

AKILLESJÄNTEEN HYSTEREESI LÄMPÖKAMERALLA MITATTUNA

Johanna Toivonen

Pro Gradu-tutkielma

Biomekaniikka

Kevät 2013

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylä yliopisto

Työn ohjaajat: Janne Avela ja

Jussi Peltonen

TIIVISTELMÄ

Toivonen, Johanna 2013. Akillesjänteen hystereesi lämpökameralla mitattuna. Biomekaniikan Pro Gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto, 47 s.

Jännekudokset ovat suuressa merkityksessä liikkumisessa sillä ne välittävät lihassupistuksen aiheuttaman voiman luihin sekä lisäksi toimivat liikkumisen tehokkuuden parantajina säilömällä ja vapauttamalla elastista energiaa. Jänteen käyttäytyminen ja mekaaniset ominaisuudet vaikuttavat koko lihas-jänneyksikön toimintaan. Venytyksen aiheuttaman elastisen energian säilömis- ja varastoimiskyky on yksin jänteen tärkeimmistä ominaisuuksista, sillä se parantaa liikkumisen taloudellisuutta. Hukkaenergian eli hystereesin määrä on tämän ominaisuuden tärkeä mittari. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli validoida jänteiden hystereesin määrittämisessä käytettyä ultraäänimenetelmää, ja tarkastella vastaisiko hystereesin avulla laskettu jänteen teoreettinen lämpeneminen lämpökameralla mitattua todellista lämpenemistä.

Tutkimukseen osallistui 11 nuorta miestä ($25,5 \pm 3,8$ vuotta), jotka osallistuivat kahteen eri mittauskertaan. Ensimmäisellä mittauskerralla oikean jalan akillesjänteen lämpenemistä seurattiin nilkkadynamometrissä tuotettujen isometrinen nilkkojen nussuoritusten (15 toistoa, 80 % MVC) aikana lämpökameran avulla. Lämpötilan muutosta seurattiin ennen isometrinen supistusten alkua, niiden aikana ja jälkeen yhteensä viiden minuutin ajan. Lämpökameravideot analysoitiin pinta-alatyökälun avulla, jolla rajattiin 60 % vapaasta jänteestä. Toisella mittauskerralla määritettiin koehenkilöiden akillesjänteen voima-muodonmuutuskäyttäytyminen samoin tuotettujen isometrinen nilkkojen nussuoritusten aikana. Menetelmässä yhdistettiin ultraäänimittaukset lihaskäntäliitoksen paikan seuraamiseen, 2D-liikeanalyysi ultraäänianturin liikkeen seuraamiseen, kantapäähän liikkeen huomioiminen sekä voimadata.

Tutkimuksessa havaittiin lämpökameralla mitatun todellisen lämpötilan muutoksen ennen ja jälkeen isometrinen suoritus olevan $0,311 \pm 0,2$ astetta. Tutkimuksessa akillesjänteen hystereesi oli keskimäärin $8,9 \pm 8,9$ % ja sen perusteella laskettu teoreettinen jänteen lämpeneminen olisi ollut $0,314 \pm 0,3$ astetta. Todellinen ja teoreettinen lämpötilan muutos vastasivat toisiaan, sillä niiden välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Tutkimuksessa havaittiin myös hystereesin ja todellisen lämpötilan muutoksen välillä selvä yhteys ($r = 0,711$, $p = 0,032$).

Tutkimuksen perusteella näyttäisi siltä, että lämpökamera soveltuisi jänteen hystereesin määrittämiseen, sillä teoreettisen ja todellisen lämpötilan muutoksen välillä ei havaittu eroa ja hystereesi korreloi vahvasti todellisen lämpötilan muutoksen kanssa. Korrelaatio havaittiin aineiston suhteellisen suuresta hajonnasta huolimatta, mikä kertoneen yksilöiden välillä olevan runsaasti fysiologista vaihtelua jänteiden ominaisuuksissa.

Avainsanat: akillesjänne, lämpökamera, hystereesi, ultraääni

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

SISÄLTÖ	3
1 JOHDANTO	4
2 JÄNTEEN RAKENNE	6
2.1 Mikrotaso	6
2.2 Makrotaso	9
3 JÄNTEEN KÄYTTÄYTYMINEN JA OMINAISUUDET	13
3.1 Voima-muodonmuutos (force-deformation) käyttäytyminen	13
3.2 Kuormitus-venymä (stress-strain) käyttäytyminen	16
3.3 Ajasta riippuva käyttäytyminen	18
4 ELASTINEN ENERGIA	20
4.1 Venymis-lyhenemissykli	20
4.2 Hystereesi	23
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	25
6 MENETELMÄT	26
6.1 Koehenkilöt	26
6.2 Mittausprotokolla	26
6.2.1 Lämpökameramittaukset	27
6.2.2 Ultraäänimittaukset	28
6.3 Aineiston käsittely	30
6.4 Tilastollinen analyysi	33
7 TULOKSET	34
8 POHDINTA	37
9 LÄHTEET	43

1 JOHDANTO

Jännekudokset ovat suuressa merkityksessä liikkumisessa sillä ne välittävät lihassupistuksen aiheuttaman voiman luihin sekä lisäksi toimivat liikkumisen tehokkuuden parantajina säilömällä ja vapauttamalla elastista energiaa. Jänteen viskoelastiset ominaisuudet mahdollistavat lihaksen ja jänteen dynaamisen yhteistoiminnan, ja ominaisuudet vaikuttavat voiman välittämiseen, elastisen energian varastoitumiseen ja palauttamiseen sekä nivelen asennon ja liikkeiden tarkkuuteen kontrollointiin. (Wilson & Goodship 1994.) Jänne on metabolisesti aktiivista kudosta ja se pystyy adaptoitumaan mm. harjoittelun vaikutuksesta (Kjaer ym. 2009).

Ihmisten ja eläinten perusliikkuminen kuten kävely ja juoksu sisältävät sarjan eri lihasjänneyksiköiden venymisiä ja niiden jälkeen seuraavia supistumisia. Tällaista lihasta venyttävän eksentrisen lihassupistusta ja sen jälkeen välittömästi seuraavaa lihasta lyhentävää konsentrista lihastyötä kutsutaan venymis-lyhenemissykliksi. Venytettäessä aktivoitunutta lihasjänneyksikköä ennen lihaksen supistumista, saadaan suorituskyky paranemaan, mikä johtuu pääasiassa elastisen jännekudoksen kyvystä varastoida ja vapauttaa siihen venytyksen muodossa kohdistunutta energiaa. (Kubo ym. 1999.) Jänne ei kuitenkaan pysty vapauttamaan kaikkea siihen varastoitunutta energiaa uudestaan käyttöön. Elastinen hystereesi onkin eräs jänteen ominaisuuksista ja se kuvastaa jännemateriaalin viskoosisuuden takia hukkaan menneen energian määrä venymislyhenemissyklissä. Hystereesin arvo on tärkeä liikkumisen taloudellisuuden mittari, sillä mitä suurempi arvo on, sitä enemmän energiaa menee hukkaan lämpöenergiaksi ja sitä epätaloudellisempaa liikkuminen on. (Finni ym. 2013.)

Jännekudoksen mekaaninen kuormitus ja erityisesti kudoksen voimavälitys- ja energiansäilöimisominaisuudet ovat olleet biomekaanisen tutkimuksen kiinnostuksen kohteena useampia vuosia (Kjaer ym. 2009). Erityishuomiota on viime aikoina kiinnitetty in vivo (mittaukset elävässä organismissa) mittausten jännehystereesien suuren hajontaan ja in vitro (mittaukset elottomassa organismissa) mittauksia huomattavasti korkeampiin arvoihin. Eläinkokeissa ja irtojänteillä suoritettut tutkimukset ovat saaneet jänteiden hystereesin arvoksi alle 10 %, mutta elävän ihmiselimistön arvot ovat tutkimusten mukaan huomattavasti suurempia, jopa 30 %. Tämä kertoo joko metodologisista eroista in vivo

ja in vitro tutkimusmenetelmien välillä tai ihmisten jänteiden huomattavasti huonommasta kyvystä säilöä ja vapauttaa elastista energiaa todellisen liikkumisen aikana. (Finni ym. 2013.)

Tämän Pro Gradu -työn tarkoituksena oli perehtyä jänteiden toimintaan ja ominaisuuksiin sekä tutkia akillesjänteen hystereesiä lämpökamerakuvauksen avulla. Tutkimuksen tarkoituksena oli vertailla lämpökamerakuvauksen ja perinteisemmän ultraääneen perustuvan hystereesin määrittystavan tuloksia keskenään, jotta ultraäänellä määritettyjä in vivo tutkimustuloksia voitaisiin arvioida tarkemmin. Positiiviset tulokset mahdollistaisivat lämpökameramenetelmän käytön jänteiden hystereesin mittaamisessa uutena menetelmänä. Lämpökamerakuvausta ei ole aiemmin käytetty ihmisten jänteitä tutkittaessa.

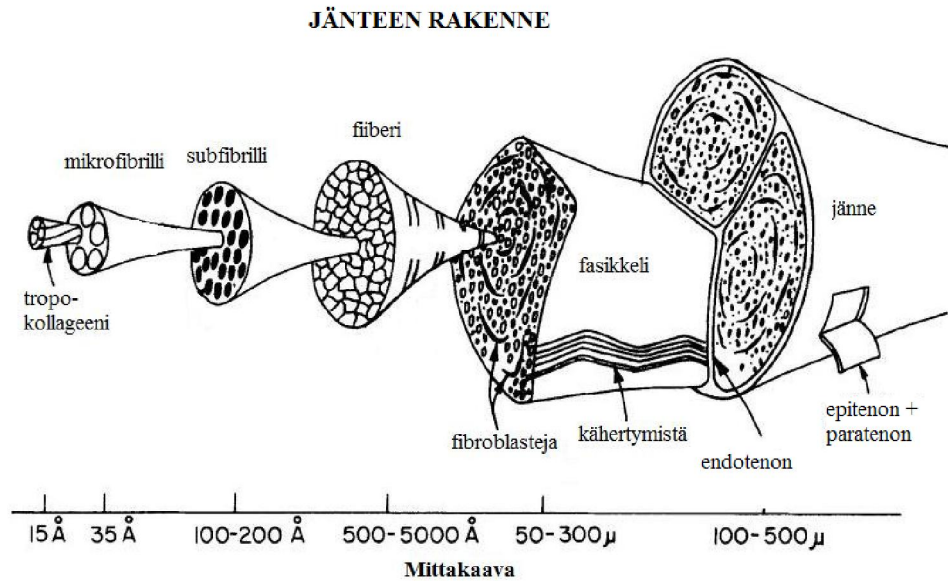
2 JÄNTEEN RAKENNE

Jänne on osa lihasjänneyksikköä, joka saa aikaan vartalomme liikkeitä. Jänne välittää lihaksen supistumisesta aiheutuvan voiman luuhun, jolloin nivelten liikkeet ovat mahdollisia. Vaikka jänteeseen vaikuttavat suuret vetovoimat, se on hyvin vahva ja elastisena kudoksena kykenee palauttamaan alkuperäisen muotonsa venymisen jälkeen. (O'Brien 1992.) Jännekudosta esiintyy lihaksen ja luun välissä, joten näin ollen lihaksella on aina kaksi jännettä; distaalinen ja proksimaalinen jänne. Monivaiheisten liikkeiden aikana jänneet altistuvat pitkittämisen voiman lisäksi poikittaisille ja kiertäville voimille, mutta niiden kolmiulotteinen sisäinen rakenne kuitenkin mahdollistaa voimien vastustuksen eri suunnista ja näin edesauttaa jännettä toimimaan vaaditulla tavalla ilman vaurioita. (Kannus 2000.)

2.1 Mikrotaso

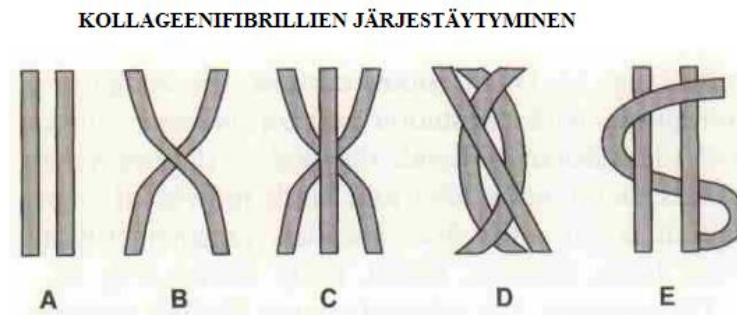
Jänneet sisältävät kuivapainostaan noin 65–80 % kollageeniä ja 1–2 % elastaania (Kannus 2000, Kirkendall & Garrett 1997, O'Brien 1992). Kollageeni on vastuussa jänteeseen kohdistuvan vetovoiman vastustamisesta ja elastaani taas saa aikaan jänneen joustavuuden. Kollageeniä ja elastaania on solunulkoisessa väliaineessa, joka sisältää 68 % vettä. Tämä väliaine on välttämätöntä kollageeniproteiinien muodostaessa suurempia rakenteita eli fibrillimuotoja. (O'Brien 1992.)

Jänneet rakentuvat rinnakkain järjestäytyneistä tiiviisti pakkautuneista kollageenisäikeistä. Tukikudoksissa esiintyvä kollageeni jaetaan pienten erojen ja esiintyvyyden perusteella eri alatyyppeihin. Noin 90 prosenttia elimistön kollageenista on tyyppi I kollageeniä (Kirkendall & Garrett 1997) ja se on myös jänneiden pääasiallinen kollageenimuoto. Kollageenin pienin rakenteellinen yksikkö on pitkä ja kapea tropokollageenisäike, jotka liittyvät toisiinsa sähköstaattisilla sidoksilla. Muutamien tropokollageenisäikeiden ajatellaan muodostavan yhden kollageenimikrofibrillin (kuva 1). Useat fibrillit rinnakkain muodostavat subfibrillejä ja useat subfibrillit rinnakkain muodostavat fiiberin, jotka ryhmittyvät yhteen muodostaen solukimppuja eli fasikkeleita. Kokonainen jänne koostuu yleensä muutamista tällaisista fasikkeleista (O'Brien 1992.)



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

Pääasiassa kollageenimikrofibrillit kulkevat jänteeseen vaikuttavan voiman suuntaisesti eli pitkittäin, mutta osa fibrilleistä voi olla myös poikittain tai ristikkäin jänteiden sisällä muodostaen erilaisia spiraaleja ja punoksia (kuva 2). Tällainen monimutkainen mikrorakenne takaa jänteelle hyvän puskurointisuojan erilaisia pitkittäisiä, poikittaisia, horisontaalisia ja kiertyviä voimia vastaan liikkeen aikana. Sekä jänteiden mikrofibrillien järjestäytymisessä että fibrillien ja fiibereiden lukumäärissä on runsaasti eroja riippuen jänteiden sijainnista kehossa ja jänteiden sisäisestä tarkastelukohdasta. (Kannus 2000.)



KUVA 2. Kollageenifibrillien erilaiset järjestäytymistavat A = pitkittäin, B = risteytymä, C = risteymä yhdellä pitkittäisellä fibrillillä, D = palmikointi, E = pitkittäisten sidonta. Mukailtu Kannus 2000.

Yksi jänteen tärkeistä ominaisuuksista on solukimppujen eli fasikkeliin kyky liukua toistensa lomitse. Liukumista tapahtunee myös fiiberien ja fibrillien tasolla. Tämä mahdollistaa jänteen muodonmuutoksen siihen vaikuttavan lihaksen supistuessa, minkä ansiosta jänneet pystyvät välittämään voimaa luuhun nivelkulman muuttumatta. (Benjamin ym. 2008.) Solukimppuja ympäröi tukikudoksesta muodostunut tuppi, endotenon, joka vähentää liukumisesta aiheutuvaa kitkaa ja jonka sisällä kulkee myös verisuonia (Kastelic ym. 1978). Endotenon ympäröi joissain määrin myös subfibrillejä ja fiibereitä (Kannus 2000). Solukimput ovat pienin mekaanisesti tutkittava kollageeninen osa jänneestä ja kokonainen jänne koostuu muutamista tällaisista kimpuista. Koko jänteen ympärillä on kaksikerroksinen suojuus, alempana epitenon ja päällimmäisenä paratenon (kuva 1). Näiden kalvojen välissä on nestettä vähentävässä jänteen liikkumisesta syntyvää kitkaa. (O'Brien 1992.)

Jänneiden kollageenifiibereissä on havaittu ilmenevän lievää aaltomaista muotoa, joka voidaan havaita tutkittaessa jännettä valomikroskoopilla (Butler ym. 1978). Fiiberit eivät siis passiivisessa tilassa ole täysin suoraa, vaan hieman aaltomaisesti järjestäytyneitä, kähertyneitä. Tämä kähertyminen toimii suojaavana ominaisuutena, 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).

Sidekudossolut, fibroblastit, tuottavat jännemateriaalia ja sijaitsevat kollageenifiiberien kyljessä. Fibroblasteilla on pitkälle kehittynyt karkea solulimakalvosto, jossa jänteen rakentamiseen tarvittavat kollageenin, elastaanin, proteoglykaanien ja glykoproteiinien polypeptidisistä esiasteista valmistetaan. (O'Brien 1997.) Kasvun ja vaurioiden aikana fibroblastit tuottavat runsaasti tropokollageenisäikeitä, jotka ovat aluksi jänneessä sekalaisessa järjestyksessä, kunnes kypsyessään järjestäytyvät jänneeseen vaikuttavan voiman suuntaisesti. Kypsyessään tropokollageenin vetolujuus ja jäykkyys myös kasvavat. (O'Brien 1997.) Jänneissä on havaittu myös alueita, joissa on eri suuntiin järjestäytyneitä kierteisiä kollageenisyitä (Stolinski 1995). Jos jänneeseen kohdistuu vaurioita, lähtee fibroblastien lukumäärä kasvuun ja niiden tropokollageenin tuotannossa voidaan huo-

mata selvä huippu 14–28 päivää vamman jälkeen. Tällöin tuotannon on havaittu olevan lähes 22-kertaista normaaliin nähden. (O'Brien 1997.)

Kollageenin lisäksi jänteessä havaitaan toista proteiinia; elastaania. Elastaania vaaditaan kudoksissa, joihin kohdistuu venytystä, mutta jotka palaavat alkuperäiseen muotoonsa muuttumattomina. (Kirkendall & Garrett 1997.) Elastaani voi joissakin tilanteissa venyä jopa 70 % vaurioitumatta lainkaan. Katkeaminen tapahtuu noin 150 prosenttisen venytyksen jälkeen. Vastaavasti kollageeni venyy ainoastaan 4 % ennen hajoamistaan. (O'Brien 1992.) Elastaanin tarkoituksena lieneekin kollageenifiiberien aaltomaisen muodon palauttaminen jänteeseen kohdistuneen venytyksen jälkeen (Butler ym. 1978).

Jänteen soluväliaine on geelimäistä, korkean viskositeetin omaavaa vesipitoista liuosta, joka ympäröi kollageenifiibereitä (O'Brien 1992). Soluväliaine on rakenteeltaan geelimäistä ja koostuu proteoglykaaneista, glukoosiaminoglykaaneista, glykoproteiineista ja joukosta erilaisia muita pieniä molekyyliä (Kannus 2000). Proteoglykaanien ja glukoosiaminoglykaanien veden sitomiskyky on merkittävä ominaisuus, sillä se parantaa jänteen biomekaanisia ominaisuuksia elastisuuden osalta tehden jännekudoksesta viskoelastisemman. (Benjamin ym. 2008, Kannus 2000, Kirkendall & Garrett 1997). Soluväliaine tarjoaa siten rakenteellista tukea sekä tarjoaa ympäristön ravintoaineiden ja kaasujen diffuusiolle. Lisäksi se sisältää fibronectin-proteiinia, joka sitoo fibroblastit kollageenifiibereihin. Tämä proteiini on fibroblastien itse tuottamaa. (O'Brien 1992.)

2.2 Makrotaso

Jänteet eroavat kooltaan, muodoltaan ja kiinnitystavoiltaan. Ihmiselimestöstä löytyy niin laajoja ja litteitä, kuin sylinterin, viuhkan tai liuskan mallisia jänteitä. Niillä lihaksilla, jotka tuottavat suurta voimaa, kuten esimerkiksi nelipäinen reisilihas, on vahvarakenteiset ja lyhyet jänteet. Lihaksilla, jotka tuottavat hienovaraisia ja tarkkoja liikkeitä, kuten esimerkiksi sormia liikuttavat lihakset, on pitkät ja ohuet jänteet. (Kannus 2000.) Pääasiassa niveltä ojentavat jänteet ovat litteämpiä kuin niveltä koukistavat jänteet, jotka ovat poikkileikkaukseltaan yleensä pyöreitä tai ovaalinmallisia. Ihmiskehon pisimmät jänteet löytyvät kämmenen ja jalkaterän alueelta. Pitkistä jänteistä on hyötyä kehon ääriolosuhteissa, sillä silloin pulleat lihakset eivät aiheuta massallaan haittaa sormien ja varpai-

den liikkeille. Näillä alueilla jänteillä ei ole merkitystä ainoastaan voiman välittäjänä, vaan ne ovat suuressa roolissa myös liikkeiden nopeuden kontrolloinnissa kiinnittymällä joko hieman lähemmäs tai kauemmas nivelen rotaatiokeskipisteestä. (Benjamin ym. 2008.)

Suuria, laaja-alaisia ja litteitä jäniteitä kutsutaan kalvojäniteiksi eli aponeurooseiksi. Aponeuroosi voi muodostaa pääasiallisen osan lihaksesta, kuten uloimmassa vinossa vatsalihaksessa. Aponeuroosilla on samanlainen mikrorakenne kuin jänteillä, mutta ne koostuvat muutamista litteistä kollageenifiberikerroksista. Fasikkelit ovat rinnakkain yhdessä kerroksessa, mutta eri kerrosten fasikkeliin suunnat vaihtelevat. Joidenkin jänneiden sisällä on taas luusta tai rustosta muodostunut kappale, jota kutsutaan seesamuluuksi. Nelipäisen reisilihaksen jänteessä esiintyy elimistön suurin seesamuluu, polvilumpio eli patella. (O'Brien 1992.)

Jänneet kulkevat nivelen yli ja kiinnittyvät yleensä hyvin lähelle sitä. Tällöin ne joutuvat kosketuksiin nivelältä ympäröivän nivelkapselin kanssa. (Benjamin ym. 2006.) Nivelkapseli on synoviaalista (kitkaa vähentävää) nestettä erittävä kalvopussi nivelen ympärillä (O'Brien 1992). Jänne ja nivelkapseli joutuvat usein kilpailemaan keskenään kiinnittymispaikasta luussa, mutta tämä on ratkaistu joissakin nivelissä yhdistämällä nämä kaksi rakennetta keskenään. Esimerkiksi olkanivelessä kiertäjäkalvosin-lihasten jänneet sekoittuvat nivelkapseliin lähes huomaamattomasti. Jänneen ja kapselin yhteenliittymän ajatellaan vähentävän 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 jänneeseen vaikuttavan lihaksen supistuessa. Näin tapahtuu esimerkiksi nilkkanivelessä peroneuslihas-jänneyksikön supistuessa. (Benjamin ym. 2006.)

Joitakin jäniteitä ympäröi oman kalvonsa (epitenon + paratenon) lisäksi erillinen jännetuppi, joka suojaa jännettä luiden ja muiden kudosten hankauksen aiheuttamalta kulukselta. Tuppi koostuu kahdesta kalvosta, joiden väliin erittyy nivelkapselien tapaan synoviaalinen nestettä kitkaa vähentämään. Sisempi kalvo on jänneen ympärillä ja ulompi kiinnittyy jännetuppiin ympäröiviin kudoksiin. (O'Brien 1992.) Kudoksiin kiinnittymällä jännetuppi myös vakauttaa jänneen sijaintia ja toimintaa erityisesti sormien koukistajajäniteissä (Benjamin ym. 2006).

Luujänneliitos. Jänne kiinnittyy toisesta päästään luuhun luujänneliitoksen avulla. Luujänneliitoksessa jänne muuttuu vaiheittain 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 havaita neljä eri vaihetta: puhdasta syykudosta jänteessä, ei-mineralisoitunutta syyrustoa, mineralisoitunutta syyrustoa sekä luuta. Kiinnittyminen voi molemmissa liitoksissa tapahtua joko suoraan luuhun tai epäsuorasti periosteumin eli luukalvon välityksellä. (Benjamin ym. 2006.)

Lihäsjänneliitos. Lihäsjänneliitoksessa jänne liittyy toisesta päästään kiinni lihakseen. Tämä alue on alttiina suurelle kuormitukselle, kun lihasvoimaa välitetään jänteen kautta luuhun. Liitoksen kohdalla lihasfiiberien päiden voidaan havaita laajenevan ja olevan hyvin hammastuneita. Erilaisten proteiinien, erityisesti dystropiinien, avulla lihasfiiberien päiden aktiinifilamentit kiinnittyvät jänteeseen. (O'Brien 1997.) Juuri jänteen kollageenikimppujen hammastunut kiinnittyminen lihassolujen solukalvoihin eli sarkolemiiniin saa aikaa liitoksen suuren mekaanisen kestävyuden (Butler ym. 1978).

Jänteen verenkierto. Jänteen verenkierto on huomattavasti vähäisempää kuin siihen vaikuttavan metabolisesti aktiivisemmän lihaksen. Tästä johtuen jänteet havaitaankin vaaleina ja lihakset taas punaisina kudoksina. (Benjamin ym. 2008.) Jänteiden verenkierto on kuitenkin aktiivisempää kuin esimerkiksi rustokudoksen (Kirkendall & Garrett 1997). Verisuonet saavat alkunsa luukalvosta tai lihassykimppuja ympäröivästä kalvosta, perimysiumista. Lihäsjänneliitoksen verensaanti on peräisin ympäröivien kudosten pinnallisista verisuonista. Pääosa jänteen keskiosan verenkierrosta tulee jännettä ympäröivän paratenon-kalvon kautta. Pienet verisuonet lähestyvät jännettä kohtisuoraan paratenonin sisällä ja haarautuvat useasti kunnes alkavat kulkea jänteen suuntaisesti. Suonet kulkevat jänteen sisään endotenonin kautta. Valtimot kulkevat jänteessä pitkitäin kahden laskimon reunustamina. Valtimoiden ja laskimoiden välillä kulkee kapillareja, mutta nämä hiussuonet eivät läpäise kollageenifibereitä. Luulihasliitoksessa luun ja jänteen suonituksen välillä ei ole suoraa yhteyttä kudosten välissä olevasta syykudoskerroksesta johtuen. (O'Brien 1992.)

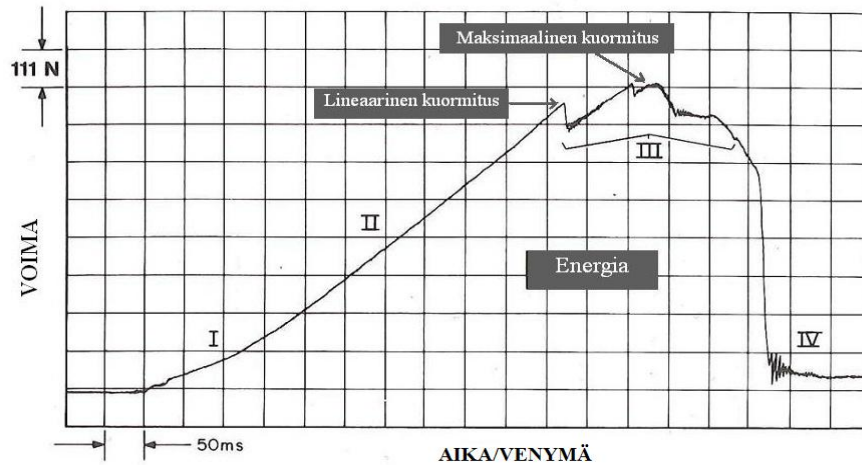
Jänteen hermot. Jänteen hermotus kostuu pääasiallisesti, ellei täysin, vain afferenteista hermoista eli hermot kuljettavat sähköisiä impulsseja vain jänteestä keskushermostoa kohti. Nämä sensoriset hermot ovat peräisin jännettä ympäröivien kudoksien hermoista. (O'Brien 1997.) Jozsa ym. (1993) tutkivat yhteensä neljääkymmentä 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 jänne-elimet 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-elimä taas enemmän lihaksen puoleisessa päässä näytettä. Edellä mainitut päätteet yhdessä vapaiden hermopäätteiden kanssa mahdollistavat reagoinnin lihasjänneliitoksessa tapahtuviin paineen tai jännityksen muutoksiin. Hermopäätteiden antaman tiedon avulla on mahdollista hallita monimutkaistenkin liikkeiden koordinaatiota. (Jozsa ym. 1993.)

3 JÄNTEEN KÄYTTÄYTYMINEN JA OMINAISUUDET

Jänteen muodonmuutos riippuu suuresti siitä voimasta, joka siihen kohdistuu venytyksen aikana. Lisäksi jänteiden käyttäytyminen riippuu sen pituudesta ja poikkileikkauksesta. Jäniteitä voidaan verrata keskenään tarkastelemalla niiden voima-muodonmuutos -käyttäytymistä. Haluttaessa vertailla eri jänteiden sisäisiä ominaisuuksia keskenään, voidaan kokotekijät eliminoida pois. Tällöin tarkastellaan jänteiden kuormitus-venymä -käyttäytymistä, jossa voima suhteutetaan poikkipinta-alaan ja pituuden muutos jänteen alkuperäiseen pituuteen. Jäniteitä tarkastellessa on hyvä kiinnittää huomiota myös sen ajasta riippuviin ominaisuuksiin kuten relaksaatioon ja ryömintään.

3.1 Voima-muodonmuutos (force-deformation) käyttäytyminen

Eristetyn jänteen ominaisuuksia voidaan tutkia vetotestissä, jossa jännettä venytetään tasaisella nopeudella kudoksen repeämiseen asti samalla mitaten venyttämiseen tarvittavaa voimaa. Venytyksestä voidaan piirtää koordinaatistoon kuvaaja, jossa pystyakselia vastaa voima ja vaakakselia aika (kuva 3). Jos venytysnopeus pidetään koko ajan samana, 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). Kuvaajaan muodostuneen käyrän lineaarista nousua kutsutaan Hooken laiksi. Lain mukaan voima ja venymä ovat suoraa verrannollisia toisiinsa ja lain on todettu pätevän jousilla. Jäniteitä testatessa havaitaan käyrän olevan vain osan matkaa lineaarinen, mikä kertoo jänteen viskoelastisesta luonteesta eli sillä on sekä nesteeseen viskoosisia, että aineeseen elastisia ominaisuuksia. (Magnusson ym. 2003(2).)



KUVA 3. Jänteen voima-muodonmuutoskuvaaja. Mukailtu Butler ym. 1978.

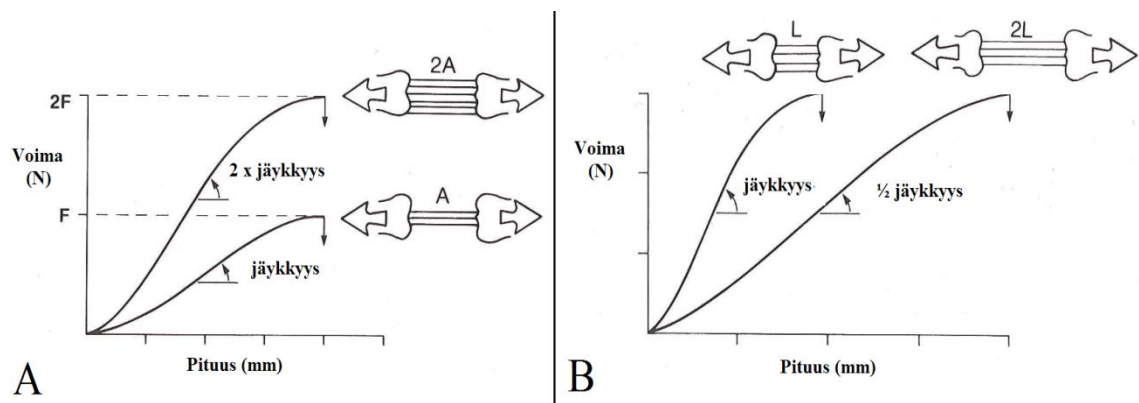
Kuvaajan avulla voidaan tarkastella jänteen *jäykkyyttä*, joka saadaan selville laskemalla kuvaajan lineaarisen osan jyrkkyys, toisin sanoen laskemalla suoran kulmakerroin. Jäykkyyden käänteisarvo kuvaa jänteen myötäilevyyttä. Kuvaajasta voidaan lisäksi tarkastella lineaarista kuormitusta, maksimaalista kuormitusta, venymää maksimikuormitukseen asti, venymää repeämiseen asti sekä repeämiseen vaadittavan energian määrää, mikä saadaan käyrän alle jäävästä pinta-alasta (kuva 3). (Butler ym. 1978.)

Käyrä voidaan jakaa muotonsa mukaan neljään eri alueeseen (kuva 3). Ensimmäisen alueen (alue I, toe region), aikana voidaan havaita, ettei jännteeseen vaikuttavan voiman suuruus aluksi muutu, vaikka sen venymä kasvaa. Tämän uskotaan johtuvan jänteen fibrillirakenteiden muutoksista, kuten aaltomaisen järjestäytymisen suoristumisesta. (Butler ym. 1978, Maganaris ym. 2008) Ensimmäisen alueen on raportoitu olevan pituudeltaan 1,5–4 % venymän välillä, esimerkiksi Svensson ryhmineen (2012) sai patellajänteen toe regionin pituudeksi keskimäärin $3,3 \pm 1,9$ %. Näin ollen aluksi tarvitaan vain vähäinen voima venyttämään jännettä. Venytyksen jatkuessa voidaan havaita, että käyrä alkaa nousta, mikä tarkoittaa jännekudoksen jäykkemistä. Tällöin vaaditaan suurempi voima venytyksen aikaan saamiseksi. (Butler ym. 1978.)

Alueella II huomataan, että venytykseen vaadittava voimaa kasvaa lähestulkoon suoraviivaisesti venytyksen edetessä. Käyrän suoraviivaisen osan eli II alueen jyrkkyys kuvaakin juuri jänteen jäykkyyttä eli kykyä vastustaa venytystä. Tällöin jänteen kollageenifiberit ovat järjestäytyneet samansuuntaisesti ilman kähertymistä. Lineaarisen II alueen päätepiste tarkoittaa ensimmäisten vakavien vaurioiden syntyä jännekudoksessa.

Kolmannen alueen aikana jännekudoksessa esiintyy venytyksen edetessä yhä enemmän vaurioita ennustamattomalla tavalla. (Maganaris ym. 2008.) 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-muodonmuutoskuvaajat eroavat toisistaan. Yksi eroa aiheuttava tekijä on jänneiden mittasuhteiden erot toisiinsa nähden. Esimerkiksi erot poikkipinta-alassa ja pituudessa aiheuttavat eroja jänneiden käyttäytymisessä. Suuremman poikkipinta-alan omaavilla jännteillä on enemmän fiibereitä vastustamassa voimaa, joten ne pystyvät kestäämään suurempia kuormituksia kuin poikkipinta-alaltaan pienemmät jänneet. Lisäksi jänneen jäykkyys kasvaa poikkipinta-alan kasvaessa (kuva 4A). Jänneiden lepopituudet vaihtelevat myös runsaasti keskenään ja halkaisijaltaan samankokoiset, mutta pituudeltaan erimittaiset jänneet käyttäytyvätkin erilailla. Saman poikkileikkauspinta-alan omaavilla jännteillä fiiberien lukumäärä on sama, joten ne kestävät saman maksimaalisen kuormituksen. Pidempää jännettä tulee kuitenkin venyttää enemmän repeämisen aikaansaamiseksi. Lyhyt jänne taas vastustaa venytystä enemmän ja tämä havaitaan suurempana jäykkyytenä pitempään jänteeeseen verrattuna (kuva 4B). (Butler ym. 1978.)



KUVA 4. Jänneen poikkipinta-alan (A) ja pituuden (B) vaikutus jäykkyyteen. Mukailtu Butler ym. 1978.

Mittasuhte-erojen lisäksi voima-muodonmuutoskäyrään voi vaikuttaa kudoksen lämpötila, edeltävät kuormitukset (Magnusson ym. 2003(2)) sekä mahdolliset erot kudoksen mikrorakenteessa (Butler ym. 1978). Lämpötilan kasvaessa jänneen jäykkyys laskee.

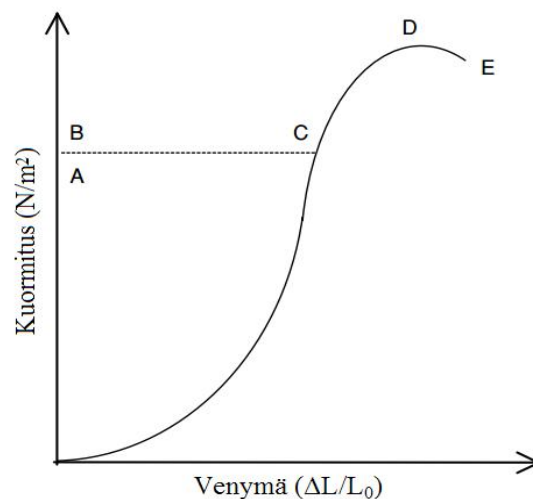
Edeltävän kuormituksen vaikutus on havaittu, kun venytysmittauksia on toistettu samalle jänteelle useamman kerran peräkkäin. Mittauskertojen edetessä on voima-muodonmuutos-käyrän huomattu siirtyvän kuvaajan akselistossa enemmän oikealle, mikä tarkoittaa jänteen jäykkyyden laskua. (Magnusson ym. 2003(2).) Kudoksen neste-pitoisuudella ja pH:lla saattaa myös olla vaikutusta jänteen ominaisuuksiin. (Butler ym. 1978.)

Elävässä elimistössä toimivan jänteen jäykkyyttä voidaan mitata ultraäänilaitteistoa hyväksi käyttäen. Ultraäänikuvantamisella voidaan määrittää jänteen pituus ja yleensä joko dynamometri- tai voimalevyymittausten avulla saadaan selville jänteeseen vaikuttava voima. Näiden perusteella voidaan laskea jänteen jäykkyyden arvo. Esimerkiksi akillesjänteen jäykkyydeksi on tutkimuksissa saatu arvoja 17–249 N/mm välillä (mm. Farris ym. 2011, Kubo ym. 2003, Kubo ym. 2004, Kubo ym. 2005, Lichtwark & Wilson 2005, Zhao ym. 2009), patellajänteelle välillä 70–4300 N/mm (Hansen ym. 2006, Kubo ym. 2004, O’Brien ym. 2010) ja etumaisen säärilihaksen jänteelle keskimäärin noin 161 N/mm (Maganaris & Paul 1999).

3.2 Kuormitus-venymä (stress-strain) käyttäytyminen

Edellä todettiin jänteiden erilaisten mittasuhteiden vaikuttavan voima-muodonmuutos-käyrän malliin. Eri jänteitä verrattaessa onkin järkevämpää eliminoida jänteiden koon vaikutus tarkastelemalla 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 voima-muodonmuutoskäyrää vastaava kuvaaja (kuva 5). (Magnusson ym. 2003(2).) Aikaansaatu kuormitus-venymäkäyrä kertoo jännemateriaalin ominaisuuksista riippumatta jänteen paksuudesta tai pituudesta (Butler ym. 1978).

Kuormitus-venymäkäyrästä useimmiten selvitettyt muuttujat ovat materiaalin elastinen kerroin eli *modulus* (Youngin modulus), maksimaalinen kuormitus, venymä maksimaalisessa kuormituksessa sekä energiatiheys. Elastinen modulus saadaan jäykkyyden tavoin selville laskemalla käyrän lineaarisen osan kulmakerroin. (Butler ym. 1978.) Irtojänteillä tehdyissä tutkimuksissa jänteiden elastisen moduluksen arvoiksi on saatu jopa 1,5 GPa (Alexander 2002). Erot ovat olleet kuitenkin suuria johtuen luultavasti fiiberien järjestäytymisestä, ennen kudoslouvuttajan kuolemaa tapahtuneesta historiasta, lajista, iästä ja testausmenetelmistä. Mitatut maksimaaliset kuormitustulokset ovat vaihdelleet myös laajasti johtuen samoista syistä. (Butler ym. 1978.) In vivo mittauksissa akillesjänteen moduluksen arvo on vaihdellut noin 200 ja 1150 MPa välillä (Kubo ym. 2003, Kubo ym. 2004, Kubo ym. 2005, Lichtwark & Wilson 2005, Zhao ym. 2009), patella-jänteen välillä 200–2000 MPa (Hansen ym. 2006, Kubo ym. 2004, O'Brien ym. 2010, Svensson ym. 2012) ja etumaisen säärilihaksen jänteen moduluksen arvoksi on saatu noin 1200 MPa (Maganaris & Paul 1999). Sekä jäykkyyden ja Youngin moduluksen arvot riippuvat siitä kuinka suurelle kuormitukselle jänteet kohdistetaan. Toisin sanoen matalilla kuormituksilla arvot ovat pieniä ja korkeilla kuormilla suuria. (Alexander 2002.)



KUVA 5. Kuormitus-venymäkäyrä. 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(2).

Kuormitus-venymä-käyrän muoto kertoo jänteen käyttäytymisestä. Käyrän voidaan alussa huomata voima-muodonmuutoskäyrän kaltaisesta lähtevän liikkeelle lähes vaa-

kasuoraan. 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 kudostavaurioihin. (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. (Magnusson ym. 2003(2).) Elimistö on kuitenkin kehittänyt marginaalia kuormitusten varalle, sillä lihaksen tuottama maksimaalinen isometrinen voima on vain noin kolmasosa siitä, mitä tarvittaisiin vaikutuksen alla olevan jänteen vaurioitumiseen. Terve jänne ei siten pääse hajoamaan venyessään, vaan repeäminen tapahtuu luussa, luujänneliitoksessa tai lihasjänneliitoksessa. Toistuvat submaksimaaliset suoritukset ja väsymys sekä erilaiset sairaudet voivat kuitenkin aiheuttaa itse jännekudoksen vaurioitumista. (Kirkendall & Garrett 1997.)

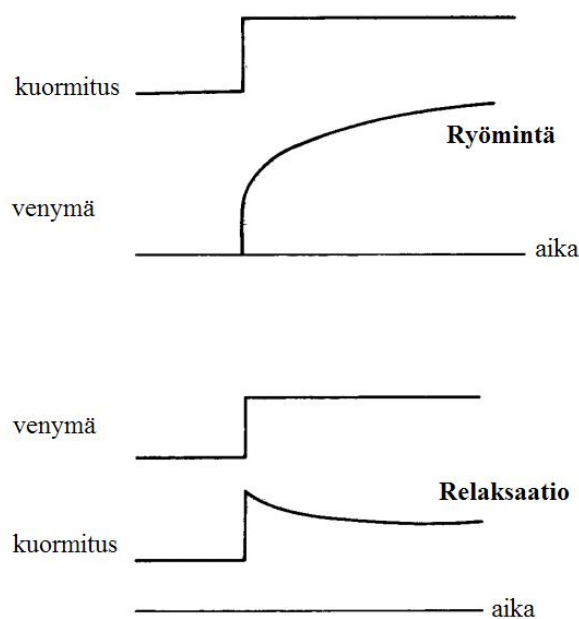
3.3 Ajasta riippuva käyttäytyminen

Monien muiden kudosten tapaan jänteillä esiintyy viskoelastista eli ajasta riippuvaa käyttäytymistä. Viskoelastisuuden on todettu riippuvan erityisesti kudoksen kollageenista, mutta myös soluväliaineesta ja sen proteoglykaaneista, glykoproteeneista ja vedestä. (Duenwald ym. 2009.) Viskoelastisuus aiheuttaa muutoksia jänteen kuormitusvenymäkäyrään, joten mittausaika ja aktiviteetit ennen mittauksia tulee ottaa huomioon jänteen käyttäytymistä tarkasteltaessa (Kirkendall & Garrett 1997, Magnusson ym. 2003(2)). Jänteissä havaittavia ajasta riippuvaisia käyttäytymismalleja ovat relaksaatio, ryömintä ja hystereesi. Hystereesiä tarkastellaan enemmän elastisen energian yhteydessä kappaleessa 4.

Relaksaatio. Relaksaatio on yksi esimerkki pehmeissä tukikudoksissa kuten jänteissä ja nivelsiteissä havaitusta ajasta riippuvaisesta käyttäytymisestä. Relaksaatiota havaitaan kun jänne venytetään nopeasti tiettyyn pituuteen ja venytys pidetään tämän jälkeen

muuttumattomana. Ajan kuluessa voidaan huomata jänteen venytystä vastustavan voiman tai kuormituksen (voima pinta-alaa kohden) laskevan ja tätä kutsutaan jänteen tai muun kudoksen relaksoitumiseksi (kuva 6). (mm. Butler ym. 1978, Duenwald ym. 2009, Kirkendall & Garrett 1997, Magnusson ym. 2003(2).) Mitä nopeammin venytys tehdään, sitä suurempi on jänteen venytystä vastustava voima halutussa venytyspituudessa ja sitä suurempi on myös ajan kuluessa tapahtuva voiman lasku eli relaksaatiokin. (Butler ym. 1978.)

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 viskoelastinen kudos siis hiljalleen venyy pidemmäksi saman voima- tai kuormitustason vallitessa pidemmän aikaa. Tätä kutsutaan ryöminäksi (kuva 6). (mm. Butler ym. 1978, Duenwald ym. 2009, Kirkendall & Garrett 1997, Magnusson ym. 2003(2).) Ryömintää on vaikeahko mitata, sillä tasaisen vetovoiman ylläpito on 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. Useita toistoja tehtäessä jänne siis venyy ja lihas joutuu työskentelemään lyhyemmällä pituudella, jolloin supistumisvoimakkuus laskee aiheuttaen myös suorituskyvyn laskua. (Maganaris 2002.)



KUVA 6. Jänteen ryömintä ja relaksaatio. Mukailtu Kirkendall & Garrett 1997.

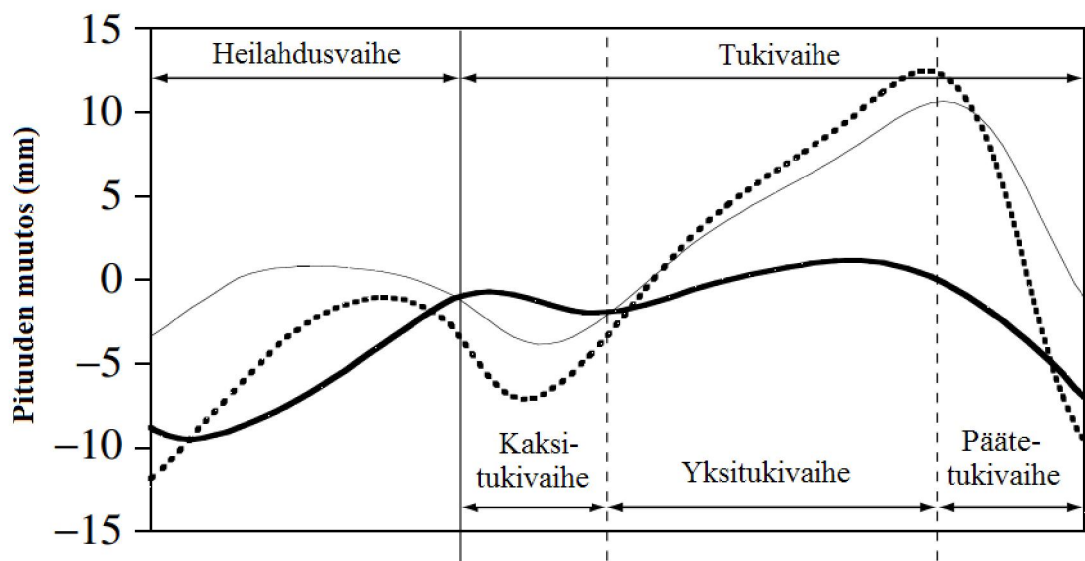
4 ELASTINEN ENERGIA

Lihäs-jänneyksikön viskoelastiset ominaisuudet on tärkeässä osassa tarkasteltaessa suorituskyvyn tehokkuutta ja hyötysuhdetta. Yksikön kyky varastoida elastista energiaa voiman aiheuttamassa venytyksessä, ja kyky vapauttaa tämä energia venytyksen loppuessa, on erityisen tärkeä ominaisuus elimistölle. (Fukashiro ym. 2001.) Elastinen energia on pääosin peräisin jänteistä ja ne pystyvät palauttamaan suurimman osan varastoituneesta energiasta takaisin. Jänteillä on mekaanisia ominaisuuksia, joiden ansiosta ne pystyvät toimimaan elimistössä jousien tapaan: jänteet ovat suhteellisen jäykkiä, pystyvät kestäämään kovaa kuormitusta, voivat venyä elastisesti joitakin prosentteja sekä ovat hyvin sitkeitä. Näin ollen liikkuessamme, kuormituksen alaiset jänteet varastoivat suuret määrät venytysenergiaa. (Shadwick 1990.) Tämä on tärkeä tekijä liikkumisessa, sillä energian uudelleenkäyttö vähentää uuden energiantuoton tarvetta ja näin ollen mahdollistaa taloudellisemman liikkumisen. (Magnusson ym. 2003(2).)

4.1 Venymis-lyhenemissykli

Venymis-lyhenemissyklillä tarkoitetaan eksentrisen eli lihasta venyttävän lihassupistuksen jälkeen välittömästi seuraavaa konsentrista eli lihasta lyhentävää lihastyötä ja näiden vuorottelusta aiheutuvaa toistuvaa sarjaa. Konsentrisen lihastyövaiheen suorituskyvyssä havaitaan parannus, jos aktivoitunutta lihasta venytetään ennen sen supistumisvaihetta. (Komi 2000.) Tämä on pääasiassa jännekudoksen elastisen energian varastoimis- ja vapauttamiskyvyn ansiota. Venymis-lyhenemissyklin suorituskyky ei näin ollen riipu pelkästään lihasten tuottamasta voimasta ja tehosta, vaan myös jännekudoksen elastisista ominaisuuksista. (Kubo ym. 1999.) Jänteet eivät ainoastaan varastoi ja vapauta elastista energiaa vaan ne myös laskevat vaadittua lihasfiiberien supistumisnopeutta, ja näin ollen mahdollistavat fiiberien toiminnan suotuisammassa supistumistilassa. Supistumisnopeuden lasku nostaa lihassupistuksen tehokkuutta ja laskee lihaksen aineenvaihdunnallista kulutusta. (Sasaki & Neptune 2006.) Jänteet siis sekä tehostavat lihassupistusta että laskevat energiankulutusta liikkumisen aikana.

Ideaalitilanteessa lihas supistuisi vain isometrisesti ja ainoastaan siihen kiinnittyvän jännteen venyminen ja normaalipituuteen palautuminen muuttaisi lihasjänneyksikön pituutta liikkeen aikana (Magnusson ym. 2003(2)). Jos jänne ei toimisi liikkeessä jousen tavoin, tulisi supistuvassa lihaksessa olla pidemmät lihassolukimput, jotta koko nivelen liikeradan mittaiset lihasjänneyksikön pituuden muutokset olisivat mahdollisia. Suuri supistuva lihasmassa vaatisi taas paljon energiaa ja näin ollen liikkumisen taloudellisuus heikkenisi. (Alexander 2002.) Optimaalisessa tilanteessa nivelkulmat muuttuisivat siis ainoastaan jännteen pituuden muutoksen seurauksena, jolloin energiaa kuluisi vain lihaksen perusaineenvaihduntaan. Fukunagan ja muun tutkimusryhmän (2001) tarkastelussa havaittiinkin akillesjänteen työskentelevän lähellä isometristä tilaa kun taas jänne läpikävi merkitsevän venymisen ja pituuden palautumisen kävelyn kontaktivaiheen aikana (kuva 7). Tutkimuksissa on saatu myös viitteitä siitä, että liikkumisnopeuden kasvaessa jännteen elastisen energian varastointi kasvaa enemmän kuin lihaksen tekemän työn määrä. Tämä osoittaa elastisen energian merkityksen liikkumisen taloudellisuudessa (Magnusson ym. 2003(2).)



KUVA 7. Gastrocnemius medialis -lihaksen lihassolujen (paksu viiva), lihasjänneyksikön (pisteiviiva) ja jännteen (ohut viiva) pituuden muutokset kävelyn askelsyklin aikana. Mukailtu Fukunaga ym. 2001.

Jännteen käyttäytyminen energian säilöjänä ja vapauttajana venymis-lyhenemissyklissä riippuu suurimmalta osin sen pituudesta ja myötäilevyydestä. Suurempi myötäilevyys (pienempi jäykkyys) ja pidempi pituus saavat jännteen toimimaan elastisemmin. Pienellä

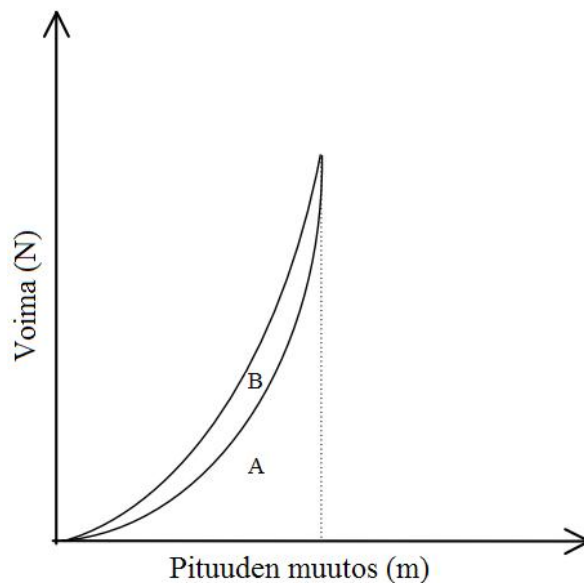
kuormituksella pidemmät jänteet ovat taloudellisuuden kannalta tehokkaat, kun taas suurilla kuormituksilla lyhyemmät jänteet ovat pitkiä paremmat energiataloudellisesti. (Fukashiro ym. 2006.) Paksusta ja lyhyemmästä rakenteesta on hyötyä myös suurta voimaa välittävillä jänteillä, sillä tällöin voima jakaantuu suuremmalle pinta-alalle ja jänteen riski vaurioitua laskee (Magnusson ym. 2003(2)).

Juokseminen koostuu monista perättäisistä jalkojen lihasjänneyksiköiden venymisistä ja supistumisista ja on yksi elimistön luontaisista liikkumistavoista. Jokaisella askeleella elimistö menettää sekä liike- että potentiaalienergiaa, sillä massakeskipisteen vauhti hidastuu ja korkeus laskee kontaktivaiheen ensimmäisellä puoliskolla. Jotta uudelleen kiihdytys ja massapisteen nosto onnistuisi, tulee loppukontaktivaiheen aikana tehdä mekaanista työtä. Osan tästä työstä tekevät supistuvat lihakset ja osan taas elastista venytysenergiaa varastoivat ja vapauttavat jänteet. Jänteiden elastinen toiminta laskee juoksun energiankulutusta vähentämällä sekä tarvittavan lihastyön määrää että supistumisnopeutta. (Roberts 2002.) Neljällä jalalla juokseville eläimille on raajojen toiminnan lisäksi hyötyä selkärangan ja sen lihasjänneyksikköjen jousimaisesta käyttäytymisestä. Tällä on merkitystä erityisesti laukan askelluksessa. (Alexander 2002.)

Elastisen energian varastoimisella ja uudelleenkäytöllä on merkitystä ihmiselle syklisen liikkumisen lisäksi myös hyppyissä. Lihas pystyy tuottamaan sitä vähemmän voimaa, mitä nopeammin se supistuu. Venytetyt jänteet voivat kuitenkin purkaa jännityksensä paljon lihassupistusta nopeammin, ja näin ollen jännekudoksia voidaan käyttää katapulttien tapaan. Hitaasti venytetty ja sitten irti päästetty katapultti ei pysty vapauttamaan samaa työmäärä kuin mikä venytyksen aikana tehtiin, mutta se pystyy kuitenkin tekemään saman työn huomattavasti lyhyemmässä ajassa. Tällöin liikkeen teho on paljon suurempi. Ihminen sekä eläimet hyödyntävätkin hyppyissään tätä mahdollisuutta. Katapulttimaisen toiminnan lisäksi hyppyihin saadaan huomattavasti enemmän tehoa tekemällä ensin nopea venytys ponnistaviin lihasjänneyksiköihin antamalla vartalon pudota alaspäin ennen lihasten supistumista. Tällaisella kevennyshypyllä saadaan jänteet venymään ja elastinen energia käyttöön painovoiman avulla ilman vastavaikuttajalihasten supistumista, jolloin ponnistavat lihakset pystyvät supistuessaan tuottamaan suuremman voiman. (Alexander 2002.)

4.2 Hystereesi

Jousimaisista ominaisuuksistaan huolimatta jänne ei pysty vapauttamaan uudelleen käyttöönsä kaikkea sitä energiamäärä, joka siihen kohdistuu venytyksen aikana. Hukkaan menevää energiaa kutsutaan hystereesiksi ja se on yksi jänneen aikariippuvaisista ominaisuuksista. Hystereesiä voidaan havaita venytettäessä jännenäytettä ja annettaessa näytteen palata takaisin alkuperäiseen pituuteensa. Mitattaessa voimaa testin aikana, voidaan havaita venytys- ja palautumiskäyrien eroavan hieman toisistaan. Käyrien väliin jäävä alue kuvaa jänneen energiahäviön määrää (kuva 7). Hystereesiä esiintyy jopa hyvin pienilläkin venytyspituuksilla ja se on yksi osoite kudoksen viskoosisesta luonteesta. Toistettaessa venytysmittausta useita kertoja on hystereesin havaittu pienenevän. Näin ollen hukkaenergian määrä vähentyy tehtäessä paljon toistoja. (Butler ym. 1978.)



KUVA 7. Hystereesi. Ylempi viiva on mitattu jänneen venyttämisen aikana ja alempi viiva palautettaessa jänne alkuperäiseen pituuteensa. Viivojen alle jäävä alue A kuvaa elastisen energian määrää ja viivojen väliin jäävä alue B hystereesiä eli energiahäviötä. Mukailtu Magnusson ym. 2003(2).

Aiemmat tutkimukset ovat osoittaneet osan nisäkkäiden jänneistä pystyvän mahdollisesti palauttamaan jopa yli 90 prosenttia varastoituneesta energiasta (mm. Shadwick 1990). Pollock ja Shadwick (1994) tarkastelivat kahdeksatoista massaltaan eroavan (0,5-500 kg) nisäkäslajin jänneitä venytystesteissä ja havaitsivat hystereesin olevan suhteellisen

sama lajista tai painosta riippumatta. Hystereesin arvo vaihteli 3 ja 20 % välillä keskiarvon ollessa $9,3 \pm 5,0$ %. Tämä osoittanee sen, että vartalon koon kasvu aiheuttaa muutoksia ainoastaan jännekudoksen mittasuhteisiin ja muotoihin, ei niinkään sen materiaaliin ominaisuuksiin. Ihmisille tehdyissä in vivo -menetelmiin perustuvissa mittauksissa jänteiden hystereesi on saanut arvoja paljon suuremmalta vaihteluväliltä. Yksilöllinen vaihtelu on sijoittunut noin 2–45 % välille eri tutkimusten keskiarvojen ollessa yleensä 20 prosentin molemmin puolin (Farris ym. 2011, Kubo ym. 2001, Kubo ym. 2002, Kubo ym. 2004, Lichtwark & Wilson 2005, Maganaris 2002, Zhao ym. 2009).

Energiaperiaatteen mukaisesti hystereesienergia ei häviä, vaan se vapautuu lämpönä ympäröivään tilaan. Suurin osa energiasta vapautuu lämpönä myös, jos lihasjänneyksikön lyheneminen ei seuraa mahdollisimman pian venytyksen jälkeen. Hystereesin arvoissa ei ole kuitenkaan havaittu suuria eroja tehtäessä toistoja 0,2–11 Hz taajuudella. (Alexander 2002.) Ker (1981) osoitti tutkimuksessaan lampaiden jänteiden lämpötilan nousevan hukkaenergian verran venytettäessä jännenäytettä useita kertoja. Hystereesi oli mittauksissa keskimäärin 7 %. Wilson ja Goodship (1994) taas tarkastelivat hevosten jalkojen jänteiden lämpötilan nousua laukan aikana ja havaitsivat lämpötilan nousevan janteen sisällä 43–45 celsiusasteeseen. Birch ym. (1997) jatkoivat asetelmaa tarkastelemalla lämmitettyjä jännenäytteitä ja havaitsivat osan janteen fibroblastisoluista tuhoutuneen 45 celsiusasteen lämpötilassa. Johtopäätöksenä todettiin lämpövaurioiden olevan mahdollisia myös in vivo -tilanteissa.

Farris ryhmineen (2011) selvitti laskennallisesti ihmisen akillesjanteen lämpötilaa kuormituksessa ja he havaitsivat lämmön nousevan joillakin yksilöillä huomattavan korkealle (44,1 °C) keskiarvon ollessa 41,0 celsiusastetta. Hystereesistä peräisin olevalle lämmölle altistuminen saattaaakin selittää osan juoksijoilla havaituista jännevammoista. Toiset henkilöt ovat ilmeisesti toisia alttiimpia näille vaurioille. (Farris ym. 2011.) Näin ollen pieni hukkaenergian määrä on tärkeä ominaisuus energiatalouden kannalta, mutta myös sen takia, että se minimoi lämpövaurioiden määrää jännekudoksissa (Alexander 2002). Hyvä verenkierto viilentää nopeasti ylikuumentunutta kudosta, sillä veren mukana lämpöä siirtyy ympäröiviin kudoksiin. Jänteiden verenkierto on kuitenkin varsin vähäistä, joten pienen hukkaenergiamäärän merkitys korostuu entisestään. (Wilson & Goodship 1994.)

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Jänteiden hystereesin arvot ovat in vivo mittauksissa vaihdelleet suuresti eri tutkimusten välillä, kuten edellä kerrottiin. Hystereesin arvot ovat myös olleet huomattavan paljon suurempia ihmisten in vivo mittauksissa verrattuna in vitro tai eläimillä tehtyihin mittauksiin. Tämä saattaa viitata in vivo ja in vitro mittausten metodologisiin eroihin tai elävän jännekudoksen huonoon elastisen energian hyödyntämiskykyyn. (Finni ym. 2013.) Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli vertailla lämpökameralla tehtyjä mittauksia sekä jänteiden hystereesin määrittämisessä käytettyä ultraäänimenetelmää toisiinsa. Tarkoituksena oli tarkastella vastaisiko hystereesin ja jänteen ominaisuuksien avulla laskettu jänteen teoreettinen lämpeneminen lämpökameralla mitattua jänteen todellista lämpenemistä. Ihmisjänteiden todellisia lämpötilan muutoksia kuormituksen aikana ei ole tutkittu aikaisemmin lämpökameran avulla.

Tutkimuksessa seurattiin oikean jalan akillesjänteen lämpötilan muutosta lämpökameran avulla ennen jalkadynamometrissä tehtyjä isometrisiä nilkanojennuksia sekä viiden minuutin seuranta-ajan aikana. Akillesjänteen hystereesi määritettiin samankaltaisten lihasupistusten aikana ultraääntä hyväksikäyttäen ja arvon perusteella jännteelle laskettiin teoreettinen lämpötilan muutos. Lämpökamera- ja ultraäänimittausten tuloksia verrattiin toisiinsa.

6 MENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui yhteensä 11 miespuolista koehenkilöä. Koehenkilöt olivat nuoria aktiivisesti liikuntaa harrastavia henkilöitä, joilla ei ollut historiaan akillesjänteen vammoista. Koehenkilöt olivat täysi-ikäisiä ja he osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti. Koehenkilöiden tiedot on koottu taulukkoon 1. Ennen tutkimuksen alkua heille selvitettiin mittausten kulku sekä mahdollisesti esiintyvät haittavaikutukset ja he allekirjoittivat suostumuslomakkeen tutkimukseen osallistumisesta. Ultraäänimittausten tulokset voitiin määrittää kaikille yhdelletoista koehenkilölle, mutta lämpökameramittausten tulokset saatiin mittausteknisistä syistä määritettyä ainoastaan yhdeksälle henkilölle.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden perustiedot (MVC = maximal voluntary contraction = isometrisen nilkanojennuksen maksimivoima).

	Ikä, vuotta	Pituus, cm	Paino, kg	MVC, N
n = 11	25,5 ± 3,8	181,6 ± 6,3	76,2 ± 13,9	1864 ± 469

6.2 Mittausprotokolla

Koehenkilöt osallistuivat kahteen eri mittauskertaan, jotka olivat heidän kannaltaan lähes samansisältöisiä. Ensimmäisellä mittauskerralla akillesjänteen ja pohkeen käyttäytymistä seurattiin jalkadynamometrissä tuotettujen isometristen nilkanojennusten aikana lämpökamerakuvauksen avulla. Toisella mittauskerralla pyrittiin määrittelemään akillesjänteen voima-muodonmuutos-käyttäytyminen isometristen nilkanojennusten aikana ultraäänilaitteiston avulla. Isometriset nilkanojennukset pyrittiin tekemään samalla tavalla molemmilla kerroilla, jotta eri menetelmiä voitaisiin verrata keskenään akillesjänteen hystereesiä tarkasteltaessa. Mittaukset suoritettiin eri aikaa, jottei ultraäänianturi tuottaisi lisälämpöä kudoksille ja jotta anturin kiinnittäminen ei peittäisi osaa tarkasteltavasta alueesta.

6.2.1 Lämpökameramittaukset

Koehenkilöt istuivat itse tehdyssä jalkadynamometrissä (Jyväskylän yliopisto) oikea polvi täysin suorana, jalkaterä pedaalilla nilkkakulman ollessa 90° ja lonkkakulma noin 60°. Penkin selkänojan etäisyys asetettiin jokaiselle koehenkilölle mahdollisimman lähelle pedaalia polven ollessa suorana, jolloin pystyttiin minimoimaan nilkan kiertoliike isometristen nilkanojennus-suoritusten aikana. Jalka tuettiin reiden päältä kulkevan joustavan kiristyshihnan avulla. Jalkaterän alle jäävässä pedaalissa oli voima-anturi (Precision TB5-C1, Raute, Nastola, Finland), joka rekisteröi pedaalia vasten tuotetun voiman määrää. Signaali johdettiin 1 kHz taajuudella 16-bittiseen AD-muuntimeen (Power 1401, Cambridge Electronics Design, Iso-Britannia) ja sitä käsiteltiin Spike2-ohjelmiston avulla (Cambridge Electronics, Iso-Britannia). Koehenkilöiden kasvojen tasalla oli monitori, josta he saattoivat seurata tuottamaansa voimaa reaaliajassa.

Ennen varsinaisten mittausten alkua suoritettiin kaksi viiden toiston lämmittelysarjaa noin 50 % ja 70 % voimatasoilla arvioidusta maksimivoimasta (noin kaksi kertaa oma paino). Koehenkilöt seurasivat suullisia ohjeita, jolloin jokainen toisto kesti noin sekunnin ja tahti pysyi samana koko sarjan ajan. Tämän jälkeen koehenkilöitä pyydettiin tuottamaan noin 80 % voimatasolla tuotettu kolmen sekunnin mittainen tasainen lihassupistus kaksi kertaa noin minuutin palautusajalla. Lämmittelyjen jälkeen suoritettiin kolme maksimivoimamittausta, jolloin koehenkilöitä ohjeistettiin työntämään päkiä vasten pedaalia niin kovaa kuin mahdollista kolmen sekunnin ajan. Maksimaalisten suoritusten aikana koehenkilöitä kannustettiin suullisesti.

Suurimmasta maksimivoimasta laskettiin 80 prosentin voimataso ja sitä vastaava horisontaalinen kursori laitettiin koehenkilön näkyville monitorille. Koehenkilöä ohjeistettiin tuottamaan annetussa tahdissa kolme kertaa viiden toiston sarja siten, että voimataso ylitti juuri asetetun viivan. Toistot kestivät supistuksineen ja rentoutuksineen noin sekunnin ja sarjojen välillä oli noin viiden sekunnin tauot. Suorituksen aikana koehenkilöt noudattivat suullisesti annettua tahtia, jolloin toistojen kestot ja sarjojen väliset tauot pysyivät samana. Lämpökamerakuvaukset suoritettiin lämpökameralla (A310, FLIR Systems Inc., Danderyd, Ruotsi), jonka toiminta perustuu kuvauskohteen pinnasta luonnostaan lähtevän ihmissilmälle näkymättömän lämpösäteilyn mittaamiseen. Lämpökameran ilmaisimien avulla muutetaan kohteen lämpösäteily-voimakkuuden lämpötilatiedoksi, josta

lämpökuvaa muodostetaan digitaalisesti reaaliajassa tietokoneelle. (Bernard ym. 2012.) Kameran resoluutio oli 320 x 240 pikseliä ja erottelukyky 0,05 astetta. Kameralla kuvattiin videokuvaa akillesjänteen ja pohkeen alueelta koko suorituksen ajan sekä sen jälkeen viiteen minuuttiin asti 0,1 Hz taajuudella emissiivisyyskertoimen ollessa 0,850. Viiden minuutin seuranta-aikana koehenkilöitä ohjeistettiin rentoutumaan ja pitämään jalkaansa paikallaan. Seuranta-ajan tarkoituksena oli antaa aikaa jänteen ydinlämmön johtumiselle kudoksen pintakerrokseen asti, sillä lämpökamera rekisteröi vain jänteen pinnasta säteilevää lämpöenergiaa.

6.2.2 Ultraäänimittaukset

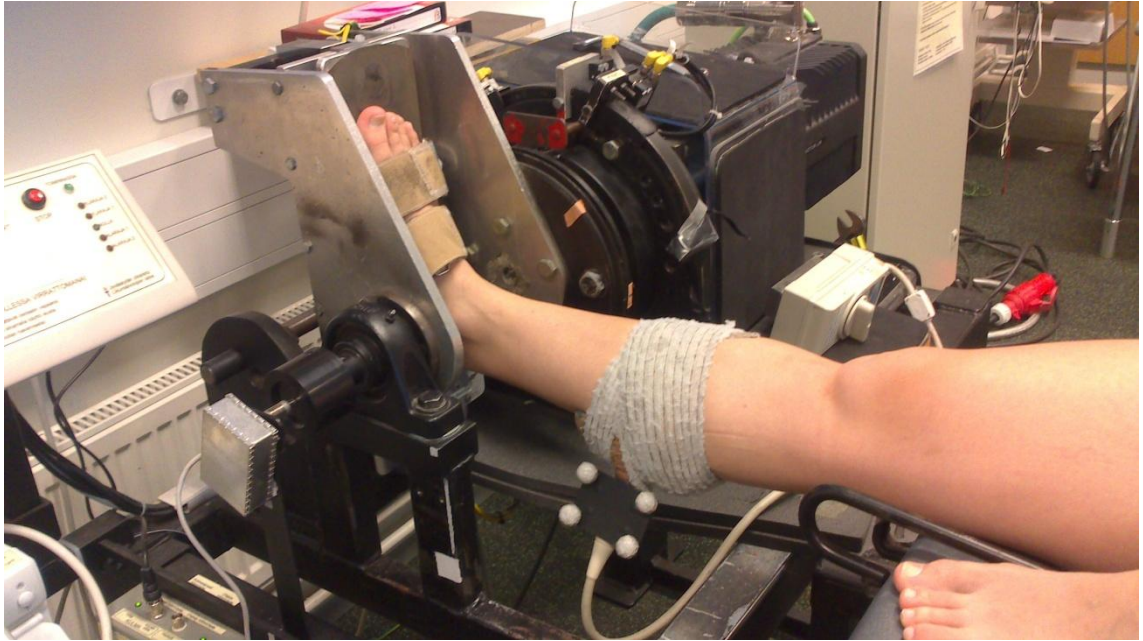
Ultraäänimittauskerralla määritettiin aluksi pohjelihaksiston rakenne ja akillesjänteen poikkipinta-ala ultraäänen avulla. Akillesjänteen mekaaniset ominaisuudet määritettiin sen jälkeen jalkadynamometrissä isometristen nilkanojennusten aikana käyttäen ultraäänen ja liikeanalyysin yhdistelmää. Akillesjänteen voima-muodonmuutos-käyrän määrittämistä varten nilkanojennusvoima, kantapään liike, sisemmän kaksoiskantalihaksen eli mediaalisen gastrocnemiuksen lihasjänneliitoksen paikanmuutos ja ultraäänianturin liikkuminen mitattiin yhtä aikaa ja mittaukset synkronoitiin samanaikaisen pulssin avulla. Ultraäänimittausten aikana seurattiin akillesjänteen molempien päiden liikettä isometrisiä nilkanojennuksia suoritettaessa, jotta akillesjänteen pituuden muutokset saataisiin tarkasti määritettyä.

Aluksi koehenkilöt makasivat päinmakuulla pöydällä ja heidän oikeasta jalastaan määritettiin akillesjänteen kiinnityskohta kantaluuhun ultraäänilaitteiston (Aloka Pro Sound alpha 10) ja 3,6 cm pitkän lineaarisen anturin (UST-5411, Aloka, Japan) avulla. Lisäksi määritettiin leveän kantalihaksen (soleus) sekä sisemmän ja ulomman kaksoiskantalihaksen (gastrocnemius medialis ja lateralis) lihasten alhaisimpien lihasjänneliitosten paikat ja niiden sijainnit merkattiin ihoon. Lisäksi ihoon merkattiin silmämääräisesti arvioitu akillesjänteen kapein kohta sekä koko säären pituutta kuvaava merkki polvitaipeeseen. Kantaluun etäisyys lihasjänneliitoksista, jänteen kapeimmasta kohdasta sekä polvitaipeesta mitattiin mittanauhan avulla oikeasta jalasta. Lisäksi mitattiin koehenkilön jalkaterän vipuvarren pituus sisemmän kehräsluun keskipisteestä isovarpaan tyviniveleen sekä akillesjänteen vipuvarren pituus kantaluusta sisempään kehräsluuhun.

Tämän jälkeen koehenkilöiden akillesjanteiden kapeimmat kohdat kuvattiin asettamalla anturi poikittain janteen päälle. Tämä tehtiin akillesjanteen poikkipinta-alan määrittämistä varten. Anturin ja ihon välissä käytettiin akustista geelityynyä (SonarAid, Geistlich Pharma).

Ultraäänimittaukset suoritettiin jokaiselle koehenkilölle samaan vuorokauden aikaan kuin lämpökameramittaukset, sillä vuorokaudenajan on todettu vaikuttava janteen ominaisuuksiin kuten jäykkyyteen ja venymään (Pearson & Onambele 2006, Onambele-Pearson & Pearson 2007). Mittaukset tehtiin samassa jalkadynamometrissä kuin ensimmäisellä kerralla ja penkki säädettiin jokaiselle koehenkilölle erikseen sopivaksi. Lämmittelyprotokolla oli täysin vastaavanlainen kuin lämpökameramittausten yhteydessä. Nilkanojennuksen voiman lisäksi suoritusten aikana rekisteröitiin akillesjanteen distaalisen pään liikettä kantapään alle jääneen säädettävän vastuksen avulla. Vastus rekisteröi kantapään ja pedaalin välistä lineaarista välimatkaa 1 kHz keräystaajuudella ja 0,1 mm tarkkuudella.

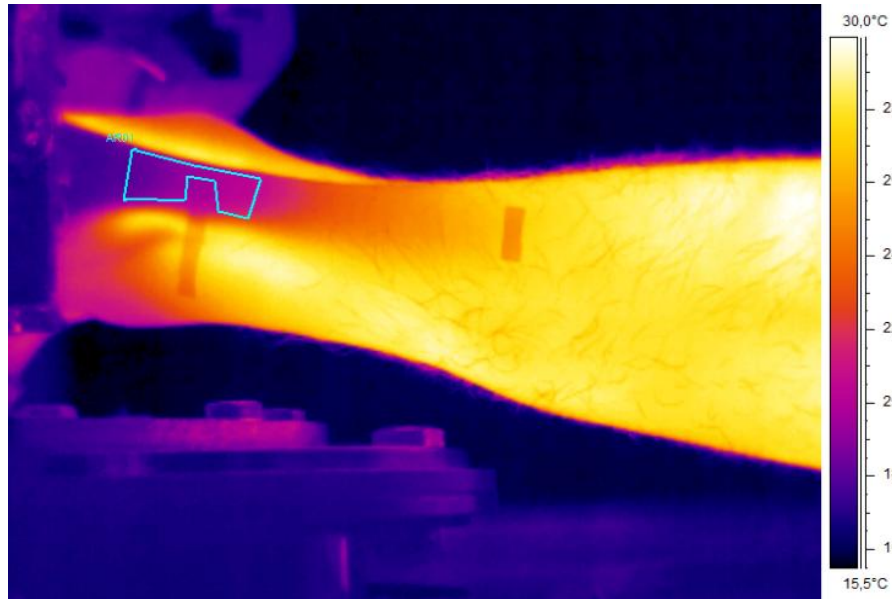
Akillesjanteen proksimaalisen pään liikettä seurattiin ultraäänilaitteiston avulla 70 Hz kuvaustaajuudella. Oikean jalan mediaalisen gastrocnemiuksen lihasjänneliitoksen päälle asetettiin 6 cm lineaarinen ultraäänianturi (UST-5712, Aloka, Japan), ja se kiinnitettiin elastisen siteen avulla paikalleen. Ihon ja anturin välissä käytettiin akustista geelityynyä. Ultraäänianturin tarkoituksena oli seurata lihasjänneliitoksen liikettä isometristen nilkanojennusten aikana. Anturin varteen kiinnitettiin neljä heijastavaa markkeria, jotta anturin mahdollinen liikkuminen suoritusten aikana saataisiin rekisteröityä 2-ulotteisen liikeanalyysin avulla (kuva 8). Tätä varten yksittäinen nopeataajuuksinen videokamera (InLine 250, Fastec Imaging) kuvasi nilkanojennussuorituksia suoraa sivulta 60 Hz kuvaustaajuudella. Koehenkilöt suorittavat kaksi kuuden toiston sarjaa isometrisiä nilkanojennuksia 80 % voimatasolla lämpökameramittausten yhteydessä määritetystä maksimivoimasta.



KUVA 8. Koehenkilö jalkadynamometrissä. Elastisella siteellä pohkeen ympärille kiinnitetyssä ultraäänianturissa neljä heijastavaa markkeria.

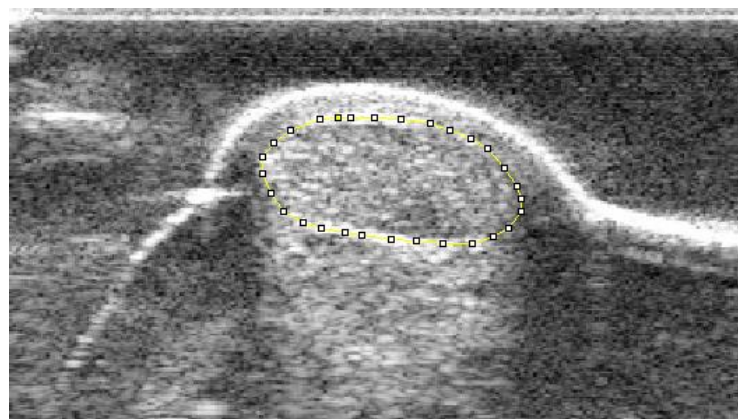
6.3 Aineiston käsittely

Lämpökameramittausten analysointi. Lämpökameran toimintaa ohjattiin ja tiedostot analysoitiin tietokoneen ja ThermaCAM Researcher Pro 2.10 -ohjelman (FLIR Systems, Yhdysvallat) avulla. Lämpökameralla kuvatut videot analysoitiin kuva kerrallaan käyttämällä pinta-alatyökalua, jolla vapaan jänteen alue rajattiin yksittäisistä kuvista (kuva 9). Vapaa jänne määritettiin ultraäänellä paikallistetun kantaluun ja soleuslihasjänneliitoksen sijaintien väliseksi matkaksi. Vapaan jänteen pituuden ja merkkiteippien välimatkan avulla pinta-ala voitiin asettaa peittämään 60 % jokaisen koehenkilön vapaan jänteen pituudesta, jolloin liha- tai luukudosta ei jäänyt pinta-alan sisään. Merkkiteipin kohta rajattiin pinta-alasta pois. Koehenkilöstä riippuen analysoitava pinta-ala kattoi jänteen pituudesta 2,3 – 5,6 senttimetriä. Analyysissä tarkasteltiin alueen minimi-, maksimi- ja keskiarvolämpötiloja.

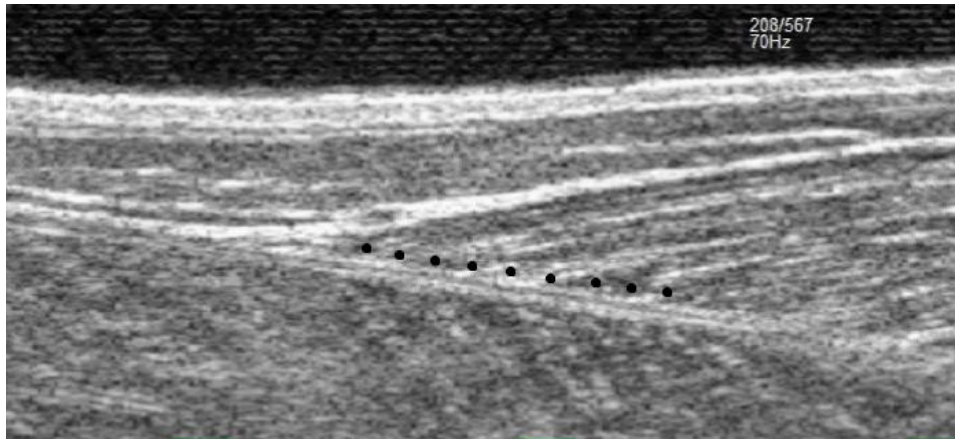


KUVA 9. Isometristen nilkanojennusten aikaisten lämpövideoiden analysointi pinta-alamenetelmällä.

Ultraäänimittausten analysointi. Akillesjänteen poikki pinta-ala määritettiin tietokoneella ilmaisohjelma ImageJ:n (1.44p, National Institutes of Health, Yhdysvallat) avulla. Analysoinnissa käytettiin polygon selections -työkalua (kuva 10). Oikean jalan akillesjänteen kapeimmasta kohdasta otetut kaksi kuvaa analysoitiin molemmat ja poikki-pinta-alan arvona käytettiin näiden kahden kuvan keskiarvoa. Lihasjänneliitoksen paikan muutosta ultraäänivideoissa seurattiin automaattisen seurantaohjelmiston avulla. Yhdeksän seurantapistettä asetettiin linjaan soleus ja gastrocnemius medialis lihasten väliselle aponeuroosille, lihasjänneliitoksen proksimaaliselle puolelle (kuva 11). Ohjelmisto laski jännekudoksen pituuden muutokselle keskiarvon skaalatussa x, y -koordinaatistossa kaikkien pisteiden liikkumisen perusteella. (Magnusson ym. 2003(1).)



KUVA 10. Akillesjänteen poikkipinta-alan määrittäminen ImageJ:n polygon selections -työkalulla.



KUVA 11. Lihasjänneliitoksen paikan muutosta rekisteröivän automaattisen seurantaohjelman toimintaa havainnollistava kuva. Yhdeksän seurantapistettä asetettiin linjaan soleus ja gastrocnemius medialis lihasten väliselle aponeuroosille, lihasjänneliitoksen proksimaaliselle puolelle.

Ultraäänianturin heijastavat markkerit digitoitiin videotiedostoista käyttämällä Peak Motus 2000 -tietokoneohjelmistoa (Peak Performance Technologies, Yhdysvallat) ja markkereiden sijainti suhteessa laboratorion koordinaatistoon määritettiin jäykän kalibroitikappaleen avulla. Jänteen pituus suoritusten aikana määritettiin yhdistelemällä tiedot lihasjänneliitoksen paikasta ultraäänivideoilla, tiedot ultraäänianturin liikkeestä videokuvauksessa ja tiedot kantapään liikkeestä pedaalilla. Lihajänneliitoksen paikka ultraäänikuvauksen koordinaatistossa siirrettiin laboriokoordinaatistoa vastaavaksi käyttämällä hyväksi liikeanalyysistä saatuja tietoja anturin paikasta ja orientaatiosta. Sekä lihasjänneliitoksen että kantapään paikan sijainti samassa koordinaatistossa mahdollisti jänteen pituuden määrittämisen ja pituuden muutoksen seuraamisen näiden kahden pisteen välisenä etäisyytenä. Datan synkronointi ja laskelmat tehtiin Matlab -ohjelmistolla (The MathWorks, Yhdysvallat) käyttämällä itse tehtyjä skriptejä.

Yksittäisten supistusten voima- ja venymädatat keskiarvoistettiin, jotta jokaiselle koehenkilölle saatiin yksi voima-muodonmuutoskuvaaja (kuva 13). Yksittäisten suoritusten keston variaatiokerroin oli $< 0,1$. Jänteen jäykkyys ja Youngin modulus määritettiin voima-pituus- ja kuormitus-venymäkäyristä 10–80 % voimatasoilta, jolloin käyrä oli suoraviivainen, pienimmän neliösumman menetelmällä. Kuormitus saatiin jakamalla jänteessä vaikuttava voima jänteen poikkipinta-alalla ja venymä suhteuttamalla pituus lepopituuteen. Hystereesi laskettiin koko voima-muodonmuutoskäyrän matkalta supistumis- ja rentoutumisvaiheen käyrien pinta-alojen prosentuaalisena erotuksena.

Isometrisen lihassupistuksen aikana akillesjänteeseen varastoituneen kokonaisenergian määrä saatiin selville liike-energian yhtälöstä

$$(1) \quad E = \frac{1}{2}kx^2,$$

jossa k on jänteen jäykkyys ja x jänteen venymä. Kertomalla saatu kokonaisenergia hystereesillä ja toistojen lukumäärällä (15), saatiin selville supistusten aikana hukkaan kuluvan energian määrä, minkä oletettiin tutkimuksessa muuntuvan kokonaisuudessaan lämpöenergiaksi. Sijoittamalla saatu energia lämpöenergian kaavaan

$$(2) \quad E = cm\Delta T,$$

voitiin yhtälöstä ratkaista jänteen teoreettinen lämpötilan muutos ΔT . Jänteen ominaislämpökapasiteettina käytettiin veden ominaislämpökapasiteetin arvoa $4190 \frac{\text{J}}{\text{K}\cdot\text{kg}}$. Massan määrittämisessä jänteen oletettiin olevan sylinterin muotoinen tasapaksu kappale. Tällöin massa saadaan yhtälöstä

$$(3) \quad m = \rho V = \rho Al,$$

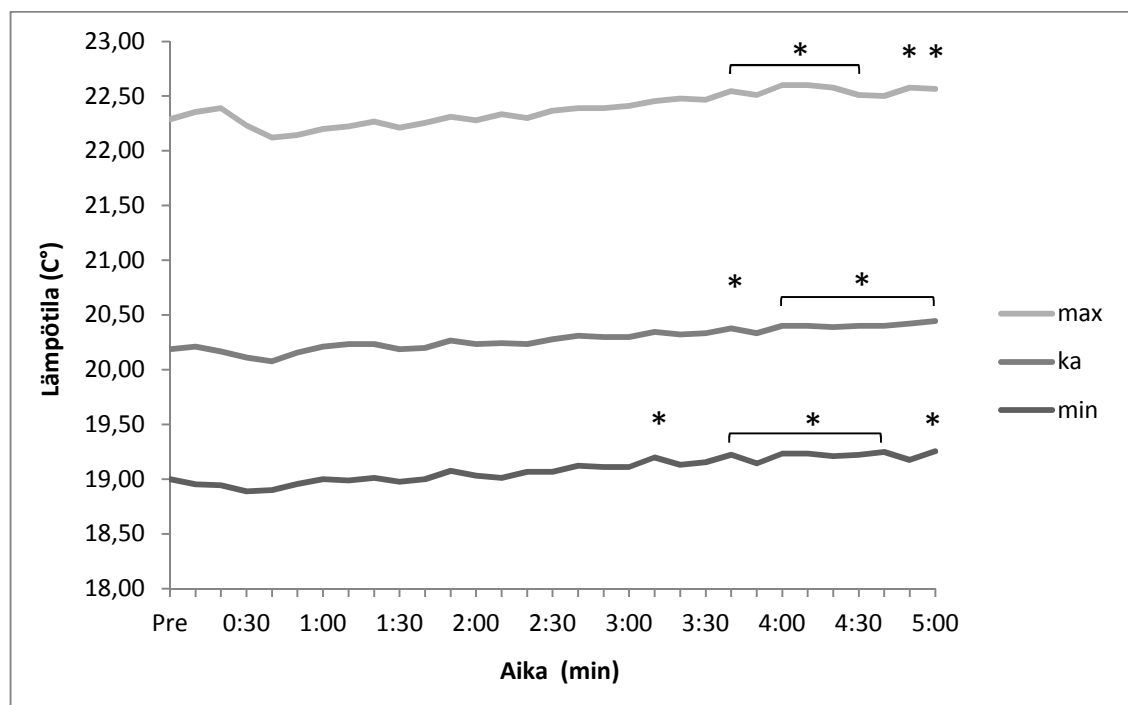
jossa A on jänteen poikkipinta-ala ja l jänteen pituus kantaluun ja gastrocnemius medialiksen lihasjänneliitoksen välisenä välimatkana. Tiheyden ρ arvona käytettiin veden tiheyttä 1 kg/dm^3 .

6.4 Tilastollinen analyysi

Tulosten tilastolliset analyysit suoritettiin SPSS 19.0 (Statistical Package for the Social Sciences) (SPSS Inc., Yhdysvallat) ja kuvaajat piirrettiin Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corporation, Yhdysvallat) tietokoneohjelmilla. Tuloksista laskettiin koehenkilöryhmän keskiarvot ja keskihajonnat. Aineisto oli normaalisti jakautunutta, joten tilastollisissa analyyseissä käytettiin parillista T-testiä testattaessa millä ajan hetkellä akillesjänteen lämpötilan nousu erosi pre-arvosta, sekä eroa teoreettisen ja todellisen lämpötilan nousun välillä. Lisäksi hystereesin ja todellisen lämpötilan muutoksen välille tehtiin Pearsonin korrelaatioanalyysi muuttujien välisen korrelaation selvittämiseksi. Merkitsevyyden raja p oli $< 0,05$.

7 TULOKSET

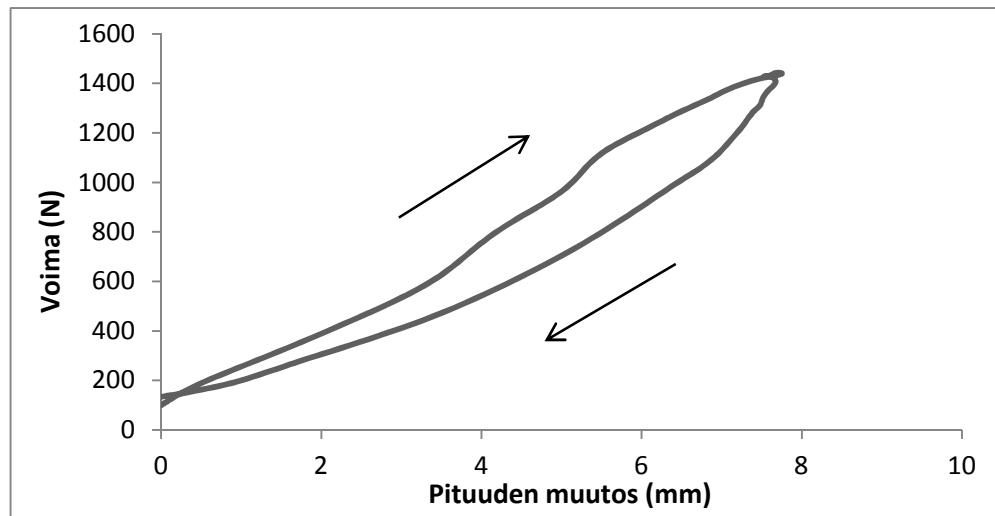
Lämpökameramittaukset. Kuvassa 12 nähdään lämpökameramittausten tulokset keskiarvostettuna pre-hetkellä eli ennen isometristen nilkanojennusten alkua, supistusten aikana (noin ajassa 0:10 - 0:40) sekä viiden minuutin kokonais seuranta-ajan aikana. Vapaata jännettä peittäneen pinta-alan maksimi-, minimi- sekä keskiarvot ovat esitetty omina viivoinaan. Maksimilämpötila erosi pre-arvosta tilastollisesti merkitsevästi ajan hetkillä 3:40 – 4:30 sekä 4:50 ja 5:00. Keskiarvolämpötila erosi pre-hetkestä ajassa 3:30 ja 3:50 – 5:00 ja minimilämpötila taas hetkillä 3:10, 3:40 – 4:40 sekä 5:00.



Kuva 12. Kakkien koehenkilöiden keskiarvostetut lämpötilanmuutokset pre-hetkellä ja viiden minuutin seuranta-aikana pinta-ala-analyysillä tarkasteltuna. Alueen maksimi-, keskiarvo- ja minimilämpötilat omina käyrinä (* = tilastollisesti merkitsevä ero pre-hetkeen kun $p < 0,05$, max = maksimilämpötila, ka = keskiarvolämpötila, min = minimilämpötila, N = 9).

Ultraäänimittaukset. Kuvassa 13 on esitettyä esimerkkinä yhden koehenkilön akillesjän- teeseen vaikuttavan voiman ja pituuden muutoksen suhteesta kaikkien viidentoista iso- metrisen nilkanojennussuoritusten keskiarvona. Taulukkoon 2 on koottu kaikkien yh- dentoista koehenkilön ultraäänimittausten tulokset hystereesin, jäykkyyden, Youngin moduluksen, jänteen poikkipinta-alan ja pituuden (kantaluusta gastrocnemius medialis

lihasjänneliitokseen) osalta sekä yhtälön (1) mukaan laskettu akillesjäteeseen varastoituneen energian määrä yhden lihasupistuksen aikana.



KUVA 13. Yhden koehenkilön keskiarvokuvaaja akillesjäteeseen vaikuttavan voiman ja pituuden muutoksen suhteesta.

TAULUKKO 2. Tulostaulukko ultraäänellä määritetyistä akillesjätteen ominaisuuksista sekä laskennallinen jänteeseen varastoituvan energian määrä yhden supistuksen aikana (KA = keskiarvo, KHA = keskihajonta).

KH	Hystereesi (%)	Jäykkyys (N/mm)	Youngin modulus (Gpa)	Poikkipinta-ala (mm ²)	Pituus kantaluu-GM (mm)	Varastoitunut energia (J)
1	7	261	1,18	58	196	9,8
2	15	328	1,39	68	185	12,0
3	12	516	2,23	62	175	20,9
4	4	217	1,11	62	221	17,1
5	6	216	1,01	66	215	18,8
6	29	194	0,65	70	157	4,5
7	1	290	1,39	67	215	14,6
8	3	350	1,34	66	165	19,1
9	-2	281	1,15	65	181	13,1
10	2	178	0,97	50	209	10,5
11	15	351	1,21	79	208	24,8
KA	8,9	291	1,25	65	193	15,4
KHA	8,9	97	0,39	7	22	5,8

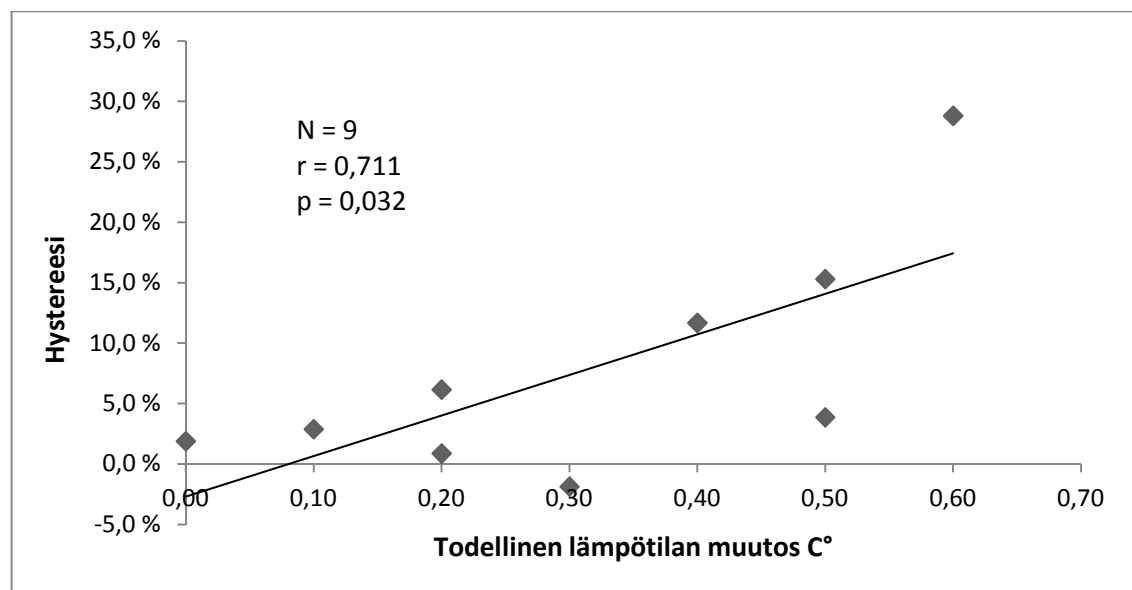
Yhtälön (2) avulla laskettu akillesjätteen teoreettinen lämpötilannousu viidentoista lihasupistuksen aikana on esitetty jokaiselle koehenkilölle taulukossa 3. Taulukossa on esitettyä myös lämpökameralla määritetty jänteen todellinen lämpötilan muutos. Muutos oli pinta-ala-analyysin keskiarvolämpötilan huippuarvon ja pre-hetken arvojen ero-

tus. Kaikkien koehenkilöiden pinta-ala-analyysin keskiarvon huippulukema löytyi 3:00 – 5:00 väliseltä ajalta. Parillisen T-testin mukaan teoreettinen ja todellinen lämpötilan muutos eivät eronneet toisistaan ($p = 0,925$).

TAULUKKO 3. Teoreettinen ja todellinen lämpötilanmuutos (KA = keskiarvo, KHA = keskihajonta).

KH	Teoreettinen lämpötilan muutos (C°)	Todellinen lämpötilan muutos (C°)
1	0,215	
2	0,521	
3	0,805	0,400
4	0,174	0,500
5	0,292	0,200
6	0,416	0,600
7	0,032	0,200
8	0,181	0,100
9	-0,075	0,300
10	0,069	0,000
11	0,826	0,500
KA	0,314	0,311
KHA	0,3	0,2

Ultraäänimittausten avulla määritetyn akillesjänteen hystereesin ja lämpökameramittausten avulla mitatun jänteen todellisen lämpenemisen välillä havaittu yhteys jokaisen koehenkilön osalta ($N = 9$) sekä koko ryhmän korrelaatio ovat esitettynä kuvassa 14.



KUVA 14. Hystereesin ja todellisen lämpötilan muutoksen välinen yhteys (r = Pearsonin korrelaatiokerroin, p = merkitsevyystaso).

8 POHDINTA

Päätulokset

Tutkimuksessa havaittiin akillesjänteen hystereesin olevan 8,9 %, ja sen avulla lasketun jänteen teoreettisen lämpenemisen isometristen nilkanojennusten aikana 0,314 °C. Lämpökameralla mitattu todellinen akillesjänteen lämpeneminen oli keskimäärin 0,311 °C. Teoreettisen ja todellisen lämpötilan muutoksen välillä ei ollut tilastollisesti merkittävää eroa, joten laskennallinen lämpötilan muutos vastasi todellisuudessa mitattua arvoa. Akillesjänteen hystereesin ja todellisen lämpötilan muutoksen välillä havaittiin vahva positiivinen korrelaatio ($r = 0,711$, $p = 0,032$). Akillesjänteen hystereesillä ja jänteen todellisella lämpenemisellä ilmeni siten yhteys.

Lämpötilan muutos

Lämpöenergia voi siirtyä johtamalla kontaktissa toiseen materiaaliin, konvektoitumalla eli kulkeutumalla ilman tai esimerkiksi verenkierron avulla ja säteilemällä ympäröivään tilaan (Bernard ym. 2012). Lämmön kulkeutumiseksi lasketaan myös hikoilussa tapahtuva veden haihtuminen ihon pinnalta, joka on tärkeä lämmönsäätelymekanismi elimistössä (Formenti ym. 2013). Tässä tutkimuksessa akillesjänteen lämpöenergian johtumisen oletettiin olevan hyvin vähäistä, sillä jänne ei ollut kosketuksissa muiden materiaalien kuin sitä lämpimämmän lihaskudoksen kanssa. Hikoilua voidaan pitää isometristen nilkanojennusten aikana myös varsin olemattomana, vaikkakin veden haihtumista iholta tapahtuu koko ajan. Lämpöenergian konvektoituminen eli siirtyminen kudoksessa virtaavaan vereen on myös eräs elimistön lämmöntasoitamismekanismeista. Hyvä verenkierto viilentää lämmennettyä kudosta, mutta koska jänteen verenkierto on varsin heikkoa, viilennysmenetelmä on todennäköisesti melko tehoton jännekudoksessa (Wilson & Goodship 1994). Näin ollen tutkimuksessa oletettiin kaiken jänneessä esiintyvän lämmön säteilevän viileämpään (huoneen lämpötila noin 20 astetta) ympäristöön ja että kaikki lämpöenergia saatiin rekisteröityä lämpökameran avulla.

Lämpökameralla havaittu vapaan jänteen todellinen lämpötilan nousu oli varsin pientä analyysipinta-alan minimi-, maksimi- ja keskiarvolämpötiloissa. Tilastollisesti merkittävä nousu havaittiin kuitenkin ajoissa 3:10, 3:40 ja 3:30 min. Ero supistuksia edeltävään lämpötilaan pysyi merkittävänä myös minimi-, maksimi ja keskiarvolämpötilojen

viimeisessä mittauspisteessä viiden minuutin kohdalla. Vaikka koehenkilöt pysyivät paikallaan lihassupistusten jälkeen, ei selkeää tasaantumista lämpötiloissa havaittu viiden minuutin seuranta-ajan aikana. Tämä herättää kysymyksen siitä, oliko jänteessä havaittu lämpötilan muutos todella peräisin jänteen hystereesin aiheuttamasta lämpötilan noususta vai ympäröivistä lihaskudoksista peräisin olevasta lämpöenergiasta, joka olisi siirtynyt jännekudokseen mahdollisesti verenkierron ja kudoksetkontaktista aiheutuneen johtumisen seurauksena. Lihakset pystyvät hyödyntämään supistukseensa vain hieman reilut 20 % käyttämästään metabolisesta energiasta ja loput lähes 80 % muuntuu lämmöksi (van Beek ym. 2011). Näin ollen lihaskudoksen lämmöntuotto on varsin suurta ja se on saattanut vaikuttaa myös akillesjänteestä mitattuun lämpötilaan. Lämmön mahdollista johtumista olisi hyvä tarkastella jatkotutkimuksissa analysoimalla vapaan jänteen alue pienempien pinta-alojen avulla ja vertailemalla distaalisen ja proksimaalisen pään lämpötiloja toisiinsa. Lisäksi Formenti ym. (2013) havaitsivat tutkimuksessaan eroja kestävyysurheilijoiden ja inaktiivisten pohjelihaksiston lämpötilan muutoksessa päkiöille noususuorituksen aikana. Urheilijoiden pohjelihaksiston lämpötilan muutos oli merkitsevästi suurempaa ja muutos ilmeni nopeammin suorituksen aikana ja sen jälkeen. Voi siten myös olla, että koehenkilöiden erilaiset taustat ovat vaikuttaneet tässä tutkimuksessa mitattuihin lämpötiloihin. Mahdolliset erot taustoissa lienee kuitenkin vaikuttaneet myös mitattuihin hystereesiarvoihin, mitä vahva korrelaatio mittausten välillä tukee.

Hystereesi

Tässä tutkimuksessa akillesjanteiden keskimääräinen hystereesi oli 9 %, mutta aiemmissa tutkimuksissa hystereesin arvoksi on saatu jopa lähemmäs 30 % (esim. Lichtwark & Wilson 2005, Kubo ym. 2005). Jos tämän tutkimuksen kaikkien koehenkilöiden jänteiden hystereesi olisi ollut esimerkiksi 25 %, olisi akillesjanteiden lämpötilan tullut nousta teoriassa jopa 1,1 celsius-astetta. Nyt todellinen lämpötilan nousu oli vain alle kolmasosa tästä (0,311 °C), mikä tukee ajatusta siitä, etteivät aiemmissa tutkimuksissa saadut korkeat hystereesiarvot (> 20 %) voine pitää paikkaansa. Suurella hystereesiarvolla jo muutaman minuutin voimakas lihastyöskentely aiheuttaisi jänteen ylikuumentumisen ja vaurioiden synnyn kudorakenteisiin. Jänteiden ylikuumentumisvauriot ovat normaaleissa olosuhteissa äärimmäisen harvinaisia ja jos tälle olisi riskinsä, olisi jonkinlainen viilennysjärjestelmä, kuten tehokkaampi verenkierto, todennäköisesti kehittynyt suojelemaan jännekudosta. (Ker 1981.)

Tutkimuksessa havaittiin suhteellisen suurta hajontaa hystereesiarvoissa keskihajonnan ollessa 8,9 % ja positiivisten tulosten vaihteluvälin ollessa 0,9–28,8 %. Vastaavia tuloksia on havaittu myös aiemmissa tutkimuksissa (esim. Farris ym. 2011, Kubo ym. 2002). Suuri vaihtelu eri henkilöiden välillä voi kertoa mittausten epätarkkuudesta tai siitä, että eri yksilöiden välillä esiintyy suurta fysiologista vaihtelua jänteiden hystereesiarvoissa. Tutkimuksessa havaittiin hajontaa myös lämpökameralla mitatuissa todellisissa lämpötilan muutoksissa. Koehenkilöiden keskihajonta oli 0,19 celsius-astetta ja lämpötilan muutos vaihteli 0 ja 0,6 asteen välillä. Suuri vaihteluväli yhdessä todellisen lämpötilan muutoksen ja hystereesin välisen vahvan korrelaation kanssa kertovat siitä, että yksilöiden välinen suuri fysiologinen vaihtelu on todennäköisesti täysin todellista. Jänteiden hystereesiarvon vaihtelu eri henkilöiden kesken asettanee eri yksilöt eriarvoiseen asemaan esimerkiksi liikkumisen taloudellisuuden ja ylikuumenemisestä johtuvan vammaherkkyuden suhteen. (Farris ym. 2011.)

Ultraäänimittausten perusteella määritetyn akillesjänteen hystereesin sekä lämpökameralla rekisteröidyn jänteen todellisen lämpötilan muutoksen välillä havaittu vahva korrelaatio ($r = 0,711$, $p = 0,032$) osoittaa sen, että näiden kahden eri mittausten välillä on yhteys. Näin ollen on perusteltua odottaa, että akillesjanteissa isometristen nilkanojennusten aikana havaittu lämpötilan nousu on pääosin seurausta hystereesin synnyttämästä lämpöenergiasta, eikä siihen juurikaan vaikuttaisi aiemmin pohdittu lihaskudoksen lämmöntuoton vaikutus jänteen lämpötilaan verenkierron ja johtumisen seurauksena.

Mittausongelmia

Lämpökameran toiminta perustuu pinnan emittoiman eli lähettämän lämpösäteilyn mittaamiseen ja säteilyenergian määrän muuntamiseksi lämpötilaksi Stefan-Boltzman yhtälön $R = \varepsilon\sigma T^4$ mukaisesti. Yhtälössä R tarkoittaa säteilyenergian määrää, ε pinnan emissiivisyyttä, σ Stefan-Boltzmanin vakiota sekä T lämpötilaa. (McCafferty ym. 2011.) Emissiivisyys kuvastaa kappaleen säteilemän energian osuutta kappaleen kokonaisenergian määrästä ja se ilmaistaan desimaalilukuna nollan ja ykkösen väliltä. Mitä suurempi emissiivisyys on, sitä vähemmän kappale heijastaa ympäristön energiaa ja sitä enemmän kappale säteilee lämpöä. (Bernard ym. 2012.) Tässä tutkimuksessa lämpökamerakuvausten emissiivisyyslukuna käytettiin kameran oletusarvoa 0,850. Myöhempi tarkastelu kuitenkin osoitti, ettei käytetty emissiivisyysluku vastaa ihon emissiivisyyttä, sillä ihmi-

sen iholle luku on tutkimusten mukaan 0,98 (Villaseñor-Mora ym. 2009, Steketee 1973). Näin ollen tutkimuksessa lämpökameralla mitatut todelliset, absoluuttiset lämpötila-arvot ovat hieman yliarvioituja. Väärä emissiivisyyskerroin ei kuitenkaan vaikuttane tutkimuksessa tarkasteltuihin lämpötilan muutoksen arvoihin.

Tutkimuksessa akillesjänteen hystereesi oli ryhmän keskiarvona 8,9 % ja vaihteli koehenkilöstä riippuen pienimmän arvon -1,9 % ja suurimman arvon 28,8 % välillä. Erään koehenkilön hystereesin arvoksi tuli siten negatiivinen luku, mikä ei todellisuudessa voi pitää paikkaansa vaan johtuu mittausten menetelmän epätarkkuudesta. Virhe johtune ultraäänilaitteiston matalammasta keräystaajuudesta (70 Hz) verrattuna voimadatan keräystaajuuteen (1 kHz). Tästä johtuen ultraääni- ja voimadataa ei kyetä synkronoimaan täysin optimaalisesti. Finni ym. (2013) selvittivät raportissaan 10 ms mittaisen epäsynkronoinnin voiman ja jänteen pituudenmuutoksen välillä aiheuttavan jopa 9–10 % eron hystereesin arvossa. Hystereesin keskiarvon ollessa matala, voi osa aineistosta siten saada negatiivisia arvoja. Systemaattisesta virheestä johtuvien negatiivisten arvojen poisto muuttaisi keskiarvoa todellisuutta korkeammaksi, mikä vääristäisi tulosta. Tämä voi osaltaan selittää in vivo tutkimusten suurempia hystereesiarvoja in vitro tutkimuksiin verrattuna. Tämä huomioon ottaen negatiivisia hystereesiarvoja ei ole perusteltua poistaa aineistosta. (Peltonen ym. 2013.) Toisaalta hystereesin ja todellisen lämpötilan muutoksen välillä havaittu korrelaatio kuitenkin tukee sitä, että yksilöiden välillä havaittu vaihtelu olisi todellista eikä epäsynkronoinnista johtuvaa.

Mahdollisia virhelähteitä tarkasteltaessa tulee huomioon ottaa myös akillesjänteeseen vaikuttavan voiman mittaamisessa käytetyt yksinkertaistukset. Tutkimuksessa oletettiin kaiken nilkanojennusvoiman olevan peräisin gastrocnemius lihaksesta, eikä yhteisvaikutuslihasten eli synergistien tai vastavaikuttajalihasten eli antagonistien vaikutusta nilkanojennusvoimaan tutkittu ja korjattu. Gastrocnemiuksen osuutta nilkanojennuksen resultanttivoimasta (päävaikuttajalihaksen, antagonistien, synergistien, nivelsiteiden ja luiden kontaktivoimien aiheuttama summavoima) ei näin ollen voida tarkasti tietää ja voi olla mahdollista, että osuus vaihtelee supistus- ja rentoutumisvaiheen aikana. Pyrittäessä välttämään tätä, tulisi nilkka- ja polvinivelten geometrian pysyä täysin saman supistus- ja rentoutumisvaiheissa, mitä on lähes mahdoton saavuttaa in vivo mittauksissa. (Commentaries on viewpoint: Arampatzis ym. mukaan 2013.) Jänteeseen vaikuttavaan voimaan voivat lisäksi vaikuttaa yksilölliset erot neuraalisessa kontrollissa eri li-

hasten välillä sekä muutokset lihaksen sisäisessä voimanvälityksessä (Commentaries on viewpoint: Lichtwarkin & Cresswellin mukaan 2013). Näin ollen akillesjanteeseen vaikuttavan voiman määrittäminen aiheuttaa aina haastetta määritettäessä janteen hystereesin arvoa.

Tässä tutkimuksessa jokaisen koehenkilön akillesjanteen vipuvarsi kuitenkin mitattiin, jolloin tarkkuus akillesjanteeseen vaikuttavan voiman määrittämisestä parani huomattavasti verrattuna siihen, että tutkimuksessa olisi käytetty kirjallisuudesta peräisin olevia arvoja. Näin ollen myös yksilöiden välinen variaatio on mukana tutkimustuloksissa. (Finni ym. 2013.) Lisäksi tutkimuksessa yhdistettiin ultraääni, liikeanalyysi, kantapään liikkeen mittaus sekä voimamittaukset määritettäessä janteen voima-muodonmuutoskäyttäytymistä. Vastaavaa menetelmää on käytetty aiemmissakin tutkimuksissa (Peltonen ym. 2012, Stenroth ym. 2012, Gerus ym. 2011). Tämä menetelmä ottaa huomioon mahdolliset ultraäänianturin ja kantapään liikkeet isometristen lihassupistusten aikana, joista anturin liike voi aiheuttaa jopa 40 % yliarviointivirheen janteen pituudessa (Gerus ym. 2011). Huolimatta siitä, että nilkkadynamometrin tuoli asetettiin jokaiselle koehenkilölle erikseen mahdollisimman sopivaksi, saattaa nilkkanivelen liike olla muutamia asteita isometristen nilkkojen aikana. Kantapään liikkeen huomiotta jättäminen voisi siten aiheuttaa jopa 30 % virheen janteen pituuden muutosta tarkasteltaessa. (Magnusson ym. 2001.) Tässä tutkimuksessa käytetyssä tutkimusmenetelmässä nämä virhelähteet eliminoitiin.

Muutamia muutkin oletukset voivat lisäksi aiheuttaa virhettä tutkimustuloksiin. Teoreettista lämpötilan nousua laskettaessa janteen oletettiin olevan sylinterin muotoinen koko pituudeltaan, mikä ei todellisuudessa pidä täysin paikkaansa, sillä lihas-jänneliitoksen kohdalla jänne on muodoltaan litteä (Farris ym. 2011). Lämpökamera-analyysillä tarkasteltiin kuitenkin ainoastaan vapaan janteen aluetta, jossa janteen voidaan pitää olevan lähellä sylinterin muotoista kappaletta. Olettamuksia tehtiin lisäksi janteen tiheyden ja ominaislämpökapasiteetti arvojen suhteen, sillä niiden oletettiin vastaavan veden vastaavia arvoja. Aiemmin ilmi tuotu oletus siitä, että kaikki lämpöenergia olisi poistunut janteesta ainoastaan säteilyn muodossa, aiheuttaa myös lievän virhelähteen tutkimukselle.

Yhteenveto

Tutkimuksen perusteella näyttäisi siltä, että lämpökamera soveltuisi jänteiden hystereesin määrittämiseen, sillä kameralla määritetty todellinen lämpötilan muutos ei eronnut hystereesin perusteella määritetystä teoreettisesta lämpötilan muutoksesta. Lisäksi akillesjänteen ultraäänen avulla määritetyn hystereesin ja todellisen lämpötilan muutoksen välillä havaittu korrelaatio kertoo näiden kahden eri mittausmenetelmän välisestä yhteydestä. Korrelaatio havaittiin yksilöiden välisestä suuresta hajonnasta huolimatta, mikä kertonee siitä, että jänneominaisuuksissa esiintyy todellisuudessa suhteellisen suurta yksilöiden välistä fysiologista vaihtelua. Jotta lämpökameraa voitaisiin suositella jänteiden hystereesin määrittämiseen, tulisi lisätutkimuksia tehdä isommalla koehenkilöjoukolla sekä mahdollisuuksien mukaan tarkemmalla ultraäänilaitteistolla. Lisäksi huomiota tulisi käyttää lämpökamerakuvaukselle optimaalisiin asetuksiin sekä kuvien analysointitapaan ja analysoitavan ajanjakson pituuden merkitykseen tuloksissa.

9 LÄHTEET

- 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.
- Bernard, V., Staffa, E., Mornstein, V. & Bourek, A. 2012. Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, artikkeli painossa. Saatavilla Internetistä 19.10.2012 alkaen <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S112017971200186X>
- Birch, H., Wilson, A. & Goodship, A. 1997. The affect of exercise-induces localized hyperthermia on tendon cell survival. *The Journal of Experimental Biology* 200, 1703–1708.
- Butler, D., Grood, E. & Noyes, F. 1978. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 6, 125–181.
- Commentaries on Viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon. 2013. *Journal of Applied Physiology* 114, 518–520.
- Duenwald, S., Vanderby, R. Jr. & Lakes, R. 2009. Viscoelastic relaxation and recovery of tendon. *Annals of Biomechanical Engineering* 37, 1131–1140.
- Farris, D., Trewartha, G. & McGuigan, M. 2011. Could intra-tendinous hyperthermia during running explain chronic injury of the human Achilles tendon? *Journal of Biomechanics* 44, 822–826.
- Finni, T., Peltonen, J., Stenroth, L. & Cronin, N. 2013. Viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon. *Journal of Applied Physiology* 114, 515–517.
- Formenti, D., Ludwig, N., Gargano, M., Gondola, M., Dellerma, N., Caumo, A. & Alberti, G. 2013. Theramla imaging of exercise-associated skin temperature changes in trained and untrained female subjects. *Annal of Biomechanical Enineering* 41, 863–871.

- Fukashiro, S., Hay, D. & Nagano, A. 2006. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of Applied Biomechanics* 22, 131–147.
- Fukashiro, S., Noda, M. & Shibayama, A. 2001. In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg. *Acta Physiologica Scandinavica* 172, 241–248.
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H. & Maganaris C. 2001. In vivo behavior of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society B Biological Sciences* 268, 229–233.
- Gerus, P., Guillaume, R. & Berton, E. 2011. A method to characterize in vivo tendon force–strain relationship by combining ultrasonography, motion capture and loading rates. *Journal of Biomechanics* 44, 2333–2336.
- 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.
- Jozsa, L., Balint, J., Kannus, P., Järvinen, M. & Lehto, M. 1993. Mechanoreceptors in human myotendinous junction. *Muscle & Nerve* 16, 453–457.
- Kannus, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10, 312–320.
- 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.
- Ker, R. 1981. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*ovis aries*). *Journal of Experimental Biology* 93, 283–302.
- Kirkendall, D. & Garrett, W. 1997. Function and biomechanics of tendons. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 7, 62–66.
- Kjaer, 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.
- Komi, P. 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33, 1197–1206.

- Kubo, K., Akima, H., Ushiyama, J., Tabata, I., Fukuoka, H., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2004. Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. *British Journal of Sports Medicine* 38, 324–330.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2005. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch – shortening cycle exercise in vivo. *Journal of Sports Sciences* 23, 851–860.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2003. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *European Journal of Applied Physiology* 88, 520–526.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2001. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology* 90, 520–527.
- Kubo, K., Kawakami, Y., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2002. Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 12, 3–8.
- Kubo, K., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 1999. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology* 87, 2090–2096.
- Lichtwark, G. & Wilson, A. 2005. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *The Journal of Experimental Biology* 208, 4715–4725.
- Maganaris, C. 2002. Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *Journal of Biomechanics* 35, 1019–1027.
- Maganaris, C., Narici, M. & Maffulli, N. 2008. Biomechanics of the Achilles tendon. *Disability and Rehabilitation* 30, 1542–1547.
- Maganaris, C. & Paul, J. 1999. In vivo human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology* 521, 307–313.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Rosanger, S., Dyhre-Poulsen, P. & Kjaer, M. 2001. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *Journal of Physiology* 531, 277–288.
- Magnusson, S. P., Hansen, P., Aagaard, P., Brond, J., Dyhre-Poulsen, P., Bojsen-Moller, J. & Kjær, M. 2003 (1). Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiologica Scandinavia* 177, 185–195.

- Magnusson, S. P., Hansen, P. & Kjær, M. 2003 (2). Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13, 211–223.
- McCafferty, D., Gilbert, C., Paterson, W., Pomeroy, P., Thompson, D. & Ancel, A. 2011. Estimating metabolic heat loss in birds and mammals by combing infrared thermography with biophysical modeling. *Comparative Biochemistry and Physiology, Part A* 158, 337–345.
- 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. 2010. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *Journal of Biomechanics* 43, 1190–1195.
- Onambele-Pearson, G. & Pearson, S. 2007. Time-of-day effect on patella tendon stiffness alters vastus lateralis fascicle length but not the quadriceps force–angle relationship. *Journal of Biomechanics* 40, 1031–1037.
- Pearson, S. & Onambele, G. 2006. Influence of time of day on tendon compliance and estimations of voluntary activation levels. *Muscle Nerve* 33, 792–800.
- Peltonen, J., Cronin, N., Stenroth, L., Finni, T. & Avela, J. 2013. Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo. *SpringerPlus* 2, 212.
- Peltonen, J., Cronin, N., Stenroth, L., Finni, T. & Avela, J. 2012. Achilles tendon stiffness is unchanged one hour after a marathon. *The Journal of Experimental Biology* 215, 3665–3671.
- Pollock, C. & Shadwick R. 1994. Relationship between body mass and biomechanical properties of limb tendons in adult mammals. *American Journal of Biomechanics* 27, 899–905.
- Roberts, T. 2002. The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A* 133, 1087–1099.
- Sasaki, K. & Neptune, R. 2006. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the perfect gait transition. *Gait & Posture* 23, 383–390.
- Shadwick, R. 1990. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *Journal of Applied Physiology* 68, 1033–1040.

- Steketee, J. 1973. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Physics in Medicine and Biology* 18, 686–694.
- Stolinski, C. 1995. Disposition of collagen fibrils in human tendon. *Journal of Anatomy* 186, 577–583.
- Svensson, R., Hansen, P., Hassenkam, T., Haraldsson, B., Aagaard, P., Kovanen, V., Krogsgaard, M., Kjaer, M. & Magnusson S. 2012. Mechanical properties of human patellar tendon at the hierarchical levels of tendon and fibril. *Journal of Applied Physiology* 112, 419–426.
- van Beek, J., Supandi, F., Gavai, A., de Graaf, A., Binsl, T. & Hettling, H. 2011. Simulating the physiology of athletes during endurance sports events: modeling human energy conversion and metabolism. *Philosophical Transactions of the Royal Society A* 369, 4295–4315.
- Villaseñor-Mora, C., Sanchez-Marin, F. & Calixto-Carrera, S. 2009. An indirect skin emissivity measurement in the infrared thermal range through reflection of a CO₂ laser beam. *Revista Mexicana de Física*, 55, 387–392.
- Wilson, A. & Goodship, A. 1994. Exercise-induced hyperthermia as a possible mechanism for tendon degeneration. *Journal of Biomechanics* 27, 899–905.
- Zhao, H., Ren, Y., -wu, Y-N, Liu, S. & Zhang L-Q. 2009. Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. *Journal of Applied Physiology* 106, 843–849.