



TE3 MOBILITY STICK RINTARANGAN ROTAATION MITTAUSVÄLINEENÄ

Käytettävyyssarvio fysioterapeutin kliiniseen työhön

Aleksi Asumalahti

Antony Benjamin

Lauri Pilvola

OPINNÄYTETYÖ
Elokuu 2019

Fysioterapeutin tutkinto-ohjelma

TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu
Fysioterapeutin tutkinto-ohjelma

ASUMALAHTI, ALEKSI & BENJAMIN, ANTONY & PILVOLA, LAURI:
TE3 Mobility Stick rintarangan rotaation mittausvälineenä
Käytettävyysarvio fysioterapeutin kliiniseen työhön

Opinnäytetyö 47 sivua, joista liitteitä 3 sivua
Elokuu 2019

Opinnäytetyön tarkoituksena oli tuottaa käytettävyysarvio TE3 Mobility Stickin soveltuvuudesta fysioterapeutin työhön. Opinnäytetyön tavoitteena oli arvioida TE3 Mobility Stickiä rintarangan rotaatiota mittaavana laitteena fysioterapeutin kliinissä työssä. Tutkimuskysymyksenä oli mittaajan sisäisen ja mittaajien välisen toistettavuuden määrittäminen mitattaessa rintarangan rotaatiota TE3 Mobility Stickillä. Opinnäytetyö toteutettiin yhteistyössä Tampereen ammattikorkeakoulun Fysioterapiaklinikan kanssa.

Tutkimuksellinen opinnäytetyö toteutettiin kvantitatiivista tutkimusmenetelmää käyttäen. Opinnäytetyön tutkimusasetelmassa kaksi kolmannen vuoden fysioterapeuttiopiskelijaa suorittivat rintarangan rotaation mittaukset TE3 Mobility Stickillä koehenkilöille (n=8), jolloin voitiin verrata mittauksen toistettavuutta eri mittaajien välillä. Lisäksi mittaukset suoritettiin uudestaan seuraavana päivänä, jolloin voitiin arvioida myös mittaajan sisäistä toistettavuutta.

Mittaajan sisäistä ja mittaajien välistä toistettavuutta arvioitiin ICC-arvolla (Intraclass correlation coefficient). Mittaajien sisäiset toistettavuudet olivat ICC 0,769 ja 0,856 ja mittaajien välinen toistettavuus 0,875. Saadut tulokset viittasivat hyvään mittaajan sisäiseen ja mittaajien väliseen toistettavuuteen.

Saaduista mittaustuloksista tehtyjen johtopäätösten perusteella TE3 Mobility Stickillä pystytään luotettavasti mittaamaan rintarangan rotaatiota sekä saamaan yhtenäisiä tuloksia niin saman mittaajan, kuin eri mittaajien suorittamana. TE3 Mobility Stick on helppokäyttöinen ja soveltuu käytettäväksi fysioterapeutin kliinissä työssä ja se tarjoaa hyvän vaihtoehdon perinteisille mittausvälineille, kuten goniometrille. Jatkossa olisi hyvä tutkia laajemmin laitteen käytettävyyttä mittausvälineenä. Näin voitaisiin saavuttaa kokonaisvaltaisempi kuva laitteen käytettävyydestä kokonaisvaltaisena tutkimisvälineenä fysioterapeutin laaja työnkuva huomioon ottaen.

Asiasanat: te3 mobility stick, rintaranka, rotaatio, käytettävyysarvio

ABSTRACT

Tampereen ammattikorkeakoulu
Tampere University of Applied Sciences
Degree Programme in Physiotherapy

ASUMALAHTI, ALEKSI & BENJAMIN, ANTONY & PILVOLA, LAURI:
The TE3 Mobility Stick as a Device for Measuring Thoracic Rotation
A Usability Review for the Clinical Work of a Physiotherapist

Bachelor's thesis 47 pages, appendices 3 pages
August 2019

The purpose of this study was to produce a usability review of the TE3 Mobility Stick as a physiotherapist's assessment tool. The objective of this study was to evaluate the TE3 Mobility Stick as a device for measuring thoracic rotation in a clinical physiotherapy setting. The research questions of this study were to determine inter- and intra-rater reliability when measuring thoracic rotation with the TE3 Mobility Stick.

This study was conducted using quantitative methodology. In the research design of this study, two third-year physiotherapy students carried out thoracic rotation measurements, where both raters measured each test subject (n=8) twice over a two-day period using the TE3 Mobility Stick.

The design allowed evaluation of both inter- and intra-rater reliability which were rated using the Intraclass correlation coefficient (ICC). The results suggest a high inter-rater reliability (ICC 0,875), and a high intra-rater reliability for both raters (ICC 0,769 and ICC 0,856).

The TE3 Mobility Stick is a reliable and easy to use option for traditional measuring devices, such as the goniometer, used by physiotherapists. Future studies should be conducted to evaluate the TE3 Mobility Stick as a universal range of motion measuring device in a clinical physiotherapy setting.

Key words: te3 mobility stick, thoracic spine, rotation, usability evaluation

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	5
2	TE3 MOBILITY STICK	7
3	RINTAKEHÄN LIIKKUVUUTEEN VAIKUTTAVA ANATOMIA JA BIOMEKANIikka	10
	3.1 Selkäranka	10
	3.2 Rintakehä	13
	3.3 Rintarangan toiminta ja biomekaniikka	15
	3.3.1 Rintarangan rotaatioon osallistuvat lihakset	17
	3.3.2 Muita rintarangan rotaatioon vaikuttavia tekijöitä	18
4	RINTARANGAN ROTAATION MITTAAMINEN	20
	4.1 Tutkimustieto	20
	4.2 Rintarangan rotaation mittaamisen merkitys	21
5	KÄYTETTÄVYYS	23
6	MITTARIN LUOTETTAVUUS	24
7	OPINNÄYTETYÖN TAVOITE JA TARKOITUS	26
8	TUTKIMUKSEN TOTEUTUS	27
	8.1 Tutkimuksellinen opinnäytetyö	27
	8.2 Koehenkilöiden valinta	27
	8.3 Tutkimusasetelma	28
	8.4 Mittausasento	29
9	TUTKIMUSTULOKSET	32
10	JOHTOPÄÄTÖKSET	34
	10.1 Reliabiliteetin arviointi	34
	10.2 Käytettävyyden arviointi	34
11	POHDINTA	37
	LÄHTEET	40
	LIITTEET	45
	Liite 1. Tiedote tutkittavalle	45
	Liite 2. Suostumuslomake tutkittaville, huhtikuu 2019	47

1 JOHDANTO

Fysioterapialta vaaditaan konkreettisen näytön tuottamista ja käytettyjen terapia-menetelmien perustamista niiden vaikuttavuuteen. Menetelmien vaikuttavuus perustuu tavoitteiden mukaisten tulosten saavuttamiseen. Konkreettinen näyttö käsittää muun muassa tulosten ja vaikuttavuuden esittämistä lukuina. Fysioterapian arvioinnissa numeeriset tulokset ovat seurannan kannalta silmämääräisiä tarkempia. Konkreettisten tulosten seuraaminen ja niiden esittäminen asiakkaalle fysioterapiaprosessin aikana voivat tuoda lisämotivaatiota esimerkiksi terapeuttiseen harjoitteluun, ja siten nopeuttaa kuntoutusta.

Hyvä mittari pystyy mittaamaan haluttua ominaisuutta tarkasti ja toistamaan mitaustulokset yhdenmukaisesti eri mittauskerroilla ja eri mittaajien suorittamana. Tarkkuuden lisäksi mittarin olisi hyvä olla myös miellyttävä käyttää. Käytettävyyttä lisää myös mittarin sovellettavuus eri käyttötarkoituksiin ja ympäristöihin.

TE3 Mobility Stick on suomalainen innovaatio, joka yhdistää perinteisen jumppakopin moderniin teknologiaan. Laitteen sisältämän sensoriikan ja laitteeseen yhdistetyn mobiilisovelluksen avulla voidaan analysoida kehon liikettä. Laitteella voidaan myös toteuttaa harjoitteita, joista laite antaa välittömän palautteen ja analyysin.

Opinnäytetyön aiheen valintaa ohjasi sen tekijöiden kiinnostus hyvinvointitekno-logiaan ja sen tuomiin mahdollisuuksiin fysioterapeutin työssä. Opinnäytetyön aihe rajautui anatomisesti selkärankaan ja vielä tarkemmin rintarangan alueelle, koska aluetta on tutkittu suhteessa huomattavasti vähemmän verrattuna kaula- ja lannerankaan. Rintarangan liikkeistä tutkimukseen valikoitui rotaatio, koska sen mittaamiselle ei ole olemassa yhtä yhtenäistä näyttöön pohjautuvaa mittausmenetelmää. Yleisesti käytetyt mittausmenetelmät ja -välineet pohjautuvat usein mittaajan henkilökohtaiseen mieltymykseen.

Kliinisesti rintarangan aluetta ei olla pidetty kovin merkittävänä, sillä ollaan ajateltu degeneratiivisten sairauksien olevan alueella harvinaisempia. Rintarangan osalta anatominen tietämys ei ole juuri muuttunut sitten 1700-luvun, eikä vielä

nykyäänkään olla tietoisia alueen kiputilojen synnystä tai niiden hoidosta. Rajoitukset rintarangan liikkeissä on myös yhdistetty kiputiloihin ympäröivissä rakenteissa, kuten olka- ja kyynärnivelessä sekä niskassa. Uudet tutkimukset ja mittausmenetelmät voisivat lisätä ymmärrystä alueen patofysiologiasta.

Opinnäytetyö toteutettiin yhteistyössä Tampereen ammattikorkeakoulun Fysioterapiaklinikan ja TE3 Oy:n kanssa. Fysioterapiaklinikka mahdollisti mittauksiin tarvittavat tilat ja toimii opinnäytetyön työelämäkumppanina. TE3 Oy tarjosi 55cm pitkän laitteen mittauksissa käytettäväksi sekä osallistui myös aiheen rajauksen valintaan osoittamalla tarpeen laitteen arvioinnista fysioterapian kenttäolosuhteissa.

2 TE3 MOBILITY STICK

TE3 Mobility Stick (kuva 1) on vuonna 2018 TE3 Oy:n julkaisema innovaatio kehon koordinaation ja liikkuvuuksien mittaukseen, harjoitteluun sekä liikkeiden analysointiin. TE3 Mobility Stick soveltuu sekä ammattilais- että kuluttajakäyttöön. Laitteesta käytetään myös yleisnimeä TE3-älykeppi. Tässä opinnäytetyössä tarkastelun alla on laitteen soveltuvuus fysioterapeutin mittausvälineeksi.



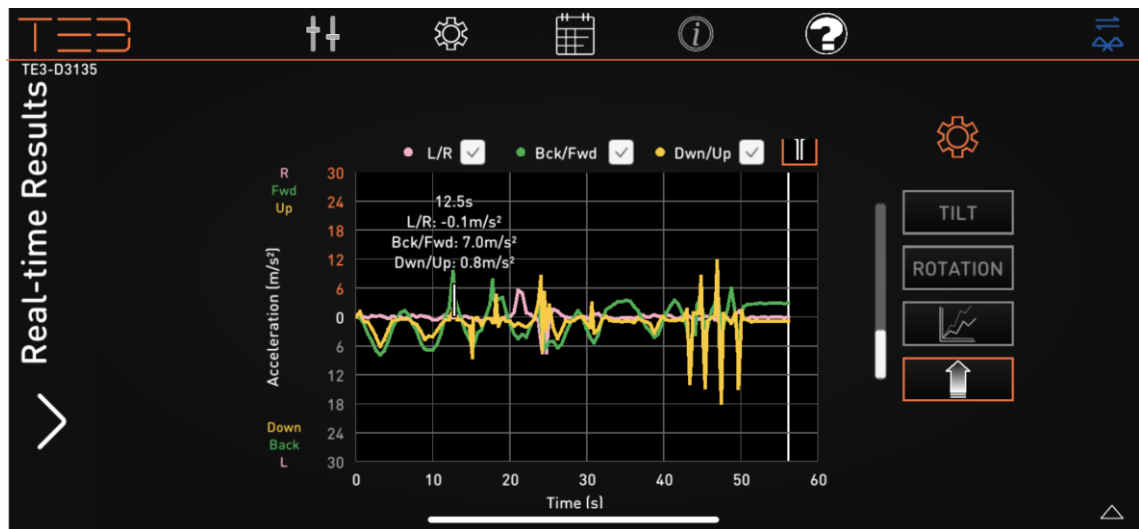
KUVA 1. TE3 Mobility Stick

Perinteisestä jumppakepistä laite eroaa sen sisältämän teknologian osalta. Laitteen ulkokuori on alumiinia ja laitteen päissä on muoviset päätykorkit. Laitteen keskellä on 7-segment näyttö ja laite saa virtansa ladattavasta akusta (Micro-USB). TE3 Mobility Stickiä on olemassa kolmea eri pituutta: 55cm, 100cm ja 150cm. Tässä opinnäytetyössä käytettiin 55cm:n mallia. Laite sisältää kiihtyvyyssantureita ja gyroskoopin, jotka analysoivat liikettä. Laite antaa värinäimpulssein, jos laite on epätasapainossa tai jos harjoitukselle määritetty tavoite saavutetaan.

Gyroskooppi mittaa kulmamutoksia, kun sillä varustettua laitetta käännetään. Gyroskoopilla voidaan havaita laitteen asentoa suhteessa maapallon painovoimaan (Goodrich 2018). TE3 Mobility Stickissä gyroskooppi mittaa laitteen asentoa, joka antaa tietoa kallistus- ja astekulmista.

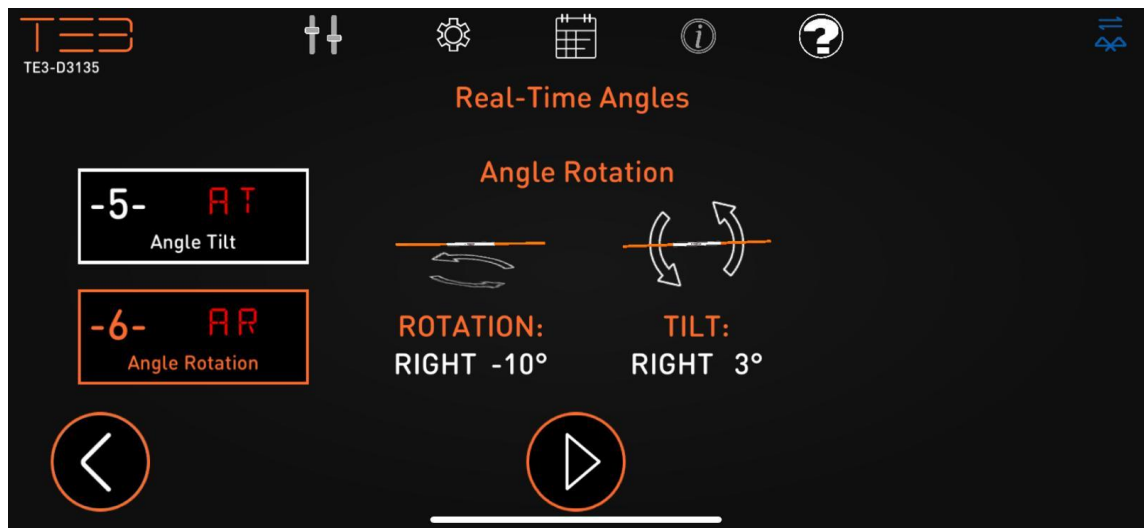
Kiihtyvyyssanturit ovat puettavien tai käsin pideltävien laitteiden sisään rakennettuja mittareita, jotka mittaavat kiihtyvyyttä siinä osassa kehoa, mihin ne ovat kiinnitettynä. Kiihtyvyyssantureiden tuottama tieto usein suodattuu laitteen järjestelmän kautta, jossa se muuntuu yksinkertaisempaan ja ymmärrettävämpään muotoon. Kiihtyvyyssanturi on olennainen osa esimerkiksi aktiivisuusrannekeissa, joissa

kihtyvyyssanturi mittaa fyysistä aktiivisuutta. (Migueles ym. 2017, 1822.) TE3 Mobility Stickissä kihtyvyyssanturi mittaa kihtyvyysskulmaa ja sen muutoksia sekä antaa tietoa liikkeen nopeudesta harjoitteissa (kuvio 1). TE3 Oy:n toimitusjohtaja Laakkosen (2019) mukaan laitteen sisältämät kihtyvyyssanturit ja gyroskooppi ovat tunnetuilta valmistajilta, ja ne on kalibroitu sekä anturien valmistajien tehtailla että heidän omalla tehtaallaan loppukokoonpanossa.

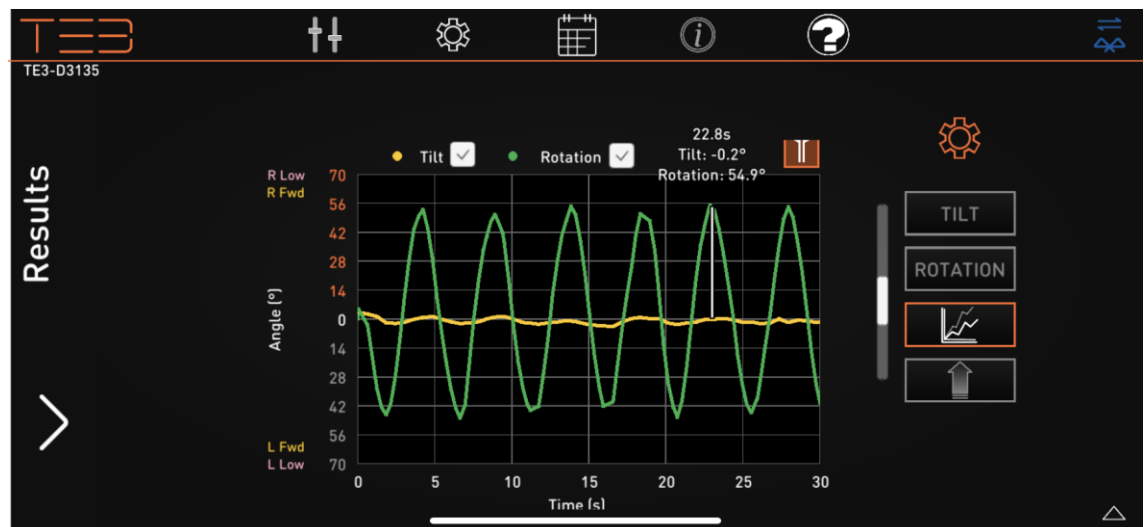


KUVIO 1. TE3 Pro -mobiilisovelluksen näkymä suorituksen aikaisista kihtyvyysskulmista ja niiden muutoksista (näkymä 02.08.2019)

Laitteen valmistajayritys on julkaissut Android- ja iOS-käyttöjärjestelmille mobiilisovelluksen TE3 Pro. TE3 Pro kerää BLE-yhteyden (Bluetooth® Low Energy) välityksellä laitteelta saamaansa tietoa ja esittää sen käyttäjälleen reaaliaikaisesti (kuvio 2) tai suorituksen jälkeisenä tilastona (kuvio 3). Tämän opinnäytetyön tutkimuksellisessa osuudessa oli käytössä TE3 Pro iOS-sovellus.



KUVIO 2. TE3 Pro - mobiilisovelluksen näkymä reaaliaikaisessa mittaustilassa (näkymä 20.05.2019)



KUVIO 3. TE3 Pro - mobiilisovelluksen näkymä suorituksen jälkeisenä tallenteena (näkymä 02.08.2019)

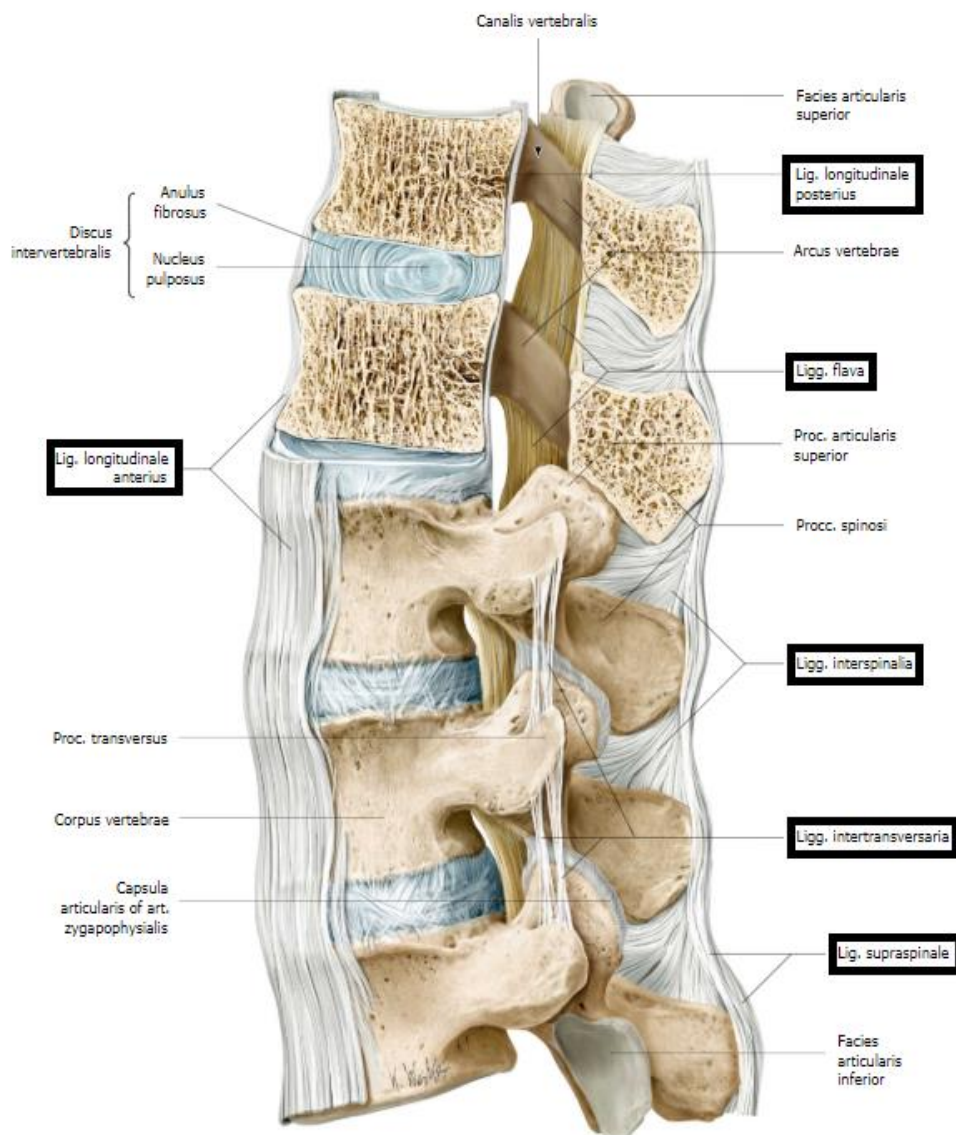
3 RINTAKEHÄN LIIKKUVUUTEEN VAIKUTTAVA ANATOMIA JA BIOMEKANIikka

3.1 Selkäranka

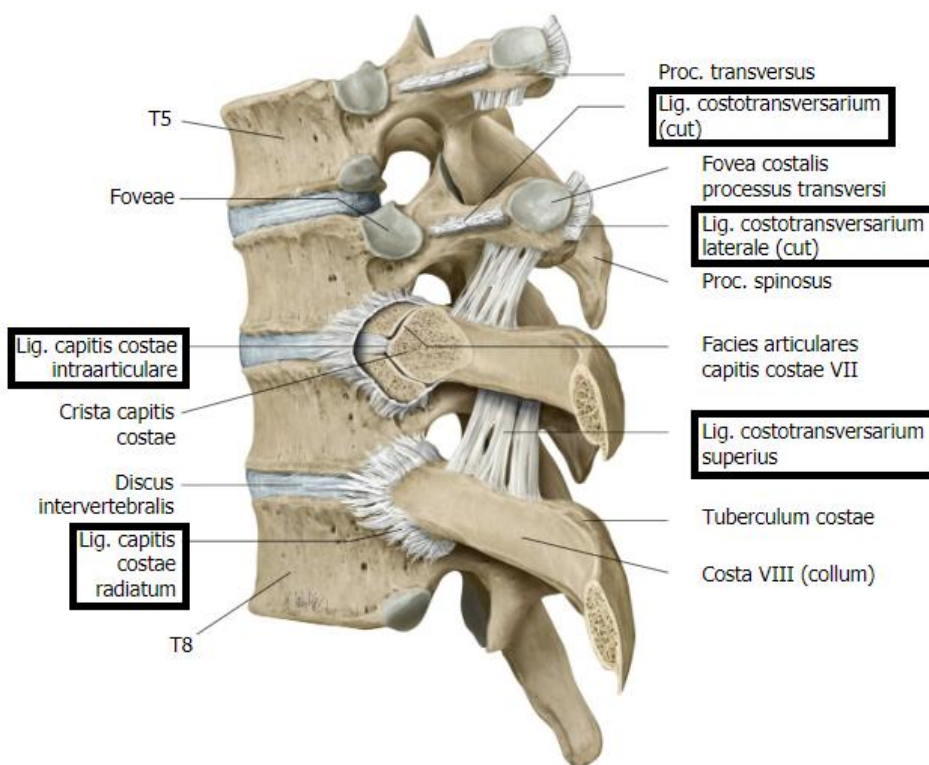
Ihmisen selkäranka koostuu seitsemästä kaulanikamasta, 12:sta rintanikamasta, viidestä lannenikamasta, viidestä ristiluuksi yhteensulautuneesta ristinikamasta sekä kolmesta viiteen häntäluuksi yhteen sulautuneesta häntänikamasta (Waxenbaum & Futterman 2018). Selkärangan tehtäviin lukeutuvat selkäytimen suojaaminen, hermojuuriaukkojen muodostaminen sekä vartalon tukeminen ja sen liikkeiden mahdollistaminen (Frost, Camarero-Espinosa & Foster 2019). Normaalisessa selkärangassa on sivusuunnasta katsottuna eteen- ja taaksepäin suuntautuvia kaaria. Kaularangassa sekä lannerangassa on eteenpäin suuntautuva, lordoottinen kaari. Vastaavasti rintarangassa sekä ristiluun ja häntäluun nikamissa taaksepäin suuntautuva, kyfoottinen kaari. (Moore 2014, 470–471.)

Tyypillinen nikama koostuu solmusta, nikamakaaresta, kahdesta sivulle suuntautuvasta poikkihaarakkeesta, neljästä nivelhaarakkeesta sekä yhdestä taaksepäin suuntautuvasta okahaarakkeesta. Kaksi nikamaa yhdistyvät toisiinsa nivelkapselin, intervertebraalinivelten eli nikamien nivelhaarakkeiden välisten fasettinivelten sekä nikamien solmujen välisten rustoisten välilevyjen välityksellä muodostaen nikamasegmentin (Moore 2014, 79). Rintanikamat eroavat muista nikamista niihin niveltyvien kylkiluiden osalta. Tyypillisen rintanikaman (kuvio 4) solmussa on yhteensä neljä nivelpintaa, joihin niveltyy kaksi paria kylkiluita. Jokaisella poikkihaarakkeella on myös oma nivelpintansa, jonka kautta se niveltyy kylkiluuhun. Rintanikamien nikamasolmut ovat munuaisen muotoiset ja niiden koko kasvaa mitä alempana ne sijaitsevat. Niiden okahaarakkeet osoittavat alaviistoon ja asetuvat alemman nikaman okahaarakkeen päälle. (Drake, Vogl & Mitchell 2013, 77.) Epätyypillisiä rintanikamia ovat T1, T11 ja T12, joihin niveltyy vain yksi kylkiluupari. T1-nikamalla on joitain kaulanikamille tyypillisiä ominaisuuksia, kuten pitkä, lähes horisontaalitasossa oleva okahaarake. T12:n ollessa siirtymänikama rinta- ja lannerangan välillä, on sillä sekä rinta- että lannerangalle tyypillisiä ominaisuuksia. (Waxenbaum & Futterman 2018.)

väliset järjestelmät liittävät useamman nikaman yhdeksi kokonaisuudeksi. (Norkin & Levangie 1986, 123.) Nivelsiteet tukevat selkärankaa ja fiksoivat sen luonnolliset mutkat yhdessä lihasten kanssa (Norkin & Levangie 1986, 123, 131; Herjonen 2004, 89). Rintarangan ja siihen niveltuvien kylkiluiden välisiä nivelsiteitä on havainnollistettu kuvioissa 5 ja 6.



KUVIO 5. Rintarangan nivelsiteet (Gilroy ym. 2013, 22, muokattu)

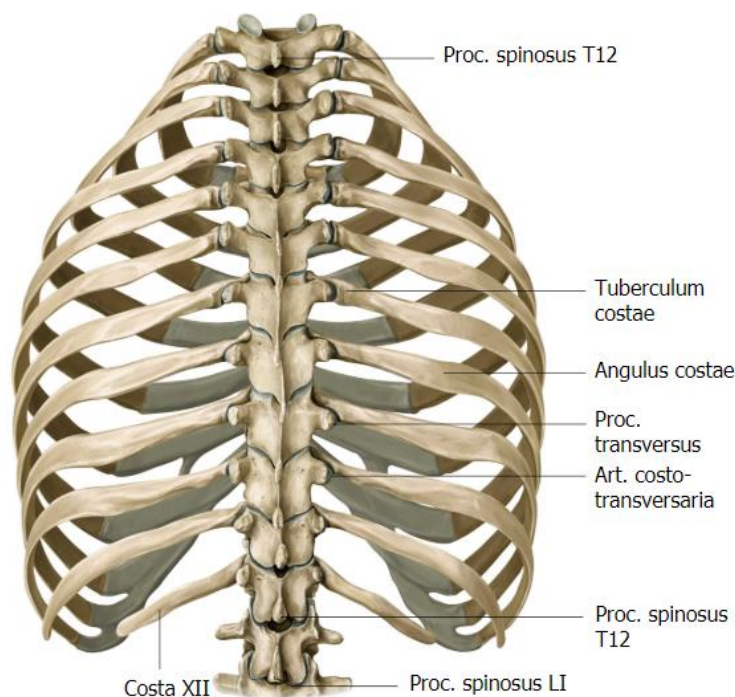


KUVIO 6. Rintarangan ja kylkiluiden väliset nivelsiteet (Gilroy ym. 2013, 57, muokattu)

3.2 Rintakehä

Rintakehä (kuvio 7) muodostuu 12:sta rintanikamasta, 12:sta kylkiluuparista, kylkirustoista sekä rintalastasta. Rintakehä sulkee sisälleen sydämen, hengityselimet ja suurten verisuonten tyviosat. Sen tehtäviin kuuluu myös vatsaontelon yläosien suojaaminen. (Hervonen 2004, 91.) Rintarangasta haarautuvat hermojuuret hermottavat selän ja vatsan ihotuntoalueita ja useita näiden alueiden lihaksia (Moore 2014, 88, 194). Seitsemän ensimmäistä kylkiluuparia liittyvät kylkiruston kautta rintalastaan. Kahdeksas, yhdeksäs ja kymmenes kylkiluupari muodostavat yhtyneillä kylkirustoillaan kylkikaaren, jonka välityksellä ne yhdistyvät rintalastan alaosaan. Kylkirustot ovat hyaliinirustoisia kylkiluiden jatkeita, jotka ajan myötä menettävät kimmoisuuttaan ja joustavuuttaan kalkkiutumisen myötä. Yhdestoista ja kahdestoista kylkiluupari eivät liity rintalastaan, vaan päättyvät lihasten väliin vapaasti. Posteriorisesti kylkiluiden päässä sijaitsee kaksiosainen nivelpinta (ylempi ja alempi nivelpinta), jonka kautta se niveltyy vastaaviin nivelpintoihin rintanikamien runko-osissa. Kylkiluun pään ylempi nivelpinta niveltyy sitä vastaavan

rintanikaman runko-osan alempaan nivelpintaan. Kylkiluun pään alempi nivelpinta niveltyy puolestaan alemman rintanikaman runko-osan yläreunaan. Kylkiluut niveltyvät myös vastaavan nikamansa poikkihaarakkeen kanssa. Rintanikamien runko-osiin kylkiluut liittyvät nivelsiteiden ja lihasten tukemina. Toisiinsa kylkiluut ovat sidoksissa rustorakenteiden lisäksi lihasten välityksellä. (Hervonen 2004, 91–94.)



KUVIO 7. Ihmisen rintakehä takaa kuvattuna (Gilroy ym. 2013, 52)

Hengityksen aikana rintakehässä tapahtuu anteroposteriorista, transversaalista ja frontaalitason liikettä. Liikkeen tarkoituksena on lisätä ja vähentää rintakehän sisäistä painetta, joka mahdollistaa hengityksen. (Hervonen 2004, 99; Kauranen 2017, 463.) Rintakehän kohotessa kylkiluuparit kiertyvät anteroposteriorisen liikeakselin ympäri (Hervonen 2004, 94; Lee 2015). Alemmissä kylkiluissa tapahtuu ”bucket handle”-liike, jossa rintakehän läpimitta kasvaa transversaalisesti. Ylemmissä kylkiluissa tapahtuu samanaikaisesti ”pump handle”-liike, jossa rintakehän läpimitta kasvaa anteroposteriorisesti. (O’Rahilly, Müller, Carpenter & Swenson 2008.) Rintarangan rotaation aikana myös kylkiluupareissa tapahtuu rotaatioliikettä. Kierrettäessä rankaa oikealle, oikeanpuoleisten kylkiluiden 1–6 costotransversaalinivelissä tapahtuu kiertymistä posteriorisesti ja liukumista inferiorisesti.

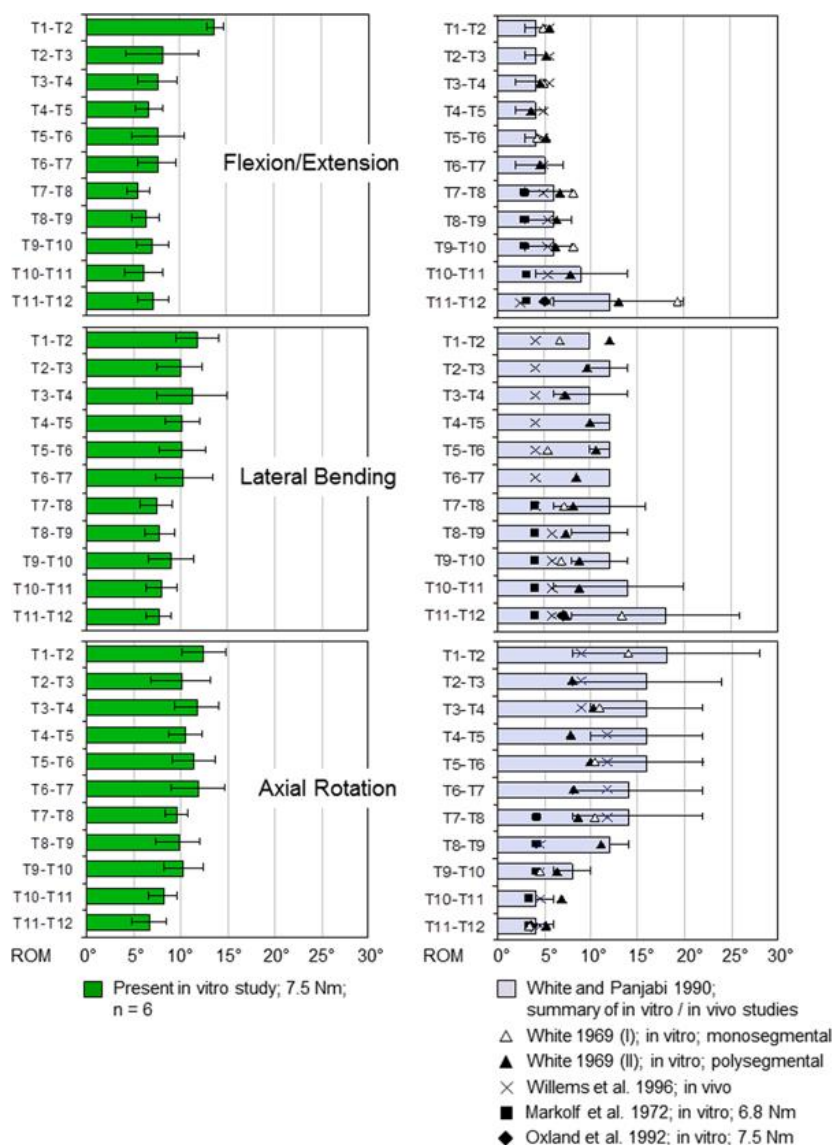
Vastaavien vasemmanpuoleisten costotransversaalinivelissä tapahtuu kiertymistä anteriorisesti ja liukumista superiorisesti. Alemmissa kylkiluupareissa 7–10 oikeanpuoleiset kylkiluut liukuvat anteriorisesti, lateraalisesti ja inferiorisesti suhteessa nikaman poikkihaarakkeeseen. Vastaavat vasemmanpuoleiset kylkiluut liukuvat posteriorisesti, mediaalisesti ja superiorisesti. (Lee 2015.)

Hengityslihakset saavat aikaan hengityслиikkeet rintakehässä. Tärkeimmät sisäänhengityslihakset ovat ulommat kylkivälilihakset ja pallea. Pallea supistuu ja laskeutuu sisäänhengityksen aikana, jolloin keuhkoihin muodostuu alipaine ja ilma virtaa sisään hengitysteiden kautta. (Hervonen 2004, 95, 99.) Pallea kiinnittyy kylkiluihin 7–12 sekä lannerangan nikamiin L1–L3, joten sillä on supistuesaan myös asentoa ylläpitävä vaikutus (Gilroy ym. 2013, 60). Normaali uloshengitys ei vaadi lihastoimintaa, sillä kudokset palautuvat alkuperäiseen muotoonsa kimmoisuutensa ja elastisuutensa ansiosta. Näin ollen pallea rentoutuu, jolloin sen tuottama selkärangan asennon tuki vähenee. (Kauranen 2017, 463.)

3.3 Rintarangan toiminta ja biomekaniikka

Rintarangan rotaatiosta puhuttaessa on huomioitava, että selän liikkeitä tarkastellessa ei voida puhtaasti olettaa liikkeen tapahtuvan täysin eriytyneesti tiettyjen lihasten toimesta tai ainoastaan tietyssä selkärangan osassa, vaan selän luustoa ja lihaksistoa on käsiteltävä kokonaisuutena (Hervonen 2004, 111).

Rintarangassa tapahtuu liikettä fleksio-, ekstensio-, lateraalifleksio- sekä rotaatiosuunnassa. Kauranen (2017, 94) määrittää rintarangan aktiiviseksi fleksioliikkuvuudeksi 20–45 astetta, ekstensioliikkuvuudeksi 25–45 astetta ja lateraalifleksioliikkuvuudeksi 20–45 astetta. Kaularanka mukaan luettuna koko selkärangan rotaatioliikkuvuus on noin 120 astetta, josta rintarangan osuus on 35–50 astetta (Hervonen 2004, 88; Kauranen 2017, 94). Selän liikkeitä on hankala eriyttää tapahtuvaksi ainoastaan tietyssä rangan osassa. Selkärangan liikkuvuutta tutkittaessa koko selkärankaa käsitellään yleensä kokonaisuutena ja asteluvut ovat monen liikesegmentin kombinaatio. (Kauranen 2017, 93.) Yksittäisen nikamasegmentin liike ei ole kovin suuri (kuvio 8), kuten Wilke, Herkommer, Werner & Liebsch (2017) tutkimuksessaan havaitsivat.



KUVIO 8. Rintarangan segmentaaliset liikkuvuudet. (Wilke ym. 2017)

Rintarangan keskiosan pääliikesuunta on rotaatio (Edmondston ym. 2007, 197). Rotaation akseli sijaitsee nikaman rungossa keskimmaisissä rintanikamissa, mutta anteriorisesti suhteessa ylempiin ja alempiin segmentteihin. Tämän seurauksena puhdasta rotaatiota tapahtuu vain rintarangan keskiosassa. Rintarangan ylä- ja alaosassa siihen yhdistyy vastakkaisen puolen lateraalitranlaatiota sekä saman puolen lateraalifleksiota. Kun välilevyt degeneroituvat, rintaranka jäykistyy ja muuttuu kyfoottisemmaksi ja rotaation kanssa esiintyvä lateraalitranlaatio muuttuu rajoittuneemmaksi. Kylkiluiden liikkeet, joita vaaditaan normaaleissa liikkeissä voivat rajoittua niin, että segmentaalisen rotaation määrä heikentyy ja sen kanssa esiintyvä saman puolen lateraalifleksio katoaa tai kääntyy toiseen suuntaan. (Edmondston & Singer 1997.)

Rintaranka on kokonaisliikkuvuudeltaan suhteellisen jäykkä verrattuna kaula- ja lannerankaan (Hervonen 2004, 88). Rintarangan alueella rotaatioliikkuvuus on melko vähäistä verrattuna kaularankaan, mutta kuitenkin suurempaa kuin lannerangassa (Hervonen 2004, 88; Waxenbaum & Futterman 2018). Rintarangan liikkeiden rajallisuus johtuu rintanikamien välisten nivelpintojen asennosta suhteessa toisiinsa sekä rintanikamiin niveltyvistä kylkiluista. Kylkiluiden niveltyminen rintanikamiin rajoittaa erityisesti rotaatiota. (Oda ym. 2002; Hervonen 2004, 88; Sham, Zander, Rohlmann & Bergmann 2005, 364.) Sham ym. (2005, 363) huomasivat, että rintakehällä varustetuilla tietokonemallinuksilla rotaatio oli 23–32% vähäisempi kuin niissä, joihin ei oltu kiinnitetty rintakehää. Mannen ym. (2018) huomasivat vainajilla tehdyssä tutkimuksessa, että rintarangan rotaatio lisääntyi jopa 58,8%, kun rintakehä poistettiin.

Toiminnallisissa olosuhteissa rintarangan rotaation määrään voi vaikuttaa myös muut tekijät, kuten esimerkiksi juoksussa käytetyt jalkineet. Browning, Flaherty ja Worthen (2011, 40) huomasivat, että paljain jaloin juoksevilla esiintyy enemmän selkärangan rotaatiota kuin niillä, jotka juoksevat jalkineilla.

3.3.1 Rintarangan rotaatioon osallistuvat lihakset

Selkärangan luurakenteisiin kiinnittyy useita liikettä aikaansaavia pinnallisia lihaksia sekä syviä tukilihaksia. Lihasten tehtävinä on antaa tukea sekä liikuttaa selkäranka eri suuntiin. Lihaksilla on mahdollisuus vaikuttaa selkärankaan eri liikkeakseleissa. Lihaksen pidentyessä se venyy ja kiristyy ja alkaa lopulta rajoittaa nivelen liikettä. Vastaavasti pitkään inaktiivisessa ja lyhentyneessä tilassa olleiden lihasten lepopituus lyhenee, jolloin niiden elastisuus heikkenee. (Ylinen 2010, 46–50.) Rintarangan rotaatioon osallistuu useita lihaksia, joista taulukossa 1 on listattu lihakset, joiden yhdeksi pääfunktioksi on merkitty rintarangan kierto.

TAULUKKO 1. Pääfunktioinaan rintarangan rotaatiota tekeviä lihaksia (Hervonen 2004, 41, 115–116; Gilroy ym. 2013, 34, 140; Kauranen 2017, 81)

Latinankielinen nimi	Suomenkielinen nimi	Funktio
M. transversus abdominis	Poikittainen vatsalihas	Bilateraalisesti vatsaontelon seinämän horisontaalinen jännittäminen ja vatsaontelon paineen säätely, unilateraalisesti vartalon rotaatio samalle puolelle
M. obliquus internus abdominis	Sisempi vino vatsalihas	Bilateraalisesti vartalon fleksio, vatsan sisäisen paineen säätely sekä lantion stabilointi, unilateraalisesti vartalon lateraalifleksio samalle puolelle ja rotaatio vastakkaiselle puolelle
M. obliquus externus abdominis	Ulompi vino vatsalihas	Bilateraalisesti vartalon fleksio, vatsan sisäisen paineen säätely sekä lantion stabilointi, unilateraalisesti vartalon lateraalifleksio samalle puolelle ja rotaatio vastakkaiselle puolelle
Mm. levatores costarum	Kylkiluunkohottajalihakset	Bilateraalisesti rintarangan ekstensio, unilateraalisesti lateraalifleksio samalle puolelle ja rotaatio vastakkaiselle puolelle
Mm. multifidi	Monihalkoiset lihakset	Bilateraalisesti selkärangan ekstensio, unilateraalisesti selkärangan fleksio samalle puolelle ja rotaatio vastakkaiselle puolelle
M. semispinalis thoracis	Vino okahaarakelihas	Bilateraalisesti pään sekä rinta- ja kaularangan ekstensio, unilateraalisesti pään sekä rinta- ja kaularangan lateraalifleksio samalle puolelle ja rotaatio vastakkaiselle puolelle
m. iliocostalis thoracis	Suoli-kylkiluulihas (rintarangan osa)	Bilateraalisesti selkärangan ekstensio, Unilateraalisesti selkärangan rotaatio samalle puolelle
m. longissimus thoracis	Pitkä selkälihas (rintarangan osa)	Bilateraalisesti selkärangan ekstensio, Unilateraalisesti selkärangan rotaatio samalle puolelle
m. intertransversarii	Poikkihaarakevälilihakset	Unilateraalisesti selkärangan lateraalifleksio ja rotaatio
Mm. rotatores	Kiertäjälihakset	Bilateraalisesti rintarangan ekstensio, unilateraalisesti rintarangan rotaatio vastakkaiselle puolelle

3.3.2 Muita rintarangan rotaatioon vaikuttavia tekijöitä

Yleisellä tasolla nivelten liikkuvuuteen vaikuttavat monet tekijät, kuten perintötekijät, ympäristön ja kehon lämpötila, hormonaaliset tekijät, harjoittelu ja traumat. Rintarangan liikkuvuutta rajoittavat luisten rakenteiden, nivelsiteiden ja lihasten

lisäksi muun muassa nivelkapselit sekä lihasten peitinkalvorakenteet eli faskiat. (Ylinen 2010, 16–18.)

Faskia eli peitinkalvo on ihonalaista sidekudosta, joka ikään kuin pakatoi elimistömme rakenteita, eristää niitä toisistaan sekä vastustaa koostumuksensa ansiosta eri suunnista tulevaa kuormitusta (Willard ym. 2012, 508; Moore 2014, 16). Faskian merkityksestä ihmisen toimintaan ei olla saatu selvää konsensusta, mutta on selvää, että faskia peittää jokaista rakennetta kehossa, antaen keholle muotoa ja tukea. Ne mahdollistavat kehon liikkeitä saamalla aikaan liukumista eri kudosten, kuten lihasten ja hermojen välillä. Faskia on hyvin tiheästi hermotettua kudosta (Bordoni, Mahabadi & Varacallo 2019). Hermojen kulkiessa faskian läpi lihakseen ja lihaksesta ulos, ovat ne alttiita hankaukselle ja paineelle (Ylinen 2010, 20).

Ihmisen sairaushistorialla voi olla merkittävä vaikutus yleisesti kokonaisliikkuvuuteen, sekä selän alueella tapahtuviin liikkeisiin. Henkilöillä, joilla esiintyy rintarangan alueen kipuoireyhtymiä, rotaatio on usein heikentynyt (Edmondston ym. 2007, 197). Trauman tai leikkauksen jälkeinen liikkumattomuus ja mahdolliset sidekudosvauriot rajoittavat nivelten liikkuvuutta (Ylinen 2010, 17). Vanhat loukkaantumiset tai pitkään jatkunut kipu saattavat aiheuttaa kipukäyttäytymistä, jolloin henkilö voi esimerkiksi varoa tietyn liikkeen tekemistä (Kalso & Vainio 2002, 219). Kivun mahdollinen vaikutus liikemalleihin ja -rajoituksiin on tiedostettu koehenkilöiden hankintavaiheessa.

4 RINTARANGAN ROTAATION MITTAAMINEN

4.1 Tutkimustieto

Tapoja mitata rintarangan rotaatiota on useita, mutta niiden luotettavuudesta ja tarkkuudesta on rajallisesti tietoa (Heneghan, Hall, Hollands & Balanos 2009, 452). Rintarangan rotaation mittaaminen kliinisessä ympäristössä tukeutuu yleensä goniometrin tai inklinometrin käyttöön tai visuaaliseen arvioon. Tarkinta tietoa selkärangan liikkeistä voidaan saada kuvantamisella, mutta se ei ole käytännöllisistä, terveydellisistä ja taloudellisista näkökulmista aina mahdollista. (Johnson ym. 2012, 52.) Kaula- ja lannerangan rotaatioiden mittaamiselle on olemassa standardoituja mittausmenetelmiä. (Tousignant-Laflamme, Boutin, Dion & Vallée 2013, 69).

Rintarangan rotaatiota voidaan mitata esimerkiksi istuen, toispolviseisonnassa tai konttausasennossa. Johnson ym. (2012) tutkivat viiden eri rintarangan kierron mittausasennon testaajien välistä sekä testaajan sisäistä luotettavuutta. Mittausasentoja olivat istuen (muovinen keppi rintakehällä ja selän takana), toispolviseisonta (muovikeppi rintakehällä ja selän takana) sekä lannerangan lukkoasento päinmakuulla. Kahden testipäivän aikana toteutetut testit osoittivat, että kaikista mittausasunnoista saadut tulokset ovat toistettavia, kun mittaajia on enemmän kuin yksi. Istuen keppi rinnan päällä sekä lannerangan lukkoasento päinmakuulla -mittausasennot osoittautuivat tasalaatuisimmiksi ensimmäisen testipäivän tuloksien perusteella. (Johnson ym. 2012.) Iveson, McLaughlin, Heath & Gerber (2010, 201) tutkivat rintarangan kierron mittaamista kylkimakuuasennossa havaiten erinomaisen mittajaan sisäisen reliabiliteetin (ICC 0,94) ja hyvän mittaajien välisen reliabiliteetin (ICC 0,88). Jung ym. (2018) tutkivat selinmakuulla lantio lukittuna toteutettavaa rotaatiotestiä havaiten hyvän reliabiliteetin testin ja uusintatestin välillä, kun vertailussa oli mittaussensorin kiinnittäminen kaulaloveen (ICC 0,83) tai miekkalisäkkeeseen (ICC 0,84).

Howen ja Readin (2015, 26) mukaan alaraajojen kompensaaion rajaaminen pois tarjoaa tarkemman tuloksen rintarangan rotaation määrästä mitattaessa rotaatiota istuma-asennossa. On mahdollista, että lanneranka ja lantio kompensoivat

liikettä, mutta niiden osuutta voidaan pienentää käyttämällä matalaa istuinta, jolla varmistetaan lonkan fleksio, joka pakottaa myös lannerangan fleksioon rajoittaen lannerangan kompensatiota. Goniometriä käyttäen tällä metodilla saatiin vahva mittaajien sisäinen ja ulkoinen reliabiliteetti (ICC 0,85) ja hyväksyttävä keskivirhe (1.72 astetta). (Howe & Read 2015.) Lantion asento voidaan manuaalisesti fiksoida mittaajan toimesta, mutta se ei ole aina mittausasetelmallisista syistä mahdollista, sillä se rajoittaa myös mittaajan kykyä havainnoida muita kompensatorisia eli korvaavia tai tasoittavia liikkeitä. Kompensatoristen liikkeiden täydellinen poissulku ei välttämättä ole täysin mahdollista, minkä takia mittausasennon ja -asetelman tulisi olla standardoituja luotettavampien tulosten saamiseksi (Viitanen 1993, 882). Tutkimuksissa, missä käytettiin goniometriä, inklinometriä tai puhe- linten klinometriä, on löydetty hyvää näyttöä niiden käytöstä rintarangan rotaation mittaamisessa (Hwang ym. 2017; Furness ym. 2018.)

4.2 Rintarangan rotaation mittaamisen merkitys

Rintarangan biomekaniikkaan keskittyviä tutkimuksia ja kirjallisuutta on suhteellisesti vähän. Tutkimuksia on aiemmin tehty lannerangan (esimerkiksi Goel ym. 1985; Yamamoto, Panjabi, Crisco & Oxland 1989; Panjabi, Oxland, Yamamoto & Crisco 1994; Wilke ym. 2017) ja kaularangan (esimerkiksi Goel, Clark, Harris & Schulte 1988; Schulte, Clark & Goel 1989; Wen, Lavaste, Santin & Lassau 1993) toiminnasta. Tämä voi johtua siitä, että krooniset degeneratiiviset sairaudet ovat harvinaisempia rintarangassa, jonka vuoksi sen tutkimisen kliininen merkitys on ollut matalampi. Rintarangan jäykistyminen on yleisempää nuoremmalla iällä verrattuna lannerankaan ja on suuri kipujen aiheuttaja yläselän alueella (Ylinen 2010, 40).

Rintarangan vaivoja ei kuitenkaan kannata jättää huomiotta. Nikamamurtumien esiintyvyys lannerangassa on vain hieman yleisempää kuin rintarangassa. Lisäksi kasvava määrä liikenne- ja urheiluonnettomuuksia aiheuttavat entistä enemmän vakavia vammoja etenkin rintarangan alaosaan. Murtumat tällä alueella usein johtavat neurologisiin komplikaatioihin, koska rintarangan selkäydinkanava on ahdas ja vammat tälle alueelle vaativat usein suuria voimia. (Wilke ym. 2017.) Rintarangan kiputilojen synnystä ja niiden hoitokäytännöistä ei ole juurikaan tutkittuun tietoon pohjautuvaa ymmärrystä (Bogduk 2016, 686).

Rajoitukset tai häiriöt rintarangan liikkeissä on yhdistetty patologioihin niskassa (Tsang, Szeto & Lee 2013; Falla ym. 2017), olkapäissä (Theisen ym. 2010, 1) sekä kyynärpäissä (Berglund, Persson & Denison 2008). Urheilussa tarvittavat liikkeet, kuten esimerkiksi heittäminen, vaativat rintarangan ekstensiota sekä rotaatiota taloudellisuuden ja liiallisen kuormituksen alentamiseksi. Kompensatorisia liikkeitä saatetaan tarvita, mikäli rintarangasta ei löydy riittävää rotaatiota. Rajoittunut rintarangan rotaatio heittoliikkeen aikana voi myös johtaa suurentuneeseen olkanivelen ulkorotaatioon sekä horisontaaliabduktioon, jolloin on olemassa suurentunut riski ahtaan olkanivelen oireyhtymälle. Rintarangan rotaatiolla on myös mahdollisuus osallistua heittoliikkeen jarrutusvaiheeseen, jolloin olkanivelen takaosan lihaksiin kohdistuu pienempi kuorma. (Howe & Read 2015.)

5 KÄYTETTÄVYYS

Käytettävyys (engl. usability) tarkoittaa käyttäjän kokemuksen laatua, kun tämä on vuorovaikutuksessa tuotteen kanssa. Tällainen tuote voi olla esimerkiksi laite, applikaatio tai verkkosivu. Käytettävyydellä kuvataan tuotteen tehokkuutta, helpokäyttöisyyttä ja käyttäjän tyytyväisyyttä kokemukseensa. (Usability.gov n.d.)

Käytettävyys koostuu useammasta eri osa-alueesta. Käytettävän tuotteen designin pitäisi olla intuitiivinen, eli tuotteen käyttämisen ja navigoinnin tulisi onnistua luontevasti ja vaivattomasti. Uuden käyttäjän tulisi pystyä oppia käyttämään tuotetta nopeasti ja sillä pitäisi pystyä saavuttamaan haluttu tavoite nopeasti. Eri käyttökertojen välissä tuotteen käytön pitäisi muistua mieleen helposti. Käyttäjän tehdessä virheitä niiden vakavuuden pitäisi olla mahdollisimman pieniä ja niistä pitäisi olla helppo palautua. Hyvällä käytettävyydellä pyritään saamaan käyttäjälle positiivinen käyttökokemus (Usability.gov n.d.).

Terveystieteiden näkökulmasta tärkeitä käytettävyyden ongelmakohtia ovat huoli ajankäytön tehokkuudesta, käyttötuen saatavuus, järjestelmän toimivuus, potilaskontaktien epäinhimillistyminen ja asiakastietojen salassapito. Hyvän järjestelmän ominaisuudet ovat siis osittain näiden ongelmakohtien vastakohtia: helpokäyttöisyys, työkuorman vähentäminen sekä tarkan ja nopean tiedon tarjoaminen. (Kaipio, 2011.)

6 MITTARIN LUOTETTAVUUS

Mittauksen reliabiliteetilla tarkoitetaan mittaustekniikan tulosten toistettavuutta. Mittari on reliaabeli, jos se pystyy toistamaan samat mittaustulokset toistetuissa testeissä, silloin kun mitattava ilmiö säilyy samana. Validiteetti kertoo puolestaan sen, kuinka tarkasti mittaustekniikka mittaa haluttua ilmiötä. Mittarin on oltava validi, koska on mahdollista, että mittari mittaa vääriä tuloksia johdonmukaisesti. Mitä korkeampi mittarin reliabiliteetti, sitä parempi on myös mittarin mahdollinen maksimivaliditeetti. (Valkeinen, Anttila & Paltamaa 2014, 16–17.) Uudelle mittarille olisi järkevää laskea ensin reliabiliteetti, koska se ei voi olla validi ilman, että se pystyy toistamaan mitattuja tuloksia tarpeeksi johdonmukaisesti. Mittauksissa tapahtuu aina jonkin verran virheitä. Reliabiliteettia arvioivilla kertoimilla voidaan arvioida mittausvirheen määrää. Hyväksyttävää virhemarginaalia pitää arvioida tapauskohtaisesti. (Atkinson & Nevil 1998, 219.)

Mittauksissa voi tapahtua systemaattisia ja satunnaisia virheitä. Systemaattisella virheellä tarkoitetaan jatkuvaa virheen trendiä johonkin suuntaan toistettujen testien aikana. Tällainen virhe voi tapahtua esimerkiksi, jos mittausväline on kalibroitu väärin tai jos mittaukset suoritetaan väärin. Satunnaiset virheet voivat koostua erilaisista mekaanisista tai biologisista variaatioista, tai epäjohdonmukaisuuksista mittausprotokollassa. Vaikka joitakin satunnaisvirheitä luovia tekijöitä on helppo kontrolloida, niitä on mahdoton poistaa kokonaan. Satunnaisvirheiden osuus on yleensä suurempi kuin systemaattisten virheiden. (Atkinson & Nevil 1998, 219–220.)

Reliabiliteetin tärkeys korostuu, kun jotain ilmiötä halutaan mitata useamman kerran. Toistettavuutta voidaan tutkia vertaamalla toistettujen mittausten yhteen pitävyyttä. Toistettavuuden selvittämiseen käytetään testi-uusintatesti -tutkimusasetelmaa, jossa sama mittaus tehdään samoille koehenkilöille eri aikoina. Jos selvitetään saman mittajaan tekemien mittausten toistettavuutta, käytetään termiä mittajaan sisäinen toistettavuus. Toistettavuutta on myös mahdollista tarkistaa mittajien välisenä, jolloin useampi mittaja käyttää samaa mittaria samoihin koehenkilöihin. Mittaukset ovat toistettavia, jos mittajat saavat samoja tuloksia

johdonmukaisesti. Reliabiliteettia tutkittaessa taustaoletuksena on se, että mitattava ilmiö pysyy samana, mutta on mahdollista, että se muuttuu ajallista reliabiliteettia tutkittaessa. Tätä virhelähdettä voidaan yrittää kontrolloida jättämällä mitausten väliin tarpeeksi lyhyt mutta samalla tarpeeksi pitkä aika, jotta mittauskerroja voidaan pitää erillisinä mutta että taustailmiön ei oleteta vielä ehtineen muuttua. (Valkeinen ym. 2014, 16–17.)

Laskettaessa jatkuvien muuttujien toistettavuutta käytetään usein ICC:tä (Intraclass correlation coefficient). ICC:n laskeminen antaa arvon, joka sijoittuu välille 0–1. Tyypillisesti tutkimuksissa ICC-kertoimen arvoa 0,9 pidetään hyvän yhdenmukaisuuden rajana. Yli 0,7 arvoa pidetään melko hyvänä yhdenmukaisuutena. Tulosten tulkintaa pitää aina pohtia tapauskohtaisesti. (Valkeinen ym. 2014, 17; Koo & Li 2017, 10.)

7 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE JA TARKOITUS

Opinnäytetyön tavoitteena on arvioida TE3 Mobility Stickiä rintarangan rotaatiota mittaavana laitteena fysioterapeutin kliinisessä työssä.

Opinnäytetyön tarkoituksena on tuottaa TE3 Mobility Stickistä käytettävyyssarvio fysioterapeutin työhön soveltuvuudesta. Käytettävyyssarvio pohjautuu toiminnallisen osuuden tuloksiin.

Opinnäytetyömme tutkimuskysymykset ovat:

1. Mikä on mittaajien välinen toistettavuus tutkittaessa rintarangan rotaatiota TE3 Mobility Stickillä?
2. Mikä on mittaajan sisäinen toistettavuus tutkittaessa rintarangan rotaatiota TE3 Mobility Stickillä?

8 TUTKIMUKSEN TOTEUTUS

8.1 Tutkimuksellinen opinnäytetyö

Tutkimuksellinen opinnäytetyö pohjautuu tyypillisesti itse hankittuun aineistoon, jota voidaan tulkita kvantitatiivisesti tai kvalitatiivisesti. Kvantitatiivisella eli määrällisellä tutkimuksella tarkoitetaan tieteellisen tutkimuksen menetelmäsuuntausta, jossa tutkimuskohdetta pyritään kuvaamaan ja tutkimaan tilastojen ja numeroiden avulla (Kananen 2012, 32; Heikkilä 2014, 26).

Tässä opinnäytetyössä toteutettu kvantitatiivinen tutkimus on kokeellinen tutkimus. Heikkilän (2014, 19) mukaan kokeellisessa tutkimuksessa tutkitaan asetetun oletuksen paikkansapitävyyttä, joko todellisessa ympäristössä tai laboratorio-olosuhteissa. Kokeellisessa tutkimuksessa pyritään tutkimaan pelkästään tutkittavaa muuttujaa, kontrolloimalla kaikki muut tekijät. (Heikkilä 2014, 19.)

8.2 Koehenkilöiden valinta

Osallistujien hankintaa toteutettiin mainostekstillä, jota levitettiin Tampereen ammattikorkeakoulun fysioterapeuttiopiskelijoille Whatsapp-viestipalvelun kautta. Koehenkilöt kerättiin Tampereen ammattikorkeakoulun fysioterapeuttiopiskelijoiden joukosta. Hakuprosessin tuloksena saatiin kahdeksan osallistujaa (n=8). Osallistujista neljä oli miehiä ja neljä naisia. Osallistujien keski-ikä oli 24,25 vuotta.

Tutkittavien valintakriteerit:

- perusterve
- ei ole kuluneen vuoden aikana tehty selkäleikkausta
- vapaaehtoinen osallistumaan tutkimukseen
- pystyy osallistumaan molemmille mittauskerroille.

Yhtenä tutkimukseen osallistumisen kriteerinä oli, ettei heille ole kuluneen vuoden aikana tehty selkäleikkausta. Rajaamalla ulos selkäleikatut haluttiin minimoida leikkausten tuomaa vaikutusta mittaustuloksiin, esimerkiksi testiliikkeen aiheuttaman kudosaärsytyksen ja sen tuoman kiputuntemuksen vuoksi.

Tutkittaville lähetettiin etukäteen tietoa osallistumisesta (liite 1. Tiedote tutkittavalle). Lisäksi tutkittavilta vaadittiin kirjallinen suostumus tutkimukseen osallistumisesta (liite 2. Suostumuslomake tutkittavalle, huhtikuu 2019).

8.3 Tutkimusasetelma

Tutkimusasetelmassa kaksi mittaajaa suoritti mittaukset samoille koehenkilöille, jolloin voitiin verrata mittauksen toistettavuutta eri mittaajien välillä. Lisäksi mittaukset suoritettiin uudestaan seuraavana päivänä, jolloin voitiin arvioida myös mittaajan sisäistä toistettavuutta. Mittaustuloksia ei kerrottu mitattavalle eikä toiselle mittaajalle ensimmäisen mittauskerran jälkeen. Mittaajina toimi kaksi miessukupuolista kolmannen vuoden fysioterapeuttiopiskelijaa, joista molemmat ovat tämän työn tekijöitä. Toisella mittaajista (mittaaja 2) on pohjatutkintona hierojan ammattitutkinto.

Mittaustilanteessa koehenkilöt pyydettiin istumaan tuolille, lonkat ja polvet 90 asteen fleksiossa. Polvien väliin asetettiin pallo ja polvet asetettiin estettä vasten, jonka jälkeen mittaaja fiksoi koehenkilön polvet fiksaatioremmillä kiinni esteeseen. TE3 Mobility Stick asetettiin kaulaloven kohdalle, jonka jälkeen koehenkilöä pyydettiin ristimään kädet sen päälle kevyesti. Tämän jälkeen koehenkilöitä ohjeistettiin kiertämään vartalooan ensin oikealle uloshengityksen aikana. Liikkeen ääripäässä mittaaja tarkisti tuloksen laitteen näytöltä ja kirjasi sen ylös, jonka jälkeen sama liike toistettiin vasemmalle.

Yksittäinen mittaus toteutettiin aktiivisena liikkeenä kerran molempiin suuntiin. Tämä simuloi tilanteessa toimineiden mittaajien kokemustiedon pohjalta parhaiten normaalia mittauskäytäntöä fysioterapeutin vastaanotolla. Aktiivinen liike mahdollistaa mittaajan havainnoinnin, eli tämä pystyy tarkkailemaan esimerkiksi mahdollisia kompensatorisia liikkeitä. Toistomäärä per mittaus oli yksi toisto kum-

mallekin puolelle. Toistojen vähäisyyden myötä pienennetään liikkeen aikaansaamaa liikelaajuuden lisääntymistä ja sen osuutta mittaustuloksiin. Liikelaajuuden lisääntyminen toistojen myötä johtuu lämmitysvaikutuksesta, joka johtaa kudoksien venyvyyden lisääntymiseen (Ylinen 2010, 38). Koska mittaukset suoritettiin peräkkäin, ensimmäisen mittauksen aikana saavutettu lämmitysvaikutus olisi voinut vaikuttaa toisen mittaajan tuloksiin.

Mittaukset toteutettiin peräkkäisinä päivinä. Lähtökohtana oli, että mittausten välisenä aikana koehenkilön mitattava ominaisuus, eli rintarangan rotaatio, ei ehtisi muuttumaan. Tutkittaville ennen mittauksia jaetussa tiedotteessa kehoitettiin noudattamaan tavallista elämänrytmiä koko mittausjakson aikana ja ilmoittamaan mahdollisista liikkuvuuteen vaikuttavista muutoksista, kuten loukkaantumisista.

Tutkimuksen toiminnallista osuutta toteuttaessa ja siihen valmistautuessa havainnoitiin samalla laitteen ja sen käyttöön tarkoitetun mobiilisovelluksen käytävyyttä fysioterapeutin näkökulmasta. Mittaustilanteissa mittaajat katsoivat asteluvut laitteen näytöltä mobiilisovelluksen sijaan, joka johtui toisen mittaajan teknisistä ongelmista saada mobiilisovellus toimimaan juuri ennen ensimmäisen mittauksen alkamista.

8.4 Mittausasento

Tähän tutkimukseen mittausasennoksi valikoitui tutkimustiedon perusteella istuen keppi rintakehän päällä toteutettava mittausasento. Asennon valintaan vaikutti sen vakioimisen helppous verrattuna muihin edellä mainittuihin mittausasentoihin ja sen soveltuminen laajasti erilaisille asiakkaille. Johnsonin ja Grindstaffin (2010) mukaan mittaustuloksen tarkkuuden parantamiseksi on syytä minimoida alueen ympäriltä, esimerkiksi hartioista ja lantiosta, tulevaa liikettä.

Lantion kompensatoristen liikkeiden minimoimiseksi polvien eteen asetettiin este (kuva 2). Este asennettiin mittaustilaan täysin liikkumattomaksi niin, ettei sen paikka vaihtunut mittausjakson aikana. Polvien väliin asetettiin pallo, jonka tarkoituksena oli vähentää alaraajojen liikettä rintarangan rotaation aikana (Johnson

ym. 2012, 53). Pallon asettaminen polvien väliin aktivoi myös lonkan lähentäjälihakia sekä poikittaista vatsalihasta, jolloin lanneranka pysyy stabiilimpana (Weingroff 2010). Lisäksi polvet lukittiin esteeseen fiksaatioremmillä polvien takaa (kuva 2). Fiksaatioremmien tehtävä oli varmistaa, että polvet pysyvät esteessä kiinni. Polvi- ja lonkkakulmien vakioitiin 90 asteeseen (kuva 3) alaselän kompensatorisen liikkeen välttämiseksi (Johnson & Grindstaff 2010; Howe & Read 2015). Molemmat yläraajat asetettiin vartaloa vasten ja kädet rennosti kepin päälle. Kepin taso määritettiin kaulaloven kohdalle (kuva 4), koska haluttiin määrittää yhteinen anatominen maamerkki. Kaulalovi on mittaajan ja mitattavan näkökulmasta helppo palpoida ja sopii kaikille sukupuolille. Mitattavaa ohjeistettiin pitämään niska-hartiaseutu rentona sekä lapaluut neutraalissa asennossa. Mitattavaa ohjeistettiin myös ylläpitämään parasta mahdollista ryhtiä mittauksen aikana.



KUVA 2. Fyysinen este polvien edessä, pallo polvien välissä sekä fiksaatioremmi polvien takaa



KUVA 3. Mittausasento sivulta



KUVA 4. Mittausasento edestä

Rotaation ajoitusta kontrolloitiin mittaajan puolesta niin, että mittaaja ohjeisti mittaavaa tekemään toiston uloshengityksen aikana. Uloshengityksen aikaisella rotaatiolla aikaansaadaan suurempi liikelaajuus. Liikelaajuuden kasvaminen uloshengityksen aikana perustuu rintakehän liikkeen muutoksen, erityisesti kylkiluiden asennon muutokseen suhteessa niihin niveltyvien rintanikamien kanssa. Ylisen (2010, 40) mukaan sisäänhengityksen aikana selkäranka ojentuu, pallea jännittyy ja paine rintaontelossa kasvaa, jolloin rangan liike rajoittuu kokonaisvaltaisesti. Uloshengityksen aikana paine laskee ja sisäänhengitykseen osallistuneet lihakset rentoutuvat. (Ylinen 2010, 40.)

9 TUTKIMUSTULOKSET

Tulosten analysointiin käytettiin IBM SPSS Statistics -ohjelmistoa, käyttäen las-kentamalla ICC (Intraclass correlation coefficient). Mittaustuloksista haluttiin sel-vittää mittajaan sisäinen reliabiliteetti, sekä mittajien välinen reliabiliteetti.

Mittaajan sisäisen reliabiliteetin arvioimiseen käytettiin ICC:tä. Mittajien ensim-mäisen mittauskerran molempia mittauksia verrattiin toisella kerralla tehtyihin vastaaviin mittauksiin. Nämä mittaukset olivat kiertoa oikealle ja kierto vasem-malle. Vaikka samalle kohdehenkilölle tehtiin kaksi mittausta molemmilla ker-roilla, ovat ne toisistaan riippumattomia, joten molempia käytettiin samassa ver-tailussa (n=16). Mittaajat 1 ja 2 saivat molemmat hyvän (ICC 0,769 ja ICC 0,856) ICC-arvon. Tulokset viittaavat hyvään mittajaan sisäiseen reliabiliteettiin (taulukot 2 ja 3).

TAULUKKO 2. mittajaan 1 sisäinen reliabiliteetti

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			Sig
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	
Single Measures	,769 ^a	,457	,913	7,670	15	15	,000
Average Measures	,870 ^c	,627	,954	7,670	15	15	,000

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

- The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.
- Type C intraclass correlation coefficients using a consistency definition. The between-measure variance is excluded from the denominator variance.
- This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

TAULUKKO 3. Mittajaan 2 sisäinen reliabiliteetti

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			Sig
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	
Single Measures	,856 ^a	,637	,947	12,925	15	15	,000
Average Measures	,923 ^c	,779	,973	12,925	15	15	,000

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

- The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.
- Type C intraclass correlation coefficients using a consistency definition. The between-measure variance is excluded from the denominator variance.
- This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

Mittaajien välisen reliabiliteetin arvioimiseen käytettiin myös ICC:tä. Mittaajan 1 kaikkia tuloksia verrattiin mittaajan 2 vastaaviin tuloksiin. Vaikka osassa mittauksista mitattava oli sama, olivat mittaukset toisistaan riippumattomia, jonka vuoksi kaikki mittaukset sisällytettiin vertailuun (n=32). Mittauksiin sisältyi molempina päivinä tehdyt mittaukset sekä oikealle, että vasemmalle. ICC:n avulla voidaan määrittellä kuinka konsistentit mittaustulokset ovat eri mittaajien välillä. Mittaajien 1 ja 2 välinen ICC on 0,875, joka viittaisi hyvään konsistenssiin mittaajien välillä.

TAULUKKO 4. Mittaajien välinen reliabiliteetti

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	,875 ^a	,762	,937	14,921	31	31	,000
Average Measures	,934 ^c	,865	,967	14,921	31	31	,000

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

- The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.
- Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.
- This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

10 JOHTOPÄÄTÖKSET

10.1 Reliabiliteetin arviointi

Saatujen mittaustulosten ja niiden analysoinnin perusteella TE3 Mobility Stickillä pystytään luotettavasti mittaamaan rintarangan rotaatiota sekä saamaan yhtenäisiä tuloksia niin saman mittaajan suorittamana, kuin eri mittaajien suorittamana.

Valitessa mittausasentoa laitteen reliabiliteetin tutkimista varten kriteereinä oli yksinkertaisuus, vakioinnin helppous ja mittaustekniikan luotettavuus. Istuma-asennossa suoritettu mittaus soveltuu hyvin lähes kaikille kohderyhmille ja sen luotettavuudelle on olemassa vahvaa näyttöä (Johnson ym. 2012; Howe & Read 2015). Fysioterapeutin kliinisessä ympäristössä polvien lukitseminen onnistuu helpoiten asettamalla polvet seinää vasten. TE3 Mobility Stickin pidemmät versiot (100cm ja 150cm) eivät kuitenkaan pituutensa puolesta sovellu mitattaessa tai harjoitettaessa rotaatiota siinä asennossa. Tutkimuksessa fiksaatioremmin käytöllä saatiin kontrolloitua kompensatorisia liikkeitä alaraajoista, mutta käytännön tilanteessa se voi olla tarpeeton ja hankala toteuttaa, jalkojen fiksoiminen seinän ja pallon avulla ovat riittävät. Mittaajan on kuitenkin hyvä tarkkailla alaraajoista tulevaa kompensaatiota.

10.2 Käytettävyyden arviointi

Jotta voitaisiin toteuttaa mahdollisimman kattava käytettävyyssarvio, täytyy käytettävyyttä arvioida monesta eri näkökulmasta. Käytettävyyssarviossa esiteltävät näkökulmat pohjautuvat luvussa 5 esiteltyyn käytettävyyden määritelmään. Arviointia toteutettaessa on syytä ottaa huomioon myös tehdyt havainnot ja laskelmat laitteen reliabiliteetista ja validiteetista. Tällöin käytettävyyssarvio ei pohjaudu pelkästään subjektiivisen näkökulman arvioon, vaan taustalla on myös konkreettisiin lukuihin perustettuja johtopäätöksiä.

TE3 Mobility Stickin käytettävyyttä tukee laitteen ajankäytöllinen nopeus, joka auttaa fysioterapeuttia kliinisen työn toteuttamisessa. Käynnistysvaiheessa laite kalibroi itseään 20 sekunnin ajan, jonka jälkeen se on käyttövalmis myös

ilman mobiilisovellukseen yhdistämistä. Asteluvut tallentuvat mobiilisovellukseen ja ovat tarkasteltavissa sekä suoritteen aikana että suoritteen jälkeisenä tilastona. Mobiilisovellukseen on mahdollista tallentaa asiakasprofiileja, jonka kautta tulosten seuranta on mahdollista. Astelukujen tallentuminen mahdollistaa fysioterapeutin käsien ja silmien vapautumisen liikkeen ohjaamiseen ja sen havainnointiin.

TE3 Mobility Stickin kompaktista koosta, siirrettävyydestä ja langattomuudesta johtuen fysioterapeutin on mahdollista hyödyntää laitetta myös klinisen ympäristönsä ulkopuolella, eikä laitteen käyttö näin ollen ole tilariippuvaista. Laitteen kolmen eri pituusvaihtoehdon ansiosta fysioterapeutti voi valita tilanteeseen sopivan mallin. Laitteeseen on saatavilla tankokiinnike, jonka avulla laitteen voi kiinnittää esimerkiksi levytankoon ja näin olleen laitteen adaptoitavuus eri lajien lajinomaiseen suorittamiseen on mahdollistettu. Laitteen akunkeston pituudesta tehtiin mittausjakson aikana positiivisia havaintoja. Pitkä akunkesto edesauttaa laitteen siirrettävyyttä klinisestä ympäristöstä kenttäolosuhteisiin.

Laitteen kompaktin koon lisäksi sen muotoilu on intuitiivinen. Laite käynnistyy yhdellä keskinäppäimen painalluksella, jonka jälkeen laite aloittaa kalibroinnin itsenäisesti. Kalibroinnin aika näkyy laitteen näytöltä ja laite värähtää sen valmistuksessa, joten käyttäjän ei tarvitse miettiä milloin kalibrointi on valmis. Kalibrointi asettaa laitteelle mittanormaanin, johon perustuen laite tekee mittauksia. Tutkittaessa liikkuvuuksia eri ympäristöissä ja asennoissa, joissa niin sanottua nolla-arvoa ei ole mahdollista määrittää yhdeksi tietyksi laitteen asennoksi, on laitteelle mahdollista asettaa uusi nollakohta painamalla laitteen keskinäppäintä kerran.

Laitteen kallistuskulman muutoksia horisontaalitasossa pystyy seuraamaan mobiilisovelluksen avulla katsomalla arvoa "TILT". Mobiilisovelluksen kautta on myös mahdollista asettaa laitteelle värinäominaisuus. Värinäominaisuus ilmoittaa esimerkiksi ylitetystä kallistus- tai astekulmasta sekä saavutetusta harjoitustavoitteesta.

Laitteella on mahdollista suorittaa monta eri liikkuvuustestiä rintarangan rotaation lisäksi. Yhden laitekokonaisuuden (laite ja mobiilisovellus) laaja liikkuvuustestivalikoima mahdollistaa saman mittausvälineen käytön, joka yhtenäistää fysio-

rapeutin kirjausmenetelmää ja säästää aikaa. Harjaantuminen yhden laitteen monipuoliseen käyttöön tehostaa entisestään ajankäyttöä sekä pienentää mittausvirheen riskiä. Liikkuvuustestien yhteydessä on monipuoliset ja havainnollistavat kuvat, jotka edesauttavat fysioterapeutteja testien suorittamisessa.

Mobiilisovelluksen testi- ja harjoitussisällön avaaminen vaatii laitteen yhdistämisen Bluetooth-yhteydellä. Yhteyden muodostaminen on nopeaa ja helppokäyttöistä ja vaadittavat ominaisuudet löytyvät käytännössä kaikista moderneista puhelimista ja tableteista. Mittausten aikana ilmeni laitteeseen ja mobiilisovellukseen liittyviä häiriöitä. Mittausten yhteydessä oli alun perin tarkoituksena kerätä myös liikkeen tilt-arvoja, mutta tämä ominaisuus ei aina toiminut tuntemattomasta syystä. Laite piti välillä käynnistää ja kalibroida uudelleen sen alkaessa antaa selkeästi virheellisiä lukuja. Laitteen resetoiminen ja uudelleen kalibrointi on kuitenkin helppoa ja nopeaa, joten teknisistä ongelmista on helppo palautua.

TE3 Mobility -verkkosivuilta ja mobiilisovelluksen sisältä ei ole nopean katsauksen perusteella helppo löytää laitteen ja sovelluksen käyttötukea. Mobiilisovelluksen sisällä on riittävän kattava opastus laitteen ja mobiilisovelluksen käytön aloittamiseen. Mobiilisovellus on jatkuvan kehityksen alla, joten sitä päivitetään säännöllisesti, joten käyttäjän pitää päivittää osaamistaan. Sovellus ilmoittaa aina kun uusia ominaisuuksia on lisätty.

11 POHDINTA

Tutkimuksen tavoitteena oli arvioida TE3 Mobility Stickiä rintarangan rotaatiota mittaavana laitteena fysioterapeutin kliinisessä työssä. Tutkimusasetelmaa luodessa pyrittiin lukitsemaan ympäröivät rakenteet ja karsimaan kompensatoriset liikkeet pois. Ympäröivien rakenteiden mahdolliset vaikutukset mitattavaan ominaisuuteen on kuitenkin tiedostettu. Pyrimme luomaan mahdollisimman rajatun ja helposti toteutettavissa olevan, mutta kuitenkin luotettavan tutkimusasetelman. Mittausosion tuloksiksi saatiin hyvä reliabiliteetti niin yhden kuin kahden eri mitaajan välillä.

Tutkimuksen mittausosion suurilta osin perustuessa aikaisempiin rintarangan kiertoon keskittyviin tutkimuksiin ja niissä käytettyihin mittausmenetelmiin, on niitä tarkastellessa ja tutkimuksen teoriaosuuteen sisällytettäessä oltu lähdekriittisiä. Olemassa oleva tutkimustieto ja kirjallisuus rintarangan biomekaniikasta on suhteellisen vähäistä ja suuri osa sijoittuu aikajanallisesti ennen 2000-lukua. Tutkimuksen teoriaosuuteen onnistuttiin sisällyttämään kuitenkin myös ajankohtaisempaa tutkimustietoa, jossa vanhempien tutkimusten tiedot ovat yhä paikkaansa pitäviä. Toteutettaessa mittauksia laitteella, joka ei täysin sulje virheellisten liikemallien osuuksia pois, on oletettavissa myös inhimillisiä mitaajasta aiheutuvia mittausvirheitä. Näihin mittaustilanteeseen liittyviin virheisiin vaikuttavat muun muassa mitaajan ammattitaito ja vireystila. Satunnaisvirheiden määrää pyrittiin arvioimaan tilastollisin menetelmin.

Tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttaa otoskoon pienuus. Suuremmalla otoskolla voitaisiin olettaa saavan luotettavampia mittauksia. Koehenkilöiden rekrytoinnin eteen olisi voitu tehdä enemmän töitä. Koehenkilöiden määrää rajoitti osiltaan myös mittauksille varattu rajattu aikaikkuna, jonka aikana koehenkilöt veloitettiin osallistumaan mittauksiin kahtena eri päivänä. Tutkimuksessa olisi voitu myös hyödyntää kolmatta mitaajaa, jolloin olisimme saaneet entistä laajemmin tietoa. Käytännön syistä tämä ei kuitenkaan ollut mahdollista. Tutkimuksen yhteydessä olisimme voineet myös kerätä tarkemmin tietoa esimerkiksi rintarangan rotaatioon yhdistyvän lateraalifleksion määrän vaikutuksesta rotaation määrään.

Tutkimus toteutettiin tutkimuseettisen neuvottelukunnan tutkimuseettisten ohjeiden (TENK 2012, 6–7) mukaisia toimintatapoja noudattaen. Mittaukseen osallistuneiden koehenkilöiden suostumuslomakkeiden ja muiden tietosuojamateriaalia sisältävien asiakirjojen käsittelyssä noudatettiin tietosuojalain (1050/2018) asettamia vaatimuksia.

Tieteellisen käytännön mukaisesti lähdemateriaalia etsittäessä ja käytettäessä suosittiin ensisijaisia, primäärejä lähteitä. Lähdemateriaali valittiin käyttäen lähdekritiikkiä parhaan kyvyn mukaisesti. Verkkomateriaalia käytettäessä lähdemateriaalina suosittiin ensisijaisesti englannin kielisiä lähteitä. Painettua kirjallisuutta käytettäessä lähdemateriaalina suosittiin tunnettujen ja tunnustettujen kirjoittajien tuotantoa. Tekijänoikeuksia kunnioitettiin kirjaamalla lähteet ja niiden kirjoittajat Tampereen ammattikorkeakoulun kirjallisen ohjeistuksen mukaisesti. Strukturoidussa tiedonhaussa käytetyt hakukoneet ja -sanat ovat raportoitu niin, että vastaava tiedonhaku on toistettavissa.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli tuottaa TE3 Mobility Stickistä käytettävyyssarvio fysioterapeutin työhön soveltuvuudesta. Käytettävyyssarvio pohjautui toiminnallisen osuuden tuloksiin. Opinnäytetyössä esitellyt havainnot ja johtopäätökset tukevat TE3-mobility Stickin käytettävyyttä fysioterapeutin työkaluna. TE3 Mobility Stick mahdollistaa mittausten toteuttamisen nopeasti paikasta riippumatta. Tutkimuksellinen osiomme painottui laitteen luotettavuuden arvioimiseen, joka siirsi näkökulmaa työssä käytettävyydestä hieman sivuun. Olisimme voineet ottaa systemaattisemman lähestymistavan käytettävyyden arvioimiseen esimerkiksi asettamalla ulkopuolisia fysioterapeutteja testaamaan laitetta. Raportin johtopäätökset käytettävyydestä pohjautuvat työn tekijöiden subjektiivisiin kokemuksiin ja havaintoihin. Opinnäytetyön toteuttamiseen osallistui kolme fysioterapeuttiopiskelijaa, joten saimme useamman henkilön näkemyksen laitteen käytettävyydestä. Lisäksi kävimme keskustelua TE3 Oy:n toimitusjohtajan kanssa, joka antoi laitteen käytölle omaan näkemykseensä perustuvia vinkkejä ja ehdotuksia. Vaikka opinnäytetyön rakennetta ja sisältöä ohjattiin myös työn ulkopuolisten tekijöiden toimesta, on lopullinen työ tekijöidensä näköinen tuotos.

Arvioidessamme opinnäytetyömme merkittävyyttä olemme ottaneet huomioon aiheen ainutlaatuisuuden. Aikaisempi kirjallisuus- ja tutkimustieto rintarangan rotaatiosta on hajanaista, eikä sen tutkimiselle ole olemassa yhtenäisiä käytäntöjä. Onnistuimme kokoamaan opinnäytetyöhön kattavan paketin aikaisemmin tuotusta rintarangan anatomiaa ja biomekaniikkaa käsittelevästä kirjallisuus- ja tutkimustiedosta.

Tekemiemme havaintojen pohjalta voimme suositella TE3 Mobility Stickiä fysioterapeutin kliinisessä työssä käytettäväksi. Laite tuottaa tarkkoja tuloksia mitattaessa rintarangan rotaatiota ja tarjoaa hyvän vaihtoehdon perinteisille mittausvälineille. Perinteinen jumppakeppi on fysioterapeuteille tuttu työkalu terapeuttiseen harjoitteluun. TE3 Mobility Stick uudistaa perinteisen harjoitusvälineen nykyi- kaan lisäten analytiikkaa ja sisäänrakennetun palautejärjestelmän. Kepin avulla voidaan tukea kehon liikkeiden hahmottamista ja ehkäistä liikerajoituksista ja virheellisestä suoritustekniikasta aiheutuvia kompensatorisia liikkeitä. Laitteelle on konkreettisia käyttöaiheita yksilö- ja ryhmäterapiassa, joskin sen vaikuttavuudesta interventiovälineenä on vielä tuotettava tieteelliseen tutkimukseen pohjautuvaa näyttöä.

Opinnäytetyömme tutkimustulosten pohjalta TE3 Mobility Stickiä voidaan pitää luotettavana rintarangan rotaation mittarina, minkä perusteella sitä voisi käyttää laajemmassa rintarangan rotaatiota käsittelevässä tutkimuksessa. Tutkimuksissa voitaisiin esimerkiksi etsiä vajaan rintarangan rotaation yhteyttä tuki- ja liikuntaelinvaivoihin selässä ja selkää ympäröivissä rakenteissa. Jatkossa voitaisiin myös tutkia laajemmin laitteen käytettävyyttä eri nivelten liikelaajuuksien tutkimisessa. Näin voitaisiin saavuttaa laajempi kuva laitteen käytettävyydestä kokonaisvaltaisena tutkimisvälineenä fysioterapeutin laaja työnkuva huomioon ottaen. Olisi myös mielenkiintoista nähdä, miten laite soveltuu testi- ja harjoitusvälineeksi lajeihin, joissa ilmenee toispuolisuutta ja lihasepätasapainoa.

LÄHTEET

Atkinson, G., Nevill, A. M. 1998. Statistical Methods for Assessing Measurement error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine* 26 (4), 217–238.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9820922>

Berglund, KM., Persson, BH., Denison, E. 2008. Prevalence of pain and dysfunction in the cervical and thoracic spine in persons with and without lateral elbow pain. *Manual Therapy* 13, 295–299.

[https://www.mskscienceandpractice.com/article/S1356-689X\(07\)00047-1/abstract](https://www.mskscienceandpractice.com/article/S1356-689X(07)00047-1/abstract)

Bogduk, N. 2016. Functional anatomy of the spine. *Handbook of Clinical Neurology* 136 (3), 675–688.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27430435>

Bordoni, B., Mahabadi, N., Varacallo, M. 2019. *Anatomy, Fascia*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29630284>

Browning, A., Flaherty, D., Worthen, J. 2011. Spinal Rotation During Running (An analysis of the correlation between spinal rotation and impact forces). Worcester polytechnic institute.

<https://web.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042811-120918/unrestricted/BJ-SR10-Report.pdf>

Drake, RL., Vogl, AW., Mitchell, AWM. 2013. *Gray's Anatomy for Students*. Third Edition. Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier.

Edmondston, SJ., Aggerholm, M., Elfving, S., Flores, N., Ng, C., Smith, R., Netto, K. 2007. Influence of Posture on the Range of Axial Rotation and Coupled Lateral Flexion of the Thoracic Spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 30 (3), 193–199.

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0161475407000553>

Edmondston, SJ., Singer KP. 1997. Thoracic spine: anatomical and biomechanical considerations for manual therapy. *Manual Therapy* 2 (3), 132–143.

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1356689X97902939?via%3Dihub>

Falla, D., Gizzi, L., Parsa, H., Dieterich, A., Petzke, F. 2017. People With Chronic Neck Pain Walk With a Stiffer Spine. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 47 (4), 268–277.

<https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2017.6768>

Frost, A., Camarero-Espinosa, S., Foster, E. 2019. Materials for the Spine: Anatomy, Problems, and Solutions. *Materials (Basel)* 12 (2), 253.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6356370/>

- Furness, J., Schram, B., Cox, A., Anderson, S., Keogh, J. 2018. Reliability and concurrency of the iPhone® Compass application to measure thoracic rotation range of motion (ROM) in healthy participants. *PeerJ* 6.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29568701>
- Gilroy, A., MacPherson, B., Ross, L., Schuenke, M., Schuelte, E., Schumacher, U. 2013. *Atlas of Anatomy. 2. painos.* Stuttgart: Thieme.
- Goel, VK., Clark, CR., Harris, KG., Schulte, KR. 1988. Kinematics of the cervical spine: effects of multiple total laminectomy and facet wiring. *Journal of Orthopedic Research* 6 (4), 611–619.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3379514>
- Goel, VK., Goyal, S., Clark C., Nishiyama, K., Nye T. 1985. Kinematics of the Whole Lumbar Spine: Effect of Discectomy. *Spine* 10 (6), 543–554.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4081869>
- Goodrich, R. 2018. Accelerometer vs. Gyroscope: What's the Difference? *Luettu* 23.7.2019.
<https://www.livescience.com/40103-accelerometer-vs-gyroscope.html>
- Hwang, D., Ju Hyeong L., Seongyeon M., Soon Woo P., Juha W., Cheong K. 2017. The reliability of the nonradiologic measures of thoracic spine rotation in healthy adults. *Physical Therapy Rehabilitation Science* 6 (2), 65–70.
<http://www.jptrs.org/journal/view.html?doi=10.14474/ptrs.2017.6.2.65>
- Jung, S., Ha, S., Kim, J., Gwak, G., Kim, S. 2018. Reliability of Axial-Thoracolumbar Spine Rotation Range Measurements. *Journal of KEMA* 2 (1), 20–23.
https://www.jkema.org/archive/view_article?pid=jkema-2-1-20
- Johnson, KD., Grindstaff, T. 2010. Thoracic rotation measurement techniques: clinical commentary. *North American Journal of Sports Physical Therapy* 5 (4), 252–256.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3096146/>
- Johnson, KD., Kim, K., Yu, B., Saliba, S., Grindstaff, T. 2012. Reliability of thoracic spine rotation range-of-motion measurements in healthy adults. *Journal of athletic training* 47 (1), 52–60.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22488230>
- Heikkilä, T. 2014. *Tilastollinen tutkimus. 9., uudistettu painos.* Porvoo: Edita Publishing Oy.
- Heneghan, N., Hall, A., Hollands, M., Balanos, G. 2009. Stability and intra-tester reliability of an in vivo measurement of thoracic axial rotation using an innovative methodology. *Manual Therapy* 14 (4), 452–455.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1356689X08001677?via%3Dihub>
- Hervonen, A. 2004. *Tuki- ja liikuntaelimityn anatomia. 7. painos.* Tampere: Lääketieteellinen oppimateriaalikustantamo Oy.

Howe, L., Read, P. 2015. Thoracic spine function: assessment and self-management. *Professional Journal of Strength and Conditioning* 39, 21–30.
https://www.researchgate.net/publication/314142359_Thoracic_spine_function_assessment_and_self-management

Iveson, B., McLaughlin, S., Heath, T., Gerber, P. 2010. Reliability and Exploration of the Side-lying Thoraco-Lumbar Rotation Measurement. *North American Journal of Sports Physical Therapy* 5 (4), 201–207.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3096141/>

Kalso, E., Vainio, A. Kipu. 2. painos. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim.

Kananen, J. 2012. Kehittämistutkimus opinnäytetyönä. Jyväskylä: Jyväskylän ammattikorkeakoulu.

Kauranen, K. 2017. Fysioterapeutin käsikirja. 1. painos. Helsinki: Sanoma Pro Oy

Koo, T., Li, M. 2017. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* 15 (2), 155–163. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4913118/?report=classic>

Laakkonen, A. toimitusjohtaja. TE3 opinnäytetyö. Sähköpostiviesti. ari.laakkonen@te3mobility.com. Luettu 8.5.2019.

Lee, DG. 2015. Biomechanics of the thorax - research evidence and clinical expertise. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy* 23 (3), 128–138.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4534848/>

Leppäluoto, J., Kettunen, R., Rintamäki, H., Vakkuri, O., Vierimaa, H., Lätti, S. 2016. Anatomia ja fysiologia. Rakenteesta toimintaan. 3.–6. painos. Helsinki: Sanoma Pro Oy.

Mannen, EM., Friis EA., Sis, HL., Wong, BM., Cadel, ES., Anderson, DE. 2018. The rib cage stiffens the thoracic spine in a cadaveric model with body weight load under dynamic moments. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 84, 258–264.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29852313>

Migueles, JH., Cadenas-Sanchez, C., Ekelund, U., Delisle Nyström, C., Mora-Gonzalez, J., Löf, M., Labayen, I., Ruiz, JR., Ortega, FB. 2017. Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports medicine* 47 (9), 1821–1845.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28303543>

Moore, K., Dalley, A., Agur, A. 2014. Clinically Oriented Anatomy. 7. Painos. Philadelphia: Wolters Kluwer.

Norkin, CC., Levangie, PK. 1986. Joint structure and function. 5. painos. Philadelphia: F. A. Davis Company.

Oda, I., Abumi, K., Cunningham, BW., Kaneda, K., McAfee, PC. 2002. An in vitro human cadaveric study investigating the biomechanical properties of the thoracic spine. *Spine* 27 (3), 64–70.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11805710>

O’Rahilly, R. Müller, F. Carpenter, S., Swenson, R. 2008. Chapter 20: The thoracic wall and mediastinum. Dartmouth Medical School. Luettu 21.08.2019.

https://www.dartmouth.edu/~humananatomy/part_4/chapter_20.html

Panjabi, MM., Oxland, TR., Yamamoto, I., Crisco, JJ. 1994. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 76 (3), 413–424.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8126047>

Schulte, K., Clark, CR., Goel, VK. 1989. Kinematics of the cervical spine following discectomy and stabilization. *Spine* 14 (10), 1116–1121.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2588062>

Sham, ML., Zander, T., Rohlmann, A., Bergmann, G. 2005. Effects of the rib cage on thoracic spine flexibility. *Biomedical Engineering* 50 (11), 361–365.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16370149>

Suomen Fysioterapeutit. n.d. Fysioterapiatiede ja -tutkimus. Luettu 15.8.2019.

<https://www.suomenfysioterapeutit.fi/fysioterapia/ammatin-kehittaminen/fysioterapiatiede-ja-tutkimus/>

Theisen, C., van Wagenveld, A., Timmesfeld, N., Efe, T., Heyse, T., Fuchs-Winkelmann, S., Schofer, M. 2010. Co-occurrence of outlet impingement syndrome of the shoulder and restricted range of motion in the thoracic spine--a prospective study with ultrasound-based motion analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders* 11 (135).

<https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-11-135>

Tousignant-Laflamme, Y., Boutin, N., Dion, AM., Vallée, CA. 2013. Reliability and criterion validity of two applications of the iPhone™ to measure cervical range of motion in healthy participants. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 10 (1), 69.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3706352/#>

Tsang, S., Szeto, G, Lee R. 2013. Normal kinematics of the neck: the interplay between the cervical and thoracic spines. *Manual Therapy* 18 (5), 431–437.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23632368>

Tietosuoja laki 01.01.2019/1050.

Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2012. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitleminen Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohje 2012. Helsinki.

https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf

Usability.gov. N.d. What and Why of Usability. Luettu 8.5.2019.

<https://www.usability.gov/what-and-why/index.html>

Valkeinen, H. Anttila, H., Paltamaa, J. 2014. Opas toimintakyvyn mittarin arviointiin TOIMIA-verkostossa (1.0).

[https://thl.fi/documents/974257/1449823/Mittariopas_VAL-MIS_090614+\(2\).pdf/b53595b9-15b8-4fa3-8765-23cd9221de8f](https://thl.fi/documents/974257/1449823/Mittariopas_VAL-MIS_090614+(2).pdf/b53595b9-15b8-4fa3-8765-23cd9221de8f)

Viitanen, JV. 1993. Thoracolumbar Rotation in Ankylosing Spondylitis. Spine 18 (7), 880–883.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8316888>

Waxenbaum, JA., Futterman, B. 2018. Anatomy, Back, Thoracic Vertebrae. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29083651>

Weingroff, C. 2010. Spinal rotation. Luettu 2.8.2019

<https://charlieweingroff.com/2010/03/spinal-rotation/>

Wen, N., Lavaste, F., Santin, JJ., Lassau, JP. 1993. Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. European Spine Journal 2 (1), 2–11.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/m/pubmed/20058441/>

Wilke, HJ., Herkommer, A., Werner, K., Liebsch, C. 2017. In vitro analysis of the segmental flexibility of the thoracic spine. PLOS ONE 12(5).

<https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0177823>

Willard, FH., Vleeming, A., Schuenke, MD., Danneels, L., Schleip, R. 2012. Journal of Anatomy 221(6), 507–536.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3512278/>

Yamamoto, I., Panjabi, MM., Crisco, T., Oxland, T. 1989. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. Spine 14 (11), 1256–1260.

<https://europepmc.org/abstract/med/2603060>

Ylinen, J. 2010. Venytystekniikat. 2. painos. Muurame: Medirehabook kustannus Oy

LIITTEET

Liite 1. Tiedote tutkittavalle

1 (2)

TIEDOTE TUTKITTAVALLE

Pyyntö osallistua tutkimukseen

Kutsumme sinut osallistumaan tutkimukseen, jossa on tarkoitus selvittää TE3-Mobility Testing Stickin (kauppanimi TE3-älykeppi) käytettävyyttä fysioterapeutin työvälineenä. Selvitämme TE3-kepin soveltuvuutta rintarangan kierron mittaamiseen. Mittaukset toteutetaan kahdessa osassa, mittauskerrat ovat peräkkäisinä päivinä.

Tutkimukseen osallistuminen on täysin vapaaehtoista.

Osallistumisen edellytykset:

- Perusterve
- Ei kuluneen vuoden aikana ole tehty selkäleikkausta
- Vapaaehtoinen osallistumaan tutkimukseen
- Kykenevä osallistumaan molemmille mittauskerroille

Tutkimuksen kulku

Mittaukset toteutetaan 29. - 30.4.2019.

Yksi mittauskerta kestää noin 10-20 minuuttia. Mittauksissa kaksi eri fysioterapeuttiopiskelijaa mittaa rintarankasi kierron TE3-älykepillä vuoron perään. Mittauksia varten sinut ohjataan ensimmäisen fysioterapeuttiopiskelijan luo, jonka jälkeen toinen fysioterapeuttiopiskelija toteuttaa samat mittaukset. Mittaukset tehdään ilman paitaa luotettavamman tuloksen saavuttamiseksi. Tulokset pimitetään mittaavien fysioterapeuttiopiskelijoiden kesken koko mittausjakson ajan. Tuloksia vertaamalla saamme selville, kuinka toistettavia mittaukset ovat.

Tutkimuksen mahdolliset hyödyt

Mittausten yhteydessä voit saada tietoa rintarankasi kierto- ja liikkuvuudesta. Emme voi tutkimusasetelmallisista syistä johtuen antaa sinulle harjoitusohjeita rintarangan kierto- ja liikkuvuuden lisäämiseen ensimmäisen mittauskerran jälkeen, koska se saattaisi vaikuttaa seuraavan mittauskerran tuloksiin. Halutessasi saat tietää henkilökohtaiset mittaus tulokset toisen mittauskerran jälkeen. Tutkimukseen osallistumisesta ei makseta palkkiota. Myöskään matkakuluja ei korvata. Osallistujien kesken arvotaan Finnkinon elokuvalippupaketti (2 lippua).

Tutkimuksesta mahdollisesti aiheutuvat haitat ja epämukavuudet

Mittaukset ovat täysin turvallisia suorittaa. Mittauksiin osallistuminen ei vaadi muuta muutosta normaaliin elämäsi, kuin että pääset saapumaan mittauspaikalle kahteen otteeseen peräkkäisinä päivinä. Pyydämme sinua säilyttämään normaalin elämänrytmin mittausjakson aikana, jotta elämänmuutoksista johtuvat mahdolliset muutokset mittaus tuloksiin voitaisiin ennaltaehkäistä.

Tietojen luottamuksellisuus, säilytys ja tietosuojat

Sinusta kerättyä tietoa ja tutkimustuloksia käsitellään luottamuksellisesti henkilötietolain edellyttämällä tavalla eikä niitä luovuteta ulkopuolisille. Mittaustulokset käsitellään nimettömästi. Yksittäisen henkilön tiedot eivät ole tunnistettavissa. Mittaustulokset hävitetään asianmukaisesti tietosuojalain edellyttämällä tavalla.

Yhteystiedot:

Fysioterapeuttiopiskelija Aleksi Asumalahti

Fysioterapeuttiopiskelija Antony Benjamin

Fysioterapeuttiopiskelija Lauri Pilvola

aleksi.asumalahti@tuni.fi

antony.benjamin@tuni.fi

lauri.pilvola@tuni.fi (yhteydenotot tähän s-postiin)

Liite 2. Suostumuslomake tutkittaville, huhtikuu 2019

SUOSTUMUS OPINNÄYTETYÖHÖN LIITTYVÄÄN TUTKIMUKSEEN

TE3-ÄLYKEPPI RINTARANGAN ROTAATION MITTAUSVÄLINEENÄ Tampereen ammattikorkeakoulu Fysioterapeuttikoulutus

Minua on pyydetty osallistumaan yllämainittuun opinnäytetyöhön liittyvään tutkimukseen, jonka tavoitteena on arvioida TE3-älykeppiä rintarangan rotaatiota mittaavana laitteena fysioterapeutin kliinisessä työssä. Olen lukenut ja ymmärtänyt saamani kirjallisen tutkimustiedotteen. Tiedotteesta olen saanut riittävän selvityksen tutkimuksesta ja sen yhteydessä suoritettavasta tietojen keräämisestä, käsittelystä ja luovuttamisesta. Tiedotteen sisältö on kerrottu minulle myös suullisesti, minulla on ollut mahdollisuus esittää kysymyksiä ja olen saanut riittävän vastauksen kaikkiin tutkimusta koskeviin kysymyksiini.

Minulla on ollut riittävästi aikaa harkita osallistumistani tutkimukseen. Olen saanut riittävät tiedot oikeuksistani, tutkimuksen tarkoituksesta ja sen toteutuksesta sekä tutkimuksen hyödyistä ja riskeistä. Minua ei ole painostettu eikä houkuteltu osallistumaan tutkimukseen.

Ymmärrän, että osallistumiseni on vapaaehtoista. Olen selvillä siitä, että voin peruuttaa tämän suostumukseni koska tahansa syytä ilmoittamatta eikä peruutukseni vaikuta kohteluuni millään tavalla. Tiedän, että tietojani käsitellään luottamuksellisesti eikä niitä luovuteta sivullisille. Olen tietoinen siitä, että mikäli keskeytän tutkimuksen tai peruutan suostumuksen, minusta keskeyttämiseen ja suostumuksen peruuttamiseen mennessä kerättyjä tietoja ja näytteitä voidaan käyttää osana tutkimusaineistoa.

Allekirjoituksellani vahvistan osallistumiseni tähän opinnäytetyöhön liittyvään tutkimukseen ja suostun vapaaehtoisesti tutkimushenkilöksi.

Tutkittavan nimi Tutkittavan syntymäaika

Tutkittavan osoite

Päivämäärä Allekirjoitus

Suostumus vastaanotettu

Suostumuksen vastaanottaja

Päivämäärä Allekirjoitus