

**AKILLESJÄNTEEN YOUNGIN MODUULIN MÄÄRITTÄMINEN VOIMA- JA  
VENYMÄTIEDON SEKÄ LEIKKAUSAALTOELASTOGRAFIAN AVULLA**

Markus Hiltunen

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Syksy 2021

Ohjasi Taija Juutinen ja Ra'ad Khair

## TIIVISTELMÄ

Hiltunen, M. 2021. Akillesjänteen Youngin moduulin määrittäminen voima- ja venymätiedon sekä leikkausaaltoelastografian avulla. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 61 s, (2 liitettä).

Leikkausaaltoelastografialla voidaan tutkia revenneen jänteen elastisia ominaisuuksia jo kuntoutuksen alkuvaiheessa. Jänteen muodonmuutostähtäytymiseen liittyy lukuisia jänteen ominaisuuksia. Perinteisesti jänteen jäykkyys on määritetty yhdistämällä voima- ja venymätiedot. Tässä työssä pyrittiin selvittämään, eroaako leikkausaaltoelastografian ja perinteisen menetelmän yhteys, jos muutetaan perinteisessä menetelmässä käytettyä lihassupistuksen ohjeistusta. Mahdollinen ero voi auttaa selvittämään, mitä jänteen ominaisuuksia leikkausaaltoelastografian tulos kuvaa.

Tutkimukseen osallistui 15 tutkittavaa, joista 13 oli kuntoutunut äkillisestä akillesjännerepeämästä 6 kuukautta ja 2 tutkittavaa 12 kuukautta. Jänteen elastisia ominaisuuksia arvioitiin passiivisesta tilanteesta mitatun leikkausaaltoelastografian avulla sekä perinteisellä menetelmällä, jossa käytettiin nopeaa MVC, hidasta MVC ja 10 % MVC lihassupistusta.

Passiivisesta terveestä jalasta määritetyn leikkausaaltoelastografian Youngin moduulin tulokset olivat vahvasti yhteydessä saman jalan 10 % MVC suorituksesta määritetyn Youngin moduulin kanssa ( $\rho = 0,725$  ja  $p < 0,01$ ). Terveen jalan hitaasta MVC suorituksesta määritetty Youngin moduuli oli myös yhteydessä leikkausaaltoelastografian arvoon ( $\rho = 0,471$  ja  $p < 0,05$ ). Terveen jalan menetelmien tulosten välinen yhteys oli tilastollisesti merkitsevästi vahvempi ( $Z = 2,071$  ja  $p < 0,05$ ) kuin kuntoutuvan jalan vastaava yhteys. Supistusnopeudella ei ollut merkitystä menetelmien väliseen yhteyteen.

Koska näiden kahden menetelmän välinen yhteys oli heikompi kuntoutuvalla jalalla, leikkausaaltoelastografian validiteettia jännerepeämätutkimuksissa olisi hyvä tutkia enemmän. Tämän tutkimuksen tulokset antavat viitteitä, joiden mukaan leikkausaaltoelastografialla passiivisesta jalasta määritetty arvo edustaa jänteen venymäkäyttäytymistä pienillä venymillä. Menetelmää käytettäessä on tärkeää arvioida, onko tieto pienillä venymillä vaikuttavista ominaisuuksista arvokasta.

Asiasanat: Akillesjännerepeämä, Jäykkyys, Youngin moduuli, Leikkausaaltoelastografia

## ABSTRACT

Hiltunen, M. 2021. Evaluating Young's Modulus of Tendon by Using Shear Wave Elastography and Synchronized Data of Force and Deformation. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis, 61 pp., (2 appendices).

Elastic properties of a ruptured tendon can be evaluated at early stages of rehabilitation by using shear wave elastography. Many distinct properties can affect the deformation of the tendon. Traditionally Young's modulus of tendon is evaluated from synchronized data of force and deformation. The purpose of this study was to examine whether the correlation between shear wave elastography and a traditional method would differ when the type of muscle contraction used in the traditional method was changed. Potential differences would help to understand which properties of the tendon shear wave elastography actually images.

15 participants volunteered for this study. 13 of them had suffered from an acute tendon rupture 6 months before the measurements, and 2 of them 12 months before the measurements. The elastic properties of the tendon were evaluated by using shear wave elastography in a passive situation, as well as by using the traditional method where participants performed fast MVC, slow MVC, and 10% MVC muscle contractions.

The results of the shear wave elastography measurements of a healthy and passive leg correlated strongly with the Young's modulus measured by the traditional method during 10% MVC contraction ( $\rho = 0,725$  and  $p < 0,01$ ). The Young's modulus measured during the slow MVC contraction of the healthy leg also correlated with the elastography measurements of the healthy leg ( $\rho = 0,471$  and  $p < 0,05$ ). The correlation of a healthy leg between these two methods was statistically significantly stronger ( $Z = 2,071$  and  $p < 0,05$ ) than the corresponding correlation of an injured leg. Contraction velocity did not affect the correlation between these two methods.

The results of this study showed that the correlation between shear wave elastography and the traditional method was weaker in the case of the injured leg. Thus, the validity of shear wave elastography in studying a ruptured tendon should be further investigated. Based on the results of this study, the elastography measurements of the passive leg represent the deformation of the tendon with small-scale strains. Therefore, it would be important to evaluate if the information of properties with small-scale strains is valuable.

Key words: Achilles tendon rupture, Stiffness, Young's modulus, Shear wave elastography

## SISÄLLYS

### TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 MEKANIikka .....	2
3 AKILLESJÄNNE.....	5
4 JÄNNEKUDOS.....	7
4.1 Proteiinit .....	8
4.2 Ristisidokset .....	9
4.3 Vesipitoisuus .....	11
5 JÄNNEKUDOKSEN MUODONMUUTOKSET.....	12
5.1 Leikkausmuodonmuutokset.....	14
5.2 Poissonin luku .....	15
6 JÄNNEREPEÄMÄ JA SEN KUNTOUTUS .....	16
7 JÄNTEEN YOUNGIN MODUULIN MÄÄRITYSMENETELMÄT .....	17
7.1 Voima- ja venymätietojen yhdistäminen.....	17
7.2 Leikkausaaltoelastografia .....	18
8 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	20
9 TUTKIMUSMENETELMÄT .....	23
9.1 Tutkittavat.....	23
9.2 Momentti- ja venymätietojen keräys .....	24
9.3 Voima- ja venymätietojen yhdistäminen.....	26
9.4 Leikkausaaltoelastografia .....	29
9.5 Tilastolliset menetelmät.....	30

10	TULOKSET .....	31
11	POHDINTA.....	36
11.1	Tutkimuksen luotettavuus .....	39
11.2	Jatkotutkimukset.....	42
11.3	Johtopäätökset .....	43
	LÄHTEET .....	44
	LIITTEET	

## 1 JOHDANTO

Jänteen jäykkyyttä mitataan, koska se on vahvasti yhteydessä jänteen venytyskestävyyteen, jonka on ajateltu olevan käänteisesti yhteydessä jännerepeämän riskiin (LaCroix ym. 2013). Perinteisesti jänteen jäykkyyttä on arvioitu isometrisesti ojennetusta nilkkanivelestä dynamometrin ja siihen kytketyn ultraäänilaitteiston avulla, ja se vaatii jänteen kuormittamista. Jos halutaan tutkia jänteen elastisia ominaisuuksia jo jännevamman kuntoutumisen alkuvaiheessa, tarvitaan menetelmää, jolla jännettä ei tarvitse kuormittaa. (Corrigan ym. 2019.) Leikkausaaltoelastografialla voidaan tutkia jänteen elastisia ominaisuuksia, eikä jänteen venyttämistä vaadita, koska menetelmä perustuu leikkausaallon etenemisnopeuden ja väliaineen jäykkyyden yhteyteen (Ozturk 2018). Kuntoutuvasta akillesjänteestä perinteisellä menetelmällä (Schepull ym. 2012) ja leikkausaaltoelastografian avulla mitatut Youngin moduulin arvot ovat olleet yhteydessä myöhempään toimintakykyyn (Zhang ym. 2016).

Tämän pro gradu -tutkielman tarkoituksena on selvittää, voiko voima- ja venymätiedoista yhdistetyn Youngin moduulin sekä leikkausaaltoelastografialla määritetyn Youngin moduulin yhteyteen vaikuttaa voima- ja venymätietojen keräyksessä käytetty supistusohjeistus. Jänteen ominaisuuksien ajatellaan riippuvan venytyksen suuruudesta (Depalle ym. 2015), nopeudesta (Rosario & Roberts 2020) ja jänteen terveydellisestä tilasta (Fenwick ym. 2002; Maffuli ym. 2011; Martin ym. 2015b, 211). Jos käytetään leikkausaaltoelastografiaa jännetutkimuksessa, on hyvä tietää, voivatko nämä riippuvuudet vaikuttaa leikkausaaltoelastografialla ja perinteisellä menetelmällä määritettyjen Youngin moduulin arvojen väliseen yhteyteen.

## 2 MEKANIikka

Kudosten riittävät mekaaniset ominaisuudet ovat tuki - ja liikuntaelimistön kudosten toiminnan kannalta välttämättömiä (Buehler 2008). Symmetrisesti ja tasaisesti venytetyssä kappaleessa vallitsee jännitys  $\delta$  (Kaava 1), jonka suuruus on venyttävän voiman  $F$  ja kappaleen poikkileikkauksen  $A$  suhde. Venytyskestävyys kuvaa materiaalin kykyä kestää venytysjännitystä. (Salmi & Pajunen 2010, 24, 36.)

$$\delta = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Kappaleen pituuden muutoksen  $\Delta L$  ja sen alkuperäisen pituuden  $L$  suhdetta kutsutaan venymäksi  $\varepsilon$  (Kaava 2), joka pituuden kasvaessa on positiivinen. Venymä on materiaalin muodonmuutoksen suuruus, eikä ole riippuvainen venytetyn kappaleen pituudesta. Materiaalin sitkeys kuvaa sen kykyä kestää muodonmuutoksia, ja sitkeyden vastakohtaa kutsutaan hauraudeksi. (Salmi & Pajunen 2010, 27, 35.)

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2)$$

Lineaarisesti kimmoisen materiaalin jännityksen sekä muodonmuutosten suhde on pienillä rasituksilla vakio, joten materiaalille voidaan määrittää Youngin moduuli (kaava 3), joka on jännityksen ja venymän suhde  $E$ . Youngin moduuli voidaan määrittää myös epälineaarisesti käyttäytyvälle materiaalille, mutta silloin se kuvaa muodonmuutuskäyttäytymistä vain kyseisellä venymän arvolla. (Salmi & Pajunen 2010, 39.)

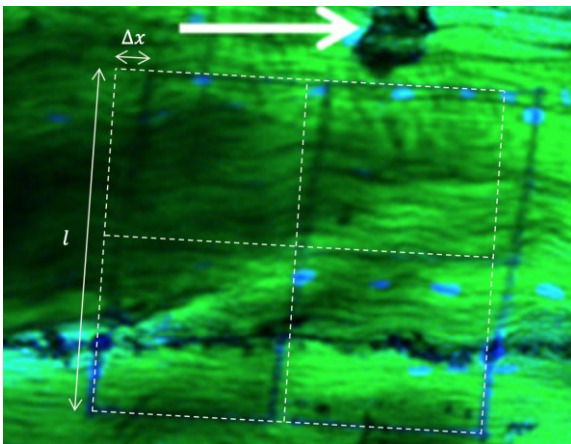
$$E = \frac{\delta}{\varepsilon} \quad (3)$$

Useilla materiaaleilla pienet muodonmuutokset palautuvan täysin rasituksen jälkeen, eikä kappaleeseen jää pysyviä muodonmuutoksia. Suuremmilla venymillä materiaalit usein käyttäytyvät plastisesti, jolloin rasituksen jälkeen materiaali ei palaudu alkuperäiseen muotoonsa, vaan materiaaliin jää pysyviä muodonmuutoksia. (Salmi & Pajunen 2010, 43.)

Jäykkyys on venyttävän voiman ja sitä vastaavan kappaleen pituuden muutoksen suhde. Kappaleen käyttäytymistä rasituksessa kuvataan usein jäykkyydellä, koska jäykkyys ottaa huomioon kappaleen muodon. (Salmi & Pajunen 2010, 142.) Venytetty kappale pyrkii säilyttämään tilavuutensa, joten venymää kohtisuora kappaleen poikkileikkaus pienenee. Pienillä venymillä poikittais- ja pituussuuntaisten muodonmuutosten välille voidaan kokeellisesti määrittää suhde  $\nu$ , jota kutsutaan Poissonin luvuksi. (Salmi & Pajunen 2010, 29.)

Leikkausrasitus  $\tau$  aiheuttaa materiaaliin kuvan 1 mukaisen muodonmuutoksen, jota kuvaa liukuma  $\gamma$ , joka on siirtymän  $\Delta x$  suhde etäisyyteen  $l$ . Leikkausmuodonmuutoksen suuruus riippuu leikkausrasituksen suuruudesta ja materiaalin ominaisuuksista. Materiaalin vaikutusta kuvaa liukukerroin  $G$ , joka on leikkausrasituksen suuruuden ja sen aiheuttaman muodonmuutoksen välinen yhteys (kaava 4). (Salmi & Pajunen 2010, 56–57.)

$$G = \frac{\tau}{\gamma} \quad (4)$$



KUVA 1. Leikkausrasituksessa valkean neliön muotoinen alue muuttuu muotoaan suunnikkaaksi. Nuoli osoittaa vallitsevan leikkausjännityksen suunnan. (Mukaiillen Fang & Lake 2015.)



Isotrooppisen materiaalin käyttäytyminen rasituksessa ei ole riippuvainen rasituksen suunnasta. Jännekudos ei ole isotrooppista, koska jännekudoksen ominaisuudet riippuvat tarkastelusuunnasta. (Aubry ym. 2013.) Jos oletetaan jännekudos isotrooppiseksi ja Poissonin luku veden arvoksi, on jänteen liukukertoimella ja Youngin moduulilla kaavan 5 mukainen lineaarinen yhteys (Sigrist ym. 2017).

$$E \approx 2G(1 + \nu) \approx 3G \quad (5)$$

Leikkausaaltoelastografialla voidaan arvioida kudoksen elastisia ominaisuuksia kohdekudoksessa etenevän leikkausaallon nopeuden perusteella, koska leikkausaallon nopeuden  $c$  neliön ja tiheyden  $\rho$  tulo on havaittu olevan yhteydessä väliaineen liukukertoimeen  $G$  (kaava 6). Yhteys on tarkimmillaan ajasta riippumattomalla, isotrooppisella, lineaarisesti kimmoisella, homogeenisella, sekä kokoonpuristumattomalla leikkausaallon väliaineella. Yhdistämällä kaavan 5 ja kaavan 6 riippuvuudet saadaan yhteys leikkausaallon nopeuden ja väliaineen Youngin moduulin välille. Tiheyden arvona voidaan käyttää jänteen tapauksessa veden arvoa. (Sigrist 2017.)

$$G = \rho c^2 \quad (6)$$

### 3 AKILLESJÄNNE

Akillesjänne kiinnittää kolmipäisen pohjelihaksen kantaluuhun, josta se lähtee poikkileikkaukseltaan litteänä, mutta pyöristyy proksimaalisempana ovaaliksi (Benjamin ym. 2007, 5–8). Akillesjänteen poikkileikkauksen pienin arvo sijaitsee 5–8 senttimetrin etäisyydellä kantaluun kiinnityksestä (Kongsgaard ym. 2005), johon akillesjänteen repeämien on havaittu yleisimmin syntyvän (Park ym. 2019). Jännityksen on ajateltu olevan suurin tällä kuvan 2 alueella, jonka on katsottu selittävän repeämien yleisyyttä (Kongsgaard ym. 2005).



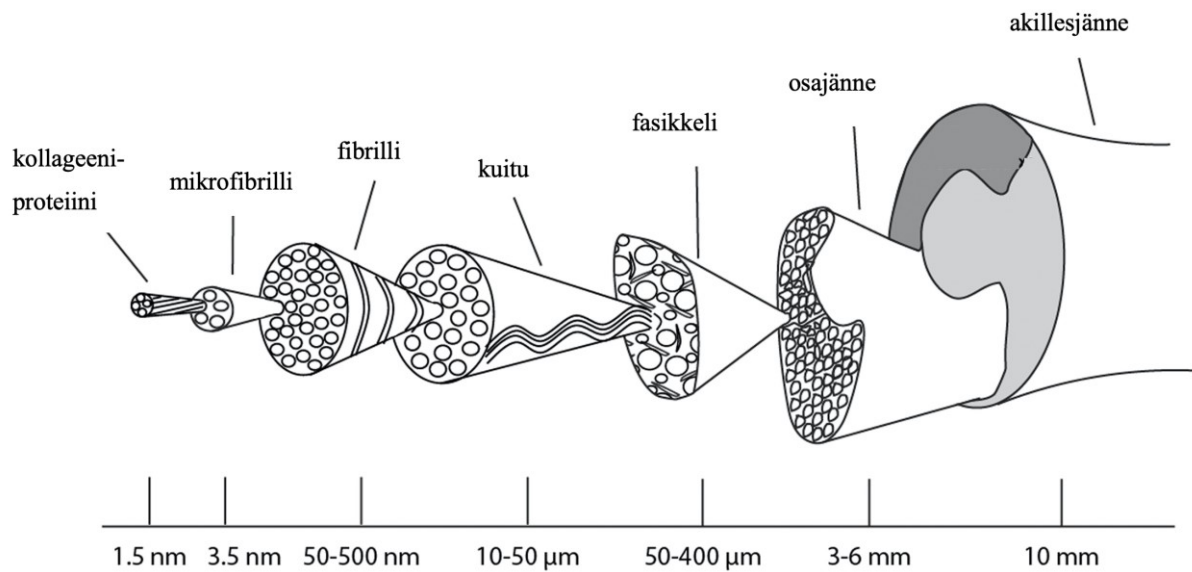
KUVA 2. Akillesjänteen tyypillisin repeämäkohta on merkitty kuvaan punaisella alueella (mukaillen Kerr 2005).

Akillesjänne koostuu kolmesta osajänteestä, joista lyhyin kiinnittyy leveään kantalihakseen ja pidemmät osajänteet omiin kaksoiskantalihaksen päihinsä (Benjamin ym. 2007, 6–8). Akillesjänteen poikkipinta-alan on havaittu olevan yhteydessä siihen kiinnittyvien lihasten voimantuottokyvyn kanssa, sekä saman yhteyden on ajateltu olevan voimassa myös yksittäisen osajänteen ja siihen liittyvän lihaksen välillä. Runsaan akillesjännettä kuormittavan liikunnan on oletettu kasvattavan akillesjänteen poikkipinta-alaa (Kongsgaard ym. 2005). Akillesjänne kiertyy itsensä ympärille sisäänpäin (Benjamin ym. 2007, 6–8), minkä on ajateltu parantavan jänteen energian varastoimis- ja luovutuskykyä, koska kiertymisen on havaittu vähentävän jänteen rakenteiden välistä liukumaa (Thorpe ym. 2013a).

Seistessä akillesjännettä venyttävä voima on noin puolet ihmisen painosta, mutta juostessa vastaava voima voi kohota jopa seitsemänkertaiseksi ihmisen painoon nähden (Benjamin ym. 2007, 6–8). Akillesjänteen energian varastoimis- ja luovutuskykyä on pidetty hyvänä, koska sen hystereesi on havaittu pieneksi (Peltonen 2014). Juostessa nilkkanivelen positiivisesta työstä suurimman osan on katsottu olevan peräisin akillesjänteen varastoimasta energiasta (Lai ym. 2014). Akillesjänteen on havaittu säilyttävän jäykkyytensä korkeatehoisen (Peltonen ym. 2010) ja pitkäkestoisen rasituksen aikana (Peltonen ym. 2012).

## 4 JÄNNEKUDOS

Jänne koostuu hierarkkisista rakenteista, jotka vaihtelevat jänteiden välillä (Kuva 3). Jänteen solujen proteiinisynteesissä syntyneet kollageeniproteiinit järjestäytyvät mikrofibrilleihin ja fibrilleihin, joista muodostuneita aaltoilevia kimppuja kutsutaan kollageenikuiduiksi. (Handsfield ym. 2016.) Fibrillien ja kuitujen on oletettu liittyvän toisiinsa pienillä fibrilleillä (Szczesny ym. 2017).



KUVA 3. Jänteen rakennehierarkian eri asteiden nimitykset. Nimeämiskäytännöt saattavat vaihdella tutkimusten välillä (mukaillen Handsfield ym. 2016).

Kollageenikuiduista ja jännesoluista koostuvia kimppuja kutsutaan fasikkeleiksi, joista suurimmat voivat olla kahdeksankertaisia pienimpiin nähden. Fasikkeleista ja fasikkeleiden väliaineesta koostuu akillesjänteen tapauksessa osajänneet, joista akillesjänne koostuu. (Handsfield ym. 2016.)

## 4.1 Proteiinit

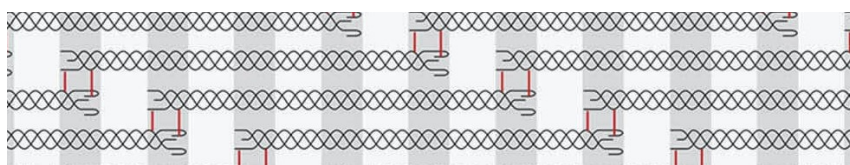
Jänteiden pituussuuntaisesta venytyskestävyydestä sekä jäykkyydestä vastaa kollageeni, joka on jänteen yleisin proteiini. Kollageeni voidaan jakaa useisiin tyyppeihin, joista kestävin ja yleisin tyyppi on kollageeni I, mutta jänteestä on havaittu myös pieniä määriä kollageenityyppejä III ja V. (Martin ym. 2015, 83.) Vaikka kollageeniproteiinilla on erinomainen venytyskestävyys, sen taivutusjäykkyyden on ajateltu olevan heikko (Buehler 2006).

Kollageeniproteiini muodostuu kolmesta toistensa ympärille kiertyneestä polypeptidiketjuista (Hillgärtner ym. 2018), jotka koostuvat toistuvista aminohappojaksoista. Aminohappojen on katsottu muodostavan toisten ketjujen aminohappojen kanssa sidoksia, joiden on ajateltu ylläpitävän kollageeniproteiinin kierteistä muotoa. (Shoulders & Raines 2009.) Vaikka kollageenilla on suuri merkitys jänteen jäykkyydelle ja kestävyydelle, voimaharjoittelun ei ole havaittu kasvattavan kollageenitiheyttä (LeMoine ym. 2009).

Jänteen kuivapainosta 1–2 % on elastisia kuituja (Kannus 2000), jotka omaavat hyvän sitkeyden (Baldock ym. 2011), ja sijaitsevat pääosin fasikkeleiden väleissä, järjestäytyneinä jänteen pituus- ja poikittaissuunnassa (Grant ym. 2013; Thorpe ym. 2016; Pang ym. 2017). Energiaa varastoivista (Thorpe ym. 2016) ja nuorista jänteistä on löydetty enemmän elastisia kuituja. Nuorten jänteiden elastisten kuitujen on havaittu olevan säännöllisemmin järjestäytyneitä. (Godinho ym. 2017.) Jännekudosnäytteen elastisten kuitujen laboratoriossa tehdyn kemiallisen hajotuksen on havaittu kasvattavan jänteen kuitujen (Fang & Lake 2016) ja fasikkeleiden välistä leikkausrasituksen aiheuttamaa liukumaa (Godinho ym. 2021).

## 4.2 Ristisidokset

Koska kollageeniproteiinit eivät ole yhtä pitkiä kuin jänne, kollageeniproteiinit toisiinsa liittävät entsymaattiset ristisidokset mahdollistavat jänneen muodon säilymisen venytyksen aikana (Yang ym. 2012). Vaikka entsymaattisten ristisidosten on ajateltu pääosin liittävän proteiineja toisiinsa, niiden on havaittu myös osaltaan liittävän mikrofibrillejä (Yang ym. 2012) ja fibrillejä toisiinsa vastustaen näiden rakenteiden välistä liikettä (Eekhoff ym. 2018). Entsymaattisen divalentin ristisidoksen on ajateltu kuvan 4 mukaisesti muodostuvan kollageeniproteiinin päädyn ja viereisen kollageeniproteiinin kierteisen osion välille (Depalle ym. 2015). Ajan kanssa divalentin sidoksen on havaittu kehittyvän trivalentiksi sidokseksi, jonka on ajateltu liittävän kolme proteiinia toisiinsa (Eekhoff ym. 2018). Kestävyysurheilijoilla on havaittu olevan suurempi trivalenttien ristisidosten pitoisuus, minkä perusteella mekaanisen rasituksen on oletettu stimuloivan tätä muutosta (Couppé ym. 2014).



KUVA 4. Punaiset viivat kuvaavat entsymaattisia ristisidoksia, jotka liittävät kollageeniproteiineja toisiinsa (mukaiillen Eekhoff ym. 2018).

Vaikka ristisidokset ovat jänneen toiminnan kannalta välttämättömiä, jänneen mekaaniset ominaisuudet eivät ole olleet yhteydessä ristisidostiheyteen (Hansen ym. 2010; Hansen ym. 2013), eikä voimaharjoittelun ole havaittu kasvattavan ristisidostiheyttä (LeMoine ym. 2009; Eriksen ym. 2019). Kun sidosten muodostumista on keinotekoisesti rajoitettu (Willems ym. 2001) tai lisätty, mekaanisten ominaisuuksien on havaittu olevan yhteydessä sidosten määrään (Makris ym. 2014). Ristisidostiheyden kasvaessa kudoksen kyky plastiseen muodonmuutokseen on havaittu heikentyvän (Svensson ym. 2013). Plastisen muodonmuutoskyvyn hyöty on epähomogeenisen rasituksen aiheuttamien jännityshuippujen tasoittuminen, mikä ehkäisee jännityshuippujen aiheuttaman paikallisen murtuman syntymistä, mutta syklistä väsytyksen kappaleen väsymisrepeämät syntyvät yleisimmin jännityshuippujen kohdille (Salmi & Pajunen 2010, 133, 374).

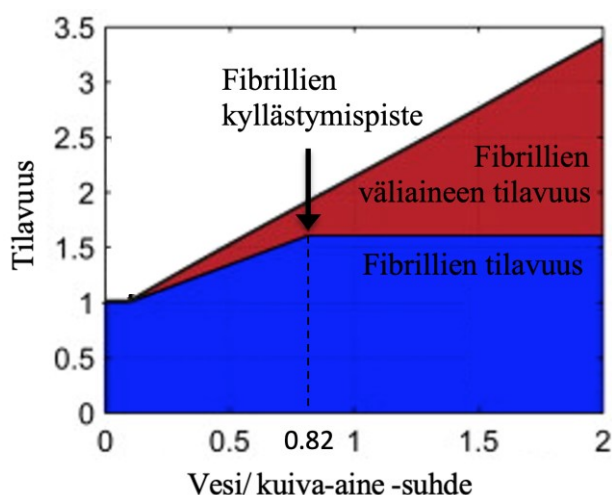
Jänteen kollageeniproteiinit voivat reagoida hiilihydraattien kanssa muodostaen AGE-ristisidoksen (advanced glycation end-products) kollageeniproteiinien välille (Biemel ym. 2002). Vaikka entsyymaattisten ristosidosten on havaittu sijaitsevan kollageeniproteiinin suoran pään ja kierteisen osan välillä, AGE-ristisidosten on ajateltu voivan muodostua myös kierteisten osioiden välille (Robins 2007; Gautieri ym. 2014) tai yhden kollageeniproteiinin sisäisesti (Gautieri ym. 2014). AGE-ristisidosten on esitetty sijaitsevan pääosin kollageenikuitujen ja sitä suurempien rakenteiden pinnoilla (Slatter ym. 2008; Eekhoff ym. 2018).

Ikääntyessä AGE-ristisidosten määrän on ajateltu kasvavan kertymällä (Nash ym. 2019). Voimaharjoittelulla ei ole havaittu olevan vaikutusta AGE-ristisidostiheyteen (Eriksen ym. 2019), mutta kestävyysjuoksuharjoittelun on oletettu pienentävän sitä (Couppe ym. 2009). Keinotekoisesti lisättyjen AGE-ristisidosten ei ole katsottu kasvattavan jännekudoksen Youngin moduulia fibrilli- (Fessel ym. 2014), fiiberi- (Gautieri ym. 2017), fasikkeli- (Li ym. 2013) eikä kudostasolla (Gautieri ym. 2017), mutta niiden katsottiin vähentävän näiden rakenteiden välistä liukumaa (Li ym. 2013, Fessel ym. 2014; Gautieri ym. 2017). Entsyymaattisten ristosidosten tavoin (Svensson ym. 2013) AGE-ristisidosten keinotekoinen lisääminen on vaikuttanut jänteen muodonmuutuskäyttäytymiseen lähellä repeämää vähentämällä plastisuutta (Fessel ym. 2014; Gautieri 2017; Lee & Veres 2019). Plastisuus on kudoksen luontainen ominaisuus, jonka on ajateltu pienentävän jännerepeämän riskiä (Lee & Veres 2019).

### 4.3 Vesipitoisuus

Jännenäytteen vesipitoisuuden on oletettu vaikuttavan sen mikro- ja makrotason elastisiin ominaisuuksiin (Lozano ym. 2019). Jänteen vesipitoisuuden on havaittu vaikuttavan jänteen poikkipinta-alaan ja kollageeniproteiinien läheisyyteen (Masic ym. 2015), minkä on ajateltu kasvattavan vierekkäisten proteiinien välistä kitkaa, joka jäykistää proteiinien välistä liukumaa (Gautieri ym. 2012). Kollageeniproteiinien on ajateltu muodostavan veden kanssa vetysidoksia, joiden repeämän ja uudelleen muodostumisen on mielletty olevan mekanismi, joka voi selittää jännekudoksen viskositeettisen käyttäytymisen (Buehler 2006; Ghodsi & Darvish 2015). Jännekudoksen sisään kertyneen nesteen määrän on ajateltu voivan vaikuttaa kudoksen jäykkyyteen pienillä venymillä (Buckley ym. 2013).

Kuivatetun fibrillin vesipitoisuuden nostaminen kasvattaa sekä fibrillin että fibrillinväliaineen tilavuutta. Fibrillin sisäisen tilavuuden kasvun on havaittu lakkaavan veden ja kuiva-aineen suhteen ollessa 0.82 (Morin ym. 2013), joka on pienempi kuin jänteen isotoniset olosuhteet (Martin ym. 2015b, 83, 85). Tämän fibrillin kyllästymispisteen jälkeen kudoksen vesipitoisuuden kasvun on ajateltu kasvattavan kuvan 5 punaista fibrilliväliaineen tilavuutta, eli vaikuttavan fibrillien väliseen etäisyyteen (Morin ym. 2013).

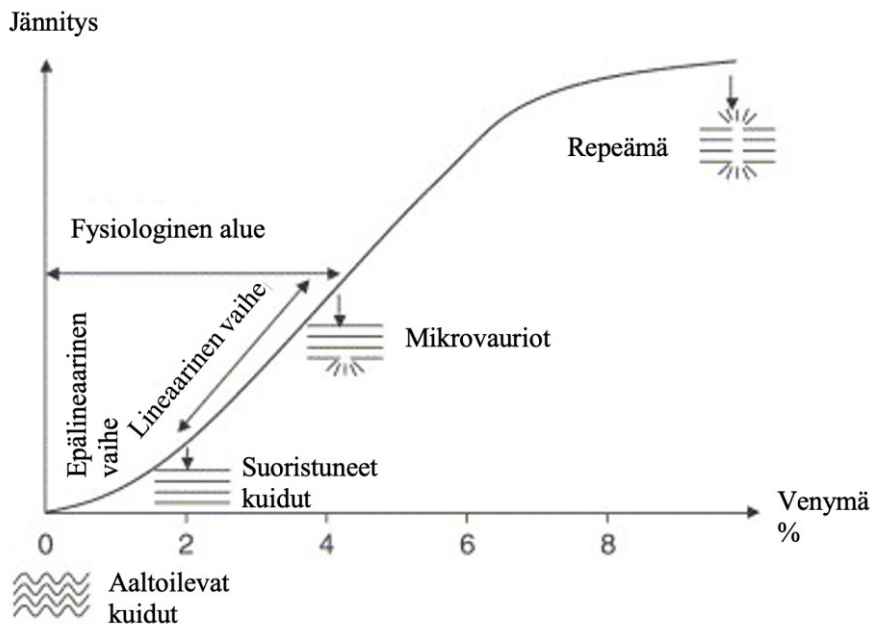


KUVA 5. Jänteen nestepitoisuuden vaikutus fibrillien ja fibrillien väliaineen tilavuuteen. Kuvan fibrillien kyllästymispisteessä fibrillit ovat täysin kylläisiä vedestä. Kyllästymispisteen ylittäneeseen kudokseen lisätyn nesteen on ajateltu päätyvän fibrillien väliaineeseen. (Mukaihen Morin ym. 2013.)



## 5 JÄNNEKUDOKSEN MUODONMUUTOKSET

Pienimmillä venymillä jänteen venyttäminen suoristaa kollageenikuitujen aaltoilua (Kuva 6), jolloin suhteellisen suuri muodonmuutos syntyy suhteellisen pientä rasituksen lisäystä kohden. Jäykkyys tässä vaiheessa on pieni, mutta se kasvaa rasituksen kasvaessa. (Sasaki & Odajima 1996; Screen ym. 2004; Depalle ym. 2015.) Aaltomuodostelman suoristamiseen vaadittavan voiman eli ensimmäisen epälineaarisen vaiheen jäykkyyden on mallinnustutkimuksien pohjalta ajateltu riippuvan aaltojen muodoista (Reese ym. 2010; Xiao ym. 2020), ja elastisten kuitujen on oletettu ylläpitävän kuitujen aaltomuodostelmaa (Bailey 2001; Grant ym. 2015).

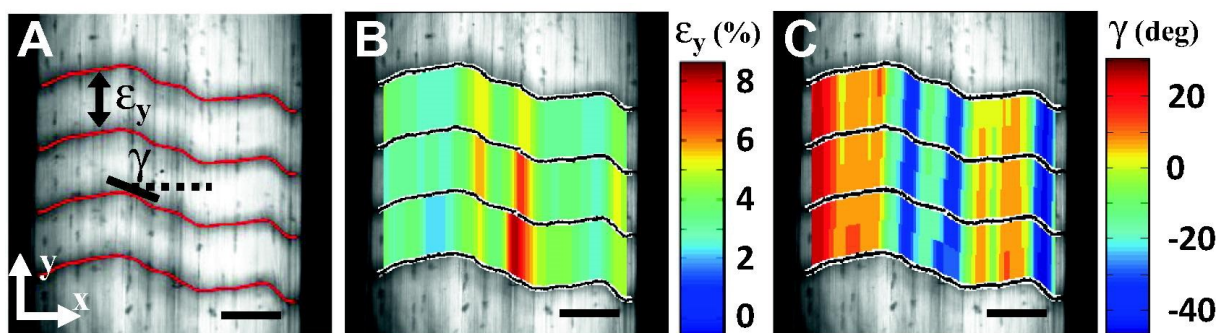


KUVA 6. Jänteen pituussuuntainen venymä jännityksen suhteen. Jännekudoksen jäykkyys riippuu jänteen venymästä (mukaillen Wang 2006).

Epälineaarista vaihetta suuremmilla rasitustasoilla fibrillin venymät ajatellaan olevan peräisin kollageeniproteiinien venymisestä (Sasaki & Odajima 1996; Depalle ym. 2015), mitä kuvassa 6 kutsutaan lineaariseksi vaiheeksi. Venyttämätön kollageeniproteiini asettuu sykkyrälle, jonka suoristumista epäjärjestyttymistä palauttamaan pyrkivän entropisen voiman on ajateltu vastustavan. Suoristuneen proteiinin venyttämisen on havaittu avaavan proteiinin kierteistä rakennetta ja venyttävän polypeptidiketjuja. (Buehler 2006; Buehler & Wong 2007; Linka &

(Itskov 2016; Hillgärtner ym. 2018.) Fibrillin venytyskestävyys ylittyy ja tapahtuu repeämä, kun kollageeniproteiinien tai niiden sisältämien aminohappojen välisiä sidoksia rasitetaan niiden kestävyyttä suuremmalla rasituksella (Buehler & Wong 2007; Depalle ym. 2015).

Venytetyn jänteen tietyn hierarkkisen tason venymän on katsottu olevan peräisin alemman hierarkkisen tason rakenteiden venymästä ja niiden väliseistä liukumasta, minkä on havaittu toistuvan kaikilla hierarkkisilla tasoilla fasikkelista yksittäiseen proteiiniin (Depalle ym. 2015; Fessel ym. 2014; Bianchi ym. 2016; Szczesny & Elliot 2014). Liukuman merkityksen muodonmuutosmekanismina on oletettu kasvavan suuremmilla venytyksillä. Jänteen venyttämisen on havaittu aiheuttavan fasikkeliin epähomogeenisia venymä- ja leikkausmuodonmuutoksia (kuva 7). (Szczesny & Elliot 2014).

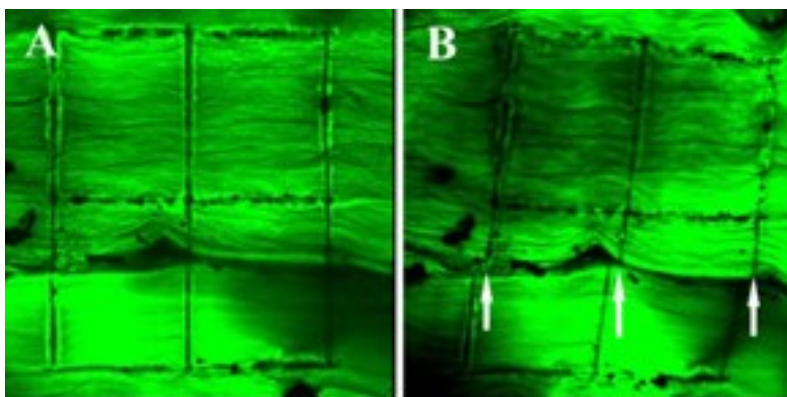


KUVA 7. Venytysrasitetun fasikkelin poikkileikkauksen epähomogeeninen käyttäytyminen. Kuvassa B on paikallisen venymän epähomogeenisuus ja kuvassa C on paikallisen liukuman epähomogeenisuus. (Szczesny & Elliot 2014.)

Yleisesti jänteen jäykkyyden ajatellaan olevan riippuvainen venytyksen nopeudesta (Martin ym. 2015b, 178–179). Vaikka in vivo -tutkimuksessa venytysnopeudella ei havaittu olevan vaikutusta ihmisen akillesjänteen jäykkyyteen (Peltonen ym. 2013), rotan häntäjänneestä erotetun fasikkelin on havaittu käyttäytyvän nopeammin venytettynä jäykemmin (Rosario & Roberts 2020).

## 5.1 Leikkausmuodonmuutokset

Vierekkäiset fasikkelit ovat yhteydessä fasikkeleiden väliaineella (kuva 8), jonka on havaittu mahdollistavan vierekkäisten fasikkeleiden (Thorpe ym. 2013b; Thorpe ym. 2017) ja osajänteiden osittain itsenäisen toiminnan (Gains ym. 2020; Franz ym. 2015). Itsenäisen toiminnan on oletettu olevan energiaa varastoivien jänteiden ominaisuus ja suojaavan loukkaantumisilta (Thorpe ym. 2017). Fasikkeleiden väliaineen jäykkyyttä on havaittu pienentävän nuori ikä (Thorpe ym. 2013b; Franz & Thelen 2015) ja proteiini nimeltä lubricin (Sun ym. 2015; Kohrs ym. 2011; Gains ym. 2020).



KUVA 8. Vasemmalla on kudus ennen muodonmuutosta ja oikealla leikkausrasitettu kudoksenäyte, jossa valkeat nuolet osoittavat fasikkeleiden väliaineeseen (Fang & Lake 2015).

Venytystrasitetussa jänteessä rakenteet liukuvat sekä venyvät (Depalle ym. 2015; Fessel ym. 2014; Bianchi ym. 2016; Szczesny & Elliot 2014), mutta kuvan 8 mukaisesti ulkoisesti leikkausrasitetun näytteen muodonmuutokset ovat pääosin kollageenikuitujen välistä liukumista, eikä merkittävää kollageenikuitujen venymistä ole havaittu (Fang ym. 2014; Fang & Lake 2015).

## 5.2 Poissonin luku

Jänteen venymisen ja sen aiheuttaman poikkipinta-alan muutoksen suhteen eli Poissonin luvun on havaittu vaihtelevan jänteiden välillä riippuen jänteen toimintatarkoituksesta (Thorpe ym. 2013) ja mallinnuksen avulla saatujen tulosten mukaan jänteen kuitujen aallonmuodoista (Reese ym. 2010; Xiao ym. 2020). Kun arvioidaan leikkausaaltoelastografian avulla Youngin moduulia, käytetään Poissonin luvun arvona veden arvoa  $\nu = 0.5$  (Sigrist 2017).

Jänteen Poissonin luku venytyskuormituksen alkuhetkellä on ollut  $\nu = 0.70 \pm 0.52$ , mutta viiden minuutin venytyksen ylläpidon jälkeen Poissonin luvun on havaittu nousevan arvoon  $\nu = 4.26 \pm 1.53$  (Reese & Weiss 2013). Jos venytetyn kappaleen Poissonin luku on suurempaa kuin  $\nu > 5$ , on kappaleen tilavuuden täytynyt pienentyä venytyksen aikana (Salmi & Pajunen 2010, 30). Venytetystä jänteestä ympäröiviin kudoksiin on havaittu virtaavan vettä, ja sen voimakkuuden on ajateltu riippuvan kudoksen rakenteesta, venytyksen voimakkuudesta ja venytysajasta (Han ym. 2000; Wellen ym. 2004). Poissonin luvun kasvun voi selittää veden poistumisen aiheuttama jänteen tilavuuden pienentyminen (Reese & Weiss 2013).

## 6 JÄNNEREPEÄMÄ JA SEN KUNTOUTUS

Jännettä rasittavan liikunnan aiheuttamat jänteeeseen kertyneet mikroauriot altistavat jänteen akuutille repeämälle. Jos mikroaurioita syntyy jänteeeseen sen korjautumiskykyä nopeammin, mikroaurioiden määrän on päätelty kasvavan kertymällä, ja lopulta tämän ilmiön on ajateltu johtavan akuuttiin jännerepeämään. Fysiologisesti normaali kuormituskin voi aiheuttaa jännerepeämän, koska senkin on havaittu aiheuttavan jänteeeseen mikroaurioita. (Zitnay ym. 2020.)

Muutaman päivän ajan repeämän jälkeen jänteen alueelle syntyy turvotusta ja muodostuu uusia verisuonia (Martin ym. 2015b, 211), minkä on ajateltu olevan välttämätöntä onnistuneen kuntoutumisen kannalta (Fenwick ym. 2002). Puolen vuoden kuluessa repeämän jälkeen sen alueelle muodostuu arpikudosta, jännesolujen lukumäärä lisääntyy, kollageenisynteesi tehostuu (Martin ym. 2015b, 211) ja vahvemman I-tyypin kollageenin lisäksi on havaittu syntyvän normaalia enemmän heikompaa tyypin III-kollageenia (Maffulli ym. 2000). Kudosuutoksia on havaittu repeämäalueen lisäksi myös muualla kuntoutuvassa jänteessä, mutta repeämäalueella niiden on katsottu olevan merkittävimpiä (Maffulli ym. 2011). Repeämäalueelta kuntoutumisvaiheessa määritetyn kollageenipitoisuuden, ristiquesidostiheyden eikä mekaanisten ominaisuuksien ole havaittu eroavan muualta samasta jänteestä määritetyistä arvoista (Hansen ym. 2013). Kuntoutumisen loppupuolella arpikudosta korvautuu venytyksen suuntaisesti järjestäytyneellä kollageenilla, kunnes kollageenisynteesi sekä vesipitoisuus palaavat normaalille tasolle. (Martin ym. 2015b, 211.) Kuntoutumisen aikana (Hansen ym. 2013), ja kaksi vuotta akillesjännerepeämän jälkeen kuntoutuvan jalan akillesjänteen jäykkyyden on havaittu olevan terveen jalan arvoa pienempi (Geremia ym. 2015). Jänteen hidasta kuntoutumista on selitetty sen vähäisellä verenkierrolla ja solupitoisuudella (Liu ym. 2011), ja olosuhteet arpikudoksen korvautumiseen yli vuoden kuluttua repeämästä on oletettu olevan suotuisampaa luonnostaan hyvän verenkierron omaavilla jänteillä (Leong ym. 2020).

## 7 JÄNTEEN YOUNGIN MODUULIN MÄÄRITYSMENETELMÄT

### 7.1 Voima- ja venymätietojen yhdistäminen

Perinteisesti akillesjänteen jäykkyyttä on arvioitu vertaamalla isometrisesti ojennetun nilkkanivelen nilkkamomenttia ultraäänellä arvioituun akillesjänteen lihasjänneliitoksen siirtymään (Peltonen ym. 2012; Seynnes ym. 2015). Nilkkamomentista arvioidun jännevoiman suuruus on aina vain arvio, johon sisältyy oletuksia ja virhelähteitä (Seynnes ym. 2015). Nilkan ojennuksessa myös akillesjanteeseen kiinnittymättömien päävaikuttaja- ja vastavaikuttajalihasten toiminnan on ajateltu vaikuttavan nilkkamomentin arvoon (Peltonen ym. 2010; Seynnes ym. 2015). Akillesjännerepeämäpotilailla huonoa toimintakykyä mahdollisesti kompensoivan isovarpaan pitkän koukistajalihaksen toiminta voi johtaa virhepäätelmiin, koska se voi palauttaa nilkan ojennusmomentin normaalille tasolle, vaikka kolmipäisen pohjelihaksen toiminta olisi vielä heikentynyttä (Finni ym. 2006). Tätä voidaan hallita tarkkailemalla lihasaktiivisuuksia ja hyväksymällä tulokset, joissa merkittävää aktiivisuutta on vain kohdejanteeseen liittyvässä lihaksessa. Jos akillesjänteen venymä määritetään vain yhtä kolmipäisen pohjelihaksen lihasjänneliitoksen siirtymää seuraamalla, voi kahden muun pään itsenäinen toiminta vaikuttaa määritettyyn akillesjänteen jäykkyyteen. Luotettavien tulosten saamiseksi venymän sekä voiman tiedot ajan suhteen on hyvä saada mahdollisimman tarkasti yhdistettyä. (Seynnes ym. 2015.)

Jänteen jäykkyys on ajasta riippuvaa sekä epälineaarista, mikä tuottaa haasteita jäykkyyden määrittämiseen. Mittauksia varten täytyy määritellä venytysnopeudet ja -suuruudet, joilla tulos palvelee parhaiten tutkimuksen tarkoitusta. Tutkittavilla on usein haasteita toteuttaa tarkkoja supistusohjeistuksia. Tiedonkeräykseen liittyviä virheitä voi saada minimoitua valitsemalla mahdollisimman laaja venymäalue, josta jäykkyys määritetään. (Seynnes ym. 2015.)

Jäykkyyden määrittästä edeltävä venyttely on laskenut (Kubo ym. 2002a; Kubo ym. 2002b; Burgess ym. 2009) tai nostanut saatua jäykkyyttä (Nakamura ym. 2011). Vaikka isometriset lihassupistukset ovat laskeneet menetelmällä arvioitua jäykkyyttä (Kubo ym. 2002b; Kay & Blazevich 2009), maratonjuoksu tai hyppelyharjoitus ei ole vaikuttanut jäykkyyteen (Peltonen

ym. 2010; Peltonen ym. 2012). Tutkittavan iän on havaittu olevan käänteisesti yhteydessä menetelmän jäykkyyden arvon kanssa (Mademli ym. 2008; Stenroth ym. 2012; Lindemann ym. 2020). Akillesjännerepeämän kuntoutuksen alkuvaiheessa tällä menetelmällä mitattu jäykkyys on ollut yhteydessä myöhemmin määritetyn toimintakyvyn kanssa (Schepull ym. 2012).

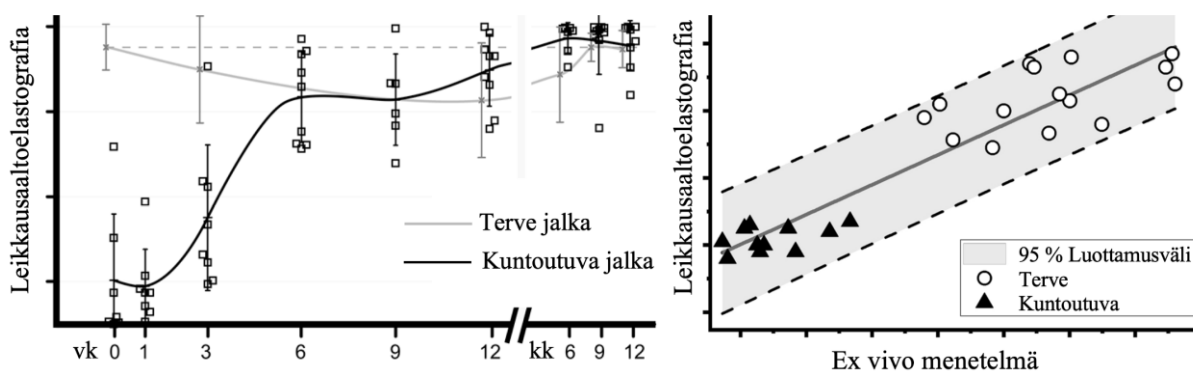
## 7.2 Leikkausaaltoelastografia

Kohdekudoksen elastisia ominaisuuksia voidaan arvioida leikkausaallon nopeuden perusteella. Leikkausaalto saa alkunsa akustisen voiman aiheuttamasta kudoksen leikkausmuodonmuutoksesta, jonka elastinen kudoks pyrkii palauttamaan lähtötilaan. Lähtötilaan palautuva kudoks aiheuttaa palautuessaan aallon kulkusuuntaan uuden leikkausmuodonmuutoksen. Tämän kierron jatkuessa leikkausaalto jatkaa kulkuaan kudoksessa. Leikkausmuodonmuutoksen nopeutta kudoksessa kasvattaa väliaineen liukukerroin ja pienentää väliaineen hitaus eli tiheys. Koska väliaineen tiheys voidaan olettaa veden arvoksi, leikkausaallon etenemisnopeuden avulla voidaan määrittää väliaineen liukukerroin. (Taljanovic ym. 2017.) Jänteen ja sen ympäristön välinen suuri elastisuuden ero voi vaikuttaa leikkausaaltojen käyttäytymiseen ohuessa jänteessä, koska leikkausaallot voivat muuntua jänteen suuntaisiksi paineaalloiksi, minkä on oletettu voivan vaikuttaa leikkausaaltoelastografialla saatuihin tuloksiin (Aubry ym. 2015).

Eläinkokeissa leikkausaaltoelastografialla määritetty Youngin moduulin arvo on ollut vahvasti yhteydessä samasta jänteestä *ex vivo* -kokeilla mitatun Youngin moduulin ja venytyskestävyyden arvon kanssa (Yeh ym. 2016; Laurent ym. 2020). Leikkausaaltoelastografian toistettavuus jännetutkimuksissa on laajasti ajateltu hyväksi (Kot ym. 2012; Peltz 2013; Payne ym. 2018; Tas ym. 2017; Helfenstein-Didier ym. 2016). Akillesjänteestä menetelmällä määritetty arvo on tulosten mukaan ollut riippuvainen mittauskohdasta (DeWall ym. 2014; Götschi ym. 2021), mittauslaitteesta (Roskopf ym. 2016) ja mittausasetuksista (Cortes ym. 2015; Rouce ym. 2015; Shiina 2017). Myös akillesjänteen mittauksen aikainen venytys on kasvattanut saatua arvoa (Hug ym. 2013; DeWall ym. 2014; Roskopf ym. 2016; Haen ym. 2017; Sahr ym. 2018; Martin ym. 2019; Martin ym. 2020), minkä on ajateltu johtuvan jännteelle ominaisista jäykkyyden muutoksista venymän suhteen

(Helfenstein-Didier ym. 2016; Haen ym. 2017) tai akustoelastisesta vaikutuksesta, jonka mukaan leikkausaallon nopeuteen vaikuttaa väliaineessa vallitseva leikkausaallon suuntainen jännitys (Renier ym. 2007).

Vaikka eräissä tutkimuksissa ikä ei ole ollut yhteydessä leikkausaaltoelastografialla saatuun Youngin moduulin arvoon (Fu ym. 2016; Petrescu ym. 2016; Lindemann ym. 2020), ikääntyneiden tuloksien on myös havaittu olevan pienempiä (Aubry ym. 2013; Ruan ym. 2015; Haen ym. 2017) tai suurempia (Slane ym. 2017). Staattisen venyttelyn on havaittu kasvattavan saatua tulosta (Chiu ym. 2016). Mittauksia edeltävä jänteen rasitus on kasvattanut jänteestä mitatun leikkausaaltoelastografian arvoa (Leung ym. 2017; Lacourpaille ym. 2017; Heales ym. 2018; Götschi ym. 2021), mutta kroonisessa yllirasitustilassa olevien jänneiden arvo on ollut pienempi (Chen ym. 2013; Aubry ym. 2015; Coombes ym. 2018). Leikkausaaltoelastografian on ajateltu olevan hyödyllinen menetelmä kuntoutumisen seurannassa (Kuva 9) (Zhang ym. 2016; Dirrichs ym. 2018; Frankewycz ym. 2020; Laurent ym. 2020).



KUVA 9. Vasemmalla revenneestä akillesjänteestä leikkausaallon avulla mitatuista elastisista ominaisuuksista voidaan tunnistaa jänteen kuntoutumisen eri vaiheet (mukaiillen Frankewycz ym. 2020). Oikealla on kuvattu leikkausaaltoelastografian yhteyttä ex vivo -tuloksiin (mukaiillen Laurent ym. 2020).



## 8 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Jännerepeämät ovat yleisiä, ja niiden hoito on monimutkaista sekä hidasta (Zitnay ym. 2020). Laajan meta-analyysin mukaan jänteen Youngin moduuli on ollut vahvasti yhteydessä jänteen venytyskestävyyteen (LaCroix ym. 2013). Kuntoutusmenetelmien kehittämisen kannalta leikkausaaltoelastografia voi olla hyödyllinen menetelmä, koska sillä voidaan tutkia jänteen elastisia ominaisuuksia jo repeämän kuntoutumisen alkuvaiheessa (Corrigan ym. 2019). Jännekudoksen terveydellinen tila voi mahdollisesti vaikuttaa leikkausaaltoelastografialla ja perinteisellä menetelmällä saatujen Youngin moduulin arvojen väliseen yhteyteen. Vaikutuksen yksityiskohdat ovat tärkeitä tiedostaa, jos leikkausaaltoelastografialla saatujen tuloksien pohjalta tehdään johtopäätöksiä kuntoutuvan jänteen venymäominaisuuksista.

Jänteen Youngin moduulin on ajateltu riippuvan venytysnopeudesta (Martin ym. 2015b, 178–179; Rosario & Roberts 2020) ja venymästä (Depalle ym. 2015). Jatkotutkimuksien kannalta olisi hyödyllistä tietää se jänteen venytysnopeus ja -suuruus, jonka ominaisuuksia leikkausaaltoelastografialla määritetty Youngin moduuli edustaa vahvimmin. Tällä tutkimuksella pyritään selvittämään, vaikuttavatko perinteisen menetelmän mittauksissa käytetyn lihassupistuksen yksityiskohdat näiden kahden menetelmän tulosten väliseen yhteyteen. Hidas MVC tarkoittaa hidasta ja nopea MVC nopeaa isometristä nilkan ojennusta. 10 % MVC tarkoittaa isometristä nilkan ojennusta, jonka voimakkuus on 10 % maksimaalisesta voimakkuudesta.

Tutkimuskysymys 1: Korreloiko 10 % MVC suorituksen aikana määritetty Youngin moduuli ja leikkausaaltoelastografialla passiivisesta tilanteesta mitattu Youngin moduuli vahvemmin kuin hitaan MVC suorituksen aikana määritetty Youngin moduuli korreloi leikkausaaltoelastografialla passiivisesta tilanteesta mitatun Youngin moduulin kanssa?

Hypoteesi: Jänteen muodonmuutoksia vastustavan voiman on oletettu pienimmillä venymillä olevan peräisin kollageenikuitujen aaltomuodostelmaa ylläpitävistä ilmiöistä, kun suuremmilla venymillä sen on ajateltu olevan peräisin kollageeniproteiinien venymisestä (Sasaki & Odajima 1996). Koska leikkausaallon muodonmuutokset ovat pieniä, oletetaan 10 % MVC suorituksesta mitatun Youngin moduulin korreloivan MVC suorituksista mitattuja arvoja vahvemmin passiivisesta tilanteesta mitatun leikkausaaltoelastografian Youngin moduulin kanssa.

Tutkimuskysymys 2: Onko nopean MVC suorituksen aikana perinteisellä menetelmällä mitatun Youngin moduulin ja passiivisesta tilanteesta mitatun leikkausaaltoelastografian Youngin moduulin välinen korrelaatio vahvempi kuin hitaan MVC suorituksen aikana perinteisellä menetelmällä määritetyn Youngin moduulin ja leikkausaaltoelastografian Youngin moduulin välinen korrelaatio?

Hypoteesi: Muodonmuutosnopeuden ajatellaan vaikuttavan jänteen jäykkyyteen (Martin ym. 2015b, 178–179). Rosarion ja Robertsin (2020) tekemässä ex vivo -tutkimuksessa venytysnopeuden on havaittu vaikuttavan jänteen jäykkyyteen, mutta Peltosen ja muiden (2013) in vivo -tutkimuksessa venytysnopeuden ei ole havaittu vaikuttavan jänteen jäykkyyteen. Vaikka leikkausaaltoelastografialla Youngin moduuli määritettiin passiivisesta jalasta, leikkausaallot ja niiden muodonmuutokset ovat nopeita. Nopeista venytyksistä perinteisellä menetelmällä määritetty Youngin moduuli on mahdollisesti vahvemmin yhteydessä leikkausaaltoelastografian kanssa.

Tutkimuskysymys 3: Eroaako terveestä jalasta 10 % MVC suorituksesta perinteisellä menetelmällä määritetyn Youngin moduulin ja leikkausaaltoelastografian Youngin moduulin välinen korrelaatio vastaavien kuntoutuvasta jalasta mitattujen arvojen välisestä korrelaatiosta?

Hypoteesi: Jänteen nestepitoisuuden on havaittu vaikuttavan jänteen ominaisuuksiin (Buckley ym. 2013; Masic ym. 2015; Lozano ym. 2019). Jännekudoksen sisälle kertyneen nesteen on ajateltu pienentävän rakenteiden välistä kitkaa ja liukumoduulia (Gautieri ym. 2012). Koska repeämästä kuntoutuvaan jänteeseen kertyy nestettä (Martin ym. 2015b, 211), oletetaan terveen jalan menetelmien välisen yhteyden olevan kuntoutuvan jalan vastaavaa yhteyttä vahvempi.

Tutkimuskysymys 4: Korreloiko leikkausaaltoelastografialla määritetty Youngin moduuli ja 10 % MVC suorituksesta mitatun Youngin moduulin suhde tutkittavan iän kanssa?

Hypoteesi: Ikääntyessä jänteeseen kertyvien AGE ristosidosten on havaittu jäykistävän jänteen rakenteiden välisiä liukumia (Gautieri ym. 2017), joiden on ajateltu olevan leikkausmuodonmuutosten muodonmuutosmekanismi (Fang ym. 2014; Fang & Lake 2015). Venytetyssä jänteessä on havaittu tapahtuvan lisäksi rakenteiden sisäisiä venymiä (Fessel ym. 2014; Szczesny & Elliot 2014), joihin AGE-ristosidosten ei ole ajateltu vaikuttavan (Gautieri ym. 2017). Tämän perusteella oletetaan, että AGE-ristosidokset jäykistävät leikkausmuodonmuutoksia eli leikkausaaltoja enemmän kuin venymämuodonmuutoksia, joten leikkausaaltoelastografialla ja perinteisellä menetelmällä mitattujen arvojen suhde voi korreloida positiivisesti tutkittavan iän eli kertyneiden AGE-ristosidosten määrän kanssa.

## 9 TUTKIMUSMENETELMÄT

Aineisto kerättiin Jyväskylän yliopiston liikuntatieteellinen tiedekunnan ja Keski-Suomen sairaanhoitopiirin yhteisen NoARK- tutkimuksen yhteydessä, jolle Keski-Suomen sairaanhoitopiirin eettinen toimikunta antoi puoltavan lausunnon.

### 9.1 Tutkittavat

Tutkittaviksi pyydettiin Keski-Suomen sairaanhoitopiirin alueelta vähintään 18-vuotiaita vapaaehtoisia henkilöitä, jotka olivat kärsineet akuutista akillesjänteen repeämästä, jota ennen heillä oli normaali kävelykyky. Tarkemmat tiedot tutkittavista löytyvät taulukosta 1. Repeämästä oli saanut kulu enintään 14 päivää ennen sen diagnosointia, eikä tutkimuksiin osallistuvalla saanut olla aiempaa akillesjännerepeämää. Akillesjännerepeämän diagnosoinnissa käytettiin Amerikan ortopediayhdistyksen suositusta, jossa oireet diagnosoidaan jännerepeämäksi, jos vähintään 2 seuraavista väitteestä kuvaa tutkittavan oireita: tutkittavan Thompsonin testin tulos on positiivinen, akillesjänteessä tuntuu selkeä aukko tai kuoppa, nilkan ojennusvoima on heikko tai koukistuksen liikelaajuus on huomattavasti tervettä puolta laajempi (Chiodo ym. 2010). 13 tutkittavan akillesjänteen repeämää hoidettiin konservatiivisesti, ja kahden tutkittavan repeämän hoitomuotona toimi leikkaus. Yhdellä tutkittavalla oli kaksi vuotta kuntoutunut kantaluun murtuma. Repeämästä kahden viikon kuluttua kipsi vaihdettiin pohjasta avoimeen kipsiin, joka antoi nilkkanivelen ojentua. Neljän viikon kuluttua kipsi vaihdettiin ortoosiin, jonka kantapää oli 1 senttimetrin koholla, mikä poistettiin 8 viikon jälkeen ja aloitettiin jalan progressiivinen fysioterapia.

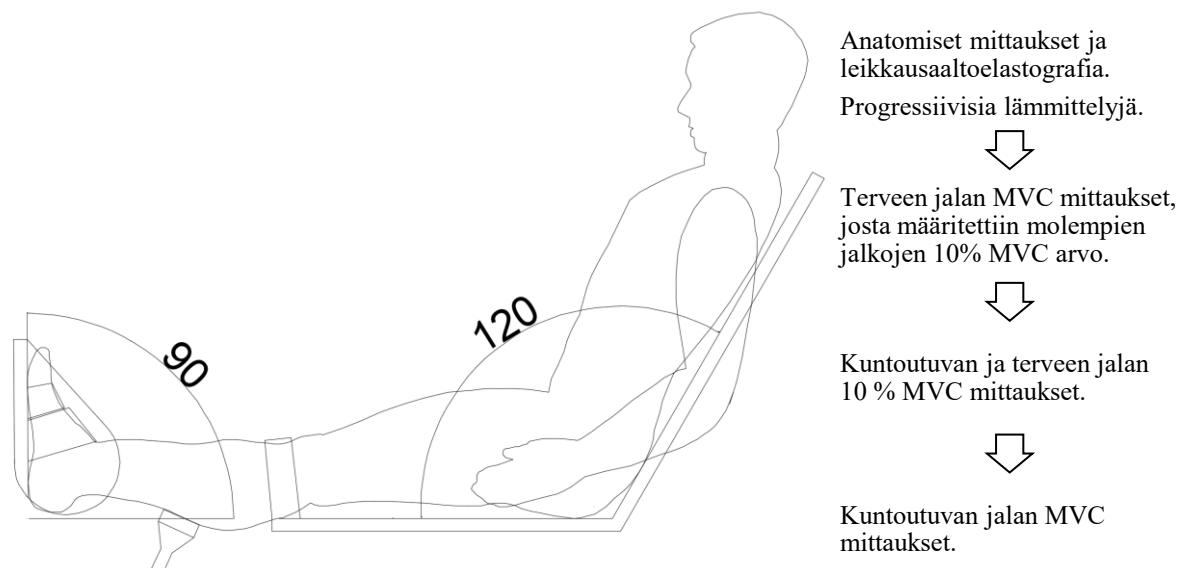
Tutkittavat tehtiin tietoisiksi tutkimukseen liittyvistä riskeistä sekä tutkimuksen tarkoituksesta, heiltä kysyttiin lupa heidän tulostensa käytöstä tutkimustarkoitukseen. Tiedonkäsittelyn aikana aineistoa jouduttiin rajaamaan kerättyjen tiedostojen sisältämien puutteiden vuoksi 15 tutkittavaan. Näistä kahden tulokset oli mitattu 12 kk jännerepeämän jälkeen ja 13:n oli mitattu 6 kk jännerepeämän jälkeen. Jos saman tutkittavan molempien ajankohtien mittaustulokset pystyttiin analysoimaan onnistuneesti, valinnassa suosittiin 6 kk mittauksia.

## 9.2 Momentti- ja venymätietojen keräys

Perinteisen menetelmän Youngin Moduulin määrittämisessä käytetyt nilkan momentti- ja venymätiedot kerättiin tahdonalaisista isometrisistä nilkan ojennuksista. Ennen MVC mittauksia tutkittavaa ohjeistettiin toteuttamaan progressiivisesti nousevia lämmittelyjä ja tekemään MVC harjoituksia. Hitaissa MVC mittauksissa tutkittava ohjeistettiin nostamaan nilkkanivelen momentti maksimiarvoon lineaarisesti kolmen sekunnin kuluessa ja rentouttamaan nilkkanivelen momentti lineaarisesti samalla nopeudella. Nopeita MVC mittauksia varten tutkittava ohjeistettiin tuottamaan maksimaalinen supistus mahdollisimman nopeasti, pitämään voima huipussaan kolmen sekunnin ajan ja rentouttamaan lihas nopeasti. Jokaisen suorituksen välissä pidettiin minuutin tauko. Suurimmasta saadusta terveen jalan nilkkamomentin arvosta määritettiin MVC 10 % momentin arvo ja samaa arvoa käytettiin kuntoutuvan jalan 10 % MVC mittauksissa. Ennen mittausta varmistettiin, että tutkittava on valmiina ja tutkittavaa kannustettiin verbaalisesti suorituksen ajan.

Nilkan ojennusten momentti kerättiin erikoisvalmisteisella nilkkadynamometrillä (Jyväskylän yliopisto, Suomi), jonka anturin (Precision TB5-C1, Raute, Nastola, Suomi) keräämä analoginen signaali muutettiin digitaaliseksi A/D-muuntimella keräystaajuudella 1 kHz (CED power 1401, Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, UK), mikä tallennettiin tietokoneelle Spike2-ohjelmaan (Spike2 6.17, Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, UK). Ultraäänivideot mediaalisen kaksoiskantalihaksen lihasjänneliitoksen siirtymän arviointia varten kerättiin ultraäänilaitteella (Aloka Alpha 10 -laitteella, Tokio, Japani), jonka 6 cm leveän lineaariäänipään (Aloka UST-5712, Tokio, Japani) keskikohta kiinnitettiin tarranauhalla tutkittavan sääreen mediaalisen kaksoiskantalihaksen lihasjänneliitoksen kohdalle. Äänipäähän laitettiin tarpeeksi ultraäänigeeliä, joka varmistaa äänen esteettömän kulkemisen äänipään ja kudoksen välillä. Ultraäänivideon keräystaajuutena käytettiin 70 Hz arvoa ja ne tallennettiin ultraäänilaitteeseen.

Mittaukset toteutettiin kuvan 10 tapaisesti nilkka 90 asteen kulmassa, polvinivel täydessä ojennuksessa sekä tutkittavan istuessa lonkkanivel 120 asteen kulmassa. Tutkittava tuettiin hyvin voimamittausten ajan, ja kantapään alla oleva anturi keräsi tietoa kantapään mahdollisista liikkeistä lihassupistuksen aikana, mitkä otettiin huomioon tiedonkäsittelyssä.

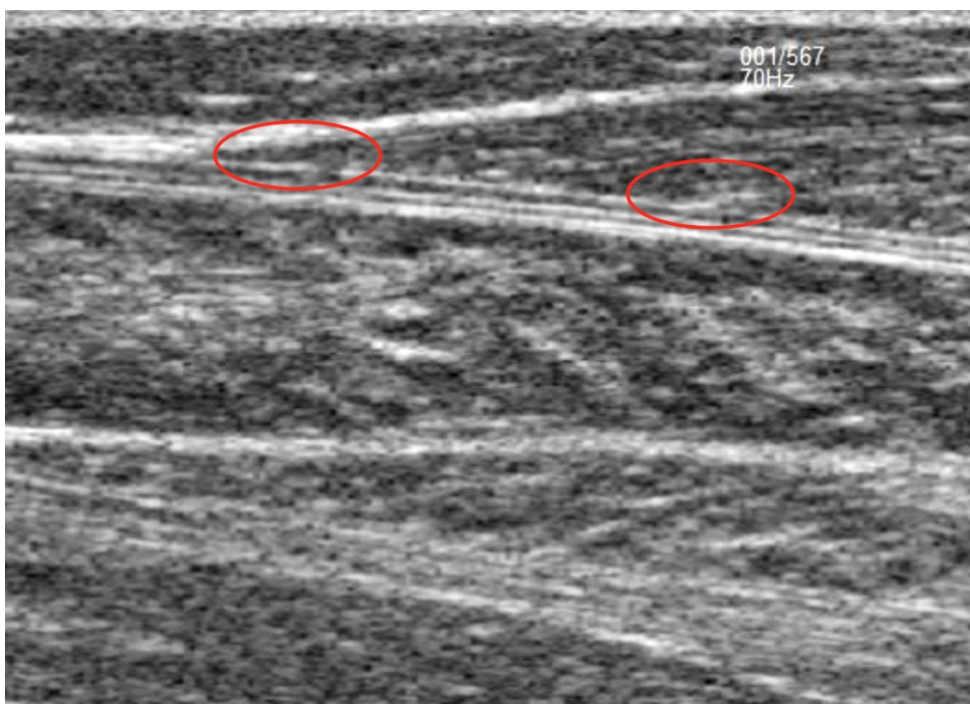


KUVA 10. Vasemmalla on mittausasento ja oikealla mittausprotokolla.

Jänteen keskikohdan ja ihon pinnan välisen etäisyyden sekä jänteen halkaisijatiedon määrittämistä varten tallennettiin kantaluun proksimaaliselta puolelta ja sagittaalitasossa ultraäänikuvia, joiden keräykseen käytettiin 3,6 cm leveää lineaarista äänipäätä (Aloka UST-5411, Tokio, Japani). Jänteen lepopituuden mittaukseen käytettiin Barfodin ja kumppaneiden (2015) menetelmää. Akillesjännevoiman varren määrittämistä varten otettiin mediaaliselta ja lateraaliselta puolelta kuvat kalibrointikehikosta ja kuntoutuvasta jalasta, johon merkattiin molempien kehrästen uloimmat kohdat sekä ensimmäinen ja viides jalkapöydänluu.

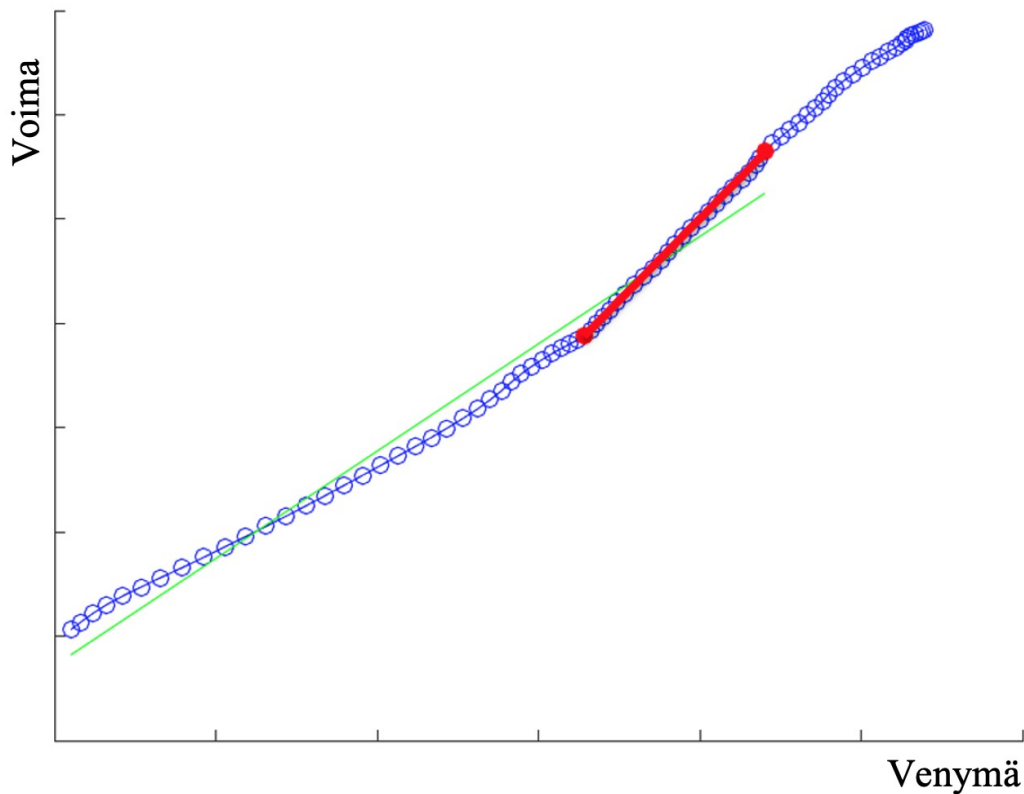
### 9.3 Voima- ja venymätietojen yhdistäminen

Toistetuista mittauksista analyysiin valittiin mittaukset, joiden momentin kehitys ajan suhteen havaittiin mahdollisimman lineaariseksi. Valittujen supistusten momenttitiedot leikattiin 9 sekunnin pituisiksi ja muunnettiin MATLAB Data-tiedostoksi käyttäen Spike2 -ohjelmaa. Akillesjänteen venymää arvioitiin Tracker 5.1.5-ohjelmalla (Open Source Physics, USA), jolla seurattiin kaksoiskantalihaksen lihasfasikkelin pinnallista päätä tai sen lihasjänneliitosta (Kuva 11), joista valittiin se, jolla saatiin tarkemmat tulokset. Jäljitettävää kohtaa ja jäljitysparametreja muutettiin, kunnes voitiin olettaa, että tulos on niin tarkka kuin mahdollista.



KUVA 11. Kuvaan on merkitty alueet, joita käytettiin lihasjänneliitoksen siirtymän seuraamiseen. Jäljitykseen pyrittiin valitsemaan mahdollisimman selkeästi ympäristöstään erottuva alue.

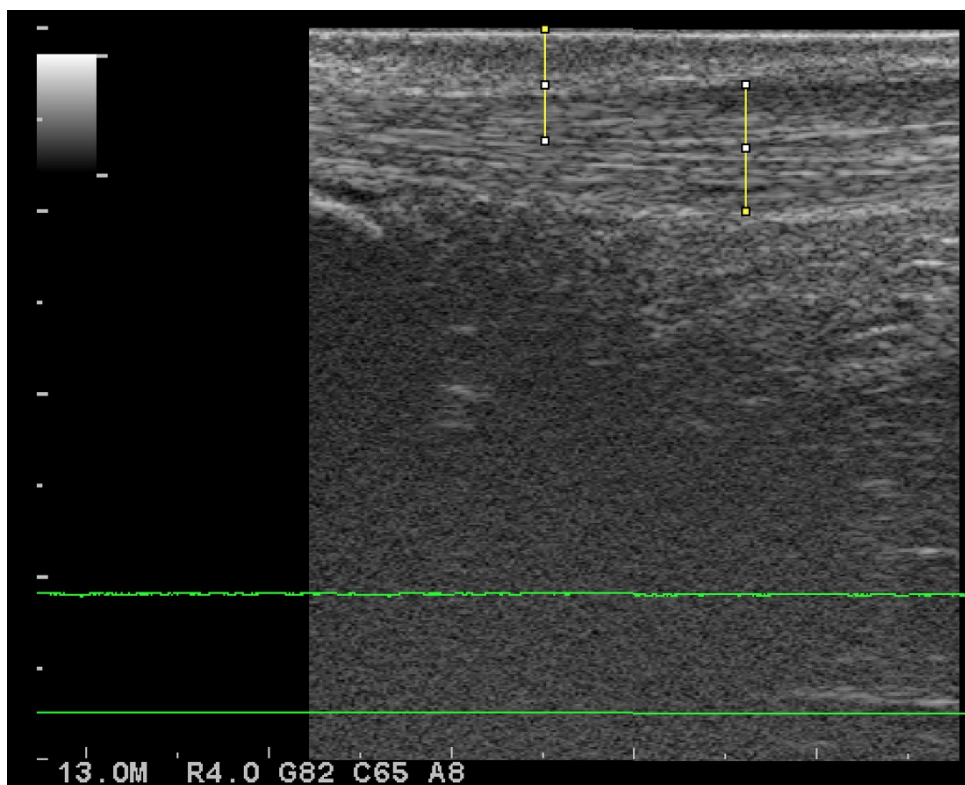
Youngin moduulin määrittämiseen käytettiin MATLAB-alustalla (MATLAB R2018a, MathWorks, Natick, USA) toimivaa Force Sync -ohjelmaa (Stenroth & Khair, Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Suomi), joka yhdisti venymän ja voiman arvot ajan funktiona määrittäen näistä janteen Youngin moduulin. Siirtymätiedon viivettä korjattiin arvolla 0,413 ja samaa arvoa käytettiin kaikkia tuloksia käsitellessä. Janteen Youngin moduulin arviointiin käytettiin ensimmäisen asteen MATLAB:in polyfit-komentoa, jolla arvopisteiden mukaan sovitettiin suora käyttäen pienimmän neliösumman menetelmää. Kuvan 12 mukaisesti MVC supistusohjeistusten Youngin moduuli arvioitiin alueelta 50 % – 80 % venymän maksimiarvosta, kun 10 % MVC supistusohjeistusten tapauksessa Youngin moduuli arvioitiin väliltä 0 % – 80 % venymän maksimiarvosta.



KUVA 12. Voima-aika- ja venymä-aika-tiedoista yhdistetty voima-venymä-kuvaaja. Vihreällä on merkitty 10 % MVC alanyseissä käytetty 0 % – 80 % sovitesuora sekä punaisella MVC analyseissä Youngin moduulin määrittämiseen käytetty 50 % – 80 % sovitesuora.



Youngin moduulin määrittämistä varten akillesjänteen momenttivarsi arvioitiin kalibrointikehikon ja valokuvien perusteella. Momenttivarren pituudessa huomioitiin myös, kuinka syvällä akillesjänteen keskikohta on, mikä määritettiin analysoimalla ultraäänikuvista akillesjänteen ja ihon pinnan välinen etäisyys 1 senttimetri kantaluun proksimaaliselta puolelta. Akillesjänteen halkaisija mitattiin 2 senttimetriä kantaluun liitoksen proksimaaliselta puolelta, minkä perusteella arvioitiin jänteen poikkipinta-ala olettamalla jänteen poikkileikkauksen muoto ympyräksi. Mittauksia on selkeytetty kuvassa 13. Ultraäänikuvien analysointiin käytettiin ImageJ-sovellusta (National Institutes of Health, Bethesda, USA). Kahdesta kuvasta määritettyjen arvojen keskiarvoa käytettiin jatkoanalysoinneissa.

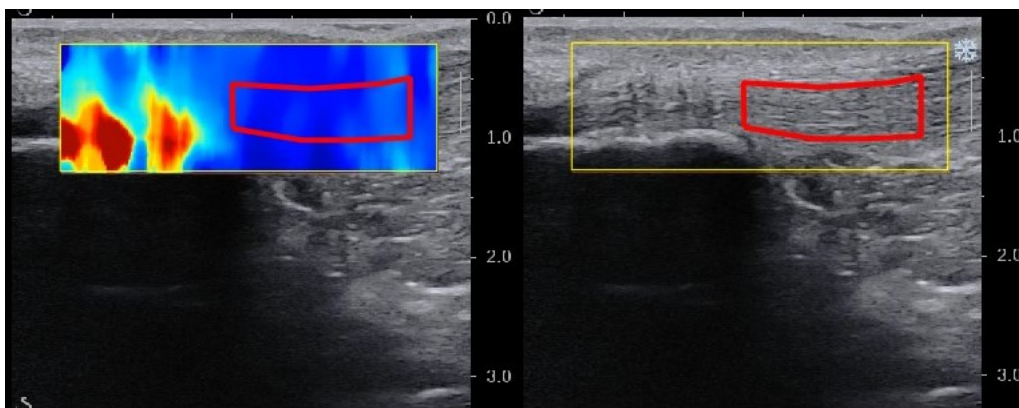


KUVA 13. Vasemmalla on esimerkki ihon pinnan ja jänteen keskikohdan etäisyyden mittauskohdasta. Oikealla on vastaava esimerkki halkaisijan määrittämisestä.

## 9.4 Leikkausaaltoelastografia

Leikkausaaltoelastografialaitteeseen (Aixplorer, SuperSonic Imagine; Aix-En-Provence, Ranska) liitettiin lineaarinen äänipää (SL10-2, SuperSonic Imagine, Aix-En-Provence, Ranska), valittiin asetukset "SWE opt. Penetrative" ja "Musculoskeletal", joilla laite optimoitiin tuki- ja liikuntaelimestön kudosten kuvantamiseen. Leikkausaaltojen keräysalueeksi asetettiin 0 kPa – 800 kPa. Vatsallaan makuulla olevan tutkittavan nilkkanivelen kulma vakioitiin 25 asteen ojennukseen ja äänipää asetettiin akillesjänteen sagittaalitasoon ja aksiaalisuuntaan kantaluun sekä leveän kantalihaksen kiinnityskohdan väliselle alueelle. Tutkittava ohjeistettiin pitämään nilkkanivel rentona.

Leikkausaaltoelastografian värikartta analysoitiin MATLAB-alustalla toimivalla ElastoQUI-ohjelmalla (Le Mansin yliopisto, Le Mans, Ranska). Tarkastelualueeksi valittiin akillesjänteen osa, joka alkoi kantaluun kiinnityspisteen proksimaalisesta kohdasta ja jatkui akillesjännettä pitkin proksimaaliseen suuntaan 1,5 cm etäisyydelle aloituskohdasta, miltä väliltä kuvan 14 mukaisesti pyrittiin valitsemaan mahdollisimman suuri alue jänteestä. Joidenkin tutkittavien kantaluun läheisyydessä havaittiin mahdollisesti kantaluun heijastuksista johtuvia häiriöitä, jotka eliminoitiin siirtämällä tarkastelualuetta maksimissaan 0,25 cm proksimaaliseen suuntaan. Analysointiin otettiin mukaan kaikki ultraäänivideon kuvat, joille jokaiselle ohjelma määrittä oman Youngin moduulin arvon, joiden keskiarvoa käytettiin Youngin moduulin arvona tilastollisissa analyyseissä.



KUVA 14. Tutkimuksessa käytetty leikkausaaltoelastografian värikartan tarkastelualue.

## 9.5 Tilastolliset menetelmät

Shapiro-Wilk -testillä tarkasteltiin muuttujien normaalijakautuneisuutta, jota noudatti vain terveen jalan leikkausaaltoelastografia, terveen jalan 10 % MVC, terveen jalan hidas MVC ja tutkittavien ikä. Leikkausaaltoelastografian ja perinteisellä menetelmällä mitattujen Youngin moduulin arvojen yhteyksien selvittämiseen käytettiin Spearmanin järjestyskorrelaatio -menetelmää, koska otoskoko oli suhteellisen pieni, eikä suurin osa muuttujista ollut normaalijakautuneita. Järjestyskorrelaatiokerroimen oletettiin olevan positiivinen ja sen tilastollinen merkitsevyys testattiin yksisuuntaisella testillä. Molempien jalkojen variaatiokerroimet olivat normaalisti jakautuneita ja niiden erojen selvittämiseen käytettiin riippuvien muuttujien välistä T-testiä. Tilastolliset laskelmat toteutettiin käyttäen SPSS 27 -ohjelmaa (IBM, Armonk, USA).

Ensimmäisen ja toisen tutkimuskysymyksen järjestyskorrelaatiokerrointen välisen tilastollisen eron tarkasteluun käytettiin limittyvien ja toisistaan riippuvien järjestyskorrelaatiokerrointen vertailumenetelmää, joka toteutettiin käyttämällä liitteestä A löytyviä komentoja (Mukaiillen Glass & Hopkins 1996, IBM SPSS Statistics 2020 mukaan). Kolmannen tutkimuskysymyksen järjestyskorrelaatiokerrointen suuruuksien vertailuun käytettiin Pearsonin ja Filonin (1898) menetelmää ja sen muunnosta (Raghunathan ym. 1996). Nämä riippuvien ja ei-limittyvien järjestyskorrelaatiokerrointen vertailumenetelmät toteutettiin käyttämällä Weaverin ja Wuenschin (2013) artikkelin pohjalta muokattuja ja liitteestä A löytyviä komentoja. Tulosten merkitsevyyttä arvoitiin kaksisuuntaisella testillä.

Neljänteen tutkimuskysymyksen vastaamista varten luotiin muuttuja, joka kuvasi leikkausaaltoelastografian ja samasta jalasta 10 % MVC menetelmällä mitattujen arvojen suhdetta. Tilastolliset analyysit toistettiin käyttäen 10 % MVC arvojen sijasta kaikkien perinteisellä menetelmällä mitattujen arvojen keskiarvoa. Luodun muuttujan yhteyttä tutkittavan ikään selvitettiin käyttäen Spearmanin järjestyskorrelaatio -menetelmää, jonka tuloksen merkitsevyyttä arvioitiin kaksisuuntaisella testillä. Kaikissa menetelmissä tilastollisen merkitsevyyden rajana käytettiin arvoa  $p < 0,05$ .

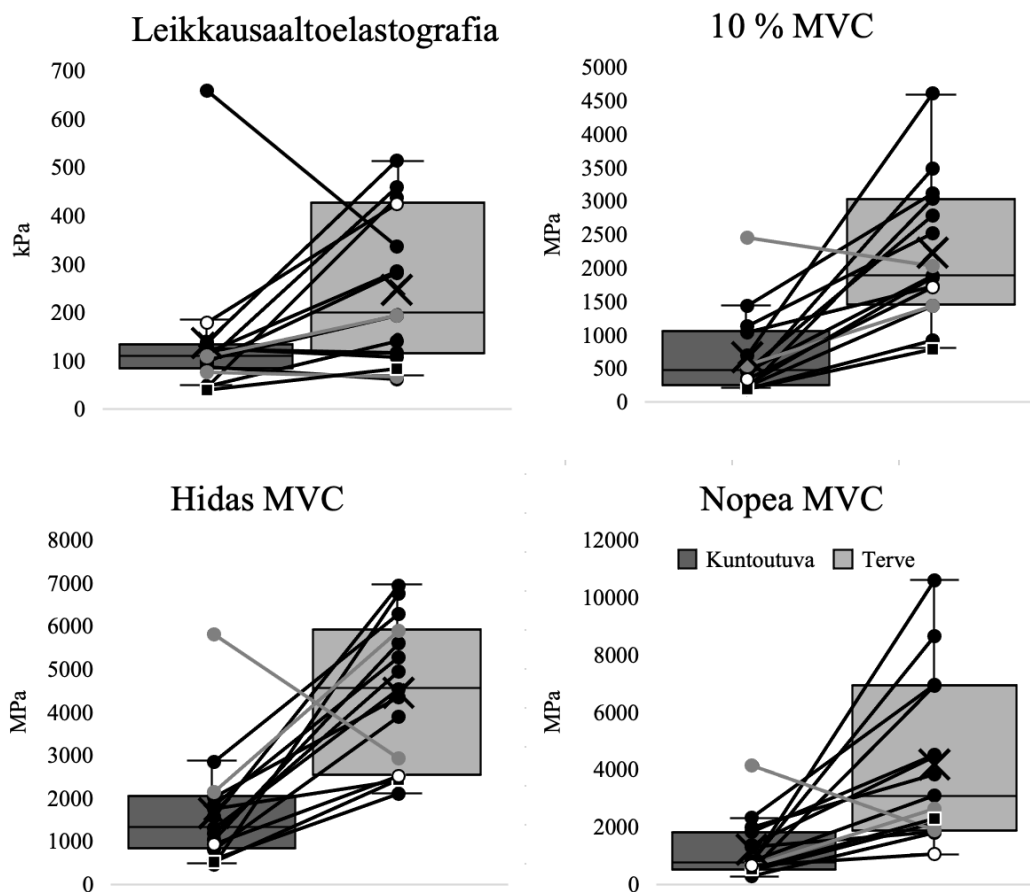
## 10 TULOKSET

Tutkittavien lähtötietojen ja Youngin moduulin arvojen tilastollista hajontaa on kuvattu taulukossa 1. Tutkimukseen osallistui keskimäärin  $34,3 \pm 9,3$  vuotta vanhoja,  $77,4 \pm 13,3$  kilogrammaa painavia ja  $176,3 \pm 7,2$  senttimetriä pitkiä aikuisia ihmisiä (n = 15, 10 miestä ja 5 naista). Youngin moduulin arvojen keskihajonnat olivat suuria, ja kuntoutuvan jalan Youngin moduulin arvojen variaatiokerroimet olivat merkitsevästi suurempia (t = 5,16, p = 0,014) terveen jalan variaatiokerroimiin nähden.

TAULUKKO 1. Arvojoukkojen ääriarvot, keskiarvot ja keskihajonnat. Variaatiokerroin on keskiarvolla normalisoitu keskihajonta.

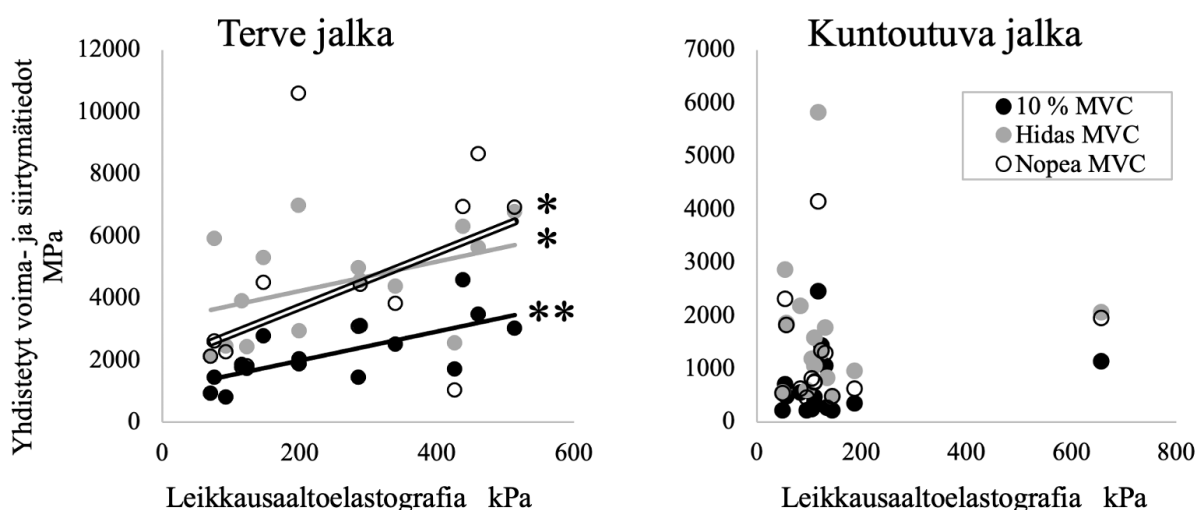
		Minimi	Maksimi	Keskiarvo	Keskihajonta	Variaatiokerroin
Ikä v		18	49	34,3	9,3	27 %
Paino kg		51	96,9	77,3	12,5	16 %
Pituus cm		166	188	176,3	7,2	4 %
Akillesjänteen poikkipinta-ala mm <sup>2</sup>	Revennyt	14,1	177,9	85,8	44,9	52 %
	Terve	9,5	43,7	18,3	10,6	58 %
Leikkausaalto-elastografia kPa	Revennyt	48,8	656,3	143,6	146,5	102 %
	Terve	69,9	513,4	251,7	153,2	61 %
Perinteinen menetelmä 10 % MVC MPa	Revennyt	206,9	2457,9	679,6	621,7	91 %
	Terve	801,0	4587,9	2224,4	1022,9	46 %
Hidas MVC MPa	Revennyt	480,1	5835,5	1677,3	1335,8	80 %
	Terve	2117,4	6976,1	4482,3	1679,7	37 %
Nopea MVC MPa	Revennyt	266,8	4147,2	1211,8	1018,6	84 %
	Terve	1027,9	10602,8	4165,6	2865	69 %

Kuvasta havaitaan 15 kuntoutuvan ja terveen jalan nähdään Youngin moduulin arvojen käyttäytyvän loogisesti. Kuvien 10% MVC, Hidas MVC ja Nopea MVC kuntoutuvan jalan poikkeavat Youngin moduulin arvopisteet ovat kaikki peräisin samalta tutkittavalta.



KUVA 15. Terveen ja kuntoutuvan jalan Youngin moduulien yhteys. Harmaat merkinnät ovat 12 kuukauden ja mustat 6 kuukauden mittausten tuloksia. Ontot merkinnät ovat tutkittavalta, jonka revennyt akillesjänne oli leikattu, ja neliöllä merkatut arvot on mitattu tutkittavalta, jonka kantaluu oli murtunut yli 2 vuotta ennen mittauksia. Arvojoukkojen mediaanit on merkitty vaakaviivoilla keskivaiheelle laatikkoja, joiden ylä- ja alareunat osoittavat ensimmäisten ja kolmansien kvartaalien sijainnit. Janojen ulkopuolelle jääneet arvopisteet ovat yli 1,5 kertaa laatikon korkeuden etäisyydellä laatikon lähimmästä reunasta.

Leikkausaaltoelastografian avulla passiivisesta terveestä jalasta mitatut Youngin moduulin arvot korreloivat terveestä jalasta perinteisellä menetelmällä mitattujen 10 % MVC arvojen kanssa ( $\rho = 0,725$  ja  $p = 0,001$ ), hitaan supistuksen MVC-voimakkuudella mitattujen arvojen kanssa ( $\rho = 0,471$  ja  $p = 0,038$ ), ja nopean supistuksen MVC -voimakkuudella mitattujen arvojen kanssa ( $\rho = 0,468$  ja  $p = 0,039$ ). Kaikki perinteisellä menetelmällä määritetyt terveen jalan Youngin moduulin arvot korreloivat keskenään. Passiivisen kuntoutuvan jalan leikkausaaltoelastografia ei korreloinut merkitsevästi yhdenkään periteisellä menetelmällä kuntoutuvasta jalasta määritetyn Youngin moduulin kanssa, vaikka perinteisellä menetelmällä mitatut eri arvot korreloivat kuntoutuvan jalan sisäisesti tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,001$ ) ja vahvasti ( $\rho > 0,8$ ). Menetelmien yhteyksiä havainnollistaa kuva 16, ja loput menetelmien väliset järjestyskorrelaatiokertoimet löytyvät liitteestä B.



KUVA 16. Havainnekuva menetelmien Youngin moduulin tulosten välisestä yhteydestä. Kuntoutuvan jalan kuvasta havaitaan kuinka arvopisteet ovat sijoittuneet sattumanvaraisesti. Terveen jalan MVC arvopisteet (harmaat ja ontot) viittaavat vain heikosti menetelmien väliseen yhteyteen, mutta 10 % MVC mustista arvopisteistä menetelmien välinen yhteys on selkeästi havaittavissa. Merkintä \* tarkoittaa, että järjestyskorrelaatiokertoimen merkitsevyys on tasoa  $p < 0,05$  ja merkintä \*\* tasoa  $p < 0,01$ .

Kuntoutuvan jalan tapauksessa 10 % MVC suorituksesta määritetyn Youngin moduulin yhteys samasta jalasta passiivisesta tilanteesta määritettyyn leikkausaaltoelastografian Youngin moduulin arvoon oli tilastollisesti merkitsevästi vahvempi kuin hitaan MVC suorituksen Youngin moduulin yhteys leikkausaaltoelastografiaan ( $t = 3,056$  ja  $p < 0,01$ ). Vastaavaa tilastollista eroa ei havaittu terveen jalan tuloksista. Tilastollisten erojen t-arvot on koottu taulukkoon 2. Voimantuottonopeudella ei ollut vaikutusta perinteisen menetelmän ja leikkausaaltoelastografian yhteyteen ei kuntoutuvan eikä terveen jalan tuloksissa.

TAULUKKO 2. Jalan sisäisten järjestyskorrelaatioiden tilastolliset eroavaisuudet. Merkintä \*\* tarkoittaa, että eron merkitsevyys on tasoa  $p < 0,01$ .

	Spearmanin rho	Eron t-arvo	Spearmanin rho
Terveen 10 % MVC ja elastografia	0,725	1,39	0,471 Terveen hidas MVC ja elastografia
Terveen 10 % MVC ja elastografia	0,725	1,51	0,468 Terveen nopea MVC ja elastografia
Terveen hidas MVC ja elastografia	0,471	0,02	0,468 Terveen nopea MVC ja elastografia
Kuntoutuvan 10 % MVC ja elastografia	0,221	3,06**	-0,136 Kuntoutuvan hidas MVC ja elastografia
Kuntoutuvan 10 % MVC ja elastografia	0,221	1,61	-0,039 Kuntoutuvan nopea MVC ja elastografia
Kuntoutuvan hidas MVC ja elastografia	-0,136	-0,55	-0,039 Kuntoutuvan nopea MVC ja elastografia

Terveen jalan kahden menetelmän välinen yhteys oli kuntoutuvan jalan vastaavaa yhteyttä taulukon 3 mukaisesti merkitsevästi suurempi kahdessa tapauksessa. Terveen jalan 10 % MVC oli tilastollisesti merkitsevästi vahvemmin yhteydessä terveen jalan leikkausaaltoelastografian kanssa kuin kuntoutuvan jalan 10 % MVC oli yhteydessä kuntoutuvan jalan leikkausaaltoelastografiaan. Myös terveen jalan sisäinen hitaan MVC:n ja leikkausaaltoelastografian välinen yhteys oli merkitsevästi vahvempi kuin kuntoutuvan jalan sisäinen vastaava yhteys.

TAULUKKO 3. Ei-limittyvien mutta riippuvaisten järjestyskorrelaatiokerroimien välisten erojen Z arvot laskettuna Pearsonin ja Filonin (1898) menetelmällä sekä Ragunathanin ja kollegoiden (1996) menetelmällä. Merkintä \* tarkoittaa, että eron merkitsevyys on tasoa  $p < 0,05$ .

Spearmanin rho		Eron Z-arvo		Spearmanin rho	
		Pearson & Filon (1898)	Ragunathan ym. (1996)		
Terveen 10 % MVC ja elastografia	0,725	2,071*	1,985*	0,221	Kuntoutuvan 10 % MVC ja elastografia
Terveen hidas MVC ja elastografia	0,471	1,982*	1,679	-0,136	Kuntoutuvan hidas MVC ja elastografia
Terveen nopea MVC ja elastografia	0,468	1,512	1,306	-0,039	Kuntoutuvan nopea MVC ja elastografia

Leikkausaaltoelastografian ja 10 % MVC arvojen suhde ei ollut tilastollisesti merkitsevästi yhteydessä tutkittavien ikään terveen ( $\rho = 0,014$  ja  $p = 0,960$ ), eikä kuntoutuvan jalan tapauksessa ( $\rho = -0,229$  ja  $p = 0,412$ ). Vaikka käytettiin 10 % MVC arvojen tilalla kaikkien perinteisellä menetelmällä saatujen arvojen keskiarvoa, tilastollisesti merkitsevää yhteyttä ei havaittu terveestä ( $\rho = -0,349$  ja  $p = 0,203$ ) eikä kuntoutuvasta jalasta ( $\rho = -0,306$  ja  $p = 0,268$ ).



## 11 POHDINTA

Tutkimuksella pyrittiin selvittämään, voivatko tietyt tekijät vaikuttaa leikkausaaltoelastografialla sekä perinteisellä menetelmällä mitattujen Youngin moduulin arvojen yhteyteen. Tekijöiden vaikutusten selvittäminen auttaa tuntemaan, missä tapauksessa leikkausaaltoelastografian yhteys perinteisellä menetelmällä isometrisestä supistuksesta määritettyyn tulokseen on vahvimmillaan. Leikkausaaltoelastografian yhteys perinteisellä menetelmällä mitattuun arvoon ei ollut yksiselitteisesti vahvemmillaan, kun periteisen menetelmän jäykkyys oli mitattu 10 % MVC suorituksesta. Terveestä jalasta mitattuna menetelmien välinen yhteys oli merkitsevästi vahvempi verrattuna kuntoutuvan jalan yhteyteen.

Kirjallisuudesta ei löytynyt tutkimusta, joka pyrkii selvittämään venymäaluetta, jonka jäykkyysominaisuuksia leikkausaaltoelastografian arvo parhaiten kuvaa. Terveen jalan 10 % MVC ohjeistuksella toteutettujen mittausten arvot olivat vahvasti yhteydessä leikkausaaltoelastografian arvoihin. Tilastollisesti merkitsevä ero, joka todistaisi leikkausaaltoelastografian paremman yhteyden alhaiselta venymäalueelta mitattuun Youngin moduuliin, havaittiin vain kuntoutuvasta jalasta määritetyistä järjestyskorrelaatiokertoimista. Kuten odotettiin, tulokset tukivat vain osittain hypoteesia jänteen materiaalin jäykkyyden venymäriippuvuudesta, jonka mukaan leikkausaallon nopeuden arvot olisivat parhaiten yhteydessä pienten venymien elastisten ominaisuuksien kanssa. Näyttö on heikkoa, koska terveen jalan tapauksessa tilastollisesti merkitsevä eroa ei havaittu, mutta isompaa aineistoa tutkittaessa korrelaatiokerrointen ero voisi olla merkitsevä molempien jalkojen tapauksissa. Passiivisen leikkausaaltoelastografian tulos saattaa edustaa enemmän niitä jännekudoksen ominaisuuksia, jotka vastustavat jänteen muodonmuutoksia pienillä rasituksilla. Jänteen jäykkyyden käyttö jänteen toimintakyvyn ja terveyden osoittimena on näytetty toimivan, kun jäykkyys on mitattu lineaariselta alueelta (LaCroix ym. 2013), mutta parhaan tietämyksen perusteella alhaisen venymäalueen elastisten ominaisuuksien yhteyttä jänteen toimintakykyyn ja terveyteen ei ole tutkittu.

Jännekudoksen jäykkyyden on ajateltu olevan riippuvainen venytysnopeudesta (Martin ym. 2015b, 178–179). Nopealla MVC ohjeistuksella mitattujen arvojen yhteys leikkausaaltoelastografian arvoihin oli lähes identtinen hitaan MVC ohjeistuksen ja leikkausaaltoelastografian arvojen yhteyden kanssa. Vaikka leikkausaaltoelastografian mittaukset tehtiin passiivisessa tilanteessa, menetelmän hyödyntämien leikkausaaltojen muodonmuutokset ovat nopeita. Leikkausaaltojen oletettiin olevan paremmin yhteydessä nopean lihassupistuksen aikana määritetyn Youngin moduulin arvon kanssa, joten tulos ei ollut odotettu. Aiemmasta kirjallisuudesta ei löytynyt kysymykseen vastausta. Rosario ja Roberts (2020) tekemässä ex vivo -tutkimuksessa nopeamman ja hitaamman venytyksen välisten jäykkyyksien 4 prosentin ero oli tilastollisesti merkitsevä, mutta Peltosen ja muiden (2013) in vivo -tutkimuksessa akillesjänteen jäykkyydessä ei havaittu merkitsevää eroa venytysnopeuksien välillä. Tulosten perusteella voidaan olettaa, että leikkausaaltoelastografialla mitattu Youngin moduulin arvo saattaa edustaa jänteen toimintaa yhtä hyvin nopeissa kuin hitaissakin venytyksissä.

Jännerepeämän kuntoutumiseen liittyy jänteen nestepitoisuuden nousu (Martin ym. 2015b, 211). Nestepitoisuuden on katsottu vaikuttavan kollageenimolekyylien läheisyyteen, jonka on ajateltu jäykistävän molekyylien välistä liukumaa (Gautieri ym. 2012). Leikkausmuodonmuutosten mekanismiksi on esitetty jänteen rakenteiden välistä liukumaa (Fang ym. 2014; Fang & Lake 2015), joka on leikkausaallon muodonmuutos, jonka pohjalta leikkausaaltoelastografia arvioi jänteen elastisia ominaisuuksia (Sigrist ym. 2007).

Kolmannella tutkimuskysymyksellä pyrittiin selvittämään vaikuttaako ilmiö leikkausaaltoelastografian ja perinteisen menetelmän tulosten väliseen yhteyteen. Terveen jalan leikkausaaltoelastografialla mitatut elastisten ominaisuuksien arvot olivat yhteydessä perinteisellä menetelmällä jokaisella supistusohjeistuksella mitattujen arvojen kanssa, mutta kuntoutuvasta jalasta eri menetelmillä mitatuilla ominaisuuksilla tätä yhteyttä ei havaittu. Terveen jalan 10 % MVC-suorituksen aikana määritettyjen arvojen ja leikkausaaltoelastografian mittausten arvojen välinen järjestyskorrelaatiokerroin erosi tilastollisesti merkitsevästi kuntoutuvan jalan vastaavasta kertoimesta. Tulokset odotetusti tukivat hypoteesia, jonka mukaan jännerepeämän kuntoutumiseen liittyvät kudosten muutokset, kuten nesteen kertyminen jänteeseen, voivat vaikuttaa leikkausaaltoelastografian ja perinteisen

menetelmän väliseen yhteyteen. Tulosten mukaan leikkausaaltoelastografialla määritetyt leikkausmuodonmuutosten elastiset ominaisuudet ovat heikommin yhteydessä jänteele tyypillisempien venytysmuodonmuutosten ominaisuuksiin, kun tutkitaan kuntoutuvaa jalkaa. Tämän tutkimuksen tulosten perusteella jännerepeämästä kuntoutuvan jalan venymäominaisuuksia ei voida arvioida käyttämällä leikkausaaltoelastografiaa, mutta tulosten suurten keskihajontojen ja pienen aineiston vuoksi lisätutkimuksia väitteen tueksi tarvitaan.

Aiemmissä tutkimuksissa repeämästä kuntoutuvan jalan leikkausaaltoelastografian arvon on ajateltu olevan hyvin yhteydessä venytysominaisuuksien kanssa. Martinin ja muiden (2015a) tutkimuksessa operoitujen ja terveiden jänneiden leikkausaaltoelastografian tulokset ovat korreloineet ex vivo -määritettyjen venytysominaisuuksien kanssa. Tämä korrelaatioanalyysi on suoritettu aineistolle, johon on sisällytetty sekä leikattujen että terveiden jänneiden tulokset. Kun aineisto jaettiin leikattuihin ja terveisiin, kummankaan erillisen ryhmän menetelmien väliset tulokset eivät olleet yhteydessä. (Martin ym. 2015a.) Laurent ja kumppanit (2020) ovat pitäneet tutkimuksessaan leikkausaaltoelastografian validiteettia hyvänä jännerepeämien tutkimisessa. Kuntoutuvien ja terveiden jänneiden arvot on tutkimuksessa liitetty samaan aineistoon, jonka in vivo -leikkausaaltoelastografian arvon ja ex vivo -venytyksestä määritetyn Youngin moduulin välistä yhteyttä on tarkasteltu, ja se on ollut erinomainen. (Laurent ym. 2020.) Repeämästä kuntoutuvalla jänteeellä on havaittu olevan heikommat mekaaniset ominaisuudet kuin terveellä jänteeellä (Hansen ym. 2013). Kuntoutuvan ja terveen jalan tulokset sisältävälle aineistolle suoritettu korrelaatioanalyysi ei välttämättä todista, että kuntoutuvan jalan in vivo -leikkausaaltoelastografialla mitattu Youngin moduuli olisi yhteydessä ex vivo -venytyksestä mitattuun Youngin moduuliin. Yhteys voi olla peräisin siitä, että terveen jalan molemmilla menetelmillä määritetyt arvot ovat molemmat suurempia, kuin muuten satunnaisesti jakautuneet kuntoutuvan jalan arvot. Ilmiö on havaittavissa kuvasta 9, jonka kuntoutuvan jalan arvopisteistä voidaan havaita saman tapaista arvojen hajonnan sattumanvaraisuutta, kuin tämän tutkimuksen kuntoutuvan jalan arvojen kohdalla havaittiin kuvassa 16.

Iän myötä kertyvien AGE-ristisidosten on havaittu jäykistävän jänteen rakenteiden välistä liukumaa, mutta ei ole havaittu vaikuttavan venymämuodonmuutoksiin (Li ym. 2013; Fessel ym. 2014; Gautieri ym. 2017). Hypoteesia, jonka mukaan jänteeseen kertyvät AGE-

ristisidokset kasvattaisivat jänteen liukumoduulia suhteessa Youngin moduuliin, eivät tämän tutkimuksen tulokset tukeneet, ja se oli osaltaan odotettua. Menetelmien välinen suhde ei korreloinut terveellä eikä kuntoutuvalla jalalla. Tämän tutkimuksen tulokset eivät viittaa AGE-ristisidosten kasvattavan jännekudoksen leikkaus- ja venymäjäykkyyden suhdetta. Elastisten kuitujen on ajateltu jäykistävän leikkausmuodonmuutoksia (Fang & Lake 2016; Godinho ym. 2021). Ikääntyneiden pienemmät elastisten kuitujen pitoisuudet (Godinho ym. 2021) voivat kumota ikääntyneiden suuremman AGE-ristisidosten määrän mahdollisen leikkausmuodonmuutoksia jäykistävän vaikutuksen.

### 11.1 Tutkimuksen luotettavuus

Aiemmissa voima- ja venymätiedon yhdistävissä in vivo -tutkimuksissa terveen akillesjänteen Youngin moduulien keskiarvot ovat sijoittuneet välille 0,8–2,0 GPa (Maganaris & Paul 2002; Lichtwark & Wilson 2005; Peltonen ym. 2010), mutta tämän tutkimuksen tuloksissa terveen jalan Youngin moduulin keskiarvo hitaasta MVC lihassupistuksesta mitattuna oli  $4,5 \pm 1,7$  GPa ja nopeasta MVC lihassupistuksesta  $4,2 \pm 2,9$  GPa. Mittauksissa ei kerätty leikkauskuvia akillesjänteistä, joten jäykkyyden ja Youngin moduulin yhteyttä varten määritetty akillesjänteen poikkipinta-ala laskettiin jänteen sagittaalitasosta määritetyn halkaisijan ja geometrian laskusääntöjen mukaan olettamalla jänteen poikkileikkaus täydelliseksi ympyräksi. Akillesjänne mittauskohdasta on todellisuudessa soikea ja halkaisijan mittaussuunnassa litteä (Benjamin ym. 2007, 6–7), siten määritetty akillesjänteen poikkipinta-ala on todellista pienempi, jolloin saadusta Youngin moduulin arvosta tulee todellista arvoa suurempi (kaavat 1 ja 3). Kun muissa tutkimuksissa terveiden akillesjänneiden poikkipinta-alojen keskiarvot ovat sijoittuneet välille 43–90 mm<sup>2</sup> (Maganaris & Paul 2002; Lichtwark & Wilson 2005; Peltonen ym. 2010), tässä tutkimuksessa se oli 18,3 mm<sup>2</sup>. Kun tiedetään poikkipinta-alan vaikuttavan jäykkyyden ja Youngin moduulin yhteyteen, voi poikkipinta-alan määrittämisen virhe selittää kokonaan aiemmista tutkimuksista eroavat Youngin moduulin arvot. Jos oletetaan tämän suhteellisen virheen olevan yhtä suuri jokaisen arvon kohdalla, ei virhe vaikuta menetelmien välisen järjestyskorrelaatiokertoimien suuruuteen, koska perinteisellä menetelmällä mitattujen Youngin moduulin arvojen suuruusjärjestys pysyy samana virheen suuruudesta huolimatta.

Koska leikkausaaltoelastografian tutkimusasetelma vaikuttaa paljon ja monella tapaa tuloksiin (Götschi ym. 2021; Roskopf ym. 2016; Cortes ym. 2015; Shiina 2017.), ja tutkimuksissa elastisuuden arvona voidaan käyttää liukumoduulia, Youngin moduulia tai leikkausaallon nopeutta, saadut tulokset voivat erota paljon tutkimusten välillä. Tämän tutkimuksen repeämästä kuntoutuvan akillesjänteen passiivisella leikkausaaltoelastografialla määritetty Youngin moduuli on  $143,6 \pm 146,5$  kPa. Chenin ja kumppaneiden (2013) tutkimuksessa kuntoutuvan jalan leikkausaaltoelastografian Youngin moduuli on ollut  $56,5 \pm 68,6$  kPa sekä Zhangin ja muiden (2016) tutkimuksessa  $238,3 \pm 25,3$  kPa. Tämän tutkimuksen terveen jalan leikkausaaltoelastografian arvo  $251,7 \pm 153,2$  kPa on johdonmukainen Chenin ja kumppaneiden (2013) tutkimuksen terveen jalan arvon kanssa  $291,9 \pm 4,4$  kPa.

Leikkausaaltoelastografian toistettavuuden jännetutkimuksissa on laajasti ajateltu olevan hyvä (Kot ym. 2012; Peltz 2013; Payne ym. 2018; Tas ym. 2017; Helfenstein-Didier ym. 2016). Vaikka perinteisellä menetelmällä voidaan saavuttaa kohtalaisen luotettavia tuloksia, tulos on aina vain arvio, johon liittyy paljon virhelähteitä (Seynes ym. 2015).

Keskihajonnat olivat suuria kuntoutuvasta jalasta määritetyillä Youngin moduulin arvoilla, joiden variaatiokertoimet sijoittuivat välille 80–102 %, mutta terveellä jalalla variaatiokertoimet olivat merkitsevästi pienempiä. Koska tutkimuksen otanta pieneni 15 tutkittavaan, mahdollisesti epätarkaksi havaittua aineistoa ei rajattu tutkimuksen ulkopuolelle. Yhdellä tutkittavalla oli ollut kantaluun murtuma yli 2 vuotta ennen mittauksia ja toisella akillesjänne oli muista poiketen leikattu. Kuvan 15 perusteella näiden tutkittavien arvot kuitenkin sijoittuvat muun aineiston joukkoon. Aineistoon sisältyy kahden tutkittavan tuloksia, jotka oli mitattu 12 kuukautta jännerepeämän jälkeen. Yhden 12 kuukauden ryhmään kuuluvan kuntoutuvan jalan kaikki perinteisellä menetelmällä mitatut Youngin moduulin arvot olivat huomattavan suuria. Yksi mahdollinen selitys arvoille on mittausepäätarkkuus tai mittauksissa tapahtunut virhe, mutta sama ilmiö toistuu kaikilla kuntoutuvan jalan mittausohjeistuksilla, eikä ulotu terveen jalan tuloksiin. Toinen mahdollisuus on epätavallisen nopea paranemisprosessi, mutta samaa tulosten poikkeavuutta ei ollut havaittavissa leikkausaaltoelastografian tuloksissa. Kolmas mahdollisuus on kuntoutuvan jalan epänormaali voiman tuoton jakautuminen nilkan ojennuksen päävaikuttajalihasten välillä, missä mediaalisen kaskoiskantalihakseen voimantuoton osuus kokonaisvoimantuotosta on suhteellisen pieni. Tämän ilmiön vaikutuksia

pysyttäisiin kartoittamaan lihasaktiivisuuksia seuraamalla, mutta tässä tutkimuksessa niitä ei otettu huomioon. Erityisesti kuntoutuvien jalkojen mittauksissa nilkkamomentti saattoi suurilla supistusvoimakkuuksilla jatkaa kasvuaan, vaikka venymä oli jo tasaantunut. Ilmiön vaikutusta eliminoitiin käyttämällä venymäaluetta 80–50 %. On mahdollista, että ilmiö on vaikuttanut tuloksiin jo käytetyllä venymäalueella, joka on voinut tehdä saadusta Youngin moduulista todellista arvoa suuremman.

Tutkittavilla saattoi olla hankaluuksia toteuttaa ohjeistuksen mukainen lihassupistus, jolloin lihassupistuksen aikaiset lyhyet lihaksen rentoutukset aiheuttivat voimavenymäkäyttäytymiseen silmukoita, jotka saattoivat olla peräisin epätarkasta siirtymätiedon viiveestä tai jänteelle tyypillisestä plastisesta käyttäytymisestä (Salmi & Pajunen 2010, 42–44). Tiedonkäsittelyssä päädyttiin käyttämään siirtymätiedon viiveen korjaamisessa vakioarvoa. Todellisuudessa viive vaihteli hieman mittausten välillä, minkä ei ajateltu vaikuttavan mittauksissa, joissa lineaarinen voiman kasvattaminen onnistui, silloin voiman kasvu kaikilla aikaväleillä on sama. Jos voiman kehitys oli epälineaarista ja venymätiedon todellinen viive kaukana tutkimuksessa käytetystä arvosta, tietyn voiman kasvuun yhdistetty venymän arvo saattoi erota todellisuudessa sen voiman aiheuttaman venymän arvosta. Virhe jossain Youngin moduulin suuruuden määräävässä tekijässä vaikuttaa määritettyyn Youngin moduuliin (Salmi & Pajunen 2010, 39). Joidenkin tutkittavien kohdalla lihasjänneliitoksen siirtymän jäljitys oli haasteellista, koska kaksoiskantalihaksen anatomisessa rakenteessa ei ollut tarkasti tunnistettavia alueita, ja lihasjänneliitoksen ultraäänikuvissa valkea jänne muuttui liukuvasti mustaksi lihakseksi.

Leikkausaaltoelastografian kuntoutuvan jalan Youngin moduulin tuloksista yksi oli huomattavan suuri, joka on voinut johtua jostakin leikkausaaltoelastografiaan liittyvistä mittausteknisistä seikoista. Joissakin leikkausaaltoelastografian värikartoissa oli isoja jänteen sisäisiä materiaalin ominaisuuksien vaihteluita. Mittauspään painamisen on havaittu kasvattavan leikkausaaltoelastografialla saatuja tuloksia (Kot ym. 2012), kuten myös ilmiö, jossa leikkausaallot voivat ohjautua jänteen suuntaisiksi nopeammiksi painealloiksi (Aubry ym. 2015).

Tässä tutkimuksessa leikkausaaltoelastografian arvo määritettiin vain kantaluun ja leveän kantalihaksen välistä. Yhdistetystä voima- ja venymätiedoista Youngin moduuli määritettiin nilkkamomentin ja mediaalisen kaksoiskantalihaksen siirtymän perusteella, joten saatu arvo kuvaa koko mediaalisen kaksoiskantalihaksen osajänteen ominaisuuksia. Repeämäkohdasta otetun akillesjännenäytteen kollageenipitoisuus, ristikudositiheys ja Youngin moduuli sekä lujuus ovat olleet yhteneviä muualta samasta akillesjänteestä otetun näytteen kanssa (Hansen ym. 2013), mutta repeämäkohdasta leikkausaaltoelastografialla määritetyt arvot ovat olleet pienempiä muualta samasta jänteestä mitattuihin arvoihin nähden (Laurent ym. 2020). Tämän tutkimuksen menetelmillä ei mitata täsmälleen samojen kudosalueiden ominaisuuksia, mutta molempia menetelmiä käytetään akillesjänteen toimintakyvyn arviointiin. Koska kahdella menetelmällä on sama käyttötarkoitus, on perusteltua tutkia näiden menetelmien tuloksien yhteyttä.

## **11.2 Jatkotutkimukset**

Tämän tutkimuksen tulosten perusteella leikkausaaltoelastografian tulokset voivat edustaa kuntoutuvan ja terveen jänteen kohdalla eri ominaisuuksia, joten tarkempi ja laajempi validiteettitutkimus leikkausaaltoelastografian käytöstä repeämästä kuntoutuvien akillesjänneiden Youngin moduulin arvioinnissa on tarpeen. Jatkotutkimuksien kannalta olisi tärkeää tietää tarkasti, kuinka vahvasti jännerepeämän luonnolliseen kuntoutumiseen liittyvät kudosuutokset kuten nesteen kertyminen jänteeseen vaikuttavat leikkausaaltoelastografian ja perinteisen menetelmän väliseen yhteyteen.

Koska ylläpidetyn venytyskuormituksen aikana jänteen nestepitoisuuden on havaittu laskevan (Han ym. 2000; Wellen ym. 2004), jänteen sisältämän nesteen vaikutusta menetelmien väliseen yhteyteen voitaisiin tutkia myös mittaamalla molemmilla menetelmillä Youngin moduulin arvot jänteen tahdonalaisen venytyksen jälkeen. Mittauksia edeltävän rasituksen on havaittu kasvattavan leikkausaaltoelastografian arvoa (Chiu ym. 2016; Leung ym. 2017; Lacourpaille ym. 2017; Heales ym. 2018; Götschi ym. 2021), mutta rasitushistorian vaikutus voima- ja venymätiedoista yhdistettyyn Youngin moduuliin ei ole ollut yhtä johdonmukaista (Kubo ym.

2002a; Kubo ym. 2002b; Burgess ym. 2009, Kay & Blazeovich 2009; Peltonen ym. 2010; Nakamura ym. 2011; Peltonen ym. 2012).

### **11.3 Johtopäätökset**

Tulosten mukaan kudostason muutokset jänneessä voivat vaikuttaa leikkausaaltoelastografian ja muiden kudoksen jäykkyyttä arvioivien menetelmien väliseen yhteyteen. Vaikka leikkausaalto-elastografian arvo tämän tutkimuksen tulosten mukaan oli vahvasti yhteydessä perinteisellä menetelmällä saatuun arvoon terveestä jänneestä mitattuna, kuntoutuvasta jalasta mitattuna yhteyttä ei havaittu. Jos tarkoituksena on tutkia leikkausaaltoelastografiaa käyttäen repeämästä kuntoutuvan jännekudoksen venymämuodonmuutosten ominaisuuksia, olisi menetelmän validiteetin osoittavan tutkimuksen hyvä olla tehty repeämästä kuntoutuvia jänneitä sisältävästä aineistosta.

Tulokset antoivat viitteitä, että passiivisen leikkausaaltoelastografian arvo saattaa edustaa pääosin jänneen pienillä venymillä vaikuttavia ominaisuuksia, ja lineaarisen venymäalueen ominaisuudet ovat mahdollisesti aliedustettuina. Tämä voi johtua mittausasetelmasta, koska leikkausaaltoelastografian arvo mitattiin passiivisesti ojennetusta nilkasta menetelmän rajoitusten vuoksi, jolloin jänneessä vallitsi mahdollisimman pieni pituussuuntainen jännitys. Lineaarisen alueen elastiset ominaisuudet ovat olleet yhteydessä jänneen terveyteen (LaCroix ym. 2013). Leikkausaaltoelastografiaa käytettäessä on tärkeää arvioida mittaako menetelmä ominaisuuksia, jotka tuovat lisäarvoa tutkimukselle.



## LÄHTEET

- Aubry, S., Nueffer, J., Tanter, M., Becce, F., Vidal, C. & Michel, F. 2015. Viscoelasticity in Achilles tendonopathy: Quantitative assessment by using real-time shear-wave Elastography. *Radiology* 274 (3), 821. doi:10.1148/radiol.14140434
- Aubry, S., Risson, J., Kastler, A., Barbier-Brion, B., Siliman, G., Runge, M. & Kastler, B. 2013. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave Elastography. *Skeletal Radiology* 42 (8), 1143–1150. doi:10.1007/s00256-013-1649-9
- Bailey, A. J. 2001. Molecular mechanisms of ageing in connective tissues. *Mechanisms of Ageing and Development* 122 (7), 735-755. doi:10.1016/S0047-6374(01)00225-1
- Baldock, C., Oberhauser, A. F., Ma, L., Lammie, D., Siegler, V., Mithieux, S. M., Tu, Y., Chow, J. Y., Suleman, F., Malfois, M., Rogers, S., Guo, L., Irving, T. C., Wess, T. J., & Weiss, A. S. 2011. Shape of tropoelastin, the highly extensible protein that controls human tissue elasticity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States* 108 (11), 4322. doi:10.1073/pnas.1014280108
- Barfod, K., Riecke, A., Boesen, A., Hansen, P., Maier, J., Døssing, S. & Troelsen, A. 2015. Validation of a novel ultrasound measurement of achilles tendon length. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 23 (11), 3398-3406. doi:10.1007/s00167-014-3175-2
- Barnard, K., Light, N. D., Sims, T. J. & Bailey, A. J. 1987. Chemistry of the collagen cross-links. Origin and partial characterization of a putative mature cross-link of collagen. *The Biochemical journal* 244 (2), 303. doi:10.1042/bj2440303
- Benjamin, M., Theobald, P., Suzuki, D., & Toumi, H. 2007. Achilles tendon. Part 1. *The Anatomy of the Achilles Tendon*. London: Springer. 5-16.
- Bianchi, F., Hofmann, F., Smith, A. J. & Thompson, M. S. 2016. Probing multi-scale mechanical damage in connective tissues using X-ray diffraction. *Acta biomaterialia* 45 (C), 321-327. doi:10.1016/j.actbio.2016.08.027
- Biemel, K. M., Friedl, D. A. & Lederer, M. O. 2002. Identification and quantification of major maillard cross-links in human serum albumin and lens protein. Evidence for glucosepane as the dominant compound. *The Journal of biological chemistry* 277 (28), 24907. doi:10.1074/jbc.M202681200

- Bojsen-Moller, J., Hansen, P., Aagaard, P. & Svantesson, U. 2004. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 97 (5), 1908-1914. doi:10.1152/jappphysiol.00084.2004
- Buckley, M. R., Sarver, J. J., Freedman, B. R. & Soslowky, L. J. 2013. The dynamics of collagen uncrimping and lateral contraction in tendon and the effect of ionic concentration. *Journal of biomechanics* 46 (13), 2242-2249. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.06.029
- Buehler, M. J. 2006. Atomistic and continuum modeling of mechanical properties of collagen: Elasticity, fracture, and self-assembly. *Journal of Materials Research* 21 (8), 1947-1961. doi:10.1557/jmr.2006.0236
- Buehler, M. J. & Wong, S. Y. 2007. Entropic Elasticity Controls Nanomechanics of Single Tropocollagen Molecules. *Biophysical journal* 93 (1), 37-43. doi:10.1529/biophysj.106.102616
- Buehler, M. J. 2008. Nanomechanics of collagen fibrils under varying cross-link densities: Atomistic and continuum studies. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 1 (1), 59-67. doi:10.1016/j.jmbbm.2007.04.001
- Burgess, K. E., Graham-Smith, P. & Pearson, S. J. 2009. Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties. *Journal of orthopaedic research* 27 (4), 510-516. doi:10.1002/jor.20768
- Chang, S., Flynn, B. P., Ruberti, J. W. & Buehler, M. J. 2012. Molecular mechanism of force induced stabilization of collagen against enzymatic breakdown. *Biomaterials* 33 (15), 3852-3859. doi:10.1016/j.biomaterials.2012.02.001
- Chen, XM., Cui, LG., He, P., Shen, WW., Qian, YJ. & Wang, JR. 2013. Shear Wave elastographic Characterization of Normal and Torn Achilles Tendons: a pilot study. *Journal of Ultrasound in Medicine* 32 (3), 449-455. doi:10.7863/jum.2013.32.3.449
- Chiodo, C. P., Glazebrook, M., Bluman, E. M., Cohen, B. E., Femino, J. E., Giza, E., Watters, W. C., Goldberg, M. J., Keith, M., Haralson, R. H., Turkelson, C. M., Wies, J. L., Raymond, L., Anderson, S., Boyer, K. & Sluka, P. 2010. Diagnosis and Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture. *American Academy of Orthopaedic Surgeon* 18 (8), 503-510.

- Chiu, T. R., Ngo, H., Lau, L., Leung, K., Lo, M., Yu, H. & Ying, M. 2016. An Investigation of the Immediate Effect of Static Stretching on the Morphology and Stiffness of Achilles Tendon in Dominant and Non-Dominant Legs. *PloS one* 11 (4): e0154443. doi:10.1371/journal.pone.0154443
- Coombes, B. K., Tucker, K., Vicenzino, B., Vuvan, V., Mellor, R., Heales, L., Nordez, A. & Hug, F. 2018. Achilles and patellar tendinopathy display opposite changes in elastic properties: A shear wave Elastography study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 28 (3), 1201-1208. doi:10.1111/sms.12986
- Corrigan, P., Zellers, J. A., Balascio, P., Silbernagel, K. G. & Cortes, D. H. 2019. Quantification of Mechanical Properties in Healthy Achilles Tendon Using Continuous Shear Wave Elastography: A Reliability and Validation Study. *Ultrasound in medicine & biology* 45 (7), 1574-1585. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2019.03.015
- Cortes, D. H., Suydam, S. M., Silbernagel, K. G., Buchanan, T. S. & Elliott, D. M. 2015. Continuous Shear Wave Elastography: A New Method to Measure Viscoelastic Properties of Tendons in Vivo. *Ultrasound in medicine & biology* 41 (6), 1518-1529. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2015.02.001
- 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 (3), 880. doi:10.1152/jappphysiol.00291.2009
- Couppé, C., Svensson, R., Grosset, J., Kovanen, V., Nielsen, R., Olsen, M., Olsen, M. R., Larsen, J. O., Praet, S. F., Skovgaard, D., Hansen, M., Aagaard, P., Kjaer, M., & Magnusson, S. 2014. Life-long endurance running is associated with reduced glycation and mechanical stress in connective tissue. *AGE* 36 (4), 1-19. doi:10.1007/s11357-014-9665-9
- Depalle, B., Qin, Z., Shefelbine, S. J. & Buehler, M. J. 2015. Influence of cross-link structure, density and mechanical properties in the mesoscale deformation mechanisms of collagen fibrils. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 52, 1-13. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.07.008
- Dewall, R. J., Slane, L. C., Lee, K. S. & Thelen, D. G. 2014. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed. *Journal of biomechanics* 47 (11), 2685-2692. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.05.008

- Dirrichs, T., Quack, V., Gatz, M., Tingart, M., Rath, B., Betsch, M., Kuhl, C. & Schradling, S. 2018. Shear Wave Elastography (SWE) for Monitoring of Treatment of Tendinopathies. *Academic radiology* 25(3), 265-272. doi:10.1016/j.acra.2017.09.011
- Eekhoff, J. D., Fang, F. & Lake, S. P. 2018. Multiscale mechanical effects of native collagen cross-linking in tendon. *Connective tissue research* 59 (5), 410-422. doi:10.1080/03008207.2018.1449837
- Eriksen, C. S., Svensson, R. B., Gylling, A. T., Couppé, C., Magnusson, S. P. & Kjaer, M. (2019). Load magnitude affects patellar tendon mechanical properties but not collagen or collagen cross-linking after long-term strength training in older adults. *BMC geriatrics* 19 (1), 1-15. doi:10.1186/s12877-019-1043-0
- Fang, F. & Lake, S. P. 2015. Multiscale strain analysis of tendon subjected to shear and compression demonstrates strain attenuation, fiber sliding, and reorganization. *Journal of Orthopaedic Research* 33 (11), 1704-1712. doi:10.1002/jor.22955
- Fang, F. & Lake, S. P. 2016. Multiscale mechanical integrity of human supraspinatus tendon in shear after elastin depletion. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 63, 443-455. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.06.032
- Fang, F., Sawhney, A. S. & Lake, S. P. 2014. Different regions of bovine deep digital flexor tendon exhibit distinct elastic, but not viscous, mechanical properties under both compression and shear loading. *Journal of biomechanics* 47 (12), 2869-2877. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.07.026
- Fenwick, S. A., Hazleman, B. L. & Riley, G. P. 2002. The vasculature and its role in the damaged and healing tendon. *Arthritis research* 4 (4), 252. doi:10.1186/ar416
- Fessel, G., Li, Y., Diederich, V., Guizar-Sicairos, M., Schneider, P., Sell, D., Monnier, V., Snedeker, J. 2014. Advanced Glycation End-Products Reduce Collagen Molecular Sliding to Affect Collagen Fibril Damage Mechanisms but Not Stiffness. *PLoS One* 9 (11): e110948. doi:10.1371/journal.pone.0110948
- Finni, T., Hodgson, J. A., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2006. Muscle synergism during isometric plantarflexion in Achilles tendon rupture patients and in normal subjects revealed by velocity-encoded cine phase-contrast MRI. *Clinical biomechanics* 21 (1), 67-74. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.08.007
- Franchi, M., Trirè, A., Quaranta, M., Orsini, E. & Ottani, V. 2007. Collagen structure of tendon relates to function. *The Scientific World Journal* 7, 404.

- Frankewycz, B., Henssler, L., Weber, J., Silva, N. P. B. D., Koch, M., Jung, E. M., Docheva, D., Alt, V. & Pfeifer, C. G. 2020. Changes of Material Elastic Properties during Healing of Ruptured Achilles Tendons Measured with Shear Wave Elastography: A Pilot Study. *International journal of molecular sciences* 21 (10): doi:10.3390/ijms21103427
- Franz, J. R., Slane, L. C., Rasske, K. & Thelen, D. G. 2015. Non-uniform in vivo deformations of the human Achilles tendon during walking. *Gait & posture* 41 (1), 192-197. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.10.001
- Franz, J. R. & Thelen, D. G. 2015. Depth-dependent variations in Achilles tendon deformations with age are associated with reduced plantarflexor performance during walking. *Journal of applied physiology* 119 (3), 242. doi:10.1152/jappphysiol.00114.2015
- Fu, S., Cui, L., He, X. & Sun, Y. 2016. Elastic Characteristics of the Normal Achilles Tendon Assessed by Virtual Touch Imaging Quantification Shear Wave Elastography. *Journal of ultrasound in medicine* 35 (9), 1881.
- Gains, C. C., Correia, J. C., Baan, G. C., Noort, W., Screen, H. R. C. & Maas, H. 2020. Force Transmission Between the Gastrocnemius and Soleus Sub-Tendons of the Achilles Tendon in Rat. *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 8: doi:10.3389/fbioe.2020.00700
- Gautieri, A., Pate, M. I., Vesentini, S., Redaelli, A. & Buehler, M. J. 2012. Hydration and distance dependence of intermolecular shearing between collagen molecules in a model microfibril. *Journal of biomechanics* 45 (12), 2079-2083. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.05.047
- Gautieri, A., Redaelli, A., Buehler, M. J. & Vesentini, S. 2014. Age- and diabetes-related nonenzymatic crosslinks in collagen fibrils: Candidate amino acids involved in Advanced Glycation End-products. *Matrix biology* 34, 89-95. doi:10.1016/j.matbio.2013.09.004
- Gautieri, A., Passini, F. S., Silván, U., Guizar-Sicairos, M., Carimati, G., Volpi, P., Moretti, M., Schoenhuber, H., Redaelli, A., Berli, M., Snedeker, J. G. 2017. Advanced glycation end-products: Mechanics of aged collagen from molecule to tissue. *Matrix biology* 59, 95-108. doi:10.1016/j.matbio.2016.09.001
- Geremia, J. M., Bobbert, M. F., Casa Nova, M., Ott, R. D., Lemos, F. d. A., Lupion, R. d. O., Frasson, B. & Vaz, M. A. 2015. The structural and mechanical properties of the Achilles

- tendon 2 years after surgical repair. *Clinical biomechanics* 30 (5), 485-492. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.03.005
- Ghodsi, H. & Darvish, K. 2015. Investigation of mechanisms of viscoelastic behavior of collagen molecule. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 51, 194-204. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.07.015
- Godinho, M. S., Thorpe, C. T., Greenwald, S. E. & Screen, H. R. 2021. Elastase treatment of tendon specifically impacts the mechanical properties of the interfascicular matrix. *Acta biomaterialia*: doi:10.1016/j.actbio.2021.01.030
- Godinho, M., Thorpe, C., Greenwald, S. & Screen, H. 2017. Elastin is Localised to the Interfascicular Matrix of Energy Storing Tendons and Becomes Increasingly Disorganised With Ageing. *Sci Rep*, 7 (1): 9713 doi:10.1038/s41598-017-09995-4
- Grant, T. M., Thompson, M. S., Urban, J. & Yu, J. 2013. Elastic fibres are broadly distributed in tendon and highly localized around tenocytes. *Journal of Anatomy* 222 (6), 573-579. doi:10.1111/joa.12048
- Grant, T., Yapp, C., Chen, Q., Czernuszka, J. & Thompson, M. 2015. The Mechanical, Structural, and Compositional Changes of Tendon Exposed to Elastase. *Annals of Biomedical Engineering* 43 (10), 2477-2486. doi:10.1007/s10439-015-1308-5
- Götschi, T., Schulz, N., Snedeker, J. G., Hanimann, J., Franchi, M. V. & Spörri, J. 2021. Three-Dimensional Mapping of Shear Wave Velocity in Human Tendon: A Proof of Concept Study. *Sensors* 21 (5), 1655. doi:10.3390/s21051655
- Haen, T., Roux, A., Soubeyrand, M. & Laporte, S. 2017. Shear waves elastography for assessment of human Achilles tendon's biomechanical properties: An experimental study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 69, 178-184. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.01.007
- Han, S., Gemmell, S., Helmer, K., Grigg, P., Wellen, J., Hoffman, A. & Sotak, C. 2000. Changes in ADC Caused by Tensile Loading of Rabbit Achilles Tendon: Evidence for Water Transport. *Journal of magnetic resonance* 144 (2), 217-227. doi:10.1006/jmre.2000.2075
- Handsfield, G. G., Slane, L. C. & Screen, H. R. 2016. Nomenclature of the tendon hierarchy: An overview of inconsistent terminology and a proposed size-based naming scheme with terminology for multi-muscle tendons. *Journal of biomechanics* 49 (13), 3122-3124. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.06.028

- Hansen, P., Haraldsson, B. T., Aagaard, P., Kovanen, V., Avery, N. C., Qvortrup, K., Larsen, J. O., Krogsgaard, M., Kjaer, M. & Peter Magnusson, S. 2010. Lower strength of the human posterior patellar tendon seems unrelated to mature collagen cross-linking and fibril morphology. *Journal of applied physiology* 108 (1), 47. doi:10.1152/jappphysiol.00944.2009
- Hansen, P., Kovanen, V., Hölmich, P., Krogsgaard, M., Hansson, P., Dahl, M., Hald, M., Aagaard, P., Kjær, M. & Magnusson, S. P. 2013. Micromechanical Properties and Collagen Composition of Ruptured Human Achilles Tendon. *The American journal of sports medicine* 41 (2), 437-443. doi:10.1177/0363546512470617
- Heales, L., Badya, R., Ziegenfuss, B., Hug, F., Coombes, J., Hoorn, W., Tucker, K. & Coombes, B. 2018. Shear-wave velocity of the patellar tendon and quadriceps muscle is increased immediately after maximal eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology* 118 (8), 1715-1724. doi:10.1007/s00421-018-3903-2
- Helfenstein-Didier, C., Andrade, R. J., Brum, J., Hug, F., Tanter, M., Nordez, A. & Gennisson, J. 2016. In vivo quantification of the shear modulus of the human Achilles tendon during passive loading using shear wave dispersion analysis. *Physics in medicine and biology* 61 (6), p. 2485. doi:10.1088/0031-9155/61/6/2485
- Henninger, H. B., Underwood, C. J., Romney, S. J., Davis, G. L. & Weiss, J. A. 2013. Effect of elastin digestion on the quasi-static tensile response of medial collateral ligament. *Journal of Orthopaedic Research* 31 (8), 1226-1233. doi:10.1002/jor.22352
- Henninger, H. B., Valdez, W. R., Scott, S. A. & Weiss, J. A. 2015. Elastin governs the mechanical response of medial collateral ligament under shear and transverse tensile loading. *Acta biomaterialia*, 25, 304-312. doi:10.1016/j.actbio.2015.07.011
- Hess, G. P., Cappiello, W. L., Poole, R. M. & Hunter, S. C. 1989. Prevention and treatment of overuse tendon injuries. *Sports medicine* 8 (6), 371. doi:10.2165/00007256-198908060-00005
- Hillgärtner, M., Linka, K. & Itskov, M. 2018. Worm-like chain model extensions for highly stretched tropocollagen molecules. *Journal of biomechanics* 80, 129-135. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.08.034
- Hug, F., Lacourpaille, L., Maisetti, O. & Nordez, A. 2013. Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles. *Journal of biomechanics* 46 (14), 2534-2538. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.015

- IBM SPSS Statistics. 2020. document number: 420595. Viitattu 16.7.2021. Saatavissa: <https://www.ibm.com/support/pages/differences-between-correlations>
- Kannus, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10 (6), 312-320. doi:10.1034/j.1600-0838.2000.010006312.x
- Kay, A. D. & Blazevich, A. J. 2009. Isometric contractions reduce plantar flexor moment, Achilles tendon stiffness, and neuromuscular activity but remove the subsequent effects of stretch. *Journal of applied physiology* 107 (4), 1181. doi:10.1152/jappphysiol.00281.2009
- Kerr, J. 2005. Achilles tendon injury: Assessment and management in the emergency department. *Emergency nurse* 13 (2), 32-38.
- Khair, R., Stenroth, L., Péter, A., Cronin, N. J., Reito, A., Paloneva, J. & Finni, T. 2021. Non-uniform displacement within ruptured Achilles tendon during isometric contraction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 31 (5), 1069-1077. doi:10.1111/sms.13925
- Kohrs, R. T., Zhao, C., Sun, Y., Jay, G. D., Zhang, L., Warman, M. L., An, KN. & Amadio, P. C. 2011. Tendon fascicle gliding in wild type, heterozygous, and lubricin knockout mice. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 29 (3), 384. doi:10.1002/jor.21247
- Kongsgaard, M., Aagaard, P., Kjaer, M. & Magnusson, S. 2005. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of Applied Physiology* 99 (5), 1965-1971. doi:10.1152/jappphysiol.00384.2005
- Kot, B. C. W., Zhang, Z. J., Lee, A. W. C., Leung, V. Y. F. & Fu, S. N. 2012. Elastic Modulus of Muscle and Tendon with Shear Wave Ultrasound Elastography: Variations with Different Technical Settings. *PLoS ONE* 7 (8): e44348. doi:10.1371/journal.pone.0044348
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2002a. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology* 92 (2), 595-601. doi:10.1152/jappphysiol.00658.2001
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2002b. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. *Acta physiologica Scandinavica* 175 (2), 157-164. doi:10.1046/j.1365-201X.2002.00976.x



- Lacourpaille, L., Nordez, A., Hug, F., Doguet, V., Andrade, R. & Guilhem, G. 2017. Early detection of exercise-induced muscle damage using Elastography. *European Journal of Applied Physiology* 117 (10), 2047-2056. doi:10.1007/s00421-017-3695-9
- LaCroix, A. S., Duenwald-Kuehl, S. E., Lakes, R. S. & Vanderby, R. 2013. Relationship between tendon stiffness and failure: A metaanalysis. *Journal of applied physiology* 115 (1), 43. doi:10.1152/jappphysiol.01449.2012
- Lai, A., Schache, A., Lin, YC. & Pandy M. 2014. Tendon elastic strain energy in the human ankle plantarflexors and its role with increased running speed. *Journal of Experimental Biology* 217, 3159-3168
- Lauber, B., Lichtwark, G. A. & Cresswell, A. G. 2014. Reciprocal activation of gastrocnemius and soleus motor units is associated with fascicle length change during knee flexion. *Physiological Reports*, 2 (6): doi:10.14814/phy2.12044
- Laurent, D., Walsh, L., Muaremi, A., Beckmann, N., Weber, E., Chaperon, F. Haber, H., Goldhahn, J., Klauser A. S., Blauth, M. & Schieker, M. 2020. Relationship between tendon structure, stiffness, gait patterns and patient reported outcomes during the early stages of recovery after an Achilles tendon rupture. *Scientific reports* 10 (1): 20757. doi:10.1038/s41598-020-77691-x
- Lavagnino, M., Arnoczky, S. P., Tian, T. & Vaupel, Z. 2003. Effect of Amplitude and Frequency of Cyclic Tensile Strain on the Inhibition of MMP-1 mRNA Expression in Tendon Cells: An In Vitro Study. *Connective tissue research* 44 (3-4), 181-187. doi:10.1080/03008200390215881
- Lee, J. M. & Veres, S. P. 2019. Advanced glycation end-product cross-linking inhibits biomechanical plasticity and characteristic failure morphology of native tendon. *Journal of applied physiology* 126 (4), 832. doi:10.1152/jappphysiol.00430.2018
- Leong, N. L., Kator, J. L., Clemens, T. L., James, A., Enamoto-Iwamoto, M. & Jiang, J. 2020. Tendon and Ligament Healing and Current Approaches to Tendon and Ligament Regeneration. *Journal of Orthopaedic Research* 38 (1), 7-12. doi:10.1002/jor.24475
- Leung, W. K. C., Chu, K. L. & Lai, C. 2017. Sonographic evaluation of the immediate effects of eccentric heel drop exercise on Achilles tendon and gastrocnemius muscle stiffness using shear wave elastography. *PeerJ* 5, e3592. doi:10.7717/peerj.3592

- Li, Y., Fessel, G., Georgiadis, M. & Snedeker, J. G. 2013. Advanced glycation end-products diminish tendon collagen fiber sliding. *Matrix biology* 32 (3-4), 169-177. doi:10.1016/j.matbio.2013.01.003
- Lichtwark, G. A. & Wilson, A. M. 2005. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *Journal of Experimental Biology* 208 (24), 4715. doi:10.1242/jeb.01950
- Lindemann, I., Coombes, B. K., Tucker, K., Hug, F. & Dick, T. J. 2020. Age-related differences in gastrocnemii muscles and Achilles tendon mechanical properties in vivo. *Journal of biomechanics* 112, 110067. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.110067
- Liu, CF., Aschbacher-Smith, L., Barthelery, N. J., Dymont, N., Butler, D. & Wylie, C. 2011. What we should know before using tissue engineering techniques to repair injured tendons: A developmental biology perspective. *Tissue Engineering* 17 (3), 165. doi:10.1089/ten.teb.2010.0662
- Linka, K. & Itskov, M. 2016. Mechanics of collagen fibrils: A two-scale discrete damage model. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 58, 163-172. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.08.045
- Lemoine, J. K., Lee, J. D. & Trappe, T. A. 2009. Impact of sex and chronic resistance training on human patellar tendon dry mass, collagen content, and collagen cross-linking. *American journal of physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology* 296 (1), p. R119. doi:10.1152/ajpregu.90607.2008
- Lozano, P. F., Scholze, M., Babian, C., Scheidt, H., Vielmuth, F., Waschke, J., Ondruschka, B. & Hammer, N. 2019. Water-content related alterations in macro and micro scale tendon biomechanics. *Scientific reports* 9 (1), 1-12. doi:10.1038/s41598-019-44306-z
- Mademli, L. & Arampatzis, A. 2006. Mechanical and morphological properties of the triceps surae muscle-tendon unit in old and young adults and their interaction with a submaximal fatiguing contraction. *Journal of electromyography and kinesiology* 18 (1), 89-98. doi:10.1016/j.jelekin.2006.09.008
- Maffulli, N., Ewen, S. W. B., Waterston, S. W., Reaper, J. & Barrass, V. 2000. Tenocytes from Ruptured and Tendinopathic Achilles Tendons Produce Greater Quantities of Type III Collagen than Tenocytes from Normal Achilles Tendons: An in Vitro Model of Human Tendon Healing. *The American journal of sports medicine* 28 (4), 499-505. doi:10.1177/03635465000280040901

- Maffulli, N., Longo, U., Maffulli, G., Rabitti, C., Khanna, A. & Denaro, V. 2011. Marked pathological changes proximal and distal to the site of rupture in acute Achilles tendon ruptures. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 19 (4), 680-687. doi:10.1007/s00167-010-1193-2
- Maganaris, C. N. & Paul, J. P. 2002. Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *Journal of biomechanics* 35 (12), 1639-1646. doi:10.1016/S0021-9290(02)00240-3
- Maganaris, C., Narici M, Almekinders, L., and Maffulli, N. 2007. Achilles tendon. Part 2: Biomechanics of the Achilles Tendon. London: Springer. 17-24.
- Makris, E. A., Responde, D. J., Paschos, N. K., Hu, J. C. & Athanasiou, K. A. 2014. Developing functional musculoskeletal tissues through hypoxia and lysyl oxidase-induced collagen cross-linking. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 111 (45): e4832. doi:10.1073/pnas.1414271111
- Marino, M. 2016. Molecular and intermolecular effects in collagen fibril mechanics: A multiscale analytical model compared with atomistic and experimental studies. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 15 (1), 133-154. doi:10.1007/s10237-015-0707-8
- Marino, M. 2016. Molecular and intermolecular effects in collagen fibril mechanics: A multiscale analytical model compared with atomistic and experimental studies. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 15 (1), 133-154. doi:10.1007/s10237-015-0707-8
- Martin, J. A., Biedrzycki, A. H., Lee, K. S., DeWall, R. J., Brounts, S. H., Murphy, W. L., Markel, M. D. & Thelen, D. G. 2015a. In Vivo Measures of Shear Wave Speed as a Predictor of Tendon Elasticity and Strength. *Ultrasound in medicine & biology* 41 (10), 2722.
- Martin, J. A., Kindig, M. W., Stender, C. J., Ledoux, W. R. & Thelen, D. G. 2020. Calibration of the shear wave speed-stress relationship in in situ Achilles tendons using cadaveric simulations of gait and isometric contraction. *Journal of biomechanics* 106: doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109799
- Martin, J. A., Schmitz, D. G., Ehlers, A. C., Allen, M. S. & Thelen, D. G. 2019. Calibration of the shear wave speed-stress relationship in ex vivo tendons. *Journal of biomechanics* 90, 9-15. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.04.015

- Martin, R. B. k., Burr, D. B. k., Sharkey, N. A. k. & Fyhrie, D. P. k. 2015b. *Skeletal Tissue Mechanics*. 2nd ed. 2015. New York, NY: Springer New York.
- Masic, A., Bertinetti, L., Schuetz, R., Chang, S., Metzger, T., Buehler, M. & Fratzl, P. 2015. Osmotic pressure induced tensile forces in tendon collagen. *Nature Communications* 6 (1), 5942. doi:10.1038/ncomms6942
- Morin, C., Hellmich, C. & Henits, P. 2013. Fibrillar structure and elasticity of hydrating collagen: A quantitative multiscale approach. *Journal of Theoretical Biology* 317, 384.
- Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y. & Ichihashi, N. 2011. Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *Journal of orthopaedic research* 29 (11), 1759-1763. doi:10.1002/jor.21445
- Nash, A., Notou, M., Lopez-Clavijo, A. F., Bozec, L., de Leeuw, N. H. & Birch, H. L. 2019. Glucosepane is associated with changes to structural and physical properties of collagen fibrils. *Matrix Biology Plus* 4: doi:10.1016/j.mbplus.2019.100013
- Ozturk, A., Grajo, J., Dhyani, M., Anthony, B. & Samir, A. 2018. Principles of ultrasound Elastography. *Abdominal Radiology* 43 (4), 773-785. doi:10.1007/s00261-018-1475-6
- Pang, X., Wu, J., Allison, G. T., Xu, J., Rubenson, J., Zheng, M., Lloud D. G., Gardiner, B., Wang, A. & Kirk, T. B. 2017. Three dimensional microstructural network of elastin, collagen, and cells in Achilles tendons. *Journal of Orthopaedic Research* 35 (6), 1203-1214. doi:10.1002/jor.23240
- Park, Y. H., Lim, J. W., Choi, G. W. & Kim, H. J. 2019. Quantitative Magnetic Resonance Imaging Analysis of the Common Site of Acute Achilles Tendon Rupture: 5 to 8 cm Above the Distal End of the Calcaneal Insertion. *The American Journal of Sports Medicine* 47 (10), 2374-2379. doi:10.1177/0363546519858990
- Payne, C., Watt, P., Cercignani, M. & Webborn, N. 2018. Reproducibility of shear wave Elastography measures of the Achilles tendon. *Skeletal Radiology* 47 (6), 779-784. doi:10.1007/s00256-017-2846-8
- Pearson, K. & Filon, L. N. G. 1898. *Mathematical Contributions to the Theory of Evolution*. IV. On the Probable Errors of Frequency Constants and on the Influence of Random Selection on Variation and Correlation. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character* 191, 229-311.

- Peltonen, J. 2014. Achilles tendon viscoelastic properties and mechanical responses to a single bout of exercise. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Avela, J. & Finni, T. 2010. In vivo mechanical response of human Achilles tendon to a single bout of hopping exercise. *The Journal of experimental biology* 213 (8), 1259. doi:10.1242/jeb.033514
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Stenroth, L., Finni, T. & Avela, J. 2012. Achilles tendon stiffness is unchanged one hour after a marathon. *The Journal of experimental biology* 215 (20), 3665. doi:10.1242/jeb.068874
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Stenroth, L., Finni, T. & Avela, J. 2013. Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo. *SpringerPlus* 2 (1), 1-8. doi:10.1186/2193-1801-2-212
- Peltz, C., Haladik, J., Divine, G., Siegal, D., Holsbeeck, M. & Bey, M. 2013. ShearWave Elastography: Repeatability for measurement of tendon stiffness. *Skeletal Radiology* 42 (8), 1151-1156. doi:10.1007/s00256-013-1629-0
- Petrescu, P. H., Izvernariu, D. A., Iancu, C., Dinu, G. O., Crişan, D., Popescu, S. A., Sirli, R. L. D., Nistor, B. M., RauTia I. T., Lăzureanu, D. C., Dema, S., Prejbeanu, I. R. & Sporea, I. 2016. Evaluation of normal and pathological Achilles tendon by real-time shear wave elastography. *Romanian journal of morphology and embryology* 57, 785-790.
- Pins, G., Christiansen, D., Patel, R. & Silver, F. 1997. Self-assembly of collagen fibers. Influence of fibrillar alignment and decorin on mechanical properties. *Biophysical journal* 73 (4), 2164-2172. doi:10.1016/S0006-3495(97)78247-X
- Raghunathan, T. E., Rosenthal, R. & Rubin, D. B. 1996. Comparing Correlated but Nonoverlapping Correlations. *Psychological Methods* 1 (2), 178-183. doi:10.1037/1082-989X.1.2.178
- Reese, S. P., Maas, S. A. & Weiss, J. A. 2010. Micromechanical models of helical superstructures in ligament and tendon fibers predict large Poisson's ratios. *Journal of biomechanics* 43 (7), 1394-1400. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.004
- Reese, S. P. & Weiss, J. A. 2013. Tendon fascicles exhibit a linear correlation between Poisson's ratio and force during uniaxial stress relaxation. *Journal of biomechanical engineering* 135 (3), 34501. doi:10.1115/1.4023134

- Reeves, N. D., Narici, M. V. & Maganaris, C. N. 2003. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle & Nerve* 28 (1) 74-81. doi:10.1002/mus.10392
- Renier, M., Gennisson, J., Tanter, M., Catheline, S., Barriere, C., Royer, D. & Fink, M. 2007. Nonlinear Shear Elastic Moduli in Quasi-Incompressible Soft Solids. *IEEE*: doi:10.1109/ULTSYM.2007.144
- Robins, S. P. 2007. Biochemistry and functional significance of collagen cross-linking. *Biochemical Society transactions* 35 (5), 849. doi:10.1042/BST0350849
- Rosario, M. V. & Roberts, T. J. 2020. Loading Rate Has Little Influence on Tendon Fascicle Mechanics. *Frontiers in physiology* 11: doi:10.3389/fphys.2020.00255
- Roskopf, A., Bachmann, E., Snedeker, J., Pfirmann, C. & Buck, F. 2016. Comparison of shear wave velocity measurements assessed with two different ultrasound systems in an ex vivo tendon strain phantom. *Skeletal Radiology* 45 (11), 1541-1551. doi:10.1007/s00256-016-2470-z
- Rowe, R. W. D. 1985. The Structure of Rat Tail Tendon Fascicles. *Connective tissue research* 14 (1), 21-30. doi:10.3109/03008208509089840
- Ruan, Z., Zhao, B., Qi, H., Zhang, Y., Zhang, F., Wu, M. & Shao, G. 2015. Elasticity of healthy Achilles tendon decreases with the increase of age as determined by acoustic radiation force impulse imaging. *International journal of clinical and experimental medicine*, 8 (1), 1043.
- Sahr, M., Sturnick, D. R. & Nwawka, O. K. 2018. Quantitative Ultrasound Assessment of the Achilles Tendon Under Varied Loads. *Journal of Ultrasound in Medicine* 37 (10), 2413-2418. doi:10.1002/jum.14589
- Salmi, T. & Pajunen, S. 2010. *Lujuusoppi*. Tampere: Pressus.
- Sasaki, N. & Odajima, S. 1996. Elongation mechanism of collagen fibrils and force-strain relations of tendon at each level of structural hierarchy. *Journal of biomechanics* 29 (9), 1131-1136. doi:10.1016/0021-9290(96)00024-3
- Seynnes, O. R., Bojsen-Møller, J., Albracht, K., Arndt, A., Cronin, N. J., Finni, T. & Magnusson, S. P. 2015. Ultrasound-based testing of tendon mechanical properties: A critical evaluation. *Journal of applied physiology* 118 (2), 133. doi:10.1152/jappphysiol.00849.2014

- Screen, H. R. C., Bader, D. L., Lee, D. A. & Shelton, J. C. 2004. Local Strain Measurement within Tendon. *Strain* 40 (4), 157-163. doi:10.1111/j.1475-1305.2004.00164.x
- Schepull, T., Kvist, J. & Aspenberg, P. 2012. Early E-modulus of healing Achilles tendons correlates with late function: Similar results with or without surgery. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 22 (1), 18-23. doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01154.x
- Shiina, T. 2017. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 1: Basic Principles and Terminology. *Ultrasound in medicine & biology* 43: doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1653
- Shoulders, M. D. & Raines, R. T. 2009. Collagen Structure and Stability. *Annual Review of Biochemistry*, 78, p. 929. doi:10.1146/annurev.biochem.77.032207.120833
- Sigrist, R. M. S., Liau, J., Kaffas, A. E., Chammas, M. C. & Willmann, J. K. 2017. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics* 7 (5), p. 1303. doi:10.7150/thno.18650
- Slane, L., Martin, J., DeWall, R., Thelen, D. & Lee, K. 2017. Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging Achilles tendon. *European Radiology* 27 (2), 474-482. doi:10.1007/s00330-016-4409-0
- Slatter, D. A., Avery, N. C. & Bailey, A. J. 2008. Collagen in its fibrillar state is protected from glycation. *The international journal of biochemistry & cell biology* 40 (10), 2253-2263. doi:10.1016/j.biocel.2008.03.006
- Stenroth, L., Peltonen, J., Cronin, N. J., Sipilä, S. & Finni, T. 2012. Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 113 (10), 1537-1544. doi:10.1152/jappphysiol.00782.2012
- Sun, Y., Wei, Z., Zhao, C., Jay, G. D., Schmid, T. M., Amadio, P. C. & An, K. 2015. Lubricin in human achilles tendon: The evidence of intratendinous sliding motion and shear force in achilles tendon. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society* 33 (6), 932. doi:10.1002/jor.22897
- Svensson, R., Mulder, H., Kovanen, V. & Magnusson, S. 2013. Fracture Mechanics of Collagen Fibrils: Influence of Natural Cross-Links. *Biophysical journal* 104 (11), 2476-2484. doi:10.1016/j.bpj.2013.04.033

- Szczesny, S. E. & Elliott, D. M. 2014. Interfibrillar shear stress is the loading mechanism of collagen fibrils in tendon. *Acta biomaterialia* 10 (6), 2582-2590. doi:10.1016/j.actbio.2014.01.032
- Szczesny, S. E., Fetchko, K. L., Dodge, G. R. & Elliott, D. M. 2017. Evidence that interfibrillar load transfer in tendon is supported by small diameter fibrils and not extrafibrillar tissue components. *Journal of Orthopaedic Research* 35 (10), 2127-2134. doi:10.1002/jor.23517
- Taljanovic, M. S., Gimber, L. H., Becker, G. W., Latt, L. D., Klauser, A. S., Melville, D. M., Gao, L. & Witte, R. S. 2017. Shear-Wave elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America* 37 (3), 855. doi:10.1148/rg.2017160116
- Taş, S., Onur, M. R., Yılmaz, S., Soylu, A. R. & Korkusuz, F. 2017. Shear Wave Elastography Is a Reliable and Repeatable Method for Measuring the Elastic Modulus of the Rectus Femoris Muscle and Patellar Tendon. *Journal of Ultrasound in Medicine* 36 (3), 565-570. doi:10.7863/ultra.16.03032
- Thorpe, C. T., Karunaseelan, K. J., Ng Chieng Hin, J., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D. & Screen, H. R. C. 2016a. Distribution of proteins within different compartments of tendon varies according to tendon type. *Journal of Anatomy* 229 (3), 450-458. doi:10.1111/joa.12485
- Thorpe, C. T., Klemm, C., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D. & Screen, H. R. 2013a. Helical sub-structures in energy-storing tendons provide a possible mechanism for efficient energy storage and return. *Acta biomaterialia* 9 (8), 7948-7956. doi:10.1016/j.actbio.2013.05.004
- Thorpe, C. T., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D. & Screen, H. R. 2014. Effect of fatigue loading on structure and functional behaviour of fascicles from energy-storing tendons. *Acta biomaterialia* 10 (7), 3217-3224. doi:10.1016/j.actbio.2014.04.008
- Thorpe, C. T., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D. & Screen, H. R. 2017. Fascicles and the interfascicular matrix show decreased fatigue life with ageing in energy storing tendons. *Acta biomaterials* 56, 58-64. doi:10.1016/j.actbio.2017.03.024
- Thorpe, C., Udeze, C., Birch, H., Clegg, P. & Screen, H. 2013b. Capacity for sliding between tendon fascicles decreases with ageing in injury prone equine tendons: A possible mechanism for age-related tendinopathy? *European cells & materials* 25, 48-60.



- Varma, S., Orgel, J. & Schieber, J. 2016. Nanomechanics of Type I Collagen. *Biophysical journal* 111 (1), 50-56. doi:10.1016/j.bpj.2016.05.038
- Wang, J. H. 2006. Mechanobiology of tendon. *Journal of biomechanics* 39 (9), 1563-1582. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.05.011
- Wellen, J., Helmer, K., Grigg, P. & Sotak, C. 2004. Application of porous-media theory to the investigation of water ADC changes in rabbit Achilles tendon caused by tensile loading. *Journal of magnetic resonance* 170 (1), 49-55. doi:10.1016/j.jmr.2004.04.021
- Weaver, B. & Wuensch, K. 2013. SPSS and SAS programs for comparing Pearson correlations and OLS regression coefficients. *Behavior Research Methods* 45 (3), 880-895. doi:10.3758/s13428-012-0289-7
- Willems, M., Miller G. & Stauber, W. 2001. Force deficits after stretches of activated rat muscle-tendon complex with reduced collagen cross-linking. *European Journal of Applied Physiology* 85 (5), 405-411. doi:10.1007/s004210100480
- Wren, T., Lindsey, D., Beaupré, G. & Carter, D. 2003. Effects of Creep and Cyclic Loading on the Mechanical Properties and Failure of Human Achilles Tendons. *Annals of Biomedical Engineering* 31 (6), 710-717. doi:10.1114/1.1569267
- Xiao, S., Shao, Y., Li, B. & Feng, X. 2020. A micromechanical model of tendon and ligament with crimped fibers. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 112: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104086
- Yang, L., van Der Werf, K., Dijkstra, P., Feijen, J. & Bennink, M. 2012. Micromechanical analysis of native and cross-linked collagen type I fibrils supports the existence of microfibrils. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 6, 148-158. doi:10.1016/j.jmbbm.2011.11.008
- Yeh, C., Kuo, P., Gennisson, J., Brum, J., Tanter, M. & Li, P. 2016. Shear Wave Measurements for Evaluation of Tendon Diseases. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 63 (11), 1906-1921. doi:10.1109/TUFFC.2016.2591963
- Zhang, L., Wan, W., Wang, Y., Jiao, Z., Zhang, L., Luo, Y. & Tang, P. 2016. Evaluation of Elastic Stiffness in Healing Achilles Tendon After Surgical Repair of a Tendon Rupture Using In Vivo Ultrasound Shear Wave Elastography. *Med Sci Monit* 22, 1186. doi:10.12659/MSM.895674
- Zitnay, J. L., Jung, G. S., Lin, A. H., Qin, Z., Li, Y., Yu, S. M., Buehler M. J. & Weiss, J. A. 2020. Accumulation of collagen molecular unfolding is the mechanism of cyclic fatigue

damage and failure in collagenous tissues. *Science advances*, 6(35), p. eaba2795.  
doi:10.1126/sciadv.aba2795

Zuskov, A., Freedman, B. R., Gordon, J. A., Sarver, J. J., Buckley, M. R. & Soslowsky, L. J.  
2020. Tendon Biomechanics and Crimp Properties Following Fatigue Loading Are  
Influenced by Tendon Type and Age in Mice. *Journal of Orthopaedic Research®*, 38(1),  
36-42. doi:10.1002/jor.24407

## LIITE A

Riippuvien ja ei-limittyvien järjestyskorrelaatiokerrointen välisiä tilastollisten erojen tarkasteluun käytettiin seuraavia komentoja. Merkintä r12 tarkoittaa terveen jalan kahden menetelmän välistä järjestyskorrelaatiokerrointa ja r34 kuntoutuvan jalan vastaavaa arvoa. Merkinnällä r24 tarkoitetaan tarkasteltavan yhdistetyillä voima. ja venymätiedoilla määritetyn muuttujan terveen ja kuntoutuvan jalan välistä järjestyskorrelaatiokerrointa ja merkinnällä r13 vastaavaa leikkausaaltoelastografialla mitattujen arvojen terveen ja kuntoutuvan jalan välistä yhteyttä. Terveen jalan leikkausaaltoelastografian ja kuntoutuvan jalan perinteisellä menetelmällä mitatun muuttujan yhteyttä merkitään komennoissa merkinnällä r14. Kuntoutuvan jalan leikkausaaltoelastografialla mitattujen arvojen ja terveestä jalasta perinteisellä menetelmällä saatujen arvojen yhteyttä kuvaa merkintä r23. Komentojen muuttujat kuvaavat otoskokoa.

```
COMPUTE k = (r13 - r23*r12)*(r24 - r23*r34) + (r14 - r13*r34)*(r23 - r13*r12) + (r13 - r14*r34)*(r24 - r14*r12) + (r14 - r12*r24)*(r23 - r24*r34).
```

```
COMPUTE Z12 = .5*ln((1+r12)/(1-r12)).
```

```
COMPUTE Z34 = .5*ln((1+r34)/(1-r34)).
```

```
COMPUTE SE_PF = SQRT(((1-r12**2)**2 + (1-r34**2)**2 -k)/n).
```

```
COMPUTE SE_ZPF = SQRT((1 - k/(2*(1-r12**2)*(1-r34**2))) *(2/(n-3))).
```

```
COMPUTE PF = (r12 - r34) / SE_PF.
```

```
COMPUTE ZPF = (Z12 - Z34) / SE_ZPF.
```

```
COMPUTE p_PF = 2*cdfnorm(-1*ABS(PF)).
```

```
COMPUTE p_ZPF = 2*cdfnorm(-1*ABS(ZPF)).
```

```
EXECUTE.
```

```
LIST. (mukaillen Weaver & Wuensch 2013)
```

Riippuvien ja limittyvien järjestyskorrelaatiokerrointen välisiä tilastollisia eroja tarkasteltiin käyttämällä SPSS Statistics -ohjelmalla (IBM, Armonk, USA) seuraavia komentoja. Merkintä r13 tarkoittaa ensimmäisen tarkasteltavan muuttujan ja elastografian välistä järjestyskorrelaatiokerrointa, r23 tarkoittaa toisen tarkasteltavan muuttujan ja elastografian välistä järjestyskorrelaatiokerrointa sekä r12 tarkoittaa ensimmäisen ja toisen tarkasteltavan muuttujan välistä järjestyskorrelaatiokerrointa. Komentojen muuttuja n kuvaa otoskokoa.

```
COMPUTE tdif=(r13-r23)*sqrt((n-3)*(1+r12)/(2*(1-r13**2-r23**2-r12**2+2*r13*r23*r12))).
```

```
COMPUTE pdif=2*(1-cdf.t(abs(tdif),n-3)).
```

```
EXECUTE.
```

```
LIST. (Glass & Hopkins 1996, IBM SPSS Statistics 2020 mukaan).
```

## LIITE B

		KUNTOUTUVA JALKA Perinteinen menetelmä				TERVE JALKA Perinteinen menetelmä		
		Leikkausaalto- elastografia	10 % MVC	Hidas MVC	Nopea MVC	Leikkausaalto- elastografia	10 % MVC	Hidas MVC
KUNTOUTUVA JALKA								
Perinteinen menetelmä 10 % MVC	Korrelaatiokerroin	0,221						
	1-suuntainen merkitsevyys	0,214						
Hidas MVC	Korrelaatiokerroin	-0,136	0,854***					
	1-suuntainen merkitsevyys	0,315	<0,001					
Nopea MVC	Korrelaatiokerroin	-0,039	0,807***	0,811***				
	1-suuntainen merkitsevyys	0,445	<0,001	<0,001				
TERVE JALKA								
Leikkausaalto-elastografia	Korrelaatiokerroin	0,396	0,186	0,021	0,371			
	1-suuntainen merkitsevyys	0,072	0,254	0,470	0,086			
Perinteinen menetelmä 10 % MVC	Korrelaatiokerroin	0,168	0,511*	0,329	0,521*	0,725**		
	1-suuntainen merkitsevyys	0,275	0,026	0,116	0,023	0,001		
Hidas MVC	Korrelaatiokerroin	-0,125	0,104	0,221	0,129	0,471*	0,571*	
	1-suuntainen merkitsevyys	0,329	0,357	0,214	0,324	0,038	0,013	
Nopea MVC	Korrelaatiokerroin	-0,279	0,082	0,139	0,261	0,468*	0,632**	0,821***
	1-suuntainen merkitsevyys	0,157	0,386	0,310	0,174	0,039	0,006	<0,001

Merkintä \* tarkoittaa, että järjestyskorrelaatiokertoimen merkitsevyys on tasoa  $p < 0,05$ , merkitä \*\* tasoa  $p < 0,01$  ja merkitä \*\*\* tasoa  $p < 0,001$