

# **JÄNTEEN PITUUS LEVOSSA JA ISOMETRISEN SUPISTUKSEN AIKANA MYOTONOMETRILLÄ MITATTUNA**

Johanna Toivonen

Kandidaatintutkielma

Biomekaniikka

Liikuntabiologian laitos 2011

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaaja: Taija Juutinen

## TIIVISTELMÄ

**Toivonen, Johanna** 2011. Jänteen pituus levossa ja isometrisen lihassupistuksen aikana myotonometrillä mitattuna. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 45 s.

Jänne on osa lihasjänneyksikköä, joka saa aikaan vartalomme liikkeit. Jänne kiinnittyy toisesta päästään lihakseen ja toisesta päästään luuhun, ja sen tarkoitus on välittää lihaksen supistumisesta aiheutuva voima luuhun aiheuttaen nivelen liikkumista sekä säädellä näiden liikkeiden nopeuksia. Jänne sisältää kollageeniä ja elastaania, jotka vastaavat jänteen vahvasta vetolujuudesta ja joustavuudesta. Elimistön jänneet eroavat tyypiltään, kooltaan ja muodoltaan, mutta niillä kaikilla on samankaltaisia rakenteellisia ja toiminnallisia ominaisuuksia. Perehdyttäessä jänteen toimintaan tulee jänteen pituus saada selville. Tämän kandidaatintyön tarkoituksena oli selvittää voidaanko myotonometriä käyttää jänteen lepopituuden sekä isometrisen supistuksen aikaisen pituuden selvittämiseen. Tutkimuksessa mitattiin 15 naisen ( $23,5 \pm 3,1$  vuotta) patellajänteen pituus ultraäänikuvauksella passiivisessa tilanteessa neljällä eri polvikulmalla (180, 160, 140 ja 120 astetta) sekä 120 asteen kulmalla 2,5; 5; 10; 15; 20 ja 30 % voimatasoilla reidenojennuksen maksimaalisesta isometrisestä vääntömomentista. Myotonometrillä rekisteröitiin patellajänteen poikittaista painamista vastustava voima jokaisessa kymmenessä mittaus-tilanteessa. Tutkimuksissa havaittiin, etteivät ultraäänellä mitattu jänteen pituus ja myotonometrin rekisteröimä voima korreloineet merkitsevästi passiivisessa eivätkä aktiivisessa tilanteessa. Tämän tutkimuksen mukaan myotonometri ei siis näyttäisi olevan sovelias laite jänteen pituuden mittaamisessa. Tutkimuksessa havaittiin kuitenkin reidenojennuksen vääntömomentin korreloivan vahvasti sekä ultraäänellä mitatun jänteen pituuden ( $r = 0,320$ ,  $p < 0,004$ ), että myotonometrin rekisteröimän voiman ( $r = 0,883$ ,  $p < 0,000$ ) kanssa. Vahva korrelaatio havaittiin myös myotonometrin voiman ja polven nivelkulmien välillä passiivisessa tilanteessa ( $r = -0,928$ ,  $p < 0,000$ ). Nämä yhteydet antavatkin viitteitä myotonometrin mahdollisista hyödyistä jännemittauksissa.

**Avainsanat:** *patellajänne, myotonometri, jänteen pituus, lepopituus, lihasvoima.*

# SISÄLTÖ

## TIIVISTELMÄ

1	JOHDANTO .....	3
2	JÄNTEEN RAKENNE .....	5
2.1	Mikrotaso .....	5
2.2	Makrotaso .....	7
3	JÄNTEEN OMINAISUUKSIA .....	11
3.1	Voima-muodonmuutos (force-deformation) .....	11
3.2	Kuormitus-venymä (stress-strain) .....	14
3.3	Aikariippuvaiset ominaisuudet .....	16
3.4	Elastinen energia .....	18
4	JÄNTEEN PITUUS .....	21
4.1	Mihin jänteen pituuden arvoa tarvitaan? .....	21
4.2	Miten arvoa voidaan mitata? .....	22
4.2.1	Ultraääni .....	22
4.2.2	Magneettikuvaus .....	23
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	25
6	MENETELMÄT .....	26
6.1	Koehenkilöt .....	26
6.2	Mittausprotokolla .....	27
6.3	Mittaukset .....	29
6.4	Analyysit .....	31
7	TULOKSET .....	33
8	POHDINTA .....	37
9	LÄHTEET .....	42

# 1 JOHDANTO

Jänne on osa lihasjänneyksikköä, joka saa aikaan vartalomme liikkeitä. Jänne kiinnittyy toisesta päästään lihakseen ja toisesta päästään luuhun, ja sen tarkoitus on välittää lihaksen supistumisesta aiheutuva voima luuhun aiheuttaen nivelen liikkumista sekä säädellä näiden liikkeiden nopeuksia. Jänteeseen vaikuttavat suuret vetovoimat, mutta se on hyvin vahva ja kykenee palauttamaan alkuperäisen muotonsa venytyksen jälkeen. Jänteet kestävät suurempia voimia kuin lihakset ja ovatkin näitä vahvempirakenteisia. (O'Brien 1992.)

Historian aikana jänteitä on tutkittu paljon. Erityisesti jänteen mekaanisiin ominaisuuksiin kuten lihaksen voiman välittämisen ja energian varastointikyvyn tutkimiseen on käytetty paljon aikaa. Viime aikoina on kuitenkin alettu kiinnittää enemmän huomiota jänteen biokemiallisiin ja molekyyli-tason tapahtumiin, minkä ansiosta jänteen perinteinen rooli pelkkänä voimavälittäjänä on horjunut. Tutkimukset ovat osoittaneet erilaisien harjoittelumuotojen aiheuttavan muutoksia jänteen rakenteeseen, joten jänteet pystyvät adaptoitumaan kuormitukseen. Mekaanisen kuormituksen vaikutusten tutkiminen antaa meille lisää tietoa jänteen sisällä tapahtuvista rakenteellisista ja aineenvaihdunnallisista muutoksista, sekä auttaa meitä ymmärtämään lisää jänteen ylikuormitukseen ja vammoihin vaikuttavista tekijöistä. (Kjaer ym. 2009.)

Tutkimukset ovat osoittaneet, että jänteen verenkierto lisääntyy liikkumisen aikana. Boushel ym. (2000) havaitsivat sekä pohkeen lihaksiston että akillesjänteen verenkierron lisääntyvän, sekä veren happisaturaation laskevan molemmissa kudoksissa dynaamisen kuormituksen aikana. Akillesjänteen verenkierron todettiin kasvavan kuormituksessa 7-kertaiseksi sekä happisaturaation laskevan kuusi prosenttiyksikköä lepotilaan verrattuna. Verenkierron tehostumisen sekä veren happipitoisuuden lasku sekä lihas- että jännekudoksessa osoittavat, että oksidatiivista aineenvaihduntaa tapahtuu molemmissa kudoksissa. Tutkimukset osoittavat myös jänneiden glukoosinoton lisääntyvän kuormituksen aikana, tosin ei yhtä merkittävästi kuin lihasten glukoosinoton. Kallio-koski ym. (2000) havaitsivat patellajänteen glukoosinoton lisääntyvän 77 % lepotilaan verrattuna, mikä osoittaa sen, että jänne on metabolisesti aktiivista kudosta ja sen ener-

giantarve kuormituksessa kasvaa. Jänne ei täten toimikaan pelkästään passiivisen voimanvälittäjänä vaan on metabolisesti aktiivista kudosta ja vaikuttaa vahvemmin elimistön liikkumisessa kuin mitä aiemmin on ajateltu (Kjaer ym. 2009).

Ihmisen liikkumista tutkittaessa keskitytään yleensä vian lihasten toimintaan ja ominaisuuksiin ja jänteet jätetään vähemmälle huomiolle. Jänteiden merkityksestä liikkumisessa kertonee jo kuitenkin myös se, että jänteen ylikuormituksesta aiheutuneet vammat haittaavat niin kilpa- ja harrasteurheilussa kuin työelämässäkkin olevien henkilöiden liikkumista joskus estäen tietyt liikkeet kokonaan. Jännetulehdusten suuri esiintyvyys väestössä sekä niiden kroonistuminen yhdessä huonon hoitotiedon kanssa tekee jännevai-voista kasvavan sosioekonomisen ongelman. Tulevaisuudessa jänteiden rakenteeseen, aineenvaihduntaa ja muuhun toimintaa tulisikin käyttää enemmän huomiota jo vammojen hoidon kannalta. (Kjaer ym. 2009.)

Tämän kandidaatin työn tarkoituksena onkin perehtyä jänteen rakenteeseen ja ominaisuuksiin aiempaa kirjallisuutta hyödyntäen, sekä tutkia voisiko lihastonuksen mittaamiseen suunniteltua laitetta, myotonometria, käyttää jänteen pituuden mittaamiseen levossa ja isometrisen lihassupistuksen aikana eri nivelkulmilla.

## 2 JÄNTEEN RAKENNE

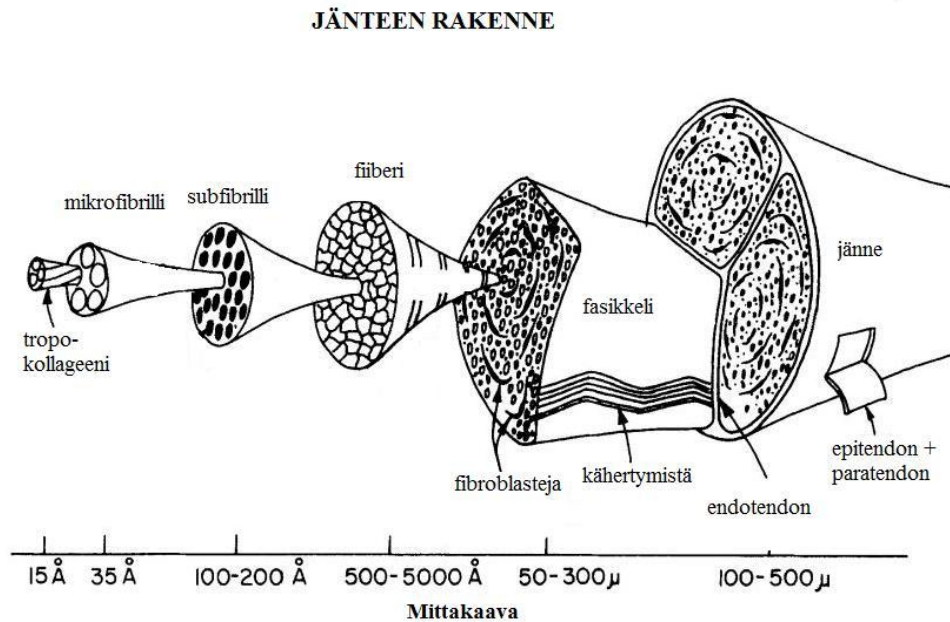
### 2.1 Mikrotaso

Jänteet sisältävät 30 % kollageeniä ja 2 % elastaania. Kollageeni on vastuussa jänteesen kohdistuvan vetovoiman vastustamisesta ja elastaani taas aikaansaa jänteen joustavuuden. Kollageeni ja elastaani ovat solunulkoisessa väliaineessa, joka sisältää 68 % vettä. Tämä väliaine on välttämätöntä kollageeniproteiinien muodostaessa suurempia rakenteita eli fibrillimuotoja. (O'Brien 1992.)

Jänteet rakentuvat rinnakkain järjestäytyneistä tiiviisti pakkautuneista kollageenisäikeistä. Tukikudoksissa esiintyvä kollageeni jaetaan pienten erojen ja esiintyvyyden perusteella eri alatyyppeihin. Jänteiden kollageeni on pääasiassa tyypin I kollageeniä, jota syntetisoidaan jänteen sidekudossoluissa, fibroblasteissa. Fibroblasteilla on pitkälle kehittynyt karkea solulimakalvosto, jossa jänteen rakentumiseen tarvittavat kollageenin, elastaanin, proteoglykaanien ja glykoproteiinien polypeptidiset esiasteet valmistetaan. (O'Brien 1997.)

Kollageenin pienin rakenteellinen yksikkö on pitkä ja kapea tropokollageenisäie. Tropokollageenimolekyylit liittyvät toisiinsa sähköstaattisilla sidoksilla. Viiden tropokollageenisäikeen ajatellaan muodostavan yhden kollageenimikrofibrillin (kuva 1). Useat fibrillit rinnakkain muodostavat subfibrillejä ja useat subfibrillit rinnakkain muodostavat fiiberin, jotka ryhmittyvät yhteen muodostaen solukimppuja eli fasikkeleita. (O'Brien 1992.) Yksi jänteen tärkeistä ominaisuuksista on solukimppujen kyky liukua toisiaan vasten. Tämä mahdollistaa jänteen muodonmuutoksen siihen vaikuttavan lihaksen supistuessa, minkä ansiosta jänteet pystyvät välittämään voimaa luuhun nivelkulman muuttumatta. (Benjamin ym. 2008.) Solukimppuja ympäröi tukikudoksesta muodostunut tuppi, endotendon, joka vähentää liukumisesta aiheutuvaa kitkaa ja jonka sisällä kulkee myös verisuonia (Kastelic ym. 1978). Solukimput ovat pienin mekaanisesti tutkittava kollageeninen osa jänteestä ja kokonainen jänne koostuu muutamista tällaisista kimpuista. Koko jänteen ympärillä on kaksikerroksinen suojus, alempana epitendon ja

päällimmäisenä paratendon. Näiden kalvojen välissä on nestettä vähentämässä janteen liikkumisesta syntyvää kitkaa. (O'Brien 1992.)



KUVA 1. Janteen mikrorakenne. Mukailtu Kastelic ym. 1978.

Jännemateriaaleja tuottavat sidekudossolut, fibroblastit, sijaitsevat kollageenifiiberien kyljessä. Kasvun ja vaurioiden aikana fibroblastit tuottavat runsaasti tropokollageenisäikeitä, jotka ovat aluksi janteessä sekalaisessa järjestyksessä, kunnes kypsyessään järjestäytyvät janteeseen vaikuttavan voiman suuntaisesti. (O'Brien 1997.) Jänteissä on havaittu myös alueita, joissa on eri suuntiin järjestäytyneitä kierteisiä kollageenisäikeitä (Stalinski 1994). Fibroblastin tuottaman tropokollageenin kypsyessä sen vetolujuus ja jäykkyys kasvavat. Janteeseen kohdistuvan vamman jälkeen fibroblastien lukumäärä kasvaa ja niiden tropokollageenin tuotannossa voidaan huomata selvä kasvu; 14–28 päivää vamman jälkeen tuotanto on lähes 22-kertaista normaaliin nähden. (O'Brien 1997.)

Janteen kollageenifiiberien kiharaisuus tai aaltomainen muoto on ollut jo kauan tiedossa (Kastelic ym. 1980). Tämä voidaan havaita tutkittaessa jännettä valomikroskoopilla (Butler ym. 1978). Fiiberit eivät siis passiivisessa tilassa ole täysin suorina, vaan hieman aaltomaisesti järjestäytyneitä, kähertyneitä. Tämä kähertyminen toimii suojaavana omi-

naisuutena, jottei vaurioita kollageenifiibereihin syntyisi jänteen hieman venyessä (O'Brien 1997). Ensimmäinen vaste jänteen venymiselle on siis fiiberien oikaiseminen suoraksi. Kähertyminen häviää, kun jännettä venytetään 2 % alkuperäisestä lepopituudesta. (O'Brien 1992.) Kähertymisen asteita ja muotoja on erilaisia, sillä niiden vaiheet ja kulma vaihtelevat erityisesti iän mukaan (Kastelic ym. 1980).

Elastaani aiheuttaa jänteen joustavan käyttäytymisen. Elastaani voi joissakin tilanteissa venyä jopa 70 % vaurioitumatta lainkaan. Katkeaminen tapahtuu noin 150 % venytyksen jälkeen. Vastaavasti kollageeni venyy ainoastaan 4 % ennen hajoamistaan. Jänteen soluväliaine on geelimäistä, korkean viskositeetin omaavaa vesipitoista liuosta, joka ympäröi kollageenifiibereitä. Se tarjoaa rakenteellista tukea sekä ympäristön ravintoainesten että kaasujen diffuusion toteutumiseksi. Soluväliaine koostuu fibroblastien tuottamista proteoglykaaneista ja vedestä, ja se sisältää fibronectin-proteiinia, joka sitoo fibroblastit kollageenifiibereihin. Proteiini on fibroblastien itse tuottamaa. (O'Brien 1992.) Proteoglykaanit vastaavat pääasiassa jänteen viskoelastisesta käyttäytymisestä, mutteivät juuri vaikuta sen vetolujuuteen (Benjamin ym. 2008).

## 2.2 Makrotaso

Jänneet eroavat tyypiltään, kooltaan ja muodoltaan. Yleisenä sääntönä voidaan pitää, että niveltä ojentavat jänneet ovat litteämpiä kuin niveltä koukistavat jänneet, jotka ovat poikkileikkaukseltaan yleensä pyöreitä tai ovaalinmallisia. Litteyden ajatellaan vähentävän sijoiltaanmenon riskiä yhdessä vierekkäisten jänneiden yhteen kiinnittymisen ja jänneitä suojaavan hupun muodostumisen avulla erityisesti sormia liikuttavien jänneiden alueella. Ihmiskehon pisimmät jänneet löytyvät kämmenen ja jalkaterän alueelta. Tällöin pulleat lihakset eivät aiheuta massallaan haittaa kehon ääriosien kuten sormien ja varpaiden liikkeille. Näillä alueilla jänneet eivät ainoastaan välitä lihaksen tuottamaa voimaa luihin, vaan ovat suuressa roolissa myös liikkeiden nopeuden kontrolloinnissa kiinnittymällä joko hieman lähemmäs tai kauemmas nivelen rotaatiokeskipisteestä. (Benjamin ym. 2008.)

Suuria litteitä jänneitä kutsutaan kalvojänneiksi eli aponeurooseiksi ja ne voivat muodostaa pääasiallisen osan lihaksesta, kuten uloimmassa vinossa vatsalihaksessa. Aponeu-



roosilla on samanlainen mikrorakenne kuin jänteillä, mutta ne koostuvat muutamista litteistä kollageenifiiberikerroksista. Fasikkelit ovat rinnakkain yhdessä kerroksessa, mutta eri kerrosten fasikkeliin suunnat vaihtelevat. Joidenkin jänteiden sisällä on luusta tai rustosta muodostunut kappale, jota kutsutaan seesamluuksi. Nelipäisen reisilihaksen jänteessä esiintyy elimistön suurin seesamluu, polvilumpio eli patella. (O'Brien 1992.)

Jänteet kulkevat nivelen yli ja kiinnittyvät yleensä hyvin lähelle sitä. Tällöin ne joutuvat kosketuksiin niveltä ympäröivän nivelkapselin kanssa. (Benjamin ym. 2006.) Nivelkapseli on synoviaalista (kitkaa vähentävää) nestettä erittävä kalvo nivelen ympärillä (O'Brien 1992). Jänne ja nivelkapseli joutuvat usein kilpailemaan keskenään luisesta kiinnittymispaikasta, mutta elimistö on ratkaissut ongelman yhdistämällä joissakin nivellissä nämä kaksi rakennetta keskenään. Näin tapahtuu esimerkiksi olkanivelessä, jossa kiertäjäkalvosimien jänteet sekoittuvat nivelkapseliin lähes huomaamattomasti. Jänteen ja kapselin yhteenliittymän ajatellaan laskevan kapselin riskiä jäädä puristuksiin nivelen väliin ja eliminoivan täysin erillisen, kapselia venyttävän lihaksen tarpeen. Vaikka jänne ei yhdistyisikään kapseliin, se voi silti ohi kulkiessaan painaa kapselia ja muuttaa sen muotoa jänteeseen vaikuttavan lihaksen supistuessa. Näin tapahtuu esimerkiksi nilkanivelessä peroneus-jänteen avulla. (Benjamin ym. 2006.)

Joitakin jänteitä ympäröi oman kalvonsa (epitendon + paratendon) lisäksi erillinen jännetuppi, joka suojaa jännettä luiden ja muiden kudosten hankauksen aiheuttamalta kulukselta. Tuppi koostuu kahdesta kalvosta joiden väliin erittyy nivelkapselien tapaan synoviaalinenestettä kitkaa vähentämään. Sisempi kalvo on jänteen ympärillä ja ulompi kiinnittyy jännetuppiä ympäröiviin kudoksiin. (O'Brien 1992.) Kudoksiin kiinnittymällä jännetuppi myös vakauttaa jänteen sijaintia ja toimintaa erityisesti sormien koukista-jajänteissä (Benjamin ym. 2006).

*Luujänneliitos.* Jänne kiinnittyy toisesta päästään luuhun luujänneliitoksen avulla. Luujänneliitoksessa jänne muuttuu vaihteittain rustokudokseksi ja lopulta luuksi. Muutos pehmeästä kudoksesta kovaksi tapahtuu vain noin yhden millimetrin alueella. (O'Brien 1997.) Jänteen kiinnittyminen luuhun voidaan jakaa rakenteen puolesta kahteen kategoriaan; syiseksi ja syyrustoiseksi luujänneliitokseksi. Syisessä kiinnittymisessä ei havaita jännekudoksen muuntautumista, kun taas syyrustoisessa kiinnittymisessä voidaan havai-

ta neljä eri vaihetta: puhdasta syykudosta jänneessä, ei-mineralisoitunutta syyrustoa, mineralisoitunutta syyrustoa sekä luuta. Kiinnittyminen voi molemmissa liitoksissa tapahtua joko suoraan luuhun tai epäsuorasti periosteumin eli luukalvon välityksellä. (Benjamin ym. 2006.)

*Lihajänneliitos.* Lihajänneliitoksessa jänne liittyy toisesta päästään kiinni lihakseen. Tämä alue on alttiina suurelle kuormitukselle, kun lihasvoimaa välitetään jänneen kautta luuhun. Liitoksen ajatellaan olevan lihaksen kasvulevy, sillä siellä esiintyy runsaasti soluja, jotka voivat venyä nopeasti ja niissä esiintyy kollageeniä. Liitoksen kohdalla lihasfiiberien päiden voidaan havaita laajenevan ja olevan hyvin hammastuneita. Erilaisien proteiinien, erityisesti dystropiinien, avulla lihasfiiberien päiden aktiinifilamentit kiinnittyvät jänneeseen. (O'Brien 1997.) Juuri jänneen kollageenikimppujen hammastunut kiinnittyminen lihassolujen solukalvojen eli sarkolemmien välillä saa aikaa liitoksen suuren mekaanisen kestävyuden (Butler ym. 1978).

*Jänneen verenkierto.* Jänneen verenkierto on huomattavasti vähäisempää kuin siihen vaikuttavan metabolisesti aktiivisemmän lihaksen. Tästä johtuen jänneet havaitaan vaaheina ja lihakset taas punaisina kudoksina. (Benjamin ym. 2008.) Jänneen verenkierto voidaan jakaa kolmeen alueeseen: lihasjänneliitokseen, jänneen pituuteen ja luujänneliitokseen. Verisuonet saavat alkunsa luukalvosta tai lihassykimppuja ympäröivästä perimysiumista. Lihajänneliitoksen verensaanti on peräisin ympäröivien kudosten pinnallisista verisuonista. Pienet valtimot haarautuvat ja ympäröivät sekä jännettä että lihasta, mutta näiden suonien välillä ei ole yhdysaaroja. (O'Brien 1992.) Lihaksen ja jänneen välisestä verenkierrosta kertoo kuitenkin Clarkin ym. (2000) tutkimus, jossa he huomasivat monien mainitsemiensa tutkimusten tapaan lihaksella olevan kaksi erilaista verenkiertoreittiä. Ensimmäinen verisuonireititys kykenee kuljettamaan ravinteita ja poistamaan energialopputuotteita lihaksesta, ja tätä pidetäänkin lihaksen hiussuoniverkkona. Toinen reititys taas on heikko kuljettamaan ravinteita ja näiden suonien on huomattu kulkeutuvan tukikudoksiselle jänneelle.

Pääosa jänneen keskiosan verenkierrosta tulee jännettä ympäröivän paratendon-kalvon kautta. Pienet verisuonet lähestyvät jännettä kohtisuoraan paratendonin sisällä ja haarautuvat useasti kunnes alkavat kulkea jänneen suuntaisesti. Suonet kulkevat jänneen sisään

endotendonin kautta. Valtimot kulkevat jännteessä pitkittäin kahden laskimon reunustamina. Valtimoiden ja laskimoiden välillä kulkee kapillaareja, mutta tämä hiussuonisto ei läpäise kollageenifiibereitä. Luulihaskiitoksessa luun ja jänteen suonituksen välillä ei ole suoraa yhteyttä kudosten välissä olevasta syykudoskerroksesta johtuen. (O'Brien 1992.)

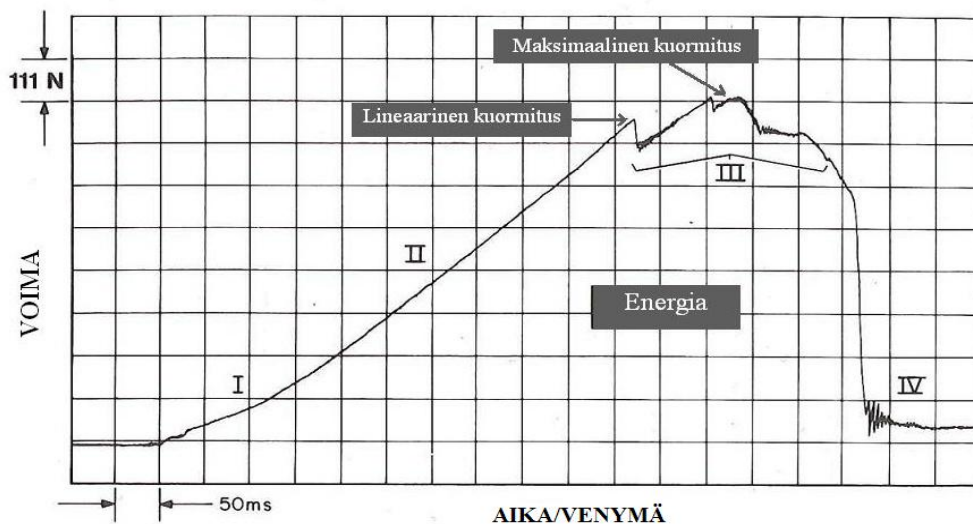
*Jänteen hermot.* Jänteen hermotus kostuu pääasiallisesti, ellei täysin, vain afferenteista hermoista eli ne kuljettavat sähköisiä impulsseja vain jännteestä keskushermostoon päin. Nämä sensoriset hermot ovat peräisin jänteen yläpuolisissa kudoksissa olevista pinnallisista hermoista tai lähellä kulkevista syvemmistä hermoista. (O'Brien 1997.) Jozsa ym. (1993) tutkivat yhteensä neljäkymmentä lihasjänneliitosta (2 cm lihasta, 2 cm jännettä) ja totesivat tällä alueella esiintyvän neljää erilaista mekanoreseptoria eli mekaaniseen muutokseen reagoivaa hermopäätettä. Nämä ovat Ruffinin herkästi venytykseen reagoivat hermopäätteet, Pacinin kaikkeen liikkeeseen reagoivat hermopäätteet, Golgin jänneelimet sekä kipua aistivat vapaat hermopäätteet. Tutkimuksessa havaittiin Ruffinin päätteitä sijaitsevan yhtä paljon sekä jänteen että lihaksen päässä, Pacinin päätteitä enemmän jänteen päässä ja Golgin jänne-elimitä taas enemmän lihaksen puoleisessa päässä näytettä. Edellä mainitut päätteet yhdessä vapaiden hermopäätteiden kanssa mahdollistavat akuutin vasteen lihasjänneliitoksessa tapahtuvien paineen tai jännityksen muutoksien yhteydessä. Näiden avulla on mahdollista hallita monimutkaistenkin liikkeiden koordinaatiota ja kontrollia keskushermoston avulla. (Jozsa ym. 1993.)

Eräs mekanoreseptoreista, Golgin jänne-elin, on lihaksen supistumistilalle herkkä kapseloitunut reseptori ja se on nimetty ensimmäisen löytäjänsä mukaan. Golgin jänneelimet sijaitsevat lihasjänneliitoksessa sekä lihaksen päissä eivätkä suoraan jännteessä. Jänne-elimet koostuvat kapseloituneesta kollageenikimpusta, johon afferentti hermo kiinnittyy. Lihastoiminnan yhteydessä kollageeni puristaa ja ärsyttää hermoa. Jänneelimet voivat välittää hyvin pieniä ja nopeita supistumistilan muutoksia Ib-fferenttihermoa pitkin keskushermostoon, ja säädellä tällä tavoin lihaksen supistumista estämällä liian voimakkaat ja nopeat lihassupistukset. Golgin jänne-elimillä on korkea kynnysarvo ja matala dynaaminen erottelukyky, joten ne reagoivat lähinnä vain lihaksen supistukseen, eivätkä sen venytykseen. (Jami 1992.)

### 3 JÄNTEEN OMINAISUUKSIA

#### 3.1 Voima-muodonmuutos (force-deformation)

Eristetyn jänteen ominaisuuksia voidaan tutkia vetotestissä, jossa jännettä venytetään tasaisella nopeudella kudoksen repeämiseen asti samalla mitaten venyttämiseen tarvittavaa voimaa. Venytyksestä voidaan piirtää (x, y)-koordinaatistoon kuvaaja, jossa y-akselia vastaa voima ja x-akselia aika (kuva 2). Koska venytysnopeus pidetään vakiona, on aika suoraan verrannollinen jänteen pidentymiseen. (Butler ym. 1978.) Ulkoisesti vaikuttavan voiman (F) yksikkö on Newton (N) ja voiman aiheuttama jänteen venytys (L) ilmaistaan metreinä (m). Voiman ja pituuden lineaarista suhdetta kutsutaan Hooken laiksi, ja sen on todettu pätevän jousilla. Jänτεille piirretyissä kuvaajissa havaitaan käyrän olevan vain osan matkaa lineaarinen, mikä kertoo jänteen viskoelastisesta luonteesta eli sillä olevan sekä nesteen viskoosisia, että aineen elastisia ominaisuuksia. (Magnusson ym. 2003.)



KUVA 2. Jänteen voima-muodonmuutos-kuvaaja. Mukailtu Butler ym. 1978.

Kuvaajan avulla voidaan tarkastella jänteen jäykkyyttä, joka saadaan selville laskemalla kuvaajan lineaarisen osan jyrkkyys, toisin sanoen laskemalla suoran kulmakerroin ( $\Delta F/\Delta L$ ). Jäykkyyden käänteisarvo kuvaa jänteen myötäilevyyttä. Kuvaajasta voidaan

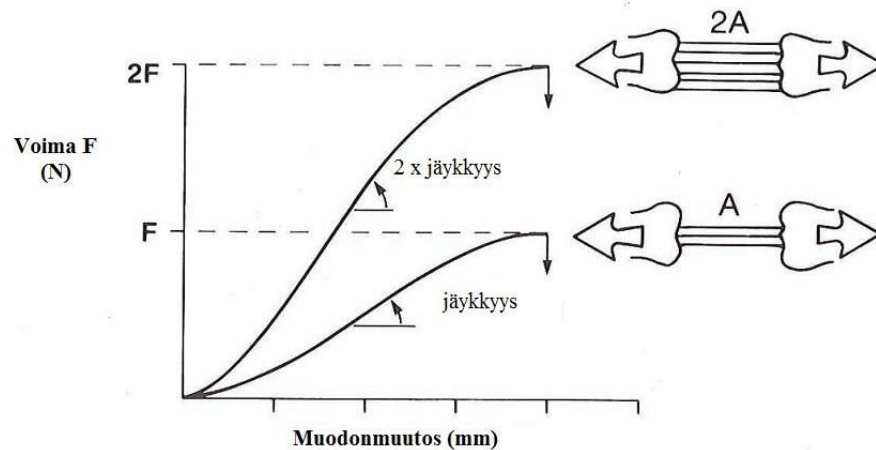
lisäksi tarkastella lineaarista kuormitusta, maksimaalista kuormitusta, venymää maksimikuormitukseen asti, venymää repeämiseen asti sekä repeämiseen vaadittavan energian määrää, mikä saadaan käyrän alle jäävästä pinta-alasta (kuva 2). (Butler ym. 1978.)

Käyrä voidaan jakaa muotonsa mukaan neljään eri alueeseen (kuva 2). Ensimmäisen alueen (alue I, toe region), aikana voidaan havaita, ettei jänteeeseen vaikuttavan voiman suuruus aluksi muutu, vaikka sen venymä kasvaa. Tämän uskotaan johtuvan jänteen fibrillirakenteiden muutoksista, kuten kappaleessa 2.1 kerrotun aaltomaisen järjestäytymisen suoristumisesta. Ensimmäisen alueen on raportoitu päättyvän 1,5–4 % venymän välissä. Aluksi tarvitaan siis vain vähäinen voima venyttämään jännettä. Venytyksen jatkuessa I-alueella voidaan havaita käyrän alkavan nousta, mikä tarkoittaa jännekudoksen jäykkemistä. Tällöin vaaditaan siis suurempaa voimaa venytyksen aiheuttamiseksi. (Butler ym. 1978.)

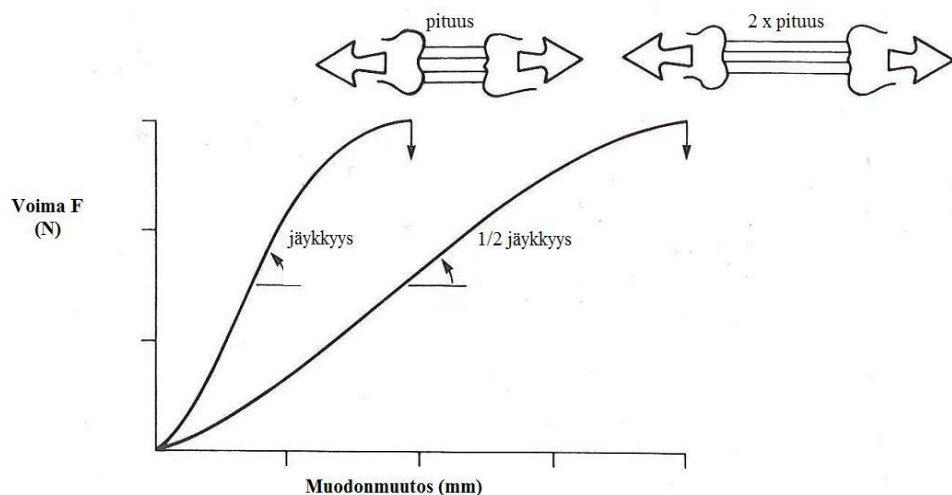
Alueella II huomataan, että venytykseen vaadittava voimaa kasvaa suoraviivaisesti venytyksen edetessä. Käyrän suoraviivaisen osan eli II alueen jyrkkyys kuvaakin juuri jänteen jäykkyyttä eli kykyä vastustaa venytystä. Tällöin jänteen kollageenifiiberit ovat järjestäytyneet samansuuntaisesti ilman kähertymistä. Lineaarisen II alueen loppupiste tarkoittaa ensimmäisten vakavien vaurioiden syntyä jännekudoksessa. Kolmannen alueen aikana jännekudoksessa esiintyy venytyksen edetessä yhä enemmän vaurioita enustamattomalla tavalla. Kun maksimaalinen kuormitus saavutetaan, jänne hajoaa nopeasti ja lopulta katkea täysin. Tätä tapahtumaa kuvaa käyrän alue IV. Repeämiseen vaadittavan energian suuruutta kuvaa käyrän alle jäävän alueen pinta-alan arvo. (Butler ym. 1978.)

Eri jänneiden voima-muodonmuutos-kuvaajat eroavat toisistaan. Yksi eroa aiheuttava tekijä on jänneiden mittasuhteiden erot toisiinsa nähden. Esimerkiksi erot poikkipinta-alaan ja pituudessa aiheuttavat eroavaisuuksia jänneiden käyttäytymiseen. Suuremman poikkipinta-alan omaavilla jännteillä on enemmän fiibereitä vastustamassa voimaa, joten ne pystyvät kestävämpiä kuormituksia kuin poikkipinta-alaltaan pienemmät jänneet (kuva 3). Lisäksi jänteen jäykkyys kasvaa poikkipinta-alan kasvaessa. Jänneiden lepopituudet vaihtelevat myös runsaasti keskenään ja halkaisijaltaan samankokoisten, mutta pituudeltaan erimittaisten jänneiden voima-muodonmuutos-käyrät eroavatkin toi-

sistaan (kuva 4). Edellä kuvatun kaltaisten jänneiden fibrillien lukumäärä on sama, joten sekä pidemmän, että lyhyemmän jänteen maksimikuormitus on sama. Pidempää jännettä tulee kuitenkin venyttää enemmän repeämisen aikaansaamiseksi. Pidempi jänne siis vastustaa lyhyttä jännettä vähemmän venytystä, mikä huomataan käyrän matalampana jyrkkyytenä eli vähäisempänä jäykkyytenä. (Butler ym. 1978.)



KUVA 3. Jänteen poikkipinta-alan vaikutus voima-muodonmuutoskäyttäytymiseen. Kuvaajasta voidaan huomata poikkipinta-alaltaan kaksi kertaa suuremman jänteen vaativan myös kaksi kertaa suuremman voiman venytettäessä saman verran ohuemman jänteen kanssa. Mukailtu Butler ym. 1978.



KUVA 4. Jänteen pituuden vaikutus voima-muodonmuutoskäyttäytymiseen. Kuvaajan avulla voidaan havaita kaksi kertaa pidemmän jänteen venyvän kaksi kertaa enemmän kuin lyhyempi jänne saman vastustavan voiman vallitessa. Mukailtu Butler ym. 1978.

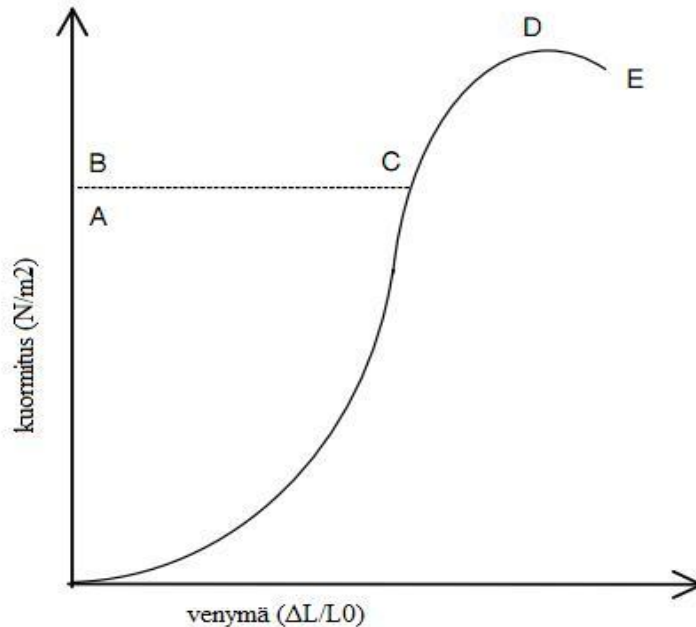
Mittasuhte-erojen lisäksi voima-muodonmuutos-käyrään voi vaikuttaa kudoksen lämpötila, edeltävät kuormitukset (Magnusson ym. 2003) sekä mahdolliset erot kudoksen mikrorakenteessa (Butler ym. 1978). Lämpötilan kasvaessa jänteen jäykkyys laskee. Edeltävän kuormituksen vaikutus on havaittu, kun venytysmittauksia on toistettu samalle jänteelle useamman kerran peräkkäin. Mittauskertojen edetessä on voima-muodonmuutos-käyrän huomattu siirtyvän kuvaajan akselistossa enemmän oikealle, mikä tarkoittaa jänteen jäykkyyden laskua. (Magnusson ym. 2003.)

### 3.2 Kuormitus-venymä (stress-strain)

Edellisessä kappaleessa kerrottiin jänteiden erilaisten mittasuhteiden vaikuttavan voima-muodonmuutos-käyrän malliin. Tämän vaikutuksen poistamiseksi onkin järkevämpää mitata voiman ja pituuden sijasta jänteeseen vaikuttavaa voimaa sen poikkipinta-alaa kohden sekä venytyspituutta suhteutettuna jänteen lepopituuteen. Jänteeseen vaikuttavan voiman suhdetta jänteen poikkipinta-alaan ( $N/m^2$ ) kutsutaan jänteen kuormitukseksi ja sen yksikkö on yleensä sama kuin paineen eli Pascal (Pa). Suhteuttamalla jänteen venytetty pituus jänteen alkuperäiseen lepopituuteen ( $\Delta L/L_0$ ), saadaan selville jänteen venymä, jolla ei ole omaa yksikköä. Usein venymä kuitenkin ilmaistaan prosentteina alkuperäisestä pituudesta. Kuormitus- ja venymäarvojen perusteella voidaan jänteelle piirtää (x, y)-koordinaatistoon voima-muodonmuutos-käyrää vastaava kuvaaja (kuva 5). (Magnusson ym. 2003.) Aikaansaatu kuormitus-venymä-käyrä kertoo jännemateriaalin ominaisuuksista riippumatta jänteen koosta tai pituudesta (Butler ym. 1978).

Kuormitus-venymä-käyrästä useimmiten selvitettyt muuttujat ovat materiaalin elastinen kerroin eli modulus, maksimaalinen kuormitus, venymä maksimaalisessa kuormituksessa sekä energiatiheys. Elastinen modulus saadaan selville laskemalla käyrän jyrkkyys eli kulmakerroin ( $\Delta kuormitus/\Delta venymä$ ). (Butler ym. 1978.) Raportoidut elastisen moduulin arvot ovat vaihdelleet pienistä arvoista jopa 1,5 GPa arvoihin (Alexander 2002), johtuen luultavasti fiiberien järjestäytymisestä, ennen kudoslouvoittajan kuolemaa tapahtuneesta historiasta, lajista, iästä ja testausmenetelmistä. Mitatut maksimaaliset kuormitustulokset ovat vaihdelleet myös laajasti. Tähän ominaisuuteen vaikuttaa samat tekijät

kuin jäykkyyteen, mitkä kerrottiin edellisessä kappaleessa. Kudoksen nestepitoisuudella ja pH:lla saattaa myös olla vaikutusta jänteen ominaisuuksiin. (Butler ym. 1978.)



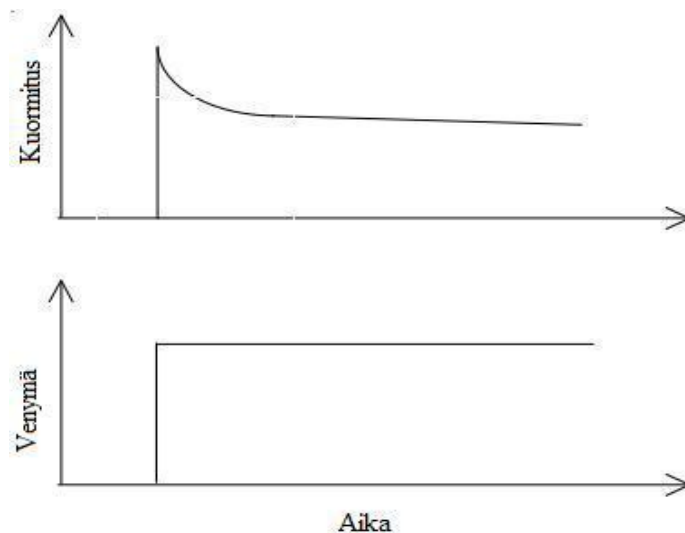
KUVA 5. Kuormitus-venymä-käyrä. A kuvaa myöntymispisteen C alla olevaa elastista aluetta ja B myöntymispisteen jälkeen alkavaa mukautuvaa aluetta. D osoittaa jänteen kestäjän suurimman kuormituksen ja E murtumiskuormituksen. Mukailtu Magnusson ym. 2003.

Kuormitus-venymä-käyrän muoto kertoo jänteen käyttäytymisestä. Käyrän voidaan alussa huomata voima-muodonmuutos-käyrän kaltaisesti lähtevän liikkeelle lähes vaakasuoraan. Myös tämä kertoo aiemmin mainitun kollageenifiiberien kähertymisen suolistumisesta. Seuraavaksi käyrä lähtee suoraviivaiseen nousuun jänteen vastustaessa kuormituksen aiheuttamaa venymää. Käyrän tasaantuessa, kollageenifiiberit ovat liukuneet toistensa suhteen ja niiden väliset sidokset alkavat rikkoutua. Kuormituksen edelleen kasvaessa mikroskooppisten vaurioiden synty kiihtyy johtaen lopulta suuriin makroskooppisiin vaurioihin. (O'Brien 1992.) Pysyessään myöntymispisteen C (kuva 5) alla, jänne toimii elastisella alueellaan ja palautuu alkuperäiseen muotoonsa venytyksen jälkeen. Jos kuormitus ylittää myöntymispisteen, jänne siirtyy mukautuvan toiminnan alueelle, jossa muodonmuutoksesta tulee peruuttamatonta. Mukautuvalla alueella esiintyy lopulta korkein kuormituspiste ja repeämiskuormituspiste. Jälkimmäinen voi olla ensimmäistä alempana sillä repeäminen ei ole välitöntä. (Magnusson ym. 2003.)



### 3.3 Aikariippuvaiset ominaisuudet

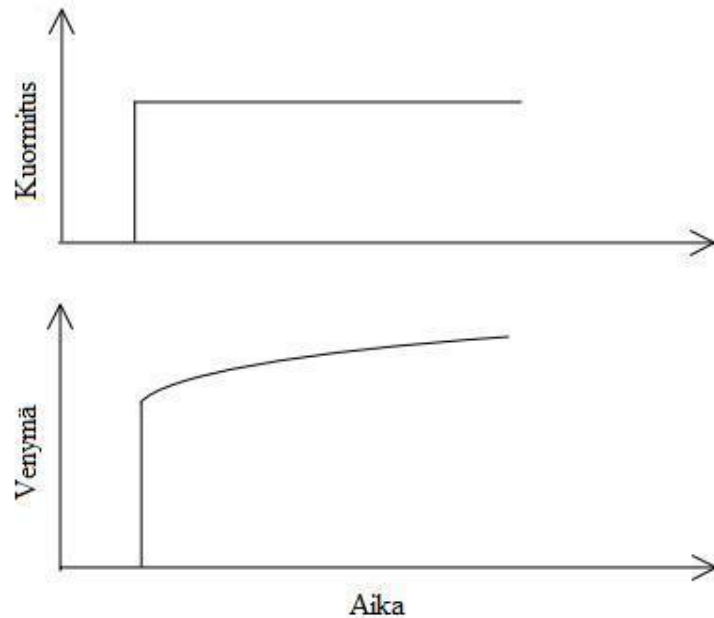
*Relaksaatio.* Relaksaatio on yksi esimerkki pehmeissä tukikudoksissa kuten jänteissä ja nivelsiteissä havaitusta ajasta riippuvaisesta käyttäytymisestä. Relaksaatiota mitatessa jänne venytetään nopeasti tiettyyn haluttuun pituuteen ja venytys pidetään tämän jälkeen muuttumattomana. Ajan kuluessa huomataan jänteen venytystä vastustavan voiman tai kuormituksen (voima per pinta-ala) laskevan ja tätä kutsutaan jänteen tai muun kudoksen relaksoitumiseksi (kuva 6). Mitä nopeammin venytys tehdään, sitä suurempi on jänteen venytystä vastustava voima halutussa venytyspituudessa ja sitä suurempi on ajan kuluessa voiman lasku eli relaksaatiokin. (Butler ym. 1978.)



KUVA 6. Relaksaatio. Alempi käyrä kuvaa tasaisena pidettyä venytystä, jolloin ylemmässä kuormituskäyrässä havaitaan venytystä vastustavan kuormituksen laskevan ajan kuluessa. Mukailtu Magnusson ym. 2003.

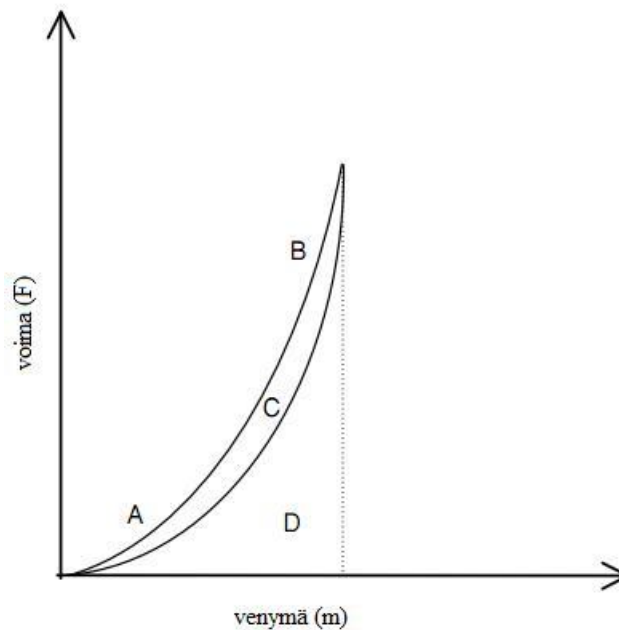
*Ryömintä (creep).* Ryömintä voidaan havaita päinvastaisella mittaustavalla kuin relaksaatio. Tällöin jännettä venyttävä voima pidetään koko ajan samana ja ajan kuluessa voidaan havaita jänteen venymän kasvavan. Jänne tai muu vastaavanlainen viskoelastinen kudokseksi siis hiljalleen venyy pidemmäksi saman voima tai kuormitustason vallitessa pidemmän aikaa. Tätä kutsutaan ryöminäksi (kuva 7). Sitä on vaikeahko mitata, sillä tasaisen voiman ylläpito on melko hankalaa. (Butler ym. 1978.) Erityisesti useasti toistuvassa kuormituksessa ryömintää alkaa esiintyä. Tällöin jänteen pidentyessä lihas joutuu supistumaan hieman lisää, jotta lihasjänneyksikön kokonaispituus säilyisi edelleen

samana. Lihas joutuu ajan kuluessa toistoja tehdessään siis työskentelemään lyhyemmällä pituudella ja tämän johdosta lihaksen supistusvoimakkuus liikkeen aikana laskee jänteen ryöminnän takia. (Maganaris 2002.)



KUVA 7. Ryömintä (creep). Ylempi käyrä kuvaa tasaisena pidettyä kuormitusta, jolloin alemmassa käyrässä havaitaan kuormituksen aikaan saaman venymän kasvavan ajan kuluessa. Mukailtu Magnusson ym. 2003.

*Hystereesi.* Hystereesiä voidaan havaita kun jännenäytettä venytetään tiettyyn venytyspituuteen asti ja sen jälkeen palautetaan takaisin alkuperäiseen pituuteensa vakioidulla nopeudella (kuva 8). Mitattaessa voimaa testin aikana, voidaan havaita venytys- ja palautumiskäyrien eroavan hieman toisistaan. Tätä käyrien väliin jäävää aluetta kutsutaan hystereesiksi ja se kuvastaa testin aikana tapahtunutta jänteen energiahäviötä. Hystereesiä esiintyy jopa hyvin pienillä venytyspituuksilla ja se osoittaa jänteen olevan viskoosista materiaalia. Mittausta toistettaessa useita kertoja on hystereesin havaittu pienentyvän, jolloin siis hukkaenergian määrä vähenee tehtäessä paljon toistoja. (Butler ym. 1978.)



KUVA 8. Hystereesi. Ylempi viiva on mitattu jänteen venyttämisen aikana ja alempi viiva palautettaessa jänne alkuperäiseen pituuteensa. Viivojen väliin jäävä alue C kuvaa hystereesiä eli energian häviämistä. A merkitsee toe regionin paikkaa ja B elastisen moduluksen eli jänteen jäykkyyden tarkastelukohtaa. D kuvaa varastoitunutta elastista energiaa. Mukailtu Magnusson ym. 2003.

### 3.4 Elastinen energia

Monet tutkijat ovat yksimielisiä siitä, että energiaa varastoituu jänteen elastisiin elementteihin nopean venytyksen aikana ja siitä, että tämä energia vapautuu venytyksen loppuessa. Tällöin jänteen pituus palautuu energian uudelleenkäytön seurauksena normaalipituuteensa ilman vastavaikuttajalihaksen supistumista. Tämä on tärkeä tekijä liikkumisessa, sillä energian uudelleenkäyttö vähentää uuden energiantuoton tarvetta ja näin ollen mahdollistaa taloudellisemman liikkumisen. (Magnusson ym. 2003.) Edellä todettiin, ettei kaikkea varastoitunutta energiaa saada uudelleenkäyttöön hystereesin johdosta. Tutkimukset osoittavat jänteen pystyvän mahdollisesti palauttamaan, kuitenkin jopa yli 90 prosenttia tästä varastoituneesta energiasta (Magnusson ym. 2003; Alexander 2002). Loppu energia vapautuu lämpönä ja näin käy myös silloin, jos lihasjänneyksikön lyheneminen ei seuraa mahdollisimman pian venytystä. Elastisella energialla onkin merkitystä syklisessä liikkumisessa kuten kävelyssä ja juoksussa. Hystereesin

suuruudessa ei ole kuitenkaan havaittu suuria eroja tehtäessä toistoja 0,2–11 Hz taajuudella. (Alexander 2002.)

Ideaalitilanteessa lihas, johon jänne kiinnittyy, supistuisi vain isometrisesti ja ainoastaan jänteen venyminen ja normaalipituuteen palautuminen muuttaisi lihasjänneyksikön pituutta liikkeen aikana (Magnusson ym. 2003). Jos jänne ei toimisi liikkeessä kuin jousi, tulisi supistuvassa lihaksessa olla pidemmät lihassolukimput ja suuri supistuva lihas vaatisi paljon energiaa (Alexander 2002). Optimaalisessa tilanteessa nivelkulmat muuttuisivat siis ainoastaan jänteen pituuden muutoksen seurauksena, jolloin energiaa kuluisi vain lihaksen perusaineenvaihduntaan. Eläinkokeissa tällaisen on havaittu onnistuvan matalaa voimantuottoa vaativissa liikkeissä. Liikuttaessa nopeammalla vauhdilla tutkijat ovat havainneet elastisen energian varastoinnin kasvavan voimakkaammin kuin lihaksen tekemän työn määrän, mikä korostaa elastisen energian tärkeyttä taloudellisessa liikkumisessa. (Magnusson ym. 2003.)

Jänteen käyttäytyminen energian säilöjänä ja vapauttajana venymislyhenemissyklissä riippuu suurimmalta osin sen pituudesta ja myötäilevyydestä. Suurempi myötäilevyys ja pidempi pituus saavat jänteen toimimaan elastisemmin. Pienellä kuormituksella pidemmät jänteet ovat taloudellisuuden kannalta tehokkaat kun taas suurilla kuormituksilla lyhyemmät jänteet ovat pitkiä paremmat energiataloudellisesti. (Fukashiro ym. 2006.) Paksusta ja lyhyemmästä rakenteesta on taas hyötyä suurta voimaa lihaksesta luuhun välittävillä jänteillä, sillä tällöin voima jakaantuu suuremmalle pinta-alalle ja jänteen vammariiski pienenee (Magnusson ym. 2002).

Elastisen energian varastoimisella ja uudelleenkäytöllä on merkitystä syklisen liikkumisen lisäksi myös hyppyissä. Mitä nopeammin lihas supistuu, sitä vähemmän voimaa se pystyy tuottamaan. Venytetyt jänteet voivat purkaa jännityksensä paljon nopeammin kuin lihakset pystyvät supistumaan ja jänteet voivatkin toimia kuin katapultit. Hitaasti venytetty ja sitten irti päästetty katapultti ei pysty vapauttamaan samaa työmäärä, mikä venytyksen aikana tehtiin, mutta se pystyy tekemään sen paljon lyhyemmässä ajassa. Tällöin teho on paljon suurempi, ja ihminen ja eläimet hyödyntävätkin hyppyissään näitä jänneiden ominaisuuksia. Katapulttimaisen toiminnan lisäksi hyppyihin saadaan huomattavasti enemmän tehoa tekemällä ensin nopea venytys ponnistaviin lihaksiin ja nii-

den jänteisiin antamalla vartalon pudota alaspäin ennen ponnistavien lihasten supistumista. Tällaisella kevennyshypyllä saadaan jänteet venymään ja elastinen energia käyttöön ilman vastavaikuttajalihasten supistumista, jolloin ponnistavat lihakset pystyvät supistuessaan tuottamaan suuremman voiman. (Alexander 2002.)

## 4 JÄNTEEN PITUUS

### 4.1 Mihin jänteen pituuden arvoa tarvitaan?

Lihäsjänneyksikön mittasuhteelliset arvot kuten poikkipinta-ala, lihassolukimppujen pituudet ja jänteen pituus kiinnostavat monia tutkijoita, sillä lihasjänneyksikön biomekaaninen toiminta on suurimmaksi osaksi määritelty näiden arvojen ja niiden muuttumisen perusteella. Jänteen pituudella on merkitystä mitattaessa jänteen jäykkyyttä eli vastustavan voiman suhdetta jänteen pituuteen. Elimistön eri jänneiden pituudet vaihtelevat suuresti absoluuttisten pituuksien ja lihaksen mittaan suhteutettujen pituuksien osalta. (Fukashiro ym. 2006.) Tämän vuoksi jäniteitä verrataan toisiinsa kuormitus-venymä käyttäytymisen avulla (kappale 3.2), jolloin jänneiden eri kokotekijät pystytään sulkemaan pois. Venymällä tarkoitetaan jänteen venytetyn pituuden suhdetta jänteen alkupeiräiseen lepopituuteen ( $\Delta L/L_0$ ) ja jänteen pituuden mittaa tarvitaan siten vertailtaessa eri jänneiden käyttäytymistä toisiinsa. (Butler ym. 1978.)

Kuormitus-venymä-käyrän käyttämisestä saatavien muuttujien, kuten elastisen modu-  
luksen ja repeämispisteen lisäksi jänteen pituudella on merkitystä tutkittaessa koko li-  
hasjänneyksikön supistumisominaisuuksia. Verrattaessa eri lihasjänneyksiköiden lihas-  
solukimppujen pituuden suhdetta jänteen pituuteen, havaitaan pienemmän suhdeluvun  
(pidemmän jänteen) lihasjänneyksiköiden olevan myötäilevämpiä kuin lyhyempijänteit-  
set lihasjänneyksiköt. Tällöin koko lihasjänneyksikön tulee olla pituudeltaan pidempi  
kuin suhdeluvultaan suuren lihasjänneyksikön, jotta lihaksessa olisi voimantuottoon  
riittävä määrä toistensa lomiin liukuvia myofilamenteja. (O'Brien ym. 2010a.) Tutki-  
muksissa on havaittu jänteen lepopituudella olevan merkitystä myös syklisessä liikku-  
misessa elastisen energian varastoinnissa ja uudelleenkäytössä (kappale 3.4).

## 4.2 Miten arvoa voidaan mitata?

Jänteen ominaisuuksia on helppo tutkia ruumiinavauksen yhteydessä irrotetuilla jän-teillä. Tällöin jänteen pituus ja pituuden muutos venytyksessä on helppo mitata mittaa käyt-täen. Ruumiilla tehdyt mittaukset eivät kuitenkaan sovellu täydellisesti kuvamaan jän-teen ominaisuuksia elävässä ihmisessä. Fysiologisista tekijöistä paine, verenvirtaus ja lämpötila todennäköisesti vaikuttavat jänteen ominaisuuksiin, joten jänteen pituus tulisi saada mitattua luotettavasti ja eettisesti ongelmitta elävältä ihmiseltä. (Hansen ym. 2006.) Seuraavaksi kuvataankin erilaisia mittausten menetelmiä elävän ihmisen jänteen pituuden arvon selvittämiseksi.

### 4.2.1 Ultraääni

Ultraäänellä tarkoitetaan ihmiskorvalle kuulumattomia erittäin korkeataajuisia (yli 20000 Hz) ääniaaltoja (Benseler 2006, 47). Ensimmäisiä lääketieteellisiä diagnooseja ultraäänilaitteistoilla tehtiin 1950-luvun loppupuolella. Ensimmäinen raportointi ultra-äänien käytöstä tuki- ja liikuntaelimistön kuvantamisessa on peräisin vuodelta 1958, jolloin K. T. Dussik raportoi ensimmäisen kerran mm. lihaksesta, jän-teestä ja luusta saaduista ultraäänikuvista. Näinä päivinä ultraäänilaitteistot ovat kehittyneet hurjasti viidenkymmenen vuoden takaisista käyttölaitteista. (Kane ym. 2004.) Suurempitaajuiset laitteet sekä erilaiset sovellukset, kuten Dopplerin ilmiön hyödyntäminen, mahdollista-vat elimistön erittäin pienienkin rakenteiden sekä liikkuvien kohteiden kuvaamiset (Gimmino & Grassi 2008). Tällä hetkellä ultraääni onkin maailmanlaajuisesti hyvin paljon käytetty menetelmä ihmiselimistön eri osien tutkimisessa, erityisesti sillä on merkitystä gynekologisissa tutkimuksissa sekä nivelreuman diagnosoinnissa. (Kane ym. 2004.)

Ultraäänien käyttö perustuu äänen heijastumiseen kahden äänenjohtavuudeltaan erilaisen materiaalin rajapinnassa. Eri kudoksilla on elimistössä erilaiset äänenjohtavuudet, joten ääni heijastuu takaisin lähteeseen kudosten rajalla. Kuva muodostetaan tietokoneen ruu-dulle heijastuneen äänen paikka-, kulkuaika- ja äänennopeustietojen perusteella. (Hiltu-nen ym. 2009, 541.) Ultraääni on varsin toimiva menetelmä tutkia myös elävän ihmisen

lihaskäijneyksikön toimintaa ja sitä onkin käytetty runsaasti viimeaikaisissa tutkimuksissa. Mittaukset tapahtuvat ihon päältä, joten niistä ei aiheudu kipua koehenkilölle ja ne on helppo toteuttaa. (Hansen ym. 2005.) Ultraäänikuvaus on tämän hetken kuvausmenetelmistä vaarattomin, sillä siinä henkilöön ei kohdistu säteilyä eikä magneettikenttää. Haittoja ei esiinny lainkaan käytettäessä diagnosointiin sopivia taajuuksia (3,5-10 MHz). (Benseler 2006, 47, 52.)

Mitattaessa jänteen pituutta, ultraäänianturi tulisi sijoittaa siten, että koko jänne ja sen kiinnityspisteet luuhun ja lihakseen näkyisivät samassa kuvassa. Teippauksella tai muilla kiinnitystavoilla varmistetaan anturin pysyminen samassa kohdassa. Saadusta kuvasta voidaan laskea jänteen pituus. (O'Brien ym. 2010b.) Tehtäessä isometrinen supistus, voidaan jänteen pituuden muutos lihaksen levon ja maksimaalisen supistuksen välillä havaita ultraäänikuvista seuraamalla jänteen kiinnittymiskohtien tai vaihtoehtoisesti kiinnittymiskohdan ja valitun seurantapisteen välistä matkaa (Reeves 2006). Mittauksissa tulee ottaa huomioon ihon ja sitä kautta koko anturin liikkuminen suhteessa alla oleviin rakenteisiin (Hansen ym. 2006).

#### **4.2.2 Magneettikuvaus**

Ultraääntä huomattavasti tarkempia kuvia elimistöstä saadaan magneettikuvauksella (Magnetic Resonance Imaging, MRI). Magneettikuvaus sopii esimerkiksi röntgenkuvausta huomattavasti paremmin pehmytkudosten kuten ruston ja nivelsiteiden havaitsemiseen. (Benseler 2006, 58.) Magneettikuvauksessa pehmytkudosten kontrasti ja resoluutio ovat ultraäänikuvausta paremmat. Lisäksi magneettikuvauksella voidaan kehosta saada suuria kokonaiskuvia, kun taas ultraäänikuvaus rajoittuu vain pieneen osaan kehoa kerrallaan. (Finni ym. 2003.) Magneettikuvaus on lääketieteellinen kuvantamismenetelmä, joka perustuu kudosten vety-ytimien magneettikentässä lähettämän radiotaajuuden signaalin mittaamiseen. Siinä kehoon kohdistetaan suuri magneettikenttä, minkä seurauksena vetyionit kääntyvät magneettikentän suuntaisesti ja niiden värähtelyä rekisteröidään. Magneettikuvauksella saadaan tietokoneelle kaksi- tai kolmiulotteisia kuvia, joista voidaan tarkastella kudoksia, sillä eri kudusrakenteiden ydintiheydet ja magneetti-



set ominaisuudet poikkeavat toisistaan. Magneettikuvaus soveltuu myös jänteen pituuden mittaamiseen elävästä kudoksesta. (Hiltunen ym. 2009, 541, 560.)

Jänteen pituus voitaneen erottaa kuvista lihasjänne- ja jänneluuliitoksien välisen välimatkan avulla. O'Brien ym. (2010a) käyttivät magneettikuvausta tarkastellessaan reiden ja polven alueen kudoksia levossa. Kyseisillä tutkijoilla oli vaikeuksia hahmottaa nelipäisen reisilihaksen eri osien ja patellajänteen liitokset kovin tarkasti, mutta onnistuivat määrittämään jänteen pituuden koko lihasjänneyksikön pituuden ja lihasmassan pituuden avulla. Finni ym. (2003) sekä Shin ym. (2008) käyttivät tutkimuksissaan MRI-laitteistoa liikkuvan nilkan lihasjänneyksiköiden mittauksissa. Shin ym. (2008) käyttivät mittauksissaan nopeuskoodattua MRI-laitteistoa, jolloin he pystyivät tarkemmin seuraamaan kudosten nopeuksia liikkeen aikana.

Ultraääneen verrattuna magneettikuvauksen haittapuoliksi muodostuu laitteistojen suuri koko ja korkeat hinnat sekä voimakkaan magneettikentän aiheuttamat turvallisuustekijät. Suurin osa magneettikuvauslaitteista toimii 0,3-3 teslan voimakkuudella. Maapallolla vallitsevan magneettikentän suurus on keskimäärin yksi kymmenestuhannesosa teslaa. Magneettikuvaustilanteessa tulee olla erittäin varovainen kaikkien ferromagneettisten aineiden suhteen ja huolehtia siitä, ettei kuvaushuoneeseen pääse esimerkiksi rautaa sisältäviä esineitä, joita laite vetäisi suurella voimalla puoleensa. (Benseler 2006, 60.)

## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää voidaanko lihastonuksen eli lihasten jänteiden mittaamiseen suunnitellutta laitetta, myotonometriä, käyttää hyödyksi jänteen passiivisen lepopituuden mittaamisessa sekä mitattaessa jänteen pituutta isometrisen supistuksen aikana. Myotonometrillä saatuja tuloksia verrattiin ultraäänellä saatuihin jänteiden pituuksien arvoihin. Myotonometrin anturilla painettiin patellajänteeseen tiettyyn syvyyteen asti ja seurattiin tätä vastustavan voiman muuttumista jänteen pituuden muuttuessa. Jänteen pituutta muutettiin polvikulmaa sekä isometrisen supistuksen voimakkuutta muuttamalla. Hypoteesina oli, että ultraäänellä mitattu jänteen pituus korreloisi myotonometrillä jänteestä rekisteröidyn voiman kanssa. Myotonometrilaitteen oletettiin soveltuvan jänteisiin kohdistuviin mittauksiin.

## 6 MENETELMÄT

### 6.1 Koehenkilöt

Tutkimuksen koehenkilöt olivat vapaaehtoisia Jyväskylän yliopiston liikunta- ja terveystieteiden tiedekunnan opiskelijoita, joita pyydettiin mukaan sähköpostikyselyn avulla. Koehenkilöiksi haettiin ainoastaan lyhyitä naispuolisia henkilöitä, sillä pitkien miesten patellajänteet eivät olisi näkyneet kokonaan ultraäänikuvissa. Tutkimuksissa mitattiin viidentoista nuoren, perusterveen naisen (keski-ikä 23,5 vuotta, keskihajonta 3,1 vuotta) vasemman jalan patellajänteet. Koehenkilöiden tiedot on koottu taulukkoon 1. Kaikki koehenkilöt antoivat kirjallisen suostumuksen mittauksiin.

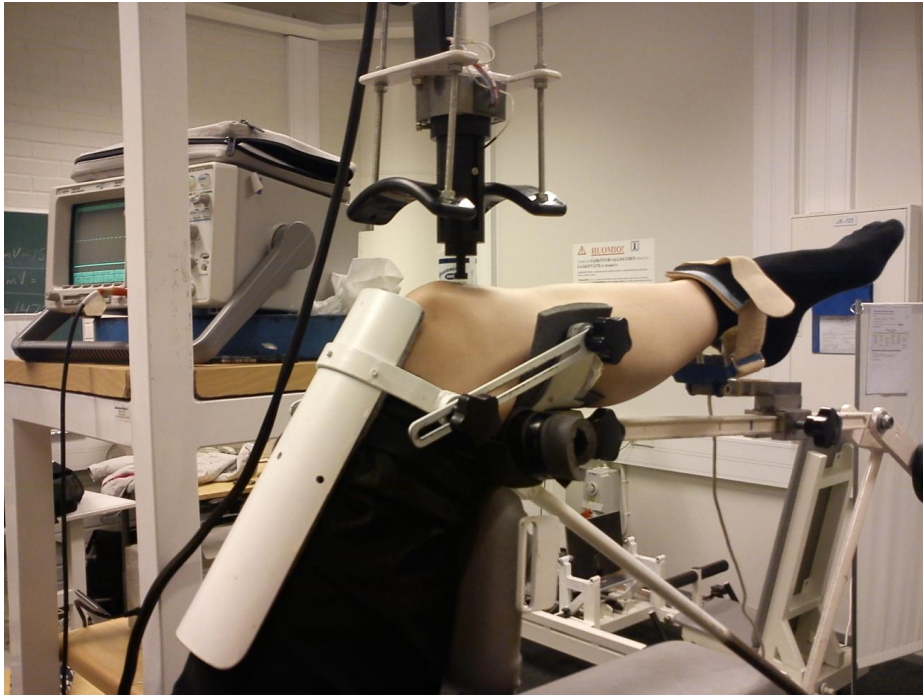
TAULUKKO 1. Koehenkilöiden perustiedot (MVC= Maximal voluntary contraction, maksimaalisesti tuotettu voima).

Nro	ikä	massa (kg)	pituus (cm)	sääri (cm)	vipuvarsi (m)	MVC (kg)	momentti (Nm)
1	22	64,7	165	41,0	0,350	49	168,2
2	21	53,7	159	35,0	0,320	40	125,6
3	27	61,2	168	37,0	0,340	57	190,1
4	21	56,6	173	41,0	0,380	47	175,2
5	22	72,0	178	43,0	0,385	43	162,4
6	23	65,2	173	42,0	0,390	65	248,7
7	22	60,0	164	38,0	0,345	58	196,3
8	21	58,1	166	38,5	0,330	55	178,1
9	30	51,5	158	36,0	0,340	55	183,4
10	21	59,4	164	41,0	0,380	18	67,1
11	30	61,3	162	38,5	0,335	55	180,7
12	24	51,2	160	37,0	0,330	42	136,0
13	22	60,4	169	41,0	0,370	43	156,1
14	25	71,3	164	41,0	0,375	38	139,8
15	22	63,5	165	41,0	0,360	31	109,5
<b>keskiarvo</b>	23,5	60,7	165,9	39,4	0,355	46,4	161,1
<b>keskihajonta</b>	3,1	6,2	5,6	2,4	0,023	12,0	42,3

## 6.2 Mittausprotokolla

Tutkimuksen alussa koehenkilölle selostettiin mittausten kulku, kerrottiin oikeudesta keskeyttää tutkimus missä tahansa vaiheessa sekä käytiin läpi tutkimukseen osallistumisen suostumuslomake. Tämä jälkeen koehenkilöstä kirjattiin ylös perustietoja kuten ikä, pituus sekä urheilutausta. Paino mitattiin vaa'alla ja säären pituus mitattiin mittanauhalla. Taustatietojen keruun jälkeen koehenkilö asettui makuuasentoon tutkimuspöydälle ja mittaukset aloitettiin rennon suoran jalan (polvikulma  $180^\circ$ ) patellajänteen ultraäänikuvauskuvaus, jota seurasi myotonometrimittaus. Seuraavaksi koehenkilön polvikulmaa muutettiin  $160$  asteeseen nostamalla ja tukemalla säärtä kohoasentoon vaahtomuovikappaleiden avulla. Polvikulmaa tarkkailtiin kulmamittarin avulla. Ultraäänikuvaus ja myotonometrimittaukset toistettiin tällä polvikulmalla. Polvikulmaa muutettiin edelleen  $140:n$  asteeseen ja ultraääni ja myotonometrimittaukset toistettiin. Kaikki edellä kuvatut mittaukset suoritettiin mahdollisimman rennolle jalalle.

Seuraavaksi koehenkilön mitattava vasen jalka nostettiin tutkimuspöydän yhteydessä olevaan jalkatukeen, ja tukea säätämällä polviniveleen asetettiin  $120$  asteen kulma. Jalka tuettiin telineeseen reidestä ja nilkka kiinnitettiin vyöllä, joka oli yhteydessä voimanturiin (kuva 9). Jalan vipuvarren pituus mitattiin mittanauhalla vyön keskikohdan ja polven lateraalisen kyhmyn välisenä mittana. Koehenkilöä pyydettiin jännittämään etureiden lihaksistoaan ja ojentamaan polviniveltään nilkkahihnaa vastaan. Koehenkilöt lämmittelivät isometristä maksimivoimatestiä varten vuoroin ojentamalla polviniveltään ja vuoroin rentouttamalla jalkansa. Lämmittelyn aikana koehenkilölle esiteltiin oskillokoopin toimintaa ja henkilö pystyi seuraamaan omia voimatasojaan sen näytöltä (kuva 9).



KUVA 9. Jalkatelineeseen 120 asteen polvikulmaan tuettu jalka valmiina myotonometrimittaukseen. Taustalla oskilloskooppi. Kuvaaja Johanna Toivonen.

Vajaan viiden minuutin lämmittelyn jälkeen koehenkilöä pyydettiin tuottamaan maksimaalinen isometrinen polvea ojentava voima ja tämä kirjattiin ylös oskilloskoopin millivoltilukeman kanssa. Nilkkahihna löysättiin ja koehenkilö sai levätä muutaman minuutin ennen seuraavaa yritystä. Maksimivoimamittaus toistettiin kolmesti tai tarvittaessa neljästi (sitä, ettei edellisten maksimivoimasuoritusten välillä ollut juurikaan eroa). Korkeinta maksimivoima-arvoa vastaavaa oskilloskoopin millivoltilukemaa käytettiin 2,5; 5; 10; 15; 20 ja 30 % voimatasojen laskemisessa.

Voimamittausten jälkeen koehenkilön patellajänteestä otettiin ultraäänikuvat jalkatukeen 120 asteen kulmaan tuetusta, täysin rennosta jalasta. Tämän jälkeen koehenkilöä pyydettiin tuottamaan 2,5 % maksimivoimasta ja ylläpitämään sitä ultraäänikuvauksen ajan. Voimatasoa muutettiin edelleen 5, 10, 15, 20 ja 30 prosenttiin maksimivoimasta ja koehenkilöä pyydettiin ylläpitämään vaadittua voimaa ultraäänikuvauksen ajan. Polvikulma pysyi koko ajan 120 asteessa. Eri voimatasojen välillä koehenkilö ehti rentouttaa jalkansa noin minuutin ajaksi ja myös nilkkahihnaa löysättiin välillä jalan verenkierron takaamiseksi. Tämän jälkeen myotonometri asetettiin toimintavalmiiksi ja edellä kuvattu järjestys toistettiin edelleen polvinivel 120 asteen kulmassa, mutta ultraäänikuvaus

vaihtui myotonometrilaitteella mittaamiseen. Mittaukset suoritettiin ensin rennon jalan jänteestä, sitten jänteestä 2,5; 5; 10; 15; 20 ja 30 % voimatasoilla. Mittausten välissä koehenkilö ehti jälleen rentouttaa jalkaansa ja nilkkahihnaa löysättiin. Taulukkoon 2 on kuvattuna koko mittausprotokolla.

TAULUKKO 2. Mittausprotokolla.

TILANNE	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
VOIMA	----- 0% -----				2,5 %	5 %	10 %	15 %	20 %	30 %
POLVIKULMA	180°	160°	140°		----- 120° -----					

### 6.3 Mittaukset

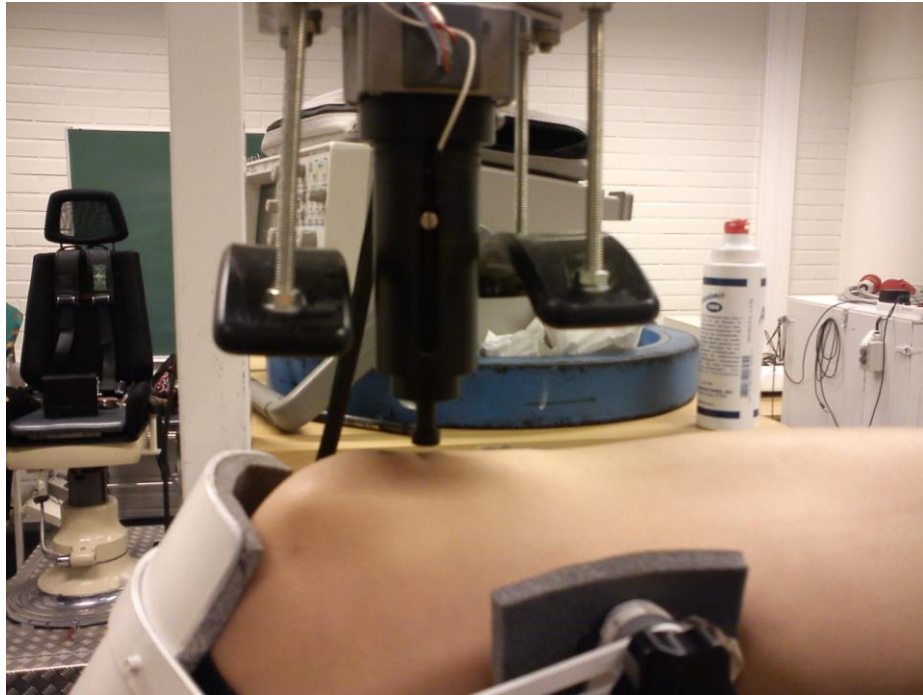
Mittauksissa koehenkilö asetettiin makuuasentoon Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen suunnittelema ja rakentamalle tutkimuspöydälle, johon kuului itse pöydän lisäksi säädettävä jalkateline sekä sen nilkkahihnan yhteyteen asennettu voimanturi (kuva 9). Polvikulmaa mitattiin kulmamitalla, jossa mittarin akseli asetettiin polven nivelraon kohdalle ja viivainten päät samaan linjaan nilkan ulkokehräksen (malleolus lateralis) sekä lonkan iso sarvennoisen (throcater major) kanssa. Maksimivoimamittausten aikana oskilloskoopin piirtämän kuvaajan arvoa seurattiin ja maksimaalinen millivoltilukema kirjattiin ylös. Tästä arvosta laskettiin voimatasojen (2,5; 5; 10; 15; 20 ja 30 %) mukaiset millivoltilukemat ja horisontaalinen kursori asetettiin tähän laskettuun arvoon. Mittausten aikana koehenkilön nosti voimatasonsa kursorin päälle ja ylläpiti tätä tilaa mittauksen keston ajan.

Ultraäänimittaukset tehtiin kahdeksan senttiä leveällä lineaarianturilla, ja anturin ja ihon välissä käytettiin ultraäänimittauksiin kehiteltyä geelityynyä. Geelityyny tasoitti epäta-saisen polven pinnan, jotta anturi saatiin koskettamaan ja kuvaamaan koko mitaltaan patellajännettä. Anturin ja geelityynyn välillä käytettiin vielä lisäksi ultraäänikuvaami- seen tarkoitettua geeliä paremman kuvan sekä anturin helpomman liikuteltavuuden ai- kaansaamiseksi. Jokaisesta kymmenestä eri mittaustilanteesta otettiin kaksi ultraääniku- vaa. Laitteistona käytettiin ALOKA2000 prosoundα10premier:iä (Aloka corporations, Japani). Ultraäänikuvausta seurattiin reaaliaikaisesti laitteiston näytöltä ja kun kuvassa

näkyi selvästi polvilumpio eli patella sekä sääriluun päässä näkyvä kyhmy, otettiin reaaliaikaisesta kuvasta pysäytyskuva. Jokaisesta nivelkulma- ja voimatasomittauksesta otettiin kaksi pysäytyskuvaa, joista molemmat analysoitiin.

*Myotonometri.* Jänteen joustavuutta mitattiin myotonometrillä (tietokoneohjattu lihas-tonusmittauslaite, Medirehabook Oy, Muurame, Suomi). Myotonometri on tietokoneistettu laite, joka on suunniteltu mittaamaan ja rekisteröimään lihas- ja sidekudoksen tonusta eli kimmoisuutta sekä levossa että lihassupistuksen aikana. Laite ilmaisee kudoksen paikan muutoksen voimayksikköä kohti, kun laitteen anturi painaa kudosta. Laitteen moottori painaa anturia kudokseen tasaisella nopeudella ja rekisteröi samalla reaaliaikaisesti vastustavaa voimaa ja kuljettua matkaa. Tehty työ lasketaan näiden muuttujien avulla. Laite voidaan ohjelmoida kulkemaan tietty matka, ja mittamaan sen aikana vastustava voima, tai vaihtoehtoisesti ohjelmoida anturi painamaan tiettyyn voimatasoon asti ja mittaamaan siihen asti kuljettua matkaa. Myotonometrillä on tehty mittauksia erityisesti taka- ja etureiden lihaksistolle. (Ylinen ym. 2009, Alamäki ym. 2007.) Tietävästi myotonometriä ei kuitenkaan aiemmin ole käytetty jänteen ominaisuuksien mittaamisessa.

Ennen mittausten aloittamista myotonometri kalibroitiin punnuksien sekä ajanottokellon avulla. Koehenkilön ollessa paikallaan myotonometrin anturi ( $1 \text{ cm}^2$ ) aseteltiin aina mahdollisimman keskelle patellajännettä, pitkittäissuunnassa polvilumpion ja sääriluun pään puoleen väliin ja poikittaissuunnassa keskelle litteää jännettä. Anturi asetettiin alkutilanteessa irti jänteestä, niin että anturin ja ihon väliin jäi 1-2 senttimetriä välimatkaa (kuva 10). Anturin ohjattiin liikkumaan tasaisella nopeudella  $1 \text{ mm/s}$  ja liike käynnistettiin tietokoneella. Mittaus alkoi, kun anturi kosketti ihoa ja voima ylitti  $0,3 \text{ N}$  kynnyksarvon. Anturi ohjelmoitiin painamaan jännettä  $3 \text{ mm}$  verran, minkä jälkeen anturi palasi takaisin lähtöasentoonsa mitaten samalla koko ajan liikettä vastustavaa voimaa. Turvallisuussyistä laitteeseen asetettiin maksimivoiman arvoksi  $40 \text{ N}$ . Jos anturi olisi saavuttanut kyseisen lukuarvon, olisi anturin liike vaihtanut suuntaansa ja mittaus keskeytynyt. Laitteen rekisteröinti nopeutena käytettiin  $200$  näytettä sekunnissa.

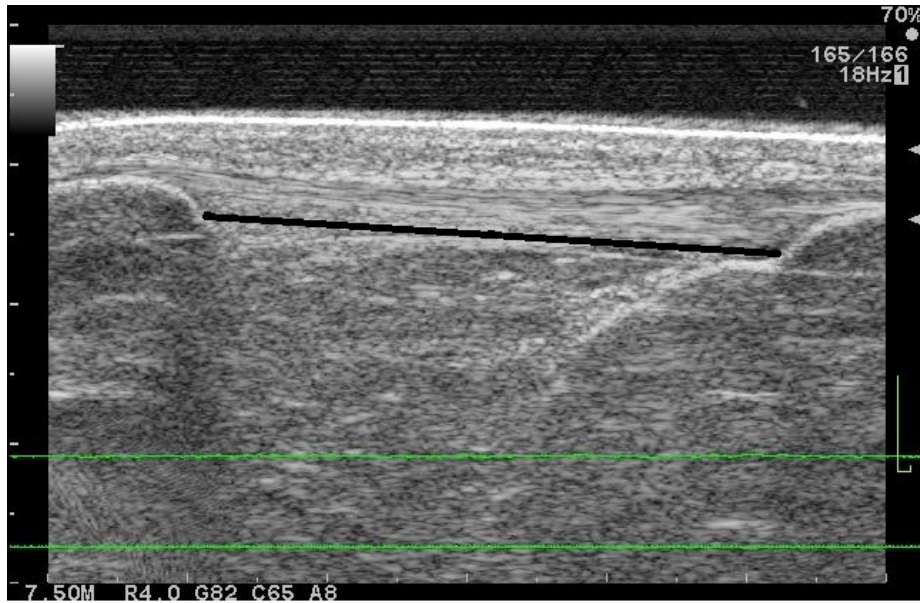


KUVA 10. Myotonometri aseteltuna valmiiksi mittausta varten. Kuvaaja Johanna Toivonen.

## 6.4 Analyysit

Ultraäänikuvat analysoitiin tietokoneella ImageJ-nimisellä ilmaisohjelmalla (<http://rsbweb.nih.gov/ij/>). Ultraäänikuvista jänteen pituus analysoitiin ImageJ:n mittatyökalun avulla. Lopullisissa tuloksissa käytetään samasta tilanteesta otetun kahden eri kuvasta mitatun pituuden keskiarvoa. Toistettavuutta analysoitaessa tarkasteltiin kahden eri kuvan mahdollista eroavuutta jänteen pituudessa. Jänteen lähtökohtana käytettiin kuvasta erottuvan polvilumpion reunan kaartuvaa kohtaa ja kiinnityskohtana sääriluun päässä näkyvää pykälää (kuva 11). Kuvien analysoinnin yhteydessä havaittiin, ettei kahden koehenkilön ultraäänikuvista voitu mitata jänteen pituutta, sillä jänteen molemmat päät eivät mahtuneet samaan kuvaan. Näin ollen koehenkilöiden numero 6 ja 13 tuloksia ei voitu käsitellä kuvien perusteella.





KUVA 11. Ultraäänikuva 2,5 % -voimatasolla otetusta patellajänteestä. Musta viiva kuvaa mittaustyökalulla saatua janteen pituutta. Vasemmassa päässä polvilumpio ja oikealla sääriluu.

*Tilastolliset analyysit.* Tulosten tilastolliset analyysit ja kuvaajat suoritettiin Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corporation, Yhdysvallat) ja SPSS 19.0 (Statistical Package for the Social Sciences) (SPSS Inc., Yhdysvallat) tietokoneohjelmilla. Ultraäänikuvien kahden eri kuvan välisen yhtenevyyden eli mittausten toistettavuuden arvioinnissa käytettiin ”Reliability from consecutive pairs of trials” -Excel-taulukkopohjaa (Hopkins 2000b). Tilastollisissa analyyseissä käytettiin keskiarvoanalyysiä sekä Pearsonin ja Spearmanin korrelaatioanalyysijä muuttujien välisen korrelaation selvittämiseksi. Merkitsevyyden raja oli  $p < 0,05$ .

## 7 TULOKSET

*Ultraäänikuvaus – toistettavuus.* Ultraäänikuvauksen toistettavuuden eli reliabiliteetin tarkastelussa käytettiin 13 onnistuneesti kuvatun koehenkilön kuvasarjoja. Muutos keskiarvosta (change in mean) oli kaikkien 13 koehenkilön keskiarvona  $0,128 \pm 0,365$  mm. Tyypillinen virhe (typical error) oli keskimäärin  $0,850 \pm 0,432$  mm ja intraclass-korrelaatiokertoimen keskimääräiseksi arvoksi saatiin  $0,80 \pm 0,18$ .

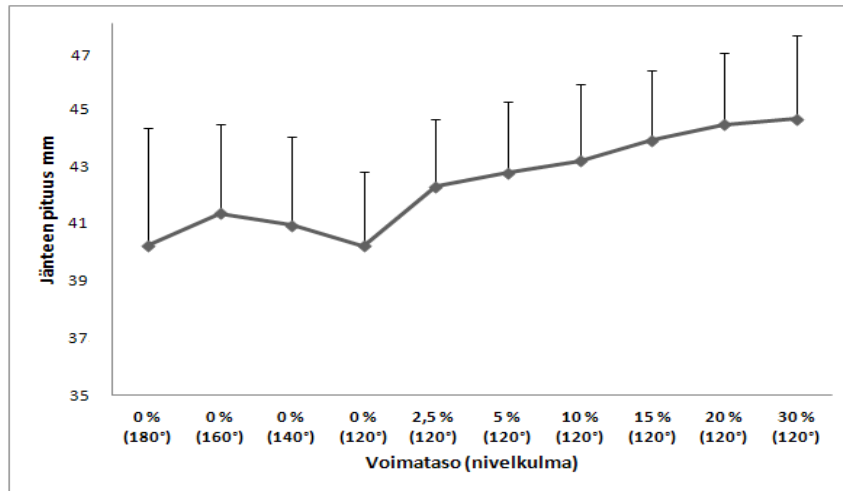
*Tilanteiden vertailu.* Taulukkoon 3 on kerätty tutkimuksessa saatujen kolmen keskeisen muuttujan, myotonometrin voiman, ultraäänellä mitatun jänteen pituuden sekä vääntömomentin arvoja. Näistä ultraäänikuvauksella saatuja jänneiden pituuksia analysoitaessa havaittiin, etteivät neljän passiivisen tilanteen jänneiden keskiarvopituudet eronneet merkitsevästi toisistaan. Lepopituudet 120 ja 140 asteen polvikulmissa erosivat merkitsevästi kaikkien aktiivisten tilanteiden pituuksien kanssa, 160 asteen pituus erosi merkitsevästi muista aktiivisista paitsi 2,5 % voimatason pituudesta ja 180 asteen lepopituus erosi merkitsevästi ainoastaan kolmen viimeisen mittaustilanteen eli 15, 20 ja 30 % voimatasojen aikaisista pituuksista.

TAULUKKO 3. Taulukkoon on kerätty myotonometrin rekisteröimän voiman, ultraäänellä mitatun jänteen pituuden sekä isometrisessä polven ojennuksessa tuotetun vääntömomentin arvot kaikissa kymmenessä eri mittaustilanteessa (KA = keskiarvo, KHA = keskihajonta).

		180°	160°	140°	120°	2,5 %	5 %	10 %	15 %	20 %	30 %
<b>Myotonometrin voima (N)</b>	<b>KA</b>	1,07	2,41	3,21	4,69	9,23	11,64	14,94	18,45	21,17	26,39
	<b>KHA</b>	0,21	0,45	0,56	0,81	1,66	2,27	3,21	2,94	3,99	4,82
<b>Jänteen pituus (mm)</b>	<b>KA</b>	40,3	41,4	40,9	40,2	42,3	42,8	43,2	43,9	44,5	44,7
	<b>KHA</b>	4,1	3,1	3,1	2,6	2,3	2,5	2,7	2,5	2,5	29,5
<b>Momentti M=mgx (Nm)</b>	<b>KA</b>	0	0	0	0	4,0	8,1	16,1	24,2	32,2	48,3
	<b>KHA</b>	0	0	0	0	1,1	2,1	4,2	6,3	8,5	12,7

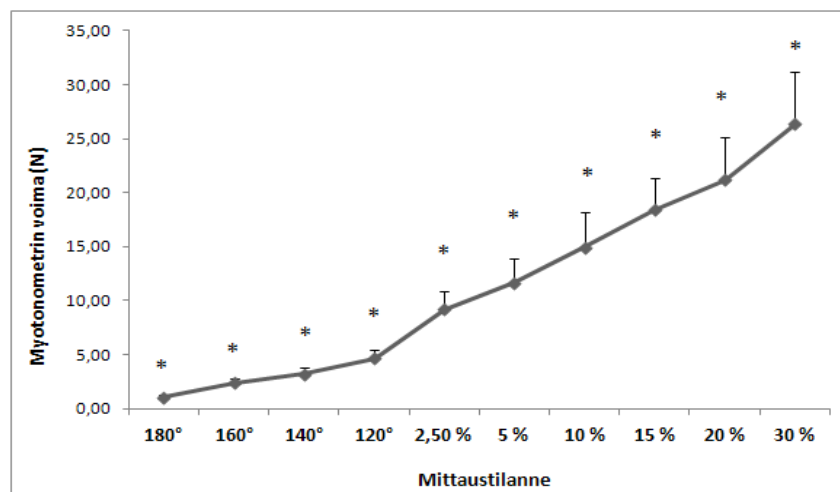
Aktiivisten tilanteiden aikaiset jänteen pituudet erosivat toisistaan melko hajanaisesti. 2,5 % voimatason jänteen pituus erosi merkitsevästi kolmesta viimeisestä mittaustilanteesta, muttei muista aktiivisista tilanteista. Jänneiden pituudet 5 % sekä 10 % voima-

tasoilla erosivat merkitsevästi ainoastaan kahden viimeisen mittaustilanteen arvojen kanssa. Aktiivisten tilanteiden jänteiden pituudet eivät siis eronneet merkitsevästi peräkkäisten mittaustilanteiden välillä (kuva 12).



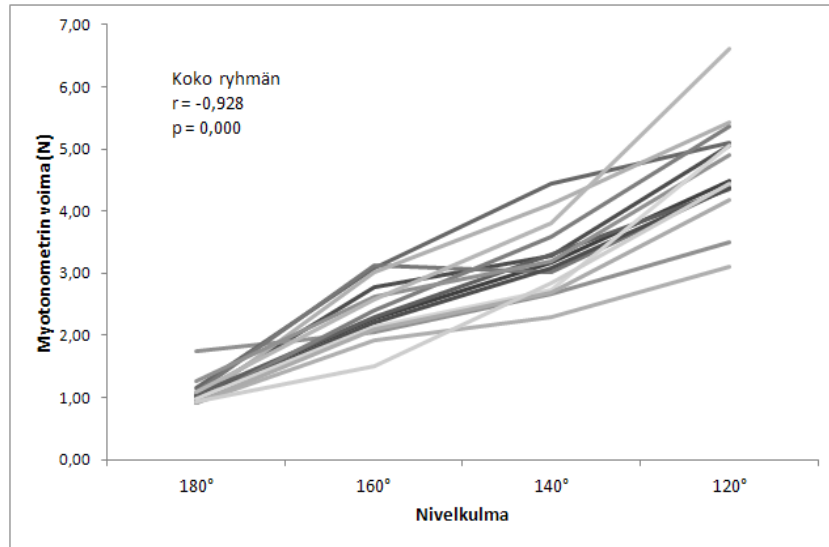
KUVA 12. Jänteiden pituudet ultraäänikuvauksen perusteella.

Myotonometrin voima-arvoja analysoitaessa havaittiin, että kaikissa kymmenessä eri tilanteessa mitatut jänteen vastustavat voimat erosivat tilastollisesti erittäin merkitsevästi vierekkäisistä arvoista (kuva 13).



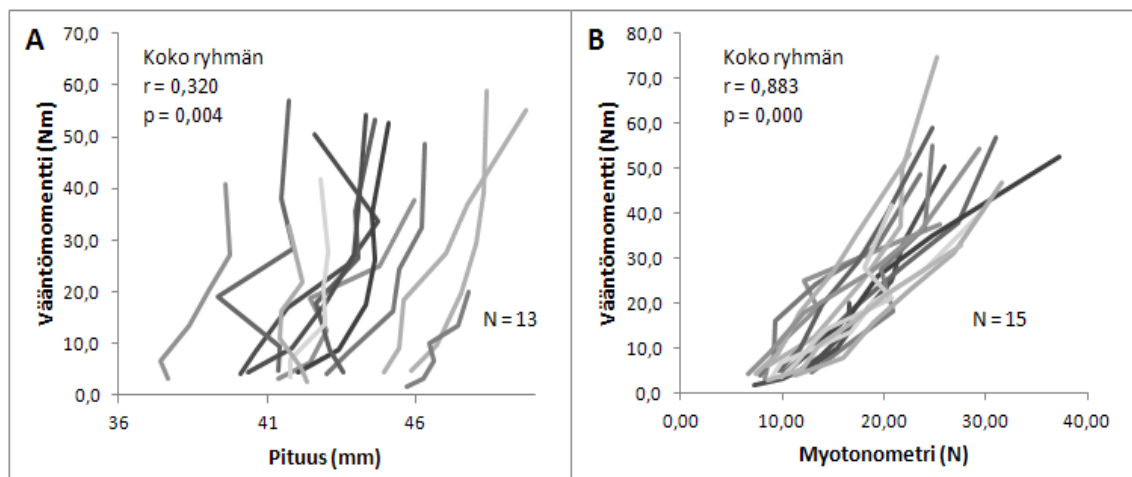
KUVA 13. Myotonometrin rekisteröimä voima eri mittaustilanteissa kaikkien koehenkilöiden keskiarvona ( $p \leq 0,001$ ).

Kuvassa 14 on tarkasteltu lähemmin myotonometrin rekisteröimän voiman ja nivelekulman välistä yhteyttä passiivisissa tilanteissa kaikkien koehenkilöiden osalta.

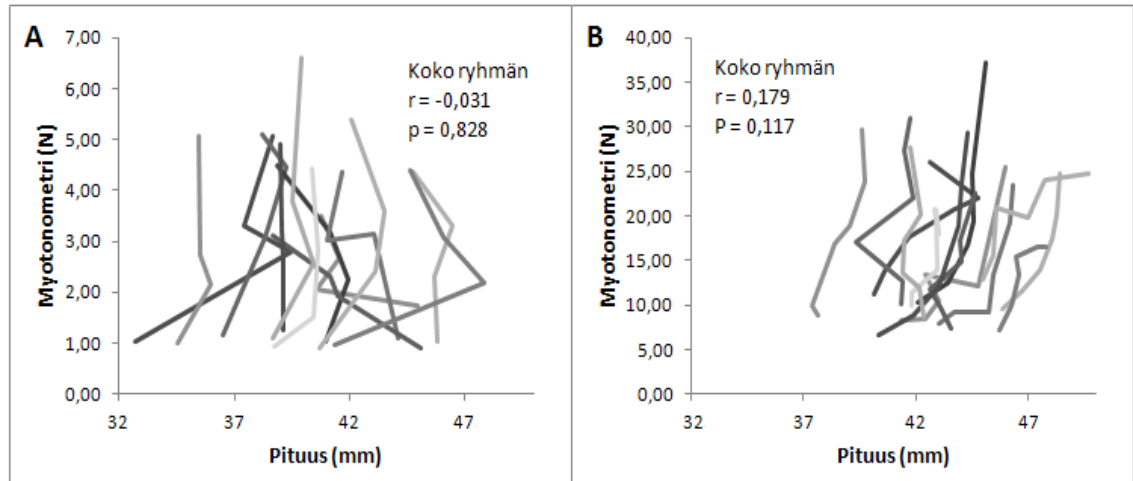


KUVA 14. Myotonometrinen rekisteröimä voima passiivisissa tilanteissa eri nivelkulmilla ( $r$  = Spearmanin korrelaatiokerroin,  $p$  = merkitsevyystaso).

Vääntömomentin ja ultraäänellä mitatun janteen pituuden sekä vääntömomentin ja myotonometrinen rekisteröimän voiman väliset yhteydet jokaisen koehenkilön osalta sekä koko ryhmän korrelaatiot on esitetty kuvassa 15. Myotonometrinen rekisteröimän voiman ja ultraäänellä mitatun janteen pituuden väliset yhteydet jokaisen koehenkilön kohdalla sekä koko ryhmän korrelaatiot sekä passiivisessa että aktiivisessa tilanteessa on esitetty kuvassa 16.



KUVA 15. A: Vääntömomentin ja ultraäänellä mitatun janteen pituuden välinen yhteys aktiivisissa tilanteissa. B: Vääntömomentin ja myotonometrillä rekisteröidyn voiman välinen yhteys aktiivisissa tilanteissa ( $r$  = Pearsonin korrelaatiokerroin ja  $p$  = merkitsevyystaso).



KUVA 16. A: Passiivisen tilanteen myotonometrin rekisteröimän voiman ja ultraäänellä mitatun pituuden välinen yhteys. B: Aktiivisen tilanteen myotonometrin rekisteröimän voiman ja ultraäänellä mitatun pituuden välinen yhteys ( $r$  = Pearsonin korrelaatiokerroin ja  $p$  = merkitsevyytaso).

## 8 POHDINTA

Tutkimuksen päähavainto on, etteivät ultraäänellä mitattu jänteen pituus ja myotonometrin rekisteröimä voima korreloineet merkitsevästi passiivisessa tilanteessa eli nelipäisen reisilihaksen ollessa rentona, eivätkä aktiivisessa tilanteessa eli 2,5; 5; 10; 15; 20 ja 30 % voimatasoilla (maksimaalisesta vääntömomentista) mitatuissa reidenojennustilanteissa. Tämän tutkimuksen mukaan myotonometri ei siis näyttäisi olevan sovelias laite jänteen pituuden mittaamisessa. Tutkimuksessa havaittiin myös, että reidenojennustilanteiden vääntömomentit korreloivat merkitsevästi sekä ultraäänellä mitatun jänteen pituuden, että myotonometrin rekisteröimän voiman kanssa. Lisäksi havaittiin, että myotonometrin rekisteröimät voimat erosivat jokaisessa kymmenessä tilanteessa merkitsevästi toisistaan ja passiivisissa tilanteissa myotonometrin arvot korreloivat merkitsevästi polven nivelkulman kanssa. Ultraäänellä mitatun pituuden arvot eri mittaustilanteissa sen sijaan eivät eronneet yhtä yksiselitteisesti toisistaan. Tutkimuksessa tarkasteltiin lisäksi ultraäänikuvasarjojen reliabiliteettia eli toistettavuutta.

Myotonometriä on pääasiallisesti käytetty lihastonuksen mittaamiseen (Ylinen ym. 2009, Alamäki ym. 2007), eikä tiedossa ole, että sitä olisi sovellettu jänteeseen kohdistuvien muuttujien mittaamiseen ennen tätä tutkimusta. Vertailupohjaa aiempiin tutkimuksiin ei siten ole olemassa. Sen sijaan jänteen pituuden ja vääntömomentin korrelointia on tutkittu aiemminkin. Matsubayashi ym. (2008) havaitsivat tutkimuksessaan lonkankoukistuksen isometrisen vääntömomentin ja ultraäänellä kuvatun ison lannelihaksen jänteen pituuden muutoksen korreloivan merkitsevästi keskenään. Maksimaalisen lonkankoukistuksen aikainen regressiokerroin  $R^2$  oli keskimäärin eri nivelkulmilla 0,83, mikä vastaa vahvaa korrelaatiota. Samankaltaisessa tutkimuksessa myös Kubo ym. (2006) havaitsivat, että jänteen maksimaalinen pituus sekä maksimaalinen venymä (%) korreloivat merkitsevästi kahden eri kulman välisen vääntömomentin suhteen kanssa ( $r = 0,483$  ja  $0,421$ ,  $p < 0,01$ ). Tässä tutkimuksessa saatu merkitsevä korrelaatiokerroin ( $r = 0,320$ ) jänteen pituuden ja vääntömomentin välille vastaa siten aiemmissä tutkimuksissa saatuja tuloksia.

Tutkimuksessa havaittiin momentin ja ultraäänen korrelaatiota vieläkin merkitsevämpi yhteys vääntömomentin ja myotonometrin rekisteröimän voiman välille ( $r = 0,883$ ). Isometrisessä supistuksessa lihasjänneyksikön pituus pysyy muuttumattomana, mutta jotta voimaa voitaisiin tuottaa, tulee lihassolujen kuitenkin supistua. Jotta koko yksikön pituus pysyisi muuttumattomana, tulee siten jänteen venyä sitä enemmän, mitä suurempi voima halutaan tuottaa. (Fukunaga ym. 2002.) Tässä tutkimuksessa havaittiin, että mitä suurempi oli vääntömomentti, sitä suurempi oli myös myotonometrin jänteestä rekisteröimä voima. Myotonometrin rekisteröimä voima kuvastaisi siten jänteen kiristymisen eli venyvyyden astetta. Tämä antaa viitteitä siitä, että myotonometriä voitaisiin tulevaisuuden tutkimuksissa soveltaa myös jänteen pituuden mittaamisessa.

Myotonometrin soveltuvuudesta jänteen pituuden mittauksiin kertonee myös se, että polven nivelkulmat korreloivat erittäin merkitsevästi myotonometrin rekisteröimän voiman kanssa passiivisissa tilanteissa (Spearmanin korrelaatiokerroin  $-0,928$ ,  $p < 0,001$ ). Aiemmissä tutkimuksissa on havaittu gastrocnemius-lihaksen jänteen pituuden muuttuvan passiivisissa tilanteissa nivelkulmamuuutosten seurauksena (Muraoka ym. 2002 ja Iwanuma ym. 2011). Pienennettäessä polvikulmaa 180 asteesta 160, 140 ja edelleen 120 asteeseen voitaisiin olettaa patellajänteen venyvän sitä enemmän mitä pienemmille kulmille mennään. Ultraäänellä havainnoidut jänneiden pituudet eri nivelkulmilla eivät kuitenkaan eronneet merkitsevästi toisistaan, mutta jänteen kiristymisestä kertoo kuitenkin myotonometrin rekisteröimän voiman kasvu. Mahdolliset virheet ultraäänikuvauksessa tai kuvien analysoinnissa saattavat selittää tätä (jänteen pituus luiden välisenä mittana ei välttämättä ole paras menetelmä), mutta myotonometrin voiman kasvu nivelkulmamuuutosten seurauksena saattaa johtua myös jänteen poikittaissuuntaisesta muodonmuutoksesta. Tässä tutkimuksessa tarkasteltiin ainoastaan jänteen pitkittäissuuntaista muutosta, eikä jänteen mahdollista muodonmuutosta poikittaissuunnassa havainnoitu mitenkään. Tällainen jänteen poikittainen muodonmuutos saattaakin aiheuttaa virhettä jänteen pituudenmuutoksen arvoissa (Maganaris 2002, Reeves ym. 2003). Jänne siis näyttäisi kiristyvän nivelkulmamuuutoksen seurauksena (myotonometrin voima kasvaa), mutta kiristys näyttäisi tapahtuvan muussa kuin pitkittäisessä suunnassa (ultraäänellä mitattu pituus ei muutu). Voi siis olla, että jänteen poikittainen jäykkyys muuttuu ilman havaittavaa muutosta jänteen pituudessa. Mahdollisia jänteen poikittai-

sen muodonmuutoksen vaikutuksia voitaisiin tarkastella kuvaamalla jännettä 3D-ultraäänitekniikalla (Maganaris 2002).

Tutkimuksessa tarkasteltiin myös ultraäänikuvien toistettavuutta. Jokaiselta koehenkilöltä otetut kaksi kuvaa mittaustilannetta kohden analysoitiin Hopkins:sin (2000b) Excel-taulukkopohjalla. Tarkastelussa havaittiin, että muutos keskiarvosta (change in mean) oli kaikkien kolmentoista onnistuneesti mitatun koehenkilön keskiarvona  $0,128 \pm 0,365$  mm. Arvo tarkoittaa siis ensimmäisten ja toisten kuvaottojen janteen pituuden summien välistä erotusta. Tuloksista voidaan havaita, että kuvasarjojen keskiarvot poikkesivat vain vähän toisistaan. Toisena muuttujana tarkasteltiin tyypillistä virhettä (typical error), joka kuvastaa koehenkilön kuvien välistä keskihajontaa. Kaikkien koehenkilöiden keskiarvona tyypillinen virhe oli  $0,850 \pm 0,432$  mm. Mitä pienempi luku on, sitä vähemmän vaihtelua kuvien välillä on ollut, eli sitä luotettavampi mittausta on ollut. Kolmantena muuttujana tarkasteltiin intraclass-korrelaatiokerrointa, jonka keskimääräiseksi arvoksi saatiin  $0,80 \pm 0,18$ . Korrelaatiokerroin kuvastaa miten hyvin eri kuvasarjat vastaavat toisiaan. Jos kerroin saisi arvon 1, vastaisivat ensimmäisen ja toisen kuvasarjan arvot identtisesti toisiaan. Eri tutkimuksissa korrelaatiokerroimen hyväksyttävyyssrja on vaihdellut 0,75–0,90 välillä. Korrelaatiokerroin on kuitenkin hieman hankala mittari sillä se on herkkä koehenkilöstön heterogeenisyydelle. (Hopkins 2000a.)

Tämän tutkimuksen oletuksena oli, että myotonometrilaitetta voitaisiin käyttää janteen pituuden mittaamisessa. Hypoteesina oli, että ultraäänellä mitattu janteen pituus korreloisi myotonometrin janteesta rekisteröimän voiman kanssa. Näin ei kuitenkaan käynyt ja mahdollisia syitä tähän voi löytyä useita. Ensinnäkin koehenkilöiden määrä oli suhteellisen vähäinen, joten suuria johtopäätöksiä tuloksista ei voida sanoa. Koehenkilöryhmän pitäisi mahdollisuuksien mukaan olla vieläkin heterogeenisempi, sillä nyt henkilöiden urheilutausta vaihteli suuresti. Kaikki tutkimukseen osallistujat olivat polvivai-vattomia liikuntaa harrastavia henkilöitä, mutta heidän liikunta-aktiivisuutensa vaihteli runsaasti. Vaihtelu asettui 3 ja 20 viikkotunnin välille. Henkilöiden liikunta-aktiivisuuden laatua ei myöskään eritelty mitenkään, vaan koehenkilöiden liikuntahistoria ja patellajanteeseen kohdistunut kuormitus saattoivat vaihdella suurestikin henkilöiden välillä, mikä saattoi vaikuttaa janteiden ominaisuuksiin ja sitä kautta vaihteluun pienen koehenkilöjoukon tuloksissa.



Ultraäänikuvauksessa virhettä mittauksiin saattoi aiheuttaa vaadittu kuvan ottamisen nopeus, sillä varsinkin loppupään mittaustilanteissa kuva pyrittiin ottamaan mahdollisimman nopeasti, jottei koehenkilölle aiheutuisi väsymystä isometrisessä supistuksessa. Kuvan 11 mukaisesti jänteen pituus mitattiin patellan reunan ja sääriluun kyhmyn välisenä matkana, miten on tehty aikaisemmissakin tutkimuksissa (O'Brien ym. 2010b). Virheitä saattoi kuitenkin aiheuttaa koehenkilöiden polvinivelten rakenteelliset eroavaisuudet, mikä aiheutti haastetta kuvien ottamistilanteessa sekä analysoinnissa ImageJ-ohjelmalla. Aiemmin todettiin magneettikuvauksen olevan hieman ultraäänikuvausta tarkempi, sillä MRI:ssä muun muassa pehmytkudosten kontrasti ja resoluutio ovat ultraäänikuvausta paremmat (Finni ym. 2003). Magneettikuvauksella voitaisiinkin saada ultraäänikuvausta tarkempi tieto jänteen pituudesta, johon myotonometrin rekisteröimää voimaa voitaisiin sitten verrata. Aiheen mahdollisissa tulevaisuuden jatkotutkimuksissa tarkempi magneettikuvaus voisikin olla vartenotettava lisä.

Mitattaessa patellajänteen pituutta ultraäänellä jalan ollessa suorana, saattaa jänne niin sanotusti roikkua notkolla mittaustilanteessa. Tällainen jänteen löysyys ja sen mukainen ei-suoraviivainen muoto saattoivat aiheuttaa virhettä passiivisten tilanteiden jänneiden pituuksiin ultraäänikuvauksissa. (Maganaris 2002.) On myös mahdollista ettei patellan reuna ole riittävän tarkka mittauspiste jänteen pituudelle. Jännitettäessä reiden lihaksisto patellajänne kiristyy ja saattaa kiertää patellaa eri asentoon jänteen sisällä. Näin ollessa mittauskohta patellan reunassa ei tässä tutkimuksessa mahdollisesti ole koko ajan pysynyt samana, vaan jänteen pituus on saatettu mitata eri kohdasta luun reunaan sen kiertymisen johdosta. Tällöin jänteen pituudeksi on saatu vääristyneitä tuloksia eikä eri mittaustilanteiden arvoja voisi vertailla toisiinsa.

Muita virhelähteitä tutkimuksessa saattoi olla muun muassa mitattavan jalan kohoasento, mikä on saattanut aiheuttaa jalan venekierron heikkenemistä ja sitä kautta muutoksia varsinkin loppupään mittausten tuloksissa, vaikka tätä pyrittiin välttämään vapauttamalla jalka telineestä mittaustilanteiden välillä. Koehenkilöiden motivaation puute tai apulihasten huomaamaton käyttö maksimaalisen isometrisen reidenojennuksen yhteydessä on taas saattanut vaikuttaa vääristävästi mittaustilanteiden vääntömomenttien arvoon. Mahdollinen psyykinen jännitys ensimmäisissä passiivissa myotonometrimittauksissa saattoi aiheuttaa jännitystä lihasjänneyksikköön ja sitä kautta vaikuttaa passiivi-

sen tilanteen tuloksiin. Mahdollisia virheitä tuloksiin saattoi aiheuttaa myös käytetyt laitteistot kalibroinnista huolimatta.

Tutkimuksen perusteella näyttäisi siltä, ettei myotonometri sovellu jänteen pituuden mittaamiseen lepotilanteessa eikä aktiivisen isometrisen lihassupistuksen aikana kun verrokkina käytettiin ultraäänikuvauksella määritettyä jänteen pituutta. Myotonometrin rekisteröimien voimien ja vääntömomentin sekä myotonometrin voimien ja polven nivelkulmien väliset vahvat korrelaatiot antavat kuitenkin viitteitä myotonometrilaitteen mahdollisuuksista jänteen tutkimisessa. Voi olla, että jänteen jäykkyyttä kuvaavat voimat eri nivelkulmilla muuttuvat ilman havaittavaa muutosta jänteen pituudessa, jolloin muutos jänteen rakenteessa tapahtuukin pitkittäissuunnan sijaan poikittaissuunnassa. Myotonometrin käyttöä jänteen pituuden mittaamisessa tulisikin tutkia tulevaisuudessa lisää heterogeenisemmilla ja suuremmilla koehenkilöryhmillä, sekä verrata myotonometrin voimaa esimerkiksi magneettikuvauksella tai 3D-ultraäänitekniikalla selvitettyyn jänteen pituuteen.

## LÄHTEET

- Alamäki A., Häkkinen, A., Mälkiä, E. & Ylinen, J. 2007. Muscle tone in different joint positions and at submaximal isometric torque levels. *Physiological Measurement* 28, 793-802.
- Alexander, R. 2002. Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology* 133, 1001–1011.
- Benjamin, M., Toumi, H., Ralphs, J. R., Bydder, G., Best, T. M. & Milz, S. 2006. Where tendons and ligaments meet the bone: attachment sites (‘entheses’) in relation to exercise and/or mechanical load. *Journal of Anatomy* 206, 471-490.
- Benjamin, M., Kaiser, E. & Milz, S. 2008. Structure-function relationship in tendons: a review. *Journal of Anatomy* 212, 211-228.
- Benseler, J. S. 2006. *The radiology handbook: a pocket guide to medical imaging*. Ohio university press, Athens, Ohio, 47-60.
- Boushel, R., Langberg, H., Green, S., Skovgaard, D., Bülow, J. & Kjaer, M. 2000. Blood flow and oxygenation in peritendinous tissue and calf muscle during dynamic exercise in humans. *Journal of Physiology* 524.1, 305—313
- Butler, D., Grood, E. & Noyes, F. 1978. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 6, 125-181.
- Cimmino, M. A. & Grassi, W. 2008. What is new in ultrasound and magnetic resonance imaging for musculoskeletal disorders?. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 22, 1141-1148.
- Clark, M., Clerk, L., Newman, J. & Rattigan, S. 2000. Interaction between metabolism and flow in tendon and muscle. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 10, 338-345.
- Finni, T., Hodgson, J., Lai, A., Edgerton, V. & Sinha S. 2003. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95, 829–837.
- Fukashiro, S., Hay, D. & Nagano, A. 2006. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of Applied Biomechanics* 22, 131-147.

- Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K. & Kanehisa, H. 2002. Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise & Sport Sciences Reviews* 30, 106-110.
- Hansen, P., Bjosén-Møller, J., Aagaard, P., Kjaer, M. & Magnusson, S. 2006. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clinical Biomechanics* 21, 54-58.
- Hiltunen, E., Holmberg, P., Jyväsjärvi, E., Kaikkonen, M., Lindblom-Yläne, S., Nienstedt, W. & Wähälä, K. (toim.) 2009. Galenos, johdanto lääketieteen opintoihin. WSOYpro Oy. Helsinki, 540-566.
- Hopkins, W. 2000a. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine* 30, 1-15.
- Hopkins, W. 2000b. A new view of statistics. Excel-aineisto saatavilla osoitteesta: <http://sportsci.org/resource/stats>
- Iwanuma, S., Akagi, R., Hashizume, S., Kanehisa, S., Yanai, T. & Kawakami, Y. 2011. Triceps surae muscle-tendon unit length changes as a function of ankle joint angles and contraction levels: The effect of foot arch deformation. *Journal of Biomechanics* 44, 2579-2583.
- Jami, L. 1992. Golgin tendon organs in mammalian skeletal muscle: Functional properties and central actions. *Physiological Reviews* 72, 623-666.
- Jozsa, L., Balint, J., Kannus, P., Järvinen, M. & Lehto, M. 1993. Mechanoreceptors in human myotendinous junction. *Muscle & Nerve* 16, 453-457.
- Kane, D., Grassi, W., Sturrock R. & Balint, P. V. 2004. A brief history of musculoskeletal ultrasound: 'From bats and ships to babies and hips'. *Rheumatology* 43, 931-933.
- Kalliokoski, K., Langberg, H., Ryberg, A., Scheede-Bergdahl, C., Doessing, S., Kjaer, A., Boushel, R. & Kjaer, M. 2005. *Journal of Applied Physiology* 99, 1189-1192.
- Kastelic, J., Galenski, A. & Baer, E. 1978. The multicomposite structure of tendon. *Connective Tissue Research* 6, 11-23.
- Kastelic, J., Palley, I. & Baer, E. 1980. A structural mechanical model for tendon crimping. *Journal of Biomechanics* 13, 887-893.
- Kjær, M., Langberg, H., Heinemeier, K., Bayer, M., Hansen, M., Holm, L., Doessing, S., Kongsgaard, M., Krogsgaard, M. & Magnusson, S. 2009. From mechanical

- loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. .  
*Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 19, 500-510.
- Kubo, K., Ohgo, K., Takeishi, R., Yoshinaga, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2006. *Research Quarterly for Exercise and Sports* 77, 408-416.
- Maganaris, C. 2002. Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *Journal of Biomechanics* 35, 1019-1027.
- Magnusson, S. P., Hansen, P. & Kjær, M. 2003. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13, 211-223.
- Matsubayashi, T., Kubo, J., Matsuo, A., Kobayashi, K. & Ishii, N. 2008. Ultrasonographic measurement of tendon displacement caused by active force generation in the psoas major muscle. *The Journal of Physiological Science* 58, 323-332.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Takeshita, D., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2002. Length Change of Human Gastrocnemius Aponeurosis and Tendon during Passive Joint Motion. *Cells Tissues Organs* 171, 260-268.
- O'Brien, M. 1997. Structure and metabolism of tendons. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 7, 55-61.
- O'Brien, M. 1992. Functional anatomy and physiology of tendons. *Clinics in Sports Medicine* 11, 505-520.
- O'Brien, T., Reeves, N., Baltzopoulos, V., Jones, A. & Maganaris, C. 2010a. Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. *Journal of Anatomy* 216, 631-642.
- O'Brien, T., Reeves, N., Baltzopoulos, V., Jones, A. & Maganaris, C. 2010b. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *Journal of Biomechanics* 43, 1190-1195.
- Reeves, N. 2006. Adaptation of the tendon to mechanical usage. *Journal of Musculoskeletal and neuronal interactions* 6, 174-180.
- Reeves, N., Maganaris, C. & Narici, M. 2003. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *Journal of Physiology* 548, 971-981.
- Shin, D., Finni, T., Ahn, S., Hodgson, J., Lee, H., Edgerton, V. & Sinha, S. 2008. In vivo estimation and repeatability of force-length relationship and stiffness of the

human Achilles tendon using phase contrast MRI. *Journal on Magnetic Resonance Imaging* 28, 1039–1045.

Stalinski, C. 1995. Disposition of collagen fibrils in human tendon. *Journal of Anatomy* 186, 577–583.

Ylinen J., Kankainen, T., Kautiainen, H., Rezasoltani, A., Kuukkanen, T. & Häkkinen, A. 2009. Effect of stretching on hamstring muscle compliance. *Journal of Rehabilitation Medicine* 41, 80-84.