

**KESTÄVYYSHARJOITUSKUORMAN LISÄÄMISEN VAIKUTUS
POHJELIHASTEN JÄYKKYYTEEN**

Tiia Finne

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma
Liikuntatieteellinen tiedekunta
Jyväskylän yliopisto
Kevät 2021
Ohjaaja: Tajja Juutinen

TIIVISTELMÄ

Finne, T. 2021. Kestävyysharjoituskuorman lisäämisen vaikutus pohjelihasten jäykkyyteen. Liikuntabiologia, Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 66 s., 2 liitettä.

Pohjelihakset ovat tärkeässä roolissa juoksussa voimantuotossa, ja lihasjäykkyys on yksi suorituskykyyn vaikuttava tekijät. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, tapahtuuko pohjelihasten jäykkyydessä muutoksia harjoituskuorman lisäämisen seurauksena joko intervalliryhmällä tai volyyimiryhmällä. Lihasjäykkyyden mittarina käytettiin leikkausmoduulia.

Tutkimukseen osallistui 19 kestävyysjuoksua harjoittelevaa miestä/naista. Tutkittavista naisia oli 7 ja miehiä 12 iältään 34 ± 7 vuotta. Tutkimusjakso koostui kolmen viikon kontrollijaksosta, jolloin tutkittavat jatkoivat omaa kestävyysharjoitteluaan. Tätä seurasi kahden viikon kuormitusjakso, johon tutkittavat jaettiin satunnaisesti volyyimi- ja intervalliryhmään. Volyyimiryhmä lisäsi harjoitusvolyyymia 70 % kontrollijaksoon nähden ja harjoittelu tapahtui matalalla intensiteetillä alle aerobisen kynnyksen. Intervalliryhmä lisäsi harjoittelun intensiteettiä ja harjoitteli 5 kertaa viikossa 6 x 3 min juoksuvedoilla. Kuormitusjakson jälkeen tutkimukseen kuului vielä viikon mittainen palautusjakso. Pohjelihasten leikkausmoduulia mitattiin elastografiamenetelmällä kahdesti kontrollijakson aikana (pre1- ja pre2-mittaukset) sekä yhden kerran palautusjakson aikana (post-mittaus). Mittauksessa tutkittavan nilkkaniveltä liikutettiin passiivisesti 40° :n plantaarifleksiossa $10\text{--}20^\circ$:n dorsifleksioon riippuen tutkittavan nilkkanivelen liikkuvuudesta. Lisäksi 3000 metrin juoksutesti suoritettiin kontrollijaksolla ja palautusjaksolla.

Pohjelihasten leikkausmoduulin mittaamiseen käytetyn menetelmän toistettavuus katsottiin pre1- ja pre2-mittausten väliltä ja tulokset osoittivat sisäkorrelaation olevan maksimaalisessa dorsifleksiossa $0,688\text{--}0,828$ ja 20° plantaarifleksiossa $0,350\text{--}0,592$. Harjoituskuorman lisääminen ei aiheuttanut tilastollisesti merkitsevää muutosta pohjelihasten keskimääräiseen leikkausmoduuliin intervalliryhmällä (SOL: pre1=17 kPa, pre2= 18 kPa, post=15 kPa, MG: pre1=86 kPa, pre2=76 kPa, post=86 kPa, LG: pre1=44 kPa, pre2=44 kPa, post=39 kPa) tai volyyimiryhmältä (SOL: pre1=16 kPa, pre2=15 kPa, post=17, MG: pre1=64 kPa, pre2=63 kPa, post=64 kPa, LG: pre1=34 kPa, pre2=41 kPa, post=38 kPa) maksimaalisessa dorsifleksiossa. Pohjelihasten leikkausmoduuliin vaikuttavista tekijöistä löytyi sukupuolen osalta tulos, jonka mukaan naisilla oli rennon lihaksen leikkausmoduuli keskimäärin suurempi kuin miehillä jokaisen lihaksen osalta (SOL $p=0,008$, MG $p=0,001$ ja LG $p=0,001$). Lisäksi yksittäisten lihasten leikkausmoduulin osalta löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio iän, painoindeksin sekä juoksu-kilometrien määrän osalta. Leikkausmoduulin muutoksia selittävistä tekijöistä löytyi negatiivinen yhteys sisemmän kaksoiskantalihaksen maksimaalisen leikkausmoduulin muutoksen ja juoksutestin muutoksen välille ($r=-0.417$, $p=0,009$).

Harjoituskuorman lisääminen ei aiheuttanut merkittävää muutosta pohjelihasten jäykkyydessä. Elastografiamenetelmällä tehtyjen mittausten toistettavuus jäi keskimäärin kohtalaiselle tasolle ja lihasten välillä oli suurta vaihtelua toistettavuudessa. Jatkotutkimusta olisi tarpeellista tehdä siitä, miten elastografiamenetelmän toistettavuutta saataisiin parannettua. Kohtalaisesta toistettavuudesta johtuen tutkimuksen tuloksiin tulee suhtautua kriittisesti.

Asiasanat: lihasjäykkyys, leikkausaaltoelastografia, kestävyysjuoksu

ABSTRACT

Finne, T. 2021. The effect of increasing endurance training load on calf muscle stiffness. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis in Biomechanics, 66 pp., 2 appendices.

The purpose of this master's thesis was to investigate does calf muscles' stiffness changes due to increased endurance training load. Calf muscles have an important role in running and stiffness is one factor that influences performance. The shear modulus was used as a measure of muscle stiffness.

Nineteen participants (7 female/12 male) in ages 34 ± 7 years who regularly train endurance running participated this study. The study consisted of a three-week preparatory period, a two-week training period and a week recovery period. In preparatory period participants trained normally and in training period participants were divided randomly in two groups: interval-group and volume-group. Interval-group increased training intensity and trained 5 times a week 6 x 3 min HIT-sessions. Volume-group trained low-intensity running 5 times a week, and the volume increased 70 % from preparatory period. Muscle shear modulus was measured by ultrasound elastography during passive stretch from 40° plantar flexion to $10\text{-}20^\circ$ dorsiflexion depending on flexibility. Elastography measurement were made three times, twice in preparatory period (pre1- and pre2-measurements) and once in recovery period (post-measurement). 3000 meter running tests were performed in preparatory period and in recovery period.

The repeatability of the elastography measurements was assessed between pre1- and pre2-measurements. Intraclass coefficient correlation was in maximal dorsiflexion 0,688–0,828 and in 20° plantar flexion 0,350–0,592. Increasing the endurance training load did not affect significantly on average calf muscles' shear modulus in INT-group (SOL: pre1=17 kPa, pre2=18 kPa, post=15 kPa, MG: pre1=86 kPa, pre2=76 kPa, post=86 kPa, LG: pre1=44 kPa, pre2=44 kPa, post=39 kPa) or VOL-group (SOL: pre1=16 kPa, pre2=15 kPa, post=17, MG: pre1=64 kPa, pre2=63 kPa, post=64 kPa, LG: pre1=34 kPa, pre2=41 kPa, post=38 kPa) in maximal dorsiflexion. Statistically significant difference was found in sex between women and men where in women had on average higher shear modulus in relaxed muscles than in men in all three muscles (SOL $p=0,008$, MG $p=0,001$ ja LG $p=0,001$). Further statistically significant correlation between calf muscle shear modulus and age, body mass index and running kilometers were found in single muscles. A negative association between change in medial gastrocnemius muscle's shear modulus and change in 3000 m running test was found ($r=-0.417$, $p=0,009$)

Conclusion was that increasing the endurance training load did not cause significant change in calf muscle stiffness. Elastography measurements repeatability was in moderate level and between the muscles there were a large variation in repeatability. More research is needed to investigate how to improve the repeatability of the elastography method. Because of the moderate level repeatability, the results of this study should be considered critically.

Key words: muscle stiffness, shear wave elastography, endurance running

KÄYTETYT LYHENTEET

Engl.	englanninkielinen termi
SOL	Soleus, leveä kantalihas
MG	Gastrocnemius medialis, sisempi kaksoiskantalihas
LG	Gastrocnemius lateralis, ulompi kaksoiskantalihas
SWE	Shear wave elastography, leikkausaaltoelastografia
VOL	Volyymiryhmä
INT	Intervalliryhmä
DF	Dorsifleksio
PF	Plantaarifleksio
ICC	Intraclass coefficient correlation, sisäkorrelaatio
SEM	Standard error of measurement, mittausvirhe
CV	Coefficient of variation, variaatiokerroin
MDC	Minimum detectable chance, pienin havaittava muutos

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

1	JOHDANTO.....	1
2	LUURANKOLIAHAKSET	2
2.1	Lihasten rakenne.....	2
2.2	Kolmipäinen kantalihas	4
3	JÄYKKYYS	7
3.1	Lihäs-jännekompleksin jäykkyys ja sen mittaaminen	7
3.1.1	Lihäsjäykkyys passiivisessa venytyksessä	9
3.1.2	Adaptaatiot lihasjäykkyydessä	11
4	KESTÄVYYSJUOKSUHARJOITTELU	13
4.1	Juoksun biomekaniikka	14
4.2	Suorituskyvyn kehittyminen kestävyysjuoksuharjoittelussa	17
4.2.1	Fysiologiset adaptaatiot	18
4.2.2	Hermolihasjärjestelmän adaptaatiot	19
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	21
5.1	Tutkimuskysymykset.....	21
6	TUTKIMUSMENETELMÄT	23
6.1	Tutkittavat.....	23
6.2	Tutkimusasetelma.....	24
6.3	Mittausprotokolla	25
6.4	Ultraäänielastografia.....	27
6.5	Dynamometri	29
6.6	Aineiston käsittely	30
6.7	Tilastolliset analyysit.....	32

7 TULOKSET	34
7.1 Suorituskyky.....	34
7.2 Toistettavuus.....	34
7.3 Lihasten väliset erot.....	36
7.4 Kuormitusjakson vaikutus	38
7.5 Leikkausmoduuliin vaikuttavat tekijät	40
7.6 Leikkausmoduulin muutoksia selittävät tekijät	45
8 POHDINTA.....	48
8.1 Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet.....	53
8.2 Johtopäätökset	55
LÄHTEET	56
LIITTEET	

1 JOHDANTO

Tässä pro gradu -tutkielmassa selvitettiin vaikuttaako harjoituskuorman lisääminen pohjelihas-
ten jäykkyyteen kestävyysjuoksuharjoittelussa. Kestävyysharjoittelussa harjoitusvasteen saa-
miseksi on käytetty erilaisia harjoittelumuotoja. Perinteisiä harjoittelumuotoja ovat kestojuoksu
ja intervallijuoksu. (Vuorimaa 2016, 483.) Erityisesti intervallijuoksun on todettu parantavan
kestävyysuorituskykyä myös paljon harjoitelleilla kestävyysurheilijoilla (Laursen & Jenkins
2002).

Pohjelihakset ovat tärkeässä roolissa juoksussa (Howard ym. 2018) ja tukijalan jäykkyyden on
todettu olevan merkittävä tekijä juoksun taloudellisuudessa (Barnes & Kilding 2015). Tässä
tutkimuksessa pohjelihasten leikkausmoduulia mitattiin ultraäänielastografialla leikkausaalto-
menetelmällä (engl. shear wave elastography, SWE). Kyseinen menetelmä on yleistynyt 2010-
luvulla tuki- ja liikuntaelimestön jäykkyyden tutkimiseen (Lima ym. 2018).

Aiemmissä tutkimuksissa on todettu lihasten suuremman jäykkyyden olevan yhteydessä pa-
rempaan kestävyysuorituskykyyn (Kubo ym. 2015; Dumke ym. 2010). Kuitenkaan interven-
tiotutkimuksia lihasten jäykkyyden muutoksista kestävyysharjoittelun seurauksena ei ole tehty.
Tässä tutkimuksessa selvitettiin kahden eri harjoitusmuodon vaikutusta pohjelihasten jäykkyy-
teen. Interventiojakso kestää kaksi viikkoa, jonka aikana koehenkilöt tekivät 5 harjoitusta vii-
kossa joko intervallijuoksua tai kestojuoksua.

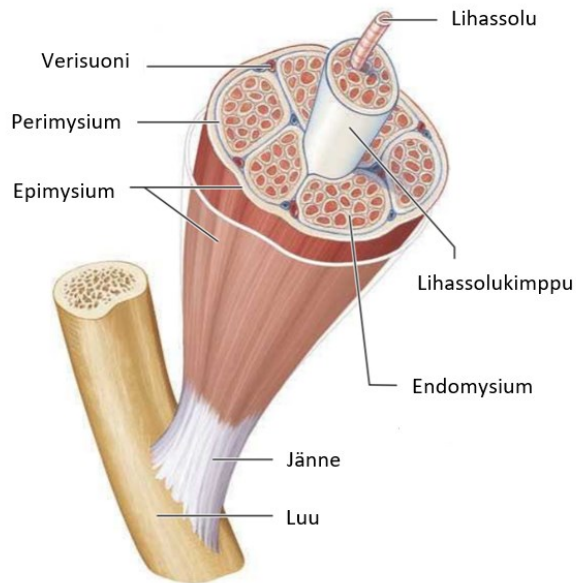
2 LUURANKOLIHAKSET

Luurankolihakset mahdollistavat ihmisen liikkumisen ja asennon ylläpidon. Ne koostuvat poik-
kijuovaisesta lihaskudoksesta sekä sidekudoksesta. Luurankolihas päättyy yleensä kummassa-
kin päässä jänteeseen, joka taas puolestaan kiinnittyy luuhun tai rustoon. Yleensä luurankolihas
ulottuu yhden tai useamman nivelen yli. Luurankolihas toiminta perustuu lihassupistukseen,
joka saa aikaan liikkeen nivelessä. (Nienstedt ym. 2009, 76, 143.) Lihasten supistuessa kemial-
linen energia muutetaan voimaksi (Enoka 2008, 205).

Lihakset koostuvat erityyppisistä lihassoluista, jotka eroavat toisistaan voimantuottonopeu-
dessa ja energiantuotto tavassa. Tyypin 1 eli hitaat lihassolut ovat hitaita ja tuottavat energiaa
hapen avulla. Tyypin 2 eli nopeat lihassolut jaetaan vielä 2a- ja 2x-soluihin, joista 2a-lihassolut
ovat hitaan ja nopean lihassolun välimuotoja ja käyttävät osittain happea, kun taas 2x-lihassolut
ovat nopeita ja käyttävät vain anaerobista energiantuottoa. Lihassolutyyppien jakaumaan vai-
kuttavat pääasiassa geneettiset tekijät, mutta myös urheilun on todettu aiheuttavan muutoksia
lihassolujakaumassa. (McArdle 2015, 374, 379–380.)

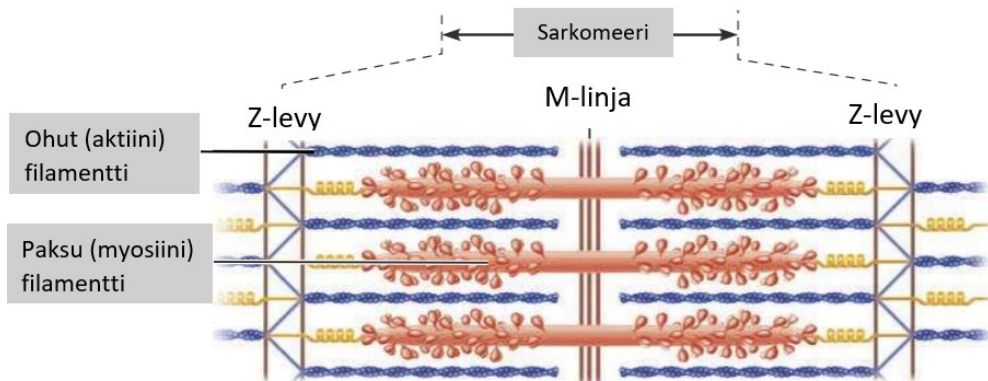
2.1 Lihasten rakenne

Lihaskoostuu rinnakkaisista lihassolukimpuista, jotka taas muodostuvat lihassoluista. Näiden
kaikkien ympärillä on erilliset sidekudoskalvot, jotka yhdistävät kerrokset toisiinsa ja joista li-
hasasten päät yhdistyvät jänteisiin. Jokaista lihassolua ympäröivä kalvo on endomysium, lihasso-
lukimppua ympäröivää kalvoa taas kutsutaan perimysiumiksi ja koko luurankolihasta ympäröi
kalvo nimeltään epimysium (kuva 1). (Enoka 2008, 205.) Nämä sidekudoskalvot koostuvat
pääosin kollageenista ja tarkemmin tyypin 1 ja 3 kollageeniproteiineista, jotka ovat säiekolla-
geeneja (Kjaer 2004). Sidekudoskalvot sisältävät myös muita proteiineja, joita ovat glykopro-
teiinit laminiini ja fibronektiini sekä elastiini. Elastiini vastaa nimensä mukaan kudoksen elas-
tisuudesta (Muiznieks ym. 2010). Sidekudoskalvojen tehtävänä lihaksessa on toimia tukena ve-
risuonille ja hermoille, tuoda lihakselle passiivista elastista vastetta sekä välittää voimaa vie-
rekkäisiin lihassoluihin ja lihassolukimppuihin (Kjaer 2004).



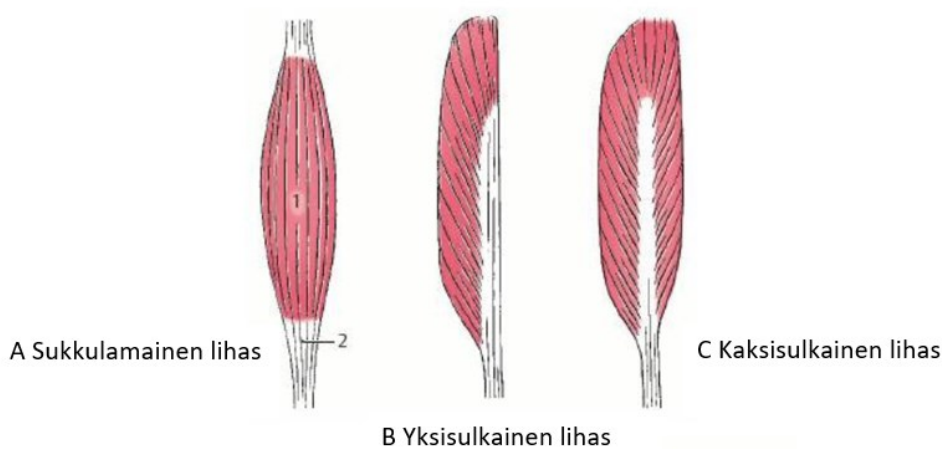
KUVA 1. Lihaksen rakenne (Croft 2013, 207), mukailtu.

Poikkijuovaisen lihaskudoksen lihassolukimppujen pituus vaihtelee 5–50 mm:n välillä sekä paksuus 10–100 mikrometrin välillä (Nienstedt ym. 2009, 76). Lihassolukimppun sisällä on lihassoluja, jotka koostuvat myofibrilleistä. Myofibrillit ovat jakautuneet peräkkäisiin supistuviin yksiköihin, joita kutsutaan sarkomeereiksi. Sarkomeeri on kahden Z-levyn välinen alue, jossa on limittäin paksuja myosiinifilamenteja ja ohuita aktiinifilamenteja (kuva 2). Yksinkertaistettuna lihassolujen saadessa supistuskäskyn nämä filamentit liukuvat lomittain poikkihaarakkeiden avulla ja saavat aikaan supistuksen. (Enoka 2008, 205–206.)



KUVA 2. Sarkomeerin rakenne (Croft 2014, 210), mukailtu.

Luurankolihasilla on erilaisia rakennetyyppejä. Yleisimmät ovat sukkulamaiset sekä sulkamaiset rakenteet (kuva 3). Sukkulamaisessa lihaksessa lihassyöt kulkevat pitkittäissuunnassa. Sulkamaisessa rakenteessa lihassyöt ovat viistosti aponeuroosiin ja voimantuottosuuntaan nähden. Tätä kulmaa kutsutaan pennaatiokulmaksi. Pennaatiolihakset omaavat suuremman fysiologisen pinta-alan ansiosta paremmat voimantuotto-ominaisuudet. Sukkulamaiset lihakset taas supistuvat nopeammin ja pystyvät tuottamaan voimaa pidemmän aikaa. Pennaatiolihakset voivat olla yksisulkaisia, kaksisulkaisia tai monisulkaisia. (McArdle 2015, 362–365.)



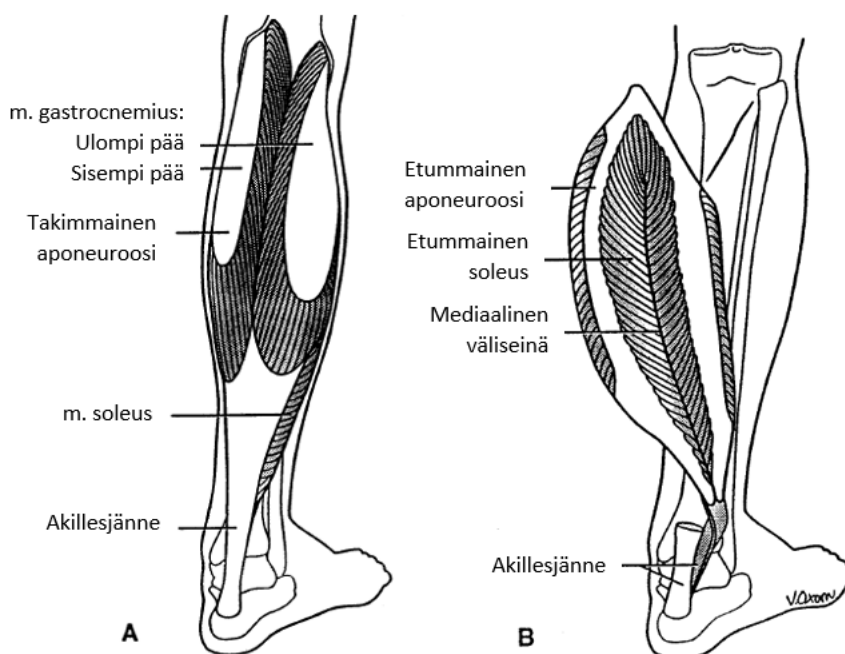
KUVA 3. Lihasten rakennetyypit A) sukkulamainen lihas, B) Yksisulkainen lihas, C) Kaksisulkainen lihas (Platzer 2014, 31), mukailtu.

2.2 Kolmipäinen kantalihas

Tässä pro gradu -tutkimuksessa tutkittiin kolmipäistä kantalihasta (triceps surae). Kolmipäisen kantalihaksen muodostavat kaksoiskantalihas (m. gastrocnemius) sekä leveä kantalihas (m. soleus, SOL). Kaksoiskantalihaksen mediaalipään (medial gastrocnemius, MG) lähtökohta on reisiluun sisänivelnastassa sekä lateraalipään (lateral gastrocnemius, LG) reisiluun ulkonivelnastassa. Kaksoiskantalihaksen kiinnityskohta on kantaluunkyhmä, johon se kiinnittyy akillesjänteen välityksellä. Leveä kantalihas sijaitsee kaksoiskantalihaksen alla säären takaosassa. Le-

veän kantalihaksen lähtökohta on sääri- ja pohjeluun yläosassa ja lihas kiinnittyy kaksoiskantalihaksen tavoin akillesjänteen välityksellä kantaluunkyhmyyn. (Nienstedt ym. 2009, 159–160; Platzer 2014, 262.)

Kolmipäisen kantalihaksen yhteisenä tehtävänä on nilkkanivelen koukistus ja asennon ylläpito. Kaksoiskantalihas toimii lisäksi yhtenä polven koukistajalihasena ja leveä kantalihas erityisesti on tärkeä seisoma-asentoa ylläpitävä lihas. (Stewart ym. 2007.) Kolmipäisen kantalihaksen kaikki lihakset ovat pennaatiolihasia, mutta niiden rakenteet eroavat toisistaan. Kaksoiskantalihaksen sisempi ja ulompi puoli ovat yksisulkaisia. Leveä kantalihas on rakenteeltaan monimutkainen ja se voidaan jakaa karkeasti etummaiseen osaan, jossa on kaksisulkainen rakenne sekä takimmaiseen osaan, jossa on yksisulkainen rakenne (kuva 4). (Hodgson ym. 2006; Chow ym. 2000.)



KUVA 4. A Kaksoiskantalihaksen rakenne takaa kuvattuna, B leveän kantalihaksen rakenne etupuolelta kuvattuna (Chow ym. 2000), mukailtu.

Kolmipäisen kantalihaksen eri osissa on todettu olevan erilaiset lihassolujakaumat. Leveä kantalihas koostuu pääosin (70–100 %) tyyppin 1 lihassoluista korreloiden sen päätehtävään. Kaksoiskantaliuksessa taas on enemmän (>50 %) tyyppin 2 lihasoluja, joille ominaista on lyhyt- ja voimakkaat lihassupistukset. (Johnson ym. 1973.) Myös sidekudusrakenteissa on todettu olevan eroja yleisesti luurankolihasissa. Csapon ym. (2014) tutkimuksen mukaan kaksoiskantaliuksessa lihaksen sisäisen sidekudoksen osuus sisemmässä päässä on keskimäärin 15 % ja ulommassa päässä 10 % lihaksen kokonaistilavuudesta aikuisilla. Lihäsjännekompleksin rakenteessa on myös yksilöllisiä eroja etenkin leveän kantalihaksen ja akillesjänteen rakenteessa. (Finni ym. 2003a; Finni ym. 2003b)

Kaksoiskantalihas sekä leveä kantalihas kiinnittyvät akillesjänteeseen kalvojänteen eli aponeuroosin välityksellä. Kaksoiskantalihas kiinnittyy akillesjänteen yläosaan, kun taas leveä kantalihaksen aponeuroosi yhdistyy akillesjänteeseen alempana. Akillesjänteessä leveästä kantalihasesta lähtöisin olevan jänteen on todettu kattavana suuremman osan akillesjänteestä kuin kaksoiskantalihaksen. Akillesjänteen on todettu sisäisesti kiertyvän, jolloin leveän kantalihaksen jännesyyt kiinnittyvät pääasiassa mediaaliselle puolelle ja kaksoiskantalihaksen jännesyyt lateraliselle puolelle kantaluuhun. (Cummin & Anson 1946, Toumi ym. 2016 mukaan.) Akillesjänne on ihmisen paksuin jänne ja sillä on merkittävä rooli kolmipäisen pohjelihaksen toiminnassa. Kolmipäisen pohjelihaksen lihasolukimput ovat verrattain lyhyitä ja akillesjänne on pitkä, jolloin akillesjänteen elastisuus vaikuttaa merkittävästi lihassolukimppujen toimintaan. (Doral ym. 2010; Biewener & Roberts 2000.)

3 JÄYKKYYS

Jäykkyyttä käytetään kuvamaan kappaleen mekaanisia ominaisuuksia. Fysiikan näkökulmasta jäykkyys määritetään kyvyksi vastustaa ulkoisen voiman aiheuttamaa muodonmuutosta. Biologisten kudosten jäykkyys eroaa kuitenkin fysikaalisesta määritelmästä siten, että biologisella kudoksella on epälineaarisia ominaisuuksia ja siten jäykkyys on riippuvaista pituudesta ja nopeudesta. Jäykkyyttä voidaan tarkastella koko nivelen tasolla sekä yksittäisten jänteiden ja lihasten osalta. Yleensä jäykkyys ilmoitetaan voiman muutoksen suhteena pituuden muutokseen. (Latash & Zatsiorsky 1993.)

Passiivisen nivelen mekaanisia ominaisuuksia voidaan tutkia mittaamalla nivelten tuottamaa voimaa tietyllä lihaspituudella tai tasaisella nopeudella muuttuvilla lihaspituuksilla. Nivelen passiivisia ominaisuuksia tutkittaessa käytetään yleisesti isokineettistä dynamometriä, jolla pystytään mittaamaan nivelen tuottama vääntömomentti eri nivelkulmilla. Vääntömomentti kertoo nivelen kyvystä vastustaa venytystä eli sen avulla voidaan arvioida lihas-jännekompleksin liikkuvuutta ja jäykkyyttä. (Nordez ym. 2008; Magnusson 1998.) Passiivisessa venytyksessä vääntömomenttia tuottavat lihassyöt, jänteet, aponeuroosit sekä nivelkapselit ja nivelsiteet (Riemann ym. 2001). Menetelmän avulla ei kuitenkaan pystytä yksinään arvioimaan, missä lihas-jännekompleksin osissa muutokset tapahtuvat. Ultraäänikuvantaminen mahdollistaa jänteiden ja lihasten tarkemman venymän tarkastelun. (Morse ym. 2008.)

3.1 Lihas-jännekompleksin jäykkyys ja sen mittaaminen

Lihaskompleksi voidaan jakaa mekaanisen mallin mukaan supistuviin sekä elastisiin komponentteihin. Supistuvia komponentteja ovat lihassupistuksen aikaan saavat rakenteet. Elastisia komponentteja ovat kaikki muut rakenteet. Elastiset komponentit voidaan jakaa rinnakkaisiin sekä sarjassa oleviin elastisiin rakenteisiin. Rinnakkaisiksi elastisiksi komponenteiksi katsotaan kuuluvan lihaksessa olevat lihasolukalvot eri tasoilla. Jänne, lihaslujien poikkitaissillat, aktiini- ja myosiinifilamentit, lihaksen sisäinen aponeuroosi sekä pennaatiokulma vaikuttavat taas sarjassa lihas-jännekompleksin jäykkyyteen. (Ettema & Huijing 1990, Blackburn ym. 2004 mukaan; Enoka 2008, 230–232.)

Jäykkyyttä voidaan tutkia aktiivisissa tai passiivisissa olosuhteissa. Lihas-jännekompleksin aktiivisella jäykkyydellä tarkoitetaan lihassupistuksen aikaista jäykkyyttä. Aktiivisen jäykkyyden määrittäjänä pidetään pääasiassa lihassolun poikittaissiltojen muodostumista, kun taas passiiviseen lihaksen jäykkyyteen vaikuttavat pääasiassa rinnakkain olevat elastiset rakenteet. Aktiivinen ja passiivinen jäykkyys ovat yhteydessä toisiinsa, mutta ne eivät ole suoraan verrannollisia, koska jäykkyyden määrittävät pääasiassa eri tekijät. (Blackburn ym. 2004.) Jänteen rooli lihas-jänneyksikön jäykkyydessä riippuu lihas-jänneyksiköstä ja sen ominaisuuksista. Pohjelihasten osalta on todettu, että nilkan passiivisen vääntömomentin vaihtelun selittää 70 prosenttisesti akillesjänteen jäykkyys (Kawakami ym. 2008).

Ultraäänikuvantamisen avulla pystytään tarkastelemaan lihasten ja jänteiden ominaisuuksia. Sen toiminta perustuu ääniaaltojen värähtelyyn. Ääniaaltojen takaisin heijastumisten perusteella muodostetaan kaksiulotteinen harmaansävyinen kirkkauskuva (engl. brightness, b-mode), jossa vaalealla näkyvät tiheät kudokset sekä tummana huonosti heijastavat pehmeät kudokset. Lihasten osalta ultraäänikuvantamisella voidaan määrittää geometrisia ominaisuuksia, kuten lihassyiden pituus, pennaatiokulma, lihaksen paksuus sekä pinta-ala. Jänteiden osalta ultraäänellä voidaan tarkastella mm. jänteen pituutta ja paksuutta. Ultraäänimittauksia voidaan tehdä joko staattisessa asennossa tai aktiivisessa ja passiivisessa liikkeessä. (Lieu 2010; Cronin & Lichtwark 2013.)

Isokineettisellä dynamometrillä ja ultraäänellä mitattaessa pystytään tarkastelemaan passiivista jäykkyyttä voima-pituuskäyrän avulla. Lihassolukimppujen ja jänteen pituuden muutos määritetään ultraäänien avulla. Tällä menetelmällä tehtyjen tutkimuksissa tulee kuitenkin ottaa huomioon, että voimantuottoon vaikuttavat myös nivelen ominaisuudet, joita ei tässä menetelmässä pystytä ottamaan huomioon, mikä saattaa vääristää jäykkyystuloksia. (Morse ym. 2008.)

2010-luvun aikana ultraäänielastografia on menetelmänä yleistynyt kudosten mekaanisten ominaisuuksien mittaamisessa. Ultraäänielastografialla mitataan kudosten mekaanista vastetta akustiselle energialle. Sen avulla voidaan arvioida kudosten elastisuutta eli taipumusta vastustaa voiman aiheuttamaa muodonmuutosta tai palautumista alkuperäiseen muotoonsa voiman

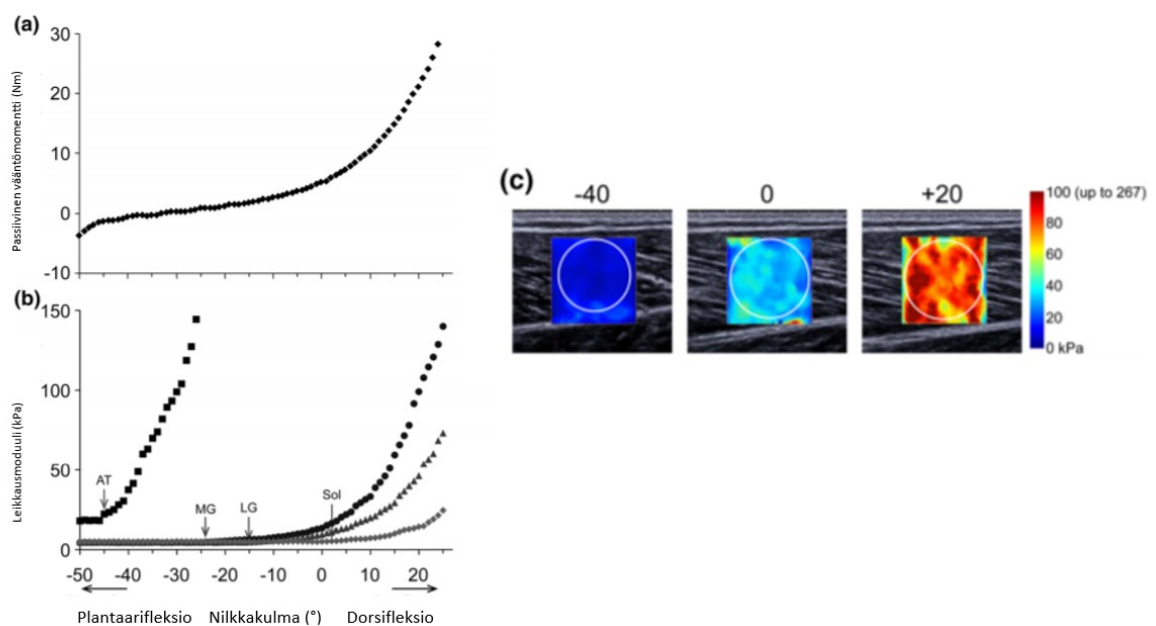
vaikutuksen loputtua. (Sigrist ym. 2017.) Leikkausaaltoelastografia (engl. shear wave elastography) on yleistynyt luotettavana menetelmänä lihas-jännekompleksin kuvantamisessa. Menetelmä perustuu ultraäänianturista lähtevien leikkausaaltojen nopeuden mittaamiseen kudoksessa. Leikkausaallot etenevät kohtisuorassa anturiin nähden ja niiden nopeus on riippuvainen kudoksen elastisuudesta. Kudosten elastisuuden ilmoittamisessa voidaan käyttää leikkausaaltojen nopeutta (m/s), leikkausmoduulia (engl. shear modulus) tai kimmokerrointa (engl. young's modulus). (Lima ym. 2018.) Elastisen moduulin ilmoittamiseen käytetään kumpaakin leikkausmoduulia sekä kimmokerrointa. Leikkausmoduulissa ja kimmokerroimen erona on, että leikkausmoduulissa leikkausjännitys kohdistuu yhdensuuntaisesti kudoksen pintaan, kun kimmokerroimen normaalijännitys kohdistuu kohtisuoraan pintaa vasten. Korkeampi elastinen moduuli kertoo suuremmasta kyvystä vastustaa muodonmuutosta ja sen voidaan ajatella korreloivan myös suuremmasta jäykkyydestä. (Sigrist ym. 2017.) Maisetti ym. (2012) totesivat myös pohjelihasten leikkausmoduuli-pituus-käyrän korreloivan voima-pituus-käyrään passiivisessa venytyksessä. Ultraäänielastografiassa yhdistyvät perinteinen B-laatuinen ultraääni, jonka avulla anatomiset rakenteen pystytään paikantamaan sekä elastografiakartta, joka kertoo elastisen moduulin punasinisellä väriskaalalla ultraäänikuvan päällä (Lima ym. 2018).

3.1.1 Lihasjäykkyys passiivisessa venytyksessä

Lihaskäykkyyttä voidaan tutkia passiivisella venytyksellä. Venytyksen tulee olla riittävän hidas, jotta lihaksissa ei tapahdu venytysrefleksiä, joka jäykistää lihasta. (Hirata ym. 2015.) Passiivisen venytyksen aikana lihaskalvot liikkuvat ja venyttävät lihassolukimppuja. Venytys saa aikaan lihassolukimppujen pitenemisen ja mahdollisen pennaatiokulman pienenemisen. Lihaksen sisäiseen jäykkyyteen on todettu vaikuttavan lihassolukalvojen ominaisuudet. *In vitro* tyyppin 1 lihassolujen on todettu olevan jäykempiä ja niiden lihaskalvojen on todettu sisältävän enemmän kollageenia verrattuna tyyppin 2 lihassoluihin. (Kovanen ym. 1984.) Myös yksittäisen lihassolun passiiviseen jännitykseen on todettu vaikuttavan sarkomeerin sisältämä titiini-proteiini (Granzier & Labeit 2005).

Kovasen ym. (1984) teorian mukaan pohjelihasten osalta leveä kantalihas olisi jäykin verrattuna sisempään ja ulompaan kaksoiskantalihakseen. Tutkimuksissa on kuitenkin osoitettu, että

sisempi kaksoiskantalihas on kolmesta pohjelihaksesta jäykin ja leveä kantalihas vähiten jäykkä passiivisessa venytyksessä polven ollessa ojennettuna (Hirata ym. 2016; Maisetti ym. 2012; Le Sant ym. 2017). Kuvassa 5 on esitetty elastografiamittauksen tyypilliset tulokset nilkkanivelen vääntömomentistä (a) sekä akillesjänteen ja pohjelihasten (MG, LG, SOL) leikkausmoduuliarvojen käyttäytymisestä passiivisessa venytyksessä (b). Kuvassa 5 on myös havainnollistettu elastografiakartan käyttäytymistä passiivisen venytyksen aika. Ristiriitaiseen tulokseen Kovasen ym. (1984) nähden on todettu mahdollisesti vaikuttavan lihasten arkkitehtuuristen ominaisuuksien erot, kuten sarkomeerin pituus sekä lihaksen pienin venytystä vastustava pituus (engl. slack length). (Hirata ym. 2016.) Le Sant ym. (2017) totesivat polven asennon vaikuttavan lihasten jäykkyyteen, kun polven ollessa koukistettuna jäykin pohjelihaksista oli leveä kantalihas.



KUVA 5. a) Vääntömomentti passiivisessa venytyksessä, b) ultraäänielastografian leikkausmoduuliarvot akillesjänteestä, sisemmästä kaksoiskantalihaksesta (MG), ulommasta kaksoiskantalihaksesta (LG) sekä leveästä kantalihaksesta (SOL) passiivisessa venytyksessä, c) elastografiakartta MG-lihaksesta eri nivelkulmilla (Hirata ym. 2016), mukailtu.

Pohjelihasten jäykkyyttä on tutkittu miesten ja naisten välillä ja kaksoiskantalihasten osalta ei ole löydetty merkittävää eroa jäykkyydessä (Chino & Takahasi 2016), mutta leveän kantalihaksen jäykkyyden osalta Saeki ym. (2019) löysivät eroavaisuuden. Tutkimuksessaan he toteavat leveän kantalihaksen olevan jäykempi naisilla kuin miehillä. Syyksi arveltiin lihaksen pennaatiokulmaa, jonka todettiin olevan pienempi naisilla kuin miehillä. Lihassolukimpun pituuden muutos on suurempi pienemmällä pennaatiokulmalla, joten lihas on suuremmassa venytyksessä. (Saeki ym. 2019.)

3.1.2 Adaptaatiot lihasjäykkyydessä

Lihaskäykkyyden adaptoitumismenetelmistä ihmisillä ei ole vielä selkeää teoriaa. Lihaskäykkyyden muuttumista on tutkittu muun muassa ikääntymisen sekä fyysisen harjoittelun seurauksena. Eläinkokeiden avulla on todettu sidekudosten kollageenipitoisuuden nousevan samassa suhteessa lihaksen passiivisen jäykkyyden kanssa hyppyharjoittelun seurauksena (Ducamps ym. 2003). Ihmisillä on tutkittu harjoittelun aiheuttamia muutoksia luurankolihasien soluväliaineessa. Soluväliaineessa tärkein proteiini on kollageeni. Harjoittelun vaikutuksesta kollageenissa tapahtuu hajotusta sekä synteesiä. Pitkään jatkuneen harjoittelun on todettu kasvattavan kollageenisynteesiä ja pienentävän kollageenin hajotusta. Kasvutekijöiden ja hormonien on todettu säätelevän soluväliaineessa tapahtuvia synteesejä. (Kjær ym. 2006.)

Ikääntymisen myötä tiedetään lihasmassan alenevan sekä lihassolujakauman muuttuvan (Thompson 2002). SWE-menetelmällä tehtyjen mittausten osalta Hirata ym. (2020) totesivat pohjelihaskäykkyyden olevan alhaisempi vanhuksilla nilkan ollessa 30 asteen plantaarifleksiossa eli lihaksen ollessa lyhentyneenä. Jäykkyyden muuttumisen arveltiin johtuvan lihaskäykkyyden muuttumisesta ikääntymisen myötä. Passiivisesti venytettynä merkittävää eroa ei kuitenkaan havaittu. Vanhuksilla nilkan maksimaalinen liikelaajuus oli kuitenkin pienempi kuin nuoremmilla, joten arveltiin, että lihas ei venynyt yhtä paljon vanhuksilla kuin nuoremmilla johtuen nilkan muista rakenteista, jotka vastustavat liikettä. (Hirata ym. 2020.) Myös neli-päisen reisilihaksen ja takareisien osalta jäykkyyden todettiin alentuvan ikääntymisen myötä lihaskäykkyyden ollessa rentona (Alfuraih ym. 2019).

Fyysisen harjoittelun vaikutusta lihasjäykkyyteen on tutkittu eri harjoitusmuodoilla. Voimaharjoittelun osalta Mannarino ym. (2019) totesivat SWE-tekniikalla uloimman reisilihaksen jäykkyyden kasvavan 8 viikon voimaharjoittelun seurauksena, kun jäykkyys mitattiin rennosta lihaksesta. Samansuuntaisia tuloksia saivat myös Santos ym. (2020) mitattuaan 15 viikon voimaharjoittelujakson vaikutusta saman reisilihaksen jäykkyyteen. Kubo ym. (2017) tutkivat plyometrisen ja isometrisen harjoittelun vaikutuksia passiiviseen ja aktiiviseen sisemmän kaksoiskantalihaksen jäykkyyteen. Tutkimuksessa jäykkyys määritettiin lihaksen tuottaman voiman ja lihassolukimppujen pituuden suhteesta. Aktiivisen lihaksen jäykkyyden todettiin kasvavan plyometrisen harjoittelun seurauksena, mutta ei isometrisen harjoittelun. Passiivisessa jäykkyydessä ei havaittu muutoksia kummallakaan harjoitustavalla. (Kubo ym. 2017.)

Toistuvan venyttelyn seurauksena maksimaalisen liikelaajuuden on todettu yleisesti parantuvan. Kuitenkaan lihasten osalta parantuneen liikkuvuuden yhteys lihasten jäykkyyden muuttamiseen ei ole selkeä Freitasen ym. (2018) katsausartikkelin mukaan. Venyttelyn aikaansaamat vaikutukset ovat riippuvaisia kestosta ja intensiteetistä. Ichihashi ym. (2016) totesivat takareiden lihasten jäykkyyden alentuneen 4 viikon staattisen venyttelyjakson seurauksena.

Kestävyysharjoittelun osalta ei ole tehty interventiotutkimusta lihasten jäykkyyden muuttumisen osalta. On kuitenkin tutkittu, että pitkän matkan juoksijoilla sisemmän kaksoiskantalihaksen passiivinen jäykkyys on suurempi verrattuna harjoittelemattomiin miehiin (Kubo ym. 2015). Myös Dumke ym. (2010) löysivät tutkimuksessaan positiivisen yhteyden juoksun taloudellisuuden ja kolmipäisen pohjelihasten jäykkyyden välille vapaalla oskillaatiotekniikalla. Eläinkokeissa on myös todettu kestävyysharjoittelun kasvattavan lihasten kollageenipitoisuutta ja passiivista jäykkyyttä (Kovanen ym. 1980; Perhonen ym. 1996).

4 KESTÄVYYSJUOKSUHARJOITTELU

Kehittävän harjoittelun peruseriaatteena on nousujohteinen kuormitus, jotta saadaan aikaan harjoitteluvaste. Samalla tulee kuitenkin välttää liiallista ylikuormitusta sekä panostaa riittävästi palautumiseen, jotta harjoittelu tuottaa optimaalisia tuloksia. (Meeusen ym. 2013.) Kestävyydellä tarkoitetaan kykyä vastustaa väsymystä fyysisessä kuormituksessa (Nummela 2004, 51). Kestävyysharjoittelussa on todettu, että pelkkä matalatehoinen harjoittelu kehittää suorituskkyä tiettyyn pisteeseen asti, mutta jotta saadaan aikaan jatkuvaa harjoitteluvastetta, tulee harjoittelun intensiteettiä kasvattaa. Kestävyysharjoittelussa tehoharjoitusmuotona käytetään intervalliharjoittelua sekä kestojuoksuharjoittelua. Erityisesti intervalliharjoittelun on todettu kasvattavan suorituskkyä nopealla aikavälillä. (Midgley ym. 2007.)

Kestävyysuorituskykyä voidaan määrittää fysiologisten muuttujien avulla, joita ovat maksimaalinen hapenotto-kyky, laktaattikynnys ja juoksun taloudellisuus. Maksimaalinen hapenotto-kyky kuvaa lihasten kykyä käyttää happea energiantuottoon sekä hengitys- ja verenkiertoelimistön kykyä kuljettaa happea maksimaalisessa kuormituksessa. Maksimaalinen hapenotto-kyky ilmoitetaan tilavuutena painokiloa ja minuuttia kohden (ml/kg/min). Laktaattikynnyksestä yleensä puhutaan aerobisena kynnysvauhtina, joka määritetään nousujohteisessa kuormituksessa sille nopeudelle, jolla elimistön laktaattitaso nousee ensimmäisen kerran lepotasolta. Juoksun taloudellisuutta puolestaan kuvataan hapenkulutuksena tietyllä juoksuvauhdilla. Taloudellisuus kertoo, kuinka hyvin juoksija pystyy käyttämään happea hyväksi. (Bassett & Howley 2000; Midgley ym. 2007.) Näiden tekijöiden lisäksi kestävyysuorituskykyyn on todettu vaikuttavan myös hermolihasjärjestelmän tehontuotto-kyky, jossa yksi alatekijöistä on jäykkyys (Beattie ym. 2017). Voimaharjoittelusta johtuvan hermolihasjärjestelmän adaptaation on todettu parantavan kestävyysjuoksijoiden suorituskkyä fysiologisia muuttujia tarkasteltaessa (Paavolainen ym. 1999).

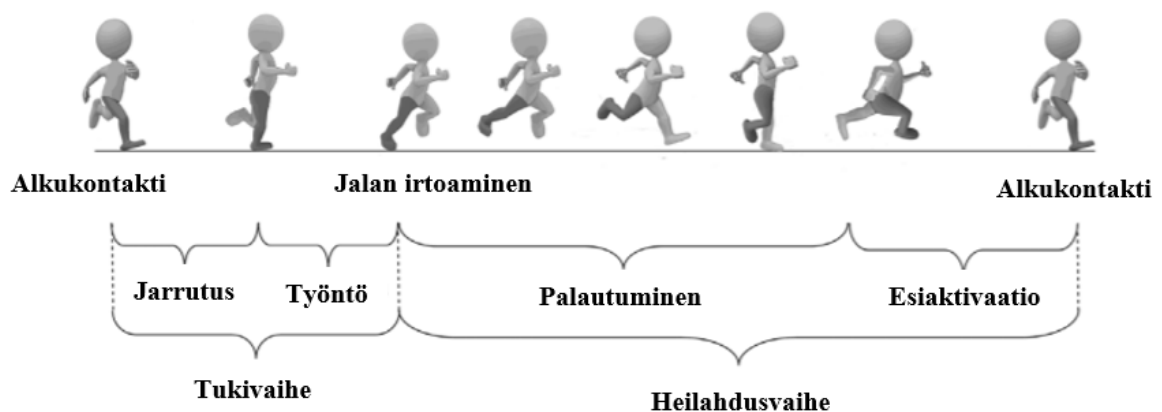
Kestävyysharjoittelua voidaan tehdä eri tehoalueilla, joita ovat peruskestävyys, vauhtikestävyys, maksimikestävyys sekä nopeuskestävyys. Nämä alueet voidaan erottaa seuraavien kynnysten avulla. Perus- ja vauhtikestävyden erottaa toisistaan aerobinen kynnys eli suurin työ-

teho, jolloin laktaattipitoisuus pysyy lepotasolla. Vauhti- ja maksimikestävyiden erottaa anaerobinen kynnyks, jonka ylittyttyä laktaattipitoisuus alkaa nousta merkittävästi. Maksimi- ja nopeuskestävyyden erottaa taas maksimaalinen hapenotto-kyky ($VO_2\max$). Näiden kynnyksien määrittämisen avulla voidaan kuvata pitkäaikaista aerobista kestävyyttä. (Nummela 2004, 51–52.)

4.1 Juoksun biomekaniikka

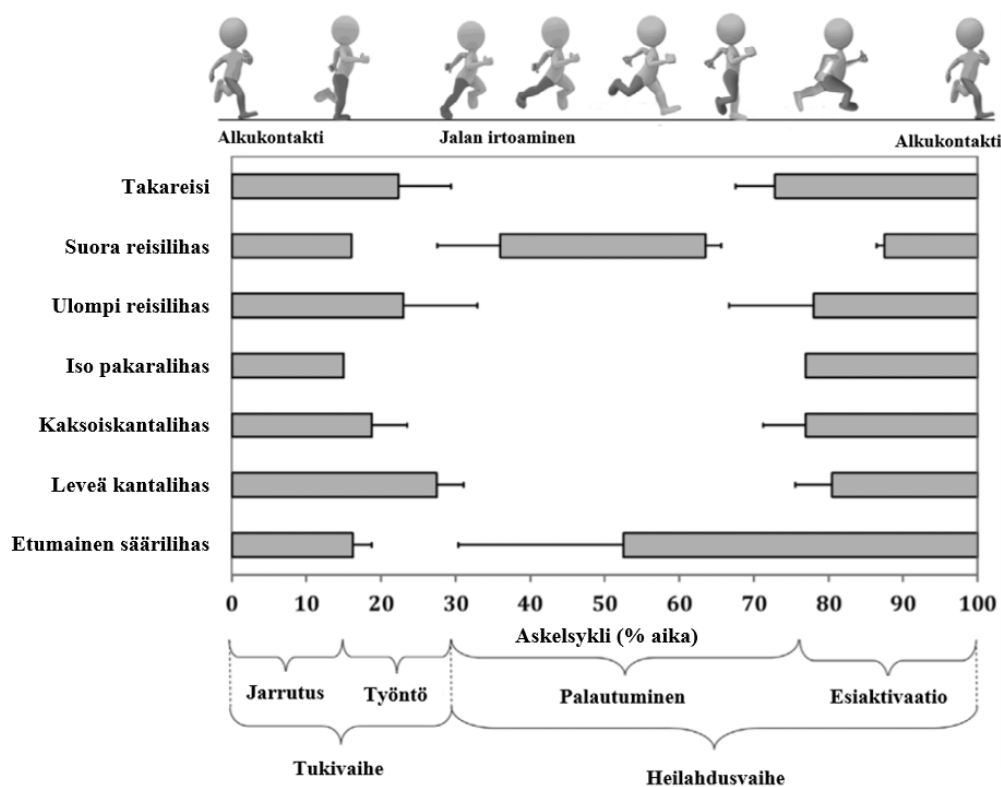
Juokseminen on ihmiselle luonnollinen liikuntatapa, joka kuormittaa koko kehoa ja vaatii koordinaatiota (Kiely & Collins 2016). Juoksua voidaan tutkia erilaisten biomekaanisten muuttujien avulla.

Juoksun askelsykli kuvaa juoksun eri vaiheita. Yksi askelsykli kestää jalan maahan osumisesta siihen, että sama jalka osuu uudelleen maahan. Askelsykli voidaan jakaa tuki-, heilahdus- ja lentovaiheeseen (kuva 6). Tukivaihe jaetaan lisäksi jarrutusvaiheeseen sekä työntövaiheeseen. Tukivaihe alkaa, kun jalka osuu maahan ja heilahdusvaihe taas silloin, kun jalka irtoaa maasta. Heilahdusvaiheen alussa ja lopussa tapahtuu myös lentovaihe, jolloin kumpikin jalka on yhtä aikaa ilmassa. Askelsyklin eri vaiheiden kestot riippuvat juoksunopeudesta, sillä nopeuden kasvaessa tukivaihe lyhenee. (Novacheck 1998.)



KUVA 6. Juoksun askelsykli (Howard ym. 2018), mukailtu.

Lihasktiivisuudet juostessa vaihtelevat askelsyklin eri vaiheissa. Lihasktiivisuuksien ajoitukset vaihtelevat hieman tutkimusten välillä. Juostessa aktiivisia lihaksia ovat takareidet, suora reisilihas, ulompi reisilihas, iso pakaralihas, kaksoiskantalihas, leveä kantalihas sekä etummainen säärihas (kuva 7). Kaikki edellä mainitut lihakset ovat aktiivisia tukivaiheessa, joka on juoksussa tärkein voimantuottovaihe. (Howard ym. 2018.) Tukivaiheen alussa tapahtuu jarrutus, jolloin lihakset stabiloivat asentoa. Pohjelihakset ja takareidet tekevät eniten työtä työntövaiheessa, jolloin tapahtuu nilkkanivelen ja polven koukistus. (Novacheck 1998.) Työntövaiheessa tuotetaan pystysuuntaista sekä vaakasuuntaista voimaa. Pohjelihakset tuottavat suurimman osan eteenpäin työntävästä voimasta, joten pohjelihasten aktiivisuus kasvaa juoksunopeuden kasvaessa. (Schache ym. 2014.) Heilahdusvaiheen alussa työskentelevät suora reisilihas, joka ojentaa lantiota ja polvea sekä etummainen säärihas, joka puolestaan koukistaa nilkkaniveltä. Heilahdusvaiheen lopussa lihaksissa tapahtuu esiaktiivisuutta ennen kontaktia sekä lisäksi takareidet jarruttavat jalan heilahdusta ennen alastuloa. (Novachech 1998.)



KUVA 7. Lihasktiivisuudet sprinttijuoksussa. Harmaat palkit kuvaavat lihasaktiivisuutta sekä viivat aktiivisuuksien keskiahajontaa (Howard ym. 2018), mukailtu.

Jalan kaikki rakenteet muodostavat yhdessä jalkajousen ja sen toiminta määrittää lihaksilta vaadittavaa aktiivisuutta juostessa. Jalkajousen jäykkyydestä riippuu, kuinka hyvin juoksun tukivaiheessa energia saadaan varastoitua ja hyödynnettyä työntövaiheessa. (Bishop ym. 2006.) Akillesjänne ja pohjelihakset muodostavat yhdessä tärkeän osan jalkajousesta. Akillesjänne on vahvin ja paksuin ihmisen jänteistä. Juostessa akillesjanteeseen kohdistuu jopa 12,5-kertaisesti kehonpaino. (Doral ym. 2010.)

Lihaksissa tapahtuu juoksussa luonnollinen venymis-lyhenemissykli, jossa ensin tapahtuu lihaksen esiaktiivisuus, jota seuraa nopea eksentrisen vaihe eli lihaksen venyminen ja josta seuraa aktiivinen konsentrisen vaihe eli lihaksen supistuminen. Venymis-lyhenemissykli mahdollistaa suuremman voimantuoton konsentrisessä vaiheessa. (Nicol ym. 2006.) Jänne toimii juoksussa elastisena komponenttina, joka vähentää lihaksen työtä varastoimalla ja vapauttamalla elastista energiaa mekaaniseksi energiaksi. Optimaalinen janteen jäykkyys mahdollistaa lihaksen työskentelyn pienemmällä supistusnopeudella lähes isometrisesti. (Roberts 2002.) Lichtwark ja Wilson (2008) totesivat akillesjanteen optimaalisen jäykkyyden mahdollistavan suuren tehokkuuden sisemmässä kaksoiskantalihaksessa. Liian löysä jänne vaatii lihaksilta enemmän työtä, koska lihassolukimput joutuvat toimimaan suuremmilla pituuksilla. Toisaalta myös liian jäykkä jänne vaatii suurempaa supistumisnopeutta lihassolukimpuilta. (Lichtwark & Wilson 2008.) Pohjelihasten ja akillesjanteen muodostaman lihas-jännekompleksin jäykkyyden ja parantuneen voimantuoton on todettu muuttuvan samassa suhteessa taloudellisuuden kanssa (Arampatzis ym. 2006; Fletcher ym. 2010). Yhteneväisiä tuloksia saivat myös Albracht ja Arampatzis (2013). Sisemmän kaksoiskantalihaksen venymän todettiin pysyvän muuttumattomana juoksun tukivaiheessa janteen jäykkyyden kasvaessa tarkoittaen, että saman venymän aikaansaamiseen tarvitaan suurempaa voimantuottoa. Suurempi jännevoima johtaa parantuneeseen venymis-lyhenemissyklin toimintaan. (Albracht & Arampatzis 2013.)

Juoksunopeutta voidaan lisätä kasvattamalla askeltiheyttä tai pidentämällä askelpituutta. Askelpituuden on todettu olevan päämuuttuja 10–20 kilometrin tuntivauhdilla, kun taas askeltiheys suurenee merkittävästi maksiminopeutta lähestyessä. (McArdle, 2015, 215.) Suurempi askeltiheys lyhentää lentoaikaa ja tukivaiheen kontaktiaikaa (Weyand 2000). Juoksun kinetiikkaa voidaan tutkia muun muassa reaktiivoimien avulla. Newtonin kolmannen lain mukaan juoksija

tuottaa maahan painovoiman aiheuttaman voiman ja samaan aikaan maa tuottaa juoksijaan samansuuruisen vastavoiman. Tästä aiheutuu tukivaiheen aikainen vertikaalinen reaktiovoima. Myös horisontaaliset reaktiovoimat ovat merkittäviä erityisesti kiihdytysvaiheessa. Juoksunopeuden kasvaessa vertikaalisen reaktiovoiman huippuarvo kasvaa. (Mero & Komi 1986.)

Juoksijoilla on erilaisia askellustyyliä. Ne voidaan jakaa päkiä-, kanta- ja keskijalka askellukseen. Eri askellustyyliä aiheuttavat erilaiset törmäysvoimat ja sitä kautta kuormittavat lihaksia eri tavalla. Päkiäaskelluksessa törmäysvoimat ovat pienempiä verrattuna kanta-askellukseen. Toisaalta päkiäaskelluksessa vaaditaan suurempaa eksentristä voimantuottoa pohjelihaksilta kontaktin jälkeen tukivaiheessa nilkan liikkeen hallintaan. Tämän takia päkiäaskeltavat juoksijat saattavat olla alttiimpia akillestendinopatialle ja pohkeen rasisvammoille, kun pohjelihakset altistuvat suuremmalle rasitukselle. (Lieberman ym. 2010; Almeida ym. 2015.)

4.2 Suorituskyvyn kehittyminen kestävyysjuoksuharjoittelussa

Kestävyysharjoittelun aikaansaamat adaptaatiot ovat riippuvaisia harjoittelun intensiteetistä, volyymistä sekä harjoittelufrekvenssistä (Hawley 2002). Yleisesti kestävyysharjoittelun on todettu parantavan hengitys- ja verenkiertoelimistön kuntoa ja lihasten aerobista aineenvaihduntaa (Nummela 2004, 51). Juoksuharjoittelussa käytetään erilaisia harjoittelumenetelmiä. Perusmenetelmiä ovat tasavauhtinen kestojuoksu sekä intervallijuoksu. Tasavauhtista kestojuoksua voidaan tehdä eri työtehoalueilla riippuen siitä, mikä harjoittelun tavoite on. (Vuorimaa 2016, 483.) Toinen juoksuharjoittelumenetelmä on intervalliharjoittelu, joka koostuu vuorottelevista työ- ja palautusjaksoista. Työosuuksien pituus riippuu juoksutehosta. Intervalliharjoittelua voidaan tehdä lyhyillä vedoilla (alle 45 s) tai pitkillä vedoilla (2–4 min). Kuormittavuuteen vaikuttaa myös toistojen määrällä ja palautuksen pituudella. Intervalliharjoittelun on todettu olevan aikatehokas menetelmä suorituskyvyn parantamiseen. (Buchheit & Laursen 2013.)

Tasavauhtinen kestojuoksu voidaan jakaa tehon mukaan esimerkiksi kevyeen, reippaaseen ja kovaan kestojuoksuun. Kovalla ja reippaalla kestojuoksulla kehitetään vauhtikestävyyttä. Kevyt kestojuoksu taas kehittää peruskestävyyttä. (Vuorimaa 2016, 483.) Peruskestävyysharjoittelun tarkoituksena on kehittää lihasten aerobista aineenvaihduntaa (Nummela & Häkkinen

2016, 273). On todettu, että submaksimaalinen kestävyysarjoittelu tuottaa metabolisia adaptaatioita tiettyyn pisteeseen asti, minkä jälkeen harjoittelumäärän lisääminen ei tuota enää kehitystä kestävyysuorituskyvyssä (Laursen & Jenkins 2002). Toisaalta peruskestävyysarjoittelua pidetään tärkeänä harjoittelumuotona, koska se luo pohjan kestävyydelle ja valmistaa urheilijaa kovatehoiseen kestävyysarjoitteluun (Nummela & Häkkinen 2016, 276; Vuorimaa 2016, 483). Myös kevyen kestävyysarjoittelun, joka tapahtuu alle aerobisen kynnyksen, on todettu palauttavan autonomista hermostoa tehokkaasti (Seiler ym. 2007).

Intervalliharjoittelua käytetään kestävyysarjoittelussa kovempaan juoksuvauhtiin totuttamiseen (Vuorimaa 2016, 485). Intervalliharjoittelun on myös todettu parantavan kestävyysuorituskykyä paljon harjoitelleilla urheilijoilla, joten sen sisällyttäminen kestävyysarjoittelijoiden harjoitusohjelmaan on todettu hyödylliseksi. On kuitenkin huomioitava, että intervalliharjoittelu on matalatehoista harjoittelua kuormittavampaa ja se tulee ottaa huomioon harjoittelumäärässä ja palautumisessa. Intervalliharjoittelun on todettua parantavan maksimaalista hapenottokykyä sekä lihasten happamuuden puskurointikapasiteettia. (Laursen & Jenkins 2002.)

4.2.1 Fysiologiset adaptaatiot

Kestävyysarjoittelun seurauksena fysiologisia adaptaatioita tapahtuu lihasten hapenkäyttökyvyssä sekä hengitys- ja verenkiertoelimistössä hapen kuljetuksessa. Hengitys- ja verenkiertoelimistön puolella veren kokonaistilavuus kasvaa johtuen plasmatilavuuden ja punasolujen määrän lisääntymisestä. Myös sydämen toiminta vahvistuu ja sydämen vasemman kammion koko suurenee. Näin ollen sydämen iskutilavuus ja supistuvoima kasvavat, jolloin maksimaalinen minuuttitilavuus kasvaa ja verenkierto tehostuu. (McArdle 2014, 470.) Hengityslihasten ja keuhkojen adaptaation myötä hengitystilavuus kasvaa ja hengitystaajuus laskee. Tästä seuraa hengityslihasten pienentynyt hapentarve, jolloin enemmän happea jää lihasten käyttöön. (McArdle 2014, 474–475.)

Lihaksissa lihassolujen mitokondrioiden koko ja määrä kasvavat sekä kapillaarisuonten määrä lihassoluja kohden lisääntyy. Lisäksi oksidatiivisten entsyymien aktiivisuudet kasvavat ja lihasten sisäiset glykogeeni- ja triglyseridivarastot suurenevat. Näiden avulla oksidatiivisen

ATP:n tuoton volyymi kasvaa, jolloin happea pystytään hyödyntämään paremmin lihaksissa. (Maughan & Gleeson 2010, 240–241.) Myös kuona-aineiden poistuminen lihaksista tehostuu, johtuen kapillaaritiheyden kasvamisesta, koska aineiden ja kaasujen vaihto tapahtuu lähempänä käyttökohdetta, jolloin lihakset pääsevät nopeammin eroon kuona-aineista. Nämä muutokset vaikuttavat a-vO₂-eron eli valtimo- ja laskimoveren välistä happieron kasvamiseen. Lihakset pystyvät siis hyödyntämään suuremman osa veren hapesta ja lihasten aerobinen kapasiteetti kasvaa. (Bassett & Howley 2000; Laursen & Jenkins 2002.)

4.2.2 Hermolihasjärjestelmän adaptaatiot

Hermolihasjärjestelmän suorituskykyä voidaan tarkastella lihasten voimantuotto-ominaisuuksien kautta (Ahtinen & Häkkinen 2004, 125). Lihasten toimintäskyt lähtevät keskushermostosta ja kulkevat lihaksiin ääreishermoston kautta. Motoriseksi yksiköksi kutsutaan hermosolua, joka hermottaa lihassoluja. Motorisen yksikön koko vaihtelee voiman säätelyn tarkkuudesta, kun tarkkaa säätelyä vaativissa lihaksissa yksi hermosolu hermottaa vain muutamaa lihassolua. Karkeampaa säätelyä ja suurta voimaa vaativissa lihaksissa motoriset yksiköt ovat suurempia. (McArdle 2014, 384–391.)

Motoristen yksiköiden ominaisuudet määräytyvät lihasolutyypin mukaan (Ahtinen & Häkkinen 2004, 127). Lihasten lihassolujakaumaan vaikuttavat geneettiset tekijät (Maughan & Gleeson 2010, 29), mutta lihassolujen kokoon sen sijaan pystytään vaikuttamaan harjoittelulla. Kestävyysharjoittelijoilla tyypin 1 lihasolujen on havaittu olevan suurempia kuin tyypin 2 lihasolut. Tyypin 1 lihasolut sisältävät runsaasti myoglobiinia, joka tehostaa aerobista energiantuottoa lihaksissa. (McArdle 2014, 467.) Kovatehoisen intervalliharjoittelun on taas todettu aktivoivan enemmän tyypin 2a lihasoluja ja lisäävään niiden laktaattiaineenvaihduntaa. Kilpatason kestävyysurheilijoilla on todettu tyypin 2a lihasolujen osuuden olevan oletettua korkeampi. (Kohn ym. 2011; Kohn ym. 2007.)

Hermolihasjärjestelmän adaptaatioiden kestävyysurjoittelun seurauksena on todettu parantavan juoksun taloudellisuutta. Motorinen kontrolli on yksi näistä tekijöistä. Motorisen kontrollin

kehittyminen tarkoittaa lihasaktiivisuuden suuruuden ja keston pienentymistä, lihasten rinnakkaisaktivaation vähenemistä sekä askelten välisen vaihtelevuuden pienentymistä. (Barnes & Kilding 2015.) Tähän liittyy motoristen yksiköiden rekrytointi, jossa on todettu eroja aloittelijoiden ja paljon harjoitelleiden yksilöiden välillä (Chapman ym. 2008). Harjoittelun myötä lihakset oppivat työskentelemään optimaalisemmin, jolloin juoksu taloudellistuu.

Lihasten tehokkaampaan työskentelyyn liittyy myös spinaalinen säätely. Spinaalinen säätely perustuu refleksitoimintaan ja lihaksissa tällaisena reseptorina toimii lihasspindel. Lihasspindel on tärkeässä roolissa juoksun törmäysvaiheessa, kun venytysrefleksin kautta lihasspindel lisää lihasaktiivisuutta vastustaakseen venytystä, jolloin lihasjäykkyys kasvaa. Lihasjäykkyyden säätelyyn liittyy myös lihasten esiaktiivisuus. Lihasten esiaktiivisuuden on todettu olevan tärkeä tekijä juoksussa, koska se valmistaa lihakset törmäykseen, kun lihas aktivoituu ja lihasjäykkyys lisääntyy jo ennen törmäystä. (Avela ym. 2016, 104–105.) Paavolainen ym. (1999) tutkivat kokeneiden kestävyysjuoksijoiden suorituskykyä 5 kilometrin juoksulla. Nopeammilla juoksijoilla todettiin lihasten esiaktiivisuuden olevan korkeampi sekä kontaktiajan olevan lyhyempi. Verheul ym. (2017) totesivat myös hermolihasarjestelmän adaptaatioiden näkyvän selkeimmin suurilla juoksunopeuksilla (>4,5 m/s).

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, tapahtuuko pohjelihasten jäykkyydessä muutoksia kahden viikon kestävyysharjoitteluinterventiojakson seurauksena. Lihasten jäykkyyttä on tutkittu eri lajien urheilijoilla, mutta pohjelihasten jäykkyyttä ei ole tutkittu kestävyysharjoittelun osalta interventiotutkimuksena. Tutkimuksessa oli kaksi eri ryhmää, joista toinen teki matalatehoista kestojuoksua ja toinen ryhmä korkeatehoista intervallijuoksua 5 kertaa viikossa kahden viikon ajan. Lihasten leikkausmoduulin mittaaminen tapahtui ultraäänielastografialla, joka on melko uusi menetelmä, joten siksi myös sen luotettavuutta on tärkeä arvioida tutkimuksessa.

5.1 Tutkimuskysymykset

- 1) Kuinka toistettavia ovat ultraäänielastografialla tehdyt mittaukset pohjelihaksista käytettävällä mittausmenetelmällä?

Hypoteesi: Ultraäänielastografiamittausten toistettavuus on hyvällä tasolla.

Perustelut: Ultraäänielastografiamittausten toistettavuutta on tutkittu aiemmin ja lihasten osalta menetelmän on todettu olevan luotettava. Mittaukseen liittyy kuitenkin tekijöitä, jotka heikentävät menetelmän toistettavuutta. Näitä tekijöitä ovat muun muassa ultraäänianturiin kohdistuva paine, sen asento lihassyihin nähden sekä mittauskohta lihaksessa. (Sarabon ym. 2019)

- 2) Onko lihasten jäykkyyksissä merkittäviä eroja toisiinsa nähden?

Hypoteesi: Polven ollessa ojennettuna maksimaalisessa dorsifleksiossa leveä kantalihas on vähiten jäykkä ja sisempi kaksoiskantalihas jäykin.

Perustelut: Aiemmat tutkimukset puoltavat hypoteesia (Hirata ym. 2016; Maisetti ym. 2012; Le Sant ym. 2017).

- 3) Tapahtuuko pohjelihasten jäykkydessä merkittävää muutosta kuormitusjakson seurauksena intervalliryhmällä tai volyymiryhmällä?

Hypoteesi: Pohjelihasten jäykkyys kasvaa intervalliryhmällä. Volyymiryhmällä ei tapahdu merkittäviä muutoksia.

Perustelut: Intervalliharjoittelu kuormittaa kestojuoksua enemmän pohjelihaksia, koska niiden tulee tuottaa suurempia voimia johtuen suuremmasta juoksunopeudesta, jolloin reaktivoimat ovat suurempia (Mero & Komi 1986). Lisäksi intervalliharjoittelun on todettu kasvattavan suorituskykyä jo lyhyellä aikavälillä (Dolci ym. 2020). Volyymiryhmän kestojuoksuharjoittelu on tutkittaville tutumpi harjoittelumuoto, joten näin lyhyellä interventiojaksolla ei merkittäviä muutoksia pohjelihasten jäykkydessä tapahdu.

- 4) Vaikuttavatko ikä, sukupuoli, painoindeksi, kuntotaso, harjoittelumäärä, aiemmat vammat tai koettu kipu/lihasarkuus pohjelihasten leikkausmoduulin suuruuteen tai muutokseen?

Hypoteesi: Koska tutkimukseen osallistui vain 20–45-vuotiaita henkilöitä, ei ikä todennäköisesti tällä haitarilla vaikuta tuloksiin. Kuntotason nähden parempi kuntoisilla voi olla jäykkyys suurempaa. Sukupuolen osalta eroa voidaan nähdä leveän kantalihaksen jäykkydessä. Myös pohkeiden koettuun lihasarkuuteen nähden jäykkyys voi olla suurempaa niillä, jotka ovat kokeneet enemmän lihasarkuutta. Jäykkyyden muutokseen korreloivia tekijöitä voivat olla juoksu-
testin tuloksen muutos, harjoittelumäärän muutos tai koettu kipu/lihasarkuus.

Perustelut: On todettu, että naisilla leveä kantalihas on ollut keskimääräisesti jäykempi kuin miehillä (Saeki ym. 2019) Tutkimukset myös puoltavat kuntotason vaikutuksesta jäykkyyteen (Mammarino ym. 2019; Kubo ym. 2015). McHugh ym. (1999) totesivat harjoituksen jälkeisen kivun korreloivan lihasten passiiviseen jäykkyyteen, joten tutkimuksessa voi löytyä korrelaatio suuremman lihasarkuuden ja suuremman jäykkyyden välille.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämä pro gradu -tutkimus oli osana Olli-Pekka Nuutilan väitöskirjatutkimusta, jossa tutkittiin intensiivisen määrä- vs. tehoharjoitusjakson vaikutuksia palautumistilaan ja kestävyys suorituskykyyn. Mittaukset suoritettiin syksyllä 2020 ja pohjelihasten jäykkyyden mittaaminen suoritettiin elastografiamenetelmällä Jyväskylän yliopiston biomekaniikan laboratoriossa minun ja tutkimusavustajien toimesta. Suorituskykymittaukset tehtiin Olli-Pekka Nuutilan johdolla muiden mittaajien toimesta.

6.1 Tutkittavat

Tutkittavat olivat kestävyys harjoittelusta omaavia 24–45-vuotiaita henkilöitä. Tutkittavien rekrytointi tapahtui pääasiassa sosiaalisen median ja yliopiston tiedotusvälineiden kautta. Sisäänottokriteereinä tutkimukseen olivat ikä, terveydentila sekä kokemus juosten tehtävästä kestävyys harjoittelusta (4-6x/vko). Nuutilan väitöskirjatutkimukseen osallistui 40 tutkittavaa, joista 23 osallistui elastografi mittauksiin, jotka olivat valinnaisena osana tutkimusta. Lopulta kaikkiiin kolmeen (pre1, pre2 ja post) elastografi mittaukseen osallistui 19 tutkittavaa. Näistä 7 oli naisia ja 12 miehiä.

Taulukko 1. Tutkittavien perustiedot

	Intervalliryhmä (n=10)	Volyymiryhmä (n=9)
Sukupuoli (N/M)	3/7	4/5
Ikä (v)	35 ± 7	33 ± 7
BMI (kg/m ²)	24,9 ± 3,5	23,6 ± 1,4

Poissulkukriteereinä olivat ylipaino (BMI>30), verenkiertoelimestön ja tuki- ja liikuntaelimestön sairaudet sekä säännöllinen lääkitys, jotka vaikuttavat tutkimuksen toteutukseen tai sen tuloksiin. Ennen varsinaista tutkimusjakson aloitusta tutkittavilta mitattiin lepo-EKG, josta varmistettiin, ettei tutkittavilla ole epänormaaleja löydöksiä sydämen toiminnassa. Samalla ker-

ralla tutkittaville kerrattiin tutkimuksen kulku ja he allekirjoittivat suostumuslomakkeen. Tutkimukseen osallistuminen oli vapaaehtoista ja tutkittavalla oli oikeus keskeyttää osallistuminen milloin tahansa. Tutkimuksella oli Jyväskylän yliopiston eettisen toimikunnan myönteinen lausunto (12.6.2020).

6.2 Tutkimusasetelma

Tutkimus koostui kolmen viikon kontrollijaksosta, kahden viikon kuormitusjaksosta sekä yhden viikon palautusjaksosta (kuva 8). Elastografiamittaukset suoritettiin kaksi kertaa kontrollijakson aikana noin viikon sisällä sekä kerran kuormitusjakson jälkeen palautusviikolla. Lisäksi tutkimuksessa tehtiin myös fysiologisia mittauksia ja suorituskykymittauksia tutkimusjakson eri vaiheissa. Näistä mittauksista tässä tutkimuksessa käytettiin 3000 metrin kestävyysuorituskykytestin tuloksia. Juoksetesti tehtiin kontrollijaksolla sekä palautusjaksolla.



KUVA 8. Tutkimusasetelma, VOL= volyymiryhmä, INT=intervalliryhmä

Kontrollijakson aikana tutkittavat jatkoivat omatoimisesti normaalia harjoittelua ja harjoittelumäärät kirjattiin ylös. Viimeisellä viikolla kontrollijaksolla tutkittavat vähensivät harjoittelumäärää 50 % jatkaen samalla harjoittelufrekvenssillä. Kontrollijakson jälkeen tutkittavat jaettiin kahteen eri ryhmään, joista toinen ryhmä kasvatti harjoittelun volyymia ja toinen harjoittelun intensiteettiä kontrollijakson aikaiseen harjoitteluun nähden. Jako tehtiin jakamalla tutkittavat pareihin sukupuolen, 3000 metrin testituloksen, maksiminopeuden sekä leposykkeen mukaan ja parista toinen arvottiin volyymiryhmään ja toinen intervalliryhmään. Volyymiryhmä harjoitteli kuormitusjaksolla intensiteetillä, joka pysyi alle aerobisen kynnyksen. Harjoittelu-

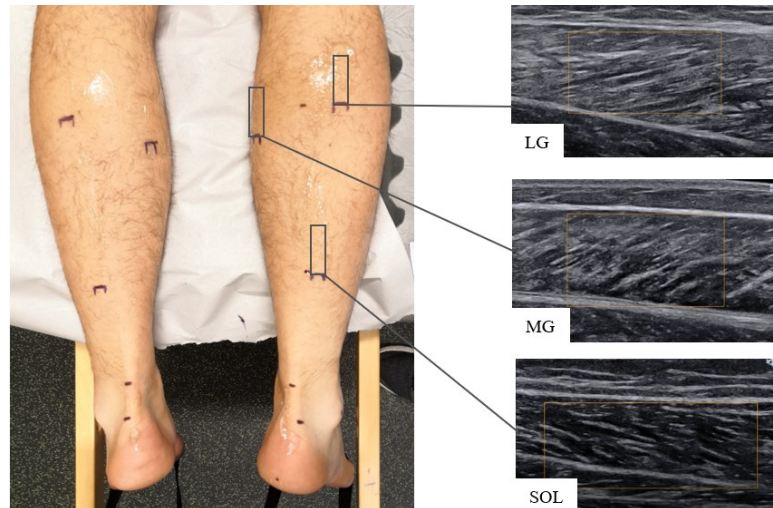
määrää nostettiin 70 % kontrollijaksolta ja harjoituskertoja oli 5 kertaa viikossa. Intervalliryhmä harjoitteli anaerobisen kynnyksen ylittävällä intensiteetillä ja tällä ryhmällä oli myös harjoituksia 5 kertaa viikossa sisältäen 6 x 3 min juoksuvedot. Kuormitusjakson harjoitukset suoritettiin valvotusti.

Matalaintensiteettinen harjoittelu: Volyymiryhmä suoritti neljä perusharjoitusta sekä yhden pitkän matkan harjoituksen viikossa. Harjoitusten kestot skaalattiin yksilöllisesti kontrollijakson harjoittelun mukaan siten, että perusharjoituksen kesto oli 1,5 x keskimääräinen harjoituksen kesto kontrollijaksolla ja pitkän matkan harjoitus 1,66-kertainen kestoaltaan.

Intervalliharjoittelu: Intervalliryhmän harjoitteluun kuului 6 x 3 minuutin korkeaintensiteettinen juoksuvedo 2 minuutin aktiivisella kävelypalautuksella. Ennen vetoja tehtiin 15 minuutin lämmittely sisältäen kolme 30 sekunnin kiihdytystä tavoitenopeuteen. Harjoituksen loppuun tehtiin 10 minuutin jäähdyttely.

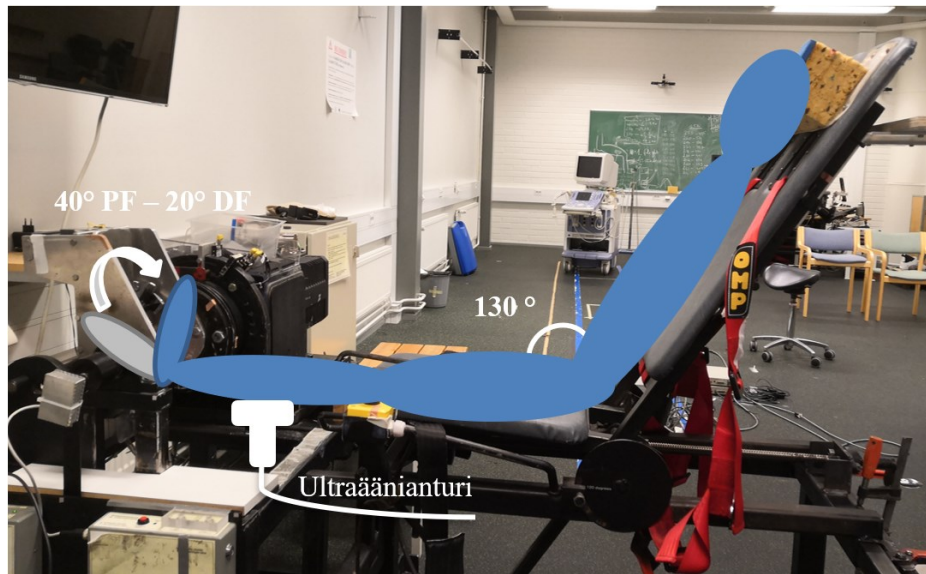
6.3 Mittausprotokolla

Elastografiamittaukset suoritettiin jokaiselle tutkittavalle kolme kertaa tutkimuksen aikana. Elastografiamittauksen yhteydessä tutkittaville tehtiin haastattelu (liite 2), jossa kysyttiin aiemmista vammoista tai loukkaantumisista, mittauspäivän aktiivisuudesta sekä pohkeiden ja akillesjänteen kiputiloista. Koettua kipua arvioitiin asteikolla 0–10. Mittauksessa mitattiin kaikkien kolmen (SOL, LG ja MG) pohjelihaksen jäykkyys passiivisessa venytyksessä. Ensin nämä kolme lihasta paikannettiin ultraäänen avulla ja merkattiin anturin paikka ihoon (kuva 9) tutkitavan maassa mahallaan tutkimuspöydällä ja nilkkojen ollessa rentona. Anturin paikka pyrittiin laittamaan lihaksen keskelle paksuimpaan kohtaan sekä pyrittiin välttämään verisuonia. Leveän kantalihaksen osalta paikka laitettiin hieman keskikohtaa alemmas, jotta ulomman kaksoiskantalihaksen lihasjänne-liitos ei tule venytyksessä näkyviin, koska leveässä kantalihaksessa tapahtuu suurta liikettä venytyksessä. Paikkojen etäisyydet kantaluusta mitattiin ja kirjattiin tutkimuspöytäkirjaan (liite 1) seuraavia mittauksia varten. Lisäksi niistä otettiin kuvat, josta myös pystyi tarkistamaan mittauskohdat seuraavalla mittauskerralla.



KUVA 9. Lihasten mittauskohtien merkkaus ultraäänen avulla.

Seuraavassa vaiheessa tutkittava siirtyi istumaan isokineettiseen dynamometriin (Jyväskylän yliopisto), jossa toinen jalka asetettiin polkimeen polven ollessa täysin suora ja lantio noin 130 asteen kulmassa (kuva 10). Reisi ja jalkaterä kiinnitettiin hihnoilla, jotta ne pysyivät paikoillaan. Tuolin etäisyys säädettiin siten, että kantapää pysyi kiinni polkimessa päkiällä painettaessa. Isokineettinen dynamometri liikkui nopeasti -40° :n ojennukseen (0° =nilkka 90° :n kulmassa) sekä hitaasti koukistukseen ($2^{\circ}/s$). Aluksi testattiin passiivinen venytys 20 asteen dorsifleksioon. Mikäli tämä venytti liikaa ja aiheutti kipua, pienennettiin maksimaalista dorsifleksioikulmaa 15 tai 10 asteeseen. Isokineettisessä dynamometrissä on polkimessa voima-anturi, jolla mitattiin venytyksestä syntyvää vastustusta (kts. luku 6.5). Lihasten aktiivisuutta ei mitattu, mutta voimakäyrästä tarkkailtiin, ettei voima noussut liian suureksi. Rajana pidettiin noin 20 Nm. Mikäli tämä ylittyi, venytys ei välttämättä ollut enää passiivinen. Ultraäänianturi kiinnitettiin aiemmin merkittyyn kohtaan lihaksen päälle säären ympäri menevän siteen avulla. Mittauksessa suoritettiin yksi venytys jokaiselle kuvattavalle lihakselle aloittaen leveästä kantalihaksesta ja satunnaisessa järjestyksessä sen jälkeen sisempi ja ulompi kaksoiskantalihas. Mikäli ultraäänikuva tai elastografiakartta olivat huonolaatuisia, muutettiin ultraäänianturin paikkaa ja tehtiin uusi mittaus. Tutkimuspöytäkirjaan (liite 1) kirjattiin tehdyt venytykset ja muut huomiot mittauksesta.



KUVA 10. Mittausasetelma isokineettisessä dynamometrissä.

Näiden mittausten lisäksi mittausprotokollaan kuului myös akillesjänteen jäykkyyden mittaaminen kolmesta eri kohdasta sekä akillesjänteen sisäisen liikkeen kuvaaminen isometrisen supistuksen aikana. Näitä mittaustuloksia ei kuitenkaan huomioida tässä tutkimuksessa.

Suorituskykymittauksista 3000 metrin juoksutesti otettiin tässä tutkimuksessa huomioon. Juoksutesti suoritettiin 200 metrin sisäradalla. Ennen testiä tutkittavat tekivät 15 minuutin matalatehoisen lämmittelyn. Testin aikana tutkittavia kannustettiin sekä heille kerrottiin väliajat kilometrin välein. Testi juostiin pienissä ryhmissä kontrollijakson aikana ja kuormitusjakson jälkeen palautusjaksolla. Tutkittavat täyttivät tutkimuksen ajan myös päivittäistä kyselyä, josta tässä tutkimuksessa käytettiin koetun lihasarkuuden arviointia asteikolla 1–10.

6.4 Ultraäänielastografia

Tutkimuksessa käytettiin Aixplorer ultraäänilaitetta (Supersonic Imagine, v.6.1, Aix-en-Provence, Ranska), johon oli kytketty lineaarianturi. Leveän kantalihaksen mittaamiseen käytettiin 2–10 MHz:n taajuudella toimivaa lineaarianturia (SL10–2, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, Ranska) sekä sisemmän ja ulomman kaksoiskantalihaksen mittaamiseen 5–18 MHz:n

lineaarianturia (SL18–5, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, Ranska). Anturit eroavat toisistaan ultraäänikuvan syvyydessä ja leveydessä. Joissain tapauksissa käytettiin pelkästään 2–10 MHz:n anturia, johtuen joko lihasten koosta ja muodosta tai tuolin tukirakenteiden aiheuttamista rajoitteista lyhyillä tutkittavilla. Mittauksessa käytettiin SWE-asetusta, jolla pystyttiin tallentamaan lihaksen elastinen moduuli passiivisen venytyksen aikana.

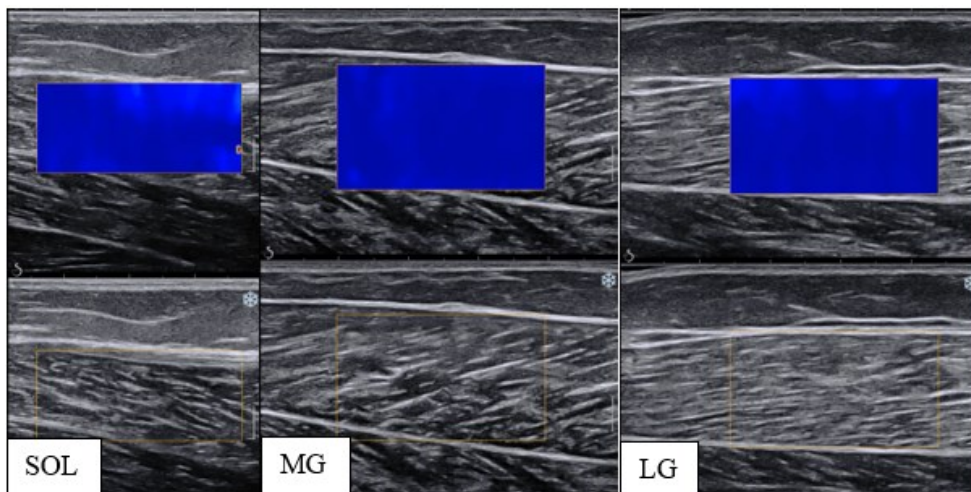
Leikkausaaltoelastografialla mitattu kudoksen elastinen moduuli voidaan ilmoittaa leikkausmoduulina (μ) (engl. shear modulus), joka saadaan laskettua leikkausaallon nopeuden (V) ja kudoksen tiheyden (ρ) avulla:

$$\mu = \rho V^2 \quad (\text{Laskukaava 1})$$

Biologisen kudoksen tiheytenä käytetään yleisesti arvoa 1000 kg/m^3 . Elastinen moduuli näkyy reaaliaikaisesti ultraäänilaitteella elastografiakartassa, jossa väriskaala menee sinisestä punaiseen sinisen tarkoittaessa pehmeää kudosta ja punaisen jäykkää kudosta. (Creze ym. 2018.)

Kudoksen elastinen moduuli voidaan ilmoittaa myös kimmokertoimena, joka saadaan laskettua kertomalla leikkausmoduuli kolmella. Lihasten osalta kuitenkin on todettu, että lihasten mekaaniset ominaisuudet ovat anistrooppisia eli suunnasta riippuvaisia johtuen lihassolukimpuista ja siten elastinen moduuli tulee ilmoittaa leikkausmoduulina. (Eby ym. 2013.)

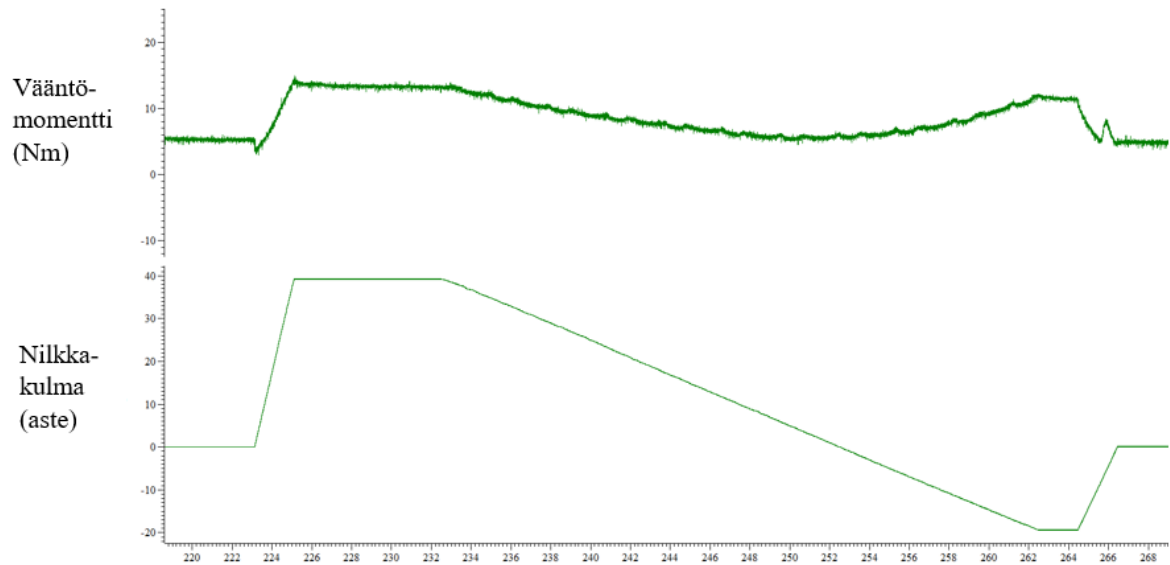
Ultraäänilaitteeseen tulee asettaa esiasetuksia ennen mittausta. Asetuksista valittiin lihas-luuranakoasetus, jolla pystytään optimaalisesti kuvantamaan tuki- ja liikuntaelimistön kudoksia. SWE-tila laitettiin päälle ja elastisuusskaala asetettiin 0–600 kPa:iin, mutta jos mitattu lihas oli todella jäykkä ja elastografiakartassa ilmeni paljon punaista eli elastiset moduuliarvot olivat lähellä 600 kPa:a tai ilmeni saturaatiota eli arvot menivät mittaskaalan yli, nostettiin skaala 800 kPa:iin. Säädön avulla resoluutio saatiin pidettyä mahdollisimman suurena. Ultraäänikuvan syvyys säädettiin lihaksen koon mukaan siten, että anteriorinen ja posteriorinen lihaskalvo näkyivät kuvassa. Elastografiakartan koko määritettiin siten, että alue kattoi mahdollisimman suuren alueen lihaksesta (kuva 11).



KUVA 11. Esimerkkejä elastografiakartan sijoittamisesta

6.5 Dynamometri

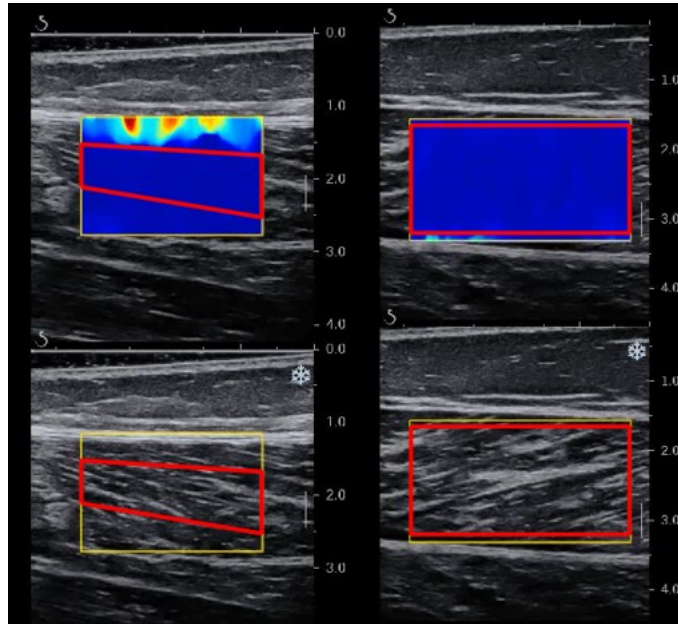
Tutkimuksessa käytettiin isokineettistä dynamometriä, jolla saadaan käännettyä nilkkaniveltä tasaisella nopeudella ja mitattua kulmaa sekä vääntömomenttia. Dynamometrini polkimeen on liitetty voima-anturi (Precision TB5-C1, Raute, Nastola, Suomi), jonka avulla saadaan mitattua vääntömomentti sekä nilkkakulma. Voima- ja kulmasignaali kerättiin 16-bittisellä AD-muuntimella 1 kHz:n taajuudella. Data kerättiin Spike2-ohjelmaan (Cambridge Electronic Design, United Kingdom), josta signaalia pystyttiin seuraamaan reaaliaikaisesti (kuva 12). Vääntömomentti kalibrointiin 0-tasolle joka mittauskerta ennen tutkittavan asettumista laitteeseen painovoiman vaikutuksen korjaamiseksi.



KUVA 12. Esimerkki Spike-ohjelmistolla kerätystä datasta. Ylempänä venytyksestä aiheutuva vääntömomentti sekä alempana dynamometrillä mitattu kulma.

6.6 Aineiston käsittely

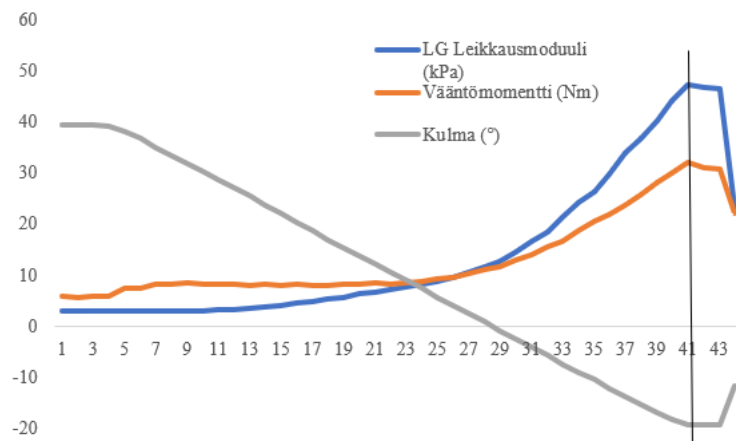
Elastografiavideot eksportoitettiin ultraäänilaitteelta AVI-muotoon ja jokainen video analysoitiin yksitellen Matlabilla ElastoGUI-sovelluksella. Jokaisesta videosta valittiin manuaalisesti elastografiakartasta sopiva alue, josta leikkausmoduuliarvot analysoitiin (kuva 13). Ohjelma laskee valitun alueen keskiarvoisen leikkausmoduulin jokaiselle kuvalle videon kuvataajuuden mukaan. Alue valittiin mahdollisimman suureksi, mutta kuitenkin niin, että siihen ei otettu mukaan lihaskalvoilta tulevia suurempia arvoja, jotka vääristäisivät tuloksia. Myös joissain videoissa esiintyi tyhjiöitä eli kohtia, joista ei ollut saatu mitattua leikkausaallon nopeutta, joten ne pyrittiin rajaamaan alueen ulkopuolelle. Tyhjiöiden ja saturaation määrässä pidettiin rajana 1 %:a koko pinta-alasta. Mikäli tämä ylittyi, muokattiin aluetta pienemmäksi. Saadut arvot tallennettiin CSV-muotoon.



KUVA 13. Analysoitavan alueen valitseminen elastografiakartasta.

Vääntömomentti- ja kulmadata sekä elastografian tallennussignaali eksportoitii Spike-ohjelmasta. Elastografian tallennussignaali kertoo, milloin tallennus on ultraäänilaitteessa ollut päällä. Tämän avulla signaalit pystytään tarkasti yhteensovittamaan. Vääntömomentti suodatettiin Spike-ohjelmassa ennen eksportointia neljännen asteen Butterworth-alipäästösuodattimella 8 Hz:n rajataajuudella.

Seuraavaksi nämä datat (leikkausmoduuli, vääntömomentti sekä kulma) synkronoitiin samalle taajuudelle käyttäen Excelin makroa (kuva 14). Leikkausmoduuli sekä vääntömomentti- ja kulmadata kerättiin eri taajuuksilla, joten siksi data täytyi aikanormalisoida. Makro interpoloi arvot (leikkausmoduuli, vääntömomentti sekä kulma) Cubic spline-funktiolla 2,5°:n välille -40°:n plantaarifleksioista ja 20°:n dorsifleksioon. Kahdella tutkittavalla jouduttiin käyttämään 10° asetusta sekä yhdellä 15° asetusta johtuen siitä, että suurempi venytys aiheutti liian suurta kipua.



KUVA 14. Esimerkkikuva raakadatan aikanormalisoinnista.

6.7 Tilastolliset analyysit

Tilastolliset analyysit tehtiin Excelissä sekä IBM SPSS Statistics 24 -ohjelmassa. Elastografia-mittausten toistettavuus määritettiin sisäkorrelaation (engl. Intraclass correlation coefficient, ICC), mittausvirheen (engl. Standard error of measurement, SEM), variaatiokertoimen (engl. Coefficient of variation, CV) (Hopkins, 2000) sekä pienimmän havaittavan muutoksen (engl. Minimum detectable change, $MDC = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$) avulla.

Mittauks tulokset eivät olleet normaalisti jakautuneita, joten tulosten analysointiin käytettiin ei-parametrisia testejä. Lihasten väliset erot toisiinsa nähden testattiin Friedman-testillä jokaiselta mittauspisteeltä sekä Wilcoxonin merkittyjen sijalukujen testillä katsottiin lihasten leikkausmoduuliarvojen järjestys toisiinsa nähden. Kuormitusjakson vaikutus suorituskykyyn katsottiin juoksumittauksien tuloksista pre- ja post tulosten väliltä Wilcoxonin merkittyjen sijalukujen testillä.

Leikkausmoduuliarvojen vertailuun ryhmien välillä käytettiin Friedman -testiä, jolla katsottiin kuormitusjaksoa ennen (pre1- ja pre2-mittaukset) ja kuormitusjakson jälkeen (post-mittaus) tehtyjen mittausten erojen merkitsevyys VOL- ja INT-ryhmillä maksimaalisessa dorsifleksiossa sekä lihaksen ollessa rentona 20°:n plantaarifleksiossa. Myös nilkan maksimaalisen

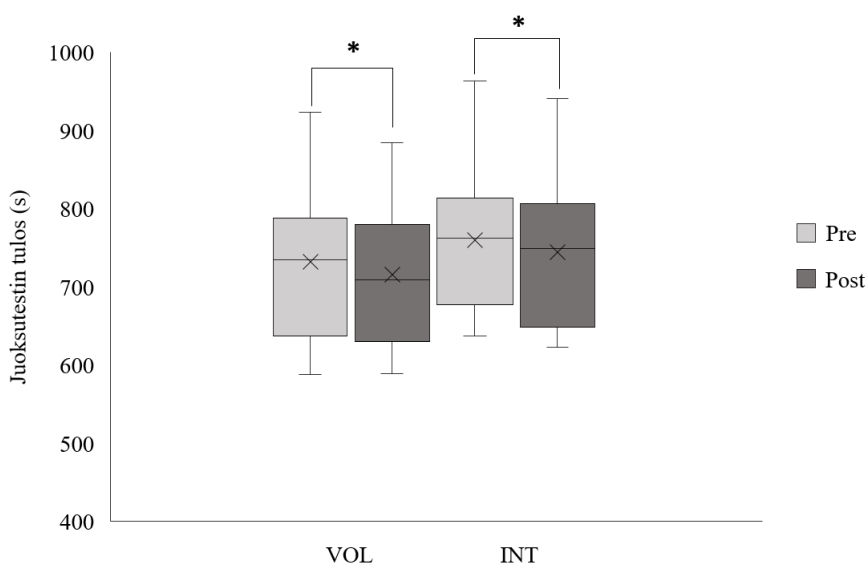
vääntömomentin erojen merkitsevyyttä tutkittiin kuormitusjaksoa ennen ja kuormitusjakson jälkeen tehtyjen mittausten välillä.

Leikkausmoduuliin vaikuttavia tekijöitä tutkittiin Spearmanin korrelaatiolla seuraavista muuttujista: ikä, painoindeksi (BMI), 3000 metrin juoksutestin tulos ennen kuormitusjaksoa ja kuormitusjakson jälkeen, harjoittelutunnit, juoksukilometrit sekä koettu lihasarkuus (0–10 asteikolla). Sukupuolen, koettujen kipujen ja loukkaantumisten vaikutus leikkausmoduularvoihin katsottiin Kruskal-Wallis-testillä. Leikkausmoduulin muutoksen selittäviä tekijöitä tarkasteltiin myös Spearmanin korrelaatiolla seuraavilla muuttujilla: 3000 metrin juoksutestin tuloksen muutos, harjoitustuntimäärän muutos ja juoksukilometrien muutos. Lisäksi koettujen kipujen yhteyttä leikkausmoduularvojen muutokseen katsottiin Kruskal-Wallis-testillä. Tilastollisen merkitsevyyden raja-arvona pidetään $p < 0,05$. Tulokset on esitetty taulukoissa keskiarvona +/- keskihajonta.

7 TULOKSET

7.1 Suorituskyky

Suorituskykyä arvioitiin 3000 metrin juokсутestillä, jonka tuloksissa ennen kuormitusjaksoa (pre) ja kuormitusjakson jälkeen (post) oli tilastollisesti merkitsevä ero volyymiryhmällä ($p=0,007$) ja intervalliryhmällä ($p=0,015$) (kuva 15). Keskimääräinen muutos 3000 metrin juokсутestin tuloksessa oli volyymiryhmällä -16,7 sekuntia ja intervalliryhmällä -15,2 sekuntia.



KUVA 15. Keskimääräiset 3000 m juokсутestin tulokset volyymi (VOL) ja intervalliryhmällä (INT) pre- ja post-mittauksissa. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä ero mittauspisteiden välillä.

7.2 Toistettavuus

Mittaustulosten toistettavuus arvioitiin keskiarvoisista leikkausmoduuli-arvoista maksimaalisessa dorsifleksiossa sekä 20°:n plantaarifleksiossa pre1- ja pre2-mittausten välillä. Maksimaalisessa dorsifleksiossa sisäkorrelaatio (ICC) oli 0,688–0,828, mittausvirhe (SEM) 4,07–15,82 kPa, variaatiokerroin (CV) 18,5–27,2 % sekä pienin havaittava muutos (MDC) 11,28–43,85

kPa (taulukko 2). 20° plantaarifleksiossa rennon lihaksen leikkausmoduuliarvojen sisäkorrelaatio (ICC) oli 0,350–0,592, mittausvirhe (SEM) 1,31–4,05 kPa, variaatiokerroin (CV) 22,4–35,8 % sekä pienin havaittava muutos (MDC) 3,63–11,23 kPa (taulukko 3).

Taulukko 2. Maksimaalisessa dorsifleksiossa mitattujen maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen toistettavuus kolmessa eri lihaksessa.

Lihäs	ICC	SEM (kPa)	CV (%)	MDC (kPa)
SOL	0,734	4,07	27,2	11,28
MG	0,688	15,82	22,6	43,85
LG	0,828	6,90	18,5	19,13

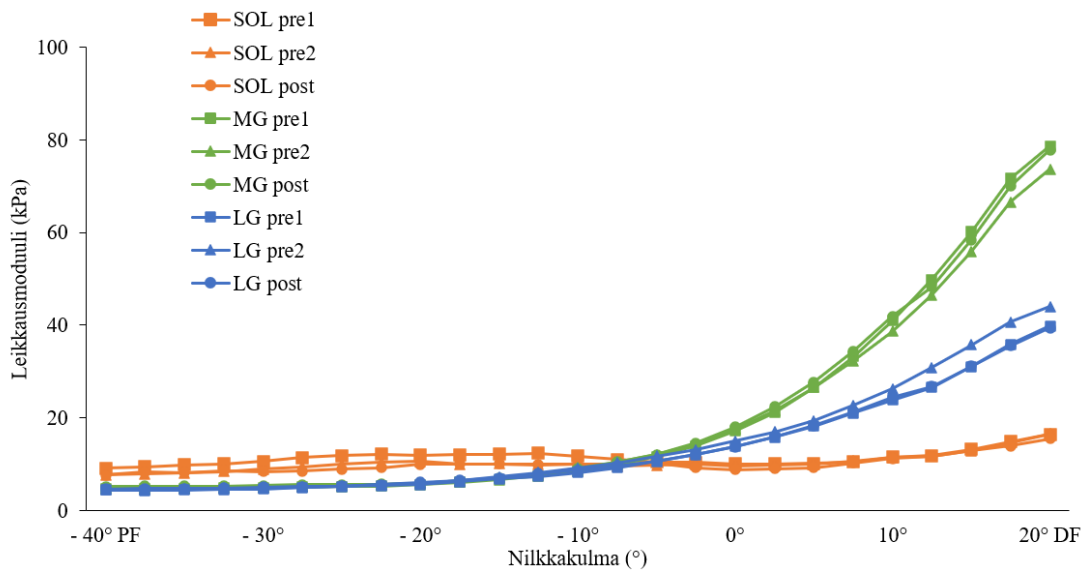
ICC=sisäkorrelaatio, SEM=mittausvirhe, CV=variaatiokerroin, MDC=pienin havaittava muutos, SOL=Soleus, leveä kantalihas, MG=medial gastrocnemius, sisempi kaksoiskantalihas, LG=lateral gastrocnemius, ulompi kaksoiskantalihas.

Taulukko 3. 20°:n plantaarifleksiossa mitattujen leikkausmoduuliarvojen toistettavuus kolmessa eri lihaksessa.

Lihäs	ICC	SEM (kPa)	CV (%)	MDC (kPa)
SOL	0,592	4,05	35,8	11,23
MG	0,350	1,31	22,4	3,63
LG	0,452	1,61	25,1	4,46

ICC=sisäkorrelaatio, SEM=mittausvirhe, CV=variaatiokerroin, MDC=pienin havaittava muutos, SOL=Soleus, leveä kantalihas, MG=medial gastrocnemius, sisempi kaksoiskantalihas, LG=lateral gastrocnemius, ulompi kaksoiskantalihas.

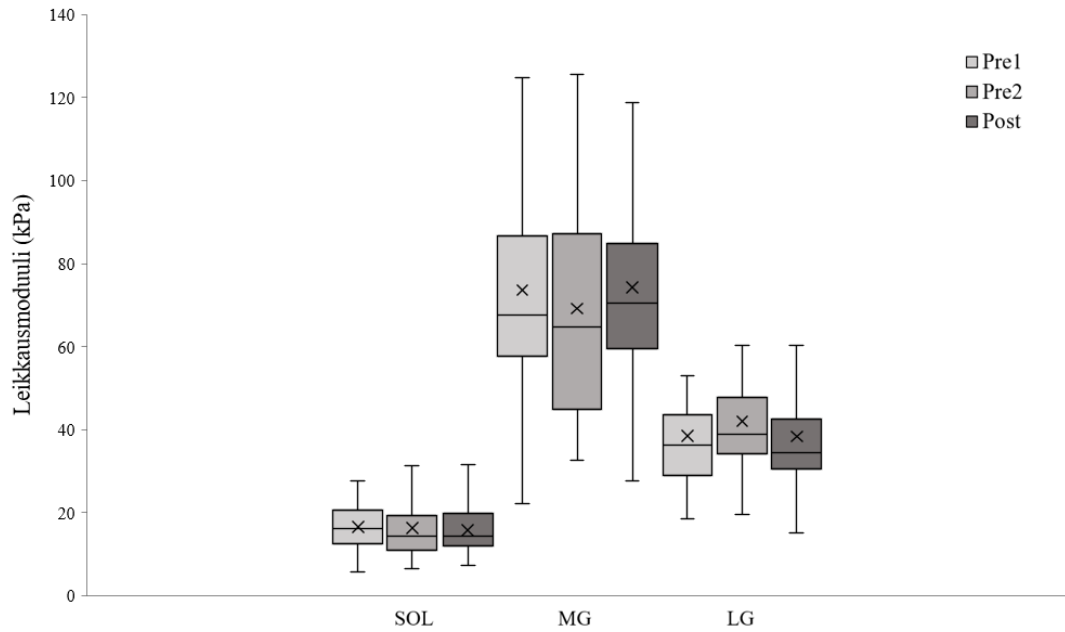
Kuvasta 16 nähdään leikkausmoduulidatan keskimääräinen käyttäytyminen venytyksessä - 40°:n plantaarifleksioista 20°:n dorsifleksioon eri mittauspisteillä. Oranssi kuvaa leveän kantalihasen käyttäytymistä, sininen ulomman kaksoiskantalihasen sekä vihreä sisemmän kaksoiskantalihasen käyttäytymistä venytyksessä.



KUVA 16. Leikkausmoduulidata koko venytyksen ajalta -40° :n plantaarifleksioista 20° :n dorsifleksioon mittauspisteiden ja lihasten välillä. SOL=Soleus, leveä kantalihas, MG=medial gastrocnemius, sisempi kaksoiskantalihas, LG=lateral gastrocnemius, ulompi kaksoiskantalihas.

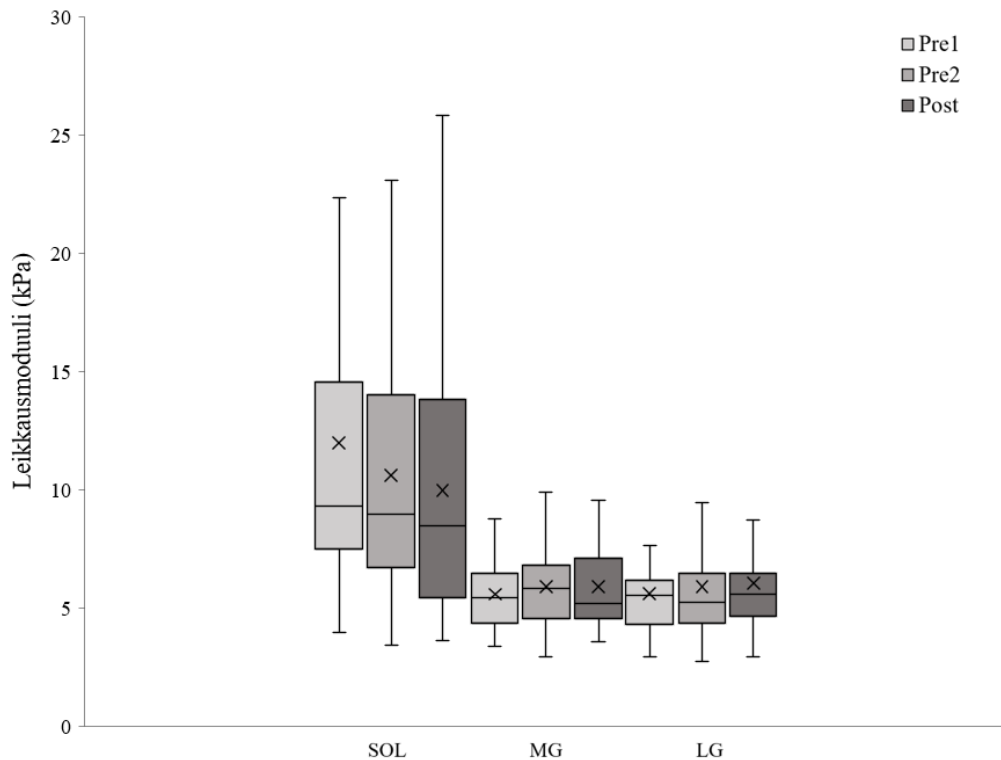
7.3 Lihasten väliset erot

Lihasten välillä maksimaalisessa dorsifleksiossa maksimaalisessa leikkausmoduulissa oli tilastollisesti merkitsevä ero ($p < 0,001$) kaikilla kolmella mittauspisteellä (kuva 17). Leikkausmoduuli maksimaalisessa dorsifleksiossa oli korkeampi sisemmässä kaksoiskantalihaksessa verrattuna ulompaan kaksoiskantalihakseen ($p < 0,001$) sekä leveään kantalihakseen ($p < 0,001$). Lisäksi ulomman kaksoiskantalihaksen leikkausmoduuli oli korkeampi kuin leveän kantalihaksen ($p < 0,001$).



KUVA 17. Keskiarvoiset maksimaaliset leikkausmoduuliarvot maksimaalisessa dorsifleksiossa mittauspisteiden ja lihasten välillä. SOL=Soleus, leveä kantalihas, MG=medial gastrocnemius, sisempi kaksoiskantalihas, LG=lateral gastrocnemius, ulompi kaksoiskantalihas.

Myös 20°:n plantaarifleksiossa leikkausmoduuliarvoissa oli lihasten välillä tilastollisesti merkitsevä ero ($p < 0,001$) kaikilla kolmella mittauspisteellä. Keskiarvoiset leikkausmoduuliarvot 20°:n plantaarifleksiossa olivat korkeimmat leveässä kantalihaksessa verrattuna sisempään ($p < 0,001$) ja ulompana ($p < 0,001$) kaksoiskantalihakseen (kuva 18). Sisemmän ja ulomman kaksoiskantalihaksen välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.



KUVA 18. Keskiarvoiset leikkausmoduuliarvot 20°:n plantaarifleksiossa mittauspisteiden ja lihasten välillä. SOL=Soleus, leveä kantalihas, MG=medial gastrocnemius, sisempi kaksoiskantalihas, LG=lateral gastrocnemius, ulompi kaksoiskantalihas.

7.4 Kuormitusjakson vaikutus

Kuormitusjakson vaikutusta pohjelihasten leikkausmoduuliin tutkittiin intervalli- ja volyyimiryhmän välillä. Leikkausmoduuliarvoissa maksimaalisessa dorsifleksiossa ei mittauspisteiden välillä todettu minkään lihaksen (SOL, MG, LG) kohdalla tilastollisesti merkittävää eroa kummallakaan ryhmällä (taulukko 4). Keskiarvoiset muutokset leikkausmoduuliarvoissa pre1- ja pre2- mittauksista post-mittaukseen olivat volyyimiryhmällä leveässä kantalihaksessa 0,9 kPa, sisemmässä kaksoiskantalihaksessa 0,7 kPa ja ulommassa kaksoiskantalihaksessa 0,5 kPa. Intervalliryhmällä muutokset olivat leveässä kantalihaksessa -2,6 kPa, sisemmässä kaksoiskantalihaksessa 4,7 kPa ja ulommassa kaksoiskantalihaksessa -4,5 kPa.

Taulukko 4. Leikkausmoduuliarvojen keskiarvot maksimaalisessa dorsifleksiossa eri mittauspisteillä

SOL	VOL-ryhmä (kPa)	INT-ryhmä (kPa)
pre1	15,8 ± 6,9	17,3 ± 4,2
pre2	15,2 ± 7,0	17,7 ± 6,0
post	16,5 ± 6,1	14,9 ± 4,3
MG	VOL-ryhmä (kPa)	INT-ryhmä (kPa)
pre1	64,0 ± 25,6	85,5 ± 40,4
pre2	63,2 ± 25,6	75,8 ± 23,6
post	64,3 ± 20,6	85,6 ± 20,2
LG	VOL-ryhmä (kPa)	INT-ryhmä (kPa)
pre1	33,7 ± 9,7	43,7 ± 8,1
pre2	40,7 ± 10,6	43,5 ± 10,2
post	37,7 ± 8,8	39,1 ± 10,0

Venytyksen aiheuttaman nilkkanivelen maksimaalisen vääntömomentin osalta ei löydetty tilastollisesti merkitsevää muutosta kuormitusjakson seurauksesta. Volyyimiryhmällä löytyi nilkkanivelen vääntömomentista tilastollisesti merkitsevä ero ($p=0,006$) mittausten välille (taulukko 5), mutta merkitsevä ero oli pre1- ja pre2-mittausten välillä sekä pre2- ja post-mittausten välillä.

Taulukko 5. Nilkkanivelen maksimaaliset vääntömomenttiarvot eri mittapisteillä

Mittauspiste	VOL-ryhmä (Nm)	INT-ryhmä (Nm)
pre1	14,7±5,8	18,9±6,9
pre2	16,7±5,1	18,6±7,0
post	15,2±7,3	18,0±7,7
p-arvo ^a	0,006*	0,234

^a Mittausten välisten erojen merkitsevyys testattiin Friedman-testillä. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä ero mittauspisteiden välillä.

Kuormitusjakson vaikutusta tutkittiin myös rennon lihaksen leikkausmoduularvoihin. Mittauspisteiden väliltä ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä eroja (taulukko 6). Keskiarvoiset muutokset leikkausmoduularvoissa volyymiryhmällä olivat leveässä kantalihaksessa 0,6 kPa, sisemmässä kaksoiskantalihaksessa 0,4 kPa ja ulommassa kaksoiskantalihaksessa 0,6 kPa. Intervalliryhmällä keskiarvoiset muutokset olivat leveässä kantalihaksessa -1,9 kPa, sisemmässä kaksoiskantalihaksessa -0,1 kPa ja ulommassa kaksoiskantalihaksessa -0,1 kPa.

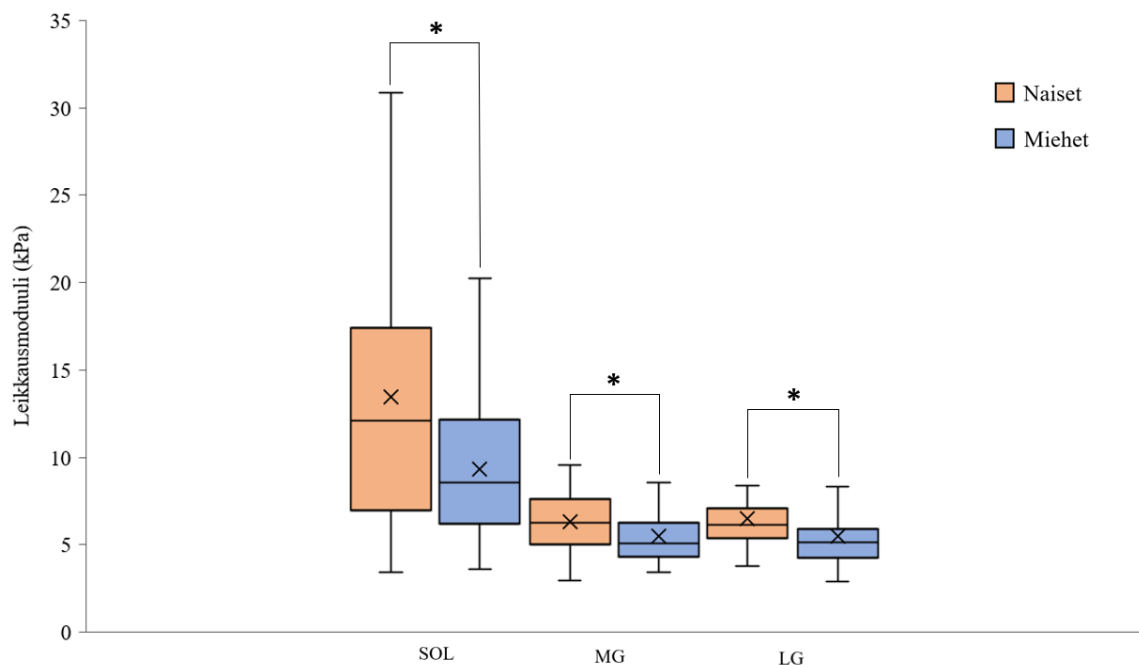
Taulukko 6. Leikkausmoduularvot 20°:n plantaarifleksiossa ryhmien välillä

SOL	VOL-ryhmä (kPa)	INT-ryhmä (kPa)
pre1	11,9 ± 5,5	11,9 ± 4,9
pre2	10,1 ± 5,7	11,0 ± 5,6
post	10,4 ± 4,9	9,5 ± 3,9
MG	VOL-ryhmä (kPa)	INT-ryhmä (kPa)
pre1	5,4 ± 1,4	5,8 ± 1,4
pre2	5,9 ± 1,2	5,9 ± 1,6
post	6,0 ± 1,1	5,8 ± 1,9
LG	VOL-ryhmä (kPa)	INT-ryhmä (kPa)
pre1	5,2 ± 1,2	6,1 ± 0,9
pre2	5,9 ± 2,2	5,8 ± 1,6
post	6,2 ± 1,4	5,9 ± 1,2

7.5 Leikkausmoduuliin vaikuttavat tekijät

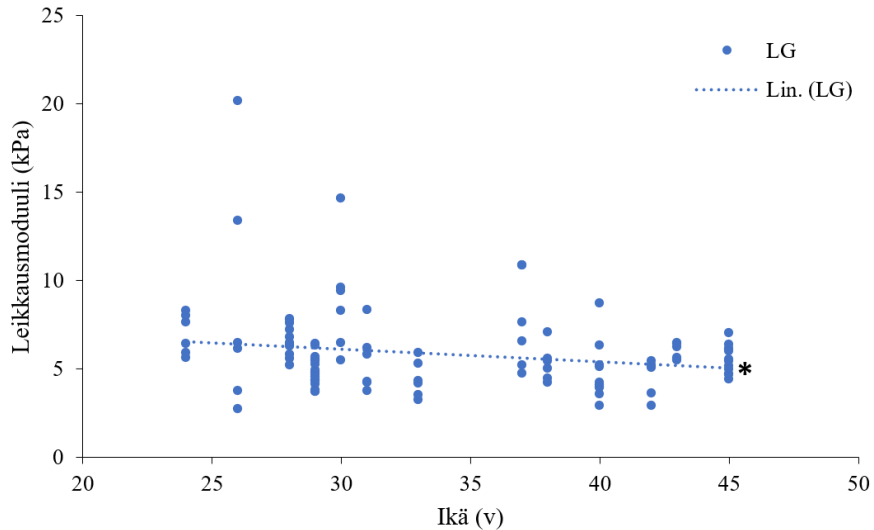
Leikkausmoduularvoihin vaikuttavia tekijöitä tutkittiin sukupuolen, iän, painoindeksin, juoksu-
testin, harjoitusmäärän, koetun lihasarkuuden, kipujen ja vammojen suhteen. Sukupuolen, iän
ja painoindeksin suhteen vertailu tehtiin pre1-, pre2- ja post-mittausten yhdistettyihin tuloksiin
(n=114). Lisäksi kaikissa tuloksissa yhdistettiin oikean ja vasemman puolen tulokset (n=38).
Leikkausmoduularvoina käytettiin maksimaalisessa dorsifleksiossa mitattua keskiarvoa sekä
20°:n plantaarifleksiossa mitattua keskiarvoa. Sukupuolen osalta maksimaalisen dorsifleksion
leikkausmoduularvoissa ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä eroja minkään lihaksen osalta.

Rennon lihaksen osalta sukupuoli-ero löytyi tilastollisesti merkitsevä ero leveästä kantalihaksesta ($p=0,008$), sisemmästä kaksoiskantalihaksesta ($p=0,001$) sekä ulommasta kaksoiskantalihaksesta ($p=0,001$), kun pre1-, pre2- ja post-tulokset yhdistettiin (kuva 19).



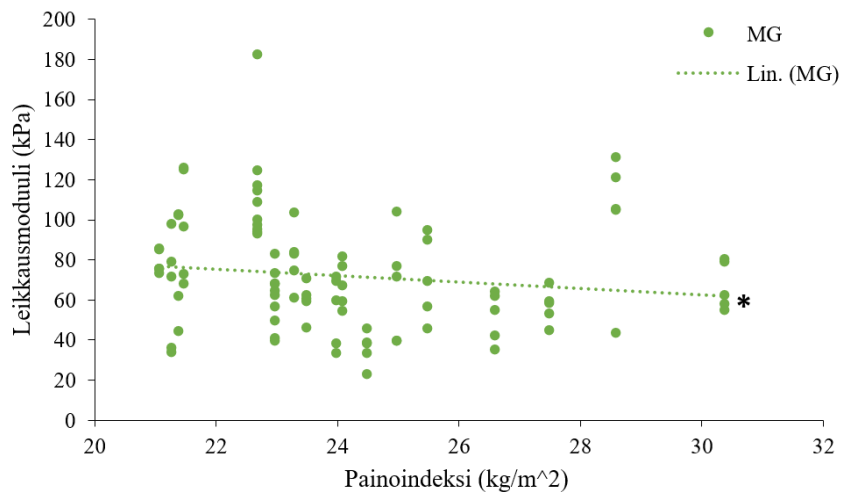
KUVA 19. Rennon lihaksen leikkausmoduuli-arvot 20°:n plantaarifleksiossa miesten ja naisten välillä. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä ero.

län osalta maksimaalisista leikkausmoduuli-arvoista ei tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota löytnyt minkään lihaksen osalta. Rennon lihaksen osalta tilastollisesti merkitsevä korrelaatio ikään löytyi ulomman kaksoiskantalihaksesta leikkausmoduulituloksista ($r=-0,208$, $p=0,026$, $n=114$) (kuva 20).



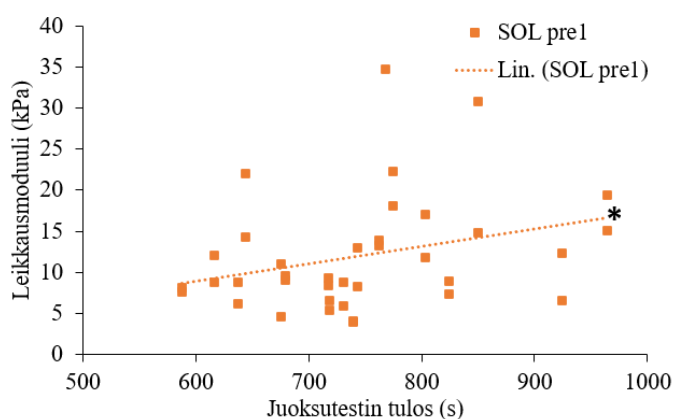
KUVA 20. Rennon lihaksen leikkausmoduuliarvojen jakautuminen iän suhteen leveän kanta-
lihaksen osalta post-mittauksessa. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä korrelaatio.

Painoindeksin ja maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen väliltä löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio sisemmästä kaksoiskantalihaksesta ($r=-0,197$, $p=0,037$, $n=113$) (kuva 21). Muiden lihasten osalta ei tilastollisesti merkittävää korrelaatiota painoindeksiin löytynyt. Myöskään painoindeksin ja rennon lihaksen leikkausmoduuliarvojen välille ei löytynyt mitään lihaksen osalta tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota.



KUVA 21. Maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen jakautuminen painoindeksin (BMI) suhteen sisemmän kaksoiskantalihaksen osalta pre2-mittauksessa. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä korrelaatio.

3000 metrin juoksutestin pre- ja post-tuloksia verrattiin maksimaalisiin leikkausmoduuliarvoihin pre1- ja post-mittauksissa. Maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen ja juoksutestin tuloksen väliltä ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota mistään lihaksesta kummaltakaan mitauspisteeltä. Rennon lihaksen osalta juoksutestin ja leikkausmoduuliarvojen pre1-tuloksista tilastollisesti merkitsevä korrelaatio löytyi leveästä kantalihaksesta ($r=0,382$, $p=0,020$, $n=38$) (kuva 22).



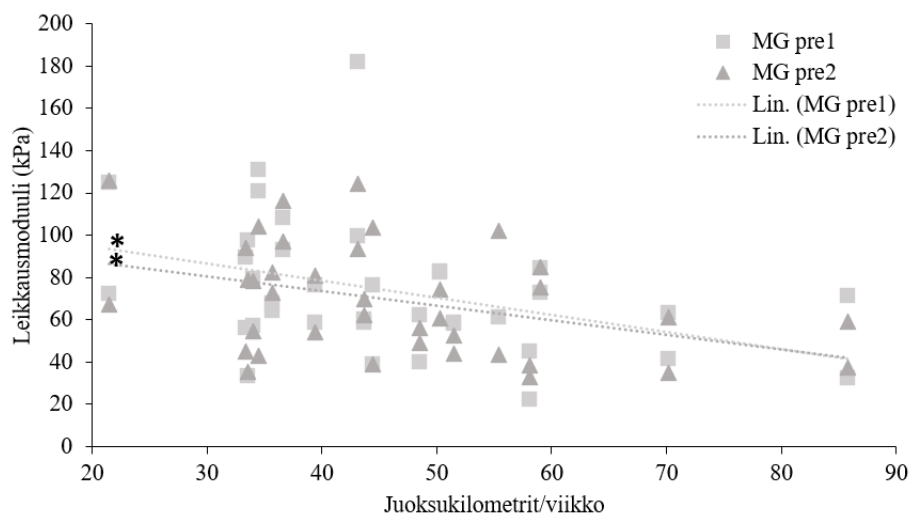
KUVA 22. 20°:n plantaarifleksiossa mitattujen leveän kantalihaksen leikkausmoduuliarvojen jakautuminen juoksutestin tuloksen suhteen. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä korrelaatio.

Koettuja kipuja vertailtiin post-mittauksen tuloksiin, koska suurin osa tutkittavista, jotka kokivat pohjelihaksissa kipua, kokivat sen post-mittauksen aikaan. Leikkausmoduuliarvoissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja kipua kokeneiden ja kipua kokemattomien välillä oikean tai vasemman puolen pohjelihaksissa. Myöskään henkilöt, joilla oli aiempia vammoja akillesjännteessä tai pohkeissa, eivät eronneet muista tutkittavista leikkausmoduuliarvojen suhteen. Mittauspäivän koetun lihasarkuuden ja leikkausmoduuliarvojen välille ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota lihasten ollessa rentona tai venytettynä.

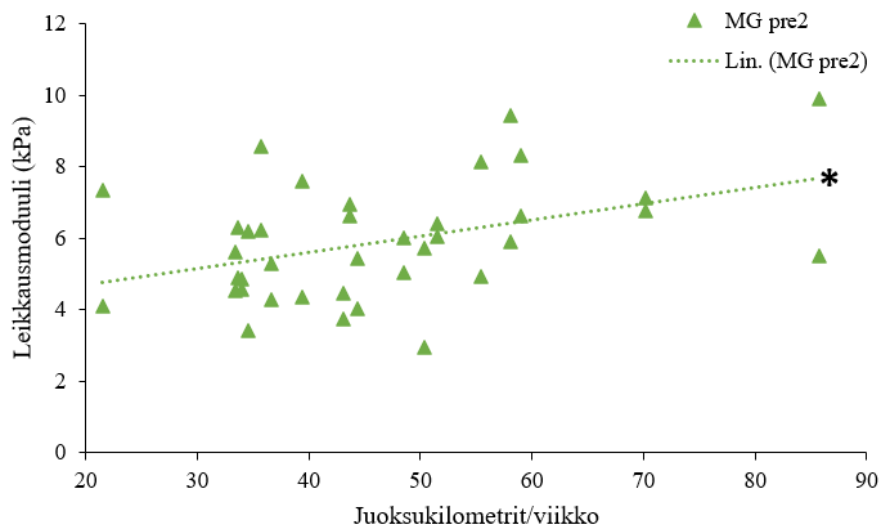
Harjoitusmäärän vaikutusta tarkasteltiin viikoittaisten kestävyysharjoittelutuntien ja juoksukilometrien perusteella kontrollijaksolla sekä kuormitusjaksolla. Kontrollijakson harjoitustuntimäärää ja juoksukilometrejä verrattiin pre1- ja pre2-mittauksen leikkausmoduuliarvoihin sekä kuormitusjakson harjoitustuntimäärää ja juoksukilometrejä post-mittauksen leikkausmoduuli-

voihin. Harjoitustuntimäärän ja pre1- sekä pre2-mittausten tulosten välille ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota minkään lihaksen osalta maksimaalisessa dorsifleksiossa tai 20°:n plantaarifleksiossa. Myöskään kuormitusjakson harjoitustuntimäärän ja post-mittauksen tuloksen väliltä ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota maksimaalisessa dorsifleksiossa tai 20°:n plantaarifleksiossa.

Kontrollijakson juoksukilometriä osalta tilastollisesti merkitsevä korrelaatio löytyi maksimaalisessa dorsifleksiossa sisemmän kaksoiskantalihaksen pre1-tuloksista ($r=-0,367$, $p=0,025$, $n=37$) sekä pre2 -tuloksista ($r=-0,353$, $p=0,030$, $n=38$) (kuva 23). 20°:n plantaariflexiosta mitattujen leikkausmoduuliarvojen ja juoksukilometriä välille tilastollisesti merkitsevä korrelaatio löytyi myös sisemmän kaksoiskantalihaksen pre2-tuloksista ($r=0,393$, $p=0,015$, $n=38$) (kuva 24). Muiden lihasten leikkausmoduuliarvojen osalta ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota juoksukilometriä määrään. Kuormitusjakson juoksukilometriä ja post-mittauksen leikkausmoduuliarvojen väliltä ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota.



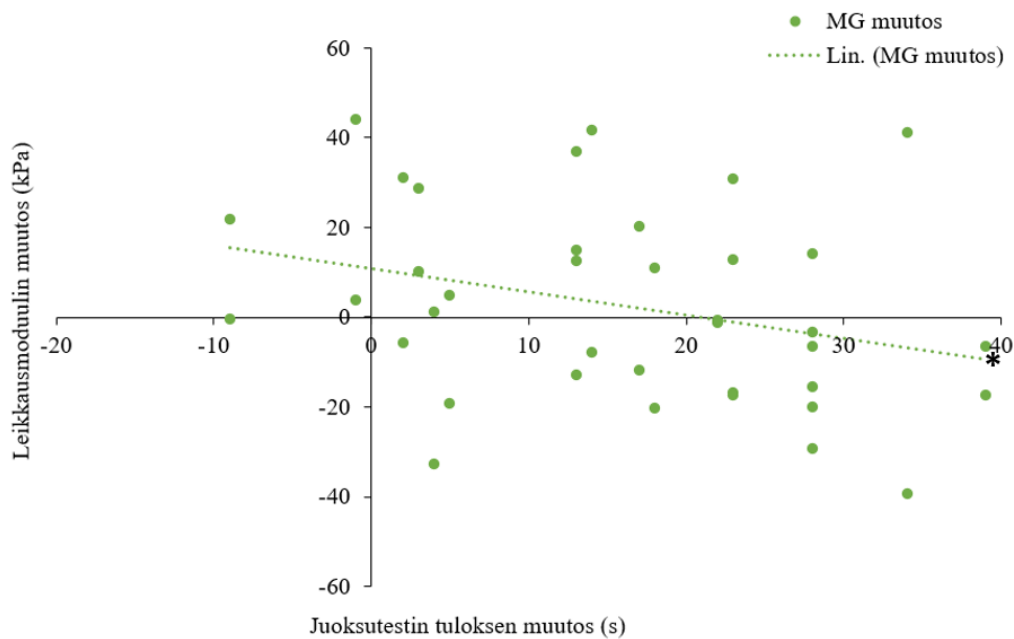
KUVA 23. Sisemmän kaksoiskantalihaksen (MG) ja juoksukilometriä korrelaatio pre1- ja pre2-mittauksen maksimaalisiin leikkausmoduuliarvoihin. * $p < 0,05$ tilastollisesti merkitsevä korrelaatio.



KUVA 24. Sisemmän kaksoiskantalihaksen (MG) ja juoksukilometrien korrelaatio pre2-mittauksen leikkausmoduuliarvoihin 20°:n plantaarifleksiossa. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä korrelaatio

7.6 Leikkausmoduulin muutoksia selittävät tekijät

Leikkausmoduuliarvojen muutos laskettiin pre1- ja pre2-mittausten tulosten keskiarvon ja post-mittauksen tuloksen erotuksesta. Juoksu-testin tuloksen muutos laskettiin vähentämällä pre-tulos post-tuloksesta. Sisemmän kaksoiskantalihaksen osalta löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio ($r=-0,364$, $p=0,025$, $n=38$) maksimaalisen leikkausmoduuliarvon muutoksen ja juoksu-testin tuloksen muutoksen välille (kuva 25). Leveän kantalihaksen ja ulomman kaksoiskantalihaksen osalta tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota ei muutoksien välille löytynyt.



KUVA 25. Sisemmän kaksoiskantalihaksen maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen muutoksen suhde juoksu-testituloksen muutoksen suhteen. * $p < 0.05$ tilastollisesti merkitsevä korrelaatio.

Pohjelihasten kiputuntemusten yhteys maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen muutokseen ei ollut tilastollisesti merkitsevä minkään lihaksen osalta. Kiputuntemuksiin mukaan luettiin post-mittauksen aikaan ilmoitetut kiputuntemukset pohkeissa.

Harjoitusmäärän muutosta kontrollijaksoon nähden tutkittiin harjoitustuntimäärän ja juoksukilometrien suhteen. Muutos laskettiin prosentuaaliseksi arvoksi vähentämällä kontrollijakson keskimääräiset viikoittaiset harjoitustunnit kourmitusjakson viikoittaisista harjoitustunneista ja jakamalla erotus kontrollijakson viikoittaisilla harjoitustunneilla. Samalla tavalla laskettiin juoksukilometrien muutos. Harjoitustuntien muutoksen osalta tilastollisesti merkittävää korrelaatiota maksimaalisten leikkausmoduuliarvojen muutokseen ei löytynyt minkään lihaksen osalta. Juoksukilometrien muutoksen osalta ei myöskään löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota.

Rennon lihaksen leikkausmoduuliarvojen muutokseen ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota juoksutestin muutoksen, harjoitustuntien muutoksen tai juoksukilometrien muutoksen osalta. Myöskään koettujen kipujen ja rennon lihaksen leikkausmoduuliarvojen muutoksen välille ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota.

8 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia pohjelihasten jäykkyyden muutoksia kahden viikon kuormitusjakson seurauksesta. Tiedossa ei ole, että aiemmin olisi tutkittu pohjelihasten jäykkyyden muutoksia kestävyysharjoittelun seurauksena. Tutkimuksen tuloksena todettiin, että pohjelihasten jäykkyydessä ei tapahtunut merkittävää muutosta kuormitusjakson seurauksena. Suorituskyvyssä kuitenkin tapahtui muutosta kuormitusjakson seurauksena, kun juoksutestin keskimääräinen muutos volyymiryhmällä oli -16,7 sekuntia ja intervalliryhmällä -15.2 sekuntia.

Ultraäänielastografian toistettavuuden testaaminen oli yksi tutkimuksen päätavoitteista. Tulokset osoittivat, että tulosten toistettavuudessa oli suurta vaihtelua lihasten välillä. Ulomman kaksoiskantalihaksen osalta toistettavuus oli hyvällä tasolla. Sisemmän kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen osalta toistettavuus taas oli kohtalaisella tasolla. Sisäkorrelaatio osoitti suurinta korrelaatiota ulommalle kaksoiskantalihakselle ($ICC=0,828$) ja pienintä korrelaatiota sisemmälle kaksoiskantalihakselle ($ICC=0,688$). Jotta sisäkorrelaatio olisi hyvällä tasolla, tulisi olla $>0,8$ (Atkinson & Nevill 1998). Myös pienin havaittava muutos ($MDC=11,28-43,85$ kPa) oli lihasten leikkausmoduularvoihin nähden melko suurta, eikä sisemmän kaksoiskantalihaksen osalta 40 kPa:n muutos lihaksen leikkausmoduulissa olisi realistinen muutos kahdessa viikossa.

Leveän kantalihaksen kuvantamisessa haasteita toi venytyksen aiheuttama suuri liike lihaskalvoissa, jotka vaikuttivat myös lihaksen sisäisiin leikkausmoduularvoihin. Myös osalla tutkittavista oli haastava saada lihassolukimput näkyviin, mikä voi johtua siitä, että osalla ihmisistä leveä kantalihas saattaa kiertyä. Sisemmän kaksoiskantalihaksen osalta toistettavuuteen on voinut vaikuttaa lihaksen muoto, koska myös venytettynä lihaksen pinta on kaareva ja ultraäänianturin pinta taas suora. Huomioon täytyy ottaa myös lihassolukimppujen suunta ultraäänianturiin nähden. Tutkimukset ovat osoittaneet, että luotettavampia tuloksia saadaan, kun kuvantaminen tehdään lihassolukimppujen suuntaan. (mm. Gennison ym. 2010) Pennaatiolihakset kuitenkin aiheuttavat tässä haasteen, kun pennaatiokulma muuttuu lihasta venytettäessä. Sisemmän kaksoiskantalihaksen pennaatiokulman on todettu olevan suurempi verrattuna ulompaan

kaksoiskantaliihakseen (Héroux ym. 2016). Kuitenkin on todettu, että menetelmää voidaan käyttää pennaatioli hasten kuvantamiseen, kun ultraäänianturin kulma lihassyihin nähden ei ole suurempi kuin 20 astetta (Miyamoto ym. 2015).

Toistettavuus päädyttiin testaamaan myös rennon lihaksen leikkausmoduularvoista. Kohdaksi valittiin 20°:n plantaarifleksio, koska silloin nilkka oli mahdollisimman neutraalissa asennossa ja vääntömomentti ei vielä ollut nousussa, joten pystyttiin oletamaan, että pohjelihakset eivät ole olleet siinä kohdassa vielä venyneenä. Toistettavuustulokset eivät osoittaneet sen parempaa toistettavuutta rennon lihaksen leikkausmoduularvoihin. Sisäkorrelaatio oli 0,350–0,592:n välillä. Tässä on syytä ottaa huomioon, että leikkausmoduularvot mitattiin kesken venytyksen eikä kyseessä ollut staattinen asento. Siten lihaskalvojen liike on voinut aiheuttaa vääristymiä leikkausmoduularvoihin. Lisäksi lihaksen jäykkyysominaisuudet ovat alhaiset rentona, joten pienikin vaihtelu tuloksissa vaikuttaa merkittävästi sisäkorrelaatioon. Mittaustulosten toistettavuuteen vaikuttava tekijä voi olla myös nilkkanivelen liike varsinkin venytyksen alussa, koska dynamometri liikkui nopeasti ojennukseen, joka on saattanut refleksinä aktivoida pohjelihaksia. Toisaalta pienin havaittava muutos oli kuitenkin melko pieni (MDC=3,63–11,23 kPa) ja neljän tutkittavan post-mittauksesta löytyi tämän ylittävä muutos.

Lihasten keskiarvoiset leikkausmoduularvot olivat linjassa muihin tutkimuksiin nähden leveän kantali hasten ollessa vähiten jäykkä ja sisemmän kaksoiskantali hasten ollessa jäykin polven ollessa ojennettuna maksimaalisessa dorsifleksiossa (mm. Hirata ym. 2016; Maisetti ym. 2012; Le Sant ym. 2017). 20°:n plantaarifleksiossa mitatut leikkausmoduularvot taas osoittivat, että leveä kantali has olisi kolmesta lihaksesta jäykin lihaksen ollessa rentona. Tämä tulos korreloi Kovasen ym. (1984) teoriaan, jonka mukaan leveä kantali has olisi näistä kolmesta lihaksesta jäykin, koska se sisältää keskimäärän enemmän tyypin 1 lihassoluja verrattuna kaksoiskantali haksiin.

Tutkimuksen toinen päätavoite oli tutkia jäykkyydessä tapahtuvia muutoksia. Hypoteesina oli, että jäykkyydessä tapahtuisi pientä suurenemista intervalliryhmällä. Tulokset kuitenkin osoittivat, että tilastollisesti merkittäviä muutoksia ei leikkausmoduularvoissa tapahtunut. Syynä voi olla mittausten kohtalainen toistettavuus, joten kaikki tulokset eivät välttämättä olleet todellisia

tai sitten kahden viikon kuormitusjakso oli liian lyhyt interventiojakso lihaksissa tapahtuvaan adaptaatioon. Interventoryhmällä keskiarvoja tarkasteltaessa nähdään pientä laskua leikkausmoduularvoissa leveässä kantalihaksessa sekä ulommassa kaksoiskantalihaksessa maksimaalisessa dorsifleksiossa. Kuitenkin vain yksi mittauksien välinen muutos kummankin lihaksen kohdalla ylitti pienimmän havaittavan muutoksen rajan.

Tutkimuksessa selvitettiin myös jäykkyyteen vaikuttavia tekijöitä. Sukupuolen osalta rennon lihaksen kohdalta löytyi tilastollisesti merkitseviä eroja kaikkien lihasten osalta leikkausmoduularvojen ollessa suurempia naisilla miehiin verrattuna. Leveän kantalihaksen osalta tulos on linjassa Saekin ym. (2019) tutkimustuloksen kanssa. Sisemmän ja ulomman kaksoiskantalihaksen osalta aiemmat tutkimukset samalla menetelmällä eivät ole löytäneet merkittäviä eroja kyseisistä lihaksista (Saeki ym. 2019; Chino & Takahashi 2016). Iän osalta tilastollisesti merkitsevä korrelaatio löytyi ulomman kaksoiskantalihaksen rennon lihaksen leikkausmoduulitulosista ($r=-0,208$, $p=0,026$). Korrelaatiokerroin on kuitenkin melko pieni, mikä voi johtua siitä, että tutkittavien ikäjakauma on vain 25 vuotta. Tulos on kuitenkin yhteneväinen Hiratan ym. (2020) tutkimukseen, jossa todettiin jäykkyyden alentuvan ikääntymisen myötä.

Painoindeksin osalta löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio sisemmän kaksoiskantalihaksen maksimaalisen dorsifleksion leikkausmoduularvoista ($r=-0,197$, $p=0,037$, $n=113$). Tähän tulokseen ei löytynyt tukea aiemmista tutkimuksista ja korrelaatiokerroin jäi pieneksi, joten painoindeksin ja jäykkyyden yhteys vaatisi tutkimusta suuremmalla painoindeksijakaumalla varmemman tuloksen saamiseksi.

Sisemmän kaksoiskantalihaksen leikkausmoduularvoista löytyi myös toinen tilastollisesti merkitsevä korrelaatio juoksukilometrien viikoittaiseen määrään pre1-tuloksista ($r=-0,367$, $p=0,025$, $n=37$) sekä pre2-tuloksista ($r=-0,353$, $p=0,030$, $n=38$), joka osoittaa, että suurempi viikoittainen juoksumäärä olisi yhteydessä alempaan leikkausmoduularvoon. Tämä tulos on ristiriitainen aiempaan tutkimustietoon nähden, koska on todettu, että pitkän matkan juoksijoiden sisempi kaksoiskantalihas on jäykempi kuin harjoittelemattomien (Kubo ym. 2015). Siten olisi voinut ajatella, että enemmän harjoittelevilla olisi jäykemmät lihakset. Toisaalta kyseisessä tutkimuksessa ei pystytty osoittamaan johtuiko suurempi lihaksen jäykkyys geneettisistä

tekijöistä vai harjoittelusta. Siten täytyy ottaa huomioon, että tutkittavien määrä oli melko pieni ja voi olla, että niillä tutkittavilla, jotka juoksevat viikoittain enemmän, on sattunut vain olemaan vähemmän jäykät lihakset geneettisistä tekijöistä johtuen. Perustuen siihen, että lihassolujakaumaan on todettu vaikuttavan geneettiset tekijät (Maughan & Gleeson 2010, 29).

Jäykkyyden muutoksia selittäviä tekijöitä ei tutkimuksessa pystytty varmuudella osoittamaan. Tilastollisesti merkitsevä korrelaatio löydettiin sisemmän kaksoiskantalihaksen leikkausmoduuliarvojen muutoksen ja juoksutestin muutoksen välille ($r=-0,364$, $p=0,025$, $n=38$). Sen mukaan leikkausmoduuliarvojen lasku korreloi parantuneeseen juoksutulokseen. Tuloksen paikansa pitävyyttä varmistettiin poistamalla tuloksista ne, joiden elastografiavideoissa esiintyi tyhjiöitä ja joissa oli pre1- ja pre2-mittauksissa suuria eroja (yli 10 kPa). Tällä pienemmällä tutkimusjoukolla sisäkorrelaatio nousi 0,974 ja leikkausmoduuliarvojen muutoksen ja juoksutestin tuloksen muutoksen korrelaatio oli $-0,274$, mutta korrelaatio ei ollut enää tilastollisesti merkitsevä ($p=0,186$, $n=25$). Myöskään sisemmän kaksoiskantalihaksen leikkausmoduuliarvojen ja juoksukilometrien määrän korrelaatio ei ollut tilastollisesti merkitsevä tällä pienemmällä tutkimusjoukolla pre1- ($r=-0,358$, $p=0,086$, $n=25$) tai pre2-tuloksissa ($r=-0,358$, $p=0,079$, $n=25$).

Nämä kaksi löydöstä sisemmän kaksoiskantalihaksen leikkausmoduulituloksista voisivat viitata paremman juoksukunnon olevan yhteydessä alempaan jäykkyyteen lihaksessa. Täytyy kuitenkin ottaa huomioon, että sisemmän kaksoiskantalihaksen leikkausmoduuliarvojen toistettavuus oli kohtalaisella tasolla ja leikkausmoduuliarvojen muutoksista vain yksi tulos ylitti pienimmän havaittavan muutoksen rajan. Jos oletetaan, että tulokset ovat todenmukaisia, voidaan mahdollisia syitä pohtia. Lihaksen jäykkyys on yhteydessä myös jänteen jäykkyyteen, koska ne toimivat sarjassa. Siten alentunut lihaksen jäykkyys voisi näkyä akillesjänteen jäykkyyden kasvuna, jos nilkan vääntömomentissa ei ole tapahtunut muutosta. Akillesjänteen jäykkyyttä ei kuitenkaan tässä tutkimuksessa tutkittu, mutta se voisi olla hyödyllinen jatkotutkimuskohde. SWE-menetelmällä ei ole aiemmin tutkittu pohjelihasten jäykkyyden muutoksia harjoittelun seurauksena. Jäykkyyden ajateltiin kasvavan erityisesti intervalliryhmällä, koska harjoittelu tapahtui suuremmalla juoksunopeudella, jolloin pohjelihaksilta vaadittiin suurempaa voimantuottoa ja lihasjännekompleksilta tehokasta venymis-lyhenemissyklin toimintaa, johon vaikuttaa

optimaalinen jäykkyys. Toisaalta intervalliharjoittelun on todettu aktivoivan tyypin 2a lihassoluja ja tutkimuksissa on todettu kilpatason kestävyysjuoksijoilla tyypin 2a lihassolujen osuuden olevan oletettua korkeampi. (Kohn ym. 2011; Kohn ym. 2007.) Tyypin 2 lihassolujen on todettu olevan vähemmän jäykkiä kuin tyypin 1 lihassolujen (Kovanen ym. 1984), joten alempi jäykkyys voisi selittyä tyypin 2 lihassolujen koon kasvuna kestävyysharjoittelun seurauksena.

Lihasjäykkyyden adaptoitumiseen voi myös vaikuttaa aiempi harjoitustausta. Tutkittavat harrastivat tutkimushetkellä kestävyysharjoittelua, mutta tietoa ei kerätty, mitä he olivat aiemmin harrastaneet tai kuinka pitkään he olivat harrastaneet kestävyysharjoittelua. Myöskään askellustyylejä ei tässä tutkimuksessa huomioitu, vaikkakin askellustyylit voivat vaikuttaa merkittävästi pohjelihasten kuormittumiseen juoksussa ja siten mahdollisesti vaikuttaa jäykkyyteen.

Tutkimuksella oli eettisen toimikunnan hyväksyntä ja tutkimuksessa noudatettiin ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettisiä periaatteita. Tutkimuksen aineisto pseudonymisoitiin ja tallennettiin Jyväskylän yliopiston tietoturvaliselle verkkolevylle. Mittauksessa nilkkanivelen liikuttaminen dynamometrillä saattoi tuntua epämukavalta, jos nilkkanivelen liikkuvuus oli alhainen tai pohje- tai takareiden lihakset olivat kireät. Tutkittavia kuitenkin ohjeistettiin painamaan hätä-seis-painiketta, mikäli tunsivat kipua. Mittauskohtien merkkaaminen tehtiin tussilla ja merkit jäivät ihoon, mutta ne lähtivät pois muutamassa pesussa, joten niistä saattoi aiheutua pientä visuaalista haittaa. Harjoituksissa ja testeissä oli riski tuki- ja liikuntaelimestön vammoihin ja vaurioihin. Riski pyrittiin minimoimaan käyttämällä turvalliseksi todettuja menetelmiä. Tutkittaville kerrottiin tutkimuksen aiheuttamat mahdolliset haitat ennen suostumuslomakkeen allekirjoitusta. Voidaan todeta, että tutkimus aiheutti vain pientä haittaa tutkittaville ja siitä saatiin tieteellisesti arvokasta tietoa.

8.1 Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet

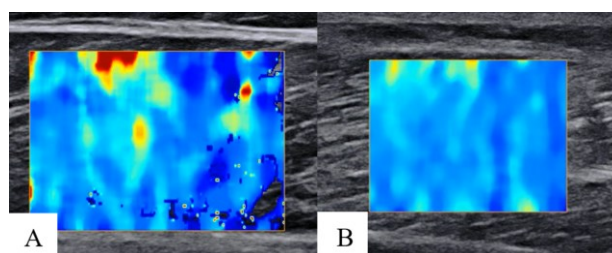
Tutkimuksen vahvuutena oli toimivaksi todettu elastografiamittausten mittausprotokolla, jota oli käytetty jo aiemmissa Jyväskylän yliopiston tutkimuksissa. Vahvuutena oli myös otoskoko, joka vastasi otoskokotavoitetta. Lisäksi tutkittavat jakautuivat tasaisesti volyyymi- ja intervalliryhmien välille sekä myös sukupuolet jakautuivat melko tasaisesti ryhmien välille. Vahvuudeksi voidaan katsoa myös tutkimuksen uutuusarvo, koska vastaavaa tutkimusta ei ole aiemmin tehty.

Haasteena tutkimuksessa oli lyhyt 2 viikon kuormitusjakso. Aiemmin lihasten jäykkyyden muutoksia on tutkittu pidemmällä harjoitusjaksoilla (mm. Mannarino ym. 2019; Santos ym. 2020). Kuitenkin kestävyys suorituskyvyn tutkimiseen 2 viikon kuormitusjakso oli perusteltu, koska intervalliharjoittelun on todettu aiheuttavan adaptaatioita suorituskyvyssä jo lyhyellä aikavälillä (Dolci ym. 2020). Kuitenkin voisi olla hyvä tutkia lihasten jäykkyyttä ennen ja jälkeen pidemmän harjoitusjakson, jolloin voisi olla nähtävissä suurempia muutoksia, mikäli suorituskyky on kehittynyt.

Tutkimuksessa oli myös hieman haasteita mittausaikojen sopimisessa ja osalla tutkittavista pre1- ja pre2-mittauksen väli venyi jopa 2 viikon mittaukseksi. Tämä on saattanut vaikuttaa tulosten suureen vaihteluun, koska tutkittavat harjoittelivat säännöllisesti myös kontrollijaksolla. Post-mittausten osalta mittausajat saatiin sovittua 3–5 päivän päähän kuormitusjakson päättymisestä. Tutkittavia ohjeistettiin sopimaan mittausaika siten, että mittausta edeltävänä päivänä olisi ollut vain kevyttä liikuntaa. Osa tutkittavista tuli kuitenkin mittaukseen heti 3000 metrin juoksutestin jälkeisenä päivänä, mikä on osaltaan voinut vaikuttaa mittaustuloksiin.

Tutkimuksen heikkoutena oli oma kokemattomuuteni mittaajana, mikä saattoi vaikuttaa elastografiatuloksiin. Osassa elastografiavideoista esiintyi tyhjiöitä, jotka selvästi vaikuttivat myös leikkausmoduularvoihin. Joitakin näistä oli mitattu kahteen kertaan ja yritetty saada parempi laatuinen video, mutta osassa oli otettu vain yksi video. Mittauksissa olisi siten voinut olla tarkempi videoiden laadun suhteen. Mysteeriksi jää, mikä on aiheuttanut huonolaatuisen videon.

Syynä voi mahdollisesti olla geelin määrä, ultraäänianturin suunta lihassyihin nähden tai ultraäänianturiin kohdistuva paine. Analyysivaiheessa tyhjiöt rajattiin analysoitavan alueen ulkopuolelle siten, että tyhjiöiden osuus alueen pinta-alasta oli alle 1 %. Kuitenkin videot, joissa tyhjiöitä esiintyi, olivat keskimäärin heterogeenisempia kuin sellaiset, joissa tyhjiöitä ei esiintynyt (kuva 26). Videot, joissa tyhjiöitä esiintyi, olisi voinut myös jättää kokonaan pois analyysistä, mutta koska kyseessä oli interventiotutkimus, oli tärkeää, että tulokset saatiin jokaiselta mittauspisteeltä.



KUVA 26. A) Esimerkki elastografiavideosta maksimaalisessa dorsifleksiossa, jossa on tyhjiöitä. B) Esimerkki elastografiavideosta maksimaalisessa dorsifleksiossa, jossa ei esiinny tyhjiöitä.

Huomioon otettava tekijä on myös mittauspaikkojen sijainnit. Ensimmäisellä kerralla mittauspaikat määritettiin ja niiden etäisyydet kantaluuhun mitattiin sekä otettiin kuvat. Mittauspaikat pyrittiin laittamaan samaan kohtaan myös pre2- ja post-mittauksissa, mutta pieniä heittoja kohdassa on voinut olla. Myös penkin tukirakenteet aiheuttivat hieman haasteita, ja ultraäänianturin paikkaa täytyi siirtää osalla tutkittavista alaspäin tai ylöspäin merkistä, jotta kuvantaminen onnistui. Nämä muutokset kirjattiin tutkimuspöytäkirjaan, mutta tarkkoja etäisyyksiä ei näistä mitattu. Le Sant ym. (2017) tutkivat mittauskohtien sijainnin vaikutusta pohjelihasten leikkausmoduularvoihin ja tutkimuksessa todetaan, että distaalisemmasta kohdasta mitatut leikkausmoduularvot olivat suurempia ja proksimaalisesta kohdasta mitatut taas pienempiä.

8.2 Johtopäätökset

Tutkimus osoitti, että kestävyysharjoituskuorman lisääminen ei aiheuttanut muutosta pohjelihasten jäykkyydessä. Tuloksista voidaan myös todeta, että menetelmän toistettavuus ei ole vielä riittävällä tasolla, jotta saataisiin luotettavasti tutkittua kudoksen elastisuuden muutoksia. Kuitenkin lupaavia tuloksia saatiin menetelmän toimivuudesta, kun lihasten jäykkyydet olivat linjassa aiempiin tutkimuksiin. Myös sukupuolen ja leikkausmoduuliarvojen osalta löytyi aiempiin tutkimuksiin korreloiva tulos. Koska toistettavuus jäi keskimäärin kohtalaiselle tasolle, ei voida jäykkyyden muutoksia pitää välttämättä totuudenmukaisina ja siten tuloksiin tulee suhtautua varauksella. Jatkotutkimusta menetelmän luotettavuudesta olisi syytä tehdä ja selvittää, mistä mittaustulosten suuri vaihtelu johtuu ja miten menetelmän toistettavuutta saataisiin parannettua.

LÄHTEET

- Ahtiainen, J. & Häkkinen, K. 2004. Hermo-lihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen. Teoksessa K. L. Keskinen, K. Häkkinen & M. Kallinen (toim). Kuntotestauksen käsikirja. 2. uudistettu painos. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry., 125.
- Albracht, K. & Arampatzis, A. 2013. Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *European Journal of Applied Physiology* 113 (6), 1605–1615.
- Alfuraih, A. M., Tan, A. L., O'Connor, P., Emery, P. & Wakefield, R. J. 2019. The effect of ageing on shear wave elastography muscle stiffness in adults. *Aging Clinical and Experimental Research* 31 (12), 1755–1763.
- Almeida, M. O., Davis, I. S. & Lopes, A. D. 2015. Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: A systematic review with meta-analysis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 45 (10), 738–755.
- Arampatzis, A., De Monte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Stafilidis, S. & Bruggemann, G. P. 2006. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *The Journal of Experimental Biology* 209 (Pt 17), 3345–3357.
- Atkinson, G. & Nevill, A. M. 1998. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 26 (4), 217–238.
- Avela, J., Mero, A. & Kyröläinen H. 2016. Hermo-lihasjärjestelmän rakenne ja toiminta. Teoksessa Mero, A., Nummela, A., Kalaja, S. & Häkkinen, K. (toim.). Huippu-urheiluvallmennus: Teoria ja käytäntö päivittäisvalmennuksessa. 1. painos painos. Lahti: VK-Kustannus Oy. 88–112.
- Barnes, K. R. & Kilding, A. E. 2015a. Running economy: Measurement, norms, and determining factors. *Sports Medicine - Open* 1 (1), 8-y.

- Bassett, D. R. & Howley, E. T. 2000. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (1), 70–84.
- Beattie, K., Carson, B. P., Lyons, M., Rossiter, A. & Kenny, I. C. 2017. The effect of strength training on performance indicators in distance runners. *Journal of Strength and Conditioning Research* 31 (1), 9–23.
- Biewener, A. A. & Roberts, T. J. 2000. Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: A comparative perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 28 (3), 99–107.
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D. & Horodyski, M. 2006. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *Journal of Athletic Training* 41 (4), 387–392.
- Blackburn, J. T., Padua, D. A., Riemann, B. L. & Guskiewicz, K. M. 2004. The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 14 (6), 683–691.
- Buchheit, M. & Laursen, P. B. 2013. High-intensity interval training, solutions to the programming puzzle. part II: Anaerobic energy, neuromuscular load and practical applications. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 43 (10), 927–954.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P. & Hodges, P. W. 2008. Is running less skilled in triathletes than runners matched for running training history? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 40 (3), 557–565.
- Chino, K. & Takahashi, H. 2016. Measurement of gastrocnemius muscle elasticity by shear wave elastography: Association with passive ankle joint stiffness and sex differences. *European Journal of Applied Physiology* 116 (4), 823–830.
- Chow, R. S., Medri, M. K., Martin, D. C., Leekam, R. N., Agur, A. M. & McKee, N. H. 2000. Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: Gender variability. *European Journal of Applied Physiology* 82 (3), 236–244.

- Creze, M., Nordez, A., Soubeyrand, M., Rocher, L., Maitre, X. & Bellin, M. F. 2018. Shear wave sonoelastography of skeletal muscle: Basic principles, biomechanical concepts, clinical applications, and future perspectives. *Skeletal Radiology* 47 (4), 457–471.
- Croft, T. 2013. *Essentials of human anatomy & physiology, global edition*. Harlow: Pearson Education Limited.
- Cronin, N. J. & Lichtwark, G. 2013. The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait & Posture* 37 (3), 305–312.
- Csapo, R., Malis, V., Sinha, U., Du, J. & Sinha, S. 2014. Age-associated differences in triceps surae muscle composition and strength - an MRI-based cross-sectional comparison of contractile, adipose and connective tissue. *BMC Musculoskeletal Disorders* 15, 209–209.
- Dolci, F., Kilding, A. E., Chivers, P., Piggott, B. & Hart, N. H. 2020. High-intensity interval training shock microcycle for enhancing sport performance: A brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research* 34 (4), 1188–1196.
- Doral, M. N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O. A., Donmez, G. & Maffulli, N. 2010. Functional anatomy of the achilles tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA* 18 (5), 638–643.
- Ducomps, C., Mauriege, P., Darche, B., Combes, S., Lebas, F. & Doutreloux, J. P. 2003. Effects of jump training on passive mechanical stress and stiffness in rabbit skeletal muscle: Role of collagen. *Acta Physiologica Scandinavica* 178 (3), 215–224.
- Dumke, C. L., Pfaffenroth, C. M., McBride, J. M. & McCauley, G. O. 2010. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 5 (2), 249–261.
- Eby, S. F., Song, P., Chen, S., Chen, Q., Greenleaf, J. F. & An, K. N. 2013. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics* 46 (14), 2381–2387.
- Enoka, R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed painos. Champaign, IL: Human Kinetics.

- Finni, T., Hodgson, J. A., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2003a. Mapping of movement in the isometrically contracting human soleus muscle reveals details of its structural and functional complexity. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 95 (5), 2128–2133.
- Finni, T., Hodgson, J. A., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2003b. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 95 (2), 829–837.
- Fletcher, J. R., Esau, S. P. & MacIntosh, B. R. 2010. Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *European Journal of Applied Physiology* 110 (5), 1037–1046.
- Freitas, S. R., Mendes, B., Le Sant, G., Andrade, R. J., Nordez, A. & Milanovic, Z. 2018. Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 28 (3), 794–806.
- Gennisson, J. L., Deffieux, T., Mace, E., Montaldo, G., Fink, M. & Tanter, M. 2010. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology* 36 (5), 789–801.
- Granzier, H. L. & Labeit, S. 2005. Titin and its associated proteins: The third myofibrillar system of the sarcomere. *Advances in Protein Chemistry* 71, 89–119.
- Hawley, J. A. 2002. Adaptations of skeletal muscle to prolonged, intense endurance training. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology* 29 (3), 218–222.
- Heroux, M. E., Stubbs, P. W. & Herbert, R. D. 2016. Behavior of human gastrocnemius muscle fascicles during ramped submaximal isometric contractions. *Physiological Reports* 4 (17), 10.14814/phy2.12947.
- Hirata, K., Kanehisa, H., Miyamoto-Mikami, E. & Miyamoto, N. 2015. Evidence for inter-muscle difference in slack angle in human triceps surae. *Journal of Biomechanics* 48 (6), 1210–1213.

- Hirata, K., Miyamoto-Mikami, E., Kanehisa, H. & Miyamoto, N. 2016. Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching. *European Journal of Applied Physiology* 116 (5), 911–918.
- Hirata, K., Yamadera, R. & Akagi, R. 2020. Can static stretching reduce stiffness of the triceps surae in older men? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 52 (3), 673–679.
- Hodgson, J. A., Finni, T., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2006. Influence of structure on the tissue dynamics of the human soleus muscle observed in MRI studies during isometric contractions. *Journal of Morphology* 267 (5), 584–601.
- Hopkins, W. G. 2000. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 30 (1), 1.
- Howard, R. M., Conway, R. & Harrison, A. J. 2018. Muscle activity in sprinting: A review. *Sports Biomechanics* 17 (1), 1–17.
- Ichihashi, N., Umegaki, H., Ikezoe, T., Nakamura, M., Nishishita, S., Fujita, K., Umehara, J., Nakao, S. & Ibuki, S. 2016. The effects of a 4-week static stretching programme on the individual muscles comprising the hamstrings. *Journal of Sports Sciences* 34 (23), 2155–2159.
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D. & Appleton, D. 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. an autopsy study. *Journal of the Neurological sciences* 18 (1), 111–129.
- Kawakami, Y., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2008. The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: Implications for flexibility. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 38 (5), 269–276.
- Keskinen, K. L., Häkkinen, K., Kallinen, M. & Aho, J. (toim.). 2004. Kuntotestauksen käsikirja. Helsinki: Liikuntatieteellinen seura. Liikuntatieteellisen Seuran Julkaisu.
- Kiely, J. & Collins, D. J. 2016. Uniqueness of human running coordination: The integration of modern and ancient evolutionary innovations. *Frontiers in Psychology* 7, 262.

- Kjaer, M. 2004. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological Reviews* 84 (2), 649–698.
- Kjaer, M., Magnusson, P., Krogsgaard, M., Boysen Moller, J., Olesen, J., Heinemeier, K., Hansen, M., ym. 2006. Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. *Journal of Anatomy* 208 (4), 445–450.
- Kohn, T. A., Essen-Gustavsson, B. & Myburgh, K. H. 2007. Do skeletal muscle phenotypic characteristics of xhosa and caucasian endurance runners differ when matched for training and racing distances? *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 103 (3), 932–940.
- Kohn, T. A., Essen-Gustavsson, B. & Myburgh, K. H. 2011. Specific muscle adaptations in type II fibers after high-intensity interval training of well-trained runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 21 (6), 765–772.
- Kovanen, V., Suominen, H. & Heikkinen, E. 1980. Connective tissue of "fast" and "slow" skeletal muscle in rats--effects of endurance training. *Acta Physiologica Scandinavica* 108 (2), 173–180.
- Kovanen, V., Suominen, H. & Heikkinen, E. 1984. Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. *Journal of Biomechanics* 17 (10), 725–735.
- Kubo, K., Ishigaki, T. & Ikebukuro, T. 2017. Effects of plyometric and isometric training on muscle and tendon stiffness in vivo. *Physiological Reports* 5 (15), e13374.
- Kubo, K., Miyazaki, D., Yamada, K., Yata, H., Shimoju, S. & Tsunoda, N. 2015. Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. *Journal of Biomechanics* 48 (10), 1937–1943.
- Latash, M. L. 1993. Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science* 12 (6), 653-692.
- Laursen, P. B. & Jenkins, D. G. 2002. The scientific basis for high-intensity interval training: Optimising training programmes and maximising performance in highly trained endurance athletes. *Sports Medicine* (Auckland, N.Z.) 32 (1), 53–73.

- Le Sant, G., Nordez, A., Andrade, R., Hug, F., Freitas, S. & Gross, R. 2017. Stiffness mapping of lower leg muscles during passive dorsiflexion. *Journal of Anatomy* 230 (5), 639–650.
- Lichtwark, G. A. & Wilson, A. M. 2008. Optimal muscle fascicle length and tendon stiffness for maximising gastrocnemius efficiency during human walking and running. *Journal of Theoretical Biology* 252 (4), 662–673.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'eni, R. O. & Pitsiladis, Y. 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463 (7280), 531–535.
- Lieu, D. 2010. Ultrasound physics and instrumentation for pathologists. *Archives of Pathology & Laboratory Medicine* 134 (10), 1541–1556.
- Lima, K M M E, Costa Junior, J F S, Pereira, W. C. A. & Oliveira, L. F. 2018. Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: A review. *Ultrasonography (Seoul, Korea)* 37 (1), 3–15.
- Magnusson, S. P. 1998. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 8 (2), 65–77.
- Maisetti, O., Hug, F., Bouillard, K. & Nordez, A. 2012. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *Journal of Biomechanics* 45 (6), 978–984.
- Mannarino, P., Matta, T. T. D. & Oliveira, L. F. 2019. An 8-week resistance training protocol is effective in adapting quadriceps but not patellar tendon shear modulus measured by shear wave elastography. *PloS One* 14 (4), e0205782.
- Maughan, R. J. & Gleeson, M. 2010. *The biochemical basis of sports performance*. 2nd ed painos. Oxford; New York: Oxford University Press.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2015. *Exercise physiology: Nutrition, energy, and human performance*. Eighth edition painos. Philadelphia; Philadelphia: Wolters Kluwer.

- McHugh, M. P., Connolly, D. A., Eston, R. G., Kremenec, I. J., Nicholas, S. J. & Gleim, G. W. 1999. The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *The American Journal of Sports Medicine* 27 (5), 594–599.
- Meeusen, R., Duclos, M., Foster, C., Fry, A., Gleeson, M., Nieman, D., Raglin, J., ym. 2013. Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome: Joint consensus statement of the european college of sport science and the american college of sports medicine. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 45 (1), 186–205.
- Mero, A. & Komi, P. V. 1986. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 55 (5), 553–561.
- Mero, A., Nummela, A., Kalaja, S. & Häkkinen, K. (toim.). 2016. Huippu-urheiluvalmennus: Teoria ja käytäntö päivittäisvalmennuksessa. 1. painos painos. Lahti: VK-Kustannus Oy.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R. & Jones, A. M. 2007. Training to enhance the physiological determinants of long-distance running performance: Can valid recommendations be given to runners and coaches based on current scientific knowledge? *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 37 (10), 857–880.
- Miyamoto, N., Hirata, K., Kanehisa, H. & Yoshitake, Y. 2015. Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle. *PLoS One* 10 (4), e0124311.
- Morse, C. I., Degens, H., Seynnes, O. R., Maganaris, C. N. & Jones, D. A. 2008. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology* 586 (1), 97–106.
- Muiznieks, L. D., Weiss, A. S. & Keeley, F. W. 2010. Structural disorder and dynamics of elastin. *Biochemistry and Cell Biology = Biochimie Et Biologie Cellulaire* 88 (2), 239–250.
- Nicol, C., Avela, J. & Komi, P. V. 2006. The stretch-shortening cycle: A model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 36 (11), 977–999. doi:36114 [pii].

- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S. (toim.). 2009. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 18. uud. p. painos. Helsinki: WSOY.
- Nordez, A., Casari, P. & Cornu, C. 2008. Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: Contributions of frictional and viscoelastic behaviours. *European Journal of Applied Physiology* 103 (2), 243–250.
- Novacheck, T. F. 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture* 7 (1), 77–95.
- Nummela, A. 2004. Hermo-lihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen. Teoksessa K. L. Keskinen, K. Häkkinen & M. Kallinen (toim). *Kuntotestauksen käsikirja*. 2. uudistettu painos. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry., 51–52.
- Nummela, A. & Häkkinen, K. 2016. Kestävyysharjoittelu ja voimaharjoittelu kestävyyslajeissa. Teoksessa Mero, A., Nummela, A., Kalaja, S. & Häkkinen, K. (toim.). *Huippu-urheiluvalmennus: Teoria ja käytäntö päivittäisvalmennuksessa*. 1. painos painos. Lahti: VK-Kustannus Oy. 272–294.
- Paavolainen, L. M., Nummela, A. T. & Rusko, H. K. 1999. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31 (1), 124–130.
- Perhonen, M., Han, X., Wang, W., Karpakka, J. & Takala, T. E. 1996. Skeletal muscle collagen type I and III mRNA, [corrected] prolyl 4-hydroxylase, and collagen in hypobaric trained rats. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 80 (6), 2226–2233.
- Platzer, W., Kahle, W. & Spitzer, G. 2014. *Color atlas of human anatomy. volume 1, ‡ p locomotor system*. 7th edition painos. Thieme: Stuttgart.
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K. & Lephart, S. M. 2001. The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *Journal of Athletic Training* 36 (4), 369–375.
- Roberts, T. J. 2002. The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comparative Biochemistry and Physiology. Part A, Molecular & Integrative Physiology* 133 (4), 1087–1099.

- Saeki, J., Ikezoe, T., Yoshimi, S., Nakamura, M. & Ichihashi, N. 2019. Menstrual cycle variation and gender difference in muscle stiffness of triceps surae. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 61, 222-226.
- Santos, R., Valamatos, M. J., Mil-Homens, P. & Armada-da-Silva, P. 2020. The effect of strength training on vastus lateralis' stiffness: An ultrasound quasi-static elastography study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17 (12), 4381.
- Sarabon, N., Kozinc, Z. & Podrekar, N. 2019. Using shear-wave elastography in skeletal muscle: A repeatability and reproducibility study on biceps femoris muscle. *PloS One* 14 (8), e0222008.
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Williams, G. P., Brown, N. A. & Pandy, M. G. 2014. Lower-limb muscular strategies for increasing running speed. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 44 (10), 813–824.
- Seiler, S., Haugen, O. & Kuffel, E. 2007. Autonomic recovery after exercise in trained athletes: Intensity and duration effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39 (8), 1366–1373.
- Stewart, C., Postans, N., Schwartz, M. H., Rozumalski, A. & Roberts, A. 2007. An exploration of the function of the triceps surae during normal gait using functional electrical stimulation. *Gait & Posture* 26 (4), 482–488.
- Thompson, L. V. 2002. Skeletal muscle adaptations with age, inactivity, and therapeutic exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 32 (2), 44–57.
- Toumi, H., Larguech, G., Cherief, M., Batakis, A., Hambli, R., Jennane, R., Best, T. M. & Lespessailles, E. 2016. Implications of the calf musculature and achilles tendon architectures for understanding the site of injury. *Journal of Biomechanics* 49 (7), 1180–1185.
- Verheul, J., Clansey, A. C. & Lake, M. J. 2017. Adjustments with running speed reveal neuromuscular adaptations during landing associated with high mileage running training. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 122 (3), 653–665.

Vuorimaa, T. 2016. Kestävyysjuoksun lajiansalyysi ja valmennuksen ohjelmointi. Teoksessa Mero, A., Nummela, A., Kalaja, S. & Häkkinen, K. (toim.). Huippu-urheiluvalmennus: Teoria ja käytäntö päivittäisvalmennuksessa. 1. painos painos. Lahti: VK-Kustannus Oy. 472–490.

Weyand, P. 2000. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology* 89 (5), 1991–1999.

LIITTEET

Liite 1 Mittauspöytäkirja

KEPA projekti – Elastografiamittaus

Date: _____

ID: _____

Prone position measurements:

- 1) Take photos RIGHT / LEFT
- 2) Mark AT and muscle locations. Take 3 SWE images along AT.

Dynamometer measuments:

- 1) Five submax. Contractions to reduce thixotropy at 90°.
- 2) SWE measurements of muscles in randomized order. Number below the order of measurements:

<u>Right leg:</u>	Pass.	<u>Left leg:</u>	Pass.
MG	____ <input type="checkbox"/>	MG	____ <input type="checkbox"/>
LG	____ <input type="checkbox"/>	LG	____ <input type="checkbox"/>
SOL	____ <input type="checkbox"/>	SOL	____ <input type="checkbox"/>

- 3) Achilles tendon internal displacement using B-mode during ramp isometric contraction up to 50Nm

Comments:

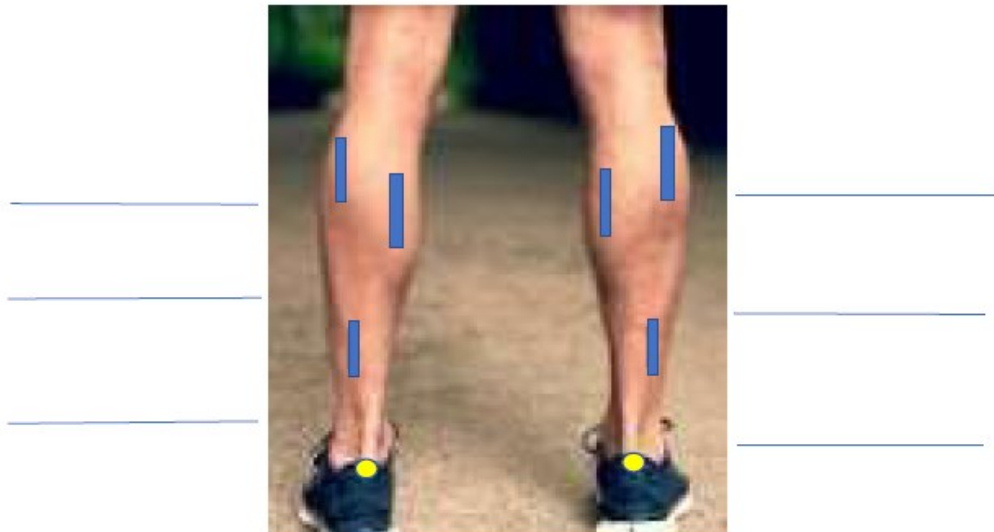
KEPA projekti – Elastografiamittaus

Body weight (kg): _____ Body height _____ cm SPIKE: _____

Seat distance (cm): length _____ width for Left leg _____ width for Right leg _____

Positions of ultrasound probes. Measure distance from proximal calcaneus to the distal probe position during 1st measurement session and use these locations in subsequent sessions. MG and LG mid belly in medio-lateral direction. SOL from distal –lateral location.

TAKE PICTURE OF MARKS and attach to this page!



KEPA projekti – Elastografiamittaus

Tutkittavan ID: _____ Vastauspäivämäärä: _____

Kysely

1. Onko sinulla ollut vammoja/loukkaantumisia alaraajoissa? ei kyllä, millaisia?

2. Harrastitko liikuntaa tänä päivänä ennen tähän mittaukseen tuloa? ei kyllä, mitä?

Nyt ajattele tämänhetkistä tilannetta:

3. Oletko kokenut lähiaikoina kipua tai arkuutta

- a) pohkeissa? ei kyllä; vasen / oikea

Jos vastasit kyllä, kuvaile kipua, milloin esiintyy?

Ympyröi **tämänhetkistä** kipua vastaava numero (0 ei lainkaan kipua – 10 pahin mahdollinen kipu)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

- b) akillesjännteessä? ei kyllä; vasen / oikea

Jos vastasit kyllä, kuvaile kipua, milloin esiintyy?

Ympyröi **tämänhetkistä** kipua vastaava numero (0 ei lainkaan kipua – 10 pahin mahdollinen kipu)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10