

**AKILLESJÄNTEEN PAKSUUTTA MÄÄRITTÄVÄT TEKIJÄT JA LIHASARKKI-
TEHTUURI VAIHDEVUOSI-IKÄISILLÄ NAISILLA**

Emilia Laitinen

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2017

Ohjaajat: Janne Avela ja Taija Juutinen

TIIVISTELMÄ

Laitinen, E. 2017. Akillesjänteen paksuutta määrittävät tekijät ja lihasarkkitehtuuri vaihdevuosi-ikäisillä naisilla. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 45 s.

Vaihdevuodet ja ikääntyminen saavat aikaan lihasvoiman nopean laskun ja tämä vaikuttaa myös toimintakykyyn. Jopa 15-25 % lihasvoimasta voi laskea vaihdevuosien seurauksena. Lihaksen arkkitehtuurisia muuttujia on tutkittu ikääntymiseen liittyen jonkin verran ja sukupuolihormoneilla uskotaan olevan vahva yhteys lihasvoiman laskuun ikääntymisen myötä. Estrogeenin ja progesteronin vaikutuksia naisten lihasvoimaan ei vielä kattavasti tunneta. Lihaksen toiminnan ja voiman välityksen kannalta tärkeä rakenne on jänne. Jänteet koostuvat tuhansista sylinterin muotoisista kollageenifibreistä. Ihmiskehon jänteiden koko ja muoto vaihtelevat lihaksen käyttötarkoituksen mukaan. Akillesjänne on ihmiskehon suurin, vahvin ja paksuin jänne. Suurta voimaa tuottavissa lihaksissa jänteet ovat lyhyehköjä ja paksuja kun taas koordinaatiota ja hienomotoriikkaa vaativia liikkeitä tuottavissa lihaksissa jänteet ovat ohuita ja pitkiä. Jänteen paksuuteen vaikuttavat muun muassa fyysinen aktiivisuus ja lihasvoima, ylipaino, ikä sekä hormonitasot. Jänteen vauriot voivat myös aiheuttaa jänteen paksuuntumista, mutta tässä tutkimuksessa keskitytään jänteen paksuuteen vaikuttaviin tekijöihin terveissä jän-teissä.

Tämän pro gradu-tutkielman tarkoituksena oli selvittää vaihdevuosi-vaiheessa olevien naisten akillesjänteen paksuuteen vaikuttavia tekijöitä sekä lihasarkkitehtuuria. Tämä tutkimus oli osana suurta Jyväskylän yliopiston tutkimushanketta, jossa tutkitaan monipuolisesti estrogeenin vaikutusta keski-ikäisillä naisilla. Tutkimuksessa mitattiin 94 vaihdevuosi-vaiheessa olevan naisen ($51,6 \pm 2,1$ vuotta) estrogeenitaso verikokeella sekä akillesjänteen pituus ja paksuus, kaksoiskantalihaksen pituus, sen lihassyiden pituus ja pennaatiokulma ultraäänikuvantamisen avulla. Tutkittavien fyysistä aktiivisuutta mitattiin kiihtyvyyssantureilla ja kartoitettiin kyselylomakkeen avulla. Ultraäänikuvat analysoitiin Image J-ohjelmistolla. Mitattujen muuttujien välisiä yhteyksiä tutkittiin korrelaation ja regressioanalyysin avulla.

Akillesjänteen paksuus vaihdevuosi-ikäisillä naisilla oli keskimäärin $0,53 \pm 0,06$ cm. Estrogeenitason keskiarvo ja vaihteluväli tutkittavilla oli keskimäärin $0,27 \pm 0,21$ nmol/L. Nilkan ojentajalihasten maksimivoiman keskiarvo ja vaihteluväli oli 780 ± 223 N. Subjektiiivisesti arvioitu fyysinen aktiivisuusluokka tutkittavilla oli keskimäärin 3,5. Yli kolmannes (40,4 %) tutkittavista ilmoitti liikkuvansa 3–5 kertaa viikossa jonkin verran hikoillen ja hengästyen. Vain 3,2 % tutkittavista ilmoitti liikkuvansa vain sen verran, että päivittäiset toiminnot tulevat hoidettua. Kiihtyvyyssanturilla mitatun fyysisen aktiivisuuden määrä keskittyy kevyeen fyysiseen aktiivisuuteen. Kevyttä fyysistä aktiivisuutta tutkittavilla oli keskimäärin 297 ± 82 minuuttia, keskiraskasta fyysistä aktiivisuutta 46 ± 28 minuuttia ja raskasta fyysistä aktiivisuutta 7 ± 10 minuuttia mittarin päälläoloajasta. Regressioanalyysin perusteella akillesjänteen paksuutta vaihdevuosi-ikäisillä naisilla määrittävät estrogeenitaso ($r=-0,307$, $p=0,004$) sekä subjektiiivisesti arvioitu fyysinen aktiivisuus ($r=0,231$, $p=0,027$). Hypoteesin vastaisesti nilkan ojentajalihasten lihasvoiman ja akillesjänteen paksuuden välillä ei ollut yhteyttä. Ristiriitaan vaikuttanee tarkkuuden vaihtelu mittausvaiheessa, mittaajien väliset erot sekä analysoinnin tarkkuus. Aiempi tutkimustieto osoittaa, että akillesjänteen paksuuteen vaikuttavat fyysinen aktiivisuus, estrogeenitaso sekä lihasvoima. Tässä tutkimuksessa tulokset olivat yhtenevät kahden edellä mainitun muuttujan osalta, mutta lihasvoiman ja akillesjänteen paksuuden väliltä ei löydetty yhteyttä.

Avainsanat: akillesjänne, estrogeeni, ultraäänikuvantaminen

ABSTRACT

Laitinen, E. 2017. Variables determining Achilles tendon thickness and muscle architecture in menopausal women. Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä. Master's Thesis in biomechanics, 45 pp.

Menopause and aging cause rapid decrease in muscle strength. As much as 15–25 % decrease in muscle strength may occur caused by menopause. Muscle architectural changes related to aging has been studied a fair bit and it is believed that the sex hormones have a strong relationship with decrease of muscle strength during aging. However it is not well known how estrogen and progesterone effect on muscle strength. Tendon is an important structure to enable muscle function and force production. Tendons consist of thousands of cylindrical bundles of collagen fibers. Size and shape of human tendons vary depending on the use of the muscles. Achilles tendon is the largest, strongest and thickest tendon in human body. Usually muscles that produce the highest forces have thick and short tendons. Conversely muscles used in coordination and high motor functions have thin and long tendons. Variables effecting on tendon thickness are for example physical activity and muscle strength, obesity, age and hormonal levels.

The aim of this master's thesis was to study Achilles tendon thickness and muscle architecture in menopausal women. Main goal was to find the variables to determine the thickness of Achilles tendon. This study was a part of a larger study concerning on estrogen effects in menopausal women. There were 94 menopausal ($51,6 \pm 2,1$ years) women in this study. Their estrogen level was tested by blood tests. Achilles tendon length, -thickness, gastrocnemius muscle length, gastrocnemius fascicle length and pennation angle were studied in ultrasonography measurements. Also subjects' physical activity was measured with accelerometers. The ultrasound images were analyzed with Image J- program and the results were documented on excel-chart. The correlations between measured variables were tested in statistical analysis and also regression analysis was processed.

The thickness of Achilles tendon in menopausal women was $0,53 \pm 0,06$ cm. Estrogen level was $0,27 \pm 0,21$ nmol/L in average. Physical activity level was reported to be 3,5 in average. Over one third (40,4 %) of the subjects reported physical activity that causes sweating and breathlessness 3–5 times a week. Only 3,2 % of the subjects reported only the amount that allows them to complete the daily tasks. Accelerometer data in most of the subjects is mainly light physical activity. Light physical activity was recorded 297 ± 82 minutes on average, moderate physical activity 46 ± 28 minutes and vigorous physical activity 7 ± 10 minutes of the accelerometer wearing time. The main outcome of the study is that Achilles tendon thickness is determined by estrogen level ($r=-0,307$, $p=0,004$) and subjectively estimated physical activity ($r=0,231$, $p=0,027$). Against the hypothesis there were no connection between muscle force in plantar flexor muscles and Achilles tendon thickness. Contrary may be explained by fluctuation in measuring practice and analysis. We have to take into account also inter-researcher variability. Previous studies show that physical activity, estrogen level and muscle force effect on Achilles tendon thickness. In this research the results are similar with physical activity and estrogen level. However there was no relationship with muscle force and Achilles tendon thickness.

Keywords: Achilles tendon, estrogen, ultrasonography

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT	3
1 JOHDANTO.....	1
2 LUURANKOLIAKSEN ANATOMIA JA ARKKITEHTUURI.....	3
2.1 Lihaksen sulkamaisuus.....	4
2.2 Lihassäikeen pituus	5
2.3 Lihassolujen pennaatiokulma.....	6
2.4 Lihaksen poikkipinta-ala	7
3 JÄNTEEN RAKENNE	8
4 IKÄÄNTYMINEN	10
5 VAIHDEVUODET	12
6 JÄNTEEN PAKSUUTEEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT	14
6.1 Lihaskoivu ja jänteen jäykkyys	14
6.2 Fysiologinen poikkipinta-ala ja lihaskolujen pennaatiokulma	16
6.3 Fyysinen aktiivisuus.....	17
6.4 Ylipaino.....	18
6.5 Hormonitasot.....	19
7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYKSET	22
8 MENETELMÄT.....	23
8.1 Tutkittavat	23
8.2 Taustatietokysely.....	25
8.3 Ultraäänikuvantaminen	25
8.4 Voiman mittaaminen.....	27
8.5 Fyysinen aktiivisuus.....	28
8.6 Analyysit	29
8.6.1 Ultraäänikuvien analysointi.....	29
8.6.2 Nilkan ojentajalihasten voiman analysointi	30
8.7 Tilastollinen analysointi	31
9 TULOKSET.....	32
9.1 Lihaskitehtuuriin liittyvät muuttajat	32
9.2 Nilkan ojentajalihasten voima.....	33
9.3 Fyysinen aktiivisuus	33

9.4 Akillesjänteen paksuutta määrittävät muuttujat	34
POHDINTA.....	37
LÄHTEET	41

1 JOHDANTO

Lihakset luovat perustan ihmisen liikkumiselle ja asennon muutoksille. Lihaksen arkkitehtuuri antaa voimantuotolle fysiologisen pohjan. Lihaksen arkkitehtuurisia muuttujia ovat lihasäikeiden pituus, jänteen pituus, fysiologinen poikkipinta-ala sekä lihassolujen pennaatiokulma. (Chincisan ym. 2015.) Lihasten toiminnan kannalta välttämätön rakenne on jänne. Jänne kiinnittyy lihaksen sekä proksimaaliseen että distaaliseen päähän. Jänteiden kautta lihasten tuottama voima siirtyy niveliin ja mahdollistaa liikkeen. Niin ikään jänteiden koko ja muoto vaihtelee ihmiskehon osien mukaan (Benjamin ym. 2008). Eniten jänteen rakenteeseen vaikuttaa sen käyttötarkoitus. Hienomotoriikkaan erikoistuneiden lihasten jänteet ovat pidempiä ja ohuempia, kun taas suurta voimantuottoa ja kestävyyttä vaativissa lihaksissa on yleensä paksut ja lyhyehköt jänteet. (Hodgson ym. 2012.)

Lihassoikeus, joka usein korreloi toiminnan kanssa, alentuu nopeasti vaihdevuosien ja ikäänymisen myötä (Lowe ym. 2010; Onambélé-Pearson 2009; Wu ym. 2016). Jopa 15-25 % lihasvoimasta voi laskea vaihdevuosien seurauksena. Vaihdevuosien aiheuttaman voimanlaskun lisäksi ikäänyminen aiheuttaa lisää voimanlaskua. (Onambélé-Pearson 2009.) Ikäänymisen ja vaihdevuosien aiheuttamia muutoksia lihaksen arkkitehtuurisissa muuttujissa onkin tutkittu jonkin verran, mutta ikäänymisen aiheuttaman voimanlaskun nopeuteen ja määrään vaikuttavat tekijät eivät vielä ole täysin selvillä. Sukupuolihormoneilla uskotaan olevan vaikutusta tähän. Kun taas seerumin testosteronitasolla on merkitystä lihasvoiman laskuun ikäänymineillä miehillä, ei suhdetta estrogeenin ja progesteronin ja lihasvoiman välillä naisilla vielä tunneta. (Lowe ym. 2010.)

Lihaksen arkkitehtuuri vaikuttaa lihaksen supistumisnopeuteen ja voimantuottoon. Näin ollen erilaiset lihastyypit (sukkulamainen tai sulkamainen) toimivat hieman eri tavoin. (McArdle ym. 2015, 364.) Lihasten arkkitehtuuristen muuttujien mittaaminen ja tutkiminen antaa tärkeää tietoa lihaksen toiminnasta, sillä jopa isometrisessä lihastyössä lihasäikeiden pituudessa tapahtuu muutoksia (Kawakami ym. 1998). Lihaksen arkkitehtuuristen muuttujien määrittämiseen on olemassa useita eri metodeja. Ennen kehittyneempiä tutkimusmetodeja käytettiin arkkitehtuuristen muuttujien määrittämiseen ruumiinavausta (Scott ym. 1993). Tänä päivänä yksi laajimmin käytössä olevista non-invasiivisista metodeista on kuitenkin ultraäänikuvantaminen (engl. ultrasonography) (Kwah ym 2013; Hodgson ym. 2012). Näiden lisäksi mene-

telminä voidaan käyttää magneettikuvausta (MRI), diffusion tensor MRI:tä (DTI) tai sono-myografiaa (SMG) (Scott 1993; Narici 1999; Zhou ym. 2012; Kwah 2013.)

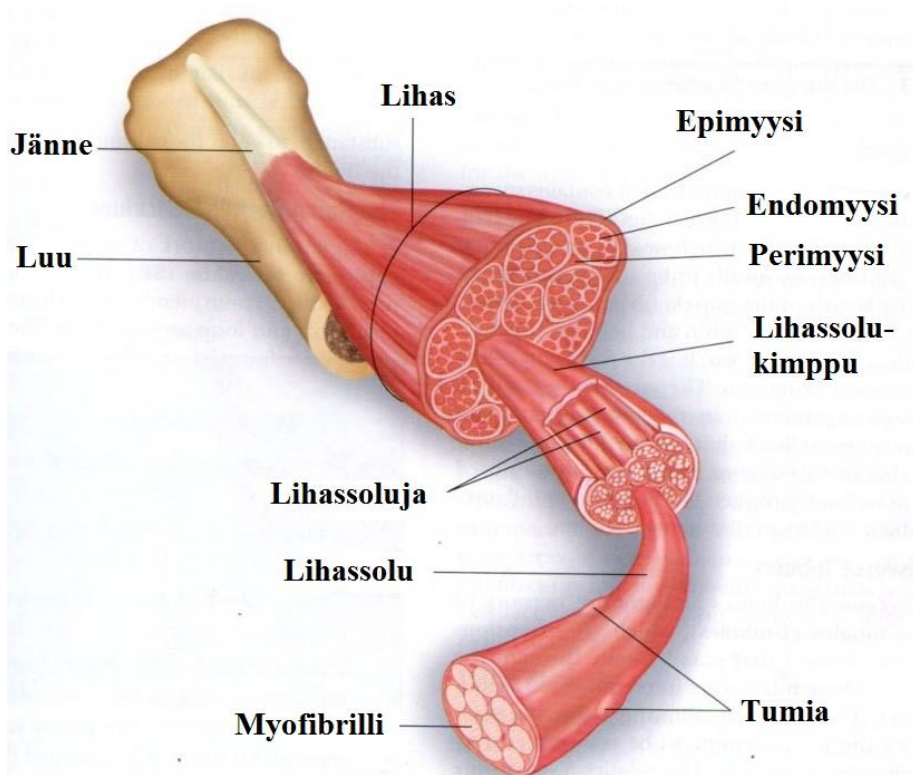
Akillesjänne on ihmiskehon suurin, vahvin ja paksuin jänne (Gibbon ym. 2000). Se on myös yleisin ylikuormittumisessa vaurioituva rakenne erityisesti urheilijoilla, mutta myös tavallisilla liikkujilla (Kjaer ym. 2009). Kovalla alustalla juokseminen, nilkan heikko liikkuvuus ja heikko voimataso altistavat jänteen vaurioille (Gibbon ym. 2000). On olemassa useita erilaisia jänteen vammatyyppejä kuten peritendiniitti eli jänteen tulehdustila, tendinosis ja jänteen repeämä, jotka voivat vaikuttaa jänteen rakenteeseen (Karjalainen ym. 2000).

Estrogeeni vaikuttaa jänteen adaptoitumiseen. Tutkimustiedon mukaan korkeat estrogeenitasot voivat vaikuttaa kollageenisynteesiin sitä vähentämällä. Näin ollen estrogeenitason ollessa korkea, voi sen vaikutus jänteeeseen olla käänteinen. (Bryant ym. 2008; Kjaer ym. 2009.) Jänteen adaptaation lisäksi estrogeeni ja androgeenit vaikuttavat verbaaliseen sujuvuuteen, käytökseen, tilan hahmottamiseen, sanallisiin muistitesteihin ja tarkkoihin motorisiin taitoihin. Estrogeeni on myös linkitetty masennukseen ja masennuksen hoitoon. Näin ollen estrogeenin vaikutusten ymmärtäminen vaihdevuosiin liittyen on tärkeää yleisen hyvinvoinnin kannalta. (McEwen & Alves 1999.) Estrogeenin vaikutuksen ymmärtäminen myös lihasarkkitehtuuriin ja voimantuottoon liittyen on perusedellytyksenä turvallisen harjoitteluohjelman perustalle erityisesti kilpaurheilussa, mutta myös arkiliikuntaa suunniteltaessa (Kubo ym. 2009).

Tämän pro gradu-tutkielman tarkoituksena oli tutkia vaihdevuosi-ikäisten naisten akillesjänteen paksuutta määrittäviä tekijöitä sekä lihasarkkitehtuuria. Tutkimus on osana suurempaa tutkimusta, jossa tutkitaan estrogeenin vaikutusta erilaisiin fysiologisiin, biologisiin ja biomekaanisiin muuttujiin.

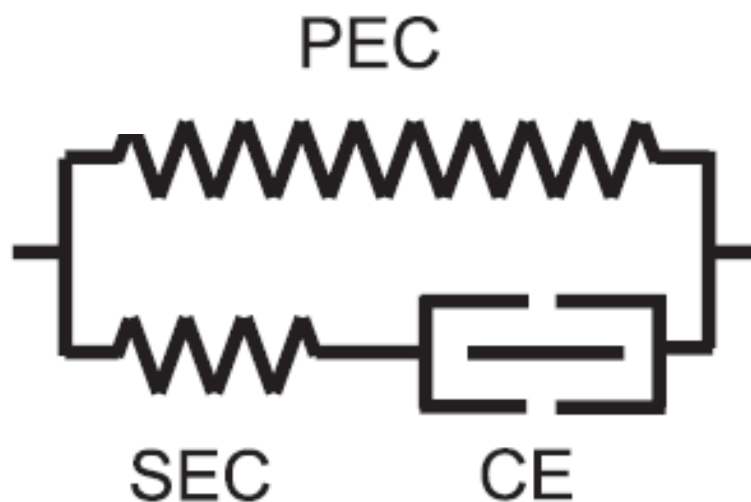
2 LUURANKOLIAKSEN ANATOMIA JA ARKKITEHTUURI

Noin 40 % ihmisen elimistöstä on luurankolihasta. Lihakset koostuvat lihassäikeistä, joiden halkaisija on 10-80 µm. Lihassäikeet ulottuvat useimmissa lihaksissa koko lihaskuituun. Jokainen lihassäike muodostuu sadoista tai jopa tuhansista myofibrilleista. Myofibrillit puolestaan koostuvat noin 1500 myosiinifilamentista ja noin 3000 aktiinifilamentista. Aktiini- ja myosiinifilamentit ovat proteiinimolekyylejä, jotka saavat aikaan lihaksen supistumisen. (Guyton & Hall 2011, 71-72.) Yksittäistä lihassäikettä ympäröi kalvomainen perimyysi (kuva 1). Lihassäikekimppua ympäröi endomyysi ja koko lihasta ympäröi epimyysi. Kalvon ulkoreunus koostuu polysakkaridista ja sisältää runsaasti kollageenia. Lihaksen molemmista päistään solukalvo kiinnittyy jänneeseen. Jännesäikeet muodostavat kimppuja ja kimput jänneeseen, joka kiinnittyy luuhun. (Guyton & Hall 2011, 71-72.) Suurin osa kehon lihaksista kuuluu sulkamaisiin tai sukkulamaisiin lihaksiin. Näiden lisäksi on myös olemassa viuhkamaisia ja yhdensuuntaisia lihaksia (Jenkins 2005, 115).



KUVA 1. Lihaksen poikkileikkauskuvat (<http://completesoccertraining.blogspot.fi> muokattu).

Lihaksen mekaanisen mallin mukaisesti lihas koostuu supistuvasta osasta ja elastisista osista (kuva 2). Elastiset osat ovat sarjaelastinen- ja rinnakkaiselastinen komponentti. Sarjaelastinen komponentti sijaitsee osittain jänteessä ja osittain poikittaissilloissa aktiinin ja myosiinin välissä. (Komi 1984.) Sarjaelastinen komponentti jaetaan aktiiviseen ja passiiviseen osaan. Aktiivinen osa edustaa poikittaissiltojen ja myofilamenttien elastisuutta. Passiivinen osa edustaa jänteen ja aponeuroosin elastisuutta. (Enoka 2008, 231.) Sarjaelastisen komponentin ansiosta lihaksella on kyky varastoida elastista energiaa lihasta venytettäessä. Rinnakkaiselastinen komponentti puolestaan antaa lihakselle ominaisuuden vastustaa venytystä lihaksen ollessa passiivinen. Tämä rakenne koostuu lihassolun solukalvosta ja lihaksen ympärillä olevasta sidekudoksesta. Lihaksen mekaaninen malli mahdollistaa lihaksen elastiset ominaisuudet. (Komi 1984.)



KUVA 2. Lihaksen mekaaninen malli. Kuvassa PEC = rinnakkainen elastinen komponentti, SEC = peräkkäinen elastinen komponentti ja CE = supistuva osa. (Hoffman ym. 2012.)

2.1 Lihaksen sulkamaisuus

Sulkamaisiin lihaksiin kuuluvat yksisulkaiset (engl. unipennate), kaksisulkaiset (engl. bipennate) ja monisulkaiset (engl. multipennate) -lihakset. Sulkamaiset lihakset nimensä mukaisesti muistuttavat ulkonäöltään linnun sulkia. Sulkamaisissa lihaksissa tukikudokset, jänteet sekä

suhteellisen lyhyet lihassolut muodostavat laajemman poikkipinta-alan kuin sukkulamaisissa lihaksissa. Tämä johtuu siitä, että määrällisesti enemmän sarkomeereja on pakkautuneena pienemmälle fysiologiselle poikkipinta-alalle. Suuri lihaksen pennaatiokulma (esimerkiksi 30 astetta) johtaa yksittäisen lihassäikeen alentuneeseen voimantuottokapasiteettiin, mutta lihasolujen pennaatio mahdollistaa lihassolujen tehokkaan pakkaantumisen pienelle poikkipinta-alalle. Näin ollen sulkamaisilla lihaksilla on suuri voimantuottokapasiteetti. (McArdle ym. 2015, 364.) Sulkamaisilla lihaksilla on myös usein pitkät jänteet ja aponeuroosit. Tämä mahdollistaa lihassäikeiden pituuden muutokset voiman välittyessä eri nivelkulmilla. (Kawakami ym. 1998.)

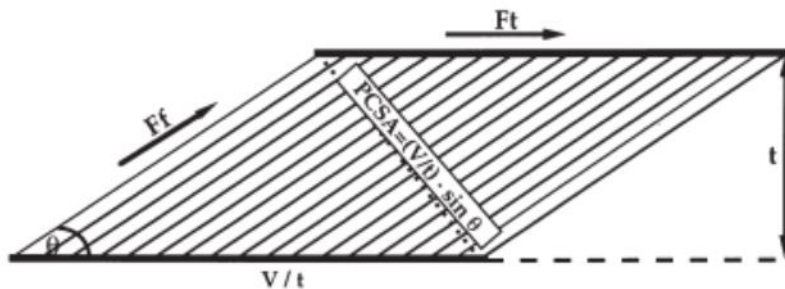
Sulkamaiset lihakset eroavat sukkulamaisista lihaksista useilta ominaisuuksiltaan. Sulkamaisissa lihaksissa lihassolut ovat lyhyempiä ja lihassoluja on enemmän. Myös lihassolujen liikeala on pienempi. Esimerkkejä sulkamaisista lihaksista ovat suora reisilihas eli musculus rectus femoris, hartialihäs eli musculus deltoideus ja kaksoiskantalihas eli musculus gastrocnemius. (McArdle ym. 2015, 364-365.)

2.2 Lihassäikeen pituus

Lihassäikeet muodostavat lihassolukimppuja ja usein viitataan säikeiden pituudella koko lihassolukimppun pituuteen. Tarkemmin katsottuna kuitenkin tulisi viitata yksittäisen lihassäikeen pituuteen. Lihassäikeiden pituudet vaihtelevat lihaksittain. Sukkulamaisissa lihaksissa lihassäikeet voivat olla jopa koko lihaksen pituisia, kun taas sulkamaisissa lihaksissa lihassäikeet ovat huomattavasti lyhyempiä. Lihassäikeet muodostavat sarjoina toiminnallisia yksiköitä ja niiden pituus on sama kuin lihassolukimppujen pituus. Näin ollen lihaksen supistuksessa lihassäikeen pituudessa tapahtuvat muutokset ovat yhtä suuria kuin lihassolukimppussa tapahtuvat muutokset. Pennaatiolihasissa lihassäikeet ovat asettautuneet viistosti jänteeseen nähden ja näin ollen lihaksen supistuessa lihassäikeiden pituudessa tapahtuu muutoksia, mutta myös pennaatiokulma muuttuu supistuksen aikana. (Kawakami ym. 1998.)

2.3 Lihassolujen pennaatiokulma

Lihassäikeet voivat kulkea lihaksessa joko lihaksen suuntaisesti kuten sukkulamaisissa lihaksissa tai viistosti aponeuroosiin nähden kuten sulkamaisissa lihaksissa. Lihassyiden kulkiessa viistosti aponeuroosiin nähden muodostuu lihakseen pennaatiokulma. Lihaksen pennaatiokulma tarkoittaa lihassolujen ja lihaksen voimantuottoakselin välistä kulmaa kuten kuvasta 3 voidaan havaita. Toisin sanottuna kulma on lihassyiden ja syvemmän aponeuroosin välinen kulma. (Lieber & Fridén 2001; Zhou ym. 2012.) Lihaksen pennaatiokulma on tärkeä lihaksen toimintaan vaikuttava tekijä (Zhou ym. 2012). Pennaatiokulma on yhteydessä lihaksen maksimivoimantuottoon ja liikealaan, mutta kulma voi vaihdella saman lihaksen sisällä pinnallisissa ja syvissä lihassoluissa (Chincisan ym. 2015; Lieber & Fridén 2001). Lihaksen supistuminen vaikuttaa pennaatiokulmaan sillä pennaatiokulma kasvaa useissa lihaksissa supistuksen aikana. (Zhou ym. 2012.) Lihaksen pennaatio-ominaisuuden vuoksi lihassäikeet ovat lyhyempiä, mutta pakkautuvat tehokkaasti rinnakkain ja vaikuttavat näin ollen lihaksen poikkipintaalaan (McArdle ym. 2015, 364).



KUVA 3. Lihaksen pennaatiokulma (θ) sekä fysiologisen poikkipinta-alan (PCSA) määrittäminen (Narici 1999).

Pennaatiokulma vähentää jänteeseen kohdistuvaa voiman määrää. Lihassolujen lyhentyessä ne samanaikaisesti kiertyvät ja saavat aikaan lihaksen lyhenemisen olettaessa että lihas on tasapaksu. Pennaatiokulman on osoitettu korreloivan raajan maksimaalisen kulmanopeuden kanssa. Suuri pennaatiokulma mahdollistaa myös suuremman määrän sarkomeerejä järjestäytyessä rinnakkain samassa lihastilavuudessa lisäten lihaksen fysiologista poikkipinta-alaa. (Stenroth ym. 2015.)

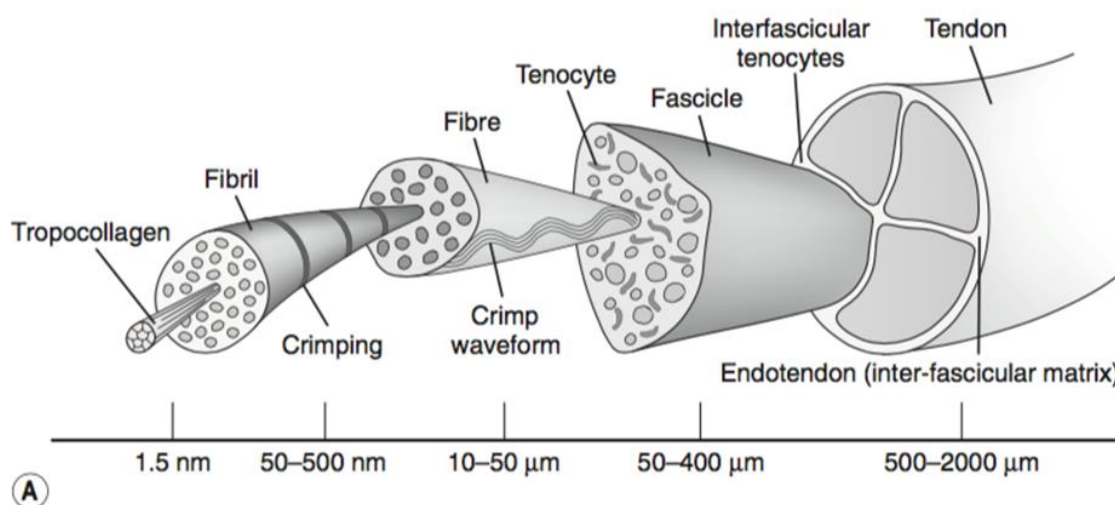
2.4 Lihaksen poikkipinta-ala

Lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala tarkoittaa pinta-alaa, joka muodostuu lihaksen paksumpaan kohtaan, kun lihassyt leikataan poikki suorassa kulmassa (kuva 3). Sukkulamaisissa lihaksissa anatominen poikkipinta-ala ja fysiologinen poikkipinta-ala ovat yhtenevät, mutta sulkamaisissa pennaatiolihaksissa anatominen poikkipinta-ala kattaa vain osan fysiologisesta poikkipinta-alasta. Fysiologista poikkipinta-alaa laskettaessa tulee ottaa huomioon lihaksen volyyymi, aponeuroosien etäisyys toisistaan sekä lihaksen pennaatiokulma. (Narici 1999.)

3 JÄNTEEN RAKENNE

Jänne toimii lihaksen jatkeena kiinnittyessään luihin ja välittäessään lihasten tuottamaa voimaa. Tämä mahdollistaa ihmisen liikkumisen. Luurankolihasjen jänteet muodostuvat tuhansista sylinterin muotoisista kollageenisäikeistä (Hodgson ym. 2012). Kollageeniä on jänteissä jopa 65-80 % jänneen kuivapainosta ja elastiinia 1-2 % kuivapainosta. Elävässä ihmisessä jänneen painosta kuitenkin suuri osa on vettä. Nämä yhdessä luovat jänneelle kyvyn vastustaa siihen kohdistuvia voimia ja mahdollistavat sen elastisuuden. (Kannus 2000.) Kollageenia on rakennusaineena hiuksissa, ihossa, kynsissä, luissa, jänteissä sekä nivelsiteissä (McArdle ym. 2015, 33).

Jänteessä olevan pienimmän yksikön nimi on tropokollageeni, joka on paksuudeltaan vain 1,5 nm. Tropokollageeni muodostaa mikrofibrillejä ja mikrofibrillit edelleen subfibrillejä. Subfibrillit muodostavat fibrillin ja fibrillit muodostavat kollageenisäikeen. Kollageenisäiekimput muodostavat jänneen (kuva 4). Jännettä ympäröi tuppimainen endotenon-rakenne. (McArdle ym. 2015, 357.) Kollageenisäikeiden asettuminen jänteessä riippuu siitä, minkä lihaksen jänne on kyseessä. Yleisimmin säikeet ovat asettuneet jänneen suuntaisesti, mutta akillesjänneen kiinnittyessä useampaan lihakseen tekee se siitä hieman monimutkaisemman rakenteen. Akillesjänneessä säikeet ovat asettuneet kolmiulotteisesti ja tämä mahdollistaakin sen kovan vetolujuuden ja kyvyn kestää siihen kohdistuvia suuria voimia. (Hodgson ym. 2012; Kannus 2000.)



KUVA 4. Jänneen rakenne. <http://www.physio-pedia.com/>.

Yleisesti ottaen voidaan todeta, että jänteet ovat pitkiä ja ohuita lihaksissa jotka tuottavat motorisesti haastavampia ja herkkiä liikkeitä. Sen sijaan suurta voimaa tuottavissa lihaksissa kuten reisien lihaksissa on paksut ja lyhyet jänteet. (Kannus 2000.)

Jänteet välittävät lihaksen tuottamaa voimaa kollageenisäikeiden kautta. Kollageenifibrillien pituus on merkittävä tekijä voiman välittymisessä. Sikiön kehitysvaiheessa syntyy lyhyitä fibrillejä, mutta ne pitenevät nopeasti kehitysvaiheessa. Aikuisen ihmisen jänteen fibrillien pituudesta on ristiriitaista tietoa, sillä mekaaninen data tukee ajatusta siitä, että fibrillit eivät jatku koko jänteen pituudelta. Rakenteelliset tutkimukset puolestaan tukevat käsitystä siitä, että jokainen fibrilli jatkuisi koko jänteen pituudelta. Tukikudokset luovat mekaanisen voiman ja eniten mekaanista voimaa vaativat rakenteet ovat jänteet. Kollageenifibrillien pituudella on suuri merkitys mekaaniseen voimantuottoon ja niiden vaurioitumistyyppiin, sillä lyhyet fibrillit ”luisahtavat” ja pitkät fibrillit repeytyvät. Kollageeni on se proteiini, joka pitää tukikudoksemme muodossaan. (Svensson ym. 2017.)

Fibrillien pituuden määrittäminen ei ole yhtä yksinkertaista kuin niiden ympärysmittan. Yksittäisen fibrillin pituuden määrittämisen ongelma on se, että ne ovat niin ohuita, että niitä ei valo-mikroskopiolla voida erottaa ympäröivistä kudoksista. Fibrillit ovat myös niin pitkiä, että niiden mittaaminen on haastavaa perinteisellä elektromikroskopiolla. (Svensson ym. 2017.)

4 IKÄÄNTYMINEN

Ikääntyminen on ajankohtainen tutkimusaihe, sillä väestön demografia länsimaissa muuttuu ja elinajanodote on kaikkien aikojen korkeimmalla tasolla. Elinajanodotteen nousu on kehityksen tuoma positiivinen ilmiö, mutta kääntöpuolena on se, että yli 65 -vuotiaiden elämänlaatu heikkenee erilaisten sairauksien ja toimintahäiriöiden myötä. Ikävuosia saamme lisää, mutta niin sanotut terveet ikävuodet eivät kuitenkaan lisäänty samaan tahtiin. Ikääntyminen tuo väkisin mukanaan erilaisia sairauksia ja toimintahäiriöitä, jotka vaikuttavat yksilön toimeentuloon ja sosiaalisiin suhteisiin. Tyypillisimmin ikääntyminen vaikuttaa tuki- ja liikuntaelimsistön toimintaan. (Butler-Browne ym. 2013.)

Ikääntymisen tuomat muutokset ovat yksilöllisiä. Ikääntymisen nopeuteen vaikuttavat niin geenit, elintavat kuin aiempi sairaushistoria. Ensimmäiset iän tuomat muutokset jänteissä voidaan havaita jo noin kolmenkymmenen vuoden iässä, kun solutasolla alkaa tapahtua muutoksia monissa kudoksissa. Jänteissä ikääntyminen vaikuttaa sen rakenteeseen niin määrällisellä kuin laadullisellakin tasolla. Jänteiden kollageenipitoisuus laskee, rasvasolujen määrä lisääntyy ja verenkierto vähenee. Kaiken kaikkiaan jänteestä tulee paksumpi ja jäykempi. (Kannus ym. 2005.)

Ikääntymisen myötä lihakset voivat atrofioidua eli niiden massa vähenee. Tämän lisäksi lihasvoima alenee ja vammaherkkyys kasvaa. (Butler-Browne ym. 2013.) Tutkimusten mukaan ikääntyneillä on merkittävästi alentunut niveleen kohdistuva vääntömomentti sekä isometrisen maksimisupistuksen, supra-maksimaalisen supistuksen että konsentrisen supistuksen aikana nilkan ojentajalihaksissa nuoriin ihmisiin verrattuna (Barber ym. 2013; Narici & Maganaris 2006). Eksentrisessä vääntömomentissa ei ikääntyminen puolestaan tuo eroa nuorten ja ikääntyneiden välillä. (Barber ym. 2013.) Stenrothin ja kumppaneiden (2015) mukaan ikääntyneillä urheilijoilla, jotka harjoittelevat säännöllisesti, on parempi hengitys- ja verenkiertoelimistön kunto, aineenvaihdunta sekä luiden kunto. Säännöllinen voimaharjoittelu myös ylläpitää lihasmassaa, lihasten toimintaa ja niiden rakennetta. Karamandis ja Arampatzis (2006) ovat havainneet, että harjoittelemattomien ikääntyneiden ja kestävyysharjoittelua tekevien ikääntyneiden lihasarkkitehtuuri ja jänteiden jäykkyys eivät eroa kaksoiskantalihaksen sisemmässä osassa ja ulommassa reisilihaksessa, mutta kestävyysharjoittelua tekevillä on suurempi pennaatiokulma kaksoiskantalihaksen lihassolukimpuissa.

Lihasmassa, voima ja teho määrittävät ikääntyvien aikuisten liikkumiskykyä, mutta lihasarkkitehtuurin ja jänteen ominaisuuksien merkityksestä liikuntakyvyille tiedetään vielä melko vähän. Stenroth ym. 2015 tutkivat liikkumiskyvyn ja nilkan ojentajalihasten lihasjännekompleksin ominaisuuksia ikääntyneillä aikuisilla. Nilkan ojentajalihasten lihasjänneominaisuudet liittyvät ikääntyneiden aikuisten liikkumiskykyyn riippumatta alaraajojen rasvattomasta massasta, alaraajojen ojennusvoimasta tai -tehosta. Nilkan ojennusvoima ennustaa Stenroth ym. 2015 tutkimuksen mukaan liikkumiskykyä paremmin kuin jalkojen ojennusvoima tai -teho. Tärkeä löydös heidän tutkimuksessaan oli, että nimenomaan lihasarkkitehtuuri ja jänteen ominaisuudet selittivät yksilöiden välisiä eroja liikkumiskyvyssä. (Stenroth ym. 2015.) Stenroth tutkimusryhmineen (2016) on tutkinut myös ikääntyneiden akillesjanteiden jäykkyyttä ja poikkipinta-alaa. Tutkimuksessa tutkittiin ikääntyneitä kestävyysjuoksijoita, ikääntyneitä pikajuoksijoita, ikääntyneiden kontrolliryhmää sekä nuorten kontrolliryhmää. Kaikilla iäkkäiden ryhmillä oli suurempi akillesjänteen poikkipinta-ala nuorten kontrolliryhmään verrattuna. Pikajuoksuryhmän henkilöillä oli merkittävästi suurempi akillesjänteen poikkipinta-ala iäkkäiden kontrolliryhmään verrattuna. Akillesjänteen jäykkyydessä ei ollut suuria eroja ryhmien välillä. Pitkäkestoinen kestävyysharjoittelu näin ollen vaikuttanee samansuuntaisesti ikääntymisen tuoman jänteen poikki-pinta-alan kasvun kanssa. Akillesjänteen jäykkyys pysyi yllä iäkkäiden ryhmissä ja kaikissa iäkkäiden ryhmissä jänteen poikkipinta-ala oli suurempi. (Stenroth ym. 2016.)

Jänteet paksuuntuvat ja poikkipinta-ala kasvaa kuormituksen seurauksena (Couppe ym. 2009.) Eläinkokeiden avulla tutkittuna selittävänä tekijänä jänteen hypertrofialle voidaan pitää sitä, että jänteen pitää kasvaa kompensoidakseen ikään liittyviä mekaanisia muutoksia jänteen kollageenirakenteessa (Wood ym. 2011). Toisena selittävänä tekijänä voidaan pitää sitä, että ikääntyessä jänteen sisäisen rasvan tai veden määrä lisääntyy ja näin ollen kasvattaa jänteen poikkipinta-alaa. (Finlayson ym. 1975, Stenroth ym. 2016 mukaan). Kasvavaa poikkipinta-alaa voi selittää myös se, että jänteellä on tarve adaptoitua, jotta jänteeseen kohdistuvaa maksimaalista kuormitusta voitaisiin vähentää turvalliselle tasolle jänteen ikä huomioon ottaen (Bohm ym. 2015). Poikkipinta-alan tulee olla suhteutettuna jänteeseen kohdistuvan maksimi-voiman kanssa. Ikääntyneiden suurempi jänteen poikkipinta-ala voi mahdollistaa jänteen riittävän jäykkyyden. Tämä voi suojella jännettä kuormituksen aiheuttamilta vammoilta ja lihaksen toiminnalta. Jäykkyyden laskua voidaan osittain kompensoida ikääntymisen myötä lisääntyvien kollageeni-poikittaissiltojen avulla, jotka stabiloivat kollageenirakenteita ja voivat lisätä jälleen jänteen jäykkyyttä. (Stenroth ym. 2016.)

5 VAIHDEVUODET

Vaihdevuosien alkaessa ensimmäisen vuoden aikana naissukupuolihormonien estradiolin ja estronin määrä laskee dramaattisesti. Estradiolin lasku on suhteellisesti suurempaa kuin estronin. Estrogeenipitoisuuden laskiessa follikkeliä stimuloivan hormonin, gonadotropiinin ja luteinisoivan hormonin pitoisuudet puolestaan nousevat. (Sipilä & Poutamo 2002.)

Hormonitasojen muutos vaihdevuosien aikana aiheuttaa useita muutoksia naisen elimistössä. Osa muutoksista vaikuttaa fyysisesti ja osa mielialaan. Vaihdevuosien seurauksena luiden tiheys ja massa laskee, ahdistuneisuus ja masentuneisuus voi lisääntyä ja muita fyysisiin, psykologisiin tai sosiaalisiin ominaisuuksiin liittyviä muutoksia voi seurata. (Soares & Frey 2010.) Fyysisellä aktiivisuudella on tutkittu olevan vaikutusta niin sairauksien esiintyvyyteen kuin vasomotoristen oireiden esiintymiseen vaihdevuosien aikana. Joidenkin tutkimusten mukaan naiset, jotka eivät ole fyysisesti aktiivisia, kärsivät voimakkaammin vaihdevuosien aiheuttamista oireista. (Sharifi ym. 2017.)

Vaihdevuodet vaikuttavat lihasmassaa ja voimatasoja laskevasti, fyysinen hauraus ja kehon rasvan määrä lisääntyy sekä luiden mineraalitiheys laskee (Narici & Managaris 2006). Osteoporoosiriskin kasvu vaihdevuosien seurauksena uskotaankin liittyvän naissukupuolihormonien määrän laskuun (Wood 1994). Myös kehon rasvaton massa vähenee vaihdevuosien myötä ja kehon rasvaisen massan osuus kasvaa (Narici & Managaris 2006; Ronkainen ym. 2009).

Faria ym. (2009) ovat tutkineet vaihdevuosien vaikutusta triceps-suraen lihas-jännekompleksin jäykkyyteen vaihdevuodet ohittaneilla naisilla. Keskimäärin vaihdevuosivaihe kesti naisilla 9 vuotta ja hormonihoito kesti keskimäärin 3,8 vuotta. Tulosten mukaan hormonihoitoryhmän ja hoidottoman ryhmän välillä ei ollut tilastollista eroa jänteen jäykkyydessä. Näin ollen voidaan todeta, että hormonihoitolla ei ole vaikutusta jänteen jäykkyyteen vaihdevuosivaiheessa olevilla naisilla. Yleisesti ottaen lihasjännekompleksin jäykkyyteen vaikuttavat useat tekijät kuten lihakset, jänteet, nivelet, rustokudos, kalvorakenteet sekä luut. (Faria ym. 2009.)

Hormonikorvaushoidon vaikutus

Hormonikorvaushoito eli HRT pitää sisällään yhden tai useamman estrogeenin, joka on muodostettu yhdessä progesteronien kanssa. Tutkimusten mukaan estrogeenien avulla lihasvoimaa voidaan saada säilytettyä. Toiminnallisesti tämä vaikuttaa asennonhallintaan lihasvoiman ylläpidon kautta. On kuitenkin huomattava, että lihasvoiman parantuminen HRT:n seurauksena ei tutkimusten mukaan johdu yksinomaan välittömästä estrogeenin lisääntymisestä verenkierrossa. Tutkimusten mukaan estrogeenitaso (estradioli ja estroni) nousee nopeasti, mutta lihasvoima kasvaa hitaammin. (Onambélé-Pearson 2009.)

Onambélé-Pearson:in (2009) tutkimuksen mukaan hormonikorvaushoidon käyttäjillä on viisinkertainen määrä estrogeenia ei-käyttäjiin nähden. He kävelevät 7% nopeammin, hyppäävät 16% korkeammalle, heillä on 8% enemmän rasvatonta kudosta kehossaan ja 5% vähemmän rasvaista kudosta kehossaan verrattuna ei-käyttäjiin. (Onambélé-Pearson 2009.) Ronkaisen ym. (2009) tutkimuksessa monozygoottisilla kaksosilla saatiin samansuuntaisia tuloksia. Hormonikorvaushoitoa saavien liikkuvuus ja lihasvoima olivat paremmat kuin ei-käyttäjillä. Myös kehonkoostumus ja lihasten koostumus oli hormonikorvaushoitoryhmällä optimaalisempi. (Ronkainen ym. 2009.) HRT:n pitkäaikaisvaikutuksia on useita ja vaihtelevat osteoporoosiriskin alenemisesta fysiologisten toimintojen paranemiseen. Negatiivisista vaikutuksista yleisin riski HRT:n käytön yhteydessä uskotaan olevan lisääntynyt riski rintakudoksen muutoksissa ja tämä puolestaan voi johtaa lisääntyneeseen riskiin sairastua rintasyöpään. (Onambélé-Pearson 2009.)

6 JÄNTEEN PAKSUUTEEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT

Jänteen paksuuteen vaikuttavat useat tekijät kuten fyysinen aktiivisuus ja lajitausta, geeniperimä ja naisilla estrogeenitaso (Jozsa & Kannus 1997). Myös elintavoilla kuten tupakoimisella on vaikutusta jänteiden paksuuteen. Tupakoinnin on todettu ohentavan akillesjänteen paksuutta. (Ağladioğlu ym. 2016.) Tutkimusten mukaan akillesjänteen paksuus korreloi myös pituuden kanssa (Pang & Ying 2006). Puolieroja jänteiden paksuudessa esiintyy, sillä usein dominoivan raajan jänteet ovat ei-dominoivan raajan jänteitä huomattavasti paksumpia. Ero korostuu varsinkin hyppylajeissa, joissa ponnistavan jalan akillesjänne on merkittävästi ei-ponnistavan jalan akillesjännettä paksumpi. Tätä selittää kuormittumisen ero raajojen välillä. (Toprak ym. 2012.) Jänteen paksuuteen vaikuttaa merkittävästi fyysinen harjoittelu. Harjoittelu aiheuttaa ensin mikrovaurioita, joita keho aktiivisesti korjaa. Mikrovaurioiden ja korjautumisen kierre aiheuttaa jänteen hypertrofiaa. Toprak ym. (2012) mukaan jänteen paksuus ja poikkipinta-ala korreloivat keskenään. An ym. (1991) löydösten mukaan jänteen poikkipinta-ala korreloi merkittävästi kyseisen lihaksen poikkipinta-alaan.

Ying ym. (2003) ovat tutkineet akillesjänteen paksuutta ja poikkipinta-ala säännöllisesti harjoittelevilla sekä epäsäännöllisesti harjoittelevilla henkilöillä. Tutkimuksessa mitattiin sekä dominoiva että ei-dominoiva jalka. Akillesjänteen paksuutta mitattiin sisemmän kehräsluun korkeudelta viiden eri mittajaan voimin, jotta mittajien välistä vaihtelua pystyttiin arvioimaan. Akillesjänteen paksuudeksi tutkimuksessa saatiin keskiarvona 5,23 mm ja poikkipinta-alaaksi saatiin 56,91mm². Dominoivan jalan akillesjänteen paksuus säännöllisesti harjoittelevilla oli tilastollisesti merkitsevästi (0,35 mm) paksumpi kuin epäsäännöllisesti harjoittelevilla. Myös akillesjänteen poikkipinta-ala oli suurempi säännöllisesti harjoittelevilla verrattuna epäsäännöllisesti harjoitteleviin. Ero oli merkittävä dominoivien jalkojen välillä, mutta ei merkitsevä ei-dominoivien jalkojen suhteen. Tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että harjoittelu vaikuttaa jänteen paksuuteen ja poikkipinta-alaan sitä kasvattamalla. (Ying ym. 2003.)

6.1 Lihassoima ja jänteen jäykkyys

Jänteen pituus on tärkeä yksikkö määritettäessä jänteen jäykkyyttä. Ihmiskehon jänteiden pituudet vaihtelevat kehon osien välillä niin absoluuttisten pituuksien että lihasrunгон pituuteen suhteutettujen pituuksien osalta. (Fukashiro 2006.) Liian vähäinen tai liiallinen jäykkyys jän-

teissä voi lisätä riskiä pehmytkudosten ja luiden vammoille (Faria ym. 2011). Jänne on elastinen jousimainen rakenne. Se varastoi ja vapauttaa energiaa liikkeen aikana ja tämä mahdollistaa lihasmekaanisen työskentelyn säätelyn. (Alexander, 1981; Zajac, 1989, Maganaris & Paul 1999 mukaan). Jänteen jäykkyys on voiman suhde venymään ja se on keskimäärin 1,2 GPa (Ker et al. 1988; Zajac 1989, Maganaris & Paul 1999 mukaan). Jänteen jäykkyyttä voidaan tutkia ultraäänikuvantamisen avulla lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia mittaamalla (Kubo ym. 2001). Ikääntymisen ja vaihdevuosien myötä lihasvoima ja fyysinen toimintakyky heikkenevät ja liikkuvuus rajoittuu. (Faria ym. 2011.) Ikääntyessä lihaksista tulee myös kooltaan pienempiä, alttiimpia vaurioille ja palautuminen on hitaampaa (Narici & Managaris 2006). Farian ym. (2011) tutkimuksessa tutkittiin hormonihoidon vaikutusta kolmipäisen pohjelihaksen lihasjännekompleksin jäykkyyteen. Tutkimuksen tavoitteena oli tutkia lihasjännekompleksin biomekaanisia ominaisuuksia sekä nuorilla naisilla että vaihdevuodet ohittaneilla naisilla. Vaihdevuodet ohittaneilla naisilla esiintyi merkittävästi suuremmat arvot oskillaation taajuudessa, lihasjännekompleksin jäykkyydessä ja lihasjännekompleksin normalisoidussa jäykkyydessä. Värähtelyn vaimenemisen lasku ja lisääntynyt lihasjännekompleksin jäykkyys viittaavat siihen, että vaihdevuodet ohittaneet naiset ovat suuremmassa riskissä vammojen syntymiselle. (Faria ym. 2011.)

Lihasmassan laskuun vaikuttaa eniten lihasheikkous joka puolestaan johtuu motoneuronien neuropaattisista muutoksista. Lihaksen atrofia johtaa lihassolujen määrän laskuun motoneuronien vähenemisen ja lihassolujen apoptoosin vuoksi. Myös lihassolujen koko pienenee erityisesti 2-tyypin lihassoluissa. Pelkästään ikääntyminen ei vaikuta edellä mainittuihin muutoksiin, vaan vaihdevuodet vaikuttavat myös luurankolihasiin. (Narici & Managaris 2006.)

Aiempien tutkimusten perusteella kolmipäisen pohjelihaksen lihasjännekompleksin jäykkyyden ja vammojen välistä yhteyttä ei osata vahvistaa. Joidenkin tutkimusten perusteella kompleksin jäykkyyden lisääntyessä liian suureksi, voi voimantuotto lisääntyä kineettisessä ketjussa ja lopulta johtaa lisääntyneeseen riskiin polven nivelrikon syntymisessä, rasisurmurtumissa, jalkapöydän nivelrikossa ja plantaarifaskiitissa (Butler ym. 2003; Faria ym. 2009). Liian alhainen jäykkyys voi puolestaan johtaa pehmytkudosten vaurioihin ja nivelen instabiliteettiin. Kävelyn kannalta jalkajousen jäykkyyden muutokset ovat tärkeitä, sillä jousen jäykkyyttä lisäämällä mahdollistetaan askeltiheyden lisääminen. Nuorten naisten ja vaihdevuosi-ikä ohittaneiden naisten välillä on löydetty merkittävä ero värähtelyn vähenemisessä. (Faria ym. 2011.) Lihasjännekompleksin jäykkyyteen näyttää vaikuttavan hormonihoidot ja vaihdevuosi-

en vaihe. Kuten Faria ym. 2009 on todennut, vaikuttaa ylipaino lihasjännekompleksin jäykkyyteen sitä jäykistämällä. Vaihdevuosi-ään ohittaneilla naisilla jäykkyys voinee johtua siis ylipainosta. Myös kehon massaan normalisoitu jäykkyys on tutkimuksen mukaan suurempi vaihdevuosi-ään ohittaneilla naisilla. (Faria ym. 2009.)

Elastinen hystereesi on jänteen ominaisuus ja kuvaa materiaalin viskositeetin aiheuttamaa energian katoamista. Tehokkaan liikkumisen kannalta on oleellista jänteen hystereesin määrä. Suuri hystereesi yhdistetään suureen energiahukkaan lämmön muodossa ja näin ollen vähemmän energiaa on käytettävissä liikkeen muodostamiseen. Nisäkkäillä on raportoitu jopa 10 % hystereesejä, mutta on todennäköisempää, että matalampia hystereesejä esiintyy, sillä matalampi hystereesi mahdollistaa suuremman elastisuuden hyväksikäytön ja pienemmän lämmön aiheuttaman vaurion. (Finni ym. 2013.) Säikeet ovat elastisempia energiaa varastoitavien lihasten jänteissä ja näin ollen hystereesin määrä on alhaisempi. Asentoa ylläpitävien lihasten jänteet puolestaan ovat ominaisuuksiltaan vähemmän elastisia ja väsyvät helpommin kuin energiaa varastoitavien lihasten jänteet. Hystereesin määrä on kyseisissä jänteissä suurempi. (Thorpe ym. 2016.) Jänteet joissa on suhteellisesti enemmän suuria kollageenisäikeitä omaavat suurimman vetolujuuden (Magnusson ym. 2003). Joidenkin mielestä hystereesi on niin vähäistä, että sitä ei tarvitse ottaa huomioon. Jäykkyyttä pidetään puolestaan tärkeimpänä vaikuttajana lihasjänneliitoksen toiminnassa. Tutkimuksissa on esitetty muun muassa 2-45 %, 17-35 %, 4-40 %, 10-37 % ja 4-36 % hystereesejä. Suuri variaatio hystereeseissä voi viitata siihen, että toisilla on suurempi riski saada lämpötilan nousun aiheuttamia vammoja. Variaatio voi myös kertoa tutkimusmenetelmien haasteellisuudesta. (Finni ym. 2013.)

6.2 Fysiologinen poikkipinta-ala ja lihassolujen pennaatiokulma

Tutkimusten mukaan lihasarkkitehtuuri ja jänteen ominaisuudet ovat merkittävästi erilaiset nuorilla ja ikääntyneillä (Narici & Maganaris 2007). Sekä lihasarkkitehtuuri että jänteen ominaisuudet vaikuttavat lihassäikeiden pituuteen että -nopeuteen ja tätä kautta ne vaikuttavat lihaksen voimantuottokykyyn sekä tehontuottokykyyn (voima-pituus-suhde, voima-nopeus-suhde). Lihaksen voimantuotto on suurempi pidempillä lihassoluilla, kykenee tuottamaan suuremman voiman ja tehon samalla lihaksen lyhenemisnopeudella. Pidemmät lihassolut tarkoittavat myös sitä, että lyhenemistä sarkomeereja tarvitaan vähemmän yhtä lihasta kohden ja näin ollen mahdollistaa suuremman voiman- ja tehontuoton tietyillä nivelkulmilla. (Lieber & Fridén 2001.) Lihassolujen

pennaatiokulmilla voi myös olla vaikutusta lihaksen toimintakykyyn. (Stenroth ym. 2015.) Pennaatiokulma vähentää jänteeseen kohdistuvaa voiman määrää. Lihassolujen lyhentyessä ne samanaikaisesti kiertyvät ja saavat aikaan lihaksen lyhenemisen oletettaessa että lihas on tasapaksu. (Zajac 1989, Stenroth ym. 2015 mukaan.) Pennaatiokulman on osoitettu korreloivan raajan maksimaalisen kulmanopeuden kanssa. Suuri pennaatiokulma mahdollistaa myös suuremman määrän sarkomeerejä järjestäytymässä rinnakkain samassa lihastilavuudessa lisäten lihaksen fysiologista poikkipinta-alaa. (Wakahara ym. 2013.) Stenroth ym. (2015) tutkimuksessa parempi liikkumiskyky oli niillä, joilla oli suuri lihassolujen pennaatiokulma kantalihaksessa ja akillesjänteen jäykkyys oli suurempi. Lyhyempi lihassolukimpun pituus kantalihaksessa oli yhteydessä parempaan liikkumiskykyyn. Lihassolujen pennaatiokulman suuruuden vaikutus parempaan liikkumiskykyyn liittyy suurentuneeseen lihaksen fysiologiseen poikkipinta-alaan. (Stenroth ym. 2015.)

6.3 Fyysinen aktiivisuus

Fyysisellä aktiivisuudella on todettu olevan vaikutusta jänteen paksuuteen. Egwu ym. (2012) tutkivat fyysisen aktiivisuuden vaikutusta akillesjänteen paksuuteen. Heidän tutkittavansa olivat maanviljelijöitä, tanssijoita, urheilijoita sekä inaktiivisia kontrolliryhmäläisiä. Tutkimuksen mukaan maanviljelijöillä ja urheilijoilla jänteet olivat paksuimmat (3,71 mm vs. 4,52 mm). Tanssijoiden ja kontrolliryhmän jänteiden paksuudet olivat hyvin lähellä toisiaan, mutta olivat merkittävästi maanviljelijöitä ja urheilijoita alhaisemmat (3,22 mm vs. 3,31 mm). Fyysinen aktiivisuus vaikuttaa jänteen paksuuteen jänteen hypertrofian ja lisääntyneen verenkierron vuoksi. Erityisesti urheilijoiden jänteiden kuormitus on niin suurta, että jänne adaptoituu kuormitukseen ja kasvaa jatkuvan suuren kuormituksen seurauksena. (Egwu ym. 2012.) Jänteiden paksuutta lisäävät myös jänteen erilaiset toimintahäiriöt ja tulehdustilat, joita esiintyy paljon myös urheilijoilla (Fisker ym. 2016). Maanviljelijöiden jänteiden paksuutta selittää niin ikään suuri fyysinen kuormitus. Työ sisältää paljon nostoja sekä jaloilla oloa, joten jänteiden kuormitus on istumatyöläistä suurempaa. (Egwu ym. 2012.)

Fyysinen aktiivisuus ja harjoittelu vaikuttavat jänteen paksuuteen myös akuutisti, mutta tutkimustulokset ovat ristiriitaisia. Tutkimusten mukaan eksentrisen harjoittelu voi vaikuttaa akillesjänteen paksuuteen joko sitä kasvattavasti tai pienentävästi. Fisker ym. (2016) tutkivat jänteen adaptaatiota cross-fit-urheilijoilla. Löydösten mukaan jänteen paksuudessa tapahtuu

muutoksia akuutisti. Sekä polvi- että akillesjänne olivat hieman paksummat välittömästi harjoituksen jälkeen verrattuna ennen korkeaintensiteettistä harjoitusta mitattuun arvoon. (Fisker ym. 2016.) Grigg ym. (2009) tutkimuksessa akillesjänteen paksuus puolestaan laski akuutisti harjoituksen seurauksena. Tutkimuksessa verrattiin konsentrista ja eksentristä harjoittelua. Eksentrisen harjoituksen akillesjännettä akuutisti ohentava vaikutus oli neljä kertaa suurempi kuin konsentrisella harjoittelulla, mutta jänne palautui normaaliin paksuuteensa suhteessa nopeammin. Akillesjänne palautui normaaliin paksuuteensa samassa ajassa eksentrisen ja konsentrisen harjoituksen jälkeen, vaikka jänteen paksuuden muutos oli merkittävästi suurempi eksentrisellä harjoitustavalla. Eksentristä harjoittelua käytetään akillesjänteen tendonopatiasta kuntouttamiseen. (Grigg ym. 2009.)

6.4 Ylipaino

Ylipaino on yksi länsimaiden suurimmista terveysongelmista (Castro ym. 2016). Ylipaino ja korkea kolesteroli on yhdistetty kasvaneeseen riskiin sairastua diabetekseen, verenpainetautiin ja muihin sydän- ja verisuonitauteihin. (Abate 2014; Youngblom ym. 2014). Tämän lisäksi myös tuki- ja liikuntaelimestön kuormitus lisääntyy (Abate 2014; Tas 2017). Erityisesti lonkan ja polven nivelrikko on yleistä ylipainoisilla henkilöillä. Useiden tutkimusten mukaan yksilöillä, joilla on jänteen vaurioita, kiputiloja, repeämiä tai joilla konservatiivinen hoito ei toimi, on huomattavasti suurempi rasvasolujen määrä kehossa, kuin henkilöillä ilman vastaavia jänteen toimintahäiriöitä. Kuormaa kannattelevat jänteet kuten polvi- ja akillesjänne ovat tyypillisimmin toimintahäiriöiden kohteena. Jänteen toimintahäiriöt ovat yleisimpiä miehillä, joilla vyötärö-lantio-suhde on kasvanut. Hypoteettisesti on ajateltu, että miehillä, joilla esiintyy akillesjänteen patologisia muutoksia, muutokset johtuvat metabolisesta oireyhtymästä. Puolestaan naisilla estrogeeni vaikuttaa vähentävän rasvakudoksen kertymistä ja näin ollen ennaltaehkäisee jänteen vaurioita. (Abate 2014.)

Ylipaino on biokemiallinen tulehdustila, joka voi vaikuttaa jänteen degeneraatioon. Ylipaino altistaa myös aineenvaihdunnan häiriöille ja sydän- ja verisuonisairauksille. (Abate 2014; Castro ym. 2016.) Ylipaino voi myös vaikuttaa tuki- ja liikuntaelimestön kuntoon. Jänteissä voi tapahtua muutoksia ja tämä voi puolestaan johtaa kipuiluun ja toiminnallisiin häiriöihin. (Tas ym. 2017.) Tärkeimpiä histopatologisia muutoksia ovat pienten kollageenifibrillien niukkuus, uudelleen rakentamisen häiriöt ja lipidi-droplettien laskeuma, joka voi johtaa tendo-

lipomatoosiin. Ylipaino vaikuttaa sekä kuormaa kannatteleviin jänteisiin että kuormaa kanttelemattomiin jänteisiin. Rasvakudokset vapauttavat useita bioaktiivisia peptidejä ja hormoneja. (Abate 2014.) Edellä mainittujen haittavaikutusten perusteella voidaan todeta, että fyysistä aktiivisuutta voidaan suositella painon nousun lopettamiseksi tai painon pudottamiseksi. Kaikki fyysinen aktiivisuus on ylipainoisen henkilön kannalta terveydelle hyödyllistä. (Abate 2014; Castro ym. 2016.) Liikunnan aloittamisessa tulee kuitenkin olla varovainen sillä jänteet, jotka ovat jo osittain vaurioituneet, ovat herkempiä vammojen syntymiselle suhteellisen kuorman kasvaessa. (Abate 2014.)

Tutkimusten mukaan ylipainoisilla yksilöillä akillesjänteen paksuus on merkittävästi suurempi normaalipainoisiin verrattuna. Kuormittavan harjoituksen jälkeen jänteiden paksuus voi pienentyä hetkellisesti, sillä jänteiden vesimäärä vähenee harjoituksen seurauksena. Ylipainoisilla tämä mekanismi on kuitenkin häiriintynyt, sillä jänteiden sisäinen nesteenvaihtelu ei toimi normaalisti ja jänne on jäykempi. (Abate 2014; Grigg ym. 2009.)

Kollageenisäikeiden venytys saa aikaan signaalin, joka johtaa kasvuhormonin vapautumiseen ja näin ollen proteoglykaanien ja kollageenin synteesiin. Tähän perustuu kuormituksen vaikutus jänteiden vahvistumisessa. Jos kuormitus ylittää jänteiden lujuuden, ei kuormitus enää vahvista jännettä, vaan voi aiheuttaa sen vaurioitumisen. (Abate 2014.)

6.5 Hormonitasot

Vaihdevuosien aikana estrogeenitaso laskee dramaattisesti. Estrogeeni voi vaikuttaa lihaksen toimintaan keskushermoston tai suoraan lihaskudoksen kautta. (Finni ym. 2011.) Estrogeeni voi alentaa jänteiden kollageenitiheyttä alentamalla fibroblastien aktiivisuutta ja tätä kautta estrogeeni voi lisätä jänteiden adaptoitumista (Kjaer ym. 2009). Tutkimusten mukaan korkeammat estrogeenitasot naisilla voivat liittyä jänteiden alentuneeseen kollageenisynteesiin, joka puolestaan voi selittää jänteiden pienemmän poikkipinta-alan ja korkeamman lihasjännekompleksin sopeutumisen. (Bryant ym. 2008; Hansen ym. 2009; Kjaer ym. 2009.)

Bryant ym. (2008) tutkivat estrogeenin vaikutusta akillesjänteen mekaanisiin ominaisuuksiin. Tarkoituksena oli valaista estrogeenin normaalin vaihtelun ja matalan plasman estrogeenitason vaikutuksia akillesjänteen rasitus-ominaisuuksiin. Tutkimuksen tutkittavat olivat 28-32 –

vuotiaita naisia, jotka olivat käyttäneet ehkäisyvalmistetta vähintään viimeiset 12 kuukautta sekä saman ikäisiä ja kokoisia kontrolliryhmän naisia, jotka eivät käyttäneet ehkäisyvalmisteita. Hormonitasoja seurattiin verikokein. Plasman estradioli ja progesteroniarvoja käytettiin kierron vaiheiden määrittämiseen (estrogeenipitoisuuden huippu). Tutkimuksen mukaan ehkäisyvalmisteiden käyttäjillä oli merkittävästi pienempi venymä (25,5%) verrattuna ei-käyttäjiin. Voidaankin todeta, että akuutit vaihtelut plasman estrogeenitasossa kuukautiskierron eri vaiheissa ei-käyttäjillä ei vaikuttanut akillesjänteen venymä-käyttäytymiseen. Toisaalta pitkäaikainen ehkäisyvalmisteen käyttö vaikutti akillesjänteen venymää vähentäen. (Bryant ym. 2008.) Kjaer ym. (2009) viittaavat artikkelissaan Bryant ym. (2008) tutkimukseen ja toteavat, että pitkäaikainen ehkäisyvalmisteiden käyttö vaikuttanee akillesjänteen säikeitten ympärysmittaan siten, että valmisteiden käyttäjien säikeet olivat ympärysmitaltaan paksumpia. Tämä johtaa poikittaissiltojen määrän kasvuun ja lopulta jänteen jäykkyyden lisääntymiseen. (Kjaer ym. 2009.)

Alaraajojen voima laskee nopeasti hormonitoiminnan muuttuessa vaihdevuosi-ikäisillä naisilla. Hormonihoidon uskotaan auttavan tähän voiman laskuun. Vaihdevuodet ohittaneet naiset, jotka eivät käytä hormonihoidoa, ovat alttiimpia rasvan kertymiselle lihaksiin. Hormonihoidolla voidaan näin ollen mahdollisesti vaikuttaa ylipainoon ja lihasten sarkopeniaan. Estrogeenin alhainen taso voi vaikuttaa luiden mineraalitiheyteen ja näin ollen lisätä riskiä luun murtumille, nivelkivuille, jäykkyydelle sekä muille tuki- ja liikuntaelimistön vaivoille. Kaikki edellä mainitut voivat vaikuttaa päivittäisissä toimissa selviytymiseen. (Faria ym. 2009.)

Sipilän ja Poutamon (2002) tutkimuksessa todetaan, että hormonispesifit reseptorit luurankolihaaksissa ovat merkittävässä roolissa naisten sukupuolihormonien toiminnassa lihaksissa. Useissa eläinkokeissa on myös havaittu, että luurankolihaokset sisältävät estrogeenireseptoreja ja näin ollen luurankolihaos on kohdekudosta estrogeenille (Sipilä & Poutamo 2002; Hansen ym. 2009). Estrogeenireseptorit ovat myös yhteydessä solutyypijakaumaan lihaksessa siten, että hitaat ja nopeat lihassolut esimerkiksi ihmisen ulommassa reisilihaoksessa omaavat erilaiset elastiset ominaisuudet. Näin ollen vaihdevuodet vaikuttaisivat solujakaumaan ja lihasten elastisiin ominaisuuksiin. Muiden tutkimusten mukaan lihasten rasvaton massa vähenee nopeammin, lihasten rasvainen osuus lisääntyy ja energiankulutus laskee. (Sipilä & Poutamo 2002.) Edellä mainitut muutokset voivat vaikuttaa lihaksen kykyyn pidentyä ja näin ollen vaikuttaa lihasjännekompleksin jäykkyyteen. Narici ja Maganaris (2006) tutkimuksen mukaan nilkan ojentajalihaosten sarkopeniaan eli lihasmassan alenemiseen liittyvät pennaatiokulman

pieneneminen ja lihassolukimppujen pituuden lyheneminen. Arkkitehtuuristen muutosten lisäksi 10 % lasku jänteen jäykkyydessä havaittiin. Nuoren ihmisen jänne soveltuu paremmin nopeaan voimantuottoon kuin ikääntyneen jänne. Jäykkä jänne kykenee välittämään voimaa nopeasti, mutta vähemmän jäykkä jänne vaatii pidemmän venytyksen ja näin ollen voimantuotto on hitaampaa. (Narici & Maganaris 2006.) Sipilän ym. (2001) mukaan hormonihoito yhdistettynä korkeatehoiseen fyysiseen harjoitteluun vaikuttaa lupaavalta lihasmassan ja voiman säilyttämisen suhteen verrattuna pelkkään hormonihoitoon.

Aiemmat tutkimukset ovat ristiriitaisia siitä, muuttuuko voimantuottokapasiteetti naisilla kuukautiskierron vaiheen mukaan. Sarwar ym. (1996) osoittivat, että nelipäisen reisilihaksen ja puristusvoiman maksimaalinen isometrinen supistus olivat huomattavasti korkeammat ovulaatiovaiheessa verrattuna muihin kierron vaiheisiin. Kun verrataan luurankolihasvoimaa kuukautiskierron eri vaiheissa, on tärkeää ottaa huomioon hermoston aktivaatiotaso jokaisen testin osalta. Kubo ym. (2009) selvittivät tutkimuksessaan kuukautiskierron vaikutuksia lihaksen ja jänteen mekaanisiin ominaisuuksiin. Kuukautiskierron vaiheet jaettiin kolmeen eri vaiheeseen. Tutkimuksessa ei löydetty merkittävää muutosta maksimaalisessa isometrisessä supistuksessa ja lihasten aktivaatiotasossa kuukautiskierron aikana. Jänteen maksimaalisessa venyvyydessä ja jäykkyydessä edellä mainittujen kolmen kuukautiskierron vaiheen välillä ei myöskään löydetty merkittävää eroa. Näiden löydösten perusteella muutokset naisen steroidihormonitasoissa eivät vaikuta lihaksen ja jänteen mekaanisiin ominaisuuksiin. (Kubo ym. 2009.)

7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYKSET

Vaihdevuodet ja ikääntyminen saavat aikaan lihasvoiman nopean laskun. Jopa 15-25 % lihasvoimasta voi laskea vaihdevuosien seurauksena. Lihaksen arkkitehtuurisia muuttujia on tutkittu ikääntymiseen liittyen jonkin verran ja sukupuolihormoneilla uskotaan olevan vahva yhteys lihasvoiman laskuun ikääntymisen myötä. Testosteronin vaikutusta lihasvoiman laskuun miehillä on tutkittu, mutta estrogeenin ja progesteronin vaikutusta naisten lihasvoimaan ei vielä kattavasti tunneta. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää akillesjänteen paksuutta määrittäviä tekijöitä sekä lihasarkkitehtuuria vaihdevuosi-ikäisillä naisilla. Tutkimuksessa tutkittiin kaksoiskantalihaksen lihasarkkitehtuuria ultraäänikuvantamisen avulla sekä erilaisten taustamuuttujien kuten veren estrogeenipitoisuuden yhteyttä akillesjänteen paksuuteen.

Tutkimuksen tutkimuskysymykset olivat: 1. Vaikuttaako estrogeenitaso akillesjänteen paksuuteen? 2. Onko fyysisellä aktiivisuudella ja akillesjänteen paksuudella yhteys? 3. Vaikuttavatko lihaksen arkkitehtuuriset muuttujat akillesjänteen paksuuteen?

Tutkimuksen hypoteesit olivat:

Hypoteesi 1: Estrogeenitasolla on käänteinen vaikutus akillesjänteen paksuuteen. Mitä matalampi on estrogeenitaso, sitä paksumpi on akillesjänne. (Bryant ym. 2008.)

Hypoteesi 2: Fyysinen aktiivisuus vaikuttaa akillesjänteen paksuuteen. Mitä suurempi on fyysinen aktiivisuus, sitä paksumpi on akillesjänne. (Couppé ym. 2009.)

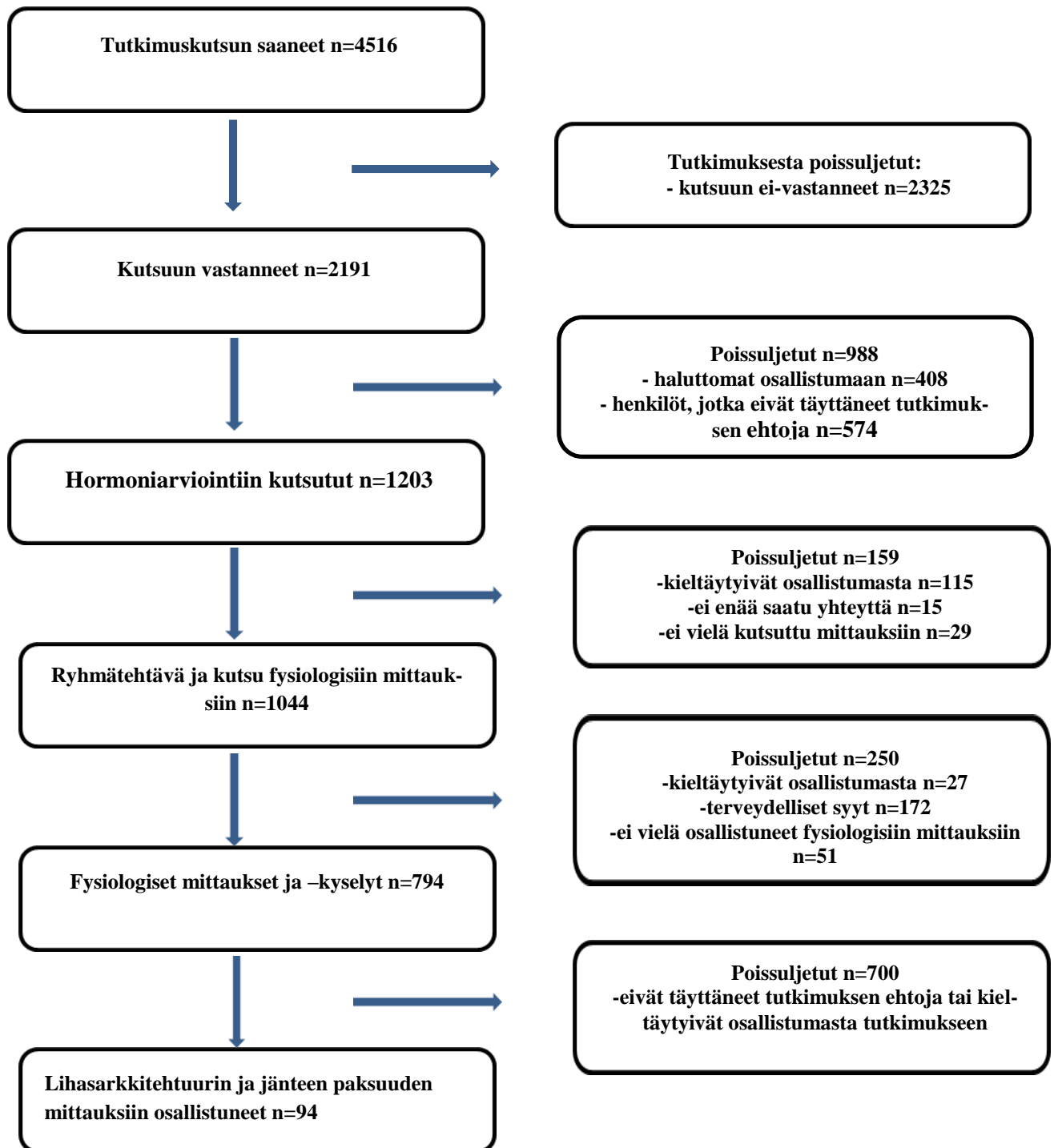
Hypoteesi 3: Kolmipäisen pohjelihaksen voima vaikuttaa akillesjänteen paksuuteen. Mitä suurempi on kolmipäisen pohjelihaksen voima, sitä paksumpi on akillesjänne. (Ying ym. 2003.)

8 MENETELMÄT

Tämä pro gradu-tutkielma tehtiin osana Jyväskylän yliopiston Gerontologian tutkimuskeskuksen ja terveystieteiden laitoksen laajempaa tutkimusta. Jyväskylän yliopiston ERMA- niminen tutkimus on pitkän ajan seurantatutkimus, jossa tutkitaan estrogeenin vaikutusta vaihdevuosi- en aikana ja sen vaikutusta toimintakykyyn. Tutkimuksen mittaukset sijoittuvat vuosille 2015–2018. Tämän tutkimuksen data on kerätty vuosien 2015 ja 2016 aikana.

8.1 Tutkittavat

Tutkimukseen valikoituneet tutkittavat (taulukko 1) olivat 48–55 -vuotiaita ja asuvat Jyväskylässä tai sen lähikunnissa. Kaikki tutkittavat rekrytoitiin ennen 7.4.2016. Kutsu tutkimukseen lähetettiin satunnaisesti siten, että 54 % alueen kyseisestä ikäluokasta sai yhteydenoton tutkimukseen liittyen. Koko tutkimukseen kutsun sai kaiken kaikkiaan 4516 alueen naista. Tutkimuksesta pois suljettiin, jos tutkittavan painoindeksi oli $>35 \text{ kg/m}^2$, tutkittava oli raskaana tai imettää, myös kaikenlaiset munasarjoihin liittyvät poikkeustilat olivat poissulkukriteerejä. Tutkittavat, joilla munasarjat oli poistettu tai henkilöt, jotka käyttivät hormonikorvaushoitoa tai muuta munasarjoihin vaikuttavaa lääkitystä sekä kroonisia sairauksia sairastavat tai lihaksistoon vaikuttavia lääkkeitä käyttävät suljettiin myös pois tutkimuksesta. Tutkimuksesta edellä mainittujen kriteerien perusteella jouduttiin sulkemaan pois 988 (kuva 5). Tutkimuskutsuun vastanneista ja kriteerit täyttävistä koostui 1203 tutkittavien joukko, joista 703 kutsuttiin laboratoriotutkimuksiin ja näin ollen otettiin tutkimusjoukoksi. Näistä edelleen valikoitui pienempi joukko hormonitasojen perusteella lihasarkkitehtuuria määrittäviin mittauksiin. Akillesjänteen paksuutta ja kaksoiskantalihaksen arkkitehtuuria mitattiin lopulta 94 tutkittavalta. Kaikki tutkittavat osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja allekirjoittivat kirjallisen sitoutumislomakkeen. Tutkimusprotokolla hyväksyttiin Keski-Suomen sairaanhoitopiirin tutkimuseettisessä toimikunnassa.



KUVA 5. Kaaviokuva tutkittavien valikoitumisesta.

TAULUKKO 1. Tutkittavien taustatiedot. Tutkittavien iän, pituuden, painon, painoindeksin ja vyötärö-lantio-suhteen, estrogeenitason, akillesjänteen paksuuden ja nilkan ojentajalihasten voiman ääriarvot sekä keskiarvot ja keskihajonnat.

	Tutkittavien taustatiedot				
	N	Minimi	Maksimi	Keskiarvo	Keskihajonta
Ikä, vuosia	94	48	55	52	2
Pituus, m	94	1,50	1,81	1,65	0,06
Paino, kg	94	51	104	70	11
Painoindeksi (BMI)	94	20	37	26	4
Vyötärö-lantio suhde	94	0,7	1,1	0,8	0,1
Estrogeeni (nmol/L)	94	0,01	0,94	0,27	0,21
Akillesjänteen paksuus (cm)	94	0,36	0,71	0,53	0,06
Voima (N)	79	329	1363	780	223

8.2 Taustatietokysely

Tutkittavien taustatietoja muun muassa liikunnallisesta aktiivisuudesta läpi elämän, alkoholin ja muiden päihteiden käytöstä, hormonaalisesta ehkäisystä ja sairauksista kerättiin yksityiskohtaisen taustatietokyselyn avulla. Lomakkeen yhteydessä oli yksityiskohtaiset täyttöohjeet ja tiedot kerättiin ennen alkumittauksia. Alkumittauksiin sisältyneissä verikokeissa tutkittiin veren estrogeenipitoisuus. Tutkittavien pituus ja paino perustui heidän itse raportoimiinsa arvoihin.

8.3 Ultraäänikuvantaminen

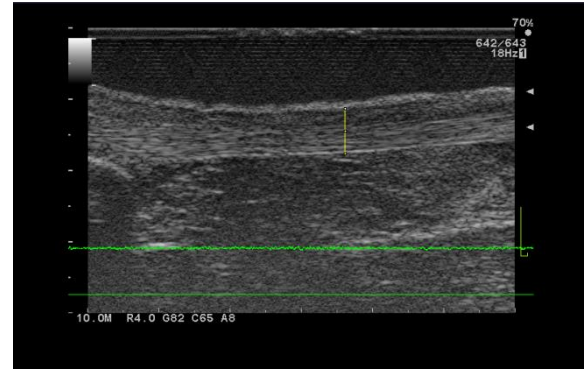
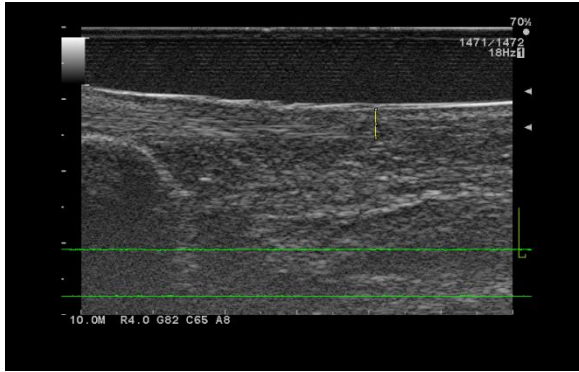
Ultraäänimittaukset suoritettiin laboratorio-olosuhteissa Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen tiloissa. Kuvantamisessa käytettiin Aloka 10 (Hitachi Medical Corporation, Japan). Laitteen asetuksista valittiin toiminnot, joilla optimoitiin pinnallisten kudosten kuvantaminen. Ultraäänikuvantamisella tutkittiin akillesjänteen ja kaksoiskantalihaksen arkkitehtuurisia muuttujia. Mittauksissa tutkittavat asettuivat päinmakuulle hoitopöydän päälle siten, että jalkaterät ylettyivät pöydän päädyn yli. Oletusarvoisesti mitattiin aina oikea jalka, jos ei mitaukselle ollut terveydellistä estettä. Nilkkanivel tuettiin 90 ° koukistukseen (Dong & Fessell.

2009). Nivelkulma pidettiin yllä tukemalla tutkittavan jalkapohja tutkijan etureittä vasten. Näin vakioitiin kaikille tutkittaville sama nilkkanivelen asento.

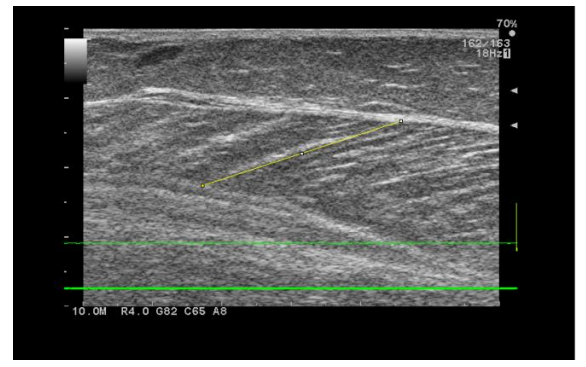
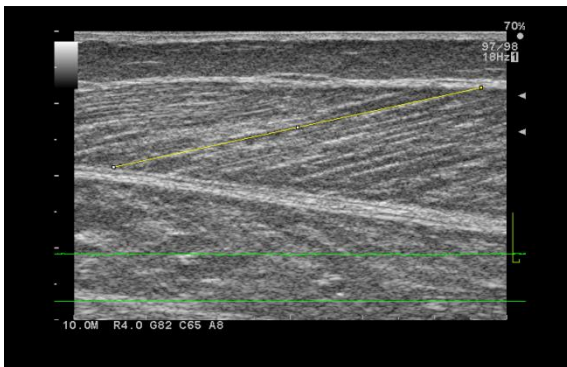
Mittaus aloitettiin äänipään optimaalista asentoa hakemalla äänipään kallistusta kääntelemällä ja liu'uttamalla sitä ihon pinnalla. Äänipään asennon löydyttyä akillesjänteen paksuutta mitattiin 3 cm etäisyydeltä jänteen proksimaalisesta kiinnityskohdasta kantaluuhun. Tarpeen mukaan äänipäätä kallisteltiin, jotta kuvasta saatiin mahdollisimman tarkka. Jokaiselta tutkittavalta tallennettiin kolme kuvaa akillesjänteen kohdalta. Näistä kuvista analysoitiin jänteen paksuus. Lopuksi akillesjänteen kiinnityskohta kantaluussa merkittiin tussilla.

Akillesjänteen kuvantamisen jälkeen kaksoiskantalihaksen arkkitehtuurisia muuttujia kuvantettiin lihaksen paksuimmasta kohdasta. Lihaksen puolivälistä paksuimmasta kohdasta alettiin etsiä optimaalista paikkaa lihassolukimppujen pituuden ja pennaatiokulman kuvantamista varten. Äänipäätä liikuttelemalla ja kallistelemalla etsittiin oikea kuvantamiskohta. Kaksoiskantalihaksen paksuimmasta kohdasta tallennettiin kolme kuvaa. Tämän jälkeen äänipäätä lihasrunгон päältä lihasjänneliitosta kohti liikuttamalla saatiin merkattua liitoskohta ja sen avulla mitattua lihaksen pituus reisiluun nivelnastasta merkattuun pisteeseen asti. Samalla tavalla mitattiin akillesjänteen pituus lihasjänneliitoksen tussimerkistä kantaluun kohdalla olevaan merkkiin asti.

Ultraäänikuvantamisen ollessa varsin herkkä metodi, tuli mittaustekniikkaan keskittyä jotta kuvien laatu olisi riittävä. Kuvien kannalta oleellisinta oli se, että äänipään tuotettu voima oli aina samansuuruinen, jotta jänne ei painuisi kasaan äänipään alla. Äänipäätä pienin liikkein liikuttelemalla ja käyttämällä riittävästi vesipohjaista geeliä johtuvuuden lisäämiseksi, saatiin tarkkoja kuvia. Mittauskohdat oli myös määritetty, jotta kuvat olivat oikeista kohdista otettuja. Kuvat 6a ja 7a ovat esimerkkejä epäonnistuneista ultraäänikuvista. Kuvista on haasteellista määrittää akillesjänteen pituutta ja lihassolukimppujen pituutta. Puolestaan kuvat 6b ja 7b ovat tarkkarajaisia kuvia, joista akillesjänteen ja lihassolukimppujen pituutta on helppo määrittää. Tavoitteena oli, että kuvantamisen taso olisi kuvien 6b ja 7b luokkaa.



KUVAT 6 a ja 6 b. Vasemmalla on epätarkka ultraäänikuva akillesjänteestä. Jänteen alareunan ja yläreunan erottaminen on haasteellista. Oikealla tarkka ultraäänikuva, josta jänteen paksuus on helppo määrittää.



KUVAT 7a ja 7b. Vasemmalla on epätarkka ultraäänikuva kaksoiskantalihaksesta. Lihassolukimput eivät erotu toisistaan tarkkarajaisesti, joten analysointi on haasteellista. Oikealla on tarkkarajainen ultraäänikuva kaksoiskantalihaksesta. Kuvasta on erotettavissa lihaksen lihas-solukimput.

8.4 Voiman mittaaminen

Voimamittaukset suoritettiin laboratorio-olosuhteissa Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen tiloissa. Nilkan ojentajalihasten voiman mittaamisessa käytettiin nilkkadynamometriä. Nilkkadynamometrin kiinnityksiä ja istuinta säädettiin jokaista tutkittavaa varten tarpeen

mukaisesti. Dynamometrin pedaali oli kaikilla tutkittavilla samassa asennossa. Tutkittava istui penkissä selkä tuettuna selkänojaan ja niskatuen tukiessa päätä. Mitattava eli oikea jalka oli suorana päkiän osuessa pedaaliin. Jalkaterä sidottiin pedaaliin napakasti remmien ja pehmusteiden avulla. Polven nivelkulmaa ei erikseen mitattu, mutta asennon tuli olla sellainen, että polvi ei yliojentunut (polvikulma 180°).

Voimamittaus suoritettiin lihaksen sähköstimulaatiomittauksessa (interpolated twitch technique). Mittauksessa motorista hermoa stimuloitiin sähköimpulsseilla pintaelektrodien avulla. Stimulaatio suoritettiin kolmesti jokaisen syklin aikana siten, että ensin stimulaatio tuli rentoon lihakseen, seuraava stimulaatio maksimaalisen isometrisen supistuksen aikana ja viimeinen täysin rentoon lihakseen supistuksen jälkeen. Maksimivoima analysoitiin syklin maksimaalisen lihassupistuksen vaiheesta. Vääntömomentti tallennettiin tietokoneelle Spike 6.17-ohjelman avulla. Jokaiselta tutkittavalta tallennettiin kolme suoritusta. Analysointivaiheessa paras suoritus analysoitiin, jos sille ei ollut laadullista estettä.

8.5 Fyysinen aktiivisuus

Tutkittavien fyysistä aktiivisuutta arvioitiin sekä objektiivisesti että subjektiivisesti. Subjektiivinen arvio perustui perustietolomakkeessa olevaan aktiivisuuskyselyosioon. Subjektiivinen fyysinen aktiivisuus arvioitiin 7-portaisesti. Subjektiivisesti pyydettiin arvioimaan sen hetkistä fyysistä aktiivisuutta, kirjaamaan ylös liikuntamuodot viimeisen 12 kuukauden ajalta sekä kestot, frekvenssit ja intensiteetit. Tässä tutkimuksessa huomioitiin vain 7-portainen arviointi.

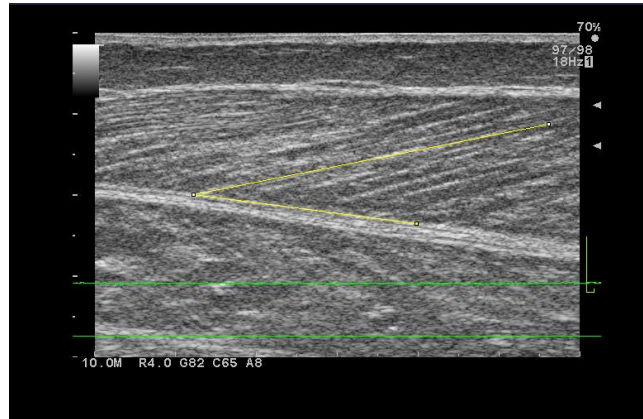
Fyysistä aktiivisuutta mitattiin GT3X+ ja wGT3X+ Actigraph kiihtyvyyssantureilla (Pensacola, Florida, USA) seitsemän päivän ajan. Jokaiselle tutkittavalle annettiin henkilökohtaisesti ohjeet kiihtyvyyssanturin käyttöä varten. Kiihtyvyyssanturin käytön ajan tuli tutkittavien myös täyttää päiväkirjaa. Anturia tuli pitää oikean lonkan päällä koko hereilläoloajan seitsemän päivän ajan. Peseytymisen ja muuten veden kanssa toimimisen ajaksi tuli anturi irrottaa. Päiväkirjaan tuli merkata hereilläolotunnit, työssäoloaika sekä jaksot, jolloin anturi oli poistettu käytöstä (yli 30 minuutin jaksot). Kiihtyvyydataa kerättiin 60 Hz taajuudella. Data suodatettiin ja aktiivisuusluvut laskettiin aina 60 s ajanjaksolta. Anturi mittasi kiihtyvyyksiä triakiaalisesti eli kolmeen eri suuntaan suuntautuvia kiihtyvyyksiä (horisontaalinen, vertikaalinen sekä kohtisuora). Mittauksen avulla pystyttiin määrittämään tutkittavien passiivinen aika,

kevyt fyysinen kuormitus, kohtalaisen raskas fyysinen kuormitus sekä raskas fyysinen kuormitus. Aktiivisuusmittarin toiminta perustuu sekä valosensoriin että mikroelektromekaaniseen systeemiin. Kustomoitua Excel-ohjelmaa käytettiin datan analysointiin. Vähintään neljän päivän kestoiset mittaukset ja 600 minuuttia tai sen yli kestävät mittaukset vuorokaudessa hyväksyttiin riittävänä seurantajaksona. Mitatun datan mukaan aktiivisuus jaettiin neljään luokkaan; passiivinen, kevyt fyysinen aktiivisuus, keskiraskas fyysinen aktiivisuus ja raskas fyysinen aktiivisuus. Näitä aktiivisuustasoja käytettiin analysointivaiheessa.

8.6 Analyysit

8.6.1 Ultraäänikuvien analysointi

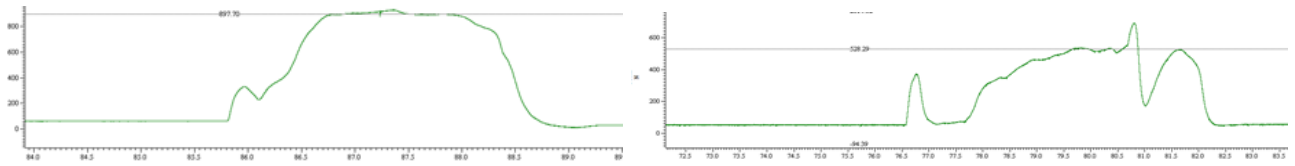
Ultraäänikuvat analysoitiin Image J- (US National Institute of Health, Bethesda, Maryland, USA) ohjelmalla (Schneider ym. 2012). Akillesjänteen paksuus, kaksoiskantalihaksen lihas-solukimppujen pituus ja –pennaatiokulma (kuva 8) analysoitiin tarkoitukseen soveltuvilla työkaluilla. Ohjelman käytössä huomioitiin kalibrointi jokaisella analysointikerralla. Kaikki ohjelmalla analysoidut kuvat tallennettiin ja kuvista lasketut mitat tallennettiin Excel-tiedostoon tilastollista analysointia varten. Tulosten analysoinnissa pyrittiin maksimoimaan luotettavuus. Ultraäänikuvat analysoitiin aina samasta kohdasta siten, että tietokoneen ruudulle asetettiin piirtoheitinkalvo, johon oli tussilla piirretty kantaluun (calcaneuksen) ”kaari” eli proksimaalinen pää ja siitä kolmen senttimetrin päähän viiva. Akillesjänteen paksuus määritettiin näin ollen kaikilla tutkittavilla aina kolmen senttimetrin etäisyydeltä kantaluusta. Kuvien analysoinnin ja nilkan ojentajalihasten voiman analysoinnin suoritti aina sama tutkija, joten tutkijoiden välistä mittauseroa ei ole analysoinnissa.



KUVA 8. Kaksoiskantalihaksen lihassolukimppujen pennaatiokulman määrittäminen Image J-ohjelmalla.

8.6.2 Nilkan ojentajalihasten voiman analysointi

Spike 6.17 (Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, UK) on tietokoneohjelma, jonka avulla voidaan tallentaa ja analysoida muun muassa voimamittauksissa kerättyä dataa. Spike:n avulla saadaan tietokoneen näytölle reaaliajassa näkymään voima-aika -käyrä. Tämän tutkimuksen kannalta oleellinen mitattava muuttuja oli maksimaalinen voimantuotto. Ohjelmiston avulla analysoitiin jokaisen tutkittavan kohdalla heidän yksilöllinen maksimaalinen voimantuottonsa nilkan ojentajalihasten osalta. Alla olevassa kuvassa (kuva 9a) nähdään voima-aika-käyrä, josta maksimivoima analysoitiin kursoria hyväksikäyttämällä. Horisontaalinen kursori asetettiin korkeimman voimantuoton kohdalle siten, että voiman tuli olla tasaantunut edes hetkeksi. Yksittäistä voimapiikkiä (kuva 9b) ei hyväksytty ja analysoitu, sillä kyseessä oli superimposed twitch eli sähköstimulaation aiheuttama voimallisäys. Tämä tarkoittaa sitä, että maksimaalisesti tahdonalaisesti tuotetun voiman lisäksi voimantuotto lisääntyy sähköstimulaation seurauksena. Tahdonalaisesti ei siis ole saatu aktivoitua kaikkia lihassoluja, vaan voimantuotto on ollut suurempaa sähköllä stimuloituna. Kuvassa 9a on tutkittava saanut aktivoitua tahdonalaisesti lähes kaikki lihassolunsa eikä yhtä suurta aktivointivajetta kuvaajan perusteella ole kuin kuvassa 9b.



KUVAT 9 a ja b. Voima-aika-käyrän analysointia. Vasemmalla voima-aika-käyrä, josta on helppo määrittää maksimivoima. Oikealla voima-aika-käyrä, jota on haasteellista analysoida vaihtelevan voimantuoton vuoksi.

8.7 Tilastollinen analysointi

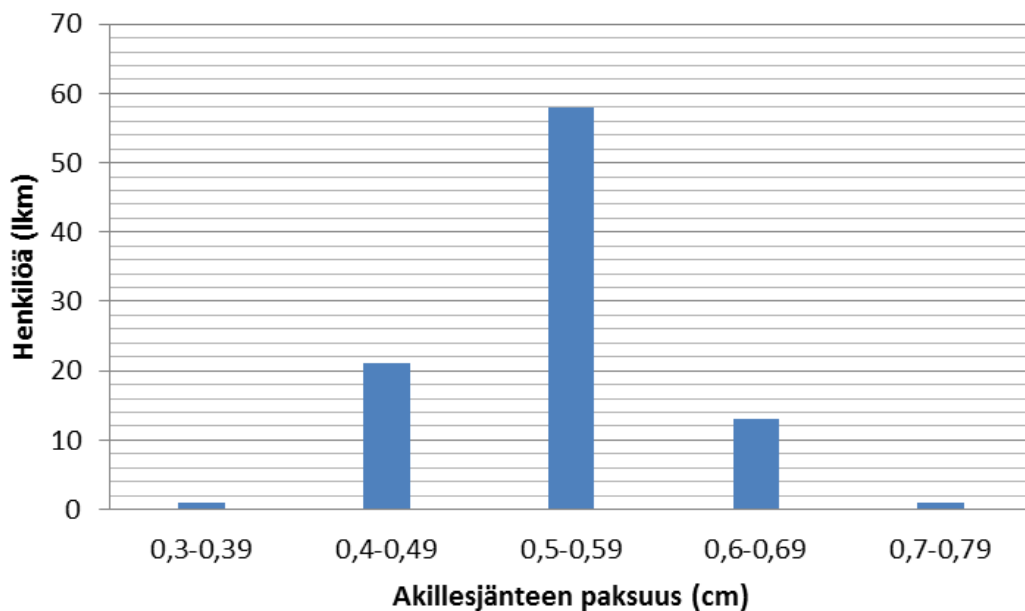
Tilastollisten analyysien tekemiseen käytettiin IBM SPSS Statistics 22-ohjelmaa. Tilastollisella analyysillä selvitettiin eri muuttujien keskiarvoja ja hajontaa sekä muuttujien välistä korrelaatiota ja yhteyttä akillesjänteen paksuuteen. Akillesjänteen paksuuteen vaikuttavia tekijöitä tutkittiin regressio-analyysin avulla. Regressioanalyysin malliksi valittiin Enter-malli, koska hypoteesin mukaisesti oletettiin estrogeenitason, fyysisen aktiivisuuden ja nilkan ojentajalihasten voiman olevan yhteydessä akillesjänteen paksuuteen. Regressioanalyysiä varten testattiin korrelaatiot akillesjänteen paksuuden, -pituuden, kaksoiskantalihaksen pituuden, kaksoiskantalihaksen lihassolukimppujen pituuden, fyysisen aktiivisuuden (sekä itse raportoitu että objektiivisesti mitattu), kehon painon ja estrogeenitason välillä. Akillesjänteen paksuuden kanssa korreloidut muuttujat otettiin mukaan regressioanalyysiin. Tilastollista merkitsevyyttä on kuvattu: * = $p \leq 0.05$, ** = $p \leq 0.01$ ja *** = $p \leq 0.001$.

Analyysi tehtiin lineaarisena regressioanalyysinä ja siinä riippuvaiseksi muuttujaksi valittiin akillesjänteen paksuus ja itsenäisiksi muuttujiksi valittiin estrogeenitaso, nilkan ojentajalihasten voima sekä itse raportoitu fyysinen aktiivisuus. Itsenäiset muuttujat valikoituivat hypoteesin sekä edellä mainittujen korrelaatiotestien perusteella. Lisävalinnoista käytettiin Durbin-Watson testiä ja tarkasteltiin vielä kertaalleen muuttujien kollineaarisuutta.

9 TULOKSET

9.1 Lihasarokitehtuuriin liittyvät muuttujat

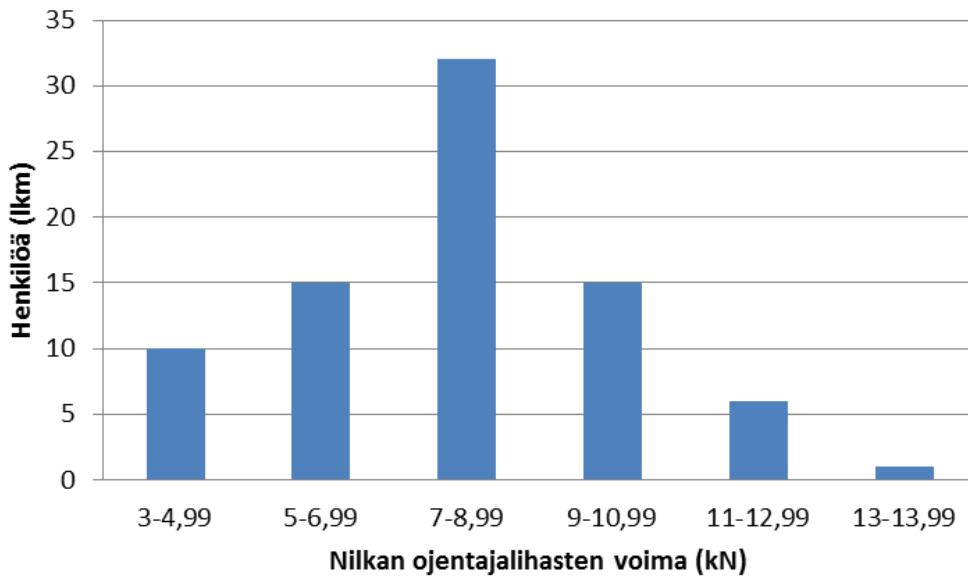
Akillesjänteen paksuus vaihdevuosi-ikäisillä naisilla oli keskimäärin $0,53 \pm 0,06$ cm. Akillesjänteen paksuuden vaihteluväli oli 0,36–0,71 cm (kuvio 1). Otoksen moodi oli 0,54 cm ja mediaani oli 0,53 cm. Toistettavuuden tunnusluvuiksi Hopkinsin reliabiliteettimittarilla saatiin 0,948 (intraclass correlation) ja tyypilliseksi virheeksi 0,002 (typical error).



KUVIO 1. Histogrammi kuvaa akillesjänteen paksuuden jakaumaa tutkittavien välillä. Hajonta on suuri, mutta suurin osa arvoista sijoittuu keskiarvon (0,53 cm) ympärille. Pysty akselilla on kuvattu lukumäärä ja poikittaisakselilla jänteen paksuus senttimetreinä.

9.2 Nilkan ojentajalihasten voima

Nilkan ojentajalihasten voima saatiin mitattua 79 tutkittavalta eli 84 %:lta kaikista tutkittavista. Maksimivoima jakaantui 329N–1363N (kuvio 2) välille keskiarvon ja keskihajonnan ollessa 780 ± 223 N. Suurta hajontaa havainnollistaa alla oleva kuvio 2. Otoksen moodi oli 752 N ja mediaani oli 787 N.



KUVIO 2. Nilkan ojentajalihasten voiman hajonta tutkittavien välillä. Pystyakseli kuvaa tutkittavien henkilöiden lukumäärää (lkm) ja poikittaisakselilla on kuvattu nilkan ojentajalihasten voima kilonewtoneina (kN).

9.3 Fyysinen aktiivisuus

Subjektiiivisesti arvioitu fyysinen aktiivisuustaso oli keskimäärin 3,5. Aktiivisuustaso 3,5 osuu kahden aktiivisuusluokan puoliväliin. Aktiivisuustaso 3 tarkoittaa sitä, että koehenkilö raportoi liikkuvansa 1–2 kertaa viikossa siten, että se aiheuttaa jonkin verran hengästymistä ja hikoilua. Aktiivisuusluokka 4 tutkittavat raportoivat liikkuvansa 3–5 kertaa viikossa jonkin verran hengästyen ja hikoillen. Tutkittavista 40,4 % (38 henkilöä) eli yli kolmasosa harrastaa kolmesta viiteen kertaan viikossa sellaista liikuntaa, joka aiheuttaa jonkin verran hengästymis-

tä ja hikoilua. 3,2 % raportoi liikkuvansa vain sen verran, että päivittäiset toiminnot tulee hoidettua.



KUVIO 3. Tutkittavien kyselylomakkeisiin raportoima fyysinen aktiivisuustaso 7-portaisella asteikolla (1–7). Pystyakselilla aktiivisuusluokat (1–7) ja poikittaisakselilla tutkittavien lukumäärä.

Kiihtyvyyssanturilla mitattu fyysisen kuormituksen määrä on jaettu neljään luokkaan kuormituksen intensiteetin mukaan. Kiihtyvyyssanturidata saatiin 85 tutkittavalta eli 90 %:lta kaikista tutkittavista. Kevyt fyysinen aktiivisuus koko mittausjakson aikana jakaantui tutkittavilla 163–494 minuutin välille ja oli keskimäärin 297 ± 82 minuuttia. Keskiraskasta fyysistä aktiivisuutta oli 2–172 minuuttia keskiarvon ja keskihajonnan ollessa 46 ± 28 minuuttia. Raskasta fyysistä aktiivisuutta tutkittavilla oli 0–58 minuuttia keskiarvon ja keskihajonnan ollessa 7 ± 10 minuuttia. Mittarin käyttöaika vaihteli myös tutkittavien välillä tavoitteen ollessa vähintään 600 minuuttia. Käyttöaika jakaantui 745–1370 minuutin välille keskiarvon ja keskihajonnan ollessa 915 ± 80 minuuttia.

9.4 Akillesjänteen paksuutta määrittävät muuttujat

Tutkittavien estrogeenitason keskiarvo ja keskihajonta oli $0,27 \pm 0,21$ nmol/L. Estrogeenitaso vaihteli 0,01– 0,94 nmol/L välillä. Negatiivinen korrelaatio havaittiin akillesjänteen paksuu-

den ja estrogeenitason kanssa $r=-0,250$ ($p=0,015$). Akillesjänteen paksuus korreloi kaksoiskantalihaksen lihassolukimppujen pituuden kanssa $r=0,225$ ($p=0,029$) sekä itse raportoidun fyysisen aktiivisuuden kanssa $r=0,261$ ($p=0,011$) (taulukko 3). Itse raportoidun pituuden ja painon välillä oli voimakas korrelaatio $r=0,347$ ($p=0,001$). Niin ikään kaksoiskantalihaksen lihassolukimppujen pituus ja akillesjänteen paksuus korreloivat keskenään $r=0,225$ ($p=0,029$). Akillesjänteen pituuden ja kaksoiskantalihaksen pituuden välillä on vahva korrelaatio $r=-0,518$ ($p=0,001$). Akillesjänteen paksuus ei korreloi akillesjänteen pituuden, nilkan ojentajalihasten voiman eikä kaksoiskantalihaksen pituuden kanssa.

TAULUKKO 3. Estrogeenitason, subjektiivisesti määritetyn fyysisen aktiivisuuden, akillesjänteen paksuuden, objektiivisesti mitatun fyysisen aktiivisuuden sekä nilkan ojentajalihasten voiman väliset korrelaatiot. Korrelaatiokertoimena Pearsonin korrelaatiokerroin. Lihavoidut arvot osoittavat muuttujien korreloivan merkitsevästi.

Korrelaatiot					
	E2 (nmol/L)	Fyysinen aktiivisuus (S)	Akillesjänteen paksuus	Fyysinen aktiivisuus (O)	Voima
E2 (nmol/L)		,045	-,250*	-,084	-,198
Fyysinen aktiivisuus (S)	,045		,261*	,120	,142
Akillesjänteen paksuus	-,250*	,261*		,020	,156
Fyysinen aktiivisuus (O)	-,084	,120	,020		-,023
Voima	-,198	,142	,156	-,023	

Tämän tutkimuksen perusteella estrogeenitaso sekä fyysinen aktiivisuus vaikuttavat akillesjänteen paksuuteen (taulukko 5). Regressioanalyysin ensimmäisessä mallissa estrogeenitaso vaikuttaa akillesjänteen paksuuteen käänteisesti eli mitä matalampi veren estrogeenipitoisuus on, sitä paksumpi akillesjänne on ja päinvastoin. Regressioanalyysin lausekkeet muodostuvat B-arvoista sekä Beta-arvoista. Kollineaarisuutta ei aineistossa juurikaan ollut.

Regressioanalyysin mallin ensimmäiseksi lausekkeeksi saatiin:

$$\text{Akkillesjännteen paksuus} = 0,554 - 0,83 \times \text{estrogeenitaso (nmol/L)}$$

Regressioanalyysin mallin toiseksi lausekkeeksi saatiin:

$$\text{Akkillesjännteen paksuus} = 0,554 - 0,087 \times \text{estrogeenitaso (nmol/L)} + 0,010 \times \text{fyysinen aktiivisuus (S)}$$

TAULUKKO 5. Regressioanalyysi osoittaa estrogeenitason ja fyysisen aktiivisuuden vaikutuksen akillesjännteen paksuuteen. P-arvo kuvaa merkitsevyyttä. Mitä pienempi on p-arvo, sitä merkitsevämpi vaikutus.

Malli	Standardoimattomat vaikutuskertoimet		Standardoidut vaikutuskertoimet	t	p-arvo
	B	Keskivirhe	Beta		
1	(Vakio)	,554	,010	53,958	,000
	Estrogeeni	-,083	,030	-,294	,006
2	(Vakio)	,519	,019	27,640	,000
	Estrogeeni	-,087	,029	-,307	,004
	Fyysinen aktiivisuus (S)	,010	,005	,231	,027

POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää vaihdevuosivaiheessa olevien naisten akillesjänteen paksuutta määrittäviä tekijöitä. Tutkimuksessa saatiin myös kartoitettua kohtalaisen suurella otoksella vaihdevuosivaiheessa olevien naisten kaksoiskantalihaksen lihasarkkitehtuuria. Tutkimuksen tärkeimmät tulokset olivat hypoteesin suuntaisia eli akillesjänteen paksuuteen vaihdevuosi-ikässä olevilla naisilla vaikuttaa sekä estrogeenitaso että fyysinen aktiivisuus. Akillesjänteen paksuus vaihdevuosi-ikäisillä naisilla oli keskimäärin $0,53 \pm 0,06$ cm. Aiempiin tutkimuksiin verrattuna tulokset ovat hyvin samansuuntaisia sillä Pang ja Ying (2006) mittasivat keskimääräiseksi akillesjänteen paksuudeksi naisilla ja miehillä $0,51 \pm 0,06$ cm. Hypoteesin vastaisesti kaksoiskantalihaksen lihasvoiman ja jänteen paksuuden välillä ei löydetty yhteyttä. Aiempien tutkimusten perusteella kuten Yingin ja kumppanien (2003) tutkimuksessa lihasvoimalla ja jänteen paksuudella on yhteys, mutta tämän tutkimuksen valossa ei näin ole. Ristiriitaisuuteen voi olla useita syitä. Tässä tutkimuksessa nilkan ojentajalihasten voimatasot mitattiin sähköstimulaatiomittausten datasta ja näin ollen voidaan pohtia, onko tutkittavilta saatu heidän sen hetken maksimaalinen voimatasonsa mitattua. Sähköstimulaatiomittauksissa ohjeistus on ollut maksimaaliseen suoritukseen kannustava, mutta sähköstimulaation mahdollinen jännittäminen on voinut vaikuttaa suoritukseen. Lähes poikkeuksetta kaikille tutkittaville menetelmä oli aivan uusi ja suurelle osalle myös jännitystä lisäävä. Osa silmin nähden jännitti stimulointia ja osa totesi ääneen stimuloinnin olevan epämiellyttävää. Voimatasot on analysoitu voimakäyrän korkeimman voiman kohdalta siten, että voiman on täytynyt tasaantua hetkeksi. Yksittäistä voimapiikkiä ei analysoitu ja otettu huomioon vaikka se olisi tullut ennen stimulointia. Maksimivoima hyväksyttiin tasaantuneesta voimakäyrästä ennen stimulusta. Tässä linjan vedossa on voinut olla epätarkkuutta ja osalla tutkittavista voimakäyrät olivat niin vaihtelevia, että valitun linjan noudattaminen oli myös haasteellista. Tutkittavien kokemattomuus maksimaalisesta kuormituksesta voi myös osaltaan selittää voimatasojen jakauman laajuutta ja ristiriitaa aiempiin tutkimustuloksiin nähden. Kokemattomilla tutkittavilla voi olla haasteensa tunnistaa oma maksimaalinen työskentelynsä ja he eivät välttämättä saa tahdonalaisesti käskytettyä lihaksiaan maksimaaliseen suoritukseen. Osalla tutkittavista tilanteen jännitys on voinut vaikuttaa voimantuottoon. Jännityksen aiheuttama vaikutus voi olla yksilöstä riippuen joko positiivinen tai negatiivinen. Uudenlainen tilanne ja vieras ympäristö voi joillain myös saada aikaan voimakkaan motivaation ja tahtotilan ja näin ollen on maksimaalinen voimataso saavutettu tahdonalaisesti.

Tutkimustulokset suhteessa aiempaan tutkimustietoon

Teoriatiedon mukaisesti estrogeenitasolla ja fyysisellä aktiivisuudella oli vaikutusta akillesjännteen paksuuteen (Bryant ym. 2008; Jozsa & Kannus 1997). Aiemman tutkimustiedon kanssa yhtenevästi fyysisellä aktiivisuudella on yhteys jännteen paksuuteen (Egwu ym. 2012). Tuloksista mielenkiintoisia tekee kuitenkin se, että subjektiivisesti arvioidulla fyysisellä aktiivisuudella oli yhteys akillesjännteen paksuuteen, mutta objektiivisesti kerätyn kiihtyvyyssanturin mittaaman datan ja akillesjännteen paksuuden välillä ei ollut yhteyttä. Yleisesti voitaisiin ajatella subjektiivisen arvion olevan usein positiivisempi kuin mitä todellisuus antaa ymmärtää. Tässä tutkimuksessa objektiivisesti mitatun fyysisen aktiivisuuden eroavaisuus subjektiivisesti arvioidusta aktiivisuudesta voi johtua siitä, että mittausjakso ei ole kuvastanut tutkittavan tyypillistä viikkoa, jonka mukaisesti subjektiivinen arvio on mahdollisesti tehty. Toinen selittävä tekijä voi olla myös se, että kiihtyvyyssanturin kyky mitata eri lajeja voi olla kyseenalainen. Kiihtyvyyssanturi mittaa liikettä kolmiulotteisesti, mutta anturi ei mittaa esimerkiksi voimantuottoa. Näin ollen esimerkiksi raskas kuntosaliharjoitus voi näyttäytyä todellista kevyempänä harjoituksena kiihtyvyyssanturidatan valossa vaikka todellisuudessa harjoituksen vaikutus lihasten ja jänneiden kannalta on merkittävä. Myös anturin asettelu tutkittavien välillä voi ohjeistuksesta huolimatta hieman erota ja näin anturin mittaustarkkuus voi heikentyä.

Tutkimustulosten luotettavuus

Tutkimustulosten luotettavuuteen vaikuttavia tekijöitä on useita. Tutkimus on osa pitkän ajan seurantatutkimusta ja näin ollen tutkijat ja mittaajat vaihtuvat joillain mittauspisteillä melko tiuhasti. Lihasarkkitehtuuristen muuttujien mittaajat niin ikään ovat vaihtuneet, joten mittaajien välinen ero on yksi tuloksiin mahdollisesti vaikuttavista tekijöistä. Ultraäänikuvantaminen on erittäin herkkä menetelmä, sillä huolimaton mittaaminen voi vaikuttaa tuloksiin ratkaisevasti. Mittaajien tuottama ulkoinen voima äänipäähän aiheuttaa eroja mitatun jännteen paksuudessa, sillä voiman ollessa suuri, painuu jänne mittauskohdalta hieman kasaan. Myös mittauskohtaan liittyvät erot voivat vaikuttaa tuloksiin. Yleisohje on ollut sama mittaajille, mutta käytännön toteutuksessa esiintyi pieniä eroja. Mittaajan mittauskokemus vaikuttaa myös tulosten luotettavuuteen, sillä kokematon mittaaja on voinut tyytyä epätarkkaan kuvaan ja analysointivaiheessa ei epätarkalle kuvalle enää mahda mitään. Mittauksissa oli kuitenkin lähtökohtaisesti aina yksi niin sanotusti kokenut mittaaja, joka oli ollut projektissa mukana jo hieman pidempään. Epätarkkojen kuvien analysointi on haastavaa ja voi osaltaan johtaa epätark-

koihin tuloksiin. Kuvien ollessa epätarkkoja voi analysointivaiheessa mittaaja joutua tulkitsemaan kuvaa ja tämä ei ole toivottavaa. Mittaajista riippuvista seikoista huolimatta tutkimustulosten valossa ultraäänikuvantaminen on luotettava tutkimusmenetelmä, vaikka mittaajia olisikin useampi (Ying ym. 2003.) Sähköstimulaatiomittauksista analysoiduissa nilkan ojentalihasten maksimivoimissa voi mittaajan välillä olla niin ikään eroja. Esimerkiksi kannustuksen määrän vaihtelu tai erot tutkittavien ohjeistuksessa voivat vaikuttaa saatuun maksimivoimaan. Tämän vaikutus on kuitenkin oletusarvoisesti vähäinen luotettavuuden kannalta sillä mittaajien saama ohjeistus on ollut sama kaikille.

Tutkimusmenetelmien vaatiessa useiden laitteiden käyttöä, voi laitteiden toiminnan ja kunnan vaihtelu myös vaikuttaa osaltaan tuloksiin. Ultraäänikuvantamislaitte toimii moitteettomasti läpi mittauksen, mutta esimerkiksi voiman mittauspisteellä saattoi olla toimintahäiriöitä joillain mittauskerroilla. Voima-aika-käyrän ollessa epätarkka jonkinlaisen häiriön esiintyessä, voi datan laatu jäädä heikoksi. Tällä saattoi olla vaikutusta maksimivoiman analysoinnissa.

Jatkotutkimusaiheita

Tutkimus tukee aiempaa tietoa jänteen paksuuteen vaikuttavista tekijöistä. Joitain ristiriitaisia tuloksiakin esiintyi. Tulevaisuudessa, jos tutkimus toistettaisiin, olisi hyvä suunnitella mittausprotokolla tarkemmin ja perehdyttää mittaajat huolellisesti. Mittaajien olisi hyvä säilyä samoina läpi tutkimuksen. Maksimivoimamittaus olisi toivottavaa suorittaa omana mittauksenaan eikä osana sähköstimulaatiomittauksena. Mielenkiintoisen lisän toisi myös akillesjänteen poikkipinta-alan määrittäminen. Tässä tutkimuksessa tutkittiin vain jänteen paksuutta. Sekä paksuuden että poikkipinta-alan selvittäminen antaisi monipuolisemmin tietoa eri muuttujien vaikutuksesta jänteen rakenteeseen, vaikka näiden muuttujien yhteys onkin tutkimuksissa todettu (Toprak ym. 2012).

Vastaavan tutkimuksen toistaminen onnistuisi myös lyhyellä aikavälillä, sillä tutkimus ei vaadi seurantajaksoa. Jatkotutkimusaiheena olisi mielenkiintoista tutkia estrogeenin lisäksi testosteronin vaikutusta jänteen paksuuteen. Näin ollen tutkimus voitaisiin toistaa sekä naisilla että miehillä. Tutkittavina voisi olla nuoria sekä varttuneempia naisia ja miehiä. Tämä mahdollistaisi sukupuolierojen vertailun sekä ikäryhmien välisen vertailun.

Tässä tutkimuksessa tutkittiin oletusarvoisesti niin sanottuja terveitä jäniteitä. Tutkimustiedon valossa tiedetään erilaisten jäniteiden toimintahäiriöiden vaikuttavan merkittävästi jänteen paksuuteen. Tiedetään myös, että ikääntymisellä sekä vaihdevuosilla on lisäävä vaikutus erilaisten toimintahäiriöiden esiintymiseen. (Butler-Browne ym. 2013; Karjalainen 2000.) Tässä tutkimuksessa tutkittavien taustaa kartoitettiin mahdollisten akillesjännevammojen suhteen, mutta tendinopatiaa tai muita jänteen toimintahäiriöitä ei voida täysin pois sulkea. Olisikin mielenkiintoista jatkaa aiheen tutkimista ja selvittää, että voisiko akillesjänteen toimintahäiriöt osittain selittää jänteen paksuutta aktiivisilla vaihdevuosi-ikäisillä naisilla vai vaikuttavatko estrogeeni ja fyysinen aktiivisuus jänteen paksuuteen ilman patologisia muutoksia.

LÄHTEET

- Abate, M. 2014. How Obesity Modifies Tendons (implications for athletic activities). *Muscles, Ligaments and Tendons Journal* 4 (3), 298-302.
- Ağladıoğlu, K., Akkaya, N., Güngör, H. R., Akkaya, S., Ök, N., & Özçakar, L. 2016. Effects of Cigarette Smoking on Elastographic Strain Ratio Measurements of Patellar and Achilles Tendons. *Journal of Ultrasound Medicine* 35, 2431–2438.
- Barber, L. A., Barrett, R. S., Gillett, J. G., Cresswell, A. G. & Lichtwark, G. A. 2013. Neuromechanical Properties of the Triceps Surae in Young and Older Adults. *Experimental Gerontology* 48, 1147–1155.
- Benjamin, M., Kaiser, E. & Milz, S. 2008. Structure-function Relationships in Tendons: a Review. *Journal of Anatomy* 212, 211-218.
- Bohm, S., Mersmann, F. & Arampatzis, A. 2015. Human Tendon Adaptation in Response to Mechanical Loading: a Systematic Review and Meta-analysis of Exercise Intervention Studies on Healthy Adults. *Sports Medicine – Open* 1 (7), 1–18.
- Bryant, A. L., Clark, R. A., Bsrtd, S., Murphy, A., Bennell, K. L., Hohmann, E., Marshall-Gradinsk, S., Payne, C. & Crossley, K. M. 2008. Effects of Estrogen on the Mechanical Behaviour of the Human Achilles Tendon in Vivo. *Journal of Applied Physiology* 105, 1035–1043.
- Butler, R. J., Crowell, H. P. & Davis, I. M. 2003. Lower Extremity Stiffness: Implications for Performance and Injury. *Clinical Biomechanics* 18, 511–517.
- Butler-Browne, G., McPhee, J., Mouly, V. & Ottavi, A. 2013. Understanding and combating age-related muscle weakness: MYOAGE challenge. *Biogerontology* 14, 229–230.
- Castro, A. A., Skare, T. L., Nassif, P. A. N., Sakuma, A. K. & Barros, W. H. 2016. Tendinopathy and Obesity. *ABCD – Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva* 29, 107–110.
- Chincisan, A., Tecante, K., Becker, M., Magnenant-Thalmann, N., Hurschler, C. & Fai Choil, 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*.
- Couppé, C., Hansen, P., Kongsgaard, M., Kovanen, V., Suetta, C., Aagaard, P. Kjaer, M., & Magnusson, S. P. 2009. Mechanical Properties and Collagen Cross-linking of the

- Patellar Tendon in Old and Young Men. *Journal of Applied Physiology* 107, 880–886.
- Dong, Q. & Fessell, D. P. 2009. Achilles Tendon Ultrasound Technique. *American Journal of Roentgenology* 193, 173.
- Egwu, O. A., Anibeze, C. I. P., Akpuaka, F. C. & Udoh, B. E. 2012. Activity Related Differences in the Thickness of Achilles Tendon Among Four Different Occupational Groups in Nigeria: an Ultrasound Based Study. *Bangladesh Journal of Medical Science* 11, 103–111.
- Enoka, R. M. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4. painos. Human Kinetics. USA.
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Bra´s, R., Sousa, M. and Moreira, H. 2009. Ankle Stiffness in Postmenopausal Women: Influence of Hormone Therapy and Menopause Nature. *Climateric*. Early online, 1–7.
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Brás, R. & Moreira, H. 2011. Biomechanical Properties of the Triceps Surae Muscle–Tendon Unit in Young and Postmenopausal Women. *Clinical Biomechanics* 26, 523–528.
- Finni, T., Noorkoiv, M., Pöllänen, E., Alen, M., Kaprio, J., Kovanen, V. & Sipilä, S. 2011. Muscle Function in Monozygotic Female Twin Pairs Discordant for Hormone Replacement Therapy. *Muscle & Nerve*, 769–775.
- Finni, T., Peltonen, J., Stenroth, L. & Cronin, N. 2013. Viewpoint: On the Hysteresis in the Human Achilles Tendon. *Journal of Applied Physiology* 114, 515–517.
- Fisker, F. Y., Kildegaard, S., Thygesen, M., Grosen, K. & Pfeiffer-Jensen, M. 2016. Acute Tendon Changes in Intense CrossFit Workout: an Observational Cohort Study. *Scandinavian Journal of Medicine and Sciences in Sports*, 1–5.
- Fukashiro, S., Hay, D. C. & Nagano, A. 2006. Biomechanical Behavior of Muscle-Tendon Complex During Dynamic Human Movements. *Journal of Applied Biomechanics* 22, 131–147.
- Functional Anatomy of the Skeletal Muscle and Muscle Fibers. 2012. <http://completesoccertraining.blogspot.fi/2012/05/functional-anatomy-of-skeletal-muscle.html>. Viitattu 26.4.2017.
- Grigg, N. L., Wearing, S. C. & Smeathers, J. E. 2009. Eccentric Calf Muscle Exercise Produces a Greater Acute Reduction in Achilles Tendon Thickness than Concentric Exercise. *British Journal of Sports Medicine* 43, 280–283.
- Guyton & Hall, J. E. 2011. *Textbook of Medical Physiology*. 12. painos. Saunders Elsevier.

- Hansen, M., Kongsgaard M., Holm, L., Skovgaard, D., Magnusson, S.P., Qvortrup K., Larsen, J.O., Aagaard, P., Dahl, M., Serup, A., Frystyk, J., Flyvbjerg, A., Langberg, H. & Kjaer M. 2009. Effect of Estrogen on Tendon Collagen Synthesis, Tendon Structural Characteristics and Biomechanical Properties in Postmenopausal Women. *Journal of Applied Physiology* 106, 1385–1393.
- Hodgson, R. J., O'Connor, P. J. & Grainger, A. J. 2012. Tendon and Ligament Imaging. *British Journal of Radiology* 85 (1016), 1152–1172.
- Hoffman, B. W., Lichtwark, G. A., Carroll, T. J. & Cresswell, A. G. 2012. A Comparison of Two Hill-Type Skeletal Muscle Models on the Construction of Medial Gastrocnemius Length-Tension Curves in Human in Vivo. *Journal of Applied Physiology* 113, 90–96.
- The British Journal of Radiology 85, 1157–1172.
- Jenkins, S. P. R. 2005. *Sport Science Handbook. The Essential Guide to Kinesiology, Sport and Exercise Science.* Multi-science Publishing CO. LTD. UK, 115.
- Jozsa, L. & Kannus, P. 1997. Histopathological Findings in Spontaneous Tendon Ruptures. *Scandinavian Journal of Science and Sports* 7, 113–118.
- Kannus, P. 2000. Structure of Tendon Connective Tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10, 312–320.
- Kannus, P., Paavola, M. & Jozsa, L. 2005. Aging and Denegeration of Tendons. In: Maffulli N., Renstrom P. & Leadbetter, W. *Tendon Injuries.* Berlin, 25–31.
- Karamanidis, K. & Arampatzis, A. 2006. Mechanical and Morphological Properties of Human Quadriceps Femoris and Triceps Surae Muscle–Tendon Unit in Relation to Aging and Running. *Journal of Biomechanics* 39, 406–417.
- Kawakami, Y., Ichinose, Y. & Fukunaga, T. 1998. Architectural and Functional Features of Human Triceps Surae Muscles During Contraction. *American Physiological Society.*
- Kjær, M., Langberg, H., Heinemeier, K, Bayer, M. L., Hansen, M., Holm, L., Doessing, S., Kongsgaard, M., Krogsgaard, R. & Magnusson, S. P. 2009. From Mechanical Loading to Collagen Synthesis, Structural Changes and Function in Human Tendon. *Scandinavian Journal of Medical Science and Sports* 19, 500–510.
- Komi, P. V. 1984. Physiological and Biomechanical Correlates of Muscle Function: Effects of Muscle Structure and Stretch-Shortening Cycle on Force and Speed. *Exercise & Sport Sciences Reviews* 12 (1), 81–122.

- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2001. Effects of Different Duration Isometric Contractions on Tendon Elasticity in Human Quadriceps Muscles. *Journal of Physiology* 536, 649–655.
- Kubo, K., Miyamoto, M., Mki, A., Tsunoda, N. & Kanehisa, H. 2009. Muscle and Tendon Properties During Menstrual Cycle. *Journal of Sports Medicine* 30, 139–143.
- Kwah, L. K., Pinto, R. Z., Diong, J. & Herbert, R. D. 2013. Reliability and Validity of Ultrasound Measurements of Muscle Fascicle Length and Pennation in Humans: a Systematic Review. *Journal of Applied Physiology* 114, 761–769.
- Laakkonen, E. K., Kulmala, J., Aukee, P., Hakonen, H., Kujala, U.M., Lowe, D. A., Kovanen, V., Tammelin, T. & Sipilä, S. 2017. Female Reproductive Factors are Associated With Objectively Measured Physical Activity in Middle-aged Women. *PLOS ONE*.
- Lieber, R. L. & Fridén, J. 2001. Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 383, 140–151.
- Lowe, D. A., Baltgalvis, K. A. & Greising, S. M. 2010. Mechanisms Behind Estrogen's Beneficial Effect on Muscle Strength in Females. *American College of Sports Medicine* 38 (2), 61–67.
- Maganaris, C. N. & Paul, J. P. 1999. Rapid Report. In Vivo Human Tendon Mechanical Properties. *Journal of Physiology* 521, 307–313.
- Magnusson, S. P., Hansen, P. & Kjaer, M. 2003. Tendon Properties in Relation to Muscular Activity and Physical Training. *Scandinavian Journal of Medical Science and Sports* 13, 113–223.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2015. *Exercise Physiology. Nutrition, Energy, and Human Performance*. 8. painos. Lippincott Williams & Wilkins, 364–5.
- McEwen, B. S. & Alves, S. E. *Endocrine Reviews*. 1999. Estrogen Actions in the Central Nervous System 20 (3), 279–307.
- 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, 97–103.
- Narici, M. V. & Maganaris, C. N. 2006. Adaptability of Elderly Human Muscles and Tendons to Increased Loading. *Journal of Anatomy* 208, 433–443.
- Narici, M.V. & Maganaris, C. N. 2007. Plasticity of the Muscle-Tendon Complex With Disuse and Aging. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 35, 126–134.
- Onambélé-Pearson, G. L. 2009. HRT affects skeletal muscle contractile characteristics: a definitive answer? *Journal of Applied Physiology* 107, 4–5.

- Pang, B. S. F. & Ying, M. 2006. Sonographic Measurement of Achilles Tendons in Asymptomatic Subjects. Variation With Age, Body Height and Dominance of Ankle. *Journal of Ultrasound Medicine*. American Institute of Ultrasound Medicine 25, 1291–1296.
- Ronkainen, P. H. A., Kovanen, V., Alén, M., Pöllänen, E., Palonen, E-M., Ankarberg-Lindgren, C., Hämmäläinen, E., Turpeinen, U., Kujala, U. M., Puolakka, J., Kaprio, J. & Sipilä, S. 2009. Postmenopausal hormone replacement therapy modifies skeletal muscle composition and function: a study with monozygotic twin pairs. *Journal of Applied Physiology* 26, 25–33.
- Sarwar, R., Niclos, B. B. & Rutherford, O. M. 1996. Changes in Muscle Strength, Relaxation Rate and Fatiguability During the Human Menstrual Cycle. *Journal of Physiology* 493, 267–272.
- Schneider, C. A., Rasband, W. S. & Eliceiri, K. W. 2012. NIH Image to ImageJ: 25 years of Image Analysis. *Nature Methods* 9 (7), 671–675.
- Scott, S. H., Engstrom, C. M. & Loeb, G. E. 1993. Morphometry of Human Thigh Muscles. Determination of Fascicle Architecture by Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Anatomy* 182, 249–257.
- Sharifi, N., Jalili, L., Khazaeian, S. & Nayebi, A-S. 2017. The Relationship Between Physical Activity and General Health Among Menopausal Women in Ahvaz, Iran. *Electronic Physician* 9, 3639–3645.
- Sipilä, S. & Poutamo, J. 2002. Muscle performance, sex hormones and training in perimenopausal and post-menopausal women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 13, 19–25.
- Sipilä, S., Taaffe, D. R., Cheng, S., Puolakka, J., Toivanen, J. & Suominen, H. 2001. Effects of Hormone Replacement Therapy and High-impact Physical Exercise on Skeletal Muscle in Post-menopausal Women: a Randomized Placebo-controlled Study. *Clinical Science* 101, 147–157.
- Soares, C. N. & Frey, B. N. 2010. Challenges and Opportunities to Manage Depression During the Menopausal Transition and Beyond. *Psychiatric Clinics of North America* 33, 295–308.
- Stenroth, L. Cronin, N. J., Peltonen, J., Korhonen, M. T., Sipilä, S. & Finni, T. 2016. Triceps Surae Muscle-tendon Properties in Older Endurance- and Sprint-trained Athletes. *Journal of Applied Physiology* 120, 63–69.

- Stenroth, L., Sillanpää, E., McPhee, J. S., Narici, M. V., Gapeyeva, H., Pääsuke, M., Barnouin, Y., Hogrel, J-Y., Butler-Browne, G., Bijlsma, A., Meskers, G. G. M., Maier, A. B., Finni, T. & Sipilä, S. 2015. Plantarflexor Muscle–Tendon Properties are Associated With Mobility in Healthy Older Adults. *Journals of Gerontology. Medical Sciences* 70 (8), 996–1002.
- 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 (2017), 293–301.
- Tas, S., Yılmaz, S., Onur, M. R., Soylu, A. R., Altuntas, O. & Korkusuz, F. 2017. Patellar Tendon Mechanical Properties Change with Gender, Body Mass Index and Quadriceps Femoris Muscle Strength. *Acta Orthopaedica et Traumatologia Turcica* 51, 54–59.
- Tendon anatomy. Extracellular Matrix Structure. http://www.physio-pedia.com/Tendon_Anatomy. Viitattu 16.2.2017.
- Thorpe, C. T., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D. & Screen, H. R. C. 2016. Fascicles and the Interfascicular Matrix Show Adaptation for Fatigue Resistance in Energy Storing Tendons. *Acta Biometria* 42, 308–315.
- Toprak, U., Üstüner, E., Aktas, G., Kınıklı, G. I., Baltacı, G. & Karademir, M. A. 2012. Comparison of Ultrasonographic Patellar Tendon Evaluation Methods in Elite Junior Female Volleyball Players: Thickness Versus Cross-sectional Area. *Diagnostic and Interventional Radiology*.
- Wood, A. 1994. Hormonal Therapy of Menopausal Women. *The New England Journal of Medicine* 330, 1062–1071.
- Wood, K. L., Arruda, E. M. & Brooks, S. V. 2011. Regional Stiffening With Aging in Tibialis Anterior Tendons of Mice Occurs Independent of Changes in Collagen Fibril Morphology. *Journal of Applied Physiology* 111(4), 999–1006.
- 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*.
- Ying, M., Yeung, E., Li, B., Li, W., Lui, M. & Tsoi, C-W. 2003. Sonographic Evaluation of the Size of Achilles tendon: The Effect of Exercise and Dominance of the Ankle. *Ultrasound in Medicine & Biology* 29 (5), 637–642.

- Youngblom, E., Pariani, M. & Knowles, J. W. 2014. Familial Hypercholesterolemia. Gene Reviews. NCBI.
- Wakahara, T., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. & Yanai, T. 2013. Relationship Between Muscle Architecture and Joint Performance During Concentric Contractions in Humans. *Journal of Applied Biomechanics* 29, 405–412.
- Wu, R., Delahunt, E., Ditroilo, M., Lowery, M. & De Vito, G. 2016. Effects of Age and Sex on Neuromuscular-Mechanical Determinants of Muscle Strength. *Journal of American Aging Association (AGE)*.