

**FYYSISEN AKTIIVISUUDEN YHTEYS KONSERVATIIVISESTI HOIDETTU-
JEN AKILLESJÄNNEREPEÄMIEN KUNTOUTUMISESSA**

Toni Hiekka

Pro gradu -tutkielma
Biomekaniikka
Syksy 2019
Liikuntatieteellinen tiedekunta
Jyväskylän yliopisto
Työn ohjaaja: Taija Juutinen

1	JOHDANTO	5
2	AKILLESJÄNTEEN RAKENNE JA TOIMINTA	7
2.1	Akillesjänteen rakenne ja osat	8
2.2	Akillesjänteen biomekaniikka	9
3	POHKEEN LIHAKSISTO	11
3.1	Kolmipäinen pohjelihas (m.triceps surae)	11
3.1.1	Kaksoiskantalihas (m. gastrocnemius)	12
3.1.2	Leveä kantalihas (m. soleus)	13
4	AKILLESJÄNNEVAMMAT	15
4.1	Akillesjännevammojen diagnosointi	15
4.2	Ultraääni- ja magneettitutkimus	16
4.3	Operatiivinen- ja konservatiivinen hoitomenetelmä	18
4.4	Konservatiivisen- ja operatiivisen hoitomenetelmän vertailu	22
4.5	Fyysinen aktiivisuus ja sen vaikutus kuntoutumisessa	26
4.6	Fyysisen aktiivisuuden mittaaminen	29
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	30
6	TUTKIMUSMENETELMÄT	32
6.1	Koehenkilöiden valinta	32
6.2	Mittausmenetelmät	33
6.2.1	Anatomiset mittaukset	33
6.2.2	Anatomiset mittaukset	34
6.3	Voimamittaukset	37
6.4	Fyysinen aktiivisuus	38

6.5	Voiman symmetria	39
6.6	Analyysi	40
6.7	Kiihtyvyyssanturidatan analysointi	41
6.8	Tilastollinen analysointi	42
7	TULOKSET	44
8	POHDINTA	50
	LÄHTEET	56

TIIVISTELMÄ

Toni Hiekka (2019). Fyysisen aktiivisuuden yhteys konservatiivisesti hoidettujen akillesjännerepeämien kuntoutumisessa. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma. 62 s.

Akillesjännerepeämien määrä on kasvanut paljon viime vuosikymmeninä. Vuonna 1986 akillesjännerepeämiä oli kahdella ihmisellä sadasta tuhannesta (2:100 000) ja vuonna 2011 määrä oli kasvanut 21,5:100 000. Suurin syy vammojen määrän kasvuun on väestön ikääntyminen ja kiinnostus liikunnallisiin aktiviteetteihin myös vanhemmalla iällä. Akillesjänne on ihmiskehon paksuin ja vahvin jänne, joka on tärkeä jokapäiväisessä liikkumisessa. Akillesjänne välittää plantaarifleksoreiden voiman kantaluuhun ja se muodostuu tuhansista kollageenifiibereistä. Akillesjänteen paksuuteen vaikuttavat ihmisen paino, maksimaalinen lihasvoima, ikä, hormonitasot ja fyysisen aktiivisuuden määrä.

Tämän pro gradu -tutkielman tarkoituksena oli selvittää fyysisen aktiivisuuden yhteyksiä konservatiivisesti hoidettujen akillesjännerepeämäpotilaiden terveen- ja vammajalan bilateraalseen voimaeroon, anatomisiin muutoksiin ja kuntoutumiseen 8 viikon, 6 kk ja 12 kk kohdalla. Kyseessä oli poikkileikkaustutkimus. Tutkimus oli osana suurempaa Jyväskylän yliopiston ja Keski-Suomen sairaanhoitopiirin NoArk-tutkimushanketta. Tutkimukseen saatiin koehenkilöiksi 22 henkilöä 8 viikon, 6 kuukauden ja 12 kuukauden kohdalla vammasta. Koehenkilöt olivat iältään 27–59 vuotiaita, joiden akillesjännerepeämää hoidettiin konservatiivisesti. Anatomiset erot mitattiin goniometrillä, mittanauhalla ja ultraäänikuvantamisella. Fyysistä aktiivisuutta mitattiin kiihtyvyyssantureilla 7 päivän ajan. Ultraäänikuvat analysoitiin Image J -ohjelmistolla. Muuttujien välisiä korrelaatioita tutkittiin SPSS -ohjelmistolla.

Tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita havaittiin terveen- ja vammajalan välisen bilateraalseen voimaeroon ja päivittäisen fyysisen aktiivisuuden välillä seuraavilla intensiteettitasoilla: kevyt kävely ($r = -0,665$, $p = 0,013$), normaali kävely ($r = -0,588$, $p = 0,035$), hölkkä ($r = -0,725$, $p = 0,005$), juoksu ($r = -0,698$, $p = 0,008$) ja askeleiden kokonaismäärä ($r = -,621$, $p = 0,024$). Myös päivittäinen paikallaanoloaika korreloi jalkojen bilateraalseen voimaeroon kanssa positiivisesti ($r = 0,703$, $p = 0,007$). Jalkojen bilateraalin voimaero pieneni, kun päivittäinen kevyt- ($r = -0,637$, $p = 0,019$), tai keskiraskas aktiivisuus ($r = -0,632$, $p = 0,02$) lisääntyi. Leveän kantalihaksen osajänteen pituuden ja bilateraalseen voimaeroon suhteen löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio ($r = ,691$, $p = 0,009$). Muista anatomisista mittauksista ei löydetty tilastollisesti merkitsevää yhteyttä fyysisen aktiivisuuteen, tai jalkojen väliseen bilateraalseen voimaeroon. Tulosten perusteella voidaan todeta fyysisen aktiivisuuden ja bilateraalseen voimaeroon välillä olevan positiivinen yhteys. Fyysisen aktiivisuuden määrän lisääminen pienentää jalkojen välistä bilateraalista voimaeroa. Tulokset tukevat myös aikaisempia tutkimuksia, joiden perusteella fyysinen aktiivisuus auttaa kuntoutumisessa.

Avainsanat: Akillesjänne, vamma, konservatiivinen hoito, fyysinen aktiivisuus, voima

1 JOHDANTO

Akillesjänne on ihmiskehon suurin ja vahvin jänne, joka on tärkeässä osassa ihmisen jokapäiväisessä liikkumisessa. Varsinkin urheilussa akillesjänteeseen kohdistuu suuria voimia ja jatkuvassa rasituksessa akillesjänne voi kuormittua liikaa, jolloin jonkinasteisen vamman riskit kasvavat. Jänne repeää, kun jänteeseen kohdistuva kuormitus ylittää sen fysiologisen kapasiteetin.

Kvistin (1994) mukaan pohjelihakset ovat suuressa roolissa jokapäiväisessä liikkumisessa. Erilaisissa liikunnallisissa suorituksissa tuotetut voimat välittyvät pohjelihaksista akillesjänteeseen ja osaltaan voivat aiheuttaa akillesjännevammoja, kuten tulehduksia, tai repeämiä. Varsinkin juoksua ja hyppyjä sisältävissä urheilusuorituksissa akillesjännevammat ovat yleisiä.

Ambroise Paré kuvasi akillesjännerepeämän jo 1500-luvun lopulla, mutta kyseinen vamma oli melko harvinainen 1950-luvulle saakka, jonka jälkeen akillesjännerepeämät ovat lisääntyneet teollistuneissa maissa. Yleisimmin akillesjännerepeämä sattuu 40-vuotiaalle miehelle, joka harrastaa kuntoilumielessä sisäpallopelejä. (Leppilahti ym. 1998.) Esimerkiksi vuonna 1986 akillesjännevammojen esiintyvyys oli kahdella henkilöllä sadastatuhannesta (2:100 000), vuoteen 1994 mennessä suhdeluku oli jo 12:100 000 ja vuonna 2011 luku nousi edelleen 21.5:100 000 (Lantto 2016). Tutkimuksen mukaan Ruotsissa akillesjanteiden repeämädiagnoosit ovat kasvussa. Iso syy lisääntyviin akillesjännerepeämiin on väestön vanheneminen ja heidän lisääntynyt innokkuutensa urheiluharrastuksia kohtaan. Osasyynä akillesjännerepeämiin vanhemmalla iällä on myös metabolisten ja muiden kroonisten sairauksien lisääntyminen. (Kar ym. 2018.)

Vanhenemisestä johtuvat muutokset ovat usein osasyynä vamman syntyyn. Ikääntyessä verenkierto jänteessä vähenee ja janteen jäykkyys kasvaa. Janteen jäykistyminen heikentää janteen kuormankestoa varsinkin eksentrisissä- ja suurilla kuormilla sisältävissä suorituksissa. Yleisin akillesjanteen repeämäkohta on 2–6 cm proksimaalisesti kantaluun insertiokohdasta. Ikääntyessä yleinen fyysinen aktiivisuus edesauttaa janteen kuntoa lisäämällä ravinteiden kuljetusta, verenkiertoa ja vähentämällä kollageenikudoksen väsymystä. (Hess 2009.)

Nykyisin akillesjänteen repeämiä hoidetaan sekä operatiivisesti että konservatiivisesti. Useimmin akillesjänteen repeämiä leikataan nuorilla ja urheilijoilla, kun taas fyysisesti passiivisten ihmisten varhaisia repeämiä voidaan hoitaa myös konservatiivisesti. (Leppilähti ym. 1998.)

2 AKILLESJÄNTEEN RAKENNE JA TOIMINTA

Jänteet yhdistävät lihakset luihin sekä siirtävät luurankolihasen tuottaman voiman luumahdollistaen nivelten liikkeitä. Luurankolihasen jänteet muodostuvat tuhansista kollageenisäikeistä (Hodgson ym. 2012). Kollageenia on jänteessä proteoglykaanin ja veden muodostamassa väliaineessa, eli matriksissa. Jänteen kuivapainosta kollageenia on jopa 65–80 % ja elastiinia 1–2 %. (Kannus 2000.) Terveet jänteet ovat väriltään valkoisia, ominaisuuksiltaan elastisia ja omaavat hyvän vetolujuuden. Jänteen valkoinen väri johtuu vähäisestä verisuoniston määrästä. (O'Brien 1992.)

Akillesjänne liittyy kolmipäisen pohjelihaksen (m. triceps surae) kantaluuhun (calcaneus) (Del Buono ym. 2013). Normaalisti kaksoiskantalihasen (m. gastrocnemius) lihassolut kiinnittyvät akillesjanteeseen 11–26 cm proksimaalisesti kantaluussa olevasta jänteen kiinnityskohdasta. Leveän kantalihasen lihassolut kiinnittyvät akillesjanteeseen 3–11 cm kantaluun kiinnityskohdan yläpuolelle. Akillesjänne on yhteinen kaksoiskantalihaselle (m. gastrocnemius) ja leveälle kantalihaselle (m. soleus), jotka yhdistyvät distaalisesti toisiinsa leveän kantalihasen jänteen kohdalla ja akillesjänne jatkuu kohti kantaluuta asteittain kaventuena ja muuttuen hieman pyöreämmäksi, kuten kuvassa 1 on esitetty. Ennen kiinnittymistään kantaluuhun, akillesjänteen muoto muuttuu pyöreästä leveämmäksi. (Del Buono ym. 2013.)

Insertiokohdassa akillesjänteen kollageenisäikeet jakautuvat, läpäisevät rustomaisen välikerroksen ja kiinnittyvät kantaluuhun (Peltokallio 2003, 490). Jänteen pituus on noin 15 cm, vaihdellen 11–26 cm välillä ja paksuus 0,5–1,0 cm. Origon kohdalla jänteen laajuus on keskimäärin 6,8 cm (4,5–8,6 cm) ja keskikohdassa jänne kapenee ollen noin 1,8 cm (1,2–2,6 cm). Kantaluusta proksimaalisesti noin 4 cm kohdalla, akillesjänne on pyöreämpi ja levenee ennen insertiokohtaa, jolloin jänteen leveys on kantaluun posteriorisella puolella noin 3,4 cm (2,0–4,8 cm). (Del Buono ym. 2013.) Akillesjänteen kokoon vaikuttaa ikä, fyysisen harjoittelun määrä ja henkilön koko. Myös geneettiset tekijät vaikuttavat mahdollisesti akillesjänteen kokoon. (Jozsa & Kannus 1997, 78 – 85.)



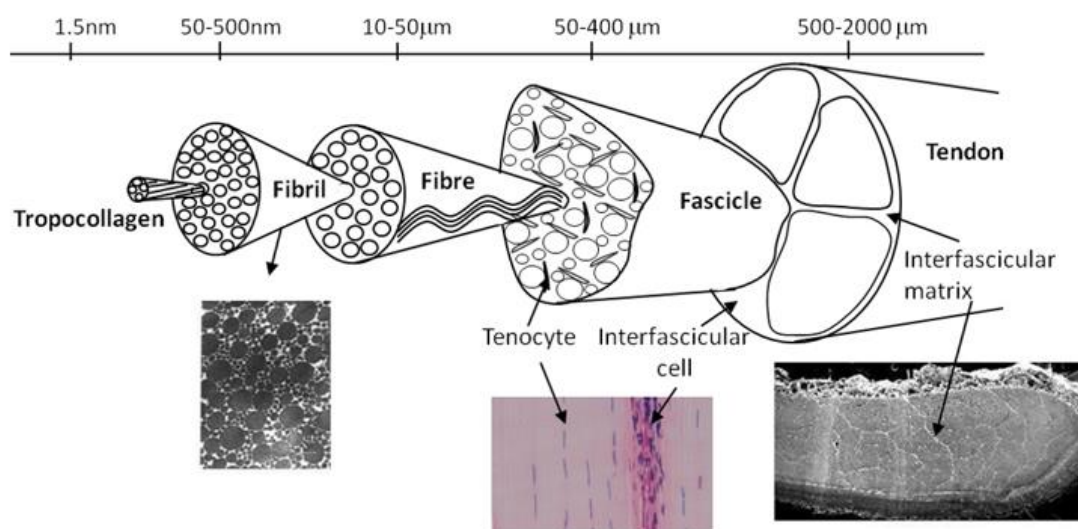
Kuva 1. Akillesjänne ja kantaluu. Muokattu lähteestä Physio-pedia 2015.

2.1 Akillesjänteen rakenne ja osat

Jänteet ovat rakenteeltaan kehon yksinkertaisimpia sidekudososia, jotka koostuvat läheltulkoon vain tyypin I kollageenisäikeistä (Svensson ym. 2017). Kollageenisäie muodostuu useasta eri osasta. Kollageenisäie muodostuu fibrilleistä, jotka muodostuvat pienemmistä subfibrilleistä ja mikrofibrilleistä. Mikrofibrillit muodostuvat jänteen pienimmästä osasta, joka on vain noin 1,5 nm kokoinen tropokollageeni. Kollageenisäiekimput muodostavat jännesyökkimpuja, jota ympäröi tuppimainen endotenon-rakenne. (McArdle ym. 2015, 357.) Endotenon sitoo jännesyökkimpuja ja mahdollistaa hermo-, veri- ja imusuo- nien pääsyn akillesjänteen syvempiin osiin. Epitenon ympäröi koko jännettä ja sen sisä- pinta on kiinni endotenonissa ja ulkopinta paratenonissa. Epitenonin muodostavat pitkit- täiset, vinot ja poikittaiset kollageenisyyt jotka ovat levossa noin 60 asteen kulmassa jän- teen syihin nähden. Kun jännettä venytetään, kulma pienenee noin 30 asteeseen. Kyseisen kulmamuutoksen uskotaan toimivan jänteen suojaimekanismina ylikuormitusta vastaan. (Jozsa & Kannus 1997.)

Paratenon on jänteen uloin sidekudos jonka jännetuppea muistuttava rakenne mahdollistaa akillesjänteen vapaan liikkumisen suhteessa muihin ympäröiviin kudoksiin. Paratenonin muodostavat elastiset syyt, sekä tyyppi I ja II kollageenisyyt. Paratenon ja epitenon muodostavan peritenonin. (Kannus 2000, 312 – 320.)

Eri lihasten jänteissä olevat kollageenisäikeet ovat asettuneena jänteessä eri tavalla ja yleisesti säikeet ovat asettuneet jänteen suuntaisesti. Koska akillesjänne kiinnittyy useampaan lihakseen, sen rakenne on monimutkaisempi, kuin monen muun jänteen. Akillesjänteen kollageenisäikeet ovat jänteessä kolmiulotteisesti, jolloin myös akillesjänteen vetolujuus on normaalia suurempi. (Hodgson ym. 2012.) Kuvasta 2 nähdään jänteen eri osat ja kuinka ne ovat järjestäytyneet jänteen sisällä.



Kuva 2. Jänteen osat (Screen ym. 2015).

2.2 Akillesjänteen biomekaniikka

Akillesjänteen kestävyys riippuu jänteen kollageenimäärästä sekä jänteen paksuudesta. Tutkimuksissa on mitattu jopa 9 kN ja 12,5 kertaa kehonpainon olevia voimia. (Komi 1992.) Epäsuoran arvion mukaan juoksun aikana akillesjälenteeseen kohdistuva maksimikuorma on noin 6,1–8,2-kertainen kehonpainoon nähden (Kader ym. 2002). Akillesjänteen vetolujuus on noin 50 N/mm (Jozsa & Kannus 1997). Vetolujuuden (N/mm) perusteella voidaan teoreettisesti olettaa jänteen pystyvän pidättelemään jopa

1000 kg:n painoa ilmassa, jonka vuoksi akillesjänne onkin ihmisen vahvin jänne. Akillesjänne kestää hyvin myös voimakkaita venytyksiä. Hyppimisen aikana keskimääräinen maksimivenytys on mitattu olevan jopa 7–8 % janteen pituudesta. (Hoffrén ym. 2012.) Mutta 8 % suuremmat venytykset voivat aiheuttaa akillesjanteeseen helposti mikroauri-
oita ja repeämän (O'Brien 1992). Suurien voimien ja venytysten keston vuoksi akillesjanteen elastisen energian varastointikyky on erinomainen. Akillesjanteen hyvä elastisen energian varastointikyky näkyy myös normaalissa liikkumisessa ja juoksemisessa, jolloin liikkumisen taloudellisuus paranee. Lichtwarkin & Wilsonin (2005) mukaan akillesjanteeseen venymisessä varastoituneesta elastisesta potentiaalienergiasta pystytään käyttämään jopa 74 % hyväksi yhdellä jalalla tehdyssä hypyssä. Energia vapautuu hypyn työntävässä loppuvaiheessa, ennen kuin jalka irtoaa maasta. Hyppimisessä maakontaktin aikana varastoidun energian avulla saadaan jopa 16 % hyppyyn käytettävästä mekaanisesta energiasta. (Lichtwark & Wilson 2005.)

Akillesjanteen mekaanista kuormitusta lisää sen sijainti nilkan nivelestä. Kuormitus on suuri erityisesti, kun nilkkaa ojennetaan polven ollessa suorana, kuten hyppy- tai juoksu-
askeleen loppuosassa. (Peltokallio 2003, 488 – 489.) Kaksoiskantalihas ja leveä kantalihas toimivat akillesjanteen iskunvaimentimena. Liike-energia absorboituu osittain pohkeen lihaksiin, jolloin akillesjanteeseen ei kohdistu kaikki syntyvästä liike-energiasta. Akillesjänne kestää hyvin suoraa vetoa, mutta vinottain tuleva vetorasitus saattaa aiheuttaa janteelle vaurioita huomattavasti pienemmillä kuormilla. (Tulikoura 2000, 20 – 21.)

3 POHKEEN LIHAKSISTO

Reiden alapuolella sijaitsevat lihakset jaetaan pohkeen (posteriorinen) ja säären lihaksiin (anteriorinen). Pohkeen lihaksia ovat kolmipäinen pohjelihas (m. triceps surae), muodostuen leveästä kantalihaksesta (m. soleus) ja kaksoiskantalihaksesta (m. gastrocnemius), sekä hoikka kantalihas (m. plantaris). Syvemmällä sijaitsevia lihaksia ovat takimmainen säärilihäs (m. tibialis posterior) ja isovarpaan pitkä koukistajalihas (m. flexor hallucis longus, FHL). Säären lihaksia ovat etummainen säärilihäs (m. tibialis anterior), pohjeluulihas (m. peroneus brevis) ja varpaiden pitkä ojentajalihas (m. extensor digitorum longus). (Platzer 2009, 258-265.)

Säären lihakset työskentelevät eniten, kun nilkkaa koukistetaan (dorsifleksio). Säären lihakset kuormittuvat eniten nopeassa kävelyssä ja lajeissa, joissa tapahtuu nopeita suunnanmuutoksia. Säären ja pohkeen lihaksisto osallistuvat myös jalan sisäsyrjän nostoon (supinaatio) ja jalan ulkosyrjän nostoon (pronaatio). (Ahonen 2004, 143-146.) Tässä työssä tutkittiin pohkeen lihaksista kaksoiskantalihasta ja leveää kantalihasta.

3.1 Kolmipäinen pohjelihas (m.triceps surae)

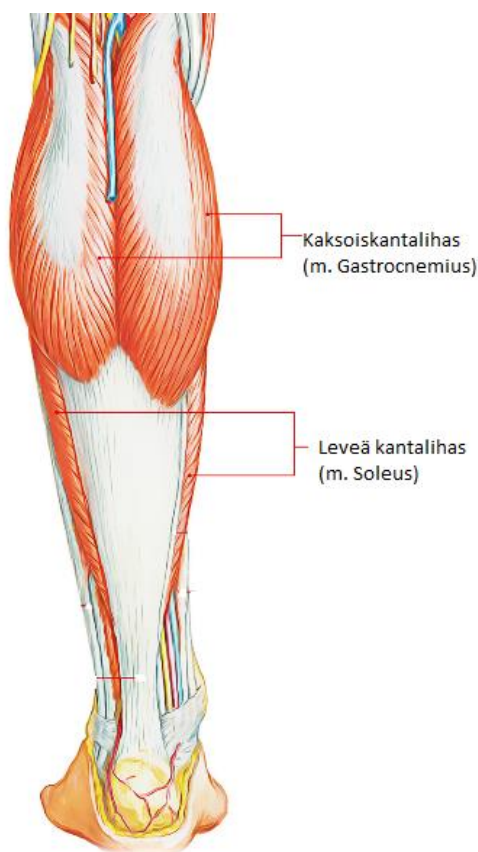
Kuvassa 3 esitetyn kolmipäisen pohjelihaksen jänteet kulkevat kolmen nivelen yli. Kaksoiskantalihas kiinnittyy proksimaalisesta päästä polvinivelen yläpuolelle ja leveä kantalihas polvinivelen alapuolelle. Kolmipäinen pohjelihas vaikuttaa polvinivelen lisäksi sekä ylempään- että alempaan nilkkaniveleen. Kaksoiskantalihas yhdessä leveän kantalihaksen kanssa ovat jalkaterän pääasiallisia ojentajalihaksia eli plantaarifleksoreita. Kaksoiskantalihas tuottaa suurimman osan työntövoimasta juostessa, hyppiessä ja kävellessä. Leveä kantalihas on myös asentoa ylläpitävä lihas. Pohjelihakset tukevat myös polvea ja estävät sen yliojentumisen.

Kolmipäinen pohjelihas muodostaa noin 75 % pohkeen ja säären lihasmassasta ja ottaa liikkeen aikana suuren määrän rasitusta vastaan (Peltokallio 2003, 488-489). Kaksoiskantalihaksen origokohdat ovat reisiluun lateraalisessa ja mediaalisessa nivelnastassa ja leveän kantalihaksen origokohta on pohjeluun posteriorisella puolella. Molemmat lihakset

kiinnittyvät akillesjätteeseen ja sen avulla kantaluuhun. Kolmipäinen pohjelihas kapenee jätteeksi pohkeen distaalipäätä kohti ja siksi pohje on paksumpi kuin nilkka. (Nienstedt ym. 2009.)

3.1.1 Kaksoiskantalihas (m. gastrocnemius)

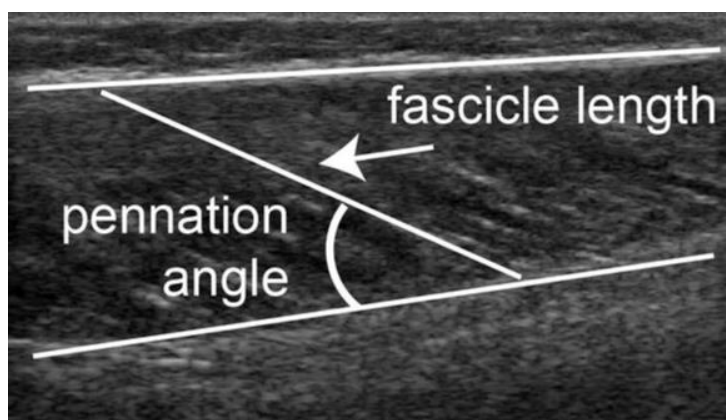
Kuvassa 3 esitetty kaksoiskantalihas on pohjelihaksista pinnallisin, sukkulamainen, kaksipäinen ja ulottuu polven takaosasta kantapäähän saakka. Pohkeen takaosan ylöspäin levenevä muoto aiheutuu kaksoiskantalihaksen mediaalisesta ja lateraalista osasta. Kaksoiskantalihaksen origot sijaitsevat reisiluun mediaalisen ja lateraalisen nivelnastan takaosissa. Kaksoiskantalihas kiinnittyy soleuksen kanssa akillesjätteen avulla kantaluun posterioriselle pinnalle muodostaen lihasten insertiokohdan.



Kuva 3. Kolmipäinen pohjelihas, johon kuuluu kaksoiskantalihas ja leveä kantalihas. Kuva muokattu lähteestä Volker 2018.

Kaksoiskantaliuksen sulkamaisissa lihaksissa lihassäikeet kulkevat viistosti aponeuroosin nähden. Lihaksen pennaatiokulma tarkoittaa lihaksen voimantuottosuunnan ja lihassyiden välistä kulmaa, kuten kuvassa 4 on esitetty. Kulma on siis lihassyiden ja aponeuroosin välinen kulma, joka vaikuttaa lihaksen toimintaan. Lihassyiden pituuksia ja pennaatiokulmaa voidaan tutkia ultraäänitutkimuksella, josta saadut kuvat analysoidaan siihen tarkoitettulla ohjelmistolla. (Zhou ym. 2012.)

Chincisan ym. (2015) toteavat, että pennaatiokulma on vahvasti yhteydessä lihaksen maksimivoimantuottoon ja liikealaan ja sen lisäksi kulma voi vaihdella saman lihaksen sisällä. Kun lihas supistuu, lihaksen pennaatiokulma suurenee supistumisen aikana (Zhou ym. 2012). Sulkamaisen lihaksen pennaatio mahdollistaa lyhyempiä lihassäikeitä, joita mahtuu paljon rinnakkain ja näin ollen ne vaikuttavat lihaksen poikkipinta-alaan (McArdle ym. 2015). Lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala siis kasvaa, vaikka anatominen poikkipinta-ala ei kasvaisi (Narici 1999).

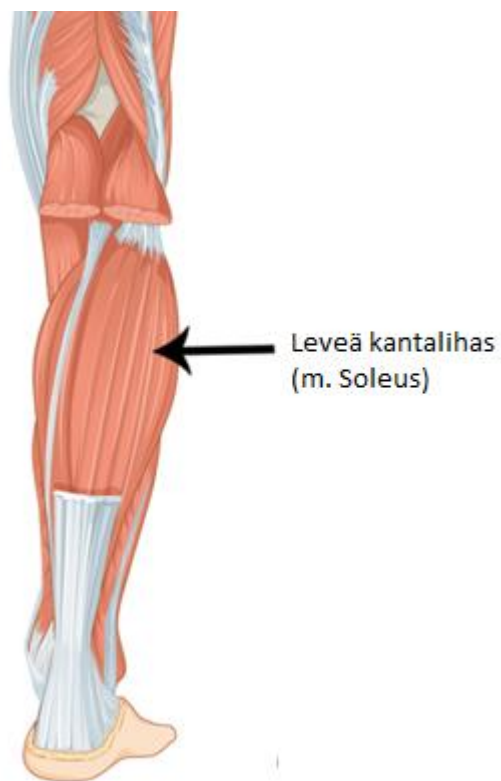


Kuva 4. Ultraäänikuvasta analysoitu pennaatiokulma ja lihassäikeen pituus (Baxter ym. 2018).

3.1.2 Leveä kantalihas (m. soleus)

Kuvassa 5 esitetty leveä kantalihas sijaitsee kaksoiskantaliuksen alapuolella ja takana. Se on litteä lihas, jonka päätehtävä on nilkkanivelen fleksio, varsinkin, kun polvi on koukistuneena. (McArdle ym. 2015, 358.) Leveän kantaliuksen origo lähtee tibian ja fibulan yläosasta, jonka vuoksi se ei osallistu polven koukistamiseen. Leveä kantalihas on vahva,

mutta hidas lihas. Inertiokohta on akillesjänteen avulla kantaluussa. Yleisesti leveän kantalihaksen pituus 3 – 10 cm. (Peltokallio 2003, 487.)



Kuva 5. Leveä kantalihas (m. soleus), joka sijaitsee kaksoiskantalihaksen takana. Kuva muokattu lähteestä Anatomyzone 2019.

4 AKILLESJÄNNEVAMMAT

Akillesjännevammat jaetaan eri luokkiin vamman laadusta ja vammakohdasta riippuen. Peritendiitti tarkoittaa jännettä ympäröivän kudoksen tulehdusta, tendiitti tarkoittaa jänteen tulehdusta, tendinoosi tarkoittaa jänteen rappeutumista, ruptuura tarkoittaa jänteen osittaista, tai täydellistä repeämää, inseriitti tarkoittaa jänteen kiinnitysalueen tulehdusta, sekä bursiitti, joka tarkoittaa limapussin tulehdusta. (Williams 1986, 114–135.) Tässä työssä tutkittiin koehenkilöitä, joilla oli akillesjänteen repeämä, eli ruptuura.

Kantaluun kiinnityskohdasta 3–5 cm ylöspäin akillesjanteessa on heikko verenkierto. Huonosta verenkierrosta johtuen alue tulehtuu ja haurastuu herkästi. Kyseisessä kohdassa myös jännesäikeet menevät eniten ristiin. Iän myötä akillesjänteen verenkierto heikkenee entisestään, jolloin akillesjänteen elastisuus kärsii. (Peltokallio 2003, 489–490.) Suurin osa vaurioista syntyy kyseiselle 3–5 cm alueelle (Fox ym. 1975). Akillesjänteen patologia, eli rakenteelliset muutokset, on luultavasti syynä jopa 50 % kaikista urheiluvammoista. (Freedman ym. 2014, 245). Muita suurimpia syitä akillesjänteen vammautumiselle ovat lihasten toistuvat kuormitukset, jonka vuoksi lihas väsyä, lyhenee ja menettää joustavuutta. Kyseisestä lihakseen kohdistuvasta kuormituksesta akillesjänteen kollageeni vaurioituu. (Walker ym. 2014.)

Nykyisin kasvava ylipaino ja liikalihavuus on tutkimuksissa yhdistetty suurempaan akillesjännevamman kehittymisriskiin. Keskivartalolihavuuden sekä veren korkean triglyseridipitoisuuden, alhaisen HDL-kolesterolipitoisuuden ja akillesjännetendinopatian välillä on myös löydetty tutkimuksissa yhteys. Myös runsaasta kehon rasvakudoksen määrästä johtuva krooninen tulehdus on yhteydessä jänteen hitaaseen paranemiseen. (Kozlovskaja ym. 2017.)

4.1 Akillesjännevammojen diagnosointi

Akillesjänteen repeämän diagnosointiin riittää useissa tapauksissa potilaskertomus ja kliiniset tutkimukset (Haapasalo ym. 2015). Yleisiä oireita ovat äkillisesti alkanut kipu ja turvotus nilkan posteriorisella puolella, kipu jalkaterää ylöspäin koukistettaessa, mahdottomuus varata painoa jalalle ja loppuponnistus normaalissa kävelyssä. Potilas kuvaa usein

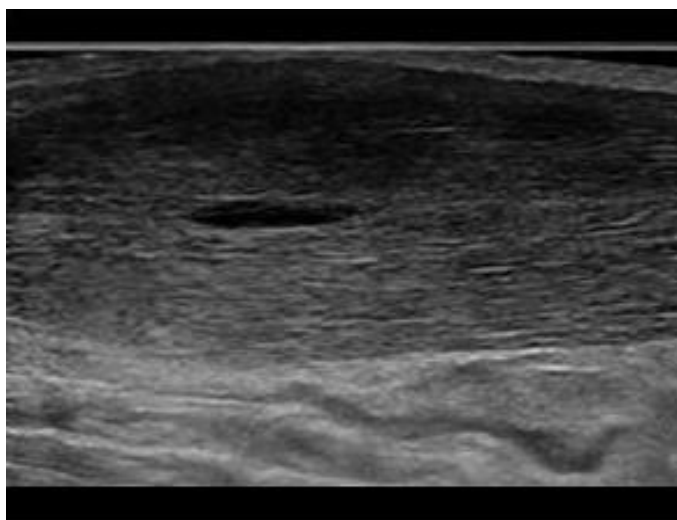
myös tunteneensa napsahduksen ja tuntemuksen, että jokin osui akillesjanteeseen. Joskus myös läsnäolijat kuulevat janteen katkeamisesta syntyvän äänen. Mahdollisia riskitekijöitä akillesjännevammoille ovat ikääntyminen, akillesjanteen tendinopatia, kortikosteroidien säännöllinen käyttö, mahdolliset steroidipistokset akillesjanteen läheisyyteen, fluorokinoloniantibioottien käyttö, edelliset leikkaukset akillesjanteelle, tai diabetes. (Kar ym. 2018.) Kliinisessä tutkimuksessa tutkitaan janteen yhtenäisyyttä, turvotusta ja jalkaterän ponnistusvoimaa. Epäselvissä tilanteissa diagnoosin varmistamiseksi käytössä on yleisimmin ultraäänitutkimus. Magneettikuvausta käytetään osittaisten, tai uusintarepeämien tutkimiseen. (Haapasalo ym. 2015.) Ultraääni- ja magneettikuvaustutkimuksia suositellaan käytettäväksi, kun halutaan tukea kliinisten tutkimusten diagnooseja, tai poissulkemaan muita lihasten ja luiden sairauksia (Khan & Cook 2000, 17 – 31).

4.2 Ultraääni- ja magneettitutkimus

Ultraääntä saadaan aikaan potilaan iholta ultraäänianturilla. Anturissa on pietsosähköinen kide, joka värähtelee siihen johdetun jännitteen mukaan. Syntyvä paineaalto etenee iholta kohti kudoksia. Kudoksissa etenevä ultraääniaaltopulssi heijastuu kudosten välisiltä rajapinnoilta takaisin anturiin. Äänen heijastuminen riippuu kudoksen ominaisuuksista ja heijastuvan paineen avulla saadaan tietokonenäytölle kuva halutusta kohdasta. (Saarakkala 2013.) Ultraäänitutkimus on turvallinen kuvantamismenetelmä, koska siinä ei käytetä ionisoivaa säteilyä. Korkeat ultraäänit heijastuvat kovista kudoksista kokonaan ja nesteestä hyvin vähän. Näytölle tuleva kuva on sitä tummempaa, mitä enemmän tutkittavassa kohdassa on nestettä. Tiivis kudos näkyy kuvassa valkoisena. (Mustajoki & Kaukua 2002.)

Kuvasta 6 nähdään selvästi akillesjanteen osittainen repeämä. Ultraäänitutkimus on lisääntynyt akillesjännevammojen tutkimuksissa, koska se on turvallinen, nopea ja edullinen tapa tutkia janteen rakennetta (Jozsa & Kannus 1997). Paavolan ym. (1998) tutkimuksessa vertailtiin 79 potilaan ultraäänilöydöksiä leikkauslöydöksiin. Osarepeämiä oli kaikista tutkimuksessa olleista potilaista 11 kappaletta, joista ultraäänellä havaittiin 8. Vääriä osarepeämädiagnooseja kaikista 79 potilaasta diagnosoitiin 5 kappaletta. Ultraäänien avulla nähtiin myös vamma paikka melko luotettavasti, mutta rappeuman erottelu osarepeämästä ei ollut yhtä luotettavaa. Paavola (2001) toteaa tutkimuksessaan, että ultraäänellä nähtävää janteen ympäriskudoksen vauriota voidaan pitää luotettavana, mutta

negatiivista löydöstä voidaan pitää epäluotettavana. Kyseisen tutkimuksen ultraäänilaitteet tehtiin 1990-luvulla noin 7,5 MHz:n antureilla. Nykyään akillesjänneiden kuvaamiseen voidaan käyttää korkeataajuisia, vähintään 12 MHz:n laitteita, jotka lisäävät ultraäänitutkimuksen tarkkuutta ja luotettavuutta.



Kuva 6. Ultraäänikuva osittaisesta akillesjännerepeämästä (sonografia.fi.)

Westlin ym. (2016) pohtivat tutkimuksessaan, voiko akillesjännerepeämien uusiutuvuutta arvioida ultraäänen avulla. Heidän mukaansa ultraäänitutkimus voisi olla hyödyllinen, kun arvioidaan uusintarepeämän ja mahdollisten haitallisen suurien vajavuuksien riskiä. Kyseisiä löydöksiä voidaankin tutkimuksen mukaan käyttää hyödyksi, kun arvioidaan eri hoitomahdollisuuksia.

Magneettikuvauksessa kuva muodostetaan kudoksesta tulevasta signaalista. Ihmisen molekyyileillä ja atomeilla on luontaisesti magneettisuutta, jota hyödynnetään magneettitutkimuksessa. Vetyatomien ydinten pyörimisliikkeen avulla jokaiselle vetyatomille syntyy pieni magneettikenttä. Kun ihminen on magneettikuvauslaitteen ulkoisessa magneettikentässä, vetyatomien ytimien magneettikentät muuttuvat samansuuntaiseksi ulkoisen magneettikentän kanssa. Suuntausta voidaan muuttaa ulkoisilla radioaalloilla. Palautuvien heikkojen radiosignaalien paikka sekä ominaisuudet mitataan ja niiden avulla tietokone rakentaa magneettikuvat. (Mustajoki & Kaukua 2008.)

Magneettikuvausta pidetään jänteen patologian kuvantamisen ”kultaisena standardina” (Sandmeier & Renström 1997, 96 – 106). Normaali akillesjänne näkyy kuvissa yleensä tummana. Magneettitutkimuksen avulla kipuilevaan akillesjänteeseen voidaan löytää paksuuntunut peritendinous fluid, ödeemaa, jänteen paksuuntumaa, tai jänteen kudoksen vaurioita. (Kader ym. 2002.)

4.3 Operatiivinen- ja konservatiivinen hoitomenetelmä

Akillesjännerepeämiä voidaan hoitaa joko konservatiivisella tai operatiivisella menetelmällä (Doral ym. 2010). Akillesjännerepeämän tehokkain hoitomenetelmä on ollut väitelynäiheena jo vuosikausia. Aiemmin konservatiivinen hoito on perustunut kipsaukseen, liikkumattomuuteen eikä jalalle ole saanut varata painoa ja hoitotulokset olivat huonoja leikkaushoitoon verrattuna. Suurimpia riskejä konservatiiviselle hoitomuodolle olivat korkeampi uudelleenrepeämisen riski, kun taas leikkaushoidolla oli suuret tulehdusriskit, sekä haavan ja hermojen komplikaatoriskit. Konservatiivisen hoidon jälkeiset uusintarepeämät olivat 10 – 12 % ja leikkauksella tehtyjen korjauksien jälkeen vain 3 %. Nykyisin konservatiivisessa hoidossa käytetään aktiivisempaa hoitoa ja jalalle voi astua ja sitä voi liikuttaa varhaisessa vaiheessa. Aktiivisemmän konservatiivisen hoidon tuomien hyvien hoitomuotojen myötä leikkaushoidon valinta ei ole enää yhtä selvä akillesjänteen osarepeämän hoitomuotona. (Kar ym. 2018.)

Syitä operatiiviseen hoitoon on mm. akillesjänteen repeämä, jossa on avohaava. Operatiivinen hoito suositeltavaa myös silloin, kun revenneiden jänneiden päiden väli on yli 1 cm toisistaan nilkan ollessa plantaarifleksiossa. Operatiivista hoitoa suositellaan myös huippu-urheilijoille ja nuorille potilaille. Vasta-aiheita leikkaukselle ovat esimerkiksi diabetes, tupakointi, steroidien käyttö, perifeeriset verenkiertosairaudet ja ihon infektiot. (Kar ym. 2018.)

Nykyisillä leikkaustavoilla pyritään olemaan mahdollisimman vähäinvasiivisia, jolloin pehmytkudosten komplikaatoriskit vähenevät. Yleisimmin käytettäviä leikkaustekniikoita ovat ”Achillon System” ja Percutaneous Achilles Repair System (PARS). Operatiivisen hoidon etuna on mm. uusintarepeämien pieni riski, mutta leikkausoperaatiolla on

myös useita leikkauksen jälkeisiä komplikaatioriskejä, kuten haavan tulehtuminen. (Khan & Carey, 2010.)

Suomessa ja Ruotsissa on tehty useita tutkimuksia aktiivisen konservatiivisen hoidon puolesta. Toiminnallisen hoitomuodon on todettu olevan tehokas parantamaan vammautuneen akillesjänteen mekaanisia ominaisuuksia. (Huttunen ym. 2014.) Esimerkiksi pohjoismaissa leikkaushoitoa on pidetty aikaisemmin parhaana hoitomenetelmänä osittaisille akillesjännerepeämille, mutta useat tutkimukset ovat antaneet aktiiviselle konservatiiviselle hoitomuodolle positiivista huomiota ja kyseenalaistaneet leikkaushoidon hyötyjen määrän (Barfod ym. 2013).

Erilaisille hoitomenetelmille on usein yhteistä aikainen liike ortoosin avulla, jonka avulla voidaan muuttaa nilkan kulmaa 30° , 15° ja 0° , kuten kuvassa 7 nähdään. Ortoosia suositellaan käyttämään perinteisen kipsauksen tilalla ja myös painon varaaminen vammajalalle aloitetaan aikaisessa vaiheessa. Kliinisten testien perusteella aikaisin aloitettu mekaaninen kuormitus parantaa akillesjännerepeämän hoitotuloksia. (Lantto ym. 2016.) RCT (Randomised controlled trial) tutkimuksissaan Wallace ym. (2011) totesivat, että toiminnallinen konservatiivinen hoito ja aikainen painon varaaminen vammajalalle vähentää uusintarepeämän riskiä lähes samalle tasolle kuin leikkaushoidolla.



Kuva 7. VACOped ortoosi 30° -, 15° - ja 0° -kulmilla (Kar ym. 2018).

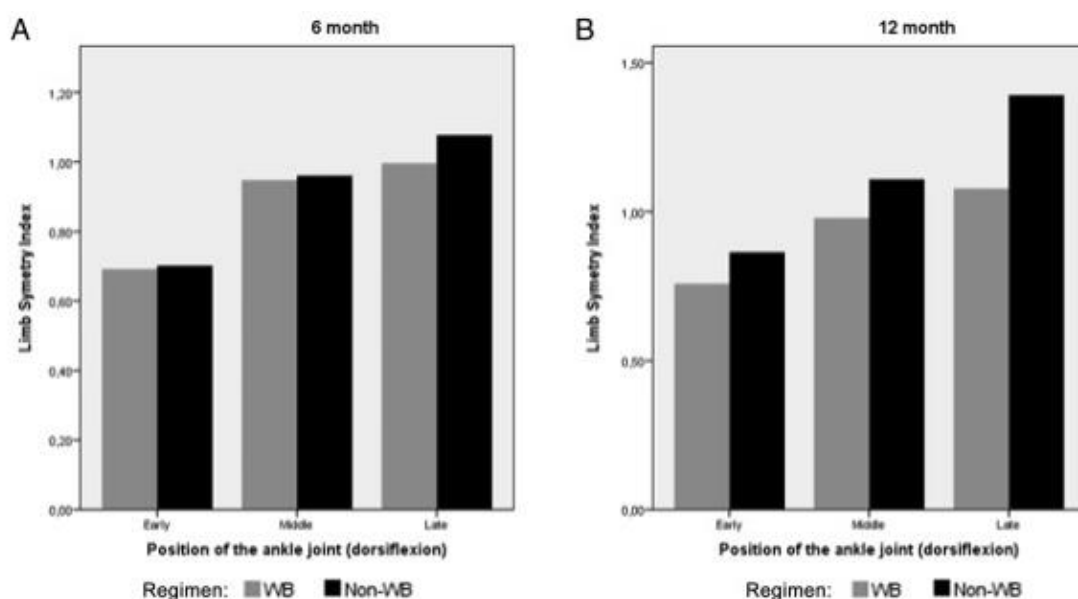
Konservatiivinen hoito on mahdollista, koska akillesjänteen repeytyessä jännetuppikudoksen sisään vuotaa hematoomaa, joka muuntuu kuukausien kuluessa arveksi. Arpi vahvistuu, kun mobilisaatio aloitetaan varhaisessa vaiheessa. Konservatiivinen hoito on aloitettava mahdollisimman aikaisin, mieluiten viikon sisällä vammasta. Toiminnallisessa hoidossa painonvaraus aloitetaan hiljalleen painoa lisäten. Ortoosi poistetaan päivittäin ja nilkkaan harjoitetaan koukistusta ja ojennusta ilman kuormaa. Ortoosia käytetään 6 – 8 viikkoa. Nilkkanivelen kulmaan vaikuttavaa kantakoroketta suositellaan käytettäväksi vielä kuukauden ajan ortoosin poistamisesta. Ortoosin poistamisen jälkeen aloitetaan fysioterapia ja liikuntaharrastuksiin suositellaan palaamaan, kun vammautuneen nilkan toiminta on lähes sama kuin terveellä nilkalla. Jänteen repeämän uusiutumisen riski on suurimmillaan 3 – 5 kuukautta hoidon aloittamisesta. (Mattila 2015.)

Weisskirchner-Barford ym. (2015) tutkivat aikaisen painonvaraamisen vaikutuksia konservatiivisesti hoidettujen akillesjännerepeämien kuntoutumiseen. Tutkimuksessa verrattiin lihas-jännekompleksin biomekaanisia ominaisuuksia, kun vammajalalle varattiin painoa joko päivä vamman sattumishetken jälkeen (WB-ryhmä), tai vasta 6 viikkoa vamman jälkeen (non-WB-ryhmä). Tutkimuksessa vertailukohtana käytettiin myös koehenkilön tervettä jalkaa. Koehenkilöiden molemmista jaloista mitattiin passiivista vääntövoimaa 20-asteen dorsifleksiossa, jäykkyyttä venytyksessä sekä MVC. (Weisskirchner-Barod ym 2015.)

Plantaarifleksoreiden jäykkyys mitattiin symmetriaindeksin (LSI) avulla kuvan 8 mukaisesti ja suurin tilastollisesti merkitsevä ero oli non-WB ryhmän jäykkyyden kasvu dorsifleksion loppuvaiheessa 6:sta kuukaudesta 12 kuukauteen. Lihas-jännekompleksin lisääntynyt jäykkyys saattaa johtua hoitovaiheen liikkumattomuudesta, joka lisää ympäröivän sidekudoksen jäykistymistä. (Weisskirchner-Barod ym 2015.)

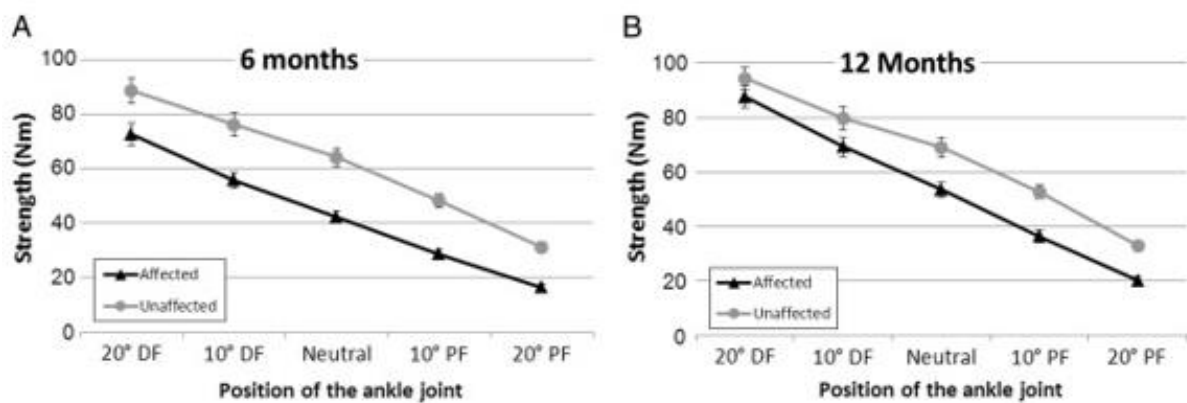
Myös jäykkyydestä ja jänteen energianvarastointikyvyn heikkenemisestä johtuen koehenkilöiden venymis-lyhenemissyklus (SSC) heikkeni. SSC:n heikkeneminen vaikuttaa suuresti fyysisiin suorituksiin esimerkiksi loikissa. Dorsifleksion alun heikentynyt jäykkyys ja relaksaation lisääntyminen voivat vaikuttaa merkittävästi myös kävelyn ja juoksemisen koordinaatioon. (Weisskirchner-Barod ym 2015.) Bresselin ym (2004) mukaan

akillesjännerepeämässä johtuvat jäykkyyden ja relaksaation muutokset korreloivat molempien jalkojen akillesjänteen asentoaistien (proprioception) heikkenemiseen. Mikäli jäykkyydet ja energianvarastointikyky eivät ole normalisoituneet 12 kuukauden kuluttua vammasta, olisi syytä tutkia käytetyn hoidon ja kuntoutuksen tehokkuutta.



Kuva 8. Nilkan plantaarifleksion lihas-jännekompleksin jäykkyys symmetriaindeksin (LSI) avulla esitettyä 6- ja 12 kuukauden kohdalla. Aikainen painonvaraus (WB) ja myöhäinen painonvaraus (non-WB). Jäykkyys mitattuna dorsifleksioon venytettynä, aikaisessa-, keski-, ja myöhäisessä vaiheessa. (Weisskirchner-Barod ym 2015.)

Kuvassa 9 on esitetty Heikkisen (2017) tekemän väitöstyön tuloksia terveen- ja vammajalan MVC (Nm) 6- ja 12 kuukauden kohdalla vammahetkestä. Kuten kuvasta nähdään, vammajalan MVC jää heikommaksi kaikilla mitatuilla kulmilla, mutta 12 kuukauden kohdalla ero on kaventunut varsinkin neutraalissa asennossa ja dorsifleksiossa testatuissa kulmissa.



Kuva 9. Vamma- ja terveen jalan MVC eri nilkan kulmilla 6- ja 12 kuukauden kohdalla (Heikkinen 2017).

4.4 Konservatiivisen- ja operatiivisen hoitomenetelmän vertailu

Konservatiivisen- ja operatiivisen hoitomenetelmän eroista on useita eri tutkimuksia. Soroceanu ym. (2012) tutkivat meta-analyysissään kymmentä satunnaista kontrolloitua koetta (RCT) ja huomasivat, että ajoissa aloitetulla aktiivisella kuntouttamisella, sekä konservatiivisen hoidon että leikkauksen jälkeen uusintarepeämän riskit ovat yhtä suuret. Muiden riskien mahdollisuus oli leikkaushoidolla 15,8 % suurempi kuin konservatiivisella hoidolla. Meta-analyysin mukaan pohkeen ympäröivissä voimissa tai toiminnallisissa ominaisuuksissa ei ollut merkitsevää eroa kyseisten kahden hoitomuodon välillä. Leikkaushoitomuodon avulla potilaat pääsivät kuitenkin työelämään keskimäärin 19 päivää aikaisemmin. (Soroceanu ym. 2012.)

Nilsson-Helanderin ym. (2010) RCT-tutkimuksessa 97 potilaan akuuttia akillesjännerepeämää hoidettiin joko leikkauksella, tai konservatiivisesti. Yhteistä molemmissa hoitomenetelmissä oli aikainen mobilisointi ja identtiset kuntoutusohjelmat. Eri hoitomuotojen välillä ei ollut merkitsevää eroa, kun verrattiin akillesjänteen totaali ruptuura pisteitä (ATRS) 6 ja 12 kuukauden kohdalla. ATRS pisteytys perustuu kyselyyn, jossa kysymykset koskevat mahdollisiin vamman jälkeisiin rajoituksiin liikkumisessa, tai harjoittelussa. Pisteytys on sitä korkeampi, mitä enemmän potilas tuntee tiettyjen rajoitusten haittaavaan toimintaa. Leikkaushoidolla oli paremmat tulokset tietyissä lihasten toimintatesteissä kuuden kuukauden kohdalla, kuin konservatiivisesti hoidetuilla potilailla. 12 kuukautta

vamman jälkeen hoitomenetelmissä ainut merkitsevä ero tuli kantapäille nousussa, jossa leikkaushoidetut potilaat pärjäsivät paremmin. (Nilsson-Helander ym. 2010.)

Olsson ym. (2013) totesivat 100 potilaan RCT-tutkimuksessaan, että leikkaushoidon avulla pudotushyppy- ja hyppytesteissä oli suuri merkitsevä ero verrattuna konservatiiviseen hoitoon. Fyysisessä aktiivisuudessa ja normaalin elämän laadussa ei kuitenkaan ollut merkitsevää eroa kyseisten hoitomuotojen välillä.

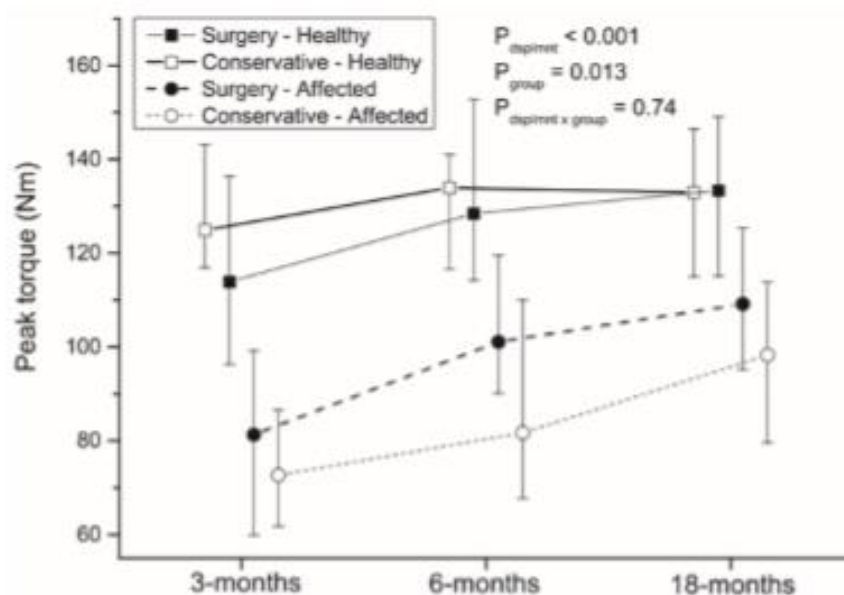
Lantto ym. (2016) toivat 60 akillesjännepotilaan tutkimuksessaan ilmi, että konservatiivisella- ja leikkaushoitomenetelmällä saadaan vastaavat pisteytykset, kun testataan akillesjänneen suorituskykyä. Pohjelihasten voimantuotto paranee kuitenkin nopeammin koko nilkkanivelen liikelaajuudelta, ollen 10 – 18 % vahvempi leikkaushoidolla, kun vammasta on kulunut 18 kuukautta. He päättelivät tutkimuksen avulla, että leikkaushoidolla voidaan parantaa myös fyysistä toimintakykyä ja kivuttomampaa elämänlaatua verrattuna konservatiiviseen hoitoon. Kyseisten tutkimuksien perusteella iskuttavaa ja nopeaa toimintakykyä vaativissa suorituksissa leikkaushoito on parempi vaihtoehto ja siksi urheilijoille yleensä suositellaankin akillesjännerepeämien hoitoa leikkauksella.

Brorsson ym. (2018) tekivät akillesjännepotilaille pitkäaikaisen seurannan, joka kesti 7 vuotta. Tutkimuksessa kävi ilmi, että pohjelihasten kestävyudessa ja voimantuotossa oli vajavuuksia pitkänkin ajan jälkeen molemmilla hoitomuodoilla. Tutkimuksessa todettiin myös, ettei pohjelihaksen toimintakyvyn kehittymisessä ollut suurta parannusta 2 vuoden seurannan jälkeen. Tutkimuksen perusteella voidaankin todeta, ettei akillesjännerepeämien jälkeen pohkeiden suoritustasoa saada palautumaan samalle tasolle, kuin se oli ennen vammaa.

Heikkinen (2017) vertaili tutkimuksessaan sekä leikkauksella että konservatiivisesti hoidettuja koehenkilöitä, joiden vammasta oli kulunut 3 kuukautta. 3 kuukauden kohdalla ei hoitomenetelmien välillä ollut suuria eroja, kun verrattiin lihasten tilavuuden ja rasvan määrän vähenemistä. 18 kuukauden kohdalla keskimääräinen ero terve- ja vammajalan leveän kantalihaksen (soleus) kohdalla oli $83,2 \text{ cm}^3$ (17,7 %) leikkauksen jälkeen ja $115,5 \text{ cm}^3$ (24,8 %) konservatiivisen hoidon jälkeen, joten keskimääräisten lukemien ero li $33,1 \text{ cm}^3$. Hoitomenetelmien välillä ei ollut suuria eroja, kun mitattiin muita lihasryhmiä.

3–18 kuukauden välillä isonvarpaan pitkässä koukistajassa (FHL) ja syvissä koukistajissa havaittiin kompensoinnista johtuvaa hypertrofiaa. Konservatiivisesti hoidetuilla koehenkilöillä keskimääräinen ero terve- ja vammajalan FHL:ssa oli $-9,3 \text{ cm}^3$ (12%) ja leikkauksella hoidetuilla koehenkilöillä $-8,4 \text{ cm}^3$ (10%) ($P \leq .001$). 18 kuukautta vammasta akillesjänteen pituus oli keskimäärin 1,9 cm pidempi koehenkilöillä, joita oli hoidettu konservatiivisesti. Pohkeen voimantuotto oli 18 kuukauden kohdalla leikatuilla koehenkilöillä 10 – 18 % suurempi kuin konservatiivisesti hoidetuilla koehenkilöillä. Pohjelihas-voimanpuute isokineettisissä testeissä koko nilkkanivelen liikeradalla korreloi hyvin soleuslihaksen atrofian kanssa ($\rho = 0.449-0.611$; $P < .001$). (Heikkinen 2017.)

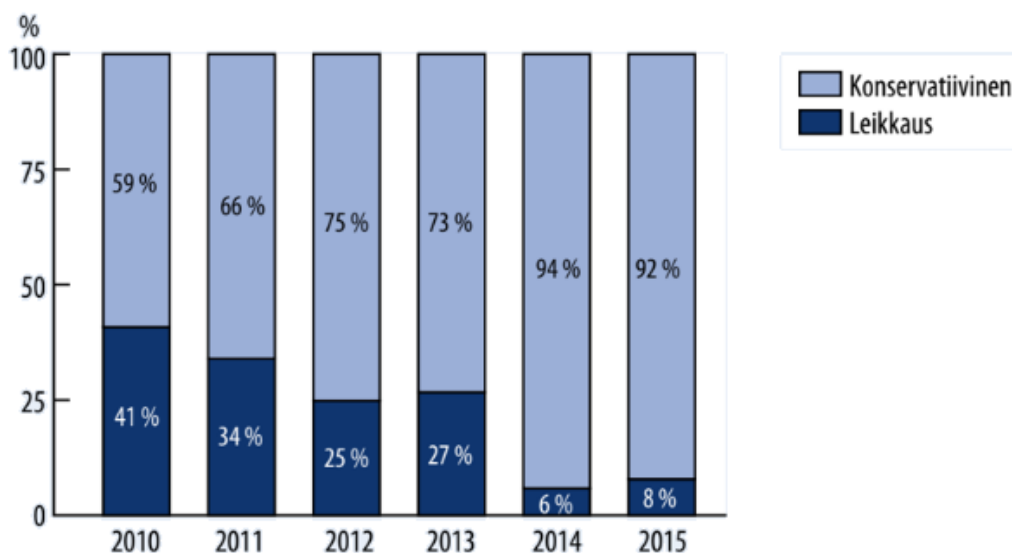
Kuvassa 10 on esitetty plantaarifleksion huippuvääntövoima (Nm) konservatiivisesti ja leikkauksella hoidetuilla koehenkilöillä. 3 kuukauden kohdalla molempien ryhmien voimat olivat lähes tasavertaisia, mutta 6 kuukauden kohdalla leikkauksella hoidettujen koehenkilöiden voimat olivat palautuneet huomattavasti enemmän ja ero oli 24 % konservatiivisesti hoidettuihin koehenkilöihin. Ero keskiarvojen välillä oli 14,8 Nm, 95 % CI: 2,7–29,9, $P = 0,017$. 18 kuukauden kohdalla ero typistyi koeryhmien välillä 14 %:n, jolloin leikkauksella hoidettujen koehenkilöiden huipun keskiarvo oli 110,3 Nm ja konservatiivisen hoidon ryhmällä 96,5 Nm. (Heikkinen 2017, 65.)



Kuva 10. Plantaarifleksio konservatiivinen hoito vs. leikkaushoito (Heikkinen 2017).

Tutkimuksien perusteella akillesjänteen repeämää konservatiivisesti hoidetuilla koehenkilöillä oli suurempaa kaksoiskantalihaksen atrofiaa, sekä akillesjänteen pituus oli keskimäärin 1,9 cm pidempi, kuin leikatuilla koehenkilöillä. Kyseiset erot muutoksissa selittävät osittain pohjelihasten voimaerot, jotka olivat 10 – 18 % suuremmat leikatuilla koehenkilöillä. (Heikkinen ym. 2017.)

Reito ym. (2017) totesivat Keski-Suomen keskussairaalan hoitomenetelmien muuttuneen vuosina 2010-2015 yhä enemmän konservatiiviseksi, koska hoitomenetelmiä vertailevien meta-analyysien mukaan oikein toteutetulla konservatiivisella hoidolla saavutetaan leikkausta vastaava lopputulos. Kuten kuvasta 11 nähdään, konservatiivisen hoitomenetelmän yleisyys on kasvanut KSSHP:n sairaalassa huomattavasti viiden vuoden tarkasteluaikana. Tutkimuksen mukaan yleisin hoitoa mahdollisesti vaativa komplikaatio on laskimotukos ja alle 10 % konservatiivisesti hoidetuista potilaista joudutaan lopulta leikkaamaan. Konservatiivisen hoidon jälkeinen leikkaus johtuu yleisimmin repeämän uusiutumisesta, jonka riski on suurin heti ortoosihoidon jälkeen. Reito ym. (2017) toteavat konservatiivisen hoidon olevan turvallista ja epäonnistuvan harvoin. Sairaalan keskittyminen konservatiivisiin hoitomenetelmiin tukee myös yleistä näkemystä.



Kuva 11. KSSHP:n hoitomenetelmien vertailu akuuteissa akillesjännerepeämissä (Reito ym. 2017).

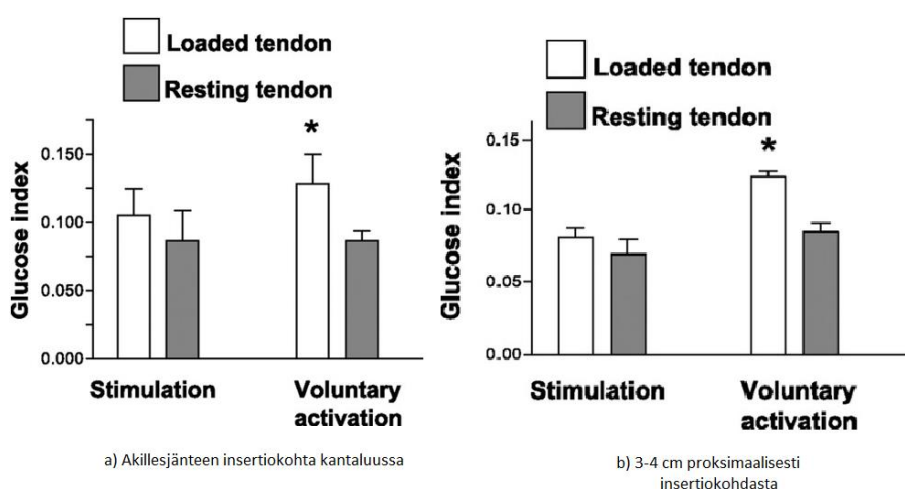
Bressel & McNair (2001) tutkivat terveen- ja vammajalan ominaisuuksien biomekaanisia eroja. Tutkittaville oli tehty joko operatiivinen-, tai konservatiivinen hoito. Tutkimuksen tuloksissa todettiin, ettei jalkojen jäykkyydessä ja viskoelastisissa ominaisuuksissa ollut merkitseviä eroja. Terveen jalan pohkeen ympäröimä ja plantaarifleksion isometrinen maksimivoima olivat suurempia kuin vammautuneella jalalla. Isometrinen maksimivoima oli tutkimuksen mukaan 16 % suurempi terveessä jalassa. Vammat olivat sattuneet keskimäärin 6,48 vuotta (+/-7,17) ennen tutkimusta.

4.5 Fyysinen aktiivisuus ja sen vaikutus kuntoutumisessa

Yleisesti fyysistä aktiivisuutta on mikä tahansa lihasten aiheuttama liike, joka johtaa energian kulutuksen lisääntymiseen. Keskeisin tekijä on siis liikkeen aiheuttamasta lihasten supistumisesta johtuva energian kulutus. (Fogelholm ym. 2005, 20.) Fyysinen aktiivisuus sisältää kaikki kehon toiminnot, jotka aiheuttavat energian kulumista. Pelkästään perusaineenvaihdunta kuluttaa noin 50 – 70 % koko energiasta ja lämmön tuottamiseen kuluu noin 7 – 10 % koko energiankulutuksesta. Muu energiankulutus johtuu liikunnasta, joka on suurin muuttuva tekijä energiankulutuksesta. Liikunta on suunniteltuja ja toistuvia kehon liikkeitä, joiden avulla pyritään parantamaan, tai ylläpitämään fyysistä kuntoa. (Mikkola 2011, 32.)

Perinteisesti jänteiden aineenvaihduntaa on pidetty melko rajallisena toimintana. Bojsen-Moller ym. (2006) totesivat, että uusilla tutkimuksilla on huomattu jänteiden glukoosin otton paranevan lihassupistusta aiheuttavilla kuormituksilla, joka puolestaan tarkoittaisi jänteiden aineenvaihdunnan kiihtymistä. Akillesjännettä kuormitettiin plantaarifleksioon 655 ± 89 N voimalla, joka oli noin 13 % MVC:sta. Sähköinen stimulaatio vastasi noin 75 ± 14 N voimaa, joka oli noin 2 % MVC:sta. Tutkimuksen tulokset voidaan nähdä kuvasta 12. Akillesjänteen glukoosin ottoa tutkittiin sekä insertiokohdasta kantaluun posteriorisella puolella että 3 – 4 cm proksimaalisesti insertiokohdasta. Akillesjänteen verenkierto on heikointa juuri 3 – 4 cm proksimaalisesti insertiokohdasta ja useimmat repeämät sattuvat kyseiselle alueelle. Akillesjännettä kuvattiin PET-kuvauksella (Positron emission tomography), jonka avulla saadaan kolmiulotteinen kuvaus glukoosin otosta. PET-kuvaus on mahdollisimman vähäinvasiivinen kudosten aineenvaihdunnan tutkimusmenetelmä. Kuten kuvasta 12 nähdään, akillesjännettä kuormittamalla jänteen

glukoosin otto kiihtyy merkitsevästi verrattuna levossa olevaan jänteeeseen. Kantaluun alueella glukoosin otto indeksi tahdonalaisella supistuksella ja levossa oli 0.13 ± 0.05 vs. 0.09 ± 0.02 ; $P < 0.05$. Vapaan janteen kohdalla erot tahdonalaisen supistuksen ja levossa olevan janteen välillä olivat 0.12 ± 0.01 vs. 0.08 ± 0.02 ; $P < 0.05$. Glukoosin oton kiihtymisestä voitiin myös päätellä janteen aineenvaihdunnan paranevan. Sähköstimulaatiolla ei glukoosin otto kasvanut merkitsevästi levossa olevaan jänteeeseen verrattuna.



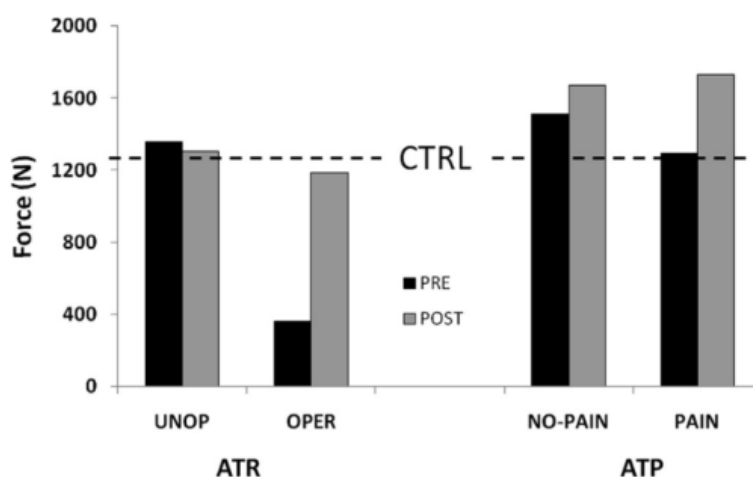
Kuva 12. Akillesjanteen glukoosin otto tahdonalaisella kuormituksella sekä sähköisellä stimulaatiolla. Mittaukset tehty a) akillesjanteen insertiokohdasta kantaluussa ja b) 3-4 cm proksimaalisesti insertiokohdasta. Kuva muokattu lähteestä Bojsen-Møller ym. 2006.

Lihaksen ja janteen glukoosin ottoa tutkittiin myös Masood ym. (2016) tutkimuksessa, jossa kuntouttamismetodina käytettiin eksentrisiä liikkeitä. Tapaustutkimuksessa koehenkilön akillesjännerepeämä oli hoidettu leikkaamalla, mutta kuntoutusmetodia voidaan yhtä hyvin käyttää hyväksi myös konservatiivisessa hoidossa. Tutkimuksessa verrattiin sekä vamma- että tervettä jalkaa, kontrollina oli terve koehenkilö ja akillesjännekipua (tulehdus) tunteva koehenkilö. (Masood ym. 2016.)

Akillesjännerepeämän jälkeen vammajalan voimantuotto oli vielä 3 kuukauden jälkeen heikko ja glukoosin otto moninkertainen sekä pohjelihaksissa että akillesjanteessä, verrattuna terveisiin jalkoihin. Korkea glukoosin otto luultavasti liittyi sekä parantumisesta

että tulehduksellisista syistä suurempaan aineenvaihduntaan, jolloin jalassa havaittiin huomattavasti suurempaa aineenvaihduntaa, kuin koehenkilöiden terveissä jaloissa. Parantumisen ja kuntoutuksen edetessä glukoosin otto putosi vammajalassa noin kolmasosaan alkuperäisestä, mutta glukoosin otto pysyi silti lähes nelinkertaisen verrattuna terveeseen akillesjäteeseen, tai kontrollihenkilön akillesjäteeseen ja kaksinkertaisena verrattuna kipuilevaan akillesjäteeseen. Syynä korkeaksi jääneeseen glukoosin ottoon epäiltiin joko sitkeää tulehduksellista tilaa, tai normaalia fysiologista paranemisprosessia. (Masood ym. 2016.)

Masood ym. (2016) tutkimuksessa tarkasteltiin myös muutoksia voimatuotossa kuvan 13 mukaisesti. Ennen 5 kk:n mittaista kuntoutusjaksoa operoimattoman (unop) jalan plantaarifleksiovoima oli 73 % suurempi kuin operoidulla jalalla (oper). Kontrolliryhmän (CTRL) voimat olivat samalla tasolla kuin operoimattomilla. Akillesjänteen tulehduspotilailla (PAIN) voimatasot kasvoivat yli 35 % kuntoutusjakson aikana. Kivuttomalla ryhmällä voimat kasvoivat vähemmän. Tutkimuksen perusteella fyysisesti aktiivinen eksentrisen voimaharjoittelu parantaa plantaarifleksiota akillesjänteen vammoissa.



Kuva 13. Plantaarifleksion MVC ennen (pre) ja jälkeen (post) kuntoutuksen. Operoitu- (oper), operoimaton jalka (unop) voimat ennen ja jälkeen 5 kk eksentrisen kuntoutuksen. Kivuton (no-pain) ja kipuileva (pain) jalka ennen ja jälkeen 12 kk eksentrisen kuntoutuksen. Katkoviivoilla terveen kontrollin (CTRL) voimat. (Masood ym. 2016.)

4.6 Fyysisen aktiivisuuden mittaaminen

Fyysistä aktiivisuutta voidaan mitata sekä subjektiivisesti että objektiivisesti. Fyysisen aktiivisuuden mittaaminen täytyy olla luotettavaa, eikä ole täysin selvää mikä olisi paras tapa mitata fyysistä aktiivisuutta. (Falck ym. 2015.) Usein mittaustavan määrittämiseen vaikuttavat esimerkiksi tutkimuksen tavoite, haluttu lopputulos, käytössä olevan mittarin tarkoituksenmukaisuus ja saatavilla olevat resurssit (Strath ym. 2013). Epäsuoria mittaus-tapoja ovat esimerkiksi erilaiset kyselylomakkeet ja aktiivisuuspäiväkirjat. Suoria mit-taustapoja ovat kalorimetria, kiihtyvyyssmittari, sykemittaus, sykemittarin ja kiihtyvyyss-mittarin yhdistelmät ja askelmittarit. (Skender ym. 2016.) Epäsuorat subjektiiviset mit-taukset ovat Falckin ym (2015) mukaan melko epäluotettavia, joten suoria objektiivisia mittauksia suositellaan luotettavuuden ja tarkkuuden vuoksi. Harris ym. (2009) suositte-levat kuitenkin sekä subjektiivisen että objektiivisen mittauksen yhteiskäyttöä, jolloin lii-kuntapäiväkirjan avulla saadaan tietoa aktiviteeteista, jotka eivät tule esille objektiivisella mittauksella. Monet mittarit eivät kestä vettä, joten esimerkiksi uintiharjoitus ei näy ak-tiivisuusmittareiden tiedoissa (Skender ym. 2016).

Kiihtyvyyssmittarit ovat usein käytössä, kun arvioidaan fyysistä aktiivisuutta (Vähä-Ypyä ym. 2015). Kiihtyvyyssmittari on hyvä objektiivinen tapa mitata fyysistä aktiivisuutta (Skender ym. 2016). Kiihtyvyyssmittarin avulla mitataan liikkeen tyyppiä, kestoja ja sen intensiteettiä (Bonomi ym. 2009). Kiihtyvyyssmittarin heikkoutena voidaan pitää mittarin kykyä tunnistaa aktiivisuuksia, joita tehdään lähes paikallaan ollessa, kuten monet kun-tosaliharjoittelun liikkeet ja kuntopyöräily. Kiihtyvyyssmittarin mittausajalle, tai mittarin paikalle ei ole standardeja määrityksiä, mutta suositeltu mittausaika on seitsemän päivää, jolloin mittauksen aikana saadaan tietoa fyysisestä aktiivisuudesta sekä työ- että vapaa-päivänä. (Skender ym. 2016.)

Kiihtyvyyssmittarin datan tyyppiä ja analysointia käsitellään tarkemmin kappaleessa 6.4 Fyysinen aktiivisuus.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää fyysisen aktiivisuuden yhteyttä anatomisiin muutoksiin ja jalkojen bilateraaliseseen voimaeroon konservatiivisesti hoidettujen akillesjänne-repeämien kuntoutumisessa. Tutkimuksessa verrattiin vamma- ja terveen jalan plantaarifleksion bilateraalisesta voimaeron palautumista 12 kk vamman jälkeen. Kiihtyvyyssanturin avulla seurattiin koehenkilöiden fyysistä aktiivisuutta. Kiihtyvyyssmittareilla saadun datan avulla tutkittiin fyysisen aktiivisuuden ja jalkojen välisen bilateraalisesta voimaeron yhteyttä. Ultraäänikuvantamisella tutkittiin myös terveen- ja vammajalan akillesjänteen paksuuden, leveän kantalihaksen, sekä sisemmän- ja ulomman kaksoiskantalihaksen poikkipinta-alan eroja.

Tutkimuskysymyksiä olivat:

1. Onko fyysisellä aktiivisuudella yhteys terveen- ja vammajalan väliseen bilateraaliseseen voimaeroon (BSA)?

Hypoteesi: Fyysisen aktiivisuuden lisääminen vähentää jalkojen välistä bilateraalista voimaeroa. Tutkimuksien mukaan kuormituksen avulla saadaan parannettua jänteen aineenvaihduntaa, joka puolestaan nopeuttaa paranemisprosessia (Bojsen-Moller ym. 2006).

Bressel & McNair (2001) mukaan terveen jalan isometrinen voima oli keskimäärin 17 % vammajalan voimaa suurempi, kun vammasta oli kulunut yli 2 vuotta.

2. Vaikuttaako fyysinen aktiivisuus terveen- ja vammajalan välisiin anatomisiin eroihin, kuten akillesjänteen paksuuteen, osajänteiden pituuksiin ja plantaarifleksoreiden poikkipinta-aloihin?

Hypoteesi: Koska fyysinen aktiivisuus vaikuttaa paranemisprosessiin esimerkiksi Bojsen-Mollerin ym. (2006) tutkimuksen mukaan, voidaan olet-

taa, että lihasten poikkipinta-alojen erot pienenevät. Kar ym. (2018) mukaan nopeasti aloitettu aktiivinen kuntouttaminen saa aikaan positiivisia tuloksia konservatiivisesti hoidettujen akillesjännerepeämien paranemisessa, pohkeen ympärysmittassa, voimissa ja toiminnallisissa ominaisuuksissa.

3. Vaikuttaako terveen- ja vammajalan anatomiset erot jalkojen väliseen bilateraaliseen voimaeroon (BSA)?

Hypoteesi: Jalkojen väliset anatomiset erot vaikuttavat terveen- ja vammajalan väliseen bilateraaliseen voimaeroon. Heikkinen (2017) totesi tutkimuksessaan soleuslihaksen atrofian ja plantaarifleksion voimantuoton välillä olevan merkitsevä yhteys.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämä pro gradu –tutkimus tehtiin osana Jyväskylän yliopiston Liikuntatieteellisen tiedekunnan ja Keski-Suomen sairaanhoitopiirin (KSSHP) yhteistä NoARK-tutkimusta. NoArk-tutkimuksella oli KSSHP:n eettisen toimikunnan puoltava lausunto. NoARK-tutkimus on noin 5 vuotta kestävä tutkimus, joka alkoi keväällä 2017. Arvion mukaan KSSHP:n alueella akillesjännevammapotilaita hoidetaan noin 60–70 vuoden aikana, joista suurimman osan oletettiin osallistuvan tutkimukseen. NoARK tutkimuksen tavoitteena oli mitata konservatiivisesti hoidettujen akillesjännevammapotilaiden paranemista 8 viikkoa, 6 kuukautta ja 12 kuukautta vamman jälkeen. Koehenkilöt ohjattiin biomekaaniseen osatutkimukseen KSSHP:n kautta. Koehenkilöitä saatiin tutkimukseen rekrytoitua riippuen siitä, kuinka paljon kyseisiä vammoja on sattunut KSSHP:n alueella. Tähän pro gradu –tutkimukseen mukaan otetut koehenkilöt olivat käyneet joko 8 viikon, 6 kk tai 12 kk mittauksissa kevään 2018 ja alkuvuoden 2019 aikana. Täten tämän tutkimuksen asetelma oli poikkileikkausasetelma, ei seurantatutkimus.

6.1 Koehenkilöiden valinta

Tutkimukseen valittiin 22 KSSHP:n alueella asuvaa koehenkilöä, joilla oli kliinisesti tuore akillesjänteen repeämä. Vamma oli tuore, jos vammasta oli kulunut alle 14 päivää. Vamman diagnostiikassa noudetettiin Chiodo ym. (2010) mukaista Amerikan Ortopediyhdistyksen hoitosuosittelusta. Positiiviseen diagnoosiin vaadittiin vähintään 2 / 4 löydöksestä, joita olivat:

- Thompsonin testissä nilkassa havaitaan vain marginaalinen, tai kokonaan puuttuva plantaarifleksio
- Akillesjännettä palpoitaessa havaitaan selkeä kuoppa
- Aktiivinen plantaarifleksion voima on heikko, tai liikettä ei ole ollenkaan
- Nilkan passiivinen dorsifleksion liikemäärä on selkeästi suurempi, kuin toisella puolella.

Muita kriteereitä olivat 18-vuoden ikä, Suomen kielen taito ja kyky ymmärtää ohjeistusta Suomen kielellä, sekä kyky kävellä yli 1000 m matka normaalisti ilman apuvälineitä.

Kaikki konservatiiviseen hoitoon ohjatut akillesjännevammapotilaat tulivat kipsin vaihtoon 2 viikon kohdalla. Kipsin vaihdon yhteydessä potilailta kysyttiin halukkuutta osallistua kliiniseen tutkimukseen ja biomekaaniseen osatutkimukseen. Kyselyn halukkuudesta osallistua tutkimukseen suoritti kipsimestari. Koehenkilöiden osallistuminen tutkimukseen perustui vapaaehtoisuuteen.

6.2 Mittausmenetelmät

Kipsinvaihdon yhteydessä potilas täytti esitietolomakkeen, RAND-36- elämänlaatukyselyn sekä Tegnerin ja UCLA-aktiiviteettikyselylomakkeet päivystyspoliklinikalla.

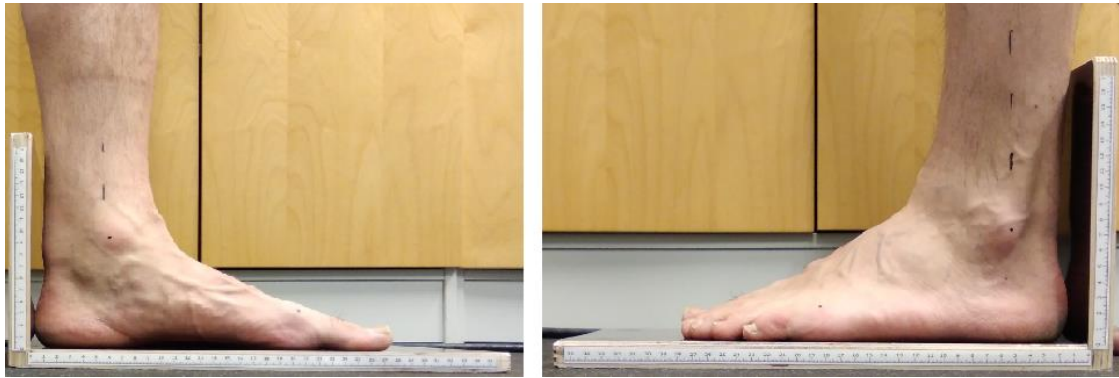
Ensimmäisten 8 viikon aikana mittaukset toteutettiin KSSHP:n päivystyspoliklinikalla ja 8 viikon kohdalla koehenkilöt saivat kutsun Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen biomekaniikan laboratoriolle.

Ennen kuin tutkittava saapui paikalle, tehtiin esivalmistelut liitteen 1 mukaisesti kohdat 1–3 ja 5–7. Myös tarvittavat mittausvälineet laitettiin esille, joita olivat mittanauha, goniometri, merkkaukset, EMG-elektrodit, teipit, viivain ja mittateline.

6.2.1 Anatomiset mittaukset

Aluksi koehenkilölle tehtiin anatomiset mittaukset kuvan 14 mukaisesti. Jalkojen ulkosivulle merkattiin 5. metatarsaali, lateraalisen malleolin uloin kohta ja fibulan proksimaalinen kyhmy. Vammajalkaan merkattiin vielä sisäosivulle mediaalisen malleolin uloin kohta, 1. metatarsaali ja tibian proksimaalinen kyhmy. Anatomisten merkkien jälkeen koehenkilö seisoivat kuvan mukaisesti mittalaitteelle ja vammajalasta otettiin kuvat 60 cm:n päästä sisä- ja ulkosyrjästä.

Mittauksen jälkeen koehenkilö ohjattiin hoitopöydälle makaamaan mahalleen. Polvi nostettiin 90 asteen kulmaan ja goniometri asetettiin fibulan proksimaaliseen kohtaan ja lateraaliseen malleoliin. Molemmista jaloista mitattiin nilkan lepokulma, joka merkattiin pöytäkirjaan.

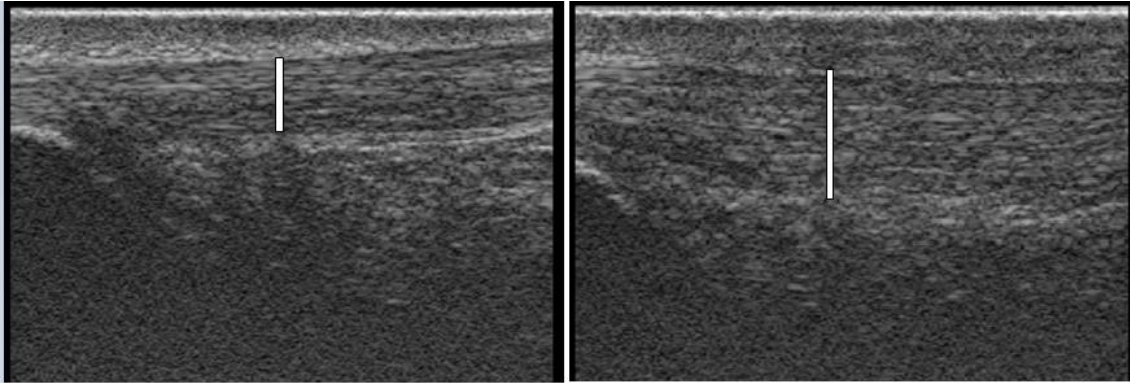


Kuva 14. Vasemmassa kuvassa vammajalan sisäsyrjään tehdyt anatomiset merkinnät. Oikeassa kuvassa terveen jalan ulkosyrjän merkinnät. Koehenkilö seisoo mittatelineen päällä, jotta mittasuhteita voidaan käyttää myöhemmässä analysoinnissa.

6.2.2 Anatomiset mittaukset

Ultraäänilaitteena käytettiin Aloka Alpha 10 (Hitachi Medical Corporation, Japan) ultraäänilaitetta ja mittaukset suoritettiin molemmille jaloille. Ultraäänestä valittiin Preset = AT rupture ja käytettiin lyhyttä äänipäätä, jolla etsittiin ja merkattiin tussilla kantaluun kiinnityskohta, mediaalisen kaksoiskantalihaksen- (m. gastrocnemius medialis, MG), lateraalisen kaksoiskantalihaksen- (m. gastrocnemius lateralis, LG) ja leveän kantalihaksen (m. soleus) lihasjänneliitoskohdat (MTJ). Osajänteiden pituudet mitattiin osajänteen lihasjänneliitoskohdan- ja kantaluun pään- merkkien väliltä joustamattomalla mitalla ja merkattiin pöytäkirjaan.

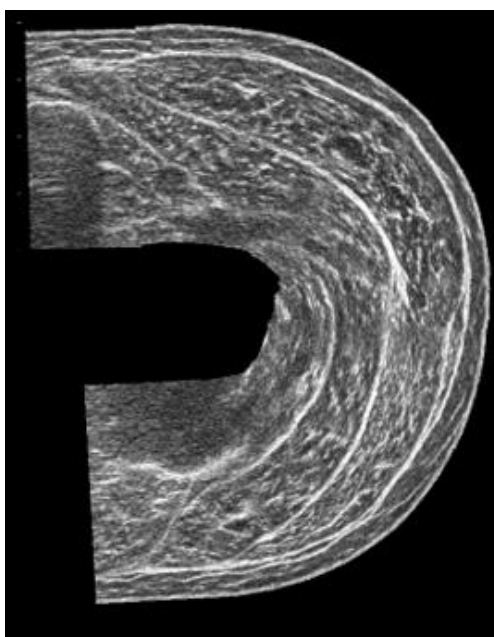
Seuraavaksi mitattiin Preset = AT rupture, distaalisen akillesjänteen paksuus molemmista jaloista. Kuvat tallennettiin kommentilla ”jalka at”. Kuvatessa polvi oli suorana ja nilkkakulma 90 asteen kulmassa. Jalkaterää tuettiin jalkapohjasta reidellä. Kuvat otettiin siten, että kuvan vasemmassa laidassa oli jalan distaalinen puoli ja oikeassa laidassa proksimaalinen puoli. Kuvasta 15 nähdään terveen- ja vammajalan akillesjänteiden paksuudet, sekä kantaluu kuvan vasemmassa laidassa.



Kuva 15. Vasemmalla kuva koehenkilön terveeseen jalan akillesjanteen paksuudesta ja oikealla vammajalan akillesjanteen paksuudesta.

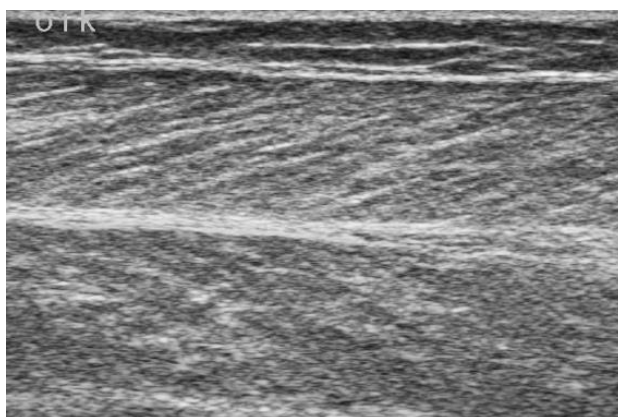
Seuraavaksi mitattiin 50 % kohta MG-lihaksen pituudesta mittaamalla polvitaipteen kuopasta MG-MTJ kohtaan ja merkkäämällä 50 % kohta tussilla.

Kaksoiskantalihaksen poikkipinta-alan mittauksessa asetukset olivat Preset = sarcopenia, Contrast = 56, Image freq. = std ja extended field of view –toiminto. Musta kumiliuska astettiin teipillä pohkeen ympärille MG-lihaksen 50 % kohdalle polvikulman ollessa 90-astetta. Poikkipinta-ala (CSA) otettiin MG-lihaksen 50 % kohdalla, joka on yleensä lihaksen paksuin kohta. Mittauksessa oli kaksi mittaajaa, toinen piti polvea 90-asteen kulmassa ja otti Alokalla CSA-kuvat ja toinen mittaaja liikutti äänipäätä mustaa kumiliuskaa vasten. Kuvaus aloitettiin valitsemalla SELECT ja äänipäätä liikutettiin vaakasuorassa pohkeen ympäri. Kuvaus lopetettiin valitsemalla GAIN ja tallennettiin valitsemalla STORE. Kuvat merkattiin kommentilla ”CSA jalka”. Kuvasta 16 nähdään Alokalla otettiin kuva kaksoiskantalihaksen poikkipinta-alasta, joka on analysoitu ImageJ-ohjelmistolla mittauksien jälkeen.



Kuva 16. Oikean jalan kaksoiskantalihaksen poikkipinta-ala Alokalla kuvattuna.

MG lihaksen lihassolukimppujen lepopituuksien ja pennaatiokulman mittauksissa käytettiin Preset = sarcopenia ja Alokalan pidempi äänipää. Mittauskohta oli MG lihaksen 50 % kohta ja äänipää oli pystysuorassa jalkaan nähden. Äänipään pystysuora kyhmy osoitti ylöspäin ja kuvan vasemmalla reunalla oli distaalinen- ja oikealla reunalla proksimaalinen puoli jalasta. Kuva tallennettiin kommentilla ”jalka”. Kuvasta 17 nähdään oikean jalan MG lihaksen lihassolupituudet ja pennaatiokulma. Pennaatiokulma näkyy ImageJ-ohjelmistolla tehdyllä keltaisella viivalla, joka analysoitiin myöhemmin.



Kuva 17. Oikean jalan MG lihaksen lihassolupituudet.

Anatomisten mittausten lopuksi merkattiin tussilla paikka pidemmälle äänipäälle MG-MTJ-kohtaan myöhempiä voimamittauksia varten.

6.3 Voimamittaukset

Voimamittaukset suoritettiin kuvan 18 mukaisella Jyväskylän yliopiston biomekaniikan laboratoriossa rakennetulla nilkkaergometrillä (Jyväskylän yliopisto, Suomi). Ensin suoritettiin terveen jalan MVC mittaus. Koehenkilö istui dynamometrin penkkiin ja nilkka asetettiin nilkkaergometriin kuvan 18 mukaisesti. Penkin paikka muutettiin niin, että koehenkilö istui polvi suorana ja selkä kokonaan penkin selkänojaa vasten. Penkki muutettiin myös sivuttaissuunnassa niin, että jalka oli suorassa linjassa lonkkaan nähden. Kun koehenkilö oli nilkkaergometrissa, asennettiin Aloka ultraäänilaitteen leveä pää ensin terveen jalan MG-lihasjänneliitoksen kohdalle kuvan 19 mukaisesti käyttämällä kiinnitysnauhaa. Alokasta muutettiin asetukset, jolloin saatiin Aloka tallentamaan videomateriaalia samalla, kun tehtiin nilkalla konsentrisia lihassupistuksia nilkkaergometrissa. Nilkkaergometrin tiedot kerättiin tietokoneelle A/D-muuntimen (CED Power 1401; CED Ltd., Cambridge, England) avulla myöhempää analysointia varten.



Kuva 18. Oikea jalka nilkkaergometrissa ja Alokalan ultraäänilaitteen leveä pää asennettuna.

Aluksi koehenkilö lämmitteli syklistä suorituksilla 3*5 toistoa nousevalla voimatasolla. Lämmittelyn jälkeen tehtiin 5* MVC harjoituksia. Seuraavat maksimisuoritukset mitattiin ja tallennettiin. Tarkoituksena oli tehdä enintään 3 maksimisuoritusta. Ultraäänen videoon laitettiin kommenttikenttään kommentiksi joko ”MVC hidas jalka”, tai ”MVC nopea jalka”. Mittaukset tehtiin komennoilla ”Onko koehenkilö valmis?”, jonka jälkeen ohjelmistosta käynnistys ja lupa ”Saa painaa” ja kannustus ”paina, paina, paina” ja ”seis”-komento. Suorituksen jälkeen video tallennettiin Alokaan. Suorituksen aikainen voimakäyrä tallentui Spike 6.17 (Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, UK) -ohjelmistoon ”ID jalka MVC”-nimellä.

Hidas MVC tehtiin rauhallisesti voimaa nostaen. Koehenkilölle ohjeistettiin, että laskee kolmeen nousussa ja kolmeen laskussa, jotta saataisiin teräväkärkisen kolmion muotoinen voimakäyrä Spike-ohjelmistossa. Nopea MVC pyrittiin tekemään nopealla maksimiin nostolla, kolmen sekunnin pidolla ja nopealla rentoutumisella.

Kun MVC oli mitattu, paras MVC tulos laitettiin excel-tiedostoon, joka laski automaattisesti 10 %, 20 % ja 30 % MVC:sta. 10 %, 20 % ja 30 % MVC-arvoja ei käytetä tässä tutkimuksessa. Kun molemmat jalat oli mitattu (8 viikon kohdalla ei vammajalan MVC:ta), siirryttiin mittaamaan lihasaktivaatioita ja lihaksen käyttäytymistä kävelyssä Telemed-laitteella, mutta kyseisiä arvoja ei käytetä tässä tutkimuksessa. Viimeisenä poistettiin EMG-elektrodit ja mitattiin janteen sisäistä palautumista sekä 10 % MVC:sta että sähköstimulaatiolla. Tässä tutkimuksessa ei otettu mukaan akillesjanteen palautumista, tai janteen jäykkyyttä. Lopuksi koehenkilöille annettiin kiihtyvyyssmittari ja ohjeistettiin sen käytössä kappaleen 6.4 mukaisesti.

6.4 Fyysinen aktiivisuus

Koehenkilöiden fyysistä aktiivisuutta mitattiin RM-42 (UKK terveystieteiden tutkimuskeskus, Tampere) kiihtyvyyssanturilla. Kiihtyvyyssanturia oli tavoitteena käyttää 7 päivän ajan. Koehenkilöitä ohjeistettiin mittarin käytöstä laboratoriolle suoritetun tutkimuksen aikana. Mittaria tuli pitää oikean lonkan päällä ja mittausvyön hymiömerkki täytyi olla oikein päin, jotta mittari mittaisi aktiivisuudet oikein. Koehenkilöt saivat käyttöönsä myös mittauspäivä-

kirjan ja mittarin käyttöohjeet. Mittauspäiväkirjaan merkattiin mittaria käytettyjen päivien päivämäärät, sekä mittarin ajat, jolloin mittari oli käytössä. Mittarit eivät kestä vettä, joten mahdolliset tauot mittareiden käytössä tuli myös merkata mittauspäiväkirjaan. Kiihtyvyydsmittarin avulla pystyttiin keräämään tietoa koehenkilöiden päivittäisestä aktiivisuustasosta. Kiihtyvyydsmittarin avulla saatiin koehenkilön päivittäiset askelmäärät, askeleiden intensiteetti ja päivittäiset minuutit jolloin ollaan paikallaan, tai liikkeellä.

6.5 Voiman symmetria

Terveen ja vammajalan voimien symmetrian vertailuun käytettiin Bilateral Strength Asymmetry (BSA) –kaavaa, koska kyseessä oli yhdellä jalalla tehtävät testit. Bishop ym. (2018) toteavat bilateraalisten- ja unilateraalisten testien käyttöön sopivien kaavojen poikkeavan toisistaan ja unilateraalisesti tehtyihin testeihin tulisi käyttää BSA-kaava, jonka avulla voidaan laskea todenmukaisimmin jalkojen välisen eron. Kuten taulukosta 1 nähdään, BSA kaava tuottaa tarkan ja oikean tuloksen, kun verrataan taulukon mukaisiin muihin yhtälöihin. Yhtälöitä verrattiin toisiinsa laskemalla asymmetria-prosenti yhden jalan esikevennyshypyillä tehdyn testin tuloksista.

Taulukko 1. Yhden jalan esikevennyshypystä laskettu asymmetria eri kaavoilla, kun jalkojen huippureaktivoimaksi mitattiin 679,69 N ja 397,76 N. Tarkka asymmetria oli 41,48 %, jota vastaava luku saatiin myös BSA-kaavalla (Bishop ym. 2018).

Asymmetry Name	Equation	Asymmetry (%)
Bilateral Strength Asymmetry	$(679.69 - 397.76)/679.69 \times 100$	41.48 *
Bilateral Asymmetry Index 1	$(679.69 - 397.76)/(679.69 + 397.76) \times 100$	26.17
Bilateral Asymmetry Index 2	$(2 \times (679.69 - 397.76)/(679.69 + 397.76)) \times 100$	52.16
Symmetry Angle	$(45 - \arctan(397.76/697.69))/90 \times 100$	16.36

6.6 Analyysi

Ultraäänikuvat analysoitiin Image J (US National Institute of Health, Bethesda, Maryland, USA) –ohjelmistolla. Image J –ohjelmalla saatiin analysoitua akillesjanteiden paksuudet, lihasten poikkipinta-alat, lihassäikeiden pennaatiokulma ja -pituus. Akillesjanteen paksuus mitattiin kaikilta koehenkilöiltä 2 cm kantaluusta. Akillesjanteen paksuus saatiin analysoitua valitsemalla työkaluista viiva, joka asetettiin akillesjanteen päälle. Kaksoiskantalihaksen mediaalisen puolen poikkipinta-ala analysoitiin ”Polygon selections” –komennolla. Lihaksen päälle piirrettiin viiva kuvan 19 mukaisesti ja ohjelma laski piirretyn kuvan pinta-alan.



Kuva 19. Kaksoiskantalihaksen poikkipinta-alan analysointi Image J –ohjelmiston ”polygon selections” –komennolla.

Kuvasta 20 nähdään oikean jalan kaksoiskantalihaksen mediaalisen osan lihassäikeiden ultraäänikuva. Lihassäikeiden pennaatiokulma ja -pituus saatiin analysoitua valitsemalla työkaluista kulma-toiminto ja piirtämällä kulma aponeuroosin ja lihassäikeen välille kuvan mukaisesti.



Kuva 20. Image J –ohjelmistolla analysoitu mediaalisen kaksoiskantalihaksen lihas-säikeen pennaatiokulma.

Spike 6.17 (Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, UK) ohjelmalla analysoitiin 6- ja 12 kk mittauksissa terveen- ja vammajalan nilkan ojentajalihasten MVC-arvot myöhempää tarkastelua varten. A/D-muuntimella saatu MVC-tieto analysoitiin Spike-ohjelmiston aika-voima käyrältä lisäämällä kursoriviivat suorituksen alkuun ja loppuun. Ohjelmisto laski kursorien väliin jäävältä alueelta suurimman voima-arvon, jolloin saatiin suorituksen MVC. 8 viikon mittauksissa ei suoritettu MVC-mittauksia. Ohjelmistolla saatiin tallennettua koehenkilön MVC ja tarkasteltiin voimantuottoa reaaliaikaisesti mittaus-hetkellä. Anatomiset mittaukset merkattiin tulostaulukko-excel tiedostoon ja voitiin siirtää myöhempää analysointia varten samaan taulukkoon muiden mittaustulosten kanssa.

6.7 Kiihtyvyyssanturidatan analysointi

Kiihtyvyyssantureiden data purettiin RM42-ohjelmistolla. Saatu data purettiin vielä excel-muotoon Matlab ohjelmistolla, ennen kuin data oli analysoitavassa muodossa. Kiihtyvyyssantureilta puretun datan analysoinnissa käytettiin raja-arvoina Vainionpään ym (2006) määrittämiä aktiivisuustasoja. Vainionpää ym (2006) tutkimuksessa aktiivisuustasot olivat 0,3–1,0 g, 1,1–2,4 g, 2,5–3,8 g, 3,9–5,3 g ja 5,4–9,2 g. Tässä työssä edellä mainittuihin raja-arvoihin lisättiin vielä maanvetovoiman aiheuttama 1 g, joka on mukana myös tämän työn kiihtyvyyssantureista saaduissa tiedoissa. Askeleiden eri aktiivisuustasojen raja-arvot olivat: kevyt askellus $<1,3$ g, kävely $\geq 1,5$ – $<2,1$ g, reipas kävely

$\geq 2,1$ – $< 3,5$ g, hölkkä $\geq 3,5$ – $< 4,9$ g, juoksu/hyppely $\geq 4,9$ – $< 6,4$ g ja loikat/pudotushyppy $\geq 6,4$ – $< 10,3$ g.

Kiihtyvyyksianturilta saatiin laskettua Matlab-ohjelmiston avulla keskiamplitudipoikkeama, eli MAD-arvot (mean amplitude deviation), jokaiselle vuorokauden minuutille. MAD laskettiin kiihtyvyyden resultantista 5 sekunnin ajanjaksoilla. Kun 12 kappaletta 5 sekunnin ajanjaksoja summattiin, saatiin minuuttiarvot. Kun mittaria ei käytetty, merkittiin arvoksi nolla. (Rantalainen ym 2017.) MAD voidaan laskea yleisesti riippumatta kiihtyvyyksianturin merkistä, valmistajasta, tai sensorin sijoituskohdasta. MAD:n käyttö on hyvä menetelmä fyysisen aktiivisuuden laskemiseen niin hitaasta kävelystä kuin nopeasta juoksemisesta. (Vähä-Ypyä ym. 2015.)

MAD-arvoista saatiin laskettua histogrammiin 5 eri tasoa, paikallaan olo $< 0,0167$ g, kevyt aktiivisuus $0,0167 < 0,091$ g, keskisuuri aktiivisuus $0,091 < 0,414$ g ja suuri aktiivisuus $\geq 0,414$ (Rantalainen ym 2017). Eri intensiteettien raja-arvot perustuivat Vähä-Ypyän ym. (2015) tutkimukseen, jonka perusteella kevyen aktiivisuuden (seisominen, hidas kävely) MAD-arvo on $0,0167$ g. Vähä-Ypyä ym (2015) tutkimuksessa saatiin selvitettyä myös vastaavia MET-arvoja, jonka mukaan 1 MET on $0,091$ g ja 6 MET on $0,414$ g. Esimerkiksi paikallaan olo määritellään istumiseksi, tai levoksi, jolloin energiankulutus on alle 1,5 MET (Barnes ym. 2012). Keskisuuri aktiivisuus vastaa 3 MET-arvoa ja suuri aktiivisuus edellä mainittua 6 MET-arvoa.

6.8 Tilastollinen analysointi

Kerätyn datan tilastollisessa analysoinnissa käytettiin IBM SPSS Statistics 24 –analysointiohjelmia. Ohjelmistolla analysoitiin muuttujien välisiä korrelaatioita keskenään. Korrelaatiot toteutettiin Spearmanin korrelaationa, koska koehenkilöiden otoskoko oli pieni ($N = 1$ – 20). Otoskoko riippui tutkimuskysymyksestä ja vertailtavista muuttujista. Pienen otoskoon lisäksi kerätty data ei ollut normaalisti jakautunutta, jolloin Spearmanin korrelaatiolla pystyi analysoimaan dataa Pearsonin korrelaatiota paremmin.

Analysoinnissa vertailtiin kaikkia koehenkilöitä (8 vko, 6 kk, 12 kk) samassa ryhmässä, 6- ja 12 kk samassa ryhmässä, vain 12 kk omana ryhmänä, 6 kk omana ryhmänä, 8 vko

omana ryhmänä, sekä 8 vko ja 6 kk samassa ryhmässä. 8 viikon kohdalla tehdyissä mitauksissa ei suoritettu MVC-mittausta. 6 kk ryhmässä otoskoko oli pieni (N=3). Pienellä otoskolla ei löytynyt tilastollisia merkitsevyyksiä. Kun kaikkia tuloksia verrattiin samassa ryhmässä (8 vko, 6kk ja 12 kk, N=18), 6kk ja 12 kk N=13, tai pelkästään 12 kk N=10, saatiin otoskoko tarpeeksi suureksi. Tilastollisten merkitsevyyksien löytyminen oli todennäköisempää suuremman otoskoon avulla.

Analysoinnissa tutkittiin fyysisen aktiivisuuden yhteyttä jalkojen väliseen bilateraaliseseen voimaeroon, osajänteiden pituuseroihin, akillesjänteiden paksuuseroihin, kaksoiskantalihasten poikkipinta-alojen eroihin, sekä pennaatiokulman ja fasciculusten pituuseroihin. Jalkojen välisen bilateraaliset voimaeron yhteyttä tutkittiin myös jalkojen välisiin anatomisiin eroihin. Tilastollinen merkitsevyys on kuvattu * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$.

7 TULOKSET

Fyysisen aktiivisuuden mittauksista otettiin kaikki vähintään yhden päivän tiedot käyttöön. Kaikkien fyysisestä aktiivisuudesta ei saatu tietoa, koska joissakin kiihtyvyyssmitta-reissa oli vikaa eikä osa koehenkilöistä suorittanut mittausta. Kokonaismääräksi valikoitui (N = 18), joista 12 kk vammasta (N=10), 6 kk (N=3) ja 8 viikkoa (N=5). Taulukosta 2 nähdään koehenkilöiden ikä, pituus ja paino. Koehenkilöistä 2 oli naisia ja 16 miehiä. Keski-ikä tukee aikaisempia tutkimuksia, joissa tyypillisen repeämäpotilaan ikä on noin 40 vuotta.

Taulukko 2. Tutkittavien taustatiedot.

	N	Minimi	Maksimi	Keskiarvo
Ikä (v)	18	26	59	42,4±9,07
Pituus (cm)	18	162	192	172,25±6,59
Paino (kg)	18	67	125	79,07±16,41

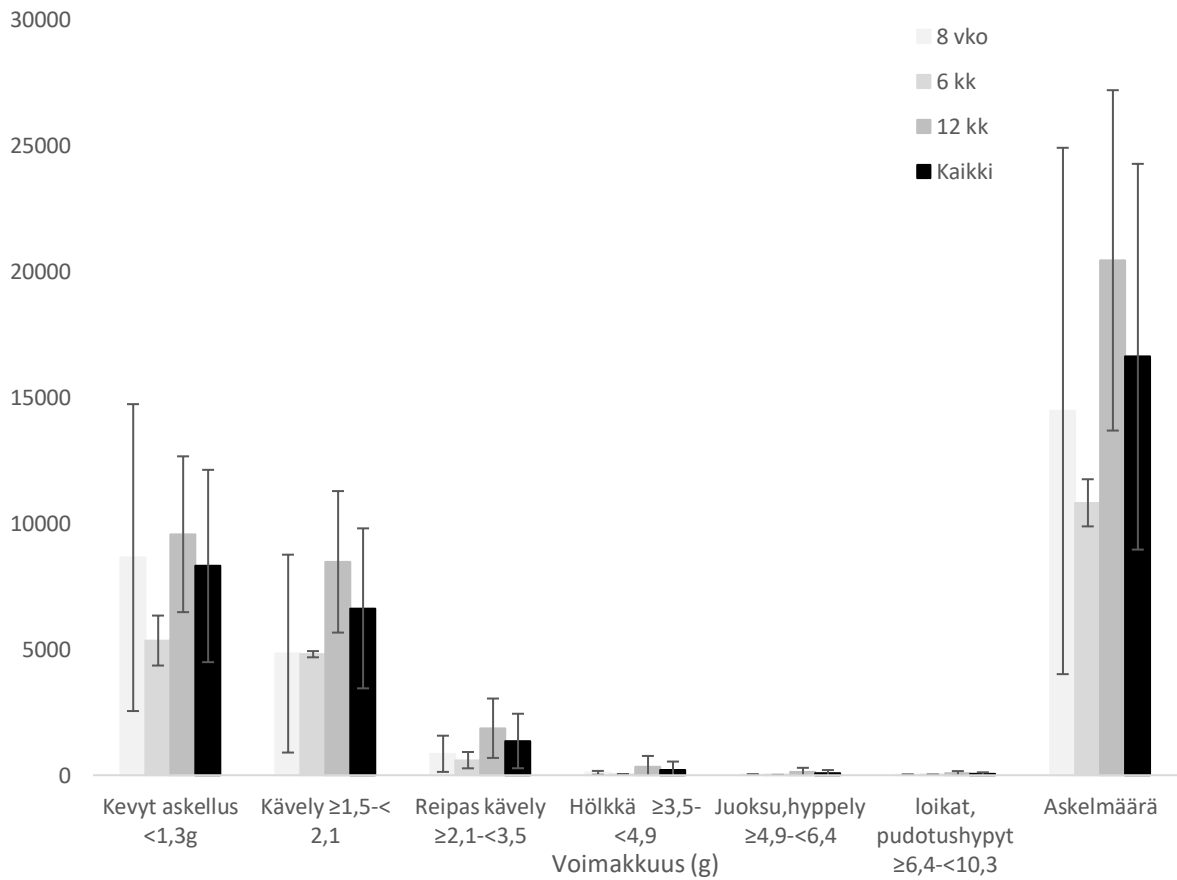
Taulukosta 3 nähdään akillesjänneiden paksuuserot 8 viikon, 6 kk ja 12 kk kohdalla. Taulukosta nähdään terveen- ja vammajalan akillesjänneiden paksuuksien keskiarvot ja keskihajonnat. Koska otoskoko oli pieni, on taulukkoon eritelty eri kuntoutusvaiheessa olevat koehenkilöt. Kaikilla ajanhetkillä vammajalan akillesjänne on keskiarvollisesti yli kaksi kertaa paksumpi, kuin terveen jalan akillesjänne.

Taulukko 3. Terveen- ja vammajalan akillesjänneiden paksuus.

		Terve (cm)	Vamma (cm)	Ero (cm)	Ero (%)
kaikki	keskiarvo	0,43	0,88	0,45	109,95
	keskihajonta	0,09	0,15	0,14	46,70
12kk	keskiarvo	0,43	0,86	0,43	107,21
	keskihajonta	0,09	0,19	0,18	51,15
6kk	keskiarvo	0,47	0,94	0,47	101,62
	keskihajonta	0,07	0,10	0,08	21,76
8 vkoa	keskiarvo	0,44	0,89	0,45	113,20
	keskihajonta	0,12	0,07	0,09	51,61

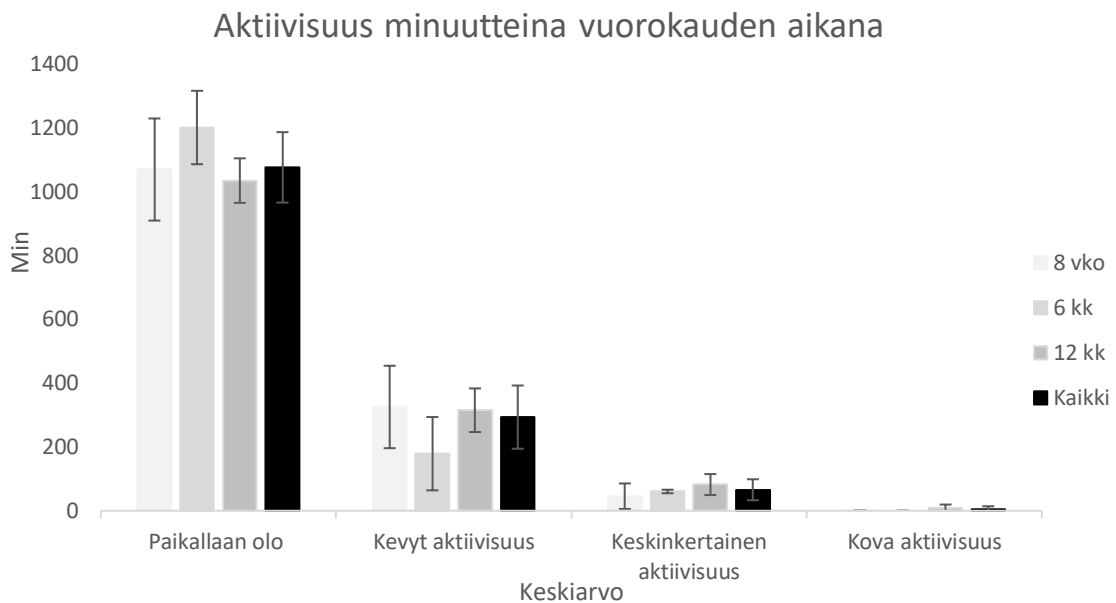
Kuvasta 21 nähdään kaikkien koehenkilöiden (8 viikkoa, 6 kk ja 12 kk) askeleiden voimakkuuden ja askelmäärän keskiarvo. Askeleiden kokonaismäärä on jaettu osiin voimakkuuden mukaan ja suurin osa askeleista on ollut kävelyä eri voimakkuuksilla eikä kovia iskutuksia ole kovinkaan paljoa. Keskihajonta oli suurta jokaisella askellusvoimakkuudella, kuten kuvasta nähdään. Vaikka osa koehenkilöistä ei käyttänyt kiihtyvyyssmittaria 7 päivää, otettiin kaikki mitatut päivät mukaan analysointiin.

Askelmäärän ja -voimakkuuksien keskiarvot



Kuva 21. Keskiarvo kaikkien mitattujen koehenkilöiden askelluksen voimakkuudesta ja kokonaismäärästä.

Kuvasta 22 nähdään kaikkien mitattujen koehenkilöiden päivittäisen aktiivisuuden määrä minuuteissa. Paikallaanoloa on eniten, koska keskiarvo sisältää myös nukkumisen ja ajan, jolloin mittari ei ollut käytössä. Mittari oli pois käytöstä suihkun, saunan, tai uimisen aikana. Kun tarkasteltiin koehenkilöiden aktiivisuuspäiväkirjaa, mittari ei ollut merkittäviä aikoja poissa käytöstä muulloin, kuin öisin. Tulokset ovat mitattujen päivien keskiarvoja.



Kuva 22. Kaikkien mitattujen koehenkilöiden päivittäinen aktiivisuus minuuteissa.

Taulukosta 4 nähdään jalkojen välinen bilateraalin voimaero. MVC-mittaukset suoritettiin 6- ja 12 kk vamman jälkeen. Kuten taulukosta nähdään, 12 kk mittauksissa pienimmän ja suurimman bilateraalin voimaeron välillä on suuri ero 2,76 % ja 52,05 %.

Taulukko 4. Terveen- ja vammajalan välinen bilateraalin voimaero (BSA).

	Kaikki (%)	12 kk (%)	6 kk (%)	12 kk Min (%)	12 kk Maks (%)	σ 12 kk (%)
BSA	33,3	27,28	53,37	2,76	52,05	$\pm 16,67$

Tilastollisesti merkitseviä negatiivisia ja positiivisia korrelaatioita saatiin taulukon 5 mukaisesti, kun tutkittiin 6- ja 12 kk koehenkilöiden (N = 13) terveen- ja vammajalan voimaerojen (BSA) ja fyysisen aktiivisuuden yhteyttä. Fyysistä aktiivisuutta tutkittiin askelmäärän-, askeleiden voimakkuuden-, sekä paikallaanolon ja liikkumisajan avulla. Taulukossa on myös pelkästään 12 kk koehenkilöiden (N=10) korrelaatiot, mutta tuloksista ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä BSA:n ja askeleiden välillä. Minuuttien mukaan raportoitu päivän aikainen aktiivisuus korreloi positiivisesti tilastollisesti merkitse-

västi BSA:n kanssa, kun koehenkilö oli ollut paikallaan. Tilastollisesti merkitseviä negatiivisia korrelaatioita syntyi, kun harrastettiin kevyttä-, tai keskimääräistä aktiivisuutta. Koehenkilöiltä, joilla vammasta oli kulunut 8 viikkoa, ei testattu vammajalan maksimi-voimaa.

Taulukko 5. Terveen- ja vammajalan bilateraalisesta voimaeron (BSA) korrelaatio fyysisen aktiivisuuden määrään 6 kk:n (N=3) ja 12 kk:n (N=10) koehenkilöillä. Bilateraalisesta voimaeron korrelaatio askelmäärän- ja askeleiden voimakkuuden välillä, sekä päivittäisen aktiivisuuden välillä.

			Kevyt kävely <1,3g	Kävely $\geq 1,5$, <2,1	Reipas kävely $\geq 2,1$, <3,5	Hölkä $\geq 3,5$ <4,9	Juoksu $\geq 4,9$ <6,4	Hypyt, pudotushyppäys $\geq 6,4$ <10,3	Askelmäärä
Jalkojen bilateraalisesta voimaero (BSA)	12kk	r	-,665*	-,588*	-0,429	-,725**	-,698**	-0,5	-,621*
	6kk	p	0,013	0,035	0,144	0,005	0,008	0,082	0,024
voimaero (BSA)	12kk	r	-0,503	-0,345	-0,03	-0,564	-0,564	-0,285	-0,442
		p	0,138	0,328	0,934	0,09	0,09	0,425	0,2
				Paikallaan olo (min)	Kevyt aktiivisuus (min)	Keskimääräinen aktiivisuus (min)	Kova aktiivisuus (min)		
Jalkojen bilateraalisesta voimaero (BSA)	12kk ja 6kk	r		,703**	-,637*	-,632*	-0,465		
		p		0,007	0,019	0,02	0,1		
voimaero (BSA)	12kk	r		,697*	-0,636	-0,37	-0,176		
		p		0,025	0,048	0,293	0,627		

** . Tilastollinen merkitsevyys $p \leq 0,01$. * . Tilastollinen merkitsevyys $p \leq 0,05$.

Fyysisen aktiivisuuden ja MG-, LG-, tai SOL-osajänteiden pituuserojen välillä ei löydetty tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita. Taulukon 6 mukaisesti jalkojen bilateraalisesta voimaeron (BSA) ja SOL-osajänteiden pituuseron välillä löydettiin tilastollisesti merkitsevä korrelaatio. Kun terveen- vammajalan SOL-osajänteiden prosentuaalinen pituusero kasvoi, myös jalkojen välinen bilateraalisesta voimaero kasvoi.

Taulukko 6. Korrelaatiot terve- ja vammajalan osajänteiden pituuserojen (%) ja bilateraalisen voimaeron välillä.

			Δ MG osajänne	Δ LG osajänne	Δ SOL osajänne
Jalkojen bilateraalinen voimaero (BSA)	12kk	r	,478	,501	,691**
	ja 6kk	p	,098	,081	,009
	12kk	r	,479	,479	,559
		p	,162	,162	,093

** Tilastollinen merkitsevyys $p \leq 0,01$.

Fyysisen aktiivisuuden ja jalkojen kaksoiskantalihasten poikkipinta-alojen eron välillä ei löydetty tilastollisesti merkitsevää yhteyttä. Tilastollisesti merkitsevää yhteyttä ei löytenyt myöskään bilateraalisen voimaeron ja lihasten poikkipinta-alan välille. Fyysisen aktiivisuuden ja anatomisten muutosten välisen yhteyden analysoinnissa oli mukana 18 koehenkilön mittaustulokset.

Vammajalan akillesjänteen paksuudella, tai jalkojen akillesjanteiden paksuuseroilla ei todettu tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä fyysisen aktiivisuuden, eikä BSA:n välillä. Akillesjanteiden paksuuserot eivät korreloineet tilastollisesti merkitsevästi kaksoiskantalihaksen poikkipinta-alan, eikä lihasten osajänteiden pituuserojen kanssa. Lihassäikeiden pennaatiokulmalla ei todettu olevan tilastollisesti merkitsevää yhteyttä fyysisen aktiivisuuden, eikä bilateraalisen voimaeron kanssa.

8 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää fyysisen aktiivisuuden yhteyttä konservatiivisesti hoidettujen akillesjännerepeämien kuntoutumiseen. Mittauksia tehtiin 8 viikkoa, sekä 6- ja 12 kuukautta vamman sattumishetken jälkeen. Kyseessä oli poikkileikkausasetelma, koska tutkimuksen mittausajankohtana (syksy 2018–keväät 2019) ei saatu riittävästi seurantarapotilaita. Akillesjännerepeämät ovat tutkimusten mukaan yleisimpiä pallopelejä harrastavilla keski-ikäisillä miehillä (Leppilahti ym. 1998). Tutkimuksen osallistuneiden koehenkilöiden keski-ikä oli 42 vuotta ja suurin osa koehenkilöistä oli miehiä (miehet N=16, naiset N=2).

Askeleiden määrällä mitatulla fyysisellä aktiivisuudella ja jalkojen välisellä bilateraalisella voimaeron suuruudella (BSA) todettiin tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita kevyessä kävelyssä ($r=-0,655$, $p=0,013$), kävelyssä ($r=-0,588$, $p=0,035$), hölkässä ($r=-0,725$, $p=0,005$), juoksussa ($r=-0,698$, $p=0,008$) ja askeleiden kokonaismäärässä ($r=-0,621$, $p=0,024$). Analysoinnissa oli mukana sekä 6 kuukauden että 12 kuukauden kohdalla mitatut tutkittavat. Tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä ei havaittu, kun 12-, tai 6 kuukauden mittauksia analysoitiin erikseen. Voidaan olettaa, että suurempi mitattujen koehenkilöiden lukumäärä vaikutti tilastollisiin merkitsevyyksiin. Hölkässä ja juoksussa oli suurin korrelaatio. Hölkkä- ja juoksuaskeleet (3,5–6,4 g) ovat kävelyä (< 2,1 g) kuormittavampia ja jyrkän korrelaatiokertoimen perusteella hölkkäminen ja juokseminen nopeuttivat jalkojen välisen bilateraalisella voimaeron vähenemistä. Kävelyn päivittäistä määrää oli helppo lisätä, jolloin myös kokonaisaskelmäärä kasvoi. Kun askelmäärä lisääntyi, terveen- ja vammajalan välinen bilateraalisella voimaero väheni ja samalla myös yleinen fyysinen aktiivisuus lisääntyi.

Minuuteilla mitatulla fyysisellä aktiivisuudella ja jalkojen välisellä bilateraalisella voimaerolla löydettiin tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita (6 kk ja 12 kk, N=13) paikallaanolon- ($r=0,703$, $p=0,007$), kevyen aktiivisuuden- ($r=-0,637$, $p=0,019$) ja keskimääräisen aktiivisuuden ($r=-0,632$, $p=0,02$) aikana. 12 kk koehenkilöiden (N=10) tuloksilla löy-

tyi fyysisen aktiivisuuden ja BSA:n välille tilastollisesti merkitsevä korrelaatio paikallaanolon- ($r=0,697$, $p=0,025$) ja kevyen aktiivisuuden ($r=-0,636$, $p=0,048$) aikana. Paikallaanolon ja BSA:n välinen vahva positiivinen korrelaatio tukee aikaisempia tutkimustuloksia aktiivisen kuntouttamisen puolesta. Kevyen- ja keskimääräisen aktiivisuuden ja BSA:n välillä saavutettiin negatiivinen korrelaatio, eli mitä pidempiä aikoja liikuttiin aktiivisesti, sitä pienempi oli jalkojen välinen bilateraalin voimaero. Kovan fyysisen aktiivisuuden ja BSA:n välillä ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. Harva koehenkilöistä oli kyennyt harrastamaan kovaa aktiivisuutta ensimmäisen vuoden aikana. Tulosten perusteella voidaan todeta, että kevytkin fyysinen aktiivisuus vaikuttaa tilastollisesti merkitsevästi akillesjännerepeäminen konservatiivisessa kuntouttamisessa, kun tarkastellaan jalkojen välistä bilateraalista voimaeroa. Bojsen-Moller ym. (2006) totesivat aikaisemmassa tutkimuksessaan kuormituksen parantavan jänteen aineenvaihduntaa, joka nopeuttaa ja tehostaa jänteen paranemisprosessia.

Terveen- ja vammajalan leveän kantalihaksen osajänteiden pituuseron ja jalkojen välisen bilateraalin voimaeron välillä löydettiin tilastollisesti merkitsevä korrelaatio. Heikkinen (2017) totesi tutkimuksessaan leveän kantalihaksen atrofian ja plantaarifleksion voiman välillä olevan tilastollisesti merkitsevä korrelaatio, joka tukee tutkimustulosta. Muiden osajänteiden ja jalkojen välisen bilateraalin voimaeron välillä ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. Fyysisen aktiivisuuden ja osajänteiden pituuserojen välillä ei löydetty tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä. Voidaan siis päätellä, että osajänteiden pituuserot vaikuttavat isometriseen maksimivoimantuottoon, mutta ei heikennä mahdollisuutta harrastaa kevyttä fyysistä aktiivisuutta. Tulosten perusteella fyysinen aktiivisuus ei myöskään vaikuta osajänteiden pituuserojen palautumiseen.

Anatomisissa mittauksissa todettiin, että terveen- ja vammajalan akillesjänteiden paksuuserot olivat keskiarvallisesti yli kaksinkertaisia. Akillesjänteiden paksuuden ja voimantuoton välillä ei löydetty kuitenkaan tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. Pieni otoskoko saattoi vaikuttaa tilastollisten merkitsevyyksien puuttumiseen. Tulosten perusteella voidaan todeta, ettei akillesjänteiden vaurioitumisesta johtuva paksuuntumisen- ja arpikudoksen määrä vaikuta terve- ja vammajalan väliseen bilateraaliin voimaeroon. Akil-

lesjännerepeämän laatu saattoi kuitenkin vaikuttaa koehenkilön mahdollisuuksiin harrastaa fyysistä aktiivisuutta. Fyysisen aktiivisuuden ja akillesjänneiden paksuuseron välillä ei löytynyt kuitenkaan tilastollisesti merkitsevää yhteyttä. Suuremmalla otoskoolla ja seuranta tutkimuksella saataisiin tutkittua fyysisen aktiivisuuden ja anatomisten muutosten välisiä korrelaatioita luotettavammin.

Terveen- ja vammajalan bilateraalisissa voimaeroissa oli suuria koehenkilöiden välisiä eroja (min 2,76 %, max 52,05 %). Voimaerot tasoittuivat 6 kk:n ja 12 kk:n aikana taulukon 5 mukaisesti (6 kk 53,37 %, 12 kk 27,28 %). Voimatasojen palautuminen on suurinta aiemman Brorssonin ym. (2018) tutkimuksen mukaan 2 ensimmäisen vuoden aikana, jonka jälkeen ei tapahdu suuria muutoksia. Tulosten perusteella voidaan päätellä, että kuntoutusta on suositeltavaa tehdä aktiivisesti alusta saakka, jolloin palautuminen on tutkimusten mukaan suurinta. Suurin terveen- ja vammajalan bilateraalin voimaero 52,4 % oli koehenkilöllä, jonka vammasta oli 12 kuukautta. Myös pienin bilateraalin voimaero 2,76 % oli koehenkilöllä, jonka vammasta oli 12 kuukautta, joten voidaan päätellä, että koehenkilöiden fyysisen aktiivisuuden määrään ja jalkojen väliseen bilateraaliseen voimaeroon saattoi vaikuttaa myös akillesjännerepeämän laatu. Osa koehenkilöistä ei ollut omien sanojensa mukaan kyennyt harrastamaan liikuntaa ja se näkyi myös heikkona voimantuottona, joten voidaan päätellä, että repeämän laadulla ja paranemisprosessilla saattoi olla vaikutusta fyysisen aktiivisuuden määrään.

Tutkimustulosten luotettavuus

Mittauksia suoritettiin lähes vuoden ajan ja mittaajien keskuudessa oli jonkin verran vaihtuvuutta. Ultraäänikuvantamista käytettiin mittauksissa akillesjänteen paksuuden-, lihaskäntäliitosten-, lihasten poikkipinta-alan-, pennaatiokulman-, akillesjänteen palautumisen- ja jäykkyyden tutkimisessa. Ultraäänen käyttäjissä oli vain vähän vaihtuvuutta, jotta kuvien luotettavuus pysyisi samana. Ultraäänen pääkäyttäjän kokemus parani tutkimuksen edetessä ja kuvien laadun paraneminen helpotti myös analysointia. Joidenkin koehenkilöiden anatomiset pisteet eivät olleet yhtä hyvin havaittavissa ja vaihtelulla saattoi olla vaikutusta palpoinnin tulosten luotettavuuteen.

Nilkkaergometrin käyttäjissä oli vaihtuvuutta, joka vaikutti penkin ja jalan asettamiseen. Kun penkki oli liian lähellä, koehenkilö pystyi käyttämään MVC-mittauksessa myös etureiden lihaksia. Ohjeistus oli samat kaikille mittaajille, mutta pieniä eroavaisuuksia saattoi tulla, koska koehenkilöiden polvikulmia ei vakioitu. Nilkan voimaa mittaava Spike-ohjelmisto toimi hyvin, eikä häiriöitä tullut käytön aikana. Myös ohjelmiston käyttö oli mittaajilla hyvin hallinnassa, joten maksimivoimat saatiin analysoitua luotettavasti.

Koehenkilöille ennestään tuntemattomat asennot, laitteet ja maksimivoimantuottotavat saattoivat vaikuttaa tuloksiin. Osa koehenkilöistä saattoi myös jännittää, koska heille suoritettiin monenlaisia mittauksia ja paikalla oli aina 3–4 mittaajaa. Fyysisesti aktiivisemmat koehenkilöt eivät varoneet vammajalan maksimivoimatestiä yhtä paljon, kuin vähemmän aktiiviset koehenkilöt.

Fyysistä aktiivisuutta ei saatu mitattua kaikilta koehenkilöiltä. Osa kiihtyvyyssantureista ei toiminut ja osa koehenkilöistä unohti ottaa laitteen käyttöön joinakin mittauspäivinä. Jokainen kokonainen mitattu päivä otettiin mukaan analysointiin. Fyysisen aktiivisuuden vaillinaisen mittausdata saattoi vaikuttaa analysoinnin tuloksiin. Kiihtyvyyssantureiden avulla ei voida mitata kovin luotettavasti esimerkiksi kuntosaliharjoittelua, eikä uimista ollenkaan. Voimaharjoittelun aikana kiihtyvyyssmittari voi näyttää matalaa aktiivisuutta, vaikka harjoittelu olisikin intensiivistä. Voimaharjoittelun kuormituksen vaikutusta ei huomioida tutkimustuloksissa.

Jatkotutkimus

Jatkotutkimuksissa olisi hyvä olla suurempi määrä seurantatutkimuksiin sitoutuneita koehenkilöitä. Suuremmalla otoskoolla ja seurantatutkimuksella saataisiin laadukkaampaa tietoa fyysisen aktiivisuuden yhteydestä konservatiivisesti hoidettujen akillesjännerepeämien kuntoutumisessa.

Askelmäärän, askelvoimakkuuden ja fyysisen aktiivisuuden intensiteetin lisäksi voitaisiin tutkia hengitys- ja verenkiertoelimistön rasitusta. Tällöin saataisiin paremmin selville esimerkiksi uinnin ja kuntosaliharjoittelun harjoitustehoa ja vaikutusta kuntoutumiseen.

Harjoittelun rasituksen avulla saataisiin arvioitua myös koehenkilöiden kuntotasoja. Kuntotason ja kuntoutumisen välisiä yhteyksiä voisi olla mielenkiintoista selvittää tarkemmin.

Tutkimukseen voitaisiin lisätä myös erityyppisiä kuntoutus- ja harjoitusohjelmia. Erilliset ohjelmat voisivat sisältää joko konsentrista tai eksentristä harjoittelua. Ohjelmien vaikutuksia akillesjänteen paranemisprosessiin voitaisiin verrata myös keskenään. Tutkimukseen voisi sisällyttää myös verrokkiryhmän, joka ei noudattaisi mitään tiettyä harjoitusohjelmaa, jolloin nähtäisiin eroja myös normaalin kuntouttamisen ja suunnitellun harjoitusohjelman välillä. Akillesjännerepeämän laadun ja fyysisen aktiivisuuden aloitusajan kohdan välistä korrelaatiota voitaisiin myös tutkia.

Tässä tutkimuksessa oli tavoitteena tarkastella myös akillesjänteen jäykkyyden yhteyttä fyysiseen aktiivisuuteen, mutta aikataulupulan ja tarvittavien ohjelmistojen toimivuusongelman syystä osio jätettiin pois. Jatkotutkimuksissa voitaisiin tarkastella akillesjänteen jäykkyyttä ja yhteyttä voimaeroihin sekä fyysiseen aktiivisuuteen.

Johtopäätökset

Tutkimustulosten perusteella fyysisellä aktiivisuudella on positiivisia vaikutuksia konservatiivisesti hoidettujen akillesjännevammojen paranemisessa. Tulosten mukaan fyysisen aktiivisuuden määrän lisääminen voi pienentää jalkojen välistä bilateraalista voimaeroa. Paikallaanolo korreloi positiivisesti jalkojen välisen bilateraalisesta voimaero kanssa. Akillesjänteen paranemiseen vaikuttaa positiivisesti myös fyysisestä aktiivisuudesta lisääntyvä aineenvaihdunta, kuten Bojsen-Moller ym. (2006) totesivat. MVC mittaukseen osallistuneiden koehenkilöiden (6kk, 12 kk) keskimääräinen bilateraallinen voimaero oli kuitenkin 33,3 %. Aikaisempien tutkimusten mukaan vammajalan isometrinen maksimi-voima jää heikommaksi (Bressel & McNair 2001).

Aikaisempien tutkimusten mukaan aikaisin aloitettu fyysinen aktiivisuus edesauttaa myös anatomisten erojen pienenemisessä (Kar ym 2018). Tulokset tukevat aikaisempaa tutkimusta fyysisen aktiivisuuden hyödyistä kuntoutumisessa.

Terveen- ja vammajalan soleuslihasten osajänteiden pituuseron ja bilateraalisesta voimaeron välillä löytyi tilastollisesti merkitsevä positiivinen korrelaatio. Heikkinen (2017) totesi tutkimuksessaan soleuslihaksen atrofian ja plantaarifleksion voimantuoton välillä olevan tilastollisesti merkitsevän yhteyden. Tässä tutkimuksessa ei löydetty tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita fyysisen aktiivisuuden määrän ja anatomisten erojen välillä.

LÄHTEET

- Anatomyzone. 2019. Soleus muscle. Viitattu 27.8.2019. <http://anatomyzone.com/anatomy-feed/soleus-muscle/>.
- Ahonen, J. 2004. Jalat ja terveys. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. 143–146.
- Barfod, K. W., Nielsen, F., Helander, F. N., Mattila, V. M., Tingby, O., Boesen, A. & Troelsen, A. 2013. Treatment of acute Achilles tendon rupture in Scandinavia does not adhere to evidence-based guidelines: a cross-sectional questionnaire-based study of 138 departments. *Journal of Foot and Ankle Surgery* 52 (5), 629–633.
- Baxter, J. R., Hullfish, T. J. & Chao, W. 2018. Functional deficits may be explained by plantarflexor remodeling following Achilles tendon rupture repair: Preliminary findings. *Journal of Biomechanics* 79, 238–242.
- Barnes, J., Behrens, T.K., Benden, M.E., Biddle, S., Bond, D., Brassard, P., Brown, H., Carr, L., Chaput, J.P., Christian, H. & Colley, R. 2012. Letter to the Editor: Standardized use of the terms "sedentary" and "sedentary behaviours". *Applied Physiology Nutrition and Metabolism-Physiologie Appliquee Nutrition Et Metabolisme*, 37(3), 540-542.
- Bishop, C., Read, P., Lake, J., Chavda, S. & Turner, A. 2018. Inter-Limb Asymmetries: Understanding how to Calculate Differences From Bilateral and Unilateral Tests. *Strength and Conditioning Journal*, 40(4). doi: 10.1519/SSC.0000000000000371
- Bojsen-Møller, J., Kalliokoski, K. K., Seppänen, M., Kjaer, M. & Magnusson, S. P. 2006. Low-intensity tensile loading increases intratendinous glucose uptake in the Achilles tendon. *Journal of Applied Physiology* 101(1), 196–201.
- Bonomi, A. G., Goris, A. H., Yin, B., & Westerterp, K. R. 2009. Detection of type, duration, and intensity of physical activity using an accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 41(9), 1770–1777.
- Bressel, E. & McNair, P. J. 2001. Biomechanical Behavior of the Plantar Flexor Muscle-Tendon Unit after an Achilles Tendon Rupture. *The American Journal of Sports Medicine*. Research Article 29(3), 321–326.
- Bressel, E., Larsen, B. T., McNair, P. J. & Cronin, J. 2004. Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after and Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. *Clinical Biomechanics*. 19(3), 284–291.

- Brorsson, A., Grävare Silbernagel, K., Olsson, N. & Nilsson-Helander, K. 2018. Calf muscle Performance Deficits Remain 7 Years After and Achilles Tendon Rupture. *American Journal of Sports Medicine*. 46(2), 470–477.
- Chincisan, A., Tecante, K., Becker, M., Magnenant-Thalmann, N., Hurschler, C. & Fai Choi, H. 2015. A Computational Approach to Calculate Personalized Pennation Angle Based in MRI: Effect of Motion Analysis. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 11(5), 683–693.
- Chiodo, C. P., Glazebrook, M., Bluman, E. M., Cohen, B. E., Femino, J. E., Giza, E., Watters, W. C., Goldberg, M. J., Keith, M., Haralson, R. H., Turkelson, C. M., Wies, J. L., Raymond, L., Anderson, S., Boyer, K. & Sluka, P. 2010. Diagnosis and Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture. *American Academy of Orthopaedic Surgeon*, 18(8), 503–510.
- Del Buono, A., Chan, O., Maffulli, N. 2013. Achilles tendon: functional anatomy and novel emerging models of imaging classification. *International Orthopaedics*, 37(4), 715–721.
- Doral, M. N., Bozkurt, M., Turhan, E., Dömez, G., Demirel, M., Kaya, D., Atesok, K., Atay, Ö. A. & Maffulli, N. 2010. Achilles tendon rupture: physiotherapy and endoscopy-assisted surgical treatment of a common sports injury. *Open Access Journal of Sports Medicine*. 1, 233–240.
- Fogelholm, M., Kannus, P., Kukkonen-Harjula, K., Luoto, R., Nupponen, R., Oja, P., Parkkari, J., Paronen, O., Suni, J. & Vuori, I. 2005. *Terveysliikunta. 1. painos*. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy.
- Fox, J. M., Blazina, M. E., Jobe F. W., Kerlan, R. K., Carter, V.S., Shields, C. L. & Carlson G. J. 1975. Degeneration and rupture of the Achilles tendon. *Clin Orthop Relat Res* 107, 221–224.
- Freedman, B., Gordon, J. & Soslowsky, L. 2014. The Achilles tendon: fundamental properties and mechanisms governing healing. *Muscles, ligaments and tendons journal* 4(2), 245–255.
- Haapasalo, H., Mattila, V. M., Laine H., Mäenpää H. 2015. Kun akillesjänne repeää. *Lääkärilehti* 9. Viitattu 13.11.2018. <http://www.potilaanlaakarilehti.fi/artikkelit/kun-akillesjanne-repeaa/>.
- Heikkinen, J. 2017. Recovery of calf muscle isokinetic strength after acute Achilles tendon rupture. *Oulun yliopisto, lääketieteellinen tiedekunta. D, Medica*, 1424.

- Heikkinen, J., Lantto, I., Flinkkilä, T., Ohtonen, P., Niinimäki, J., Siira, P., Laine, V. & Leppilahti, J. 2017. Soleus Atrophy is Common After the Nonsurgical Treatment of Acute Achilles Tendon Ruptures: A Randomized Clinical Trial Comparing Surgical and Nonsurgical Functional Treatments. *The American Journal of Sports Medicine* 45(6), 1395–1404.
- Hess, G., W. 2009. Achilles tendon rupture: a review of etiology, population, anatomy, risk factors, and injury prevention. *Foot & Ankle Specialist. Review Article* 3(1), 29–32.
- Hodgson, R. J., O'Connor, P. J. & Grainer, A. J. 2012. Tendon and Ligament Imaging. *British Journal of Radiology* 85(1016), 1152–1172.
- Hoffrén, M., Ishikawa, M., Avela, J. & Komi, P. 2012. Age-related fascicle-tendon interaction in repetitive hopping. *European Journal of Applied Physiology* 112(12), 4035–4043.
- Huttunen, T. T., Kannus, P., Rolf, C., Felländer-Tsai, L. & Mattila, V. M. 2014. Acute Achilles Tendon Ruptures: Incidence of Injury and Surgery in Sweden between 2001 and 2012. *The American Journal of Sports Medicine* 42(10), 2419–2423.
- Józsa, L. & Kannus, P. 1997. *Human tendons: anatomy, physiology and pathology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kader D., Saxena, A., Movin, T. & Maffulli N. 2002. Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *Br J Sports Med* 36, 239–249.
- Kannus, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10(6), 312–320.
- Kar, H. T., Hiro, T. & Kartik, H. 2018. Management of acute Achilles tendon rupture. *Orthopaedics and Trauma* 32(6), 401–407.
- Khan, K.M. & Cook, J.L. 2000. Overuse tendon injuries: Where does the pain come from? *Sports Medicine and Arthroscopy* 8(1). DOI: 10.1097/00132585-200008010-00003.
- Khan, R. J. & Carey-Smith, R. L. 2010. Surgical Interventions for treating acute Achilles tendon ruptures. *Cochrane Systematic Review* 8(9). doi: 10.1002/14651858.CD003674.pub4.
- Komi, P.V., Fukashiro, S. & Järvinen, M. 1992. Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin Sports Med.* 11(3), 521–531.

- Kozlovskaia, M., Vlahovich, N., Ashton, K. J. & Hughes, D. C. 2017. Biomedical Risk Factors of Achilles Tendinopathy in Physical Active People: a Systematic Review. *Sports medicine – open*. 3(1), 20. doi: 10.1186/s40798-017-0087-y.
- Lantto, I. 2016. Acute Achilles Tendon Rupture – epidemiology and treatment. *Oulun yliopisto. D, Medica*, 1359.
- Lantto, I., Heikkinen, J., Flinkkilä, T., Ohtonen, P., Siira, P., Laine, V. & Leppilahti, J. 2016. A prospective Randomized Trial Comparing Surgical and Nonsurgical Treatments of Acute Achilles Tendon Ruptures. *The American Journal of Sports Medicine*. 44:9, 2406–2414.
- Leppilahti, J., Kangas, J., Orava, S. 1997. Akillesjännerepeämät lisääntyneet – kirurginen vai konservatiivinen hoito? *Duodecim* 114(2), 163 – 170.
- Lichtwark, G.A. & Wilson, A.M. 2005. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *The Journal of Experimental Biology* 208(24), 2845–2853.
- Masood, T., Kalliokoski, K., Bojsen-Møller, J. & Finni, T. 2016. Muscle-tendon glucose uptake in Achilles tendon rupture and tendinopathy before and after eccentric rehabilitation: Comparative case reports. *Physical Therapy in Sport*. 21(14-9). doi: 10.1016/j.ptsp.2015.11.003
- Mattila, V. 2015. Akillesjänteen repeämän epidemiologia ja hoito muuttuvat. *Duodecim* 131(7), 615–616.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2015. *Exercise Physiology. Nutrition, Energy, and Human Performance*. 8. painos. Lippincott Williams & Wilkins.
- Mikkola, I. 2011. Prevalence of Metabolic Syndrome and Changes In Body Composition, Physical Fitness and Cardiovascular Risk Factors During Military Service. *Oulun yliopisto. D, Medica*, 1119.
- Mustajoki, P. & Kaukua, J. 2002. *Senkka ja 100 muuta tutkimusta*. 1. painos. Helsinki: Duodecim.
- Narici, M. 1999. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *Journal of electromyography and kinesiology* 9(2), 97–103.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S. E. 2009. *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. 18. painos. Sanoma Pro Oy.

- Nilsson-Helander, K., Thomeé, R., Grävare-Silbernagel, K., Thomeé, P., Faxén, E., Eriksson, B. I. & Karlsson, J. 2010. Acute Achilles Tendon Rupture. A Randomized, Controlled Study Comparing Surgical and Nonsurgical Treatments Using Validated Outcome Measures. *The American Journal of Sports Medicine* 38(11), 2186–2193.
- O'Brien, M. 1992. Functional anatomy and physiology of tendons. *Clinics in Sports Medicine*. 11(3), 505–520.
- Olsson, N., Silbernagel, K. G., Eriksson, B. I., Sansone, M., Brorsson, A., Nilsson-Helander, K. & Karlsson, J. 2013. Stable Surgical Repair With Accelerated Rehabilitation Versus Nonsurgical Treatment for Acute Achilles Tendon Ruptures. *The American Journal of Sports Medicine* 41(12), 2867–2876.
- Paavola, M. 2001. Achilles tendon overuse injuries, diagnosis and treatment. *Tampereen yliopisto*. 824.
- Paavola, M., Paakkala, T., Kannus, P. & Järvinen M. 1998. Ultrasonography in the differential diagnosis of Achilles tendon injuries and related disorders. A comparison between pre-operative ultrasonography and surgical findings. *Acta Radiologica* 39(6), 612–619.
- Peltokallio, P. 2003. Tyypilliset urheiluvammat: osa 1. 1. painos. Espoo: Medipel.
- Platzer, W. 2009. Color atlas of human anatomy. Vol. 1. Locomotor system. 6. painos. Thieme Publishing Group.
- Physio-Pedia. 2015. Achilles tendon. Viitattu 7.11.2018. https://www.physio-pedia.com/Achilles_tendon.
- Rantalainen, T., Pesola, A. J., Quittner, M., Ridgers, N. D. & Belavy, D. 2017. Are habitual runners physically inactive? *Journal of Sports Sciences* 36(16), 1793–1800.
- Reito, A., Logren, H-L., Ahonen, K., Nurmi, H., Paloneva, J. 2017. Akuutin akillesjänterepeämän hoito Keski-Suomen keskussairaalassa vuosina 2010–2015. *Duodecim* 133(5), 489–496.
- Sonografia.fi. 2016. Akillesjänteen ultraäänikuvaus. Viitattu 13.11.2018. <https://sonografia.fi/ultraaanitietoa/akillesjanteen-ultraaanikuvaus/>.
- Saarakkala, T. 2013. Ultraäänikuvantamisen perusteet. *Duodecim*. Viitattu 13.11.2018. http://www.terveysportti.fi/xmedia/www/esittelyt/850_esittely.pdf.
- Screen, H. R. C., Berk, D. E., Kadler, K. E., Ramirez, F. & Young, M. F. 2015. Tendon functional extracellular matrix. *Journal of Orthopaedic Research* 33(6), 793–799.

- Skender, S., Ose, J., Chang-Claude, J., Paskow, M., Brühmann, B., Siegel, E.M., Steindorf, K. & Ulrich, C.M. 2016. Accelerometry and physical activity questionnaires-a systematic review. *BMC public health* 16(1), 515.
- Soroceanu, A., Sidhwa, F., Aarabi, S., Kaufman, A. & Glazebrook M. 2012. Surgical versus nonsurgical treatment of acute Achilles tendon rupture: a meta-analysis of randomized trials. *The Journal of bone and joint surgery* 94, 2136–2143.
- Svensson, R. B., Herchenhan, A., Starborg, T., Larsen, M., Kadler, K.E., Qvortrup, K. & Magnusson, S. P. 2017. Evidence of Structurally Continuous Collagen Fibrils in Tendons. *Acta Biomaterialia* 50, 293–301.
- Tulikoura, I. 2000. Teemana lääketiede. *Huippu-urheilu uutiset* 4, 20–21.
- Vainionpää, A., Korpelainen, R., Vihriälä, E., Rinta-Paavola, A., Leppäluoto, J. & Jämsä, T. 2006. Intensity of exercise is associated with bone density change in premenopausal women. *Osteoporosis International*. 17(3), 455–463.
- Volker, J., H. 2018. Triceps Surae. Viitattu 20.8.2019. <https://www.earthslab.com/anatomy/triceps-surae/>.
- Vähä-Ypyä, H., Vasankari, T., Husu, P., Mänttari, A., Vuorimaa, T., Suni, J. & Sievänen, H. 2015. Validation of cut-points for evaluating the intensity of physical activity with accelerometry-based mean amplitude deviation (MAD). *Plos one*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134813>.
- Vähä-Ypyä, H., Vasankari, T., Husu, P., Suni, J. & Sievänen, H. 2015. A universal, accurate intensity-based classification of different physical activities using raw data of accelerometer. *Clinical physiology and functional imaging* 35(1), 64-70.
- Zhou, Y., Li, J-Z., Zhou, G. & Zheng, Y-P. 2012. Dynamic Measurement of Pennation Angle of Gastrocnemius Muscles During Contractions Based on Ultrasound Imaging. *Biomedical Engineering OnLine* 11(63). <https://doi.org/10.1186/1475-925X-11-63>.
- Walker, B., Grönholm, M., Salminen, M. & Wegelius, I. 2014. *Urheiluvammat – ennaltaehkäisy, hoito, kuntoutus ja kinesioteippaus*. 1. painos. Lahti: VK-kustannus.
- Wallace, R. G. H., Heyes, G. J. & Michael, A. L. R. 2011. The non-operative functional management of patients with a rupture of the tendo Achillis leads to low rates of re-rupture. *The Bone & Joint Journal* 93(10), 1362–1366.
- Weisskirchner-Barfod, K., Bencke, J., Bloch-Lauridsen, H., Dippmann, C., Ebskov, L. & Troelsen, A. 2015. Nonoperative, Dynamic Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture: Influence of Early Weightbearing on Biomechanical Properties of the Plantar Flexor Muscle-Tendon Complex – A Blinded, Randomized, Controlled Trial. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 54(2), 220–226.

Westlin, O., Nilsson-Helander, K., Grävare Silbernagel, K., Möller, M., Kälebo, P. & Karlsson, J. 2016. Acute Ultrasonography Investigation to Predict Reruptures and Outcomes in Patients With an Achilles Tendon Rupture. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 4(10). <https://doi.org/10.1177/2325967116667920>.

Williams, J. G. P. 1986. Achilles tendon lesions in sport. *Sports Medicine* 3(2), 114–135.