusvaiheen lyhenemisenä. Lyhentynyttä heilahdusvaihetta käytetään myös silloin, kun halutaan vähentää kuormitusta kivuliaasta tai rajoittuneesta nivelestä kompensatiomallina. (Dale, R. B. 2012.)

3.3 Askelleveys (Step width)

Askelleveydellä on suuri merkitys kaatumisriskiin. Keskimääräinen askelleveys on aikuisella 3–8 cm. On havaittu, että askelleveyden ollessa keskimääräistä kapeampi tai leveämpi, havaittiin ikääntyneillä kuluvan vuoden aikana enemmän kaatumisia, kuin viitearvoissa olevat henkilöt. (Wellmon, 2007.) Askelleveyden ollessa alle 3 cm, on todettu olevan mahdollinen ja kasvanut riski lateraali suunnan stabiliteettiin. Askelleveyden ollessa yli 8 cm on huomattu, sen olevan kompensatio malli heikosta tasapainosta ja heikosta sivuttaissuunnan stabiliteettiin. (Paquette. ym. 2014)

Askelleveydellä on myös merkitystä kuormitusfysiologisesti nivel linjausten kuormittaessa voimakkaammin polvinivelen eripuolia, millä voi olla pitkällä aikavälillä vaikutusta nivelrikkojen syntymiseen, sillä askelleveyden muuttamisella biomekaanisesti voimavasteet kohdistuvat eripuolille polviniveltä. Kuten askelleveyttä kasvattaessa, voimavasteet siirtyvät frontaalitasoon ja vähenevät polvinivelen lateraaliosista ja sama päinvastoin. Näyttöä ei kuitenkaan ole tuke-massa, että askelleveydellä olisi lisäävä vaikutus nivelrikkojen kehittymiseen. Näyttöä ei ole myöskään löytynyt, että askelleveyttä muuttamalla olisi kipua lieventävä vaikutus. Iällä ja painolla on suurin indikaatio nivelrikon esiintymiseen. (Paquette. ym. 2014)

3.4 Askeltiheys (cadence)

Askeltiheydellä on merkitystä kävelyyn ja käännökseen. On havaittu, että kaarre käännöksessä askeltiheys, askelleveys ja askelparinpituus muuttuvat Parkinson potilailla. Etenkin iäkkäillä havaitaan hallinnan haasteita käännöksissä, mikä aiheuttaa muutoksia kävelyssä havaittavissa tekijöissä. Askeltiheydessä terveillä aikuisilla normaalista tapahtuu pieni lasku, toisinaan parkinsonin taudissa askeltiheys päinvastoin kasvaa. Tiheyden hajonnan olleessa suuri suoritusten välillä eri puolille kääntyessä. mikäli epäsymmetriaa esiintyy suorituskertojen välillä, voidaan alkaa epäilemään stabiliteetin ja kognitiivisen puolen ongelmia. (Bhatt, ym. 2013)

Puolierojen havaitseminen on tärkeää varsinkin nuorilla aikuisilla, sillä se kertoo lihaksiston puolieroista tasapainotekijöissä, sillä kävelyssä, askeltiheys vaikuttaa tasapainolihas-aktivaatioon mediaali-lateraali suunnassa. Aktivaation ollessa heikkoa, korostuu mediaali-lateraalisuunnan liike kävelyssä lantion alueella, mitä kutsutaan huojunnaksi kävelyä analysoitaessa. (Fettrow, ym. 2019.)

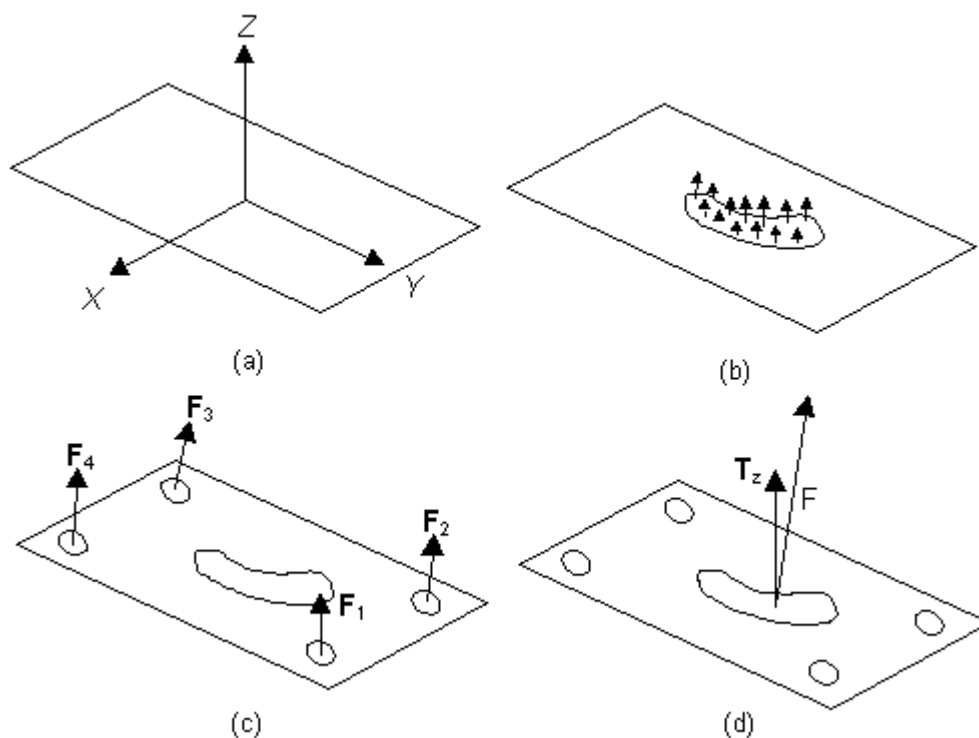
3.5 Huojunta (Sway)

Ihmisen kävelyn aikana tapahtuvaa lateraalisuuntaista liikettä sanotaan huojunnaksi. Huojuntaa tapahtuu painon siirron yhteydessä mahdollistaen kävelyn. Huojunnan määrä kävelyssä ja sen analysoinnissa antaa meille tietoa stabiilivien lihasten toiminnasta ja mahdollisista häiriöistä tai lihasaktivaation virheellisestä ajoituksesta. Toiminnalliset heikkoudet ja häiriöt altistavat epävakaudelle ja heikentää ihmisen reagoitokykyä äkillisille suunnan muutoksille, lisäten kaatumisriskiä. Huojuntaa usein mitataan staattisena testinä tai dynaamisena testinä. Kävelyanalysoinnissa koetaan olevan painoarvoa käännöksen symmetriaa arvioitaessa. (Hunt ym. 2010.)

Huojuntaa esiintyy kävelyssä ja kääntymisessä selvästi enemmän silloin, kun henkilö on selvästi henkisesti ja fyysisesti uupunut. Sillä on havaittu olevan heikentävä vaikutus keskushermoston visuaaliseen, vestibulaariseen ja proprioseptiiviseen järjestelmään. Näiden toimintojen heikentyessä - etenkin ikäännyessä - kaatumisen riski kasvaa. Huojunnalla nimittäin on myös läheinen vaikutus tasapainoon ja sen kompensatiotekijöihin. Terveillä ihmisillä saatetaan havaita epäsymmetristä huojuntaa kävelyn aikana. Mikä saattaa altistaa lonkka- ja nivelrikoille myöhemmässä vaiheessa elämää. Huojunta saattaa myös olla kompensatiotekniikka poistamaan kuormitusta nivelrikkoisesta polvesta. Tutkimuksissa on todettu, että tämän kaltainen ilmiö on hyvinkin yleistä. (Hunt ym. 2010. & Grobe, S. ym. 2017.)

3.6 Voimavaste (Ground reaction Force)

Voimavaste eli ground reaction force tarkoittaa ihmiseen kohdistuvaa voimaa, kun jalka tai muu kehonosa iskeytyy alustaan. Reaktioaika saadaan siitä, kun ihmiskeho reagoi kontaktiin, jossa kineettiset ketjut jännittyvät ja lähtevät vastustamaan painovoiman vetovaikutusta vastakkaisella kiihdyttävällä voimalla, millä saadaan massa liikkeelle. Tämä antaa mittauskäyrällä piikin, jolloin voimme määrittää kontaktin ajan ja siihen kuluvaan ajan, jolloin kävelyn erivaiheet vaihtuvat seuraaviin. Maareaktiovoima tai voimavaste on tärkeä kävelyparametri. Sillä on suuri merkitys ihmisen liikuntaelimityksen ja sen erilaisten vammojen analysoinnissa, tutkimisessa, arvioinnissa ja ehkäisyssä, sekä kävelyhäiriöiden havaitsemisessa, että alaraaja ortoosien kehittämisessä ja arvioinnissa. (Jiang, ym. 2020).



(Kuva 1. (Young-Hoo 1998.))

Kuvassa on esitetty voimalevyn vertailukehys ihmisen askelmasta. Z-akseli on suoraan ylöspäin virtaavat voimat, X-akseli poikittaisvoimat ja Y-akseli työntövaikutus. Nuolet ovat vektoreita, jotka näyttävät voiman suunnan. Painolaatoissa, kuten Kistler-painolaatta-anturissa, on upotettu 4 kolmiakselista voima-

anturia, joita 1 kuviossa ($F_1 + F_2 + F_3 + F_4$) tarkoittavat. (d) kuvion Tz:llä tarkoitetaan vääntömomenttia. F:n ollessa voimavasteen tunnus, joka on yhtä suuri kuin $F_1 + F_2 + F_3 + F_4$. Vapaa vääntömomentti syntyy pysty Z-akselin ympärillä olevien voimien yhteisvaikutuksesta. Kuviot (b), (c) ja (d) ovat samasta askeleesta otettuja voimavektoreita. Voimavektoreiden suuntaa pystytään vaihtamaan, riippuen haluttavista ominaisuuksista, kuten huojuntaa, painon jakautumista jalkaterälle ja kuinka paljon voimaa tuotetaan voima-anturiin. Voima-anturiin kohdistuvaa voimaa kuvataan kirjaimella z. (Young-Hoo 1998.) Voimavasteen suureneminen, esimerkiksi jalkaterän mediaali-osiin, vaikuttaa voimakkaasti alaraajan biomekaniikkaan ja lisää mahdollisuutta nivelten virheasentoihin ja lihasepätasapainoon. Käännös vaatii ihmiseltä merkittävää kinemaattista ja kineettistä mukautuvuutta, jotta keho pystyy reagoimaan painopisteen muutokseen. Jotta painopiste voidaan tasata, tarvitaan jarruttavia ja painonsiirrolisia mukautuvuuksia tasapaino säilyttämiseksi. Voimavasteella pystytään havainnoimaan ihmisen tasapainokykyä ja kykyä reagoida muuttuviin olosuhteisiin eli stabiliteettia. (Dixon. ym. 2014.)

3.7 Muuttujien mittaaminen

Muuttujien mittaaminen kävelyn ja kääntymisen aikana tapahtuu nykyaikana monilla tavoilla. Tämä opinnäytetyö keskittyy kertomaan muuttujista, jotka voidaan mitata puettavan sensoriikan avulla, millä olisi arvoa käännöstä tutkiessa. Sensoriikka perustuu mittauksissa haluttuun henkilöön tai asiaan kiinnitettäviä laitteita, joihin on asennettu erilaisia antureita. Antureiden Toimintaperiaate perustuu antureihin kohdistuvien voimien aiheuttavaan värähtelyyn, jota anturit tulkitsevat. (Mukhopadhyay, ym. 2015)

Mikäli haluamme tutkia kävelyä ja liikettä, siinä havaittavia spatiotemporaalisia muuttujia, tarvitsemme erilaisia liikeantureita. Liikeantureita on pääasiassa kahta erilaista. On kiihtyvyyssantureita sekä gyroskooppeja. Kiihtyvyyssantureiden tarkoitus on mitata tietyn suunnan liikettä, kuten painovoiman määrää tai objektin kiihtymisen määrää. Kiihtyvyyssantureita usein laitteisiin asennetaan useam-

pia, jotta mahdollistetaan kolmiulotteisen liikkeen tarkempi tarkastelu ja analysointi. Kiihtyvyyssanturit kävelyn näkökulmasta toimivat, erinomaisesti kävelynopeuden mittaamiseen. Gyroskooppi sen sijaan on kulmanopeutta mittaava sensori. Gyroskoopin tavoitteena on mitata liikettä kääntymisen ja pyörimisen aikana havaittavia ominaisuuksia. Erinomainen sensori mittaamaan vartalon asentoa ja sen kiertymistä kävelyn ja kääntymisen aikana. (Mukhopadhyay, ym. 2015)

4 Kääntymisen ilmiö fysioterapiassa

Kääntymisen ilmiö on kohtalaisen uusi tutkimuksen kohde, etenkin biomekaniikan- ja fysioterapianaloilla. Fysioterapiaprosesseissa on tutkittu ja tarkasteltu ihmisen suoraa kävelyä vuosikymmenten ajan. Viimeisen kahdenkymmenen vuoden aikana on herätty ajattelemaan kävelyn ja käännöksen yhtäläisyyksiä ja lainalaisuuksia. Etenkin kaatumisenriskin analysoinnissa käytämme paljon suorankävelyn analyysiä, vaikka yksi kolmesta askeleesta päivittäisissä toiminnoissa sisältävät kääntymistä. (Gulley, ym. 2020.) Tämä voisi olla merkki terapeuteille tarkoitetun luotettavan tiedon vähäisestä määrästä siitä, kuinka kääntymistä kannattaisi mitata, mitä asioita kääntymisessä pitää huomioida ja miksi kääntymistä olisi tärkeää tarkastella terapiaprosessissa.

Jotta voimme tarkastella, miten käännöstä tulee mitata ja analysoida. Tulee meidän ensin ymmärtää, mitä elimistössä tapahtuu ja millainen ilmiö kääntyminen on. Kääntyminen on vartalon liikkeen suunnan muutos vääntömomentin avulla. Vääntö-, tai kiertomomentti on voiman kääntövaikutus, eli kääntövoiman tuotos ja kohtisuora etäisyys voiman toimintalinjasta pyörimisakseliin. (Bartlett, 2007) Vääntömomentin voi kuvata myös matemaattisella kaavalla $M=F*r$, missä M =vääntömomentti, F =voima ja r =voiman etäisyys tukipisteestä (Serway & Jewett, 2004.) Ihmisen kääntyminen kävelyssä on kompleksi liikekokonaisuus, joka vaatii vartalon uudelleen suuntaamisen toiseen suuntaan pysähtymättä (Strike & Taylor, 2008.)

Käännös seuraa suoran kävelyn lainalaisuuksia biomekaanisesti. Analysoitaessa kääntymistä, voimme havaita samoja kinemaattisia piirteitä suoraan kävelyyn verrattaessa, joten samankaltaisia analysointi laitteistoja pystytään käyttämään kääntymisen ilmiötä analysoitaessa. (Ulrich, B. ym. 2019.)

Tämänhetkisen tiedon mukaan Käännöksessä on kolme eri vaihetta: Aloitusvaihe, Käännösvaihe ja Poistumisvaihe. Aloitusvaiheessa ihminen valmistautuu suorittamaan liikkeen ja hidastaa tarvittaessa liikenopeutta, etsien sopivaa tapaa suorittaa liike. Käännösvaiheessa riippuen käännöksen aloitusvaiheen aikana päätetyn tukijalan mukaan keho ryhtyy suorittamaan suunnan muutosta. Tukijalka määräytyy ihmisen valmiuksista ja opituista liikemalleista riippuen. Ihmisen valmiudet toimia erilaisilla nopeuksilla ja siitä kuinka rajoitettua henkilön liikkuminen kyseisellä hetkellä on. Ahtaat kulkuväylät tai tarvittavan käännöksen suuruus ovat rajoittavia tekijöitä, joilla on merkitystä ihmisen käännöstyylin valintaan. Kääntymisen poistumisvaiheessa Keho orientoituu uuteen liikesuuntaan ja stabiloii vastakkaisen puolen lihaksistoa pyrkien palaamaan aloitusvaiheen asentoon ja kiihdyttämään vauhtia henkilön normaaliin kävelynopeuteen. (Hase, K. & Stein R. B. 1999)

Kääntymisessä on kuitenkin huomattu, että suunnan vaihtaminen ei onnistu kaikissa kävelyn erivaiheissa. Syynä ei ole kyvystä reagoida muuttuvaan ympäristöön, vaan kehossa ei ole kääntymiseen kykeneviä lihaksia kääntämään kehoa välittömästi haluttuun suuntaan samalla askeleella, jolloin kääntymiskäsky tulee. Ihminen tarvitsee ainakin yhden kävelyvaiheen aikaa, kääntyäkseen tahtomaansa suuntaan jatkaakseen liikkumista sulavasti ja suorittamaan käännöksen. Tämä kertoo liikkeen olevan tahdosta riippuvainen ja suunniteltu liike. Kääntyminen vaatii ennakointikykyä kehon asennonmuutoksiin ja on haastavampi stabiliteettisesta näkökulmasta suoraan kävelyyn verrattuna. On siis hyvä jakaa käännös kävely moneen eri vaiheeseen, mikä helpottaa havainnointia. (Hase, K. & Stein R. B. 1999)

4.1 Käännöksen tyylit

Käännöksen tyylit ovat riippuvaisia käännössuunnasta, tukijalan valinnasta, tilanne nopeudesta ja ihmisen ennakoivan visuaalisen informaation käsittelystä. Näiden suhde vaikuttaa ihmisen käännöstyylin valintaan. Tyylejä on yhteensä kolme kappaletta, joista yhtä havaitaan neurologisilla ja ikääntyneillä henkilöillä. Tyylit ovat Spin-Turn, Step-Turn ja Mixed-Turn. (Kauranen, K.2018. 332–335)

Käännöstyylien havainnoinnilla on todettu olevan kliinistä hyötyä; sillä käännöksessä esiintyvät suuremmat vääntömomentit ja voimavasteet suoraan kävelyyn verrattuna, jolla pystytään havainnoimaan ihmisten motorisia hallinnan haasteita sekä yleistä heikkoutta hallita liikkeitä erinopeuksilla, etenkin patologisilla väestöillä, kuten CP-kehitysvammaisilla lapsilla ja miksei myös normaalilla väestöllä. (Dixon, ym. 2014)

4.2 Spin-turn, mixed-turn ja Step-turn

Ihmisen kääntyessä tukijalan puolelle, käännös suunta pakottaa tämän tekemään (spin-turn) pyörähdyskäännöksen. Esimerkiksi vasemmalle kääntyessä vasen jalka toimii tukijalkana, joten vasen jalka toimii myös kehon pyörimisakselina. Liikettä myös kuvataan kontralateraalisenä käännöksenä, sillä liike vaatii asennon hallintaa ja valmiiksi opittuja liikemalleja ottaen huomioon painopakoisvoiman. Käännös nopeudella on suurimerkitys tässä vaadittavien stabiloivien lihasten hallinnassa, jotta tasapaino säilyy ja liikkuminen olisi sulavaa ja jatkuvaa. Torre tutkimuksessaan havaitsi, että pyörähdyskäännöksen suosio vähenee, kävelynopeuden kasvaessa. sekä ikääntyneillä havaitaan kahden eri käännöstyylin lisäksi välivaiheita, eli Mixed-turn, jossa nopea käännös aiheuttaa ikääntyneen henkilön ottamaan ylimääräisen askeleen käännöksen aikana. (Torre, D. 2017)

Aikaisempaa tyyliä päinvastainen tyyli, step-turn, eli askel käännös. Askelkäännöksestä puhuttaessa, käytetään ipsilateraalista liikettä. Liike on toista selkeästi vakaampi liike, sillä henkilön painopiste jakautuu laajemmalle alueelle ja voiman

siirtäminen tukijalalta toiselle jalalle tapahtuu helpommin ja keho kuormittuu tassisemmin. (Torre, D. 2017)

4.3 Poikkeamat kävelyssä ja kääntymisessä

Vaikka kävely on meille itsestäänselvyys, kävelyn suorittamiseen tarvitaan hirmuisesti mikrotason toimintoja onnistuakseen. Päivittäinen kävely sisältää 2 kääntymisaskelta kymmentä kävelyaskelmaa kohti, ja suurin osa kääntymisistä on 160–210 asteen suuruisia. Tällaiset kääntymiset edellyttävät koordinaatiota, hienosäätöä, sekä monimutkaisia muutoksia kävelyssä, mikä saattaa olla vaikeaa liikuntarajoitteiselle. Käännös on havaittu olevan haasteellinen niille, joilla on neurologisia tai kognitiivisia ongelmia. Käännöstä käytetään paljon kliinissä tutkimisessa fysioterapiassa. Näiden vaikeuksien löytäminen voi toimia todistuksena eri liikuntarajoituksille ja motorisille häiriölle. (Morais-Faria, ym. 2016)

Erilaiset motoriset häiriöt, sairaudet ja niistä koituvat liikuntarajoitteet saattavat ilmentyä geneettisesti periytyvinä, kuten parkinsonin tauti tai aivoverenkierronhäiriöistä seuraava aivohalvauksen jälkitila. Yleisimmin tämänkaltaiset ongelmat saattavat heijastua kävelyyn, ja kävelyn suorituskyvyn muutokset vaikuttavat esimerkiksi eniten aivohalvauksen jälkeisiin vammoihin. Kävelyn muuttuminen suorituskyvyn osalta liittyy vahvasti vammojen vakavuuteen. Lisäksi aivohalvauspotilaita haastattelevassa kyselyssä tuli ilmi, että kävely on heidän mukaansa heille tärkein toiminto. Yksi yleisimmistä vaivoista kävelyn suhteen aivohalvauspotilailla, on hemipareesi, eli aivovaurion vastakkaisella puolella olevan kehon osittainen halvaus. AVH-potilas voi myös sairastaa hemiplegian, eli täydellisen toispuoleisen halvauksen. Nämä tilat vaikuttavat vahvasti kävelyyn ja sen symmetriaan. (Morais-Faria, ym. 2016. & Sairanen, 2016.)

Aina ei kuitenkaan tarvita sairautta tai tapaturmaa, jotta kävelyssä tai kääntymisessä voisi tapahtua jotain poikkeavaa. Nämä poikkeamat näkyvät vahvasti esimerkiksi kävelynopeudessa, askelpituudessa ja suorituksen sujuvuudessa. Haasteet ja kehon ratkaisukeskeinen ajattelu, saattavat tuottaa poikkeuksellisia

suoritusmalleja. Tämä liittyy ihmisen henkilökohtaisiin liikunnallisiin valmiuksiin. Millaisia liikemalleja hänellä on, millainen henkilön kehon tietoisuus ja kehonhallinta on, kuinka tarkasti ihminen pystyy kontrolloimaan omaa liikkumistaan. Ihmisen itse oppimat liikemallit, lihasten syttymisjärjestyksen ja tapatottumusten aiheuttama lihasepätasapaino, mahdollistaa poikkeavuudet kävelyssä. Yleisimpiin poikkeavuuksiin liittyy kehon patologiset tilat. Kuten pienentynyt nivelen liikkuvuus tai kivusta johtuvat painonsiirto kompensatio mallit kuorman keventämiseen kipualueelta. (Dale 2012.)

5 Opinnäytetyössä käytettävät mittauslaitteet

Kävelyä on testattu useilla eri välineillä, joista luotettavimmat laitteet ovat GaitRite, G-walk ja Kistler-voimalevy. (Viteckova. ym. 2020) Näitä laitteita usein käytetään markkinoille tulevien uusien laitteiden luotettavuusopinnäytetöiden vertailukohteina. Tässä opinnäytetyössä käytimme G-walk-kävelyanalysointi laitetta. Prioriteettina valinnalle oli olla rajoittamatta liikaa ihmisen omaa tapaa liikkua käännoksen ja kävelyn aikana. Mittauslaite kuuluu SENDoc-projektin mittauslaitteisiin, joiden käyttöä arvioidaan kuntoutuksen ja fysioterapian hyötykäyttöihin, joka myös vaikutti mittauslaitteiden valintaan.

5.1 G-walk

G-walk, on kävelyanalysointi laite, mihin on asennettu kolmiakselinen gyroskooppi, sekä kolmiakselinen kiihtyvyyssanturi. Antureiden lisäksi laitteeseen on asennettu kolmiakselinen magnetometri aistimaan maapallon magneettikenttien vaihtelua, että vahvistamaan gyroskoopin tuloksia. Näiden moninaisten antureiden yhteistoimintaa tuetaan sensor fusion-tyyppisellä anturilla, joka tulkitsee ja arvioi kaikkien antureiden tuloksia ja muodostaa hajontakäyriä halutuista arvoista, mikä pyrkii parantamaan laitekompleksin tulosten luotettavuutta. Sensori asennetaan analysoitavan selkään L2-S2 nikamien tasoille, mikä analysoi käve-

lynopeutta, askellussykliä, askelten kestoja, lantiokorin asentoa rotaatio ja lateraali suunnissa, jotka raportoituvat automaattisesti G-walk sovellukseen.

(BTSbioengineering, 2019) G-walk:n validiteettia on verrattu GaitRite:n antamien parametrien pohjalta, joiden korrelaatiokerroin on .89-.99 luokkaa, jolloin testaaminen G-Walkilla antaa loistavan ja helpomman vaihtoehdon GaitRite:n verrattuna käännöstä tutkiessa (Riddler, ym. 2019.)

G-walk myös mahdollistaa lantiokorin asennon mittaamisen luotettavasti ja ohjelmisto antaa kattavaa mittausdataa välittömästi testin jälkeen, antaen mahdollisuuden verrata tuloksia keskenään. G-walk:n Turn-Test ohjelmasta on kuitenkin sanottu, että laite ei pysty varmuudella antamaan jalan asentoja ja eri käänösvaiheita suuren vaihtelun ja virhemarginaalien vuoksi. (Viteckova. ym. 2020)

6 Opinnäytetyön tarkoitus ja tutkimuskysymykset

Tämän opinnäytetyön toimeksiantajana toimi SENDoc-projekti. Hanke on Euroopan aluekehitysrahaston ja EU:n ulkopuolisten kumppanimaiden rahoittama projekti vuosina 2014–2020. SENDoc-projektin (Smart Sensor Devices for Rehabilitation and Connected Health) tavoitteena on esitellä puettavan sensoriikan käyttöä ikääntyvillä pohjoisilla alueilla, kuten Irlannissa, Britanniassa, Ruotsissa ja Suomessa. Karelia Ammattikorkeakoulu on ollut isossa osassa viemässä tätä tavoitetta eteenpäin suomessa ja on ottanut opetuksessaan ja kuntoutustoiminnassaan käyttöön useita teknologioita moniammatillisen toiminnan tueksi.

Muina tavoitteina projektilla on arvioida puettavan sensoriikan käytettävyyttä ja hyödyllisyyttä. (Nevala, & ym. 2018) Tämän opinnäytetyö hyödyntää SENDoc-projektissa käytettäviä laitteita ja tarkastelee laitteiden toimivuutta sekä soveltuvuutta kääntymisen tutkimiseen.

Opinnäytetyön tarkoituksena on lisätä fysioterapia-alalla kävelyyn ja kääntymiseen liittyvien tekijöiden ymmärtämistä. Selvittämällä, miten biomekaanisia muuttujia ilmenee nuorilla aikuisilla puettavan liikesensoriteknologian avulla. Opinnäytetyön tutkimustehtävinä oli selvittää, miten kävelyn muuttujilla voidaan

analysoida käännöstä, millaisia yhteyksiä niillä on käännöksen eri vaiheisiin, onko erilaisilla kävelynopeuksilla merkitystä käännöstyylin valintaan ja millaisia muutoksia voimme havaita tyylien välillä. Näiden opinnäytetyötehtävien ratkaisussa huomioimme mahdollisuutta vaikuttaa kaatumisriskin vähenemiseen, parantamalla ihmisten tietoisuutta kääntymisen ilmiöstä.

7 Opinnäytetyöprosessi, toteutus ja mittausprotokolla

Tämä opinnäytetyöprosessi sai alkunsa joulukuussa 2020. Saimme idean Opinnäytetyömenetelmät-kurssin opinnäytetyöidea-ehdotuksista. Kiinnostuimme aiheesta ja lähestyimme kurssiopettajaa, joka sattui olemaan myös toimeksiantajamme kyseiselle projektille. Toimeksiantosopimus täytettiin muutamia viikkoja myöhemmin. Suunnitteluvaiheen alussa saimme paljon vapauksia toteuttaa itseämme ja suunnitella itsenäisesti opinnäytetyön prosessia. Päädyimme valitsemaan määrällisen case-tutkimus lähestymistavan pyrkien todentamaan, miten kääntymistä voidaan mitata, mitä muuttujia voidaan mitata ja miksi sitä olisi tärkeä mitata. Prosessin edetessä olimme toimeksiantajaan yhteydessä keskustellen yhdessä toimeksiantajan toiveista, vaatimuksista, sekä toivoen toimeksiantajalta vinkkejä toteutuksen laatimiseen ja analysointiin. Suunnitteluvaihe ja tietoperustan luonti kesti seuraavan vuoden 2021 toukokuuhun asti, jonka jälkeen toteutus ajoittui elo-syyskuuhun samana vuonna. Toteutuksen jälkeen toteutettiin analyysi, jonka pohjalta luotiin raportti, joka toi prosessin päätökseen maaliskuussa 2022.

7.1 Toteutus ja mittausprotokolla

Opinnäytetyön toteutus tapahtui Karelia-ammattikorkeakoulun tiloissa kahtena eri päivänä. Opinnäytetyöhön osallistui yhteensä 10 henkilöä, kaikki Karelia-ammattikorkeakoulun opiskelijoita. Opiskelijat olivat 21–26-vuotiaita. Ensimmäisenä päivänä osallistujia oli kolme, seuraavana päivänä osallistujia oli 7. Ennen

tutkimukseen saapumista jokaiselle osallistujalle lähetettiin tutkimukseen suostumislomake (ks. Liite 1.), sekä opinnäytetyöseloste. (ks. Liite 2).

Ennen tutkimuksen yksilösuorituksia jokainen osallistuja täytti esitietolomakkeen (Liite 3), sekä allekirjoitti suostumuslomakkeen. Jokaiselle osallistujalle jaettiin myös opinnäytetyöseloste tutkimukseen saapuessa varmistuksena, että ovat lukeeet, kuinka opinnäytetyö tulee menemään. Opinnäytetyötilassa samaan aikaan osallistujia saattoi olla paikalla yhdestä kolmeen tutkijoiden lisäksi. Osa osallistujista näkivät suorituksen ennen omaa suoritustaan. Osallistujat suorittivat testit yksilösuorituksena, jossa jokainen suoritti ensin yhden harjoitus-suorituksen, jota seurasi neljä suorituskertaa; kaksi kävelyä normaalilla kävelyvauhdilla, joissa käännyttiin oikealle ja vasemmalle, sekä toistamiseen kaksi kävelyä maksimaalisella kävelyvauhdilla oikealle ja vasemmalle.

Kävelysuorituksia ennen jokaiselle osallistujalle kiinnitettiin G-walk-sensorivyo. G-walk-sensori kalibroitiin jokaiselle osallistujalle. G-walk:ssa käytettiin valmiiksi olemassa olevaa ohjelmaa (6 m Turn Test). Kun mittausväline oli valmiina käyttöön, osallistuja suoritti harjoituskerran, joka toimi myös mittausvälineistön testauskertana. Tämän jälkeen osallistujat suorittivat kävelyn ja kääntymisen normaalilla vauhdilla kahdesti, jota seurasi maksimisuoritukset.

Suorituskertojen päätteeksi osallistujille kerrottiin heidän tuloksistaan lyhyesti, erityisesti niistä parametreista, joita esitimme heille opinnäytetyöselosteen kautta. Kaikkien suoritusten jälkeen kävimme läpi, että data oli tallentunut jokaiselle osallistujalle luotuihin profiileihin G-walkiin. Siirsimme G-Walkista aluksi tiedot PDF-pohjaan manuaalisesti, jonka jälkeen siirsimme mobiililaitteen kautta ne tietokoneelle, josta analysoimme saadut tulokset.

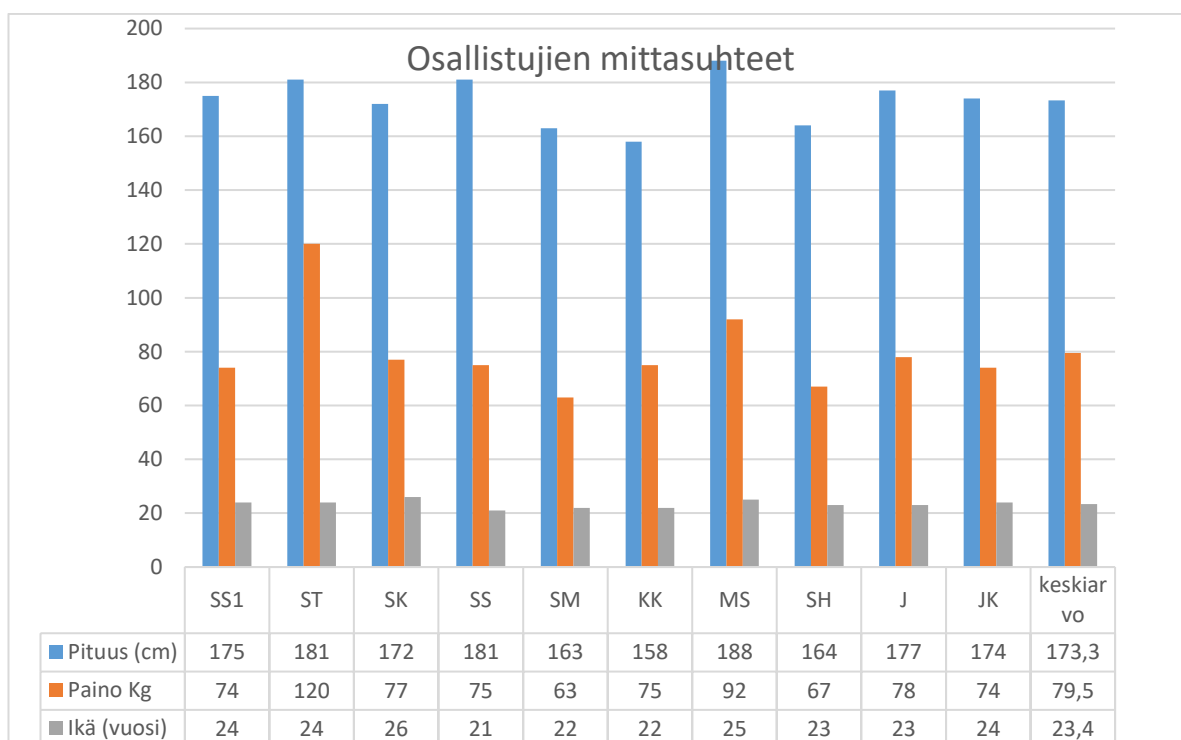
Opinnäytetyötulokset myöhemmin taulukoitiin G-walk:n antamista raporteista (ks.kuva 2.) Excel-taulukkoon, josta laskettiin tulosten väliset keskiarvot. Taulukot ensin järjesteltiin kääntymissuunnan ja nopeuden mukaan. Taulukoita syntyi yhteensä 4 kappaletta, joihin lisättiin keskiarvo tulos jokaisesta mitatusta arvosta. (Liite 4, Liite 5) Tämän jälkeen tuloksia verrattiin toisiinsa verraten, mitä

vaikutuksia nopeudella ja kääntymissuunnalla on suhteessa suoraan kävelyyn, käännöksen aikaiseen kävelyyn ja paluu kävelyyn.

8 Opinnäytetyön tulokset

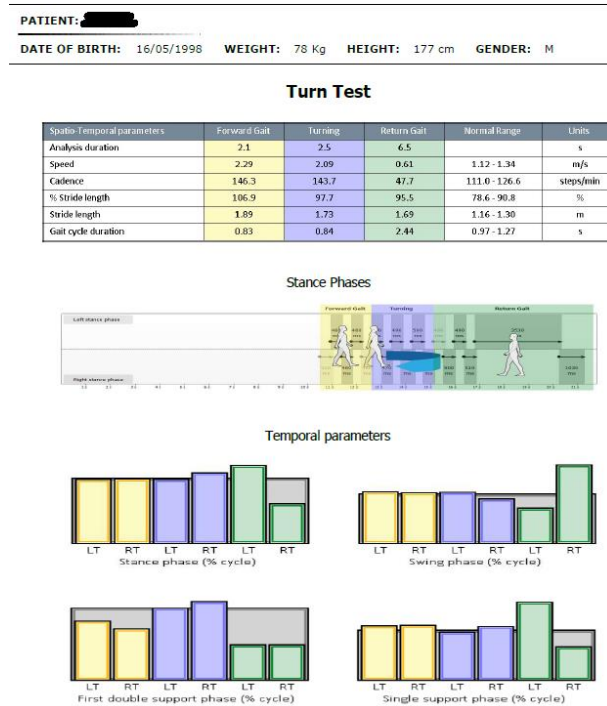
Tuloksia saimme jokaisesta osallistujasta kaikista liikesuunnista. Osallistujien raportit taulukoitiin Excel-taulukkoon, jonka jälkeen tuloksista luotiin kuvaajat helpottamaan analysointia.

Osallistujien mittasuhteissa oli kohtalaisen suurta vaihtelua. Pituus osallistujilla vaihteli 155–188 cm välillä ja keskimääräinen osallistujien pituus oli 173,3 cm. Painon vaihteluväli oli 63–120 kg keskimääräinen paino osallistujien välillä oli 79,5 kg. Sukupuolijakauma oli 4 naista ja 6 miestä. Ikäjakauma oli 21–26 vuotta keskimääräinen osallistujien ikä oli 23,4 vuotta. (ks. Kaavio1.) Osallistujilta kysyttiin esitietolomakkeella päivittäistä aktiivisuutta ja vammataustaa, selvittämään henkilön terveydentilaa. Opinnäytetyössä ei otettu huomioon henkilöiden liikunnallisia valmiuksia, vaan haluttiin poissulkea mahdolliset biomekaaniset esteet, mahdollisen vamman tai jonkin muun haasteen vuoksi.



Kaavio 1. Osallistujien mittasuhteet.

Opinnäytetyössä tarkasteltiin tarkemmin G-walkin ja Turn Test-ohjelman antamia tuloksia. Ohjelma loi taulukon kolmesta eri testin vaiheesta. (ks.Kuva 2.) Forward Gait = FG, eli suoraan kävely. Turning = T, eli käännös ja Return Gait = RG, eli paluu kävely. Testi antoi jokaisesta vaiheesta omat parametrinsa seuraavista arvoista. (Kaavio 2.)



Kuva 2. Esimerkki G-walk Turn-test raportista.

AD	analysis duration	analyysin kesto
WS	walking speed	kävelynopeus
C	Cadence	askeltiheys
%SL	%stridelength	askelpituus% askelparinpituudesta
SL	stride length	askelparinpituus
GCD	Gait cycle duration	askelsyklin kesto

Kaavio 2. Tuloksissa käytettävät termit ja lyhenteet.

8.1 Vasemmalle normaalivauhdissa

Eteenpäin kävelyn (fg) analyysin kesto (analysis duration) oli keskimäärin 4,32 s, ja vaihteli välillä 2,00–18,5 s (ks. Kuva 3). Nopeus eteenpäin kävelyssä (WS fg) oli keskiarvoltaan 1,50 m/s, ja vaihteli 0,33–2,08 m/s välillä. Kadenssi eteenpäin kävelyssä (C fg) arvot vaihtelivat 21,4–136,4 askelta minuutissa (steps/min) välillä, ja keskiarvoksi muodostui 98,71 steps/min. % askelpituudesta (%SL fg) oli 55–113,6 % välillä, keskiarvona 90,20 %. Askelpituus (SL fg) oli keskiarvona 1,55 m, ja vaihteli 0,96–1,86 m välillä. Askelsyklin kesto (GCD fg) oli keskiarvollisesti 1,27 s, ja vaihteli 0,9–5,64 s välillä.

Kääntymisvaiheen (turn) kesto oli keskimäärin 3,98 s, ja kääntymisen kesto vaihteli 2,9–4,9 s välillä. WS turn oli keskiarvoltaan 1,47 s ja vaihteli aikavälillä 0,97–1,8 s. C turn oli 118,64 steps/min, ja vaihteli välillä 108,8–137,9 steps/min. %SL turn oli keskiarvoltaan 85,81, vaihdellen 67,5 % ja 94,9 % välissä. SL turn suurimpana arvona oli 1,63 m ja pienimpänä 1,07 m. GCD turn keskiarvona oli 0,92 s, ja se heitteli kapeasti 0,86 ja 1,12 s välissä.

Paluukävelyn (rg) kokonaiskestona oli keskiarvo 2,65 s, lähes puolitoista sekuntia nopeampi kuin eteenpäin kävelyssä. WS rg oli välillä 1,11 ja 1,9 s, keskiarvoltaan 1,35 s. C rg vaihteli välillä 103,4 ja 149,1 steps/min. %SL rg keskiarvo oli 75,90 % ja vaihteli 41,9–105,6 % välillä. SL rg oli keskiarvoltaan 1,30 m ja askelpituudet vaihtelivat välillä 0,76–1,85 m sisällä. GCD rg oli yleisesti 0,61 ja vaihtelua tapahtui 0,83 ja 1,14 s sisällä. Tämä arvo oli heikoin mitattu arvo, sillä mittaustulos saatiin vain kuudelta (6) osallistujalta. Kääntymistyylit olivat suhteeltaan 7:3 spin-step käännöksiä.

G-walk		Turn Test											
Vas norm													
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo		
Analysis duration fg	2,00	3,2	3,1	2,5	2,7	3,3	18,5	2,3	2,6	3	4,32	s	
WS fg	1,87	1,35	1,67	1,79	1,55	1,12	0,33	2,08	1,61	1,66	1,50	m/s	
C fg		111,6	121,2	129	114,3	114,3	21,4	136,4	116,5	122,4	120,71	Steps/min	
%SL fg	55,00	82,7	95,3	97,7	99,5	75,1	95,7	113,6	93,4	94	90,20	%	
SL fg	0,96	1,5	1,64	1,67	1,62	1,19	1,8	1,86	1,65	1,64	1,55	m	
GCD fg		1,08		0,95	1,06	1,06	5,64	0,9	1,05	0,99	1,27	s	
Turning													
Analysis duration turn	3,0	3,8	3	2,9	4,9	3,8	4,5	3	3,6	3,6	3,68	s	
WS turn	1,65	1,33	1,49	1,55	1,34	0,97	1,6	1,8	1,51	1,46	1,47	m/s	
C turn	120,2	111,5	119	123,9	111,1	108,8	120,6	137,9	116,1	117,3	118,42	Steps/min	
%SL turn	93,4	79,7	87,3	87,7	88,9	67,5	85,1	94,9	87,6	86	85,81	%	
SL Turn	1,63	1,43	1,5	1,49	1,45	1,07	1,6	1,56	1,55	1,56	1,48	m	
GCD turn		1,08	1,01	0,97	1,08	1,12	0,99	0,86	1,03	1,03	0,92	s	
Return Gait													
Analysis duration rg	2,5	2,3	3	2,9	3,4	3,8		2,6	3,1	2,9	2,65	s	
WS rg	1,84	1,4	1,61	1,48	1,16	1,11		1,9	1,47	1,49	1,35	m/s	
C rg	121,2		119,4	117,1	103,4	110,6		149,1	113,7	117,6	136,01	Steps/min	
%SL rg	105,6	41,9	94,8	86,4	85,9	76,1		92,5	87,6	88,2	75,90	%	
SL rg	1,85	0,76	1,63	1,56	1,4	1,2		1,52	1,55	1,53	1,30	m	
GCD rg	0,99				1,14	1,1		0,83	1,04	1,01	0,61	s	
Osallistujan tiedot													
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,3	cm	
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,5	kg	
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F	
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,4	years	
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	STEP	STEP	SPIN	SPIN	STEP	7:03	Spin/step	

Kuva 3: Vas. Norm (käännös vasemmalle normaalivauhdissa)

8.2 Vasemmalle maksimaalisessa vauhdissa

Fg analyysin kesto oli keskimäärin 1,92 s, ja vaihteli välillä 1,3–3,3 s. WS fg oli keskiarvoltaan 1,99 m/s, ja vaihteli 1,12–2,55 m/s välillä (ks. Kuva 4). C fg arvot vaihtelivat 114,3–162,2 steps/min välillä, ja keskiarvoksi muodostui 58,07 steps/min. %SL fg oli 38,9–115,4 % välillä, keskiarvona 64,34 %. SL fg keskiarvona oli 1,07 m, ja vaihteli 0,7–2,01 m välillä. GCD fg oli keskiarvollisesti 0,35 s, ja vaihteli 0,75–1,06 s välillä.

Kääntymisvaiheen kesto oli keskimäärin 2,99 s, ja kääntymisen kesto vaihteli 2,4–3,8 s välillä. WS turn oli keskiarvoltaan 1,85 s ja vaihteli aikavälillä 0,97–2,2 s. C turn oli 142,98 steps/min, ja vaihteli välillä 108,8–164,8 steps/min. %SL turn oli keskiarvoltaan 88,65 %, vaihdellen 67,5 % ja 101,8 % välissä. SL turn suurimpana arvona oli 1,8 m ja pienimpänä 1,07 m. GCD turn keskiarvona oli 0,85 s, ja se heitteli kapeasti 0,72 ja 1,12 s välissä.

Rg kokonaiskestona oli keskiarvo 2,15 s, ja arvot vaihtelivat 1,6–3,8 s välissä. WS rg oli välillä 1,11 s ja 2,2 s, keskiarvoltaan 1,91 s. C rg vaihteli välillä 110,6 steps/min ja 181,8 steps/min. %SL rg keskiarvo oli 85,84 % ja vaihteli 43,1–101,8 % välillä. SL rg oli keskiarvoltaan 1,48 m ja askelpituudet vaihtelivat välillä

0,78–2 m sisällä. GCD rg oli yleisesti 0,69 ja vaihtelua tapahtui 0,68 ja 1,1 s sisällä. Kääntymistyylit olivat suhteeltaan 7:3 spin-step käännöksiä.

G-walk	Turn Test											
VAS MAX												
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo	
Analysis duration fg	1,8	1,7	1,7	1,3	2,0	3,3	1,7	1,9	1,6	2,2	1,92	s
WS fg	2,5	1,94	2,73	0	2,2	1,12	2,33	1,98	2,55	2,54	1,99	m/s
C fg	0	0	0	0	157,9	114,3	0	162,2	0	146,3	145,17	Steps/min
%SL fg	56,5	38,9	56,8	0	102,7	75,1	54,1	89	54,9	115,4	64,34	%
SL fg	0,99	0,7	0,98	0	1,67	1,19	0,7	1,46	0,97	2,01	1,07	m
GCD fg	0	0	0	0	0,78	1,06	0	0,75	0	0,88	0,35	s
Turning												
Analysis duration turn	3,1	3,2	3	3,3	2,8	3,8	2,4	2,9	2,4	3	2,99	s
WS turn	1,97	2,05	1,94	1,73	1,96	0,97	1,73	1,96	2,2	2,01	1,85	m/s
C turn	137,4	151,4	140,1	145,5	146,3	108,8	151,9	164,8	1,45,5	140,6	142,98	Steps/min
%SL turn	100	88,6	95,4	79,1	97,4	67,5	71,1	85,9	101,8	99,7	88,65	%
SL turn	1,75	1,6	1,64	1,43	1,59	1,07	1,36	1,41	1,8	1,73	1,54	m
GCD turn	0,88	0,8	0,85	0,83	0,81	1,12	0,8	0,72	0,82	0,85	0,85	s
Return Gait												
Analysis duration rg	2,4	2	2	1,6	2	3,8	2,1	1,8	1,7	2,1	2,15	s
WS rg	2,14	1,96	1,91	1,81	1,84	1,11	1,78	2,24	2,22	2,09	1,91	m/s
C rg	127,7	148,1	139,5	0	144,6	110,6	148,1	181,8	0	131,9	141,53	Steps/min
%SL rg	114,3	90,5	101,2	43,1	93,2	76,1	81,4	91,7	56	108,9	85,64	%
SL rg	2	1,64	1,74	0,78	1,52	1,2	1,53	1,5	0,99	1,89	1,48	m
GCD rg	0,93	0,82	0,84	0	0,82	1,1	0,84	0,68	0	0,86	0,69	s
Osallistujan tiedot												
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,3	cm
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,5	kg
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,4	years
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	STEP	STEP	SPIN	SPIN	STEP		Spin/step

Kuva 4: Vas. Max (käännös vasemmalle maksimaalisessa vauhdissa)

8.3 Oikealle normaalivauhdissa

Fg analyysin kesto oli keskimäärin 2,57 s, ja vaihteli välillä 1,80–3,21 s. WS fg oli keskiarvoltaan 1,50 m/s, ja vaihteli 0,33–2,08 m/s välillä (ks. Kuva 5). C fg arvot vaihtelivat 112,1–122,4 steps/min välillä, ja keskiarvoksi muodostui 93,07 steps/min. %SL fg oli 50,7–97,9 % välillä, keskiarvona 77,77 %. SL fg oli keskiarvona 1,35 m, ja vaihteli 1,29–1,73 m välillä. GCD fg oli keskiarvollisesti 0,92 s, ja vaihteli 0,83–1,09 s välillä.

Kääntymisvaiheen kesto oli keskimäärin 3,91 s, ja kääntymisen kesto vaihteli 3,3–6,1 s välillä. WS turn oli keskiarvoltaan 1,44 m/s ja vaihteli aikavälillä 1,02–1,88 m/s. C turn oli 116,07 steps/min, ja vaihteli välillä 106,8–140,4 steps/min. %SL turn oli keskiarvoltaan 85,69, vaihdellen 80,3 % ja 100 % välissä. SL turn suurimpana arvona oli 1,75 m ja pienimpänä 1,14 m. GCD turn keskiarvona oli 1,03 s, ja se heitteli kapeasti 0,85 ja 1,10 s välissä.

Rg kokonaiskeston keskiarvo oli 3,05 s vaihteluvälillä 1,6–6,4 s. WS rg oli välillä 1,07 ja 1,63 s, keskiarvoltaan 1,24 s. C rg vaihteli välillä 85 ja 121,2 step/min. %SL rg keskiarvo oli 68,79 % ja vaihteli 41,9–93,8 % välillä. SL rg oli keskiarvoltaan 1,19 m ja askelpituudet vaihtelivat välillä 0,76–1,6 m sisällä. GCD rg oli yleisesti 0,76 ja vaihtelua tapahtui 0,93 ja 1,18 s sisällä. Kääntymistyyli olivat suhteeltaan 10:0 spin-step käännöksiä.

G-walk		Turn Test										
OIK NORM												
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo	
Analysis duration fg		3,21	3,1	2,5	2,7	3,3	2,8	1,8	2,7	3,5	2,57	s
WS fg		1,35	1,66	1,64	1,5	1,17	1,6	2,21	1,62	1,56	1,43	m/s
C fg		111,6	118,2	122,4	114,3	113,2	112,1		116,5	122,4	116,33	steps/min
%SL fg		82,7	96,6	89,7	97,9	81,5	92	50,7	94,9	91,7	77,77	%
SL fg		1,5	1,66	1,62	1,6	1,29	1,73	0,83	1,68	1,6	1,35	m
GCD		1,08	1,01	0,99	1,06	1,09	1,09	0,83	1,05	1	0,92	s
Turning												
Analysis duration turn	6,10	3,8	3,5	3,4	4,4	3,9	3,3	3,4	3,6	3,7	3,91	s
WS turn	1,7	1,33	1,49	1,51	1,3	1,02	1,36	1,88	1,51	1,34	1,44	m/s
C turn	116,8	111,5	118	121,2	109,3	106,8	108,1	140,4	116,1	112,5	116,07	steps/min
%SL turn	100	79,2	88,1	82,1	87,7	72,5	80,3	96,7	88,1	82,2	85,69	%
SL Turn	1,75	1,43	1,51	1,49	1,43	1,14	1,51	1,59	1,56	1,43	1,48	m
GCD turn	1,03	1,08	1,01	0,99	1,1	1,1	1,1	0,85	1,02	1,06	1,03	s
Return Gait												
Analysis duration rg	1,6	2,3	3,4	2	3,9	2,9	3,3	2,1	2,6	6,4	3,05	s
WS rg		1,4	1,5	1,63	1,26	0,95	1,47	1,58	1,49	1,07	1,24	m/s
C rg			119,4		107,6	105,3	111,6	121,2	116,5	85	109,51	steps/min
%SL rg		41,9	87,9	44,1	89,2	68,5	85,2	93,8	87,9	89,4	68,79	%
SL rg		0,76	1,51	0,8	1,45	1,08	1,6	1,54	1,56	1,55	1,19	m
GCD rg			1		1,1	1,18	1,08	0,93	1,03	1,23	0,76	s
Osallistujan tiedot												
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,30	cm
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,50	kg
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,40	years
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN		Spin/step

Kuva 5: Oik. Norm (käännös oikealle normaalivauhdissa)

8.4 Oikealle maksimaalisessa vauhdissa

Fg analyysin kesto oli keskimäärin 1,93 s, ja vaihteli välillä 1,60–2,2 s (ks. Kuva 6). WS fg oli keskiarvoltaan 1,93 m/s, ja vaihteli 1,9–2,76 m/s välillä. C fg arvot vaihtelivat 0–164,4 steps/min välillä, ja keskiarvoksi muodostui 76,36 steps/min. %SL fg oli 47,2–123,1 % välillä, keskiarvona 71,44 %. SL fg oli keskiarvona 1,23 m, ja vaihteli 0,84–2,14 m välillä. GCD fg oli keskiarvollisesti 0,41 s, ja vaihteli 0–0,91 s välillä.

Kääntymisvaiheen kesto oli keskimäärin 3,25 s, ja kääntymisen kesto vaihteli 2,5–7,2 s välillä. WS turn oli keskiarvoltaan 1,86 m/s ja vaihteli aikavälillä 1,44–2,1 m/s. C turn keskiarvollisesti oli 140,51 steps/min, ja vaihteli välillä 117,2–161,4 steps/min. %SL turn oli keskiarvoltaan 90,4 %, vaihdellen 76,5 ja 103,1 %

välissä. SL turn:n suurimpana arvona oli 1,79 m ja pienimpänä 1,21 m. GCD turn keskiarvona oli 0,86 s, ja vaihtelu oli 0,82 ja 1,02 s välissä.

Rg kokonaiskeston keskiarvo oli 2,73 s vaihteluvälillä 1,6–6,5 s. WS rg oli välillä 0,61 ja 2,09 m/s, keskiarvoltaan 1,45 m/s. C rg vaihteli välillä 47,7 ja 158,9 steps/min. %SL rg keskiarvo oli 76,71 % ja vaihteli 55–104,2 % välillä. SL rg oli keskiarvoltaan 1,33 m ja askelpituudet vaihtelivat välillä 0,96–1,79 m sisällä. GCD rg:n keskiarvo oli 0,91 s ja vaihtelua tapahtui 0,75 ja 2,44 s.

Kääntymistyylit olivat suhteeltaan 7:3 spin-step käännöksiä.

G-walk		Turn Test											
OIK MAX													
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo		
Analysis duration fg	1,6	2,1	1,7	1,8	1,7	2,2	2	2,1	2,1	2	1,93	s	
WS fg	0	1,97	1,94	2,1	2,12	1,9	2,1	2,09	2,29	2,76	1,93	m/s	
C fg	0	164,4	0	0	0	141,2	0	157,9	146,3	152,72	152,50	steps/min	
%SL fg	0	80,7	54,7	47,6	51,4	104,1	47,2	98,7	106,9	123,1	71,44	%	
SL fg	0	1,46	0,94	0,86	0,84	1,64	0,89	1,62	1,89	2,14	1,23	m	
GCD fg	0	0,8	0	0	0	0,91	0	0,77	0,83	0,8	0,41	s	
Turning													
Analysis duration turn	7,2	2,8	2,8	3	3,2	3	2,5	2,6	2,5	2,9	3,25	s	
WS turn	1,68	1,86	1,73	1,89	2,01	1,44	1,88	1,91	2,09	2,1	1,86	m/s	
C turn	117,2	144	126,1	141,2	154,2	138,5	140,9	161,4	143,7	137,9	140,51	steps/min	
%SL turn	98,2	85	92,9	87,7	95,4	76,5	82,7	84,8	97,7	103,1	90,40	%	
SL Turn	1,72	1,54	1,6	1,59	1,55	1,21	1,56	1,39	1,73	1,79	1,57	m	
GCD turn	1,02	0,82	0,93	0,85	0,79	0,86	0,86	0,74	0,84	0,85	0,86	s	
Return Gait													
Analysis duration rg	0	2	3,3	2	4,7	2,6	2,2	2,4	6,5	1,6	2,73	s	
WS rg	0	2,09	2,01	1,75	0,85	1,44	1,94	1,89	0,61	1,91	1,45	m/s	
C rg	0	144,6	134,1	153,8	72,3	129,7	146,3	158,9	47,7	0	123,42	steps/min	
%SL rg	0	93,9	104,2	80,7	88,7	84,6	85,8	78,7	95,5	55	76,71	%	
SL rg	0	1,7	1,79	1,46	1,45	1,34	1,61	1,29	1,69	0,96	1,33	m	
GCD rg	0	0,84	0,89	0,81	1,6	0,92	0,85	0,75	2,44	0	0,91	s	
Osallistujan tiedot													
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,3	cm	
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,5	kg	
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F	
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,4	years	
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	STEP	STEP	SPIN	SPIN	STEP		Spin/step	

Kuva 6: Oik. Max (käännös oikealle maksimaalisessa vauhdissa)

9 Johtopäätökset tuloksista

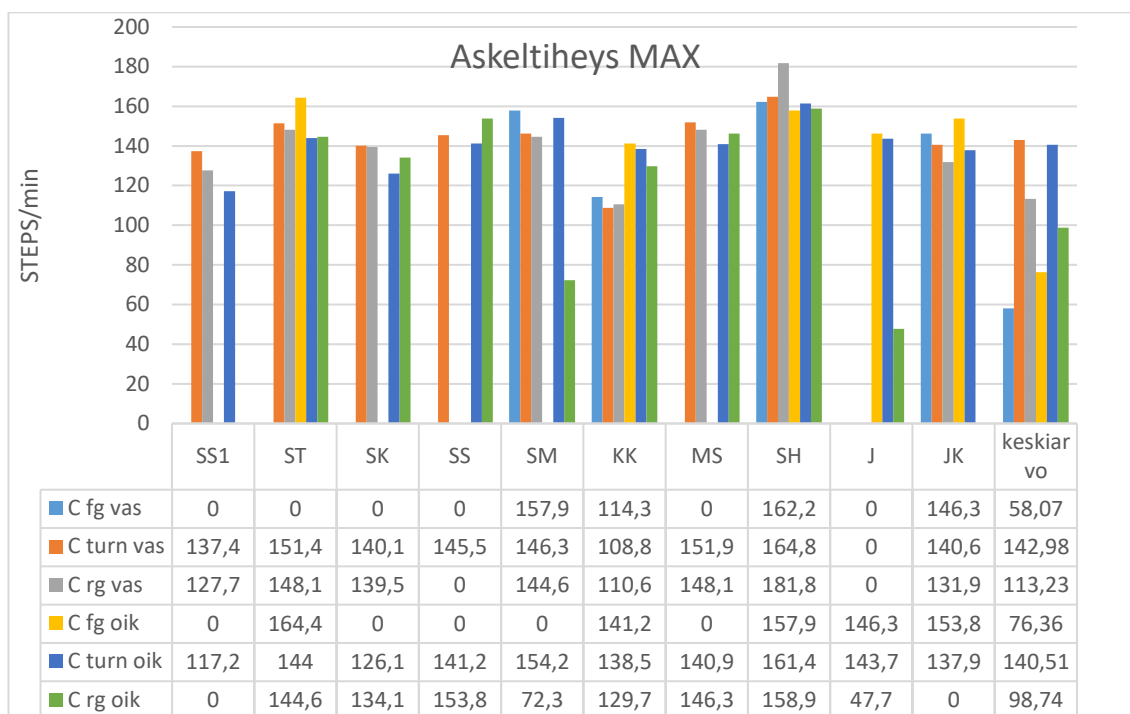
Aloitimme datan tarkastelun huomioimalla virhetulokset. Virhetuloksilla tarkoitetaan sitä, että G-Walk sensori ei mitannut osaa suorituksista täydellisesti. Näistä kyseisistä suorituksista puuttuu joitain arvoja ja päätelimme dataa tarkastellessa, että se saattaa liittyä lyhyeen analyysin keston. Suurimmassa osassa nollatuloksen saanut tulos alittaa AD fg 1,8 s. Koimme, että laite ei pysty erittelemään testin vaiheita ja parametreja täysin luotettavasti maksimaalisessa nopeudessa. Tämä huomio saattaa korreloida hypoteesimme kanssa.

Muita eroja huomasimme fg analyysin kestossa vertaillen VasNorm ja Oik-Norm suorituksia (ks. Kuva 3, 5). Yksi tarkasteltava arvo on VasNorm fg analyysin kesto suorittajalla MS. Tämän suorituksen kesto oli 18,5 sekuntia verrattuna muiden suorituksiin janalla 2–3,3 sekuntia. Tämä arvo myös sotkee loputkin arvot tältä suoritukselta, vaikka todellisuudessa suoritus ei kestänyt 18,5 sekuntia. Tämä vaikuttaa suoraan myös kaikkien VasNorm suoritusten kestojen keskiarvoon, joka oli 4,32 sekuntia. Jos kuitenkin muutamme edellä mainitun virhetuloksen arvon nolaksi (0), kaikkien VasNorm suoritusten kestoksi syntyy keskiarvo 2,74 sekuntia, joka korreloi enemmän kaikkien (VasNorm/Max, Oik-Norm/Max) suoritusten kestojen kanssa.

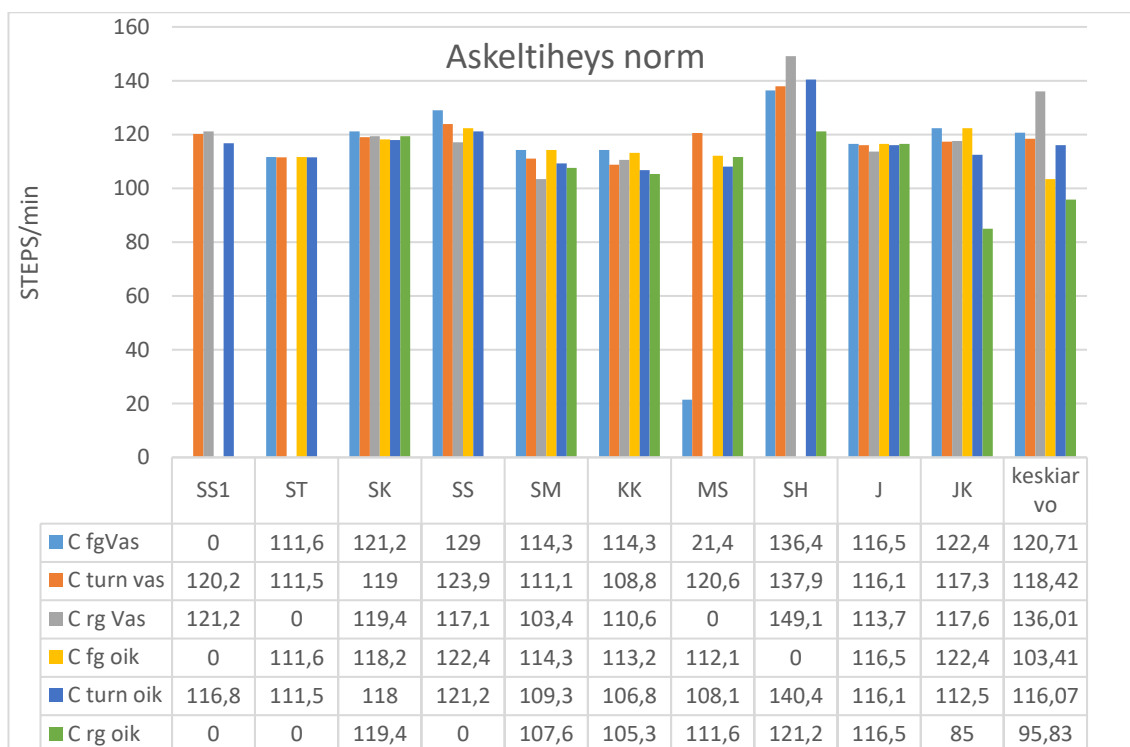
9.1 Tulosten vaihtelu eri vaiheissa

Eroja kävelynopeuden muutoksessa normaaliin ja maksimaaliseen oli vaihtelua testin erivaiheissa ja opinnäytetyötuloksissa on havaittavissa, että paluu kävely (rg) on käännöstä lähestyvää kävelyä (fg) hitaampi. Vaihtelu oli käännöstavasta ja nopeudesta riippumatta 0,01–0,85 m/s. Neljästäkymmenestä suorituksesta viidessä rg oli nopeampi kuin fg. Käännösvaiheessa ei sen sijaan näkynyt suurta vaihtelua fg verrattuna. Maksimaalisen ja normaalin nopeuden ero oli molempiin suuntiin 0,38 m/s.

Askeltiheyden vaihtelu oli suurinta muihin muuttujiin verrattuna. Askeltiheydestä jäi myös mittaustuloksia mittaamatta eniten kaikissa testin vaiheissa. Askeltiheys on hankala parametri arvioida, sillä se on kovasti riippuvainen analyysin kestosta. OIK MAX tuloksessa esiintyy selkeästi, että rg:n kesto oli 6,5 sek, minkä vuoksi tulos jää alhaiseksi 47,7 steps/min (ks. kaavio 3.), muiden tulosten ollessa 120–160 steps/min välillä. Testitulosten vaihtelu oli kokonaisuudessaan 109,51–152,50 steps/min. Maksimaaliset tulokset olivat selkeästi normaalivauhtia suuremmat. Normaalisissa vauhdissa molempiin suuntiin tulokset olivat vaihteluvälillä 109,51–136,1 steps/min. Maksimaaliset suoritukset olivat 123,42–152,5 steps/min. (ks. kaavio 4) Testitulokset viittaavat normaalin terveen aikuisen kävelyvauhtiin. Askeltiheyden vaihtelu Turn gait:n ja fg:n välillä oli pientä laskua, mikä vastaa Bhast:n väitteitä. (Bhast, ym. 2012)



Kaavio 3. Askeltiheys maksimaalisella nopeudella.



Kaavio 4. Askeltiheys normaalilla kävelynopeudella

Vasemmalle kääntyessä normaalissa vauhdissa askelparinpituus (%SL fg/turn/rg, SL fg/turn/rg) olivat laskujohteisia; fg oli suurin (90,20 %/1,55 m) ja rg oli pienin arvo (75,90 %/1,30 m), turn ollen näiden arvojen välillä (85,81 %/1,48

m). Maksimaalisessa suorituksessa vasemmalle turn (88,65 %/1,54 m) arvot olivat suurimpia, rg arvot seuraavaksi (85,64 %/1,48 m) ja lopuksi fg arvot (64,34 %/1,07 m). Oikealle kääntyessä normaalissa vauhdissa turn omasi suurimmat arvot (85,69 %/1,48 m), sitten fg (77,77 %/1,35 m) ja lopuksi rg (68,79 %/1,19 m). Maksimaalisessa suorituksessa turn oli jälleen suurin arvo (90,40 %), kun taas rg (76,71 %/1,33 m) ja fg (71,44 %/1,23 m) vaihtoivat paikkoja.

9.2 Käännöstyilien vaikutus muuttujiin

Tutkimuksen osallistajat käyttivät pääasiassa pyörähdyskäännöstä kääntymisen tyylinä kävelynopeudesta riippumatta. Lukuun ottamatta kolmen osallistujan askelkäännöksiä maksimaalisessa nopeudessa ja normaalissa nopeudessa kääntyessä vasemmalle, oikealle kääntyivät kaikki pyörähdyskäännöksenä.

Askelkäännöstä käyttävien henkilöiden suorituksissa pystytään havaitsemaan kävelynopeuden laskua käännöksen aikana ja käännöksen jälkeen. Maksimaalisella nopeudella suoritetuissa käännöksissä toistuu suuri 0 tulosten määrä, mikä vaikuttaa monien arvojen vertailuun muiden osallistujien välillä, joten varmuudella, ei voida sanoa muuttuuko askeltiheys, askelsyklin kesto ja askelparinpituus testin erivaiheissa. Kuitenkaan suurta muuttujien heilahtelua ei ole havaittavissa. Kävelynopeus laski askelkäännöksissä vaihteluvälillä 0,15–0,54 s. Kävelynopeuden vaihtelu testin eri vaiheissa ei poikkea muiden osallistujien välillä ja vaihtelu on kävelynopeuden hajonnan kehyksissä tässä otannassa.

9.3 Yhteenveto

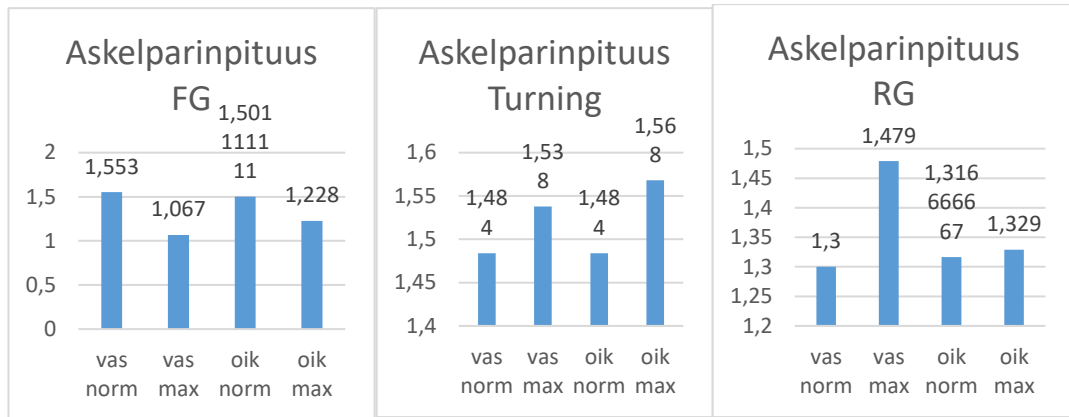
Eroa oli kävelynopeuksisien muutoksessa opinnäytetyön eri vaiheissa; rg oli käännöstä aikaisempaa fg:tä hitaampi 0,01–0,85 m/s vaihteluvälillä käännösstrategiasta riippumatta melkein joka suorituksessa. (ks. kaavio 5.) Maksimaalisen ja normaalin ero molempiin suuntiin oli ~0,4 m/s molempiin suuntiin. Kääntymiseen osallistajat käyttivät pääasiassa pyörähdyskäännöksiä kävelynopeuksista huolimatta.



Kaavio 5. Kävelynopeuden keskiarvot jokaisesta testin vaiheesta.

Askeltiheyden vaihtelussa oli eniten muuttujia muihin parametreihin verrattuna, kuten myös virhetuloksia. Saadut tulokset ovat erittäin riippuvaisia jokaisen suorituksen analyysin kestosta. Eniten haasteita oli maksimaalisissa suorituksissa; rg oli 6,5 s ja askeltiheys 47,5 steps/min, kun muiden vaiheiden tulokset vaihtelivat ~120–150 steps/min välillä.

Askelparinpituus oli laskujohteista vasemmalle kääntyessä normaalilla vauhdilla järjestyksessä fg – t – rg, mutta oikealle t omasi suurimmat arvot, sitten fg ja lopuksi rg. Maksimaalisessa vauhdissa vasemmalle suurin oli t, pienin fg ja välissä rg. Oikealle samalla vauhdilla suurin arvo oli jälleen t, sitten rg ja pienin fg. (ks. kaavio 5) Tästä saamme idean, että käännös on hitain vaihe askelparinpituuksien suuruuksien vuoksi. Huomaamme myös, että mitä nopeampi suoritus on, sitä nopeampi askeltiheys ja lyhyempi askelparinpituus, joka tukee ideaa käännösvaiheen hidastempoisuudesta. Käännösvaihe omasi keskiarvollisesti virhetulokset huomioiden suurimman analyysin keston muihin vaiheisiin verrattuna, joka kertoo kävelyn verkkaisuudesta. Lisäksi käännösvaihe omasi suurimmat askelparinpituuudet, sekä askeleenpituusprosentin askelparinpituudesta, että askelsyklin keston.



Kaavio 6. Askelparinpituuden keskiarvot jokaisesta testin vaiheesta.

Tulokset kertovat, että osallistujat kääntyivät pääasiallisesti käännöksen ja suoran kävelyn parametrien viitekehysissä virhetuloksia lukuun ottamatta. Tutkimuksessa huomattiin vaihtelua käännöstyyleissä tutkijoiden havaintojen perusteella, mutta laite ei pysty luotettavasti erittelemään, kumpaa käännöstyyleä osallistuja käytti. Laite antaa suuntaa antavia arvioita askeleiden kestosta, jolloin laite arvioi käännöksen alku ja loppuvaihetta samoin jokaisen askeleen kohdalla. Tästä voidaan tehdä johtopäätös, että etenkin maksimaalisella nopeudella suoritettavien käännösten mittaamiseen G-walk-kävelyanalysointilaitteen käyttö ei ole kovin perusteltu. Testin suoritustapaa täytyisi muuttaa pidempi kestoisemmaksi, jotta laite pystyisi luotettavammin erittelemään askeleita ja käännöksen erivaiheita korkeilla suoritusnopeuksilla. Normaalilla kävelynopeudella laite pysyy pääasiallisesti erittelemään käännöksen vaiheita sekä muuttujien arvot luokituvat paremmin raporttiin.

10 Pohdinta

Opinnäytetyöprosessin kokonaisuutta katsoessa, prosessin vaiheet olivat loogisia. Saimme tarvittavat osallistujat kerättyä, sekä tarvittavat tiedot tutkimuksen analysoimiseksi. Oppimistavoitteeseen katsottuna saavutimme haluamamme tason laitteiden hallinnassa ja datan analysoimisessa.

Työtulokseemme olimme tyytyväisiä. Opinnäytetyötä tehdessä opimme paljon tutkimuksen ideoinnista ja sen kulun hahmottamisesta aina suunnittelusta raportointiin asti. Emme kumpikaan opinnäytetyön toteuttajista olleet ennen vastaavanlaista opinnäytetyötä suunnitelleet ja tehneet, joten ideointi- ja hahmotusvaihe oli meille haaste. Kun olimme saaneet yhteisen kuvan tutkimuksen pääperiaatteesta, niin sen suunnittelu teoriassa sujui hyvin. Itse toteutuksessa oli pieniä haasteita, ja niistä opimme paljon, esimerkiksi kaikki suunniteltu ei välttämättä toteudu, ja että erilaisia muuttujia saattaa ilmetä pitkin matkaa useasti. Tutkimuksen päätyttyä oli myös hienoa kokea osallistujien tyytyväisyys ja opinnäytteen ohjaajan positiivinen palaute. Voimme siis sanoa, että sekä osallistujat että ohjaaja olivat tyytyväisiä opinnäytetyön kokonaisuuteen.

Silmiinpistävin opinnäytetyössä oli spin-käännöstylin käytössä. Kävelysuorituksia tarkastellessa spin-käännöksiä oli suhteessa 7:3 step-käännöksiin verrattuna. Tämä voi viitata siihen, että spin-käännökset olivat tehokkaampia kääntymisstrategioita. Huomaamme myös, että kaikkien kävelyn vaiheiden (fg/t/rg) hitain vaihe oli kääntymisvaihe. Huomattava ero on suoritusten analyysin kestossa. Tämän voi selittää kääntymiseen tarvittavan kognitiivisesti ja motorisesti hallitun käännöksen toteutus. Kävelyn ollessa ihmisille lähes automaattinen toiminto, niin käännöksiin täytyy keskittyä. Kääntyminen vaatii kognitiivista kykyä, terminä myös käytetään Dual task. Dual task:lla tarkoitetaan kykyä toteuttaa kaksi tai enemmän motorista ja kognitiivista toimintoa samanaikaisesti, esimerkiksi tasapainon ylläpitoa eri asennoissa eri toimintojen aikana, tai tässä tapauksessa kääntyminen kävelyn aikana. (Sun-Shill & An, 2014.)

Toinen mielenkiintoinen ilmiö tulee valoon G-walkin käytettävyyteen liittyen kävelytesteissä, kun kyseessä on normaalia kävelyä nopeampi tahti. Tutkimuksen tuloksia tarkastellessa huomataan, että maksimivauhdin kävelysuorituksissa on puutteellisia tuloksia. Näissä suorituksissa ei ollut käytännössä puutteita, vaan G-walk-sensori epäonnistui tulosten keräämisessä. Tämä voi johtua myös laitteen kalibroinnista, mutta tämä kyseinen ilmiö tulee korostetusti esiin mitä nopeammin testattava käveli. Ilmiö voi perustua siihen, että G-walk sensori ei aisti askelluksia, askeleiden sykliä, eikä pituutta kävelyn ja liikkeen nopeamman vauhdin vuoksi. Tämä voi luoda keskustelua G-walkin luotettavuudesta, että

käytettävyydestä tahdikkaamman kävelyn analysoimisessa. Käytössä ollut G-walkin testipatteriston tarjoama 6 m Turn Test ei myöskään ole varmaankaan paras vaihtoehto valitsemallemme kohderyhmälle, taikka tutkimuksen tarkoitukseksi. 6 m Turn Test on luotu Parkinsonin taudin seurantaan, eikä välttämättä sovellu nuorille aikuisille, eikä nopeamman vauhdin parametrien keräämiseen. G-walk kuitenkin osoitti hyvää tiedonkeruuta käänösvaiheissa, ja Turn Test voisi paremmin soveltua käänösvaiheen parametrien, puolierojen ja käänöstyiliin tarkasteluun. Turn Test ei myöskään kerää dataa kävelyn aikana tapahtuvasta huojunnasta, jonka voisi tulevaisuuden tutkimuksissa sisällyttää tarkasteltaviin parametreihin kävelyn ja kääntymisen yhteydessä.

Opinnäytetyötä voisi tulevaisuudessa jatkaa pidemmälle esimerkiksi kokeilemalla eri mittausvälineitä. Kistler-voimalevyllä voisi edellä mainittuun tapaan tarkastella kävelyn parametrien lisäksi myös voimavasteita eri kävelyn ja kääntymisen vaiheissa, sekä vertailla niiden muutoksia eri nopeuksilla. Voimavasteita saisi myös analysoimalla MoveSolen antamia arvoja. MoveSole ja Kistler voisivat siis olla tärkeitä työkaluja aihetta koskevissa tulevaisuuden tutkimuksissa. Lisäksi tulevaisuuden tutkimuksissa voisi vaihdella kohderyhmiä ja tarkastella esimerkiksi lapsiryhmiä, tai ikääntyneitä ryhmiä. Ihmisen fysiikka vaihtelee ikäryhmittäin, ja niiden vertailu toisiinsa sekä kävelyssä että kääntymisessä voisi syventää tietoaamme ihmisen kognitiivisista ja motorisista kyvyistä sekä lapsivaiheessa, että ikääntyneemmässä vaiheessa. Sekä MoveSole että G-Walk ovat kummatkin itsenäisesti riittäviä kävelyn parametrien arvojen keräämiseen ja analysoimiseen. Viime vuosina on tullut markkinoille Kistlerin ominaisuuksia peilaavaa puettavaa sensortechnologiaa, jolla mahdollistetaan vapaamman suoritusmekaniikan ja mahdollisuuden luonnolliseen liikkumiseen, mikä lisää opinnäytetyötulosten validiteettia. MoveSole- ja InSole-laitteistot ovat saaneet .99 validiteetti- ja toistettavuustulokset, kun tuloksia verrattiin Kistler-voimalevyyn. (Burns, ym. 2018.)

Eri laitteiden tuloksia ja antamia arvoja voi vertailla, sekä käyttää älypohjallisten mittaamia voimavasteita ja tarkastella niitä kääntymisen yhteydessä. Suurin syy älypohjallisten käyttöön voisi olla voimavasteen tarkastelu kävelyn ja kääntymisen eri vaiheissa, mutta sen puuttuminen ei vaikuttanut tutkimuksen tavoitteiden

kokonaiskuvaan juuri lainkaan. Lisää arvoa uusille tutkimuksille voi myös tuoda eri testien käyttö, niin kuin edellä olikin mainittu. Valitsemamme 6 m Turn Test ei ehkä ollut paras mahdollinen testi tämän tutkimuksen potentiaalin täydentämisessä. Lisää testejä voisi tarkastella, kokeilla ja vertailla parhaan testin löytämiseksi tämän kaltaisiin tutkimuksiin.

10.1 Luotettavuus

Aineistoa kerätiin opinnäytetyön edetessä ja pyrkimyksenä oli käyttää tuoreita luotettavista lähteistä kerättyjä tietoja opinnäytetyön toteutusta ja tarkoitusta arvioidessa. Työ vaikutti mielestämme sisältävän relevantteja tietoja opinnäytetyön sisällön kannalta. Mielestämme työ antaa myös kattavan paketin syventävää fysioterapeuttista sisältöä. Lähteinä käytettiin nettilähteitä, tieteellisiä artikkeleja, tutkimuksia, kirjallähteitä, sekä suomeksi että englanniksi. Aihe sisälsi laajoja kokonaisuuksia, joita emme pysty opinnäytetyöhön mahdollistamaan, mutta koimme opinnäytetyössä mainittujen asioiden olevan kääntymiselle keskeisiä

Toteutusvaiheessa tutkittavien henkilöiden heterogeenisyyden huomioon ottaen opinnäytetyön tulokset asettuivat aiempien tutkimuksien kanssa kävelynopeuden viitekehyksiin. Opinnäytetyössä käytettävien mittauslaitteiden soveltuvuus maksimaalisten suoritusten mittaamisessa ei ollut aina luotettavaa. Normaali-vauhtisissa suorituksissa saatiin varmempi tulos ja osallistujien suoritukset olivat tasaisempia. Mittauslaitteista tehdyt validaatiotutkimukset antavat opinnäytetyölle luotettavuutta mittaustarkkuuden ja käytettävyyden näkökulmasta. Protokollan toteutus oli mielestämme symmetrinen kokonaisuus, joka oli helposti toistettavissa. Ohjeistuksemme olivat selkeitä, sillä virhesuorituksia ei asiakkaissa havaittu. Opinnäytetyön suoritus ympäristö oli olosuhteiltaan samanlainen kaikille osallistujille, millä koemme olevan nostava vaikutus luotettavuuteen.

10.2 Eettisyys

Opinnäytetyössämme oli huomioitu tutkimuksen osallistumiseen liittyvät eettiset kysymykset ja toimimme mielestämme eettisesti koko opinnäytetyöprosessin aikana. Toimitimme Karelia Ammattikorkeakoululle opinnäytetyölupahakemuksen, joka antoi meille luvan toimia Ammattikorkeakoulun opiskelijoiden kanssa opinnäytetyön suorittamiseen. Jokaista vapaaehtoista kohden, liitimme lupahakemukseen heille osoitettu yhteydenottokirje ja opinnäytetyölomake. Yhteydenottokirjeessä korostimme tutkimuksen vapaaehtoisuutta.

Tutkimuksessa käytimme osallistujien mittasuhteisiin, ikään ja terveydentilaan liittyviä tietoja. Tiedot keräsimme esitietolomakkeella, joita säilytettiin tutkimuksen suorittamisen ajan lukitussa kaapissa. Otimme huomioon asiakkaiden anonymiteetin tuloksia kirjatessa ja käytimme työssämme vain koodikieltä osallistujista mainittaessa, jotta heitä ei voinut työstä tunnistaa. Tutkittavilla henkilöillä oli oikeus kieltäytyä tutkimuksessa suoritettavien tehtävien tekemisestä ja peruuttaa osallistumisensa missä tahansa vaiheessa ilman, että hänen tarvitsisi sitä perustella. Heillä oli myös oikeus kaikkiin heitä koskevien henkilötietojen, opinnäytetyön tulosten ja opinnäytetyön tarkoitukseen liittyviin asioihin. Opinnäytetyötä suorittavien tuli pitää huoli, että opinnäytetyötietoja säilytettiin lain velvoittavalla tavalla, sekä noudattaen Karelia Ammattikorkeakoulun ja Suomen lain säädöksiä henkilötietojen käsittelystä. (Opinnäytetyöeettinen neuvottelukunta, 2019.)

10.3 Kehittämisideat

Opinnäytetyö antaa loistavan mahdollisuuden jatkokehittämiselle, sillä kääntymisen tutkiminen on äärimmäisen tärkeää fysioterapeuttisesta näkökulmasta ajateltuna. Itse ajattelimme opinnäytetyötä tehdessämme, että käännökset ovat äärimmäisen laaja ja monipuolinen kenttä tutkia, sillä muiden parametrien tarkastelu, kuten huojunnan määrän ja symmetrian tutkiminen mahdollistavat kävelyn ja kääntymisen parametrien keruun vahvistamisen.

Mielestämme G-walkin potentiaalia kannattaa jatkossa myös hyödyntää esimerkiksi valmiiden olemassa olevien ohjelmien kokeilemisessa, kuten Timed Up n Go. Valmiiden ohjelmien lisäksi olimme kiinnostuneita lisäämään kognitiota haastavaa toimintaa. Myös toisenlaisten mittausvälineiden käyttö askelleveyden ja huojunnan mittaamisen mahdollistamiseen, kuten Kistler-voimalevyllä toista näkökulmaa käynnöksen tutkimiseen tulevaisuudessa. Kistlerillä nimittäin on saatu muutamia hyviä kokemuksia ja havaintoja maahan kohdistuvien voimien mittaamisesta käynnöksen eri vaiheissa, jotka ovat kinemaattisesti verrattavissa suoran kävelyn vaiheisiin. (Ulrich. Ym. 2019.)

Kistleriä on pääasiassa käytetty tukisensorina muun sensoriteknologian tukena, mutta vähän tutkittua tietoa on itse kääntymiseen kohdistuvista voimista. Muun muassa Kistleriä on käytetty VICON infra-red liikeanalyysilaitteiston apuna kartoittamaan maahan kohdistuvia voimia käynnöksen aikana molempiin suuntiin. Strike:n (2009) tutkimus kertoo, että käynnöksessä kohdistuu suurempia voimia verrattuna suoraan kävelyyn ja käynnökset eri suuntiin vaikuttivat symmetrisiltä, mikä ei tukisi teoriaa dominoivasta jalasta käynnöksen osalta. Näyttö kuitenkin on suppea ja vaatii lisätutkimuksia. (Strike S. C. & Taylor M.J.D. 2009.)

Kistlerin käyttö voi olla kankeaa ja myös mahdollisesti rajoittaa ihmisen aitoa kääntymistä. Tämän tekijän poistamiseen näkisimme MoveSole-älypohjallisista olevan suurta hyötyä. MoveSolon ollessa todettu olevan tasokas mittari kistler-voimalevyyn verrattuna voimavasteiden mittaamisessa. Validaatio tutkimuksessa korrelaatiokertoimeksi on mitattu .822-.875 tarkkuutta. kerroin on eri kuin Burns'n tutkimuksessa, sillä käytettiin erilaisia kenkiä ja ympäristö oli eri (Alamäki, Nevala & Jalovaara 2021.) Laitteen yhdistäminen käynnöksen tutkimiseen mahdollisesti antaisi lisäarvoa tuleville käynnöstä käsittelevissä opinnäytteissä ja antaisi lisänäkökulmia käynnöksessä havaittavista parametreista.

11 Lähteet

- Alamäki, A., Nevala, E., Jalovaara, J. ym. 2021. Validation of the wearable sensor system – MoveSole® smart insoles. <https://www.researchgate.net/publication/352542374>. Finnish Journal of eHealth and e Welfare. 13 (2) 124-132. 18.6.2021.
- Bhatt, H., Pieruccini-Faria, F & Almeida, Q. J. 2013. Dynamics of turning sharpness influences freezing of gait in Parkinson's disease. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23083513/>. Parkinsonism & related disorders. 19 (2) 5-181. 30.3.2022.
- Burns, G., Deneweth, Z. & Zernicke, R. 2018. Validation of a wireless shoe insole for ground reaction force measurement. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30427263>. Journal of Sport Sciences. 37 (10), 1129–1138. 30.3.2022
- BTS Bioengineering. 2019. G-walk. <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk/>. 20.3.2022.
- Dale, R. B. 2012. Clinical Gait Assessment. Physical Rehabilitation of the Injured Athlete. Elsevier. (4) 464–479.
- Dixon, P.C., Stebbins, J., Theologis, T. & Zavatsky, A.B. 2014. Ground reaction forces and lower-limb joint kinetics of turning gait in typically developing children. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25311452/>. J Biomech. 47 (15) .30.3.2022.
- Fettrow, T., Reiman, H., Grenet, D., Crenshaw, J., Higginson, J. & Jeka, J. 2019. Walking cadence affects the Recruitment of the Medial-Lateral Balance Mechanisms. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7739695/>. 30.3.2022.
- Grobe, S., Kakar, R.S., Smith, M.L., Mehta, R., Baghurst, T. & Boolani, A. 2017. Impact of cognitive fatigue on gait and sway among older adults: A literature review. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211335517300311?via%3Dihub>. Preventive Medicine Reports. (6) 88-93. 30.3.2022.
- Gulley, E., Ayers, E. & Verghese, J. 2020. A comparison of turn and straight walking phases as predictors of incident falls. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636220301521?via%3Dihub>. Gait Posture. (79) 239-243. 30.3.2022.
- Hase, K.; Stein, R. B. (1999). Turning Strategies During Human Walking. <https://journals.physiology.org/doi/pdf/10.1152/jn.1999.81.6.2914>. Journal of Neurophysiology, 81(6), 2914–2922. 30.3.2022.
- Hunt, M., Wrigley, T., Hinman, R. & Bennell, K. 2010. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with individuals with less severe OA and those without knee pain. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/acr.20248>. Arthritis care & research 62(10), 1426–1432. 30.3.2022.
- Jiang, X., Napier, C., Hannigan, B., Eng, J., & Menon, C. 2020. Estimating Vertical Ground Reaction Force during Walking Using a Single Inertial Sensor. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7436236/>. Sensors. 20 (15). 30.3.2022.

- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010a. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. 9–11. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura. 24.3.2021.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010b. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. 16–17. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura. 24.3.2021.
- Kistler. 2022. Gait Analysis with Kistler – When Force Measurement Makes All the Difference. <https://www.kistler.com/en/applications/sensor-technology/biomechanics-and-force-plate/gait-analysis/>. 30.3.2022.
- Kasović, M., Štefan, L. & Štefan, A. 2021. Normative Data for Gait Speed and Height Norm Speed in ≥ 60 -Year-Old Men and Women. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7869711/pdf/cia-16-225.pdf>. (16) 225-230. Clin Interv Aging. 30.3.2022.
- Lusardi, M.M. (2003). Functional Performance in Community Living Older Adults. <https://geriatrictoolkit.missouri.edu/2.lusardi.pdf>. Journal of Geriatric Physical Therapy, 26(3), 14-22. 30.3.2022.
- Morais-Feria, C., Carvalho-Pinto, B., Nadeau, S. & Teixeira-Salmela, L. 180° turn while walking: characterization and comparisons between subjects with and without stroke. <https://pdfs.semanticscholar.org/06e1/1a829dbfad9da5f3f2015a368739cfd148f5.pdf>. 6.5.2021.
- Opinnäytetyöeettinen neuvottelukunta. 2019. Ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettiset periaatteet ja ihmistieteiden ennakoarviointi Suomessa. https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/Ihmistieteiden_eettisen_ennakoarvioinnin_ohje_2019.pdf. Opinnäytetyöeettisen neuvottelukunnan julkaisu 3/2019. 28.5.2021.
- Owens, J.G., Rauzi, M.R. & Kittelson, A. 2020. How New Technology Is Improving Physical Therapy. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7174486/>. Curr Rev Musculoskelet Med. 2020;13(2):200-211. 30.3.2022.
- Nevala, E. Alamäki, A., Jalovaara, J. & ym. 2018. SENDoc - to export wearable sensors in rehabilitation practice for the elderly. <https://ikanyt.karelia.fi/2018/10/19/sendoc/> Ikä nyt! lehti 2/2018.
- Paquette, M. R., Zhang, S., Milner, C. E. & Klipple G. 2014. Does increasing step width alter knee biomechanics in medial compartment knee osteoarthritis patients during stair descent?. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0968016014000489>. Elsevier. 21(3) 676-682. 30.3.2022.
- Riddler, R. D., Lebleu, J., VILLEMS, T., Blaiser, C. D., Detrembleur C. & Roosen, P. 2019. Concurrent Validity of a Commercial Wireless Trunk Triaxial Accelerometer System for Gait Analysis. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30747572/>. J Sport Rehabilitation. 28 (6) 1–4. 30.3.2022.
- Sairanen, T. 2016. TIA: n oireet. Helsinki: Suomalainen Lääkärisseura Duodecim. <https://www.kaypahoito.fi/nix00603>. 31.5.2016.
- Sun-Shil, S. & Duk-hyun, A. 2014. The Effect of Motor Dual-task Balance Training on Balance and Gait of Elderly Women. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3976002/>. Journal phys. Ther. Sci. 26: 359-361. 24.2.2022.

- Suomen Fysioterapeutit ry 2017. Kaatumisten ja kaatumisvammojen ehkäisyn fysioterapiasuositus. https://www.terveysportti.fi/dtk/sfs/avaa?p_artikkeli=sfs00003. 16.3.2022.
- Suomen Fysioterapeutit ry. 2014. Fysioterapeuttien eettiset ohjeet. https://www.suomenfysioterapeutit.fi/wp-content/uploads/2018/01/Fysioterapeutin_Eettiset_Ohjeet_2014.pdf. 28.5.2021.
- Strike, S. C. & Taylor, M. J. D. 2009. The temporal–spatial and ground reaction impulses of turning gait: Is turning symmetrical?. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636209000034?via%3Dihub>. Elsevier. 29 (4).597–602. 30.3.2022.
- Suomen virallinen tilasto. 2014. 5. Kaatuminen yleisin tapaturmakuoleman syy. http://www.stat.fi/til/ksyyt/2014/ksyyt_2014_2015-12-30_kat_005_fi.html. Helsinki: Tilastokeskus.1.2.2022.
- Torre, D. 2017. Effects of direction time constraints and walking speed on turn strategies. <https://core.ac.uk/download/pdf/151532345.pdf>.
- UKK-instituutti. 2021. Kaatumisvaaraan voi vaikuttaa. <https://ukkinstituutti.fi/liik-kumisen-turvallisuus/kaatumisten-ehkaisy-ammattilaisille/kaatumisvaaraan-vaikuttaminen/>. 15.3.2022.
- Ulrich, B., Santos, A. N., Jolles B. m., Benninger, D. H. & Favre, J. 2019. Gait events during turning can be detected using kinematic features originally proposed for the analysis of straight-line walking. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929019303306?via%3Dihub>. Elsevier. 91 69-78. 27.10.2021.
- Vieten, M. & Weich, C. 2020. The kinematics of cyclic human movement. <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0225157>. PLoS One. 15(3). 15.3.2022.
- Vítečková, S., Horáková, H., Poláková, K., Krupička, R., Růžička, E. & Brožová H. 2020. Agreement between the GAITRite® System and the Wearable Sensor BTS G-Walk® for measurement of gait parameters in healthy adults and Parkinson’s disease patients. <https://peerj.com/articles/8835/>. Preej 8. 30.3.2022.
- Väyrynen, P. 2016. Kineettinen ketju. Duodecim oppiportti. <https://www.oppiportti.fi/op/jtr00148/do>. 4.12.2020.

SUOSTUMUS TUTKIMUKSEEN OSALLISTUMISESTA

Suostun vapaaehtoisesti osallistumaan tutkimukseen Karelia Ammattikorkeakoulun tiloissa. Tutkimuksen tarkoituksena on selvittää erilaisten käännöksessä esiintyvien parametrien suhdetta eri nopeuksiin ja eri suuntiin. Tuottamaan opinnäytetyötietoa fysioterapia-alan kävelyn analysointiin ja parantaa opinnäytetyölaitteistojen luotettavuutta erilaisia ilmiöitä havainnoidessa. Opinnäytetyömme on tutkimuksellinen opinnäytetyö ja opinnäytetyö toteutetaan case-study tyyppisenä.

Olen saanut tutkimuksesta riittävän kirjallisen (opinnäytetyökutsun) ja suullisen selvityksen, minkä myös allekirjoituksellani vahvistan. Olen myös tietoinen siitä, että tietoni pysyvät luottamuksellisina ja opinnäytetyötuloksista henkilöllisyyttäni ei voi päätellä. Minulla on oikeus keskeyttää halutessani tutkimuksen suorittamisen, eikä siitä aiheudu minulle mitään haittaa.

Vakuutan antamani tiedot oikeiksi ja koen itseni terveeksi.

Joensuussa 9-10.9.2021.

Suostumuksen antajan

allekirjoitus: _____

Suostumuksen antajan

nimenselvennys: _____

Suostumuksen antajan

syntymäaika: _____

Suostumuksen antajan

kotiosoite: _____

Tutkimuksen vastuuhenkilöt ja suostumuksen vastaanottaneet ja yht. tiedot

Markus Salonen & Yusuf Mohamed Mohamed-Weli

puh. 0442126284, Markus.Salonen@edu.karelia.fi

___/10 osallistuja

KARELIA AMMATTIKORKEAKOULU
Fysioterapeuttikoulutus

Mohamed-Weli Yusuf 1900473
Markus Salonen 1900477

**TIEDOTE TUTKIMUKSESTA: Kävelyn Parametrit Kääntymisessä
Nuorilla Terveillä Aikuisilla**

Opinnäytetyöseloste
09/2021

Sisältö

1	Pyyntö osallistua tutkimukseen	3
2	Tutkimuksen tarkoitus	3
3	Tutkimuksen kulku	4
4	Vapaaehtoisuus	4
5	Henkilötietojen käsittely tutkimuksessa	5
6	Tutkimustuloksista tiedottaminen	5
7	Tutkimuksen päätyminen	5
	7.1 Lisätiedot	5
8	Tutkijoiden yhteystiedot	5

1 Pyyntö osallistua tutkimukseen

Pyydämme Teitä osallistumaan tutkimukseen, joka käsittelee kääntymistä erisuuntiin normaalissa ja maksimaalisessa kävelyssä. Koemme, että te olette soveltuvia tutkimukseen. Tämä tiedote antaa teille tietoa teidän osallisuudestanne tähän tutkimukseen. Tiedotteeseen perehdyttyänne teillä on oikeus kysyä tutkimukseen liittyviä kysymyksiä. Perehdytyksen jälkeen teiltä pyydetään suostumus tutkimukseen osallistumisesta.

Toimeksiantajana toimii Sendoc-hanke, jonka projektipäällikkönä toimii Antti Alamäki. Projektin pohjalla on Alamäen luoma Pro Gradu tutkielma ja tutkimusta on myös jatkettu muiden henkilöiden toimesta. Tämän tutkimuksen kulusta vastaavat Karelia Ammattikorkeakoulun Fysioterapeuttiopiskelijat Markus Salonen ja Mohamed-Weli Yusuf.

2 Tutkimuksen tarkoitus

Tutkimuksen toimeksiantajan tarkoituksena on tarkastella käännöksen kääntyessä vasemmalle ja oikealle eri kävelynopeuksilla terveillä aikuisilla. Tutkimuksessa keskitymme askeltiheyteen ja –nopeuteen, kävelynopeuteen, sekä muihin kävelyn vaikuttaviin maareaktiovoimiin, että huojuntaan. Otamme tutkimuksessa myös huomioon erilaiset tekniset suorituserot eri osallistujien välillä.

Tavoitteena on saada riittävästi dataa kävelyn parametreista kääntymisessä, jolla voimme vahvistaa jo olemassa olevaa tietoa ja mahdollisesti löytää uusia näkökulmia aiheeseen. Tämä tutkimus voisi toimia pohjatutkimuksena käännökseen liittyvien parametrien viitearvojen rakentumiseen, mahdollistaen terveiden ihmisten välisen vaihtelun analysoinnin, sekä mahdollisten kävelyn ja kääntymiseen vaikuttaviin liikehäiriöiden tunnistamiseen.

Tutkittavat kävelyn parametrit kääntymisessä

Ambulation time (sec) (Kävelyn aika)
Velocity (cm/sec) (Nopeus)
Number of Steps (Askelmäärä)
Cadence (steps/min) (Kävelysykli)
Step time differential (sec) (Askelaikaero)
Step length differential (cm) (Askelpituusero)
Cycle time differential (sec) (Sykلياikaero)
Ground Reaction Force (Maareaktiovoima)
Step Contact Time (Askelkontaktiaika)

1 Tutkimuksen kulku

Opinnäytetyön tutkimuksessa tutkimukseen osallistuu 10 henkilöä, 4 naista ja 6 miestä. Osallistujien ikä vaihteli 20-vuotiaasta 36-vuotiaiseen. Kaikki osallistujien on oltava perusterveitä ja osallistuvat vapaaehtoisesti tutkimukseen. Aineisto kerätään esitietolomakkeella, jossa osallistujien perustiedot, painon, pituuden, kengän koon ja dominoivan jalan. Tutkimuksessa kerätään myös mittauslaitteiden keräämiä arvoja. G-walk®(<https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/>), joka mittaa massakeskipisteen langattoman kolmiakselisen kiihtyvyyssanturin avulla spatiotemporaalisia parametreja. Toisena laitteena käytämme MoveSole-älypohjallisia, joka mittaa paineanturilla maareaktiovoimia ja askeleen kontakti aikaa. Tutkimuksessa havainnoimme myös silmämääräisesti henkilöiden suoritusta ja sujuvuutta.

Mittauksen jälkeen osallistuja voi halutessaan pyytää lyhyen yhteenvedon hänen suorituksestaan. Mittaustilanne kestää n.10-20 minuuttia, ja käveltävä matka on 6+3metriä. ja suoritus suoritetaan kahteen kertaan molempiin suuntiin vasemmalle ja oikealle kahdella erinopeudella maksimaalisella ja normaalilla nopeudella.

1 Vapaaehtoisuus

Tähän tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista. Voitte päättää tutkimuksen suorittamisen missä tahansa tutkimuksen vaiheista. Voitte purkaa suostumussopimuksenne milloin vain. Tällaisissa tapauksissa pyydämme teitä ilmoittamaan tutkimuksesta vastaaville henkilöille. Jos keskeytätte tutkimuksen tai peruutatte suostumuksen, ennen peruuttamista antamianne tietoja voidaan käyttää tutkimusaineistona. Halutessanne tiedote toimitetaan myös omaisillenne.

2 Henkilötietojen käsittely tutkimuksessa

Tutkimukseen kerättäviä tietoja käsitellään tieteellistä tutkimustarkoitusta varten. Henkilötietojen käsittelyn perusteena on yleinen etu. Tietojanne käsitellään luottamuksellisesti lainsäädännön edellyttämällä tavalla. Rekisterinpitäjänä tutkimuksessa toimii Karelia Ammattikorkeakoulu Oy.

3 Tutkimustuloksista tiedottaminen

Osallistujille annetaan tietoa heidän tutkimustuloksistaan mittausten jälkeen. Kyseessä on myös yksi Sendoc-hankkeen tutkimuksista ja lisäksi tutkimuksesta tehdään Markus Salosen ja Mohamed Yusuf-Weli:n Opinnäytetyö ja Tulokset tulevat näkyviin Theseuksen verkkoarkistoihin tieteellisenä julkaisuna.

4 Tutkimuksen päätyminen

Tutkimus voidaan keskeyttää suorittajalta tutkijan ja tutkittavan puolesta milloin vain, esimerkiksi sairastapauksen vuoksi. Vaikka keskeytys tulisi, se ei vaikuta tutkimuksen tai tutkittavan elämään mitenkään.

1.1 Lisätiedot

Mikäli herää kysyttävää tutkimukseen liittyen olethan yhteydessä tutkijoihin sähköpostitse tai puhelimitse.

2 Tutkijoiden yhteystiedot

Tutkija 1	Fysioterapeuttiopiskelija Mohamed-Weli Yusuf Karelia-ammattikorkeakoulu 1900473@edu.karelia.fi
Tutkija 2	Fysioterapeuttiopiskelija Markus Salonen Karelia-ammattikorkeakoulu 1900477@edu.karelia.fi
Projektipäällikkö	Lehtori, Fysioterapian koulutus Antti Alamäki Karelia-ammattikorkeakoulu antti.alamaki@karelia.fi

Liite 3

Esitietolomake __.9.2021

ONT-opinnäytetyö: Kävelyn Parametrit Kääntymisessä Vas. & Oik. Nuorilla Aikuisilla

Tekijät: Markus Salonen, Mohamed-Weli Yusuf Linja: Fysioterapia

Organisaatio: Karelia-ammattikorkeakoulu Tilaja: SENDOc-hanke

Nimi: _____

Mies: ___ Nainen: ___ Muu: ___

Ikä: ___ Pituus: ___ Paino: ___

Kengänkoko: ___

Dominoiva puoli? Oikea: ___ Vasen: ___

Monta kertaa urheilut viikossa? 0-1: ___ 2-3: ___ 4-6: ___ 6+: ___

Harrastukset:

Mahdolliset perussairau-

det: _____

Mahdolliset vam-

mat: _____

Vammat viimeisen 6kk aikana? Kyllä: ___ Ei: ___

Jos kyllä, niin millaisia:

Vakuutan antamani tiedot oikeiksi.

Allekirjoitus: _____ Päivämäärä: _____

Liite 4

G-walk	Turn Test											
Vas norm												
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo	
Analysis duration fg	2,00	3,2	3,1	2,5	2,7	3,3	18,5	2,3	2,6	3	4,32	s
WS fg	1,87	1,35	1,67	1,79	1,55	1,12	0,33	2,08	1,61	1,66	1,50	m/s
C fg		111,6	121,2	129	114,3	114,3	21,4	136,4	116,5	122,4	120,71	Steps/min
%SL fg	55,00	82,7	95,3	97,7	99,5	75,1	95,7	113,6	93,4	94	90,20	%
SL Fg	0,96	1,5	1,64	1,67	1,62	1,19	1,8	1,86	1,65	1,64	1,55	m
GCD fg		1,08		0,95	1,06	1,06	5,64	0,9	1,05	0,99	1,27	s
Turning												
Analysis duration turn	3,0	3,8	3	2,9	4,9	3,8	4,5	3	3,6	3,6	3,68	s
WS turn	1,65	1,33	1,49	1,55	1,34	0,97	1,6	1,8	1,51	1,46	1,47	m/s
C turn	120,2	111,5	119	123,9	111,1	108,8	120,6	137,9	116,1	117,3	118,42	Steps/min
%SL turn	93,4	79,7	87,3	87,7	88,9	67,5	85,1	94,9	87,6	86	85,81	%
SL Turn	1,63	1,43	1,5	1,49	1,45	1,07	1,6	1,56	1,55	1,56	1,48	m
GCD turn		1,08	1,01	0,97	1,08	1,12	0,99	0,86	1,03	1,03	0,92	s
Return Gait												
Analysis duration rg	2,5	2,3	3	2,9	3,4	3,8		2,6	3,1	2,9	2,65	s
WS rg	1,84	1,4	1,61	1,48	1,16	1,11		1,9	1,47	1,49	1,35	m/s
C rg	121,2		119,4	117,1	103,4	110,6		149,1	113,7	117,6	136,01	Steps/min
%SL rg	105,6	41,9	94,8	86,4	85,9	76,1		92,5	87,6	88,2	75,90	%
SL rg	1,85	0,76	1,63	1,56	1,4	1,2		1,52	1,55	1,53	1,30	m
GCD rg	0,99				1,14	1,1		0,83	1,04	1,01	0,61	s
Osallistujan tiedot												
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,3	cm
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,5	kg
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,4	years
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	STEP	STEP	SPIN	SPIN	STEP	7:03	Spin/step

G-walk	Turn Test											
VAS MAX												
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo	
Analysis duration fg	1,8	1,7	1,7	1,3	2,0	3,3	1,7	1,9	1,6	2,2	1,92	s
WS fg	2,5	1,94	2,73	0	2,2	1,12	2,33	1,98	2,55	2,54	1,99	m/s
C fg	0	0	0	0	157,9	114,3	0	162,2	0	146,3	145,17	Steps/min
%SL fg	56,5	38,9	56,8	0	102,7	75,1	54,1	89	54,9	115,4	64,34	%
SL Fg	0,99	0,7	0,98	0	1,67	1,19	0,7	1,46	0,97	2,01	1,07	m
GCD fg	0	0	0	0	0,78	1,06	0	0,75	0	0,88	0,35	s
Turning												
Analysis duration turn	3,1	3,2	3	3,3	2,8	3,8	2,4	2,9	2,4	3	2,99	s
WS turn	1,97	2,05	1,94	1,73	1,96	0,97	1,73	1,96	2,2	2,01	1,85	m/s
C turn	137,4	151,4	140,1	145,5	146,3	108,8	151,9	164,8	145,5	140,6	142,98	Steps/min
%SL turn	100	88,6	95,4	79,1	97,4	67,5	71,1	85,9	101,8	99,7	88,65	%
SL Turn	1,75	1,6	1,64	1,43	1,59	1,07	1,36	1,41	1,8	1,73	1,54	m
GCD turn	0,88	0,8	0,85	0,83	0,81	1,12	0,8	0,72	0,82	0,85	0,85	s
Return Gait												
Analysis duration rg	2,4	2	2	1,6	2	3,8	2,1	1,8	1,7	2,1	2,15	s
WS rg	2,14	1,96	1,91	1,81	1,84	1,11	1,78	2,24	2,22	2,09	1,91	m/s
C rg	127,7	148,1	139,5	0	144,6	110,6	148,1	181,8	0	131,9	141,53	Steps/min
%SL rg	114,3	90,5	101,2	43,1	93,2	76,1	81,4	91,7	56	108,9	85,64	%
SL rg	2	1,64	1,74	0,78	1,52	1,2	1,53	1,5	0,99	1,89	1,48	m
GCD rg	0,93	0,82	0,84	0	0,82	1,1	0,84	0,68	0	0,86	0,69	s
Osallistujan tiedot												
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,3	cm
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,5	kg
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,4	years
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	STEP	STEP	SPIN	SPIN	STEP		Spin/step

G-walk	Turn Test											
OIK NORM												
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo	
Analysis duration fg		3,21	3,1	2,5	2,7	3,3	2,8	1,8	2,7	3,6	2,57	s
WS fg		1,35	1,66	1,64	1,5	1,17	1,6	2,21	1,62	1,56	1,43	m/s
C fg		111,6	118,2	122,4	114,3	113,2	112,1		116,5	122,4	116,33	steps/min
%SL fg		82,7	96,6	89,7	97,9	81,5	92	50,7	94,9	91,7	77,77	%
SL fg		1,5	1,66	1,62	1,6	1,29	1,73	0,83	1,68	1,6	1,35	m
GCD		1,08	1,01	0,99	1,06	1,09	1,09	0,83	1,05	1	0,92	s
Turning												
Analysis duration turn	6,10	3,8	3,5	3,4	4,4	3,9	3,3	3,4	3,6	3,7	3,91	s
WS turn	1,7	1,33	1,49	1,51	1,3	1,02	1,36	1,88	1,51	1,34	1,44	m/s
C turn	116,8	111,5	118	121,2	109,3	106,8	108,1	140,4	116,1	112,5	116,07	steps/min
%SL turn	100	79,2	88,1	82,1	87,7	72,5	80,3	96,7	88,1	82,2	85,69	%
SL Turn	1,75	1,43	1,51	1,49	1,43	1,14	1,51	1,59	1,56	1,43	1,48	m
GCD turn	1,03	1,08	1,01	0,99	1,1	1,1	1,1	0,85	1,02	1,06	1,03	s
Return Gait												
Analysis duration rg	1,6	2,3	3,4	2	3,9	2,9	3,3	2,1	2,6	6,4	3,05	s
WS rg		1,4	1,5	1,63	1,26	0,95	1,47	1,58	1,49	1,07	1,24	m/s
C rg			119,4		107,6	105,3	111,6	121,2	116,5	85	109,51	steps/min
%SL rg		41,9	87,9	44,1	89,2	68,5	85,2	93,8	87,9	89,4	68,79	%
SL rg		0,76	1,51	0,8	1,45	1,08	1,6	1,54	1,56	1,55	1,19	m
GCD rg			1		1,1	1,18	1,08	0,93	1,03	1,23	0,76	s
Osallistujan tiedot												
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,30	cm
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,50	kg
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,40	years
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN		Spin/step

G-walk	Turn Test											
OIK MAX												
Forward gait	SS1	ST	SK	SS	SM	KK	MS	SH	J	JK	keskiarvo	
Analysis duration fg	1,6	2,1	1,7	1,8	1,7	2,2	2	2,1	2,1	2	1,93	s
WS fg	0	1,97	1,94	2,1	2,12	1,9	2,1	2,09	2,29	2,76	1,93	m/s
C fg	0	164,4	0	0	0	141,2	0	157,9	146,3	152,72	152,50	steps/min
%SL fg	0	80,7	54,7	47,6	51,4	104,1	47,2	98,7	106,9	123,1	71,44	%
SL fg	0	1,46	0,94	0,86	0,84	1,64	0,89	1,62	1,89	2,14	1,23	m
GCD fg	0	0,8	0	0	0	0,91	0	0,77	0,83	0,8	0,41	s
Turning												
Analysis duration turn	7,2	2,8	2,8	3	3,2	3	2,5	2,6	2,5	2,9	3,25	s
WS turn	1,68	1,86	1,73	1,89	2,01	1,44	1,88	1,91	2,09	2,1	1,86	m/s
C turn	117,2	144	126,1	141,2	154,2	138,5	140,9	161,4	143,7	137,9	140,51	steps/min
%SL turn	98,2	85	92,9	87,7	95,4	76,5	82,7	84,8	97,7	103,1	90,40	%
SL Turn	1,72	1,54	1,6	1,59	1,55	1,21	1,56	1,39	1,73	1,79	1,57	m
GCD turn	1,02	0,82	0,93	0,85	0,79	0,86	0,86	0,74	0,84	0,85	0,86	s
Return Gait												
Analysis duration rg	0	2	3,3	2	4,7	2,6	2,2	2,4	6,5	1,6	2,73	s
WS rg	0	2,09	2,01	1,75	0,85	1,44	1,94	1,89	0,61	1,91	1,45	m/s
C rg	0	144,6	134,1	153,8	72,3	129,7	146,3	158,9	47,7	0	123,42	steps/min
%SL rg	0	93,9	104,2	80,7	88,7	84,6	85,8	78,7	95,5	55	76,71	%
SL rg	0	1,7	1,79	1,46	1,45	1,34	1,61	1,29	1,69	0,96	1,33	m
GCD rg	0	0,84	0,89	0,81	1,6	0,92	0,85	0,75	2,44	0	0,91	s
Osallistujan tiedot												
H	175	181	172	181	163	158	188	164	177	174	173,3	cm
W	74	120	77	75	63	75	92	67	78	74	79,5	kg
G	F	M	M	M	F	F	M	F	M	M	4f 6m	M/F
A	24	24	26	21	22	22	25	23	23	24	23,4	years
turn style	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	SPIN	STEP	STEP	SPIN	SPIN	STEP		Spin/step