

TARTU ÜLIKOOL
sporditeaduste ja füsioteraapia instituut

Aleksandra Maksimova

**JALGPALLURITE *M. BICEPS FEMORISE* MÜOMEETRILISED OMADUSED SEoses
NORDIC HAMSTRING TESTI TULEMUSTEGA JA ASTMELISE KOORMUSTESTI
TOIMEGA**

**Myotonometric properties of *m. biceps femoris* in football players in relation to the Nordic
Hamstring Test and effect from graded exercise test**

Magistritöö

füsioteraapia õppekava

Juhendaja:

Füsioloogia õppetool, inimese füsioloogia lektor, A. Veraksitš, dr(med)

Kaasjuhendaja:

Sporditeaduste ja füsioteraapia instituudi liikumise ja spordibioloogia professor J. Mäestu, PhD

Tartu 2025

SISUKORD

KASUTATUD LÜHENDID	4
TÖÖ LÜHIÜLEVAADE.....	5
ABSTRACT.....	6
1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE.....	7
1.1 Hamstringlihaste vigastused jalgpallis.....	7
1.2 Treeningkoormuse monitoorimine ja lihase neuromuskulaarse funktsiooni hindamine jalgpallis.....	8
1.3 Müomeetria kasutamine neuromuskulaarse funktsiooni hindamiseks.....	9
2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED	13
3. METOODIKA	14
3.1 Valim	14
3.2 Uuringu eetilised aspektid.....	14
3.3 Uuringu korraldus	14
3.4 Antropomeetrilised mõõtmised	15
3.5 Astmeline koormustest.....	15
3.6 Hamstringlihaste ekstsentrilise kontraktsioonijõu mõõtmine	16
3.7 m. biceps femorise müomeetriliste näitajate mõõtmine enne ja pärast kehalist testimist.....	16
3.8 Andmete statistiline analüüs.....	19
3.9 Autori osalus uuringus	19
4. TULEMUSED	20
4.1 Valim	20
4.2 Müomeetria tulemused.....	20
4.3 Nordic hamstring testi tulemused	22
4.4 Nordic hamstring testide tulemuste ning m. biceps femorise mehaaniliste omaduste võrdlus enne ja pärast koormustesti	23

5. ARUTELU	25
5.1 Uurimistöõ nõrkused ja tugevused.....	30
9. JÄRELDUSED	32
KASUTATUD KIRJANDUS.....	33
LIHTLITSENTS LÕPUTÖÖ REPRODUTSEERIMISEKS JA LÕPUTÖÖ ÜLDSUSELE KÄTTESAADAVAKS TEGEMISEKS	40

KASUTATUD LÜHENDID

BF - *m. biceps femoris (caput longum)*, reie kakspealihäs

NHE - *Nordic hamstring exercise* - Nordic hamstring harjutus

NHtest - *Nordic hamstring test* - Nordic hamstring test

NPRE - esimese Nordic hamstring testi tulemus (enne koormustesti)

(mõõtmisühik, N)

NPOST - teise Nordic hamstring testi tulemus (vahetult peale koormustesti)

(mõõtmisühik, N)

NPOST20 - kolmanda Nordic hamstring testi tulemus (20 minutit pärast teist

Nordic hamstring testi) (mõõtmisühik, N)

SRA – stress-relaksatsiooni aeg

TÖÖ LÜHIÜLEVAADE

Eesmärk: Käesoleva magistritöö peamine eesmärk on hinnata m.biceps femorise (BF) müomeetrilisi parameetreid Eesti meistri liiga tasemega meesjalgpalluritel, kes sooritasid Nordic Hamstring testi ja astmelist koormustesti .

Metoodika: Uuringus osales 9 jalgpallurit, kellega viidi läbi astmeline koormustest jooksulindil, Nordic Hamstring test (NHtest) - enne (NPRE), pärast (NPOST) ja 20 minutit (NPOST20) pärast koormustesti - ning BF-lihase viie biomehaanilise ja viskoelastse omaduse hindamine MyotonPRO seadmega seistes ja lamades enne ja peale üldist koormustesti jooksulindil.

Tulemused: NHtesti tulemustes avaldus omavahel võrreldes tugevad positiivsed korrelatsioonid ($r=0,74-0,89$; $p<0,05$). Võrreldes esimesega langesid viimase NPOST20 tulemused oluliselt (vastavalt 312 ± 57 N ja 299 ± 53 N; $p=0,03$). Enne füüsilist koormustesti ja mõõdetuna lamavas asendis olid NPRE tulemused negatiivses korrelatsioonis BF lihastoonuse ($r= -0,60$; $p=0,009$) ja jäikusega ($r= -0.52$; $p=0,03$), kuid positiivses korrelatsioonis stress-relaksatsiooni aja ($r=0.56$; $p=0,01$) ja roomavuse näitajatega ($r=0.57$; $p=0,01$). Ühtki korrelatsioon ei esinenud müomeetriliste väärtuste ja NPOST tulemuste vahel, kuid algsega sarnane muster oli jälgitav NPOST20 tulemuste puhul.

Kokkuvõte: BF-lihase müomeetrilised omadused avaldasid statistiliselt olulisi seoseid NHtesti tulemustega ning seosed olid selgemad ja tugevamad enne koormustesti, tehtuna lõgastunud olekus oleval lihasel. Füüsilise koormuse toimetel täheldatud korrelatsioonid kadusid.

Märksõnad: Nordic Hamstring test, ekstsentriline harjutus, müomeetria, jalgpall, astmeline koormustest

ABSTRACT

Aim: The main aim of the present study was to evaluate the myotonometric parameters of the *m.biceps femoris* (BF) in Estonian Premier League male football players who performed the Nordic Hamstring test and the graded exercise test.

Methods: The study involved 9 football, who underwent graded exercise testing on a treadmill, Nordic Hamstring test (NHtest) - before (NPRE), after (NPOST) and 20 minutes (NPOST20) after graded exercise test - and the assessment of altogether five biomechanics and viscoelastic properties of the BF muscle with the MyotonPRO device in standing and lying positions before and after general exercise test.

Results: The Nhtest results showed strong positive correlations in between ($r=0.74-0.89$; $p<0.05$). Compared to the NPRE, the NPOST20 results decreased significantly (312 ± 57 N and 299 ± 53 N, respectively; $p=0.03$). Before the physical exercise test and measured in the lying position, the NPRE results were negatively correlated with BF muscle tone ($r= -0.60$; $p=0.009$) and stiffness ($r= -0.52$; $p=0.03$), but positively correlated with stress-relaxation time ($r=0.56$; $p=0.01$) and creep ($r=0.57$; $p=0.01$). No correlations were observed between myometrical parameters and NPOST results. Similar pattern to pre endurance task returned in NPOST20 results.

Conclusions: Myometric properties of the BF muscle showed statistically significant correlations with NHtest results, and the correlations were clearer and stronger before the exercise test, performed on the muscle in a relaxed state. The observed correlations disappeared after physical exercise.

Keywords: Nordic Hamstring test, eccentric exercise, myometry, soccer, graded exercise test

1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

Jalgpall on üks populaarsemaid spordialasid kogu maailmas (Gallo, 2024), Seda järgib hinnanguliselt 4 miljardit vaatajat ja igal aastal osaleb jalgpallis kuni 270 miljonit mängijat kogu maailmas (Wong & Hong, 2005). Samuti Eesti Statistikaameti andmetel jalgpall on külastatavuselt kõige populaarsem spordiala Eestis (Statistikaamet, 2018). Jalgpallis on kaks 11-liikmelist võistkonda ning mäng koosneb kahest 45-minutilise poolajast, mille vahel on 15-minutiline paus (Wong&Hong, 2005). Jalgpallimängu iseloomustab lühiajaline ja madala mahuga kiirendustegevus. Ühe mängu jooksul teeb mängija keskmiselt 17–81 sprinti, kestusega 2–4 sekundit ja tavaliselt alla 20 m pikkustel distantidel (Haugen *et al.*, 2014). Valdav osa liikumisest toimub ilma pallita, madala või keskmise intensiivsusega ning mängija peab regulaarselt muutma oma positsiooni väljakul. Arvestades mängu situatiivset iseloomu, mis sõltub nii vastase tegevusest kui ka palli asukohast, on liikumismustris sagedased suunamuutused, lühikesed kiirendused, liikumine kül- või tahasuunas ning vertikaalsed hüpped (Gómez-Piqueras&Alcaraz, 2024). Jalgpallimatši jooksul on mängija poolt läbitav keskmine kogudistants hinnanguliselt 10–11 km, kusjuures mõned mängijad võivad väljakul läbida kuni 14 km. Umbes veerand sellest distantist läbitakse kõrge intensiivsusega jooksuga (Bengtsson *et al.*, 2013). Jalgpall, kui kompleksne kontaktspordiala, on seotud kõrge vigastuste riskiga – epidemioloogilised uuringud näitavad, et professionaalsetel jalgpalluritel esineb 4 kuni 35 vigastust 1000 mängutunni kohta (Dvorak&Junge, 2000). Kuna mängutempo ja intensiivsus on professionaalsel tasemel mängijatel suuremad, on vigastuste esinemissagedus seal kõrgem kui harrastussportlate seas. Samuti on varasemad uuringud näidanud, et risk vigastuse tekkeks on võistlusmängu ajal 4,1 korda suurem, kui treeningu ajal (Forsythe *et al.*, 2022; Gallo, 2024). Jalgpallivigastused tekkivad peamiselt hüppe- ja põlveliigestes, samuti reie- ja sääre piirkonda lihastes ning sidemetes (Hägglund *et al.*, 2012). Enamik jalgpallivigastusi, 61% kuni 90% kõigist vigastustest, tekivad alajäsemetes (Forsythe *et al.*, 2022). Enamik jalgpallivigastustest on traumaatilised, kuid ülekoormusest tingitud vigastuste osakaal varieerub 9% kuni 34% vahel. Alajäsemete nelja peamise lihasgrupi – reie lähendajad, reie tagumised lihased, reie esikülje lihased ja säärelihased - vigastused moodustavad üle 90% kõigist lihasvigastustest professionaalses jalgpallis (Hägglund *et al.*, 2012).

1.1 Hamstringlihaste vigastused jalgpallis

Lihavigastused võib olenevalt nende tekkemehhanismist liigitada kolme erinevasse rühma: rebendid, põrutused või venitused. Hamstringlihaste vigastused jalgpallis on tavaliselt venitused (Croisier, 2004). Hamstringihaste vigastusi kirjeldatakse üldiselt kui pikenemise kontraktuuri,

sügavat venitust või harvemini rebendit reie tagumises osas, mis tekib lateraalsest mediaalseni: *m.biceps femoris* (BF), *m.semitendinosus* ja *m.semimembranosus*. Need lihased läbivad kahte liigest, puusa- ja põlveliigest, ning neil on kõndimise ja jooksmise ajal keskne roll kõnnitsükli. Need lihased on nii puusasirutajad kui ka põlvepainutajad ning piiravad põlve sirutust kannalöögi ajal (Biz *et al.*, 2021). Hamstringlihaste vigastused esinevad enamasti proksimaalselt lihase-kõõluse ühenduskohas ja kahjustavad külgsuunas BF-lihase pikka pead. Lihasevigastus sagedasti esineb teatud spordialadel, mis põhinevad kiirel aktiivsel põlveliigese sirutamisel (nt sprint, kergejõustik, hüpped, jalgpall, jalgpall, ragbi) ja/või nõuavad maksimaalset lihasvenitust (võitluskunstid, tants, veesuusatamine) (Croisier, 2004; Kellis, 2018; Shan *et al.*, 2024).

Hamstringlihaste vigastuste esinemist mõjutavad mitmed riskitegurid: ebapiisav treeningkoormuste juhtimine, ebapiisav iganädalane kiirjooksu treening, varasemate vigastuste olemasolu, neuromuskulaarne väsimus, madal lihasjõud (isomeetriline, kontsentiline ja ekstsentriline), halb nimme-vaagna kontroll ja vale sprindi tehnika (Gómez-Piqueras&Alcaraz, 2024). Hamstringlihaste vigastused on jalgpallis kõige sagedasem mittekontaktne vigastus ja moodustab 24% kõikidest profijalgpallurite vigastustest (Ekstrand *et al.*, 2022; Nuñez *et al.*, 2022). Selle sagedus on viimastel aastatel suurenenud umbes 4% võrra aastas ja vähenemistrendi pole täheldatud (Gómez-Piqueras&Alcaraz, 2024).

Enamik hamstringlihaste vigastusi esineb siis, kui jalgpallurid jooksevad kiirusel üle 25 km/h ja üle 80% oma maksimaalsest kiirusest (Aiello *et al.*, 2023) ning vigastuse kordumise tõenäosus on 18%, seega on vigastuse vältimine esmatähtis (Ekstrand *et al.*, 2022).

Liiga suur hulk ekstsentrilisi kontraktsioone on üks hamstringlihaste vigastuste peamisi põhjuseid, nt jalgpallis, ragbis ja korvpallis, kus esinevad tugevad ekstsentrilised koormused ja sageli puudulik ettevalmistus või liiga varajane naasmine platsile, on hamstringlihaste vigastused sagedasemad. Ekstsentrilist tugevdamist peetakse hamstringlihaste vigastuste ennetamisel tõhusaks, kuna hamstringlihaste vigastustega on seotud hamstringlihaste ekstsentrilise võimekuse puudumine ja puusasirutajate üldine nõrkus kontsentriilsel aktivatsioonil (Biz *et al.*, 2021). Jalgpallurite seas üks populaarsematest ekstsentrilistest harjutustest HSI ennetamiseks on *Nordic hamstring exercise* (NHE). NHE-ga treeningprogrammid võivad vähendada 65-70% võrra erinevate võistlustasemetel jalgpallurite HSI juhtu, toetades seda tüüpi harjutuste kaasamist vigastuste ennetamise programmidesse (Ekstrand *et al.*, 2022).

1.2 Treeningkoormuse monitoorimine ja lihase neuromuskulaarse funktsiooni hindamine jalgpallis

Meeskonnaspordi soorituste keerukuse tõttu peaksid jalgpalli meeskondade treenerid ja tehnilised töötajad määrama igapäevase treeningkoormuse kõikumised mikrotsükli ajal, mis võib aidata

parandada või säilitada sooritusvõimet kogu võistlushooaja jooksul, vältides samas kohanemisvõimetuid reaktsioone, vigastusi, ülekoormust ja ülemäärast väsimust mängupäevadel (Rey *et al.*, 2020).

Nende eesmärkide saavutamiseks ja treeneri otsuste tegemise hõlbustamiseks on koormuse jälgimine tunnistanud oluliseks sammuks edu saavutamiseks treeningprotsessis. Teaduskirjanduses on kirjeldatud mitmeid lähenemisviise sportlase treeningreaktsiooni ja väsimusseisundi kvantifitseerimiseks meeskonnaspordis. Nende hulka kuuluvad hematoloogilised markerid, südame löögisageduse mõõtmine, sportlase enda hinnang väsimusele ja neuromuskulaarse funktsiooni hindamine. Seoses neuromuskulaarse funktsiooniga kasutatakse kõige laialdasemalt hüppetesti protokolle, sh kükist hüpe ja sügavushüpe. Kuid sellised meetmed ei ole sageli sensitiivsed, et tuvastada lihaste kontraktiilsete omaduste muutusi meeskonnaspordis (Thorpe *et al.*, 2017). Malone *et al.* (2015) uuris sügavushüppe testi muutust eliitjalgpallurite treeningu mikrotsükli jooksul hooajasisesel perioodil. Tulemused näitasid, et hüppekõrguse kasutamisel neuromuskulaarse seisundi indikaatorina võib puududa tundlikkus treeningkoormuse muutuste tuvastamiseks (Malone *et al.*, 2015). See rõhutab vajadust lisauuringute järele, mille fookuses oleksid alternatiivsed meetodid neuromuskulaarse funktsiooni jälgimiseks jalgpalluritel.

Hiljutised uuringud on näidanud, et lihasjäikus, mida defineeritakse kui pinget lihas-kõõluse aparaadis, võib olla tundlikum neuromuskulaarse funktsiooni ja treeningkoormuse indikaator (Palmer *et al.*, 2014). Üks unikaalsemaid meetodeid – müomeetria oli väära töötatud Tartu Ülikoolis dr Arved Vaini poolt. Olemasolevate meetoditega seotud piirangute tõttu on välja töötatud uuemad tööriistad, nagu MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Eesti). MyotonPRO on usaldusväärne lihaste mehaaniliste omaduste mõõtmise vahend, mille tõhusus on uuringutega kinnitatud (Lettner *et al.*, 2024b; Rey *et al.*, 2024).

1.3 Müomeetria kasutamine neuromuskulaarse funktsiooni hindamiseks

Lihaste omadused mängivad lihaste jõudluse seisukohalt olulist rolli (Gleim&McHugh, 1997). Spordis on kõige sagedasemateks vigastusteks lihasvigastused, mida võib muu hulgas põhjustada ka suurenenud lihasjäikus (Lettner *et al.*, 2024a). Oluline on märkida, et lihasjäikus ei suurene mitte ainult vastusena lihaspingele, vaid ka vanusega (Hess, 2010).

Lihastoonust saab hinnata erinevate meetoditega, nagu kliinilised küsimustikud, või instrumentaalsete vahenditega, nagu elektrofüsioloogilised või mehaanilised mõõtmised. Kliinilised küsimustikud on subjektiivsed hindamisvahendid, samas elektrofüsioloogilised või mehaanilised mõõtmised annavad objektiivset teavet lihaste omaduste ja seisundu kohta. Kliinilises keskkonnas on vaja kuluefektiivseid, kasutajasõbralikke ja lihtsalt kasutatavaid seadmeid (Lettner *et al.*, 2024b).

MyotonPro (Myoton AS Tallinn, Eesti) poolt välja töötatud müomeeter on lihaste omaduste mõõtmise seade on mitteinvasiivne hindamismeetod lihaste biomehaaniliste ja viskoelastsete omaduste määramises. MyotonPro abil saadud andmed peegeldavad viit erinevat lihaste omadust hindavat parameetrit (Nguyen *et al.*, 2022). Kaks neist vastavad lihase biomehaanilistele omadustele; jäikus ja dekrement (elastsus/plastsus näitaja). Võnkesagedus tähistab toonust ehk pinget seisundit (Bizzini & Mannion, 2003). Kaks esindavad viskoelastsust; stress-relaksatsiooni aeg ja roomavus (Nguyen *et al.*, 2022).

Jäikus viitab pehmete kudede vastupanule välisjõududele ja see arvutatakse integreeritud aktseleerimeetriga tuvastatud algset survet koele, mis vallandab aparadi poolt antava löögi summutatud loomulike vibratsioonide analüüsimise teel. Dünaamilise stabiilsuse säilitamiseks on vajalik teatud tasemel lihasjäikust, kuna aktiivne lihasjäikus on ülioluline liigese suurema stabiilsuse tagamiseks ja ebasoodsate tegurite ennetamiseks, mis võivad viia traumaatilise liigese nihestuseni (Villanueva *et al.*, 2020). Kui jäikus on liiga kõrge, suureneb painduvuse vähenemise tõttu vigastuste oht ja liiga madala jäikuse korral suureneb lihasnõrkuse tekkimise oht (Jo *et al.*, 2022). Suurenenud lihaspinge toob kaasa intramuskulaarse rõhu tõusu, südame-veresoonkonna funktsiooni halvenemise ja lihaste verevoolu piiramise, mis põhjustab hüpoksiat ning põhjustab lihasväsimuse ja aeglasema taastumise. Ühe lihase liigne pinget häirib antagonistlike lihaste koaktivatsiooni, mis raskendab igapäevaste tegevuste sooritamist ja võib põhjustada ka valusündroomi (Sipko *et al.*, 2024).

Lihastoonuse kvantifitseerimine tuleneb kiirendussignaali loomulikust sagedusest ja annab ülevaate lihase sisemistest omadustest. Lisaks hinnatakse lihaselastsust, mis on pöördvõrdeline dekrementiga, analüüsides järjestikuseid võnkumisi, mis tekivad siis, kui lihas pärast deformatsiooni naaseb algsele kujule (Lettner *et al.*, 2024a).

Stress-relaksatsiooni aeg peegeldab lihaste lõdvestusprotsessi kestust. See on aeg, mis kulub lihase algolekusse naasmiseks. Samas lihas roomavus on defineeritud kui lihase järkjärguline venitamine pideva tõmbepinget all (Guduru *et al.*, 2022). See nähtus annab olulist teavet lihase struktuursete omaduste ja selle reaktsiooni kohta püsivale koormusele ning aitab kaasa selle viskoelastsete omaduste igakülgsel mõistmisele (Lettner *et al.*, 2024a). Kuigi müomeetria võib aidata treeneritel ja meedikutel optimeerida sooritust ja rehabilitatsiooniprogramme, minimeerides samal ajal vigastuste tekkeriski, on vaja täiendavaid uuringuid selle meetodi tõhususe kohta erinevates spordialades lihase seisundi hindamisel (Guduru *et al.*, 2022).

Viimastel aastatel on teaduskirjanduses järjest enam uuringuid, mis hindavad lihase mehaanilisi parameetreid müomeetria meetodil, samuti ka jalgpalli kontekstis.

Nuñez *et al.* (2023) uuringud näitasid, et jalgpalluritel, kellel oli anamneesis BF pika pea vigastus, olid lihastoonus ($17,63 \pm 1,68$ vs $15,68 \pm 1,82$), jäikus ($331 \pm 37,57$ vs $279,5 \pm 48,89$), stress-relaksatsiooni aeg ($16,38 \pm 1,75$ vs $19,33 \pm 3,035$) ja roomavus ($1,032 \pm 0,1$ vs $1,194 \pm 0,165$) oluliselt

erinevad võrreldes vigastamata lihasega. Samas muutused elastsuse parameetrites ei olnud erinevad ($1,37 \pm 0,22$ vs $1,30 \pm 0,23$) võrreldes vastavalt vigastatud ja mittevigastatud lihast. Rey et al. (2024) leidsid, et jalgpallitreeningu koormus kutsus esile jäikuse vähenemise ($p < 0,05$) nii *m.rectus femorises* (-8,18%) kui ka BF-lihases (-5,32%). Oluliselt oli vähenenud ($p = 0,012$) ka *m.rectus femorise* lihastoonus (-7,54%). Elastsus aga vähenes *m.rectus femorises* (-7,09%), samas kui BF-lihase elastsus suurenes (-3,94%). Trybulski et al. (2024) uuringu eesmärgiks oli hinnata nii erinevate spordialade sportlaste kui ka treenimata inimeste lihaste biomehaaniliste parameetrite mõõtmise usaldusväärsust. Kõigil osalejatel mõõdeti MyotonPRO seadmega jäikust, lihastoonus ja elastsust. Analüüs viidi läbi reie nelipealihase kahes erinevas osas: m. rectus femoris ja m. vastus medialis. Tulemused kinnitasid müomeetria kõrget usaldusväärsust ($r > 0,82$, erinevate parameetrite korral). Samuti olid kõrged mõõtmiste omavaheline kooskõla ICC=0,74-0,99 erinevate lihaste ja parameetrite puhul, sh ka jalgpallurite testimisel. Uysal et al. (2021) uuringus NHE treeningprotokoll kutsus esile BF elastsuse suurenemist ja jäikuse vähenemist, samas kui kontsentrilistel harjutustel oli vastupidine mõju ($p < 0,05$). Samuti põhjustasid treeningotokollid erinevate töövõime parameetrite (osavustest, üleshüppetest) olulise paranemise, kuid avaldasid erinevat mõju lihaste viskoelastsetele omadustele, mida on treeningu planeerimisel oluline arvestada.

Valdavalt on senised uuringud müomeetria kasutades teinud mõõtmisi lamavas asendis, lõdvestunud lihasele. Samas Gavronski et al. (2024) kasutasid triatleetidel lisaks lihase lõdvestunud olekus mõõtmisele ka kontraheeritud lihase mõõtmist leidmaks seoseid lihaste omaduste ja hapnikutarbimise. Kontraktsiooni standardiseerimiseks kasutati kergeid hantleid. Ehkki *m.rectus femorise* elastsus ja pinge lõdvestunud olekus olid olulises seoses maksimaalse hapnikutarbimisega nii kõrge kui madala töövõime grupis, siis kontraheerunud olekus olid seosed olulised ainult kõrgema töövõimega grupil. Seega, võib oluline olla hinnata lihaste omadusi mitte ainult lõdvestunud olekus vaid ka vähese kontraktsiooni tingimustes. Samas argumenteerisid Gavronski et al. (2024), et ehkki hantlite kaal oli standardne ei olnud see siiski kohandatud individuaalselt sportlastele. Üheks selliseks võimaluseks võib aga olla lihaste mõõtmine püstiseisus, mis kutsub esile teatud "loomuliku" kontraktsiooni ning lisaks ka gravitatsiooni teistsuguse mõju, kui mõõta lihast täielikult lõdvestunud olekus. Seda arvamust toetab ka Sipko et al. (2024) uuring, mis kinnitas, et kehaasend mõjutab märkimisväärselt nii lülisamba kõveruse nurkasid kui ka lihaste biomehaanilisi omadusi. Istumisasend vähendas lülisamba nimme- ja rinnaosa nurkasid ($p < 0,001$). Lihaspinge ja -jäikus olid kõrgeimad ($p < 0,001$) kaelapiirkonnas, kuid ei sõltunud kehaasendist ($p > 0,05$). Samuti oli leitud, et istumisel on lihastoonus ja jäikus lülisamba rinna- ja nimmepiirkonnas suuremad kui seistes ($p < 0,001$). Müomeetrilised mõõtmised olid tehtud järgmistes lihastes: *m. splenius capitis*, *m. trapezius* ja *m. erector spinae* (nimmeosa). Antud uuringu tulemused kinnitavad, et püstiasendis mõõdetud väärtused ei ole võrreldavad lõdvestunud olekus mõõtmistega. Samuti uurisid Gervasi et al. (2022)

lihase pinget erinevas vanuses (13-16 aastat) noortel korvpalluritel ning leidsid, et pinge suureneb koos vanusega *m.rectus femorises* ning muutus oli seotud ka sügavushüppe tulemusega.

Jalgpall on äärmiselt dünaamiline ja kontaktirohke spordiala, mis nõuab mängijatelt kõrgel tasemel kehalist ettevalmistust ning võib omakorda põhjustada suurt vigastuste ohtu, eriti alajäsemetes. Vigastuste paremaks ennetamiseks ja sportliku soorituse taastumise optimeerimiseks on oluline jälgida sportlase neuromuskulaarset seisundit. Lisaks traditsioonilistele meetoditele, nagu hüppetestid, on müomeetria abil mehaaniliste lihaste omaduste hindamine pälvinud üha suuremat teaduslikku tähelepanu. Võttes kokku lihaste biomehaaniliste ja viskoelastsete omaduste tähtsust nii sooritusvõime hindamisel kui ka vigastuste ennetamisel ning NHE tõestatud eeliseid, on vaja täiendavaid uuringuid, et mõista nende koostoimeid kehalise koormuse korral. Antud magistritöös püütakse anda uusi teadmisi lihaste dünaamilise käitumise kohta vastuseks konkreetsetele koormusele ja asendile.

2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED

Käesoleva magistritöö peamine eesmärk on hinnata BF-lihase müomeetrilisi parameetreid Eesti meistri liiga tasemega meesjalgpalluritel, kes sooritasid Nordic Hamstring testi ja astmelist koormustesti.

Tulenevalt töö eesmärgist püstitati järgmised ülesanded

1. Hinnata BF-lihase müomeetrilisi omadusi ja nende käitumist seoses kestva koormusega.
2. Analüüsida BF-lihase jõu muutuse dünaamikat NHtestil enne, vahetult pärast ja 20-min pärast astmelist koormustesti.
3. Hinnata BF-lihase müomeetrilisi omadusi ja nende seoseid sooritatud Nordic Hamstring testi tulemustega.
4. Välja selgitada, kas vaatlusaluse asend (lamades/seistes) mõjutab BF-lihase müomeetrilisi parameetreid, nende võimalikke seoseid Nordic Hamstring testi tulemustega ning koormuse mõjuga.

3. METOODIKA

3.1 Valim

Uuringusse kaasati üheksa professionaalset Eesti meistriliiga tasemel jalgpallurit. Vaatlusaluste antropomeetrilised näitajad on toodud tabelis (Tabel 1). Uuringus osalemise kriteeriumiks oli jalgpalliklubi esindusmeeskonna treeningutest osa võtmine. Välistamiskriteeriumid olid: (1) vigastused uuringu ajal, (2) hamstringlihaste vigastused viimase 6 kuu jooksul, (3) eesmine ristatissideme (ACL) või meniski vigastus viimase 12 kuu jooksul. Kuna väravavahtide treeningkoormus erineb oluliselt väljakumängijatest, siis neid uuringusse ei kaasatud kaasatud.

Tabel 1. Vaatlusaluseid iseloomustavad rühmade kehalised näitajad, mille tulemused on esitatud keskmisena \pm SD ja max/min-väärtustena.

	Vanus	Kehamass	Kehapikkus	KMI	VO2 max
	(a)	(kg)	(cm)	(kg/m²)	(ml/min/kg)
Mean (\pmSD)	21,50 \pm 4,17	76,53 \pm 6,72	181,83 \pm 3,77	23,12 \pm 1,47	55,78 \pm 4,35
Max	32	85,5	188	25,2	62
Min	18	65,5	177,5	20,1	50

Mean – keskmine väärtus, SD – standard-deviatsioon

3.2 Uuringu eetilised aspektid

Enne uuringu algust teavitati kõiki vaatlusalaseid protseduuridest, andmete käsitlemisest ja võimalikest riskidest. Kõik vaatlusalased nõustusid vabatahtlikult uuringus osalema ja allkirjastasid enne uuringu algust nõusoleku vormi. Uuritavatel oli võimalus igal ajal uuringust loobuda ilma, et see oleks kaasa toonud neile mingeid nõudeid. Samuti oli vaatlusalustel võimalus uuringust loobumisel nõuda ka oma juba kogutud andmete kustutamist. Loa uuringu läbiviimiseks andis Tartu Ülikooli inimuuringute eetikakomisjon (371/T).

3.3 Uuringu korraldus

Vaatlusalased külastasid Tartu Ülikoolis Sporditeaduste ja Füsioterapia Instituudi (Ujula 4, Tartu) kinesioloogia ja biomehaanika laborit kahel korral. Esmasel kohtumisel koguti andmeid antropomeetriliste parameetrite kohta ja üldist teavet domineeriva jala ja varasemate HSI-de ajaloo kohta. Teine visiit hõlmas koormustesti jooksulindil, NHtesti ja viie biomehaanilise ja viskoelastse

lihase omaduse hindamist MyotonPro seadme abil. Sportlasi testiti hommikul – ajavahemikus 9.00-12.00. Testimisprotokoll algas soojendusega, millele järgnes 3 NHtesti, millest parim sooritus läks arvesse. Vahetult pärast seda viidi läbi koormustest, mille järel hinnati vaatlusalust subjektiivselt tajutud treeningu raskusaste (rating of perceived exertion, RPE) modifitseeritud Borgi 10-palliskaalal ja tehti uuesti 3 NHtesti. Pärast läbiviidud testimisi oli 15-minutiline puhkus, mille järel taas viidi läbi 3-minutiline soojendus, millele järgnes 3 NHtesti. BF-lihase müomeetriselised mõõtmised sooritati kahel korral, enne esimest NHtesti ja pärast teist NHtesti seistes ja lamades.

3.4 Antropomeetriselised mõõtmised

Esimesel kohtumisel mõõdeti vaatlusaluste antropomeetrisi parameetrid. Kehakaalu mõõtmiseks kasutati digitaalset kaalu (A & D Instruments Ltd, Abington, UK) (mõõtmistäpsus $\pm 0,1$ kg) ja pikkuse mõõtmiseks stadiomeetrit (Seca pikkusemõõtja 225, Seca GmbH & Co, Hamburg, Saksamaa) (mõõtmistäpsus $\pm 0,1$ cm). Mõõtmiste ajal olid sportlased kerges riietuses ilma jalanõudeta.

3.5 Astmeline koormustest

Koormustest viidi läbi jooksulindil (HP Cosmos, Quasar, Saksamaa) - algkiirus 8 km/h ja tõusunurk 1 kraad. Kiirus tõusis 1 km/h võrra iga 2 minuti järel kuni sportlase maksimaalse suutlikkuseni. Enne koormustesti kõik vaatlusalused läbisid soojendust, mis koosnes 5-minutilisest submaksimaalsest jooksust jooksulindil, 5-minutilisest jalgpallispetsiifilisest soojendusharjutusest (sh alajäsemete ja ülakeha dünaamilistest venitustest) ning kolmest madala vastupanuga NHtestist. Kohe peale soojenduse lõppu sooritati kolm NHtesti. Pärast soojenduse lõppu kinnitati vaatlusaluse näole hermeetiliselt suletud näomask (Cortex Metamax 3B, Saksamaa), mis fikseeris sisse- ja väljahingatavate gaaside koostise ja koguse. Andmeid analüüsiti koormustest arvutitarkvara Cortex Metasoft 3.3 abil.

Koormustesti käigus mõõdeti vaatlusalaste maksimaalset hapnikutarbimist (VO_2max) ja andmeid salvestati 10-sekundiliste intervallidega. Testimise ajal motiveeriti sportlast suuliselt maksimaalselt pingutama. Pärast sportlaste märguandet katkestati koormustesti programmi, mis tähendas koormustesti lõppu ja maksimaalse võimsuse saavutamist. Kohe peale koormustesti lõpetamist eemaldati vaatlusaluselt näomask, hinnatisportlase subjektiivse RPE koormuse raskuse hinnang, kasutades modifitseeritud Borgi 10-punktilist skaalat (Miguel *et al.*, 2021). See hindamismeetod on uuritavatele tuttav ning sama meetodiga kogutakse RPE-d pärast igapäevast treeningut ja võistlusmänge. Kohe pärast seda sooritas katsealune uuesti 3 NHtesti. Testimisele järgnes 15-

minutiline puhkepaus, mille järel tehti uuesti lühiajaline, 3-minutiline soojendus ning taas tehti 3 NHtesti.

3.6 Hamstringlihaste ekstsentrilise kontraktsioonijõu mõõtmine

Hamstringlihaste ekstsentrilise kontraktsioonijõu mõõtmiseks kasutati NHtesti, mida teostati SAUTER FL-M mõõteseadmega (Sauter GmbH c/o KERN & SOHN GmbH, Balingen, Saksamaa). Vaatlusalane võttis põlvitusasendi aparaadi pehmel osal, sportlase mõlemad alajäsemed olid kinnitatud malleoluste kõrgusel polsterdatud konksudega. Katsealuse ülesandeks oli võimalikult aeglaselt ette kallutada, samal ajal pingutades HS-i ning hoides kehatüve ja puusad kogu aeg neutraalses asendis. Vaatlusalaste käed olid küünarliigestest painutatud ja peopesad õlgade kõrgusel, pööratud liikumissuunas. Liikumise lõpus lasti sportlasel liigutus kätega katkestada. Vaatlusalune sooritas NHtesti kolm korda maksimaalse pingutusega (1-minutiline puhkepaus katsete vahel), kogu testi vältel julgustati sportlast maksimaalselt pingutama. Lisaks juhendati sportlast kehaasendit korrigeerima, kui näiteks ülakeha nihkus puusade suhtes liiga ette. NHtesti viidi läbi kolm korda tuginedes uuringu protokollile: enne (NPRE), pärast (NPOST) ja 20 minutit pärast (NPOST20) koormustesti.

3.7 *m. biceps femorise* müomeetriliste näitajate mõõtmine enne ja pärast kehalist testimist

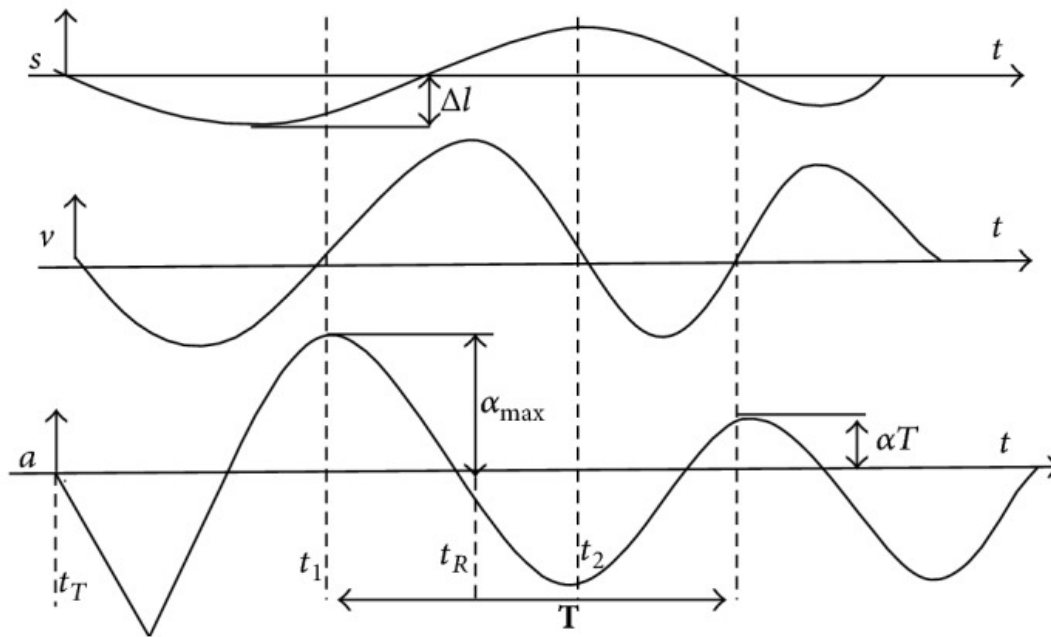
MyotonPRO (Myoton AS, Eesti, Joonis 1) annab vastava testimisotikuga ühekordse kiire mehaanilise löögi, mis rakendatakse nahaga risti. Impulsi kestvus on 15 ms ja jõud on 0,40 N. Impulss põhjustab koe võnkumist ja seade registreerib selle võnkumise võngete sumbumist in situ sama testimisotsaga.



Joonis 1. MyotonPRO seade. (Myoton AS, n.d)

Otsiku liikumine registreeritakse kiirendusanduriga 3,2 kHz sagedusega. Andmetest genereeritakse graafik ja arvutatakse vastavad parameetrid. Kindlaks määratakse selle üksiku mõõtmise põhjal (Joonis 2):

- Mehaaniliste võnkumiste sagedus [$F = 1/T$ (Hz)], mis iseloomustab koe seisundit mehaanilise pinge all – mida suurem väärtus, seda pingelisem on kude.
- Jäikus, mis peegeldab koe vastupidavust selle kuju muutvale jõule [$S = a$ (maksimaalne nihe) \times m (sondi mass) / Δl (N/m)], tuvastatakse algselt otsikuga koele avaldatava jõu esmakordsel rakendamisel. Mida kõrgem väärtus, seda jäigem on kude.
- Elastsus/plastilisus, mida iseloomustab summutatud võnkumiste logaritmiline vähenemine [$D = \ln(a_1 / a_3)$]. See on ühikuta parameeter ja on pöördvõrdelises seoses elastsusega – väiksem väärtus kirjeldab paremat elastsust ja suurem väärtus plastilisemat keha – mis võib järeldeuste tegemisel olla eksitav.
- Stress-relaksatsiooni aeg [SRA; $R = t_R - t_1$]; näitab kui kiirelt taastab keha oma kuju peale stressfaktori mõju lakkamist. On pöördvõrdeline jäikusega kuna on eeldatav, et jäigem keha taastab oma algse kuju kiiremini.
- Roomavus (C) või nimetatakse seda ka Debora arvuk (De), mis on ühikuta arvuline väärtus deformatsiooni ja SRA suhe [$C=R/(t_1-t_T)$]. Roomavus on suhe koe relaksatsiooni- või viivitusajale omase iseloomuliku aja (t-material) ja deformatsiooniaja või pöörddeformatsiooni kiirusega seotud iseloomuliku aja (t-process) vahel [$De = t(\text{material}) / t(\text{process})$] (Lettner *et al.*, 2024a). Väärtus näitab kuidas annab keha või materjal järele püsiva väärtusega venitades. Suuremad väärtused näitavad kiiremat järele andmist mis peaks viima kiiremini materjali või objekti lagunemisele materjali järeleandmise tõttu. Eeldatavalt suureneb homogeenses kehas roomavuse väärtus soojuse tõttu, kui osakeste vahelised sidemed muutuvad labiilsemaks suutmata süsteemi koos hoida.



Joonis 2. Graafikud, mis illustreerivad iga parameetrite arvutamist; s: nihe; v: kiirus; a: kiirendus; Δl : lihsmassi deformatsiooni sügavus; α_{\max} : võnke maksimaalne amplituud (Lo *et al.*, 2017)

Seadet on hinnatud kui tõhusat vahendit sportlaste lihasomaduste täpseks määramiseks (Chang *et al.*, 2024; Hein & Vain, 1998, Jarocka *et al.*, 2011, Lettner *et al.*, 2024a; Nuñez *et al.*, 2023; Sipko *et al.*, 2024). Mõõtmised viidi läbi kokku kaks korda. enne esimest NHtesti ja teine kohe pärast teist (koormuse järgset) NHtesti. Mõõdeti nii seistes kui ka lamades. Lamavas asendis olid jalalabad üle laua serva, et mitte jalalihaseid venitada ega kokku suruda (Huang *et al.*, 2018). Teostades mõõtmisi seistes pidi vaatlusalune seisma sirgelt, vaade otse, jalad vaagna laiusel, et saavutada stabiilne ja individuaalselt mugav asend. Käed olid painutatud küünarliigesest täisnurkselt ning sportlane puudutas mõlema nimetissõrmega seina tasakaalu hoidmiseks.

Algsed mõõtmised viidi läbi lamades massaažilaulal, et märgistada mõõtmispunktid ja anda lühiajaline puhkus ühtlustamaks seisundit funktsionaalse mõõtmise jaoks seistes (Joonis 3). Mõõtmispunkt märgistati markeriga reie kakspealihase pika osa kõige esilekerkivamale kohale, mille leidmiseks paluti katsealusel jalg kõhuli asendist sirgelt üles tõsta. Pärast koormustesti oli järjekord vastupidine, esmalt maksimaalse funktsionaalse efekti hindamiseks seistes ja seejärel puhkeasendis. Teaduskirjanduses on ka näidatud, et mõõtmispunkti mõningane erinevus pole tulemuste suhtes oluline (Mencel *et al.*, 2021).



Joonis 3. *m.biceps femorise* müomeetiline mõõtmine (Mullix *et al.*, 2012)

3.8 Andmete statistiline analüüs

Andmete analüüsimiseks kasutati Microsoft Excel 365 (Microsoft Corp., Redmond, USA) ja IBM SPSS Statistics 29.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Kuna andmete maht on väga väike, siis kasutati analüüsiks mitteparameetrilisi statistilisi analüüse (vastavalt esile toodud).. Andmed on esitatud kui mediaanväärtused ja standardhälbed ($X \pm SD$). Mõõdetavate parameetrite muutusi erinevatel testimiskordadel hinnati Wilcoxon'i sobitatud paaride testiga. Parameetrite vahelisi seoseid hinnati Spearsoni korrelatsioon analüüsiga. Testide usaldusnivooks määrati $p < 0,05$. Kuna üldine andmete maht on väike on arutus esile toodud ka tulemusi kus usaldusnivoo on 0,05 ja 0,1 vahel, sest suurema valimi korral võiks eeldada, et arvutatava p väärtus võiks langeda. Andmed on esitatud mediaanväärtusega mis on sobilikum kui andmeid on vähe ja üksiku teistest eristuva väärtuse mõju pole sellisel juhul ülemäära suur.

3.9 Autori osalus uuringus

Käesolev magistr töö on osa laiemast uuringust, millest autori osalusel valiti täpsemaks analüüsiks reie tagumise lihaste gruppi esindav BF-lihas. Magistr töö autorile oli antud kasutamiseks eelnevalt kogutud andmestik. Autori peamiseks ülesandeks oli olemasolevate andmete süstematiseerimine ja analüüs vastavalt uurimisküsimustele, teadusartikli koostamine inglise keeles ning selle alusel magistr töö kirjutamine. Magistr töö kirjutamise käigus tehti teaduskirjanduse ülevaade antud teemal, struktureeriti uurimistöo meetodikat ning tõlgendati saadud tulemused tuginedes teaduskirjandusele. Autor osales aktiivselt kogu analüüsi- ja kirjutamisprotsessis ning vastutas töö sisu tervikliku vormistamise eest. Autor on tuttav müomeetria meetodi rakendamisega.

4. TULEMUSED

4.1 Valim

Kõigist uuringus osalenud vaatlusalustest (n=9) oli neljal mängijal varem hamstringlihaste vigastusi, nendest kahel oli 2022. aasta jalgpallihooajal HD-d. Ühelgi uuringus osalenud sportlasel ei olnud viimase 6 kuu jooksul hamstringlihaste vigastusi, mis oli ka üks uuringusse kaasamise kriteeriumidest. Kummalgi jala mõõtmistulemusi arvestati eraldi seega vastavates analüüside on $n=9 \times 2 = 18$

Kõik vaatlusalused vahetult pärast koormustesti jooksulindil hindasid koormust RPE skaalal 10/10. Koormustesti keskmine kestus oli 19 min 18 sek \pm 2 min 13 sek, keskmine VO_{2max} tulemus oli $55,78 \pm 4,35$ ml/min/kg. Selline tulemus näitab uuritava grupi head aeroobset võimekust. On pakutud, et 20-29 eluaastast meeste populatsioonis näitab maksimaalse hapniku tarbimise võime >56 ml/kg/min väga head treenitust (Heyward, 1998). Antud töös hapniku tarbimisega seotud tulemusi ega muid koormusnäitajaid analüüsiks ei kasutatud vaid koormustesti vaadeldi ainult lihaste koormustegevusena.

4.2 Müomeetria tulemused

Lamavas asendis leiti statistiliselt oluline korrelatsioon ainult dekremendi näitajates, mis viitab elastsuse paranemisele ($p < 0,001$). Mõõdetuna seisvas asendis saadi järgmised tulemused: sagedus ($p = 0,002$) ja jäikus vähenesid ($p = 0,01$), stress-relaksatsiooni aeg pikenes ($p < 0,02$), roomavus kiirenes ($p < 0,03$) (Tabel 2).

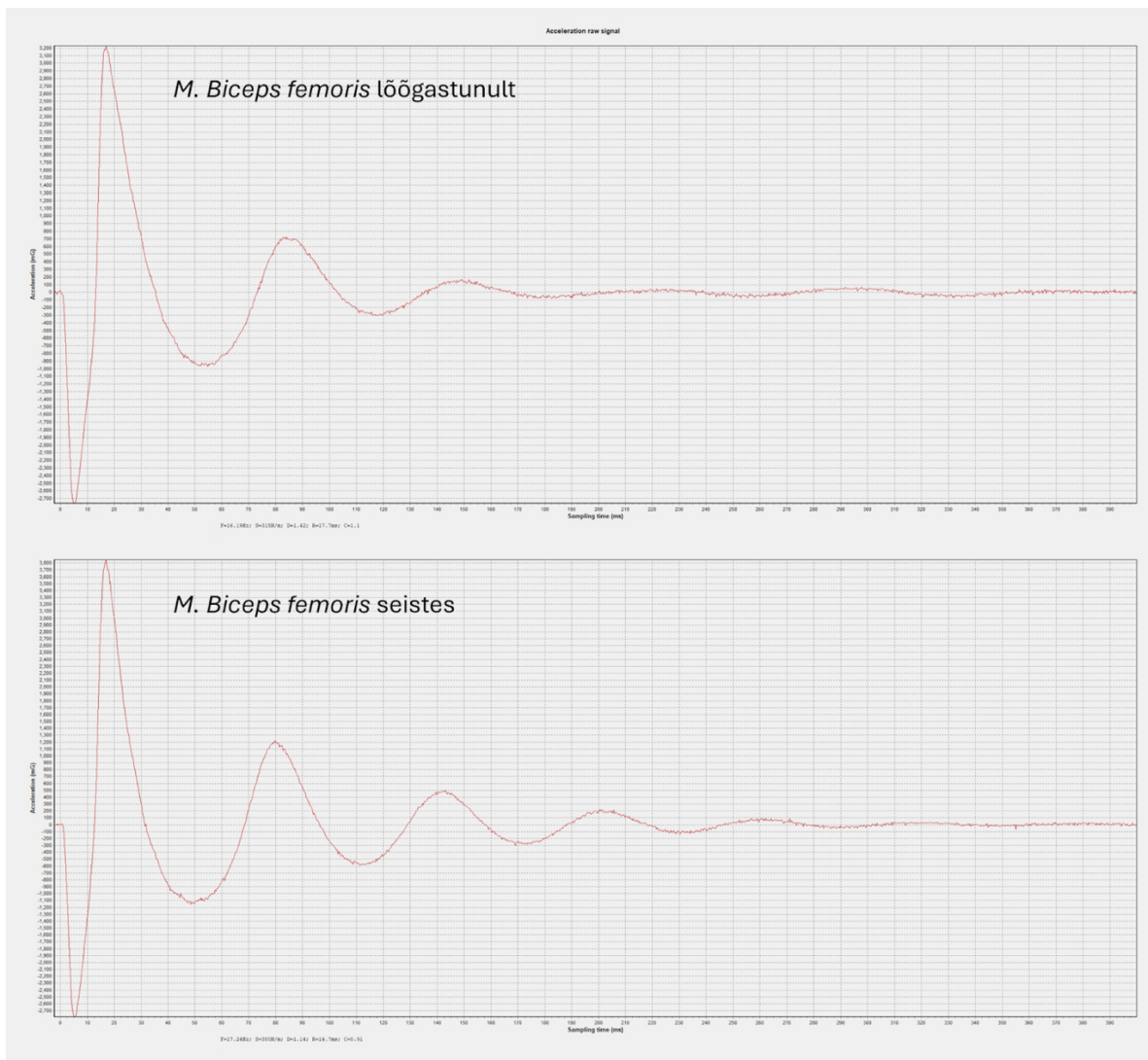
Tabel 2. *m.biceps femorise* müomeetrilised parameetrid ja nende võrdlus enne ja pärast koormustesti, mis on esitatud mediaan±SD ja max/min-väärtustena

N=18	Enne				Peale				p
	Med	SD	Min	Max	Med	SD	Min	Max	
Lamades									
Sagedus	16,53	1,11	14,01	18,24	16,70	1,12	13,85	18,51	ns
(Hz)									
Jäikus	321,31	24,61	259,33	358,33	319,15	24,29	256,00	349,33	ns
(N/m)									
Dekrement	1,30	0,12	1,07	1,55	1,23	0,12	0,96	1,48	0,0009
SRA (ms)	17,01	1,32	14,70	20,67	16,98	1,27	15,47	20,73	ns
Roomavus	1,05	0,07	0,92	1,25	1,04	0,07	0,95	1,23	ns
Seistes									
Sagedus	17,76	1,54	14,07	19,59	17,30	1,50	14,05	19,49	0,002
(Hz)									
Jäikus	346,85	34,40	263,67	394,67	335,63	28,62	268,67	381,33	0,01
(N/m)									
Dekrement	1,13	0,10	0,99	1,33	1,11	0,09	0,94	1,30	ns
SRA (ms)	15,28	1,63	13,47	19,47	15,82	1,50	13,50	19,33	0,02
Roomavus	0,94	0,09	0,84	1,16	0,97	0,08	0,84	1,15	0,03

Med - mediaanväärtus, SD – standard-deviatsioon. SRA - stress-relaksatsiooni aeg. Dekremendil ja roomavusel ühikut pole. p väärtus on antud võrdluses enne ja peale koormustesti ja ns - tähendab nonsignificant, ehk siis mitteoluline.

Lamava asendi võtmine põhjustas olulised muudatused (Wilcoxon sobitatud paaride testiga; $p < 0,01$) kõigis parameetrites ning nii enne kui peale koormust kuid seda ühe erandiga. Nimelt lamava asendi võtmise tõttu ei vähenenud lihaspinge (sagedus) peale koormust ($p = 0,09$), millise tulemuse põhjuseks võib olla kas otsene koormuse toime või ka vähene valim.

Joonisel 4 on esitatud müomeetrilise mõõtmise tulemusel saadud reaagraafik kiirendusväärtustega (Y-telg) ajas (X-telg). BF lihasele iseloomulikud näitajad puhkeolekus lamades ja funktsionaalses olekus seistes. Kummalgi graafikul on ka täheldatav kahe esimese positiivse võnke tipu (Y telg) omavaheline vahe dekremendi väärtuse leidmiseks ja mis iseloomustab elastsus-plastsuse suhet. Ülemine graafik (dekremendi väärtus 1,42) kirjeldab plastsemat, alumine elastsemat seisundit (dekremendi väärtus 1,14). Dekremendil ühikut pole.



Joonis 4. *M.biceps femorise* müomeetrilise mõõtmise tulemusel saadud reaagraafik kiirendusväärtustega (Y-telg) ajas (X-telg) puhkeolekus lamades (ülemine) ja funktsionaalses olekus seistes (alumine).

4.3 Nordic hamstring testi tulemused

Nordic Hamstring testi tulemused on esitatud tabelis (Tabel 3). NHtesti tulemusi võrreldes erinesid oluliselt NPRE ja NPOST20 (Wilcoxon'i sobitatavate paaride test $p=0,03$). BF-lihaste jõuvõimetes ei esinenud erinevusi parema ja vasema jala vahel. Andmete analüüsil leidsime väga tugevad positiivse omavahelised korrelatsioonid NPRE, NPOST ja NPOST20 testimistulemuste vahel (Spearmani korrelatsioonanalüüs tulemused; NPRE v. NPOST $p=0,0005$; NPRE v. NPOST20 $p<0,001$; NPOST v. NPOST20 $p<0,001$), mis näitavad sportlaste head treenitust ning rakendatud koormuse mitte liigselt kurnavat iseloomu.

Tabel 3. Nordic Hamstring testi tulemuste muutused koormustesti eelselt ning sellele järgnevalt, mis on esitatud mediaan±SD ja max/min-väärtustena

Üldine	N	Med	SD	Min	Max
NPRE	18	312	57	196	421
NPOST	18	306	53	213	415
NPOST20	18	299	53	186	405
Parem jalg					
NPRE	9	309	62	196	421
NPOST	9	303	58	213	415
NPOST20	9	295	58	193	405
Vasak jalg					
NPRE	9	314	54	203	385
NPOST	9	309	51	213	370
NPOST20	9	303	50	186	354

SD – standard-deviatsioon. NPRE - enne astmelist koormustesti sooritatud Nordic hamstring test, NPOST - koheselt pärast astmelist koormustesti sooritatud Nordic hamstring test, NPOST20 - 20-minutit pärast astmelist koormustesti sooritatud Nordic hamstring test. Üldise (n=18) NPRE ja NPOST20 erinevus $p = 0,03$. Nordic hamstring testi tulemused on jõu väärtustes, N.

4.4 Nordic hamstring testide tulemuste ning *m. biceps femorise* mehaaniliste omaduste võrdlus enne ja pärast koormustesti

BF-lihase müomeetrilised näitajad ja nende seosed NHtesti tulemuste vahel on esitatud tabelis (Tabel 4). Enne koormustesti näitasid NPRE tulemused negatiivset korrelatsiooni lihastoonuse (sagedus Hz) ja jäikusega lamavas asendis [vastavalt $r=-0,60$ ($p=0,009$) ja $r=-0,52$ ($p=0,03$)]. SRA ja roomavuse korrelatsioonid olid positiivse suunaga ja statistiliselt olulised vastavalt $r=0,56$ ($p=0,01$) ja $r=0,57$ ($p=0,01$). Seisvas asendis andis ainult lihastoonus (Hz) enne koormustesti korrelatsioonis NPRE tulemustega ja see oli negatiivse suunaga ($r=-0,52$; $p=0,03$), sama oli ka lamades.

Koormustesti toimetel sellised seoses muutusid. Korrelatsioonid kadusid täiesti koheselt peale koormust tehtud NPOST parameetritega kuid taastusid osaliselt NPOST20 saadud näitajatega. NPOST20 lamavas asendis tehtud mõõtmistel taastusid nii SRA kui roomavuse korrelatsioonid. Koormuse tõttu kadusid NPOST20 lamavas asendis mõõdetud korrelatsioonid pinge ja jäikuse puhul, ehki jäikuse korral oli $R=-0,45$ ja $p=0,06$. Mõõdetuna püsti tekkis korrelatsioon jäikusega ($p=0,03$).

Tabel 4. Nordic Hamstring testi tulemuste ja müomeetriliste parameetrite korrelatsioonianalüüs

	R	p
NPRE:		
Lamades		
Sagedus (Hz)	-0,60	0,009
Jäikus (N/m)	-0,52	0,03
Dekrement	-0,39	ns
SRA (ms)	0,56	0,01
Roomavus	0,57	0,01
Seistes		
Sagedus (Hz)	-0,51	0,03
NPOST20 :		
Lamades		
Sagedus (Hz)	-0,31	ns
Jäikus (N/m)	-0,45	0,06
Dekrement	-0,36	ns
SRA(ms)	0,47	0,05
Roomavus	0,50	0,04
Seistes		
Sagedus (Hz)	-0,42	0,08
Jäikus (N/m)	-0,51	0,03
Dekrement	-0,05	ns
SRA (ms)	0,38	ns
Roomavus	0,42	0,08

ns - mitteoluline seos. SRA - stress-relaksatsiooni aeg. Esile on toodud tendentsid $0,1 > p < 0,05$

5. ARUTELU

Antud magistritöös on analüüsitud seoseid BF lihase müomeetriliste omaduste ja NH-testi tulemuste vahel enne ja pärast koormustesti. Müomeetrilised näitajad registreeriti nii lõdvestunud (lamades) kui funktsionaalses (seistes) asendis. Koormusena oli kasutatud astmelist koormustesti, millest saadud hapniku tarbimise ning koormuse enda kohta käivate andmete analüüs pole käesoleva töö eesmärk.

Leidsime, et lamavasasendis olid neli viiest koormustesti eelsest müomeetrisest näitajast keskmises seoses NHtesti tulemusega. Koormustesti järgselt oli olukord erinev.

Peale koormustesti teostati müomeetrilised mõõtmised ühe korra ning NHtest kaks korda. Kahe koormuse järgse NHtesti vahe oli 20 minutit. Müomeetriliste parameetritega ei leitud olulisi seoseid NPOST tulemustega, kuid NPOST20 puhul avaldusid osad seosed uuesti. Nimelt, puhkeasendis taastusid korrelatsioonid viskoelastsete omaduste – stress-relaksatsiooni aja ja roomavuse puhul, kuid ei taastunud pinge ja jäikuse puhul. NPOST20 mõõtmistel tekkis oluline seos mõõdetud jäikusega seisvas asendis, kuigi lamavas asendis sellist ei esinenud. Lamades saadud tulemustes on näha reeglipärasust, kuna jäikuse ja SRA omavaheline korrelatsioon on eeldatavalt negatiivne, ehk mida jäigem struktuur, seda kiiremini võtab see peale mõjuri toime lakkamist oma algse kuju, mida võib vaadelda ka saadud andmete puhul.

Nendest tulemustest saab teha järelduse, et lihaste omaduste sellisel hindamisel on äärmiselt oluline vaadelda nii puhkeolekut kui funktsionaalset asendit. Seismine on inimese kahejalgsena liikumise seisukohalt selgelt loomulik funktsionaalne asend. Antud uuring näitab, et funktsiooni ja koormuse toime iseloomustamiseks ei pruugi ainult lamavas asendis tehtud mõõtmistest saada piisavalt vajalikku informatsiooni.

Koormustest ei mõjutanud oluliselt jõunäitajad, sest ei kutsunud esile jõuvõime langust koheselt peale koormust tehtud NHtestis. NPOST20 tulemused erinesid oluliselt algsest (NPRE), mille põhjuseid on raske seletada, kuna teaduskirjanduses ei ole piisavalt andmeid selle kohta. On võimalus, et kestva koormuse lõppedes võivad lihaste omadusi mõjutavad protsessid edasi kesta.

Üldine füüsiline koormus on seotud lihastes toodetava energia kasvu tõttu temperatuuri tõusuga lihastes ning selle eraldamise tõttu ka naha ja nahaaluste kudede soojenemine. Üks võimalik põhjus, miks enne koormustesti registreeritud müomeetrilised parameetrid näitasid tugevamat korrelatsiooni NHtesti jõunäitajatega, on kudede madalam temperatuuri ja koormamata lihaste üldise seisundi mõju. Lihaskiudude struktuur on kompleksne ja hierarhiliselt üles ehitatud süsteem alates raku valgulisest struktuurist, rakke kimpudeks seondavast sidekoest lõpetades kogu lihast katva side ja rasvkoest ning nahast ning naha alusest rasvkoest – läbi mille toimub mõõtmine. Seega, kudede temperatuuri tõus

koormuse tõttu võib muuta kudede mehaanilisi omadusi piisavalt, et olla müomeetriga tehtud mõõtmiste puhul sedastatavad (Lacourpaille *et al.*, 2014).

Temperatuuri tõustes peaks roomavuse väärtused suurenema. Madalad roomavuse väärtused viitavad kõrgemale struktuursele integreeritusele süsteemis, antud juhul kudedes ehk kude annab aeglasemalt järele kui roomavusväärtus on väike. Temperatuuri tõustes struktuuri integreeritus reeglina väheneb sest molekulide kineetiline energia suureneb ning üldiselt võib selline olukord viia (homogeensete) süsteemide rebenemisele. Sellisel juhul on roomavusväärtus suurem. Samas – bioloogiliste kudede korral on see vastupidi kuna koormusega lihastes paratamatult kaasnev kuumuse kasv ei tohi kudede vastupidavust vähendada vaid vastupidi, see paraneb. Seega kui me registreerisime positiivse korrelatsiooni NHtesti ja roomavuse vahel näitab see, et materjal mida venitatakse, antud juhul siis BF-lihast, annab see kiiremini järele kuigi peab venitusele hästi vastu. Seega ka suurenenud elastsus (vähenenud dekremendi väärtus) on ilmselt samuti seotud eeldatava temperatuuri tõusuga (mida küll ei mõõdetud) koormuse toimet.

Intensiivsest aeroobsest treeningust tulenev väsimus mõjutab lihastoonust, elastsust ja stress-relaksatsiooni aega, mis avaldub pärast treeningut mõõdetud parameetrite väärtustes (Hirono *et al.*, 2019). Väsinud lihas näitab muutunud mehaanilist reaktsiooni seadme impulsile, eriti funktsionaalses asendis, kus täiendavat rolli võivad mängida posturaalne kõikumine muutustest lihaspinge jaotuses. Üldiselt on haaratud nii perifeersed kui ka kesknärvisüsteemi mehhanismid (Rotllan *et al.*, 2024). Lokaalselt võib pH langus ja anorgaanilise fosfaadi akumulatsioon kahjustada kontraktiilset funktsiooni raku tasandil, samas kui Ca^{2+} vabanemine sarkoplasmaatilises retiikulumist ja müofibrillide vähenenud tundlikkus Ca^{2+} suhtes kahjustavad veelgi jõu tootmist (Leppik *et al.*, 2024). Kesknärvisüsteemi tasandil võivad kortikospinaalse erutuvuse vähenemine ja neurotransmitterite tasakaalustamatus piirata mootorsete üksuste rakendumist (Davis & Bailey, 1997). Kokkuvõttes võivad need tegurid märkimisväärselt muuta lihasjäikust ja -toonust, mille tulemuseks on mõõtmisnäitajad, mis võivad kajastada pigem mööduvaid väsimusseisundeid kui sügavaid muutusi lihaste põhiomadustes.

Müomeetrilised parameetrid ja NHtesti tulemused näitasid korrelatsiooni mitte ainult jäikuse ja sageduse, vaid ka stress-relaksatsiooni aja ja roomavusega. Stress-relaksatsiooni aeg ja roomavus on biomehaaniliselt vastupidised jäikusele ja sagedusele, kui esimesed peegeldavad järeleandvust ja taastumist, siis teised peegeldavad vastupanuvõimet ja valmisolekut kokkutõmbumiseks (Lettner *et al.*, 2024a). Nende samaaegne muutus võib peegeldada tasakaalu lihaste pinge ja lõõgastuse vahel, eriti minimaalse lihasväsimuse tingimustes.

Veel üheks võimalikuks teguriks, mis mõjutab korrelatsioonide vähenemist pärast kestva füüsilist koormust, on intramuskulaarse verevoolu ja turse suurenemine, mis võivad mõjutada kudede reaktsiooni mehaaniliste impulssidele. Intensiivne füüsiline aktiivsus, eriti aeroobses režiimis ja

suureneva intensiivsusega, soodustab lihaskoe perfusiooni suurenemist ja kapillaaride läbilaskvuse suurenemist, mis koos võivad viia interstitsiaalse vedeliku kogunemiseni (Yanagisawa *et al.* 2015). Isegi mõõduka turse esinemine muudab kudede mehaanilisi omadusi, suurendades naha aluste ja lihast ümbritsevate fastsiaalsete struktuuride lööke neelavaid omadusi, mis võib muuta mehaaniliste vibratsioonide edastamise efektiivsust müomeetrilt sügavamatesse lihaskihtidesse hajutades mõjuri mehaanilist energiat. Näiteks Dourado *et al.* (2023) uuringust oli leitud, et pärast mitme liigese harjutuste sooritamist püsis lihaste turse kuni 96 tundi ja sellega kaasnes funktsionaalse soorituse langus, mis on nähtav muutustena kudede biomehaanilistes omadustes. Sarnased tulemused saadi Lacourpaille *et al.* (2014) uuringus, kus pärast ekstsentrilist treeningut registreeriti elastograafial lihaste nihkemooduli suurenemise, mis on tõenäoliselt seotud varajase tursega. Lisaks Hirono *et al.* (2019) märkasid, et isegi madala intensiivsusega treeningul võivad lühikesed puhkeintervallid suurendada lihaste turset ja seeläbi mõjutada nende mehaanilist käitumist. Seega muutuvad lokaliseeritud tursest tingitud põhjustel lihase algsed omadused, mis vähendab müomeetriliste andmete ja lihase algse funktsionaalse võime vahelise korrelatsiooni tugevust, ja mis peegeldavad ka antud magistritöö tulemusi.

Erinevused müomeetriliste mõõtmiste vahel seisvas ja lamavas asendis on eelkõige tingitud gravitatsiooni mõjust (Viir, 2010), sellest sõltuvast kehaasendi pingest ja lihaste aktivatsioonitasemetest. Seisvas asendis on lihased sagedamini kaasatud tasakaalu hoidmiseks, mis võib tõsta algset lihastoonust ja -jäikust, eriti alajäsemete lihastes (Sipko *et al.*, 2024). Seevastu lamavas asendis on lihased pingevabamas olekus. Varasemad müomeetria usaldusväärsuse uuringud on näidanud puusa piirkonda lihaste kõrgeid ICC väärtusi, kuid vähesed on uurinud mõõtmiste usaldusväärsust koormusasendites (McGowen *et al.*, 2024). Enamikus uuringutes on osalejaid mõõdetud selili, kõhuli või istudes kus lihased olid kas lõdvestunud olekus või isomeetriselt kontraheerunud (Kawai *et al.*, 2021; Lettner *et al.*, 2024a; Jarochka *et al.*, 2011; Sipko *et al.*, 2024). Vaadeldes müomeetriliste parameetrite muutust enne ja pärast koormust selgus, et lamavas asendis müomeetrilistes parameetrites (va elastsus) erinevusi esile ei tulnud. Seda võib seletada sportlaste hea treenitusega ning sellest tulenevalt lihaste suutlikkusest kiirelt adapteeruda lamava asendi võtmisest saavutades kiirelt hea lõõgasutustaseme. Samuti tulenevalt sellest, et kuna rakendatud koormus oli vabatahtlik, ehk sportlane lõpetas koormuse vastavalt oma enesetundele, siis ei pruukinud selline koormus olla ülemäära suur mõjutamaks lõõgastunud lihase seisundit piisavalt, et ülejäänud parameetrid oleks mõjutatud saanud. Erinevuste esinemine seistes asendis mõõdetuna viitab samas koormuse piisavusele mõjutamaks funktsionaalset seisundit. Kuna seismiseks on eeldatavalt tarvis neuromuskulaarset aktiivsust ning mille mõju lihaste omadustele on selgelt fikseeritud, siis samuti on selgelt teada, et koormuse puhul kujunevad sellest süsteemis häired kujunevad (Sipko *et al.*, 2024). Eelkõige on tegemist neuromuskulaarse sünapsi või/ja tsentraalsete sünapsite kurnatusega, mille tõttu

kontraktsiooni esile kutsumine on pärsitud ning see kajastub eeldavalt langenud jäikusel ning pinges ja vastavalt tõusnud SR-ajas. Need aspektid on eriti olulised, kui võrrelda andmeid enne ja pärast treeningut, kuna kehaasendi mõju võib suurendada või varjata väsimusest või taastumisest tingitud muutusi. Seetõttu peaks mõõtmisasendi valiku määrama vastavalt uurimisülesannetele: kui eesmärgiks on hinnata lihaste reaktsiooni funktsionaalses asendis, sobivad mõõtmised seisvas asendis; kui eesmärgiks on objektiivselt hinnata lihaste mehaanilisi omadusi isoleeritud tingimustes, on eelistatav lamamisasend. Kuigi aga tavaliselt on müomeetrilisi andmeid vähe, siis oleks oluline alati mõõta nii lõõgastunud kui funktsionaalses asendis, kuna sellisel puhul saab vähese ajakuluga rohkem informatsiooni, mis võivad anda aimu seni ettenägematutest ilmingutest. Lisaks on tõenäoline, et jäikus ja sagedus on tundlikumad lihase aktiivse füsioloogilise seisundi suhtes ja peegeldavad paremini selle funktsionaalset valmisolekut, eriti asendis, kus neuromuskulaarne aktivatsioon on oma olemuselt kõrgem.

Käesolevas uuringus oli leitud oluline korrelatsioon elastsuse parameetrites mõõdetuna enne ja pärast koormust. Nagu näitavad Uysal *et al.* (2021), siis BF-lihase dekrement näitas olulist ($p < 0,05$) vähenemist (elastsus suurenes) peale 8-nädalast NHE-programmi. Osa uuringud näitavad, et ka üks NHE võib indutseerida morfoloogilisi muutusi BF-lihases, sh selle lihaskiudude pikenemist (Raiteri *et al.*, 2021; Pincheira *et al.*, 2022). Mitmed ultraheliuuringud on kinnitanud, et ekstsentriline koormus NHE ajal põhjustab lihaskiudude ja sidekoeliste komponentide struktuurset kohandusi, eriti lihase distaalses osas. Selliste muutustega kaasneva kudede viskoelastsete omaduste muutused peaks olema sedastatavad, mis omakorda võivad kajastuda dekrementi kui elastsuse näitaja muutustes. Seda kinnitab ka meie uuring. Samas võiks eeldada, et sellised seosed võiksid väljenduda ka koormuse eelsete mõõtmistulemuste vahelises seoses ehk elastsem lihas võiks näidata ka paremat jõuvõimekust, kuigi meie uuringu andmed seda ei toeta. Vastupidi tuginedes antud töö tulemustele võib väita, et akuutne koe elastsuse, mis kajastub treeningueelsetes mõõtmistes, ei pruugi olla NHTesti vahetu jõudluse usaldusväärne ennustaja. Seda arvamust kinnitavad ka varem tehtud uuringud (Akinoglu *et al.*, 2020; Jönhagen *et al.*, 1994), kus oli leitud, et reielihaste passiivne paindumus või parem struktuurne pikenemisvõime, ei mängi NHTesti ajal ekstsentrilise jõu väljundi määramisel võtmerolli.

Teaduskirjanduses on leitud, et passiivne jäikus suureneb alles pärast suurt ekstsentrilist koormust (Leung *et al.*, 2017; Matsuo *et al.*, 2015; Xu *et al.*, 2019). Uysal *et al.* (2021) andmed näitavad, et vastuseks pikaajalisele (8-nädalasele) NHE-protokollile võib BF-lihase jäikus väheneda. Samal ajal põhjustas sarnase kestusega kontsentriline treeningprotokoll jäikuse suurenemist, mis rõhutab lihaskoe erinevat füsioloogilist kohanemist sõltuvalt kontraktsiooni tüübist ning toetab ekstsentrilise koormuse potentsiaali lihas-kõõluse elastsuse optimeerimise kontekstis. Meie uuringu tulemused näitasid, et väiksem algne BF-lihase jäikus oli seotud paremate NHE-testi tulemustega. See viitab

sellele, et väiksem passiivne jäikus ehk suurem lihas-kõõluse vastuvõtlikkus venitusele võib olla oluline tegur ekstsentriliste treeningu tõhusaks sooritamiseks. Samuti tuginedes saadud tulemustele võib tõdeda, et NHE-ga kaasneb ka BF-lihase jäikuse vähenemine.

Jäikus võib olla kudede integraalsete struktuuriomaduste suhtes tundlikum kui nt dekrement või sagedus ning seetõttu võib just jäikus olla lihaste funktsionaalse seisundi jaoks informatiivne marker (Bravo-Sánchez *et al.*, 2021). Mõõdetud madalamaid jäikuse väärtused on seotud paremate NHtesti tulemustega, mis viitab sellele, et vähenenud passiivne jäikus võib peegeldada funktsionaalselt tõhusamat lihas-kõõluse üksust, mis hõlbustab paremat ekstsentrilist jõu rakendamist. Selle seose kõige tõenäolisem põhjus on intramuskulaarsete sidekostruktuuride, eriti perimüüsiumi ja endomüüsiumi, pikenemine. Need koed sisaldavad iseloomulikke lainelisi struktuure (krimp), mis venitamisel sirguvad ja võivad ajutiselt kaotada oma esialgse kuju. Selline sidekoe ümberkujundamine, mis tekib vastusena venitamisele, on tõenäoliselt ajutise jäikuse vähenemise aluseks millist täheldatakse pärast ekstsentrilisi harjutusi (Nakamura *et al.*, 2015; Zhi *et al.*, 2022).

On oodatav, et treenitud sportlastel on BF-lihased vastupidavad nii lühi- kui pikaajalistele mehaanilistele mõjudele. Selline vastupanu saab olla adaptiivsete neuromehaaniliste mehhanismide tagajärg ning mille eesmärk on säilitada lihase funktsionaalne terviklikkus ja vältida mikrokahjustusi koormuste tingimustes. See oletus on kooskõlas Miyamoto *et al.* (2024) uuringu tulemustega, mis näitas, et professionaalsetel sprinteritel põhjustab isegi lühiajaline (kahenädalane) treeningprotsessi katkestamine BF-lihase pika pea jäikuse suurenemist. Tulemused saadi nihkelaine elastograafiaga. Selle meetodiga ning müomeetriga saadud tulemused pole otseselt võrreldavad kuid on samasuunalised. Autorid tõlgendavad seda kui pideva treeningu stimulatsiooniga säilitatava adaptiivse koe plastilisuse kadumise ilmingut. Tuginedes eespool esitatud andmetele võib oletada, et seos treeningu eelselt mõõdetud müomeetriliste parameetrite ja ekstsentrilise koormuse tulemustega võib olla statistiliselt oluline ainult suure kurnava koormuse korral, mida meie uuringus esile ei kutsutud.

Hein ja Vain (1998) uuring toetas käesoleva töö algset metoodilist valikut. Kuid uuringute vahel on erinevusi. Nende valimisse kuulus 22 sportliku taustaga üliõpilast, antud uurimistöö vaastusalasteks olid aga 9 Eesti meistriiiga jalgpallurit. Hein ja Vain (1998) kasutasid varasemat mudelit Myoton-2, ning mõõtmisprotokoll ja asend on erinevad. Hein ja Vain (1998) uuringus lõdvestunud olekus BF-lihastel leiti väiksemat sagedus ja suurem elastsus. Meie uuringus näitasid enne koormustesti lamavas asendis mõõdetud BF-lihase müomeetrilised parameetrid parimat korrelatsiooniastet, eriti sagedus, mille puhul arvutati kõrgemat statistiliselt olulist korrelatsiooni. Erinevalt Hein ja Vain (1998) uuringust ei näidanud meie uuringus elastsus seoseid, mille põhjus võib olla erinevas mõõtmisprotokollis. Antud magistriritöö autori arvamusel nõuab iga konkreetne funktsionaalne ülesanne lihastelt vastavaid omadusi. Et mõista, kuidas mõõdetud parameetrid peegeldavad

konkreetsel lihase kohanemisvõimet ja reageerimist konkreetsele koormusele on selge, et tuleb hankida rohkem andmeid.

Tulevased uuringud peaksid keskenduma antagonistlike lihasrühmade, näiteks *m.rectus femorise* ja BF-lihase vahelise dünaamilise koostoime uurimisele, et paremini mõista, kuidas nende mehaanilised omadused mõjutavad liigete funktsiooni ja vigastuste riski (Uysal *et al.*, 2021). Nende müomeetriliste parameetrite vaheliste korrelatsioonide uurimine erinevate koormuste puhul võib anda väärtuslikku teavet neuromuskulaarse koordineerimise ja kompensatsioonimustrite kohta. Samuti on ülioluline töötada välja standardiseeritud protokollid müomeetriliseks hindamiseks, mis hõlmaks erinevaid kehaasendeid ja treeningujärgseid hindamisprotokolle. Müomeetria integreerimine erinevate pildiagnostika meetoditega, nagu ultraheli või MRT, võib võimaldada morfofunktsionaalsete lihaste kohanduste põhjalikumalt hindamist. Lisaks oleks oluline parameetrite normatiivsete võrdlusvahemike kehtestamine, võttes arvesse individuaalset ja spordispetsiifilist varieeruvust millest oleks kasu nii sooritusvõime jälgimiseks kui ka vigastuste ennetamiseks.

5.1 Uurimistöö nõrkused ja tugevused

Käesolevas uurimistöös on mitmeid metodoloogilisi piiranguid, mida tuleb arvesse võtta tulemuste tõlgendamisel ja üldistamisel. Esiteks, uurimistöös oli väike valim, mis omakorda vähendas valimi heterogeensust, tulemuste statistilist usaldusväärsust ning piirab saadud tulemuste laiendamist suuremale populatsioonile. Põhjus oli selles, et osa vaatlusalustest, kes olid algselt nõustunud osalema, said enne uuringu algust vigastusi ning seetõttu ei saanud uuringust osa võtta. Samas, sellise väikese hulga andmete puhul saada keskmise tugevusega statistiliselt olulisi korrelatsioone annab julgust eeldada, et suurema valimi puhul on ka seosed tugevamad.

Piiranguna tuleb käsitleda ka asjaolu, et müomeetria on teaduskirjanduses suhteliselt uus uurimismetoodika ning senini piiratud võrdlustulemustega, mistõttu on vaja edasisi uuringuid erinevates tingimustes ja populatsioonides. Julgust annab asjaolu, et väga värske ülevaateuuring kinnitab meetodi suurt valiidsust kirjeldades seni saadud kõrgeid korratavuse koefitsiente paljudel lihastel ning kudedel (Lettner *et al.* 2024a).

Vaatamata nimetatud piirangutele võib töö oluliseks tugevuseks pidada selle aktuaalsust ja panust uuendusliku meetodi teaduslikku käsitlusse. Müomeetria kasutamine lihasfunktsiooni hindamisel on kiiresti arenev valdkond kuna meetod on lihtne ning informatiivne ja täpne. Sellel on laiaulatuslikud rakendusvõimalused spordimeditsiinis/taastusravis kui ka treeningumonitoringuna nii arengu jälgimise kui ka vigastuste ennetamise kontekstis. Kuna müomeetriselt mõõdetud parameetrite selline kompleksne käsitlus kirjanduses on väga harv ning ebakindel, siis pakub käesolev uurimistöö

olulist lähtekohta edasisteks uuringuteks ning aitab täiendada seni piiratud teadmist selle metoodika kohta.

9. JÄRELDUSED

Käesoleva magistritöö tulemuste põhjal võib teha järgnevad järeldused:

1. *M. biceps femorise* müomeetrilised omadused muutuvad kestva koormuse mõjul – lamavas asendis on täheldatud ainult muutust elastsuses. Seisvas asendis aga sageduse, jäikuse, stress-relaksatsiooni aja ja roomavuse näitajate muutused.
2. Astmeline koormustest ei avaldanud olulist mõju Nordic hamstring testi tulemustele, kuna Nordic Hamstring testi tulemused olid omavahel olulises seoses, mis omakorda viitab sellele, et rakendatud koormus ei olnud piisavalt väsitav, et oluliselt mõjutada Nordic hamstring testi sooritusvõimet koheselt.
3. Müomeetriliste omaduste ja Nordic hamstring testi tulemuste vahelised seosed viitavad sellele, et lihaste jäikus, toonus, stress-relaksatsiooni aeg ja roomavus võivad olla olulised markerid ekstsentrilise harjutuste soorituse ennustamisel.
4. Lamavas asendis mõõdetud müomeetrilised parameetrid ennustavad NHtesti tulemust testimise eelselt usutavamalt võrreldes seistes asendis testimisega, mis näitab asendi tähtsust müomeetriliste parameetrite registreerimisel.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. Aiello F, Di Claudio C, Fanchini M, Impellizzeri FM, McCall A *et al.* (2023). Do non-contact injuries occur during high-speed running in elite football? Preliminary results from a novel GPS and video-based method. *J Sci Med Sport.* 2023 Sep;26(9):465-470. doi: 10.1016/j.jsams.2023.07.007.
2. Akinoğlu, B., Kocahan, T., Özkan, T. (2020). Investigation of the relationship between hamstring flexibility and hamstring and quadriceps muscle strengths in athletes. *Medicina Dello Sport*, 73(4), 577–588. doi:10.23736/S0025-7826.20.03582-6
3. Bengtsson H, Ekstrand J, Hägglund M. (2013). Muscle injury rates in professional football increase with fixture congestion: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br J Sports Med.* 47(12):743-7. doi: 10.1136/bjsports-2013-092383. PMID: 23851296.
4. Biz C, Nicoletti P, Baldin G, Bragazzi NL, Crimi A *et al.* (2021). Hamstring Strain Injury (HSI) Prevention in Professional and Semi-Professional Football Teams: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health*, 18(16):8272. doi: 10.3390/ijerph18168272
5. Bizzini M., Mannion A. F. (2003). Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin. Biomech.*, 18, 459–461. doi: 10.1016/s0268-0033(03)00042-1
6. Bravo-Sánchez A, Abián P, Sánchez-Infante J, Esteban-Gacia P, Jiménez F *et al.* (2021). Objective Assessment of Regional Stiffness in Vastus Lateralis with Different Measurement Methods: A Reliability Study. *Sensors (Basel)*., 21(9):3213. doi: 10.3390/s21093213
7. Chang CH, Ho CS, Li F, Chen CY, Yeh HC *et al.* (2024). Acute effects of muscle mechanical properties after 2000-m rowing in young male rowers. *PeerJ.*, 12:e16737. doi: 10.7717/peerj.16737
8. Croisier JL. (2004). Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Med.*, 34(10):681-95. doi: 10.2165/00007256-200434100-00005
9. Davis J. M., Bailey S. P. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise.*, 29(1):45–57. doi: 10.1097/00005768-199701000-00008.
10. Dourado DA, de Salles Painelli V, Maciel LF, Tricoli V, de Souza EO *et al.* (2023). Muscle damage, edema, and recovery after single- and multi-joint exercises. *Biol Sport.*, 40(2):461–468. [PMCID: PMC10286608]

11. Dvorak J, Junge A. (2000). Football injuries and physical symptoms. A review of the literature. *Am J Sports Med.*, 28(5 Suppl):S3-9. doi: 10.1177/28.suppl_5.s-3
12. Ekstrand J, Bengtsson H, Waldén M, Davison M, Khan KM *et al.* (2022). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: the UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *Br J Sports Med.*, 57(5):292–8. doi: 10.1136/bjsports-2021-105407
13. Forsythe B, Knapik DM, Crawford MD, Diaz CC, Hardin D *et al.* (2014). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med.* 1997;24:289–299. doi: 10.2165/00007256-199724050-00001
14. Mandelbaum BR, Lemak L, Putukian M, Giza E. (2022). Incidence of Injury for Professional Soccer Players in the United States: A 6-Year Prospective Study of Major League Soccer. *Orthop J Sports Med.*, 10(3):23259671211055136. doi: 10.1177/23259671211055136.
15. Gallo RA. (2024). Soccer Injuries. *Sports Med Arthrosc Rev.*, 32(3):119. doi: 10.1097/JSA.0000000000000410
16. Gavronski G , Reimets A, Talts J, Koovit I, Mandel T *et al.* (2024). Rectus Femoris Muscle Elasticity and Stiffness Correlates with Maximal Oxygen Consumption in Triathletes. *Journal of Orthopedics and Sports Medicine.*, 6 : 01-11. doi: 10.26502/josm.511500136
17. Gervasi M, Benelli P, Venerandi R, Fernández-Peña E. (2022). Relationship between Muscle-Tendon Stiffness and Drop Jump Performance in Young Male Basketball Players during Developmental Stages. *Int J Environ Res Public Health.*, 19(24):17017. doi: 10.3390/ijerph192417017
18. Gómez-Piqueras P, Alcaraz PE. (2024). If You Want to Prevent Hamstring Injuries in Soccer, Run Fast: A Narrative Review about Practical Considerations of Sprint Training. *Sports (Basel).*, 12(5):134. doi: 10.3390/sports12050134
19. Guduru R.K.R., Domeika A., Domeikienė A. (2022). Effect of Rounded and Hunched Shoulder Postures on Myotonometric Measurements of Upper Body Muscles in Sedentary Workers. *Appl. Sci.*, 12:3333. doi: 10.3390/app12073333
20. Haugen T.A., Tønnessen E., Hisdal J., Seiler S. (2014). The Role and Development of Sprinting Speed in Soccer. *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, 9:432–441. doi: 10.1123/IJSPP.2013-0121
21. Hein V, Vain A. (1998). Joint mobility and the oscillation characteristics of muscle. *Scand J Med Sci Sports.*, 8(1):7-13. doi: 10.1111/j.1600-0838.1998.tb00222.x
22. Hess G.W. (2010). Achilles tendon rupture: A review of etiology, population, anatomy, risk factors, and injury prevention. *Foot Ankle Spec.*, 3:29–32. doi: 10.1177/1938640009355191

23. Heyward VH. (1998). *Advanced fitness assessment & exercise prescription*. 3rd ed. Human Kinetics Champaign IL
24. Hirono T, Ikezoe T, Taniguchi M, Ichihashi N. (2019). Acute effects of low-intensity resistance exercise with different rest intervals on muscle swelling and stiffness. *J Phys Fit Sports Med.*, 8(4):165–172. doi:10.7600/jpfsm.8.165
25. Huang J, Qin K, Tang C, Zhu Y, Klein CS et al. (2018). Assessment of Passive Stiffness of Medial and Lateral Heads of Gastrocnemius Muscle, Achilles Tendon, and Plantar Fascia at Different Ankle and Knee Positions Using the MyotonPRO. *Med Sci Monit.*, 24:7570-7576. doi: 10.12659/MSM.909550
26. Hägglund M, Waldén M, Ekstrand J. (2012). Risk Factors for Lower Extremity Muscle Injury in Professional Soccer: The UEFA Injury Study. *The American Journal of Sports Medicine.*, 41(2):327-335. doi:10.1177/0363546512470634
27. Jarocka E, Marusiak J, Kumorek M, Jaskólska A, Jaskólski A. (2012). Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices. *Physiol Meas.*, 33(1):65-78. doi: 10.1088/0967-3334/33/1/65
28. Jo SH, Choi HJ, Cho HS, Yoon JH, Lee WY. (2022). Effect of core balance training on muscle tone and balance ability in adult men and women. *Int J Environ Res Public Health.*,19(19):12190. doi: 10.3390/ijerph191912190
29. Jönhagen S, Németh G, Eriksson E. (1994). Hamstring Injuries in Sprinters: The Role of Concentric and Eccentric Hamstring Muscle Strength and Flexibility. *The American Journal of Sports Medicine.*, 22(2):262–266. doi: 10.1177/036354659402200218.
30. Kawai T, Takamoto K, Bito I. (2021). Previous hamstring muscle strain injury alters passive tissue stiffness and vibration sense. *J Bodyw Mov Ther.*, 27: 573–8. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.05.002.
31. Kellis E. (2018). Biceps femoris fascicle length during passive stretching. *J Electromyogr Kinesiol.*, 38:119-125. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.015
32. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C et al. (2014). Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol (Oxf).*, 211(1):135-46. doi: 10.1111/apha.12272
33. Leppik J. A., Aughey R. J., Medved I., Fairweather I., Carey M. F et al. (2004). Prolonged exercise to fatigue in humans impairs skeletal muscle Na⁺-K⁺-ATPase activity, sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ release, and Ca²⁺ uptake. *Journal of Applied Physiology.*, 97(4):1414–1423. doi: 10.1152/jappphysiol.00964.2003.

34. Lettner J, Królikowska A, Ramadanov N, Oleksy Ł, Hakam HT et al. (2024a). Evaluating the Reliability of MyotonPro in Assessing Muscle Properties: A Systematic Review of Diagnostic Test Accuracy. *Medicina (Kaunas)*., 60(6):851. doi: 10.3390/medicina60060851
35. Lettner J, Graventein L, Hakam HT, Ramadanov N, Becker R et al. (2024b). Assessment of Muscle Stiffness Using the MyotonPro: Effects of Fatigue on Vastus Lateralis and Medialis Muscles. *J Pers Med.*, 14(3):301. doi: 10.3390/jpm14030301
36. Leung W.K.C., Chu K.L., Lai C. (2017) Sonographic evaluation of the immediate effects of eccentric heel drop exercise on Achilles tendon and gastrocnemius muscle stiffness using shear wave elastography. *PeerJ.*, 5:e3592.5:e3592. doi: 10.7717/peerj.3592.
37. Lo WLA, Zhao JL, Li L, Mao YR, Huang DF. (2017). Relative and Absolute Interrater Reliabilities of a Hand-Held Myotonometer to Quantify Mechanical Muscle Properties in Patients with Acute Stroke in an Inpatient Ward. *Biomed Res Int.*, 2017:4294028. doi: 10.1155/2017/4294028
38. Malone JJ, Murtagh CF, Morgans R, Burgess DJ, Morton JP et al. (2015). Countermovement jump performance is not affected during an in-season training microcycle in elite youth soccer players. *J Strength Cond Res.*, 29(3):752-7. doi: 10.1519/JSC.0000000000000701
39. Matsuo S., Suzuki S., Iwata M., Hatano G., Nosaka K. (2015). Changes in force and stiffness after static stretching of eccentrically-damaged hamstrings. *European Journal of Applied Physiology.*, 115, 981-991.
40. McGowen JM, Hoppes CW, Forsse JS, Albin SR, Abt J et al. (2024). Myotonometry is Capable of Reliably Obtaining Trunk and Thigh Muscle Stiffness Measures in Military Cadets During Standing and Squatting Postures. *Mil Med.*, 189(1-2):e213-e219. doi: 10.1093/milmed/usad179
41. Mencil J, Marusiak J, Jaskolska A, Jaskolski A, Kisiel-Sajewicz K. (2021). Impact of the Location of Myometric Measurement Points on Skeletal Muscle Mechanical Properties Outcomes. *Muscle, Ligaments and Tendons Journal.*, Volume 11, Issue 3, Pages 525-535. doi: 10.32098/mltj.03.2021.18
42. Miguel M, Oliveira R, Loureiro N, García-Rubio J, Ibáñez SJ. (2021). Load Measures in Training/Match Monitoring in Soccer: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health.*, 18(5):2721. doi: 10.3390/ijerph18052721.
43. Miyamoto N, Yamazaki K, Iwasaki T, Mujika I, Yamashita D et al. (2024). Biceps femoris long head stiffens after 2 weeks of training cessation in highly trained sprinters. *Eur J Appl Physiol* 124, 3317–3323. <https://doi.org/10.1007/s00421-024-05536-w>

44. Mullix, J.; Warner, M.; Stokes, M. Testing muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps femoris using a novel hand-held MyotonPRO device: Relative ratios and reliability. In Working Papers in the Health Sciences; Faculty of Health Sciences, University of Southampton: Southampton, UK, 2012; ISSN 2051-6266/20120006.
45. Myoton AS. (n.d.). Myoton – Objective measurement of muscle tone and stiffness. Retrieved May 18, 2025, from <https://myoton.com>, 19.05.2025
46. Nakamura M, Ikezoe T, Tokugawa T, Ichihashi N. (2015). Acute effects of stretching on passive properties of human gastrocnemius muscle-tendon unit: Analysis of differences between hold-relax and static stretching. *Journal of Sport Rehabilitation* 24, 286-292. doi: 10.1123/jsr.2014-0164.
47. Nguyen AP, Detrembleur C, Fiset P, Selves C, Mahaudens P. (2022). MyotonPro Is a Valid Device for Assessing Wrist Biomechanical Stiffness in Healthy Young Adults. *Front Sports Act Living.*, 4:797975. doi: 10.3389/fspor.2022.797975
48. Nuñez FJ, Ritzmann R, Hernandez-Abad F, Martinez JC, Suarez-Arrones L. (2022). Muscle Architecture, Morphology, and Mechanical and Functional Properties of Biceps Femoris Long Head in Professional Soccer Players with a Prior Healed Injured Hamstring. *J Clin Med.*, 11(23):7222. doi: 10.3390/jcm11237222
49. Núñez FJ, Martínez JC, Overberg JA, Torreno N, Suarez-Arrones L. (2023). Hamstring muscle architecture and myotonometer measurements in elite professional football players with a prior strained hamstring. *Biol Sport.*, 40(1):93-99. doi: 10.5114/biolsport.2023.112092
50. Palmer TB, Thompson BJ, Hawkey MJ, Conchola EC, Adams B.M et al. (2014). The influence of athletic status on the passive properties of the muscle-tendon unit and traditional performance measures in Division I female soccer players and nonathlete controls. *J. Strength. Cond. Res.*, 28:2026–2034. doi: 10.1519/JSC.0000000000000332.
51. Pincheira PA, Riveros-Matthey C, Lichtwark GA. (2022). Isometric fascicle behaviour of the biceps femoris long head muscle during Nordic hamstring exercise variations. *J Sci Med Sport.*, 25(8):684-689. doi: 10.1016/j.jsams.2022.05.002
52. Raiteri BJ, Beller R, Hahn D. (2021). Biceps Femoris Long Head Muscle Fascicles Actively Lengthen During the Nordic Hamstring Exercise. *Front Sports Act Living.*, 3:669813. doi: 10.3389/fspor.2021.669813
53. Rey E, Corredoira FJ, Costa PB, Pérez-Ferreirós A, Fernández-Villarino MA. (2020). Acute effects of training load on contractile properties during a competitive microcycle in elite soccer players. *Biol Sport.*, 37(2):157-163. doi: 10.5114/biolsport.2020.93041

54. Rey E, Lois-Abal M, Padrón-Cabo A, Lorenzo-Martínez M, Costa PB. (2024). Influence of Training Load on Muscle Contractile Properties in Semi-Professional Female Soccer Players Across a Competitive Microcycle: A Pilot Study. *Sensors (Basel)*, 24(21):6996. doi: 10.3390/s24216996
55. Rotllan C, Corbi F, Viscor G. (2024). Muscle Tone, Stiffness, and Elasticity in Elite Female Cyclists after Consecutive Short Competitions. *Transl Sports Med.*, 2024:2434494. doi: 10.1155/2024/2434494
56. Shan X, Otsuka S, Okubo T, Takeuchi T, Fukushige K *et al.* (2024). Assessing site-specificity of the biomechanical properties of hamstring aponeuroses using MyotonPRO: A cadaveric study. *Clin Biomech (Bristol)*, 114:106230. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106230.
57. Sipko T, Barczyk-Pawelec K, Piksa M, Mencil J. (2024). Impact of Standing and Sitting Postures on Spinal Curvature and Muscle Mechanical Properties in Young Women: A Photogrammetric and MyotonPro Analysis. *Med Sci Monit.*, 30:e944930. doi: 10.12659/MSM.944930
58. Statistikaamet. (2018). Spordivõistlusi käib vaatamas iga kolmas Eesti elanik. <https://www.stat.ee/et/uudised/2018/07/16/spordivoistlusi-kaib-vaatamas-iga-kolmas-est-elanik>, 19.05.2025.
59. Zhi L, Miyamoto N, Naito H. (2022). Passive Muscle Stiffness of Biceps Femoris is Acutely Reduced after Eccentric Knee Flexion. *J Sports Sci Med.*, 21(4):487-492. doi: 10.52082/jssm.2022.487.
60. Thorpe RT, Atkinson G, Drust B, Gregson W. (2017). Monitoring Fatigue Status in Elite Team-Sport Athletes: Implications for Practice. *Int J Sports Physiol Perform.*, 12(Suppl 2):S227-S234. doi: 10.1123/ijsp.2016-0434
61. Viir, R. (2010). The effect of different body positions and of water immersion on the mechanical characteristics of skeletal muscle. Tartu Ülikool. <http://hdl.handle.net/10062/15354>
62. Villanueva A, Rabal-Pelay J, Berzosa C, Gutiérrez H, Cimarras-Otal C *et al.* (2020). Effect of a long exercise program in the reduction of musculoskeletal discomfort in office workers. *Int J Environ Res Public Health.*, 17(23):9042. doi: 10.3390/ijerph17239042
63. Trybulski R, Kuźdżał A, Wilk M, Więckowski J, Fostiak K *et al.* (2024). Reliability of MyotonPro in measuring the biomechanical properties of the quadriceps femoris muscle in people with different levels and types of motor preparation. *Front Sports Act Living.*, 6:1453730. doi: 10.3389/fspor.2024.1453730

64. Uysal Ö, Delioğlu K, Firat T. (2021). The effects of hamstring training methods on muscle viscoelastic properties in healthy young individuals. *Scand J Med Sci Sports.*, 31(2):371-379. doi: 10.1111/sms.13856
65. Wong P, Hong Y. (2005). Soccer injury in the lower extremities. *Br J Sports Med.*, 39(8):473-82. doi: 10.1136/bjism.2004.015511
66. Xu J., Fu S.N., Zhou D., Huang C., Hug F. (2019). Relationship between pre-exercise muscle stiffness and muscle damage induced by eccentric exercise. *European Journal of Sport Science* 19, 508-516. doi: 10.1080/17461391.2018.1535625.
67. Yanagisawa O, Sakuma J, Kawakami Y, Suzuki K, Fukubayashi T. (2015). Effect of exercise-induced muscle damage on muscle hardness evaluated by ultrasound real-time tissue elastography. *Springerplus.*, 4:308. doi: 10.1186/s40064-015-1094-4

LIHTLITSENTS LÕPUTÖÖ REPRODUTSEERIMISEKS JA LÕPUTÖÖ ÜLDSUSELE KÄTTESAADAVAKS TEGEMISEKS

Mina, Aleksandra Maksimova,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) minu loodud teose “Jalgpallurite m. biceps femorise müomeetrilised omadused seoses Nordic hamstring testi tulemustega ja astmelise koormustesti toimega”, mille juhendaja(d) on Alar Veraksitš, Jarek Mäestu, reprodutseerimiseks eesmärgiga seda säilitada, sealhulgas lisada digitaalarhiivi DSpace kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni.
2. Annan Tartu Ülikoolile loa teha punktis 1 nimetatud teos üldsusele kättesaadavaks Tartu Ülikooli veebikeskkonna, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace kaudu Creative Commons'i litsentsiga CC BY NC ND 4.0, mis lubab autorile viidates teost reprodutseerida, levitada ja üldsusele suunata ning keelab luua tuletatud teost ja kasutada teost ärieesmärgil, kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni.
3. Olen teadlik, et punktides 1 ja 2 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.
4. Kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei riku ma teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse õigusaktidest tulenevaid õigusi.

Aleksandra Maksimova

21.05.2025