

TARTU ÜLIKOOL
sporditeaduste ja füsioteraapia instituut

Kristin Tamberg

**NAHAPINNAELEKTROODIDEL PÕHINEVA ELEKTROMÜOGRAAFIA
KASUTAMINE AEROOBSE JA ANAEROOBSE LÄVE TUVASTAMISEKS ASTMELISEL
KOORMUSTESTIL: SÜSTEMAATILINE ÜLEVAADE**

**Surface Electromyography for the Assessment of Aerobic and Anaerobic Thresholds
During Incremental Exercise: A Systematic Review**

Magistritöö

füsioteraapia õppekava

Juhendaja:

Liigutusanalüüsi lektor, Laura Lepasalu (PhD)

Tartu, 2026

SISUKORD

KASUTATUD LÜHENDID.....	3
Töö lühiülevaade.....	4
Abstract.....	5
1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE	6
1.1. Aeroobse ja anaeroobse läve tähtsus treeningkoormuse intensiivsuse määramisel.....	6
1.2. Metaboolsete lävede määramise peamised meetodid ja piirangud	7
1.3. Pindmine elektromüograafia kui võimalik meetod lävede tuvastamiseks	8
1.4. Elektromüograafiliste ja metaboolsete lävede seos ning meetodilised piirangud.....	8
2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED.....	10
3. METOODIKA	11
3.1. Otsingustrateegia kavandamise põhimõtted.....	11
3.2. Artiklite sisse- ja väljaarvamiskriteeriumid	13
3.3. Uuringute nihke riski hindamine.....	13
3.4. Uuringute valiidsuse tõlgendamine	15
4. TÖÖ TULEMUSED	16
4.1. Artiklite ülevaade	16
4.2. Artiklite nihke riski hindamise tulemused	16
4.3. sEMG lävede võrdlus metaboolselt tuvastatud aeroobsete lävedega.....	18
4.4. sEMG lävede võrdlus metaboolselt tuvastatud anaeroobsete lävedega	18
4.5. Meetodiliste tegurite mõju sEMG lävede valiidsusele	19
4.5.1. sEMG parameetrid.....	19
4.5.2. sEMG läve määramise meetod	20
4.5.3. sEMG signaali registreerimiseks kasutatud lihased	21
4.5.4. Astmelise koormustesti protokoll.....	22
4.5.5. Uuritavate treenitus.....	23
5. ARUTELU	25
6. JÄRELDUSED	38
KASUTATUD KIRJANDUS	39
LISAD	44
Lisa 1. PRISMA 2020 kontrollnimekiri	44
Lisa 2. Otsingustrateegia tulemused andmebaasides	48
Lisa 3. Magistritöösse kaasatud uuringute üldiseloostus artiklite avaldamise aasta alusel	50
Lisa 4. Magistritöösse kaasatud uuringute EMG parameetrid, läve tuvastatavus ja võrdlus metaboolsete lävedega	53
Lisa 5. Artiklite nihke risk Joanna Briggs Instituudi kriitilise hindamise tööriista alusel	60
Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks	62

KASUTATUD LÜHENDID

iEMG	integreeritud elektromüograafia (ingl k <i>integrated electromyography</i>)
JBI	Joanna Briggsi Instituut (ingl k <i>Joanna Briggs Institute</i>)
MPF	keskmine võimsussagedus (ingl k <i>mean power frequency</i>)
PRISMA	süsteematiliste ülevaadete ja meta-analüüside koostamise juhend (ingl k <i>Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Statement</i>)
RMS	ruutkeskmine väärtus (ingl k <i>root mean square</i>)
sEMG	nahapinna elektromüograafia (ingl k <i>surface electromyography</i>)
VT1	esimene ventilatoorne lävi
VT2	teine ventilatoorne lävi

Töö lühiülevaade

Nahapinnaelektroodidel põhineva elektromüograafia kasutamine aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamiseks astmelisel koormustestil: süstemaatiline ülevaade

Eesmärk: Töö eesmärk oli analüüsida nahapinnaelektroodidel põhineva elektromüograafia (sEMG) meetodi valiidsust aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamisel astmelisel koormustestil tervetel täiskasvanutel, võrrelda sEMG-ga määratud lävesid metaboolsete lävedega ning kaardistada kasutatud koormustesti protokollid ja sEMG meetodilised lähenemised.

Metoodika: Otsingustrateegia koostamisel kasutati PICO raamistikku ning töö koostamisel lähtuti PRISMA 2020 juhendist (ingl k *Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Statement*). Artikleid otsiti andmebaasidest PubMed, EBSCO Medline, Scopus ja Web of Science. Uuringute nihke riski hinnati ühe uurija poolt kasutades Joanna Briggs Instituudi (JBI) kriitilise hindamise tööriista analüütilistele ristlõikelistele uuringutele. Valiidsust hinnati sEMG ja metaboolsete lävede vaheliste korrelatsioonide, keskmiste erinevuste, Bland-Altmani analüüside ning sEMG läve tuvastatavuste põhjal.

Tulemused: Kaasati 27 artiklit. sEMG lävede määramisel kasutati kõige sagedamini ruutkeskmist väärtust (RMS) ja integreeritud elektromüograafiat (iEMG). sEMG läve tuvastati enim kahe regressioonisirge lõikepunktina matemaatilise mudeli põhjal või visuaalselt elektromüograafilise signaali graafikult mittelineaarse tõusu alguspunktina. sEMG läved olid valdavalt seotud metaboolsete lävedega, kuid uuritavate lõikes esines märkimisväärne varieeruvus. Sobivaimaks mõõtmiskohaks osutusid reie eesmise grupi lihased, eelkõige *m. vastus lateralis*. Lävede vaheline kooskõla näis olevat mõjutatud sEMG meetodilistest aspektidest (EMG parameeter, murdepunkti tuvastamise meetodi) ja astmelise koormustesti protokollist, sealhulgas astme kestusest. Samas ei osutunud ükski konkreetne sEMG meetodiline aspekt ega astme kestus järjepidevalt paremat kooskõla metaboolsete lävedega. sEMG ja metaboolsete lävede vaheline seos oli tugevam ning sEMG läve tuvastatavus edukam kõrgema treenituse tasemega uuritavatel.

Kokkuvõte: sEMG läved on metaboolsete lävedega seotud, kuid uuritavate lõikes varieeruv kooskõla ei toeta sEMG kasutamist metaboolsete lävede täpse asendusmeetodina. Edasistes uuringutes on vajalik standardiseerida sEMG mõõtmise, signaalitöötluse ja läve tuvastamise meetodikat ning koormustesti protokolle, et parandada uuringutulemuste võrreldavust, tõlgendatavust ja meetodi praktilist rakendatavust.

Märksõnad: elektromüograafiline lävi; aeroobne lävi; anaeroobne lävi; astmeline koormustest; veloergomeeter

Abstract

Surface Electromyography for the Assessment of Aerobic and Anaerobic Thresholds During Incremental Exercise: A Systematic Review

Aim: The objective of this study was to analyze the validity of surface electromyography (sEMG) for the detection of aerobic and anaerobic thresholds during incremental exercise test in healthy adults, compare sEMG-derived thresholds with metabolic thresholds and map the exercise test protocols and sEMG methodological approaches used.

Methods: The search strategy was based on the PICO framework; the review was conducted in accordance with the PRISMA 2020 guidelines (Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Statement). Articles were searched in PubMed, EBSCO Medline, Scopus and Web of Science. Risk of bias was assessed by one reviewer using the Joanna Briggs Institute (JBI) critical appraisal tool for analytical cross-sectional studies. Validity was evaluated based on correlations, mean differences, Bland-Altman analyses and sEMG threshold detectability.

Results: Twenty-seven articles were included. The most used sEMG parameters for determining sEMG thresholds were root mean square (RMS) and integrated electromyography (iEMG). sEMG thresholds were most frequently identified mathematically as the intersection of two regression lines or visually as the onset of a non-linear increase in the sEMG signal. sEMG thresholds were associated with metabolic thresholds, but agreement varied across participants. The anterior thigh muscles, particularly the vastus lateralis, appeared to be the most suitable measurement site. Agreement appeared to be influenced by sEMG methodology and incremental test protocol, particularly stage duration. However, no specific methodological approach or stage duration consistently resulted in better agreement with metabolic thresholds. The association between sEMG and metabolic thresholds was stronger, and sEMG threshold detectability higher, in more highly trained participants.

Conclusions: sEMG thresholds are associated with metabolic thresholds; however, variable agreement across participants does not support sEMG as a substitute for metabolic thresholds. Future studies should standardize sEMG measurement, signal processing, threshold detection and exercise test protocols, to improve the consistency, interpretability and practical applicability of the method.

Keywords: electromyographic threshold; aerobic threshold; anaerobic threshold; incremental exercise test; cycle ergometry

1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1. Aeroobse ja anaeroobse läve tähtsus treeningkoormuse intensiivsuse määramisel

Aeroobne ja anaeroobne lävi on spordifüsioloogias olulised treeningkoormust iseloomustavad näitajad, mis võimaldavad piiritleda treeningu intensiivsuse tsoone ning on olulised treeningute mõju hindamisel, treeningkoormuste määramisel ning vigastuste ja ülekoormuse riski vähendamisel (Seiler & Tønnessen, 2009; Meyler *et al.*, 2021). Erinevalt maksimaalsetest näitajatest, nt maksimaalne hapnikutarbimine või maksimaalne südamelöögisagedus, kirjeldavad aeroobne ja anaeroobne lävi organismi individuaalset füsioloogilist vastust submaksimaalsele koormusele (Hansen *et al.*, 2025).

Treeningkoormuse intensiivsuse jaotuse mudeli alusel (Seiler & Kjerland, 2006) määratletakse tsoonid kas sisemise koormuse näitajate, näiteks ventilatorsete, metaboolste, kardiorespiratorsete või tajutud pingutuse näitajate, ja/või välise koormuse näitajate, näiteks võimsuse või kiiruse alusel. Tsoonide eesmärk on piiritleda kehalise koormuse põhjustatud muutuseid organismi talitluses ning kirjeldada järk-järgulist üleminekut püsiseisundi tingimustest olukorda, kus püsiseisundit ei ole enam võimalik säilitada (Jamnick *et al.*, 2020).

Vastupidavusaladel kasutatakse üldjuhul vähemalt kolme tsooni, mis eristatakse traditsiooniliselt nn lävede alusel, lähtudes sisemise koormuse parameetrite füsioloogilistest piiridest, nt vere laktaadikontsentratsioonist, ventilatorsetest või gaasivahetuse näitajatest (Seiler & Tønnessen, 2009; Seiler, 2010; Poole *et al.*, 2021). Klassikaliselt määratakse lävesid astmelise koormustesti käigus, hinnates koormuse suurenemisel vere laktaadikontsentratsiooni muutust ehk laktaadilävesid (LT) või gaasivahetuse näitajaid ehk ventilatorseid lävesid (VT). Esimest läve (LT1, VT1) seostatakse üleminekulga mõõdukalt intensiivsusele, kus energiatootmine toimub valdavalt aeroobselt, raskele intensiivsusele, kus laktaadi tootmine ületab organismi eemaldamisvõime. Teist läve (LT2, VT2) seostatakse intensiivsusega, millest kõrgemal suureneb vere laktaadikontsentratsioon ja ventilatsioon eksponentsiaalselt (Seiler & Tønnessen, 2009).

Seega annab aeroobse ja anaeroobse läve määramine täpsema aluse submaksimaalse koormustaluvuse hindamiseks ja treeningintensiivsuse individualiseerimiseks, kui üksnes maksimaalsetest näitajatest lähtumine. Maksimaalsest hapnikutarbimisest või maksimaalsest südamelöögisagedusest arvatud suhteline intensiivsus ei pruugi eri inimestel tähendada samaväärset füsioloogilist koormust, mistõttu võib lävepõhine lähenemine aidata treeningkoormust täpsemalt juhtida ning vähendada ala- või ülekoormuse riski (Hansen *et al.*, 2025).

1.2. Metaboolsete lävede määramise peamised meetodid ja piirangud

Kardiopulmonaalne koormustest koos gaasivahetuse analüüsiga on nn „kuldstandard“ meetod ventilatoorsete lävede määramiseks ja treeningkoormuse intensiivsuse tsoonide klassifitseerimiseks (Laveneziana *et al.*, 2021). Astmelise koormustesti käigus määratakse VT1 ja VT2 hapnikutarbimise, ventilatsiooni ja süsihappegaasi eritumise mittelineaarsete muutuste põhjal (Laveneziana *et al.*, 2021; Hansen *et al.*, 2025). Samas eeldab meetodi kasutamine spetsiaalset laborivarustust, väljaõppinud personali ja arvestatavat ajakulu ning test võib olla uuritava jaoks füüsiliselt koormav. Lisaks ei ole kardiopulmonaalse koormustesti tulemuste tõlgendamine täielikult standardiseeritud, kuna uuringutes ja kliinilistes juhistes kasutatakse erinevaid kriteeriume, terminoloogiat ja käsitlusi füsioloogiliste koormuspiirangute eristamiseks (Staes *et al.*, 2024).

Vere laktaadikontsentratsiooni määramine on teine lähenemine koormuslävede tuvastamiseks (Krishnan *et al.*, 2021). Laktaadilävesid määratakse mitmel viisil, sh fikseeritud laktaadikontsentratsiooni (nt 4 mmol/L), laktaadikontsentratsiooni esimese mittelineaarse tõusu või Dmax meetodi alusel (Krishnan *et al.*, 2021; Poole *et al.*, 2021). Neid lähenemisi kasutatakse maksimaalse laktaadi püsiseisundi (ingl k *maximal lactate steady state*, MLSS) ligikaudseks hindamiseks, mis tähistab suurimat koormusintensiivsust, mille juures vere laktaadikontsentratsioon püsib veel stabiilsena (Hansen *et al.*, 2025). Siiski tuleb arvestada, et anaeroobse läve mõiste ning selle seos LT, gaasivahetusläve, MLSS-i ja respiratoorse kompensatsioonipunktiga (RCP) on kirjanduses vaieldav ning terminoloogiliselt ebaühtlane (Poole *et al.*, 2021). Hoolimata laktaadipõhiste meetodite laialdasest kasutamisest on neil samuti olulisi piiranguid. Meetod eeldab korduvat vereproovide võtmist ning on seetõttu invasiivne (Krishnan *et al.*, 2021). Lisaks eeldab MLSS-i otsene määramine mitut ühtlasel koormusel tehtavat testi eraldi päevadel (Hansen *et al.*, 2025). Laktaadilävede määramine sõltub seega kasutatud testiprotokollist ja tõlgendusmeetodist ning erinevad lävemääratlused võivad anda erinevaid väärtuseid (Poole *et al.*, 2021). Uuringutevaheline metoodiline heterogeensus, sealhulgas erinevused astme kestuses, koormuse juurdekasvus, regressioonimudelites ja lävede nimetustes, raskendab tulemuste võrdlemist ning piirab järelduste üldistatavust (Krishnan *et al.*, 2021; Poole *et al.*, 2021; Kilbey *et al.*, 2025).

Seega esinevad nii gaasivahetuse analüüsil kui laktaadikontsentratsiooni määramisel praktilised piirangud, metoodiline varieeruvus ja sõltuvus eksperdi tõlgendusest (Poole *et al.*, 2021; Staes *et al.*, 2024), mis on suurendanud huvi alternatiivsete meetodite vastu, mis võimaldaksid lävesid hinnata mitteinvasiivselt või väljaspool tavapäraseid laboritingimusi (Caen *et al.*, 2022; Tilp *et al.*, 2025).

1.3. Pindmine elektromüograafia kui võimalik meetod lävede tuvastamiseks

Metaboolsed läved, sealhulgas aeroobne ja anaeroobne lävi, tähistavad treeningu ajal energiavarustuse muutusi ja väsimuse kujunemist (Hansen *et al.*, 2025). Hiljutised uuringud viitavad, et astmelise koormustesti ajal toimuvad muutused nahapinna elektromüograafias (ingl k *surface electromyography*, sEMG) võivad aidata neid lävesid ligikaudselt hinnata ja pakkuda alternatiivi gaasivahetuse või vere laktaadikontsentratsiooni analüüsile (Tilp *et al.*, 2025; Wang *et al.*, 2020).

sEMG kasutamise füsioloogiline alus tugineb asjaolule, et sEMG amplituud peegeldab mootorsete ühikute rekruteerimist ja aktivatsioonisagedust. Koormuse intensiivsuse suurenemisel kaasatakse järk-järgult rohkem motoorseid ühikuid, sealhulgas suuremaid ja kõrgema aktivatsioonilävega motoorseid ühikuid, mis väljendub sEMG amplituudi suurenemises (Ertl *et al.*, 2016; Sun *et al.*, 2022; Voet *et al.*, 2022). Astmelise koormustesti ajal on koormuse ja sEMG amplituudi vaheline seos tavaliselt esmalt lineaarne, kuid võib hiljem näidata murdepunkti. Seda punkti nimetatakse EMG või sEMG läveks ning seda on seostatud metaboolsete lävedega (Ertl *et al.*, 2016; Voet *et al.*, 2022). Lisaks amplituudipõhiste muutustele saab väsimuse kvantifitseerimiseks kasutada ka sEMG sageduspõhiseid näitajaid, nt mediaan- või keskmise sageduse vähenemist (Sun *et al.*, 2022).

Mitmed uuringud on käsitlenud sEMG-põhiste lävede ja metaboolsete lävede vahelist seost, kuid tulemuste tõlgendamist piirab uuringutes kasutatud protokollide, mõõtmismeetodite ja signaalitöötluse suur varieeruvus (Ertl *et al.*, 2016). Masinõppepõhistes uuringutes on ventilatoorset läve kasutatud võrdluspunktina, mille alusel eristatakse sEMG andmetes läve-eelset ja lävejärgset seisundit ning näidatud, et neid seisundeid saab sEMG tunnuste põhjal klassifitseerida, mis viitab ventilatoorse lävega seotud füsioloogiliste muutuste kajastumisele sEMG signaalis (Wang *et al.*, 2020; Sun *et al.*, 2022).

Praktilisest vaatenurgast on sEMG-l mitu eelist: meetod on mitteinvasiivne, kaasaskantav ja üldjuhul odavam kui gaasivahetuse analüüsiga koormustest. Samuti võimaldab sEMG hinnata lokaalseid ja lihasespetsiifilisi lävesid ning seda saab integreerida kantavatesse tehnoloogiatesse (Snarr *et al.*, 2021; Sun *et al.*, 2022; Cheng *et al.*, 2023). Seega toetavad uuringud amplituudi- ja/või sagedusparameetritel põhinevate sEMG murdepunktide kasutamist mitteinvasiivsete näitajatena, mis võivad astmelisel koormustestil olla kooskõlas ventilatoorsete ja metaboolsete lävedega. Sobiva signaalitöötluse ja valideerimise korral võib sEMG pakkuda praktilist meetodit aeroobsete ja anaeroobsete üleminekupunktide tuvastamiseks ning väsimuse jälgimiseks (Ertl *et al.*, 2016).

1.4. Elektromüograafiliste ja metaboolsete lävede seos ning meetodilised piirangud

Mitmed uuringud on kirjeldanud seoseid elektromüograafiliste ja metaboolsete lävede vahel, kuid tulemused ei ole üheselt kooskõlas (Ertl *et al.*, 2016; Pereira *et al.*, 2013). Ühelt poolt on leitud,

et sEMG signaali murdepunktid võivad kattuda ventilatorsete või laktaadilävedega (Camata *et al.*, 2009; Hug *et al.*, 2003), mis viitab võimalikule seosele koormuse suurenemisel avalduvate neuromuskulaarsete ja metaboolsete muutuste vahel. Teisalt on täheldatud ka erinevusi lävede asukohas graafikul, mis viitab sellele, et sEMG ja metaboolsed näitajad ei pruugi peegeldada täpselt samu füsioloogilisi protsesse (Helal *et al.*, 1987; Ertl *et al.*, 2016).

Tulemuste varieeruvust võib selgitada seniste uuringute metoodiline heterogeensus. Elektromüograafilise läve tuvastamiseks on kasutatud erinevaid sEMG parameetreid, sealhulgas amplituudipõhiseid näitajaid, sagedusparameetreid ja lihaskiu konduktsiooni kiirust (Hug *et al.*, 2003a; Mäestu *et al.*, 2006; Camata *et al.*, 2009; Pereira *et al.*, 2013). Need parameetrid kirjeldavad neuromuskulaarse aktiivsuse erinevaid aspekte: näiteks RMSi suurenemist on seostatud täiendavate mootorsete ühikute kaasamisega, samas kui sagedusparameetrite muutused võivad viidata lihasväsimusega seotud sEMG spektri nihkele madalamate sageduste suunas (Hug *et al.*, 2003a; Camata *et al.*, 2009). Lisaks erinevad uuringud selle poolest, kuidas murdepunkt tuvastatakse. Kirjanduses on kasutatud nii visuaalset hindamist kui ka erinevaid matemaatilisi mudeleid, mistõttu võib sama sEMG signaal anda erineva läveväärtuse sõltuvalt valitud analüüsimeetodist (Ertl *et al.*, 2016; Candotti *et al.*, 2008; Pereira *et al.*, 2013).

Oluline varieeruvuse allikas on ka koormustesti protokoll. Koormuse tõusu kiirus ja astmete kestus võivad mõjutada nii metaboolsete kui ka elektromüograafiliste muutuste avaldumist (Hofmann *et al.*, 1994; Pereira *et al.*, 2013). Lisaks metoodilistele teguritele tuleb arvestada ka sEMG ja metaboolsete lävede erinevat füsioloogilist tähendust. Metaboolsed läved kirjeldavad organismi süsteemset vastust koormusele, samas kui sEMG peegeldab lokaalse lihase elektrilist aktiivsust (Hansen *et al.*, 2015; Ertl *et al.*, 2016). Seetõttu võib sEMG murdepunkt sõltuda lihastest ja selle individuaalsetest neuromuskulaarsetest omadustest (Farina *et al.*, 2007; Sbriccoli *et al.*, 2009).

Olemasoleva tõendusmaterjali üldistatavust piirab ka seni uuritud populatsioonide homogeensus. Paljud uuringud on tehtud väikeste valimitega ning sageli noorte, tervete ja kehaliselt aktiivsete või treenitud meestega (Latasa *et al.*, 2017; Latasa *et al.*, 2019). Seetõttu on endiselt ebapiisavalt teada, kuidas sugu, vanus, treenituse tase või tervislik seisund mõjutavad sEMG ja metaboolsete lävede vahelist seost. Uuringutevaheline varieeruvus sEMG parameetrites, sEMG signaali registreerimiseks kasutatud lihastes, testiprotokollides ja murdepunkti tuvastamise meetodites raskendab tulemuste võrdlemist ning piirab kindlate järelduste tegemist (Ertl *et al.*, 2016). Seega võib sEMG olla potentsiaalne mitteinvasiivne meetod aeroobse ja anaeroobse läve hindamiseks, kuid selle valiidsus metaboolsete lävede suhtes ei ole üheselt tõendatud. Olemasolevad vastuolud viitavad vajadusele süstemaatiliselt hinnata, mil määral langevad sEMG läved kokku metaboolsete lävedega ning millised metoodilised tegurid võivad seda seost mõjutada.

2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED

Käesoleva magistritöö eesmärk oli hinnata nahapinnaelektroodidel põhineva elektromüograafia (sEMG) meetodi valiidsust aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamisel astmelise koormustesti käigus tervetel täiskasvanutel, võrrelda sEMG-ga määratud lävesid metaboolsete lävedega ning kaardistada kasutatud koormustesti protokollid ja sEMG metoodilised lähenemised.

Eesmärgist lähtuvalt püstitati järgmised uurimisülesanded:

1. Välja selgitada, milliseid sEMG näitajaid ja läve määramise meetodeid on kasutatud aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamiseks astmelise koormustesti käigus tervetel täiskasvanutel.
2. Analüüsida sEMG abil määratud aeroobse ja anaeroobse läve väärtuste seost metaboolset määratud lävedega (ventilatoorne lävi ja/või laktaadilävi).
3. Analüüsida, kuidas erinevad sEMG metoodilised lähenemised (sEMG parameeter, murdepunkti määramise meetod, signaali registreerimiseks kasutatud lihased) on seotud sEMG-ga määratud lävede ja metaboolsete lävede vahelise kooskõlaga.
4. Analüüsida, kuidas erinevad astmelise koormustesti protokollid on seotud sEMG-ga määratud lävede ja metaboolsete lävede vahelise kooskõlaga.
5. Analüüsida, kuidas uuritavate treenituse tase on seotud sEMG-ga määratud lävede ja metaboolsete lävede vahelise kooskõlaga.

3. METOODIKA

3.1. Otsingustrateegia kavandamise põhimõtted

Magistritöö otsingustrateegia kavandamisel on kasutatud PICO metoodilist raamistikku (Roever, 2018), mis koosneb neljast komponendist: P = patsient, populatsioon (ingl k *patient*, *population*), I = sekkumine (ingl k *intervention*), C = võrdlus (ingl k *comparison*), O = tulemus, tulemusmõõdik (ingl k *outcome*). Vastavalt PICO kriteeriumitele sõnastati otsingustrateegia:

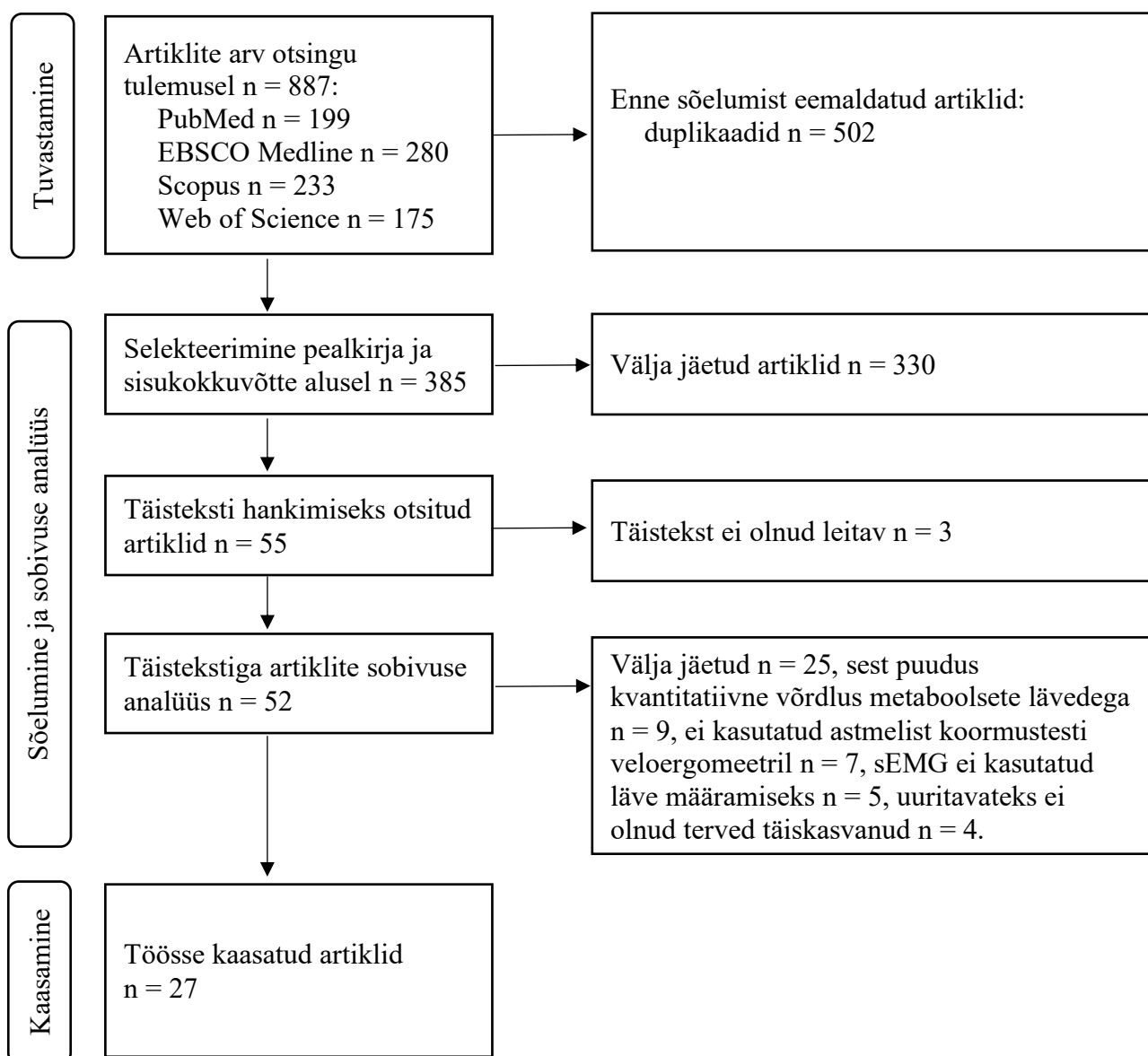
- 1) populatsioon: terved täiskasvanud (vähemalt 18 a);
- 2) sekkumine: astmelisel koormustestil pindmise elektromüograafiaga (sEMG) tuvastatud aeroobne ja/või anaeroobne lävi;
- 3) võrdlus: astmelisel koormustestil metaboolselt tuvastatud (ventilatoorne lävi ja/või laktaadilävi) aeroobne ja/või anaeroobne lävi;
- 4) tulemusmõõdikud: sEMG ja metaboolsete lävede väärtuste võrdlus (nt võimsuse, VO₂ või %VO₂max juures), korrelatsioon ja/või kokkulangevus.

Töö koostamisel on tuginetud PRISMA 2020 (ingl k *Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Statement*) juhendile (Lisa 1), mis on 2009. aasta juhendi ajakohastatud versioon (Page *et al.*, 2021). Pääringud tehti andmebaasides PubMed, EBSCO Medline, Scopus ja Web of Science ajavahemikul 20.–22. märts 2026. Eesmärgipärase teabe kogumiseks kasutati andmebaasides järgmisi võtmesõnu: (electromyography OR EMG OR "surface electromyography" OR sEMG) AND ("lactate threshold" OR "ventilatory threshold" OR "anaerobic threshold" OR "aerobic threshold" OR "gas exchange threshold" OR "respiratory compensation point" OR "electromyographic threshold" OR "EMG threshold" OR "sEMG threshold" OR "neuromuscular fatigue threshold) AND ("exercise testing" OR "exercise test" OR "incremental exercise" OR "graded exercise" OR "cardiopulmonary exercise test" OR CPET OR cycling OR "cycle ergometer" OR "cycle ergometry" OR "bicycle ergometer"). PubMed ning EBSCO Medline andmebaasides kasutati nii vabateksti märksõnu kui ka MeSH (ingl k *Medical Subject Headings*) termineid. Artiklite otsingu- ja selekteerimisprotsessist annab ülevaate Joonis 1, detailsem otsingustrateegia andmebaaside lõikes on esitatud Lisas 2.

Andmebaasidest otsiti artikleid ajafiltrita, et saada võimalikult täpne ülevaade ilmunud artiklite mahust. See lähenemine andis tulemuseks artiklid, mis olid ilmunud aastatel 1981-2026. Andmebaasidest leitud otsingutulemusi oli kokku 887 tk. PubMed'ist leiti 199 artiklit, EBSCO Medline'ist 280 artiklit, Scopus'est 233 artiklit ning Web of Science andmebaasist 175 artiklit. Otsingustrateegia võimaldas tuvastada suurema osa asjakohastest uuringutest, kuid ei saa välistada, et osa uuringuid jäi leidmata. Saadud tulemused sisestati standardiseeritud unikaalse tunnuse DOI (ingl k *Digital Object Identifier*) abil viitehaldusprogrammi Zotero, viitamiseks kasutati APA (ingl k

American Psychological Association) stiili seitsmendat versiooni. Sobivate allikate leidmiseks luges autor läbi andmebaasidest leitud artiklite pealkirjad ja lühikokkuvõtted. Artikli sobivust hinnates lähtuti sisse- ja väljaarvamiskriteeriumitest, sama põhimõtet rakendati artiklite täistekstide lugemisel.

Täistekstide hindamisel jäeti välja mitmed magistritöö teemale lähedased uuringud, mis käsitlesid sEMG läve astmelisel koormustel, kuid ei vastanud kaasamis- ja välistamiskriteeriumidele. Viimase 10 aasta uuringutest jäid magistritööst välja Long *et al.* (2017), Beyer *et al.* (2019) ja Martin *et al.* (2021), kuna kaasati alla 18 aastaseid uuritavaid ning Novais *et al.* (2015), kes uurisid müokardiinfarktiga patsiente. Lisaks välistati Popov *et al.* (2019), kuna sEMG ei olnud iseseisev läve määramise meetod, vaid see kombineeriti lähiinfrapunaspektroskoopiaga. Pärast täistekstide analüüsi kaasati käesolevasse süstemaatilisse ülevaatesse 27 teadustööd.



Joonis 1. Artiklite otsimis- ja selekteerimisprotsess

3.2. Artiklite sisse- ja väljaarvamiskriteeriumid

Magistritöösse kaasatud artiklite sissearvamise kriteeriumid olid järgmised: 1) uuritavateks olid terved täiskasvanud (vähemalt 18 a); 2) sEMG ja metaboolse läve mõõtmisel oli kasutatud astmelist koormustesti veloergomeetril; 3) aeroobne ja/või anaeroobne lävi oli määratud pindmise elektromüograafia (sEMG) abil, sõltumata kasutatud EMG parameetrist; 4) kasutatud oli metaboolset võrdlusmeetodit (ventilatoorne lävi ja/või laktaadilävi); 5) teostati kvantitatiivne analüüs sEMG läve ja metaboolse läve vahel (korrelatsioon ja/või erinevuste analüüs ja/või kokkulangevuse hindamine); 6) artikkel oli ilmunud inglise keeles; 7) artikkel oli kättesaadav täistekstina.

Artiklite väljaarvamise kriteeriumid: 1) uuritavateks olid kliinilise diagnoosiga patsiendid; 2) puudus metaboolne võrdlusmeetod (ventilatoorne lävi või laktaadilävi).

3.3. Uuringute nihke riski hindamine

Uuringute metodoloogilise kvaliteedi hindamiseks kasutatakse sageli termineid „kvaliteedi hindamine“ ja „kriitiline hindamine“. PRISMA metoodilises juhendis eristatakse termineid „kvaliteet“ ja „nihke risk“ ning keskendutakse viimasele (Page *et al.*, 2021). Nihke risk näitab, millisel määral on uurimuse tulemused tõest süstemaatiliselt nihkunud uurimuse metodoloogiliste, läbiviimise või analüüsi vigade tõttu (Robson *et al.*, 2019). Kvaliteet ei ole üheselt defineeritud, kuid hõlmab sageli ka neid aspekte, mis ei mõjuta tulemuste nihke riski, näiteks eetika ja rakendatavus. Süstemaatiliste ülevaateartiklite koostamisel on oluline hinnata kaasatud uuringute nihke riski, et tulemusi oleks võimalik tõlgendada asjakohaselt. Seetõttu soovitatakse keskenduda uuringute ülesehituse, läbiviimise ja analüüsi aspektidele (Page *et al.*, 2021).

Nihke riski hindamiseks on loodud erinevaid tööriistu. Olemasolevad tööriistad jagunevad peamiselt skaalapõhisteks ja domeenipõhisteks. Skaalapõhised tööriistad sisaldavad mitmeid hinnatavaid ühikuid, millest igaühete hinnatakse arvuliselt ning hiljem arvutatakse koondhinnang. Domeenipõhiste tööriistade puhul tuleb kasutajal hinnata nihke riski kindlate teemade lõikes ning kirjeldada, mille alusel hinnang tehti (Whiting *et al.*, 2017). Sellise tööriista domeenide detailne lahti kirjutamine aitab lugejal mõista, kas tööriist keskendub nihke riskile või hindab teisi kvaliteedi aspekte. PRISMA metoodilises juhises soovitatakse esitada nihke risk domeenide lõikes ning vältida ühe koondhinnangu („kvaliteedi hinnangu“) kasutamist. See võimaldab hinnata iga uurimuse kohta, milliste domeenide nihke risk on kõrgem ja milliste domeenide nihke risk on madalam (Page *et al.*, 2021). Käesolevas töös ei kasutatud seega uuringute üldise „kvaliteediskoori“ arvutamist, kuna PRISMA juhendi kohaselt võib koondhinnang varjata erinevusi üksikute nihke riski domeenide vahel. Selle asemel hinnati uuringute metodoloogilist kvaliteeti nihke riski kaudu domeenipõhiselt.

Magistritöösse kaasatud uuringute nihke riski hindamiseks kasutati Joanna Briggs Instituudi (JBI) kriitilise hindamise tööriista analüütilistele ristlõikelistele uuringutele (Barker *et al.*, 2026).

Tegemist on tööriista uuendatud versiooniga, mille küsimused on kategoriseeritud vastavalt nihke riski domeenidele: sisemine valiidsus, statistiliste järelduste valiidsus ja raporteerimise täielikkus. Sisemine valiidsus näitab, kas uuringus esineb süstemaatilisi vigu ja selle hindamise eesmärk on tuvastada, kas tulemused on tõenäoliselt „tõesed“ ehk kui tõenäoliselt on uuringu põhjal võimalik järeldada, et esineb põhjuslik seos. Statistilised järeldused on valiidsed, kui need põhinevad andmete adekvaatsel analüüsil. Statistiline valiidsus on seega seotud uuringus teostatud statistiliste analüüside sobivusega, kuid mitte kasutatud sisendandmetega, mis on sisemise valiidsuse näitaja. Raporteerimise täielikkus hindab uuringu raporteerimise kvaliteeti, sealhulgas segavate tegurite tuvastamist ja kirjeldamist, eetikakomitee nõusoleku vajalikkust ja huvide konfliktide raporteerimist (Barker *et al.*, 2023).

JBI kriitilise hindamise tööriist analüütilistele ristlõikelistele uuringutele koosneb kaheksast küsimusest ning igale küsimusele vastatakse kas „Jah“, „Ei“, „Ebaselge“ või „Ei kohaldu“. Tööriistas toodud küsimused on järgmised (Barker *et al.*, 2026):

1. Kas valimisse kaasamise kriteeriumid olid selgelt määratletud?
2. Kas mõõtmiseks kasutati objektiivseid ja standardiseeritud kriteeriume?
3. Kas kokkupuudet mõõdeti valiidsel ja usaldusväärsel viisil?
4. Kas tulemusi mõõdeti valiidsel ja usaldusväärsel viisil?
5. Kas segavad tegurid olid tuvastatud?
6. Kas segavate tegurite käsitlemise strateegiad olid esitatud?
7. Kas kasutati asjakohast statistilist analüüsi?
8. Kas uuringus osalejad ja uurimiskeskond olid detailselt kirjeldatud?

Sisemist valiidsust hindavad küsimused nr 1-6, statistiliste järelduste valiidsust küsimus nr 7 ning raporteerimise täielikkust küsimus nr 8. Sisemine valiidsus jaguneb omakorda neljaks valdkonnaks: uuritavate valiku ja grupeerimise nihke risk (nr 1 ja 2), kokkupuute klassifitseerimise nihke risk (nr 3), tulemuse hindamise, tuvastamise ja mõõtmise nihke risk (nr 4) ning segavate tegurite nihke risk (nr 5 ja 6) (Barker *et al.*, 2026).

Uuringute nihke riski hindas magistritöö autor, kes rakendas hindamistöörüista igale kaasatud uuringule. Iga hinnangu andmisel dokumenteeriti põhjendused vastava hinnangu kujunemiseks. Teatud küsimuste puhul täpsustati nende tõlgendust käesoleva magistritöö kontekstis, et tagada hindamise ühtsus ning vastavus uurimisküsimustele. Täpsustati järgmisi aspekte:

- küsimus nr 2 – metaboolse läve mõõtmise meetodite nihke risk;
- küsimus nr 3 – sEMG mõõtmise ja andmetöötluse nihke risk;
- küsimus nr 4 – sEMG läve ehk murdepunkti tuvastamise nihke risk.

3.4. Uuringute valiidsuse tõlgendamine

Magistritöös analüüsiti sEMG meetodi valiidsust metaboolsete lävede suhtes ning käesoleva töö kontekstis analüüsiti artikleid lähtuvalt kasutatud statistilistest analüüsides. Magistritöö autor kasutas ChatGPT-d (OpenAI, isiklik suhtlus, 30.03.2026), et saada ideid valiidsuse tõlgendamise metoodika osas. Esiteks analüüsiti sEMG lävede ja metaboolsete lävede vahelist korrelatsiooni ning käesolevas magistritöös lähtuti korrelatsioonikordajate tõlgendamise jaotuse defineerimisel nii Hopkins (2000) kui Schober *et al.* (2018) korrelatsioonikordajate jaotusest. Seega tõlgendati magistritöös korrelatsioonikordajate absoluutväärtuseid järgmiselt: $r < 0,40$ – nõrk seos, $r = 0,41–0,69$ – mõõdukas seos ja $r \geq 0,70$ tugev seos. Schober *et al.* (2018) rõhutavad, et piirväärtuste jaotamine sõltub uurimisküsimusest ning korrelatsioon ei peegelda kahe meetodi kokkulangevust, mistõttu tõlgendati uuringutes tuvastatud korrelatsioonikordajaid võimalusel koos teiste statistiliste näitajatega. Lävedevahelist kokkulangevust analüüsiti Bland-Altmani analüüsi põhjal. Tulemuste tõlgendamisel arvestati nii keskmist nihet kui kokkulangevuse piiride ulatust, arvestades kas sEMG ja metaboolse läve vaheline erinevus võiks mõjutada treeningu intensiivsuse praktilist määramist. Uuringutes, kus puudus Bland-Altmani analüüs, kasutati tulemuste tõlgendamisel lävede keskmist erinevust ning selle statistilist olulisust, kuid seda käsitleti kui grupitasandil võrdlusena, mitte individuaale kokkulangevuse näitajana. Kolmanda aspektina arvestati valiidsuse tõlgendamisel uuritavate osakaalu, kellel sEMG lävi oli võimalik tuvastada, kuna see aitab hinnata meetodi praktilist rakendatavust.

4. TÖÖ TULEMUSED

4.1. Artiklite ülevaade

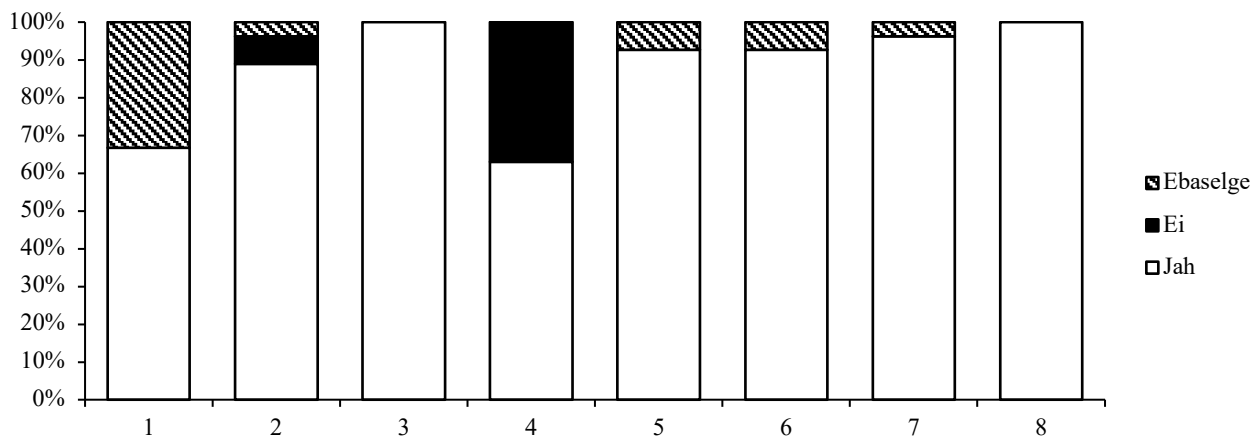
Otsingustrateegia ning sisse- ja väljaarvamise kriteeriumide alusel kaasati magistritöösse 27 artiklit, millest kõik olid eksperimentaalsed uuringud. Artiklid olid avaldatud aastatel 1981–2025 ning uuringud toimusid Ameerika Ühendriikides (n = 5), Brasiilias (n = 5), Hispaanias (n = 4), Belgias (n = 3), Jaapanis (n = 2), Prantsusmaal (n = 2), Austrias (n = 1), Kanadas (n = 1), Lõuna-Koreas (n = 1), Poolas (n = 1), Eestis (n = 1) ning Soomes (n = 1). Uuritavate arv kõikides uuringutes kokku oli 536, nendest meessoost olid 94,6% ning naissoost 5,4%. Kahes uuringus oli uuritavaid üle 60 (Kang *et al.*, 2014; Boone *et al.*, 2016), väikseim uuritavate arv (n = 8) oli kolmes teadustöös (Hug *et al.*, 2003b; Gassi & Bankoff, 2010; Pereira *et al.*, 2013). Naissoost uuritavaid oli kaasatud kuues uuringus (Bergstrom *et al.*, 2013; Iannetta *et al.*, 2017; Snarr *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2021; Caen *et al.*, 2022; Tilp *et al.*, 2025) ning suurim naissoost uuritavate arv oli Caen *et al.* (2022) uuringus (n = 10). Uuritavate keskmine vanus oli 20-30 a, välja arvatud Iannetta *et al.* (2017) ja Pereira *et al.* (2013), kus keskmine vanus oli vastavalt 31 a ja 36 a ning Hug *et al.* (2003b), kus ühe uuritavate grupi vanus oli keskmiselt 47 a.

Kõikides uuringutes kasutati astmelist koormustesti veloergomeetril (n = 27). Väikseim koormustesti astme kestus oli 12 s (Lucía *et al.*, 1999), ülejäänud uuringutes oli astme kestus 1 min (n = 19), 2 min (n = 4) ja 3 min (n = 3). Seitsmes teadustöös (Glass *et al.*, 1998; Chicharro *et al.*, 1999; Hug *et al.*, 2003a; Mello *et al.*, 2006; Gassi & Bankoff, 2010; Pereira *et al.*, 2013; Kawamura *et al.*, 2022) võrreldi EMG tuvastatud läve ainult aeroobse lävega, seitsmes uuringus võrreldi nii aeroobse kui anaeroobse lävega (Lucía *et al.*, 1999; Hug *et al.*, 2003b; Camic *et al.*, 2010; Bergstrom *et al.*, 2013; Boone *et al.*, 2015; Latasa *et al.*, 2017; Latasa *et al.*, 2019) ning 13 uuringus võrreldi ainult anaeroobse lävega (Nagata *et al.*, 1981; Airaksinen *et al.*, 1992; Jürimäe *et al.*, 2007; Candotti *et al.*, 2008, Camata *et al.*, 2009; Tyka *et al.*, 2009; Kang *et al.*, 2014; Boone *et al.*, 2016; Iannetta *et al.*, 2017; Snarr *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2021; Caen *et al.*, 2022; Tilp *et al.*, 2025). Aeroobse läve määramiseks kasutati ühes uuringus (Chicharro *et al.*, 1999) vere laktaadisisaldust, ülejäänud uuringutes (n = 13) tuvastati aeroobne lävi ventilatoorsete parameetrite analüüsi alusel. Anaeroobse läve määramiseks kasutati vere laktaadisisaldusel põhinevaid kriteeriume kaheksas uuringus ning ventilatoorsete parameetrite analüüsi 12 teadustöös, kusjuures neljas uuringus (Nagata *et al.*, 1981; Airaksinen *et al.*, 1992, Lucía *et al.*, 1999; Latasa *et al.*, 2017) kasutati mõlemat meetodit.

4.2. Artiklite nihke riski hindamise tulemused

Magistritöösse kaasati 27 eksperimentaalset uuringut. Uuringute nihke riski hindamise individuaalsed tulemused on toodud Lisas 3. Üldiselt oli kaasatud uuringute nihke risk madal

enamike hinnatud kriteeriumite lõikes. Kõik uuringud vastasid kriteeriumitele, mis puudutasid kokkupuute mõõtmise valiidsust ja usaldusväärsust ning uuritavate ja uurimiskeskonna kirjeldust. Samuti oli enamik uuringuid madala nihke riskiga statistilise analüüsi ning segavate tegurite käsitlemisega seotud kriteeriumites. Suurem varieeruvus ilmnis kriteeriumites, mis puudutasid sEMG läve tuvastamist ning valimisse kaasamise kriteeriumite kirjeldamist, kus esines nii kõrge kui ka ebaselge nihke riskiga hinnanguid. Kriteeriumite lõikes vastuste jaotus on esitatud Joonisel 2.



Joonis 2. Magistritöösse kaasatud uuringute osakaalud JBI kriitilise hindamise tööriista küsimuste lõikes.

JBI tööriista alusel hinnatud nihke riski kriteeriumite vastuste jaotus näitas selget muutust uuringute avaldamise ajas (Tabel 1). Varasemates uuringutes esines rohkem „Ei“ ja „Ebaselge“ vastuseid, samas kui uuemates uuringutes suurenes järjepidevalt „Jah“-vastuste osakaal ning vähenes nii „Ei“ kui ka „Ebaselge“ hinnangute osakaal. Eriti ilmnis see muutus alates 2010. aastast, kui nii „Ei“ kui ka „Ebaselge“ vastuste osakaal oli minimaalne. Kõige uuemates uuringutes oli „Jah“-vastuste osakaal kõrgeim, viidates valdavalt madalale nihke riskile hinnatud kriteeriumite lõikes. Selline jaotus viitab sellele, et ajas on uuringute meetodiline läbiviimine muutunud ühtlasemaks ning paremini raporteerituks, mille tulemusena on nihke risk uuemates uuringutes madalam.

Tabel 1. JBI kriitilise hindamise tööriista kriteeriumite vastuste jaotus uuringute avaldamise aastavahemike lõikes (%)

Uuringute avaldamise aastavahemik	Uuringute arv (n)	Jah (%)	Ei (%)	Ebaselge (%)
1981–1999	5	75,0	10,0	15,0
2000–2009	7	82,1	10,7	7,1
2010–2019	11	93,2	2,3	4,5
2020–2025	4	96,9	0,0	3,1

4.3. sEMG lävede võrdlus metaboolselt tuvastatud aeroobsete lävedega

Käesolevas alapeatükis analüüsiti uuringuid, milles sEMG abil määratud lävesid võrreldi metaboolsete aeroobsete lävedega. Kokku käsitles aeroobset läve 14 uuringut, millest 12 kasutas võrdlusmeetodina ainult ventilatoorseid parameetreid, üks uuring nii ventilatoorset kui laktaadipõhist (Lucía *et al.*, 1999) ja üks uuring ainult laktaadipõhist määramist (Chicharro *et al.*, 1999).

Tulemused näitasid, et sEMG lävede ja aeroobse läve vahel esines varieeruv seos. Uuringutes oli lävede vaheline korrelatsioon üldjuhul mõõdukas kuni tugev ($r = 0,66-0,98$), viidates sellele, et sEMG lävi võib olla seotud aeroobse lävega kaasnevate füsioloogiliste muutustega. Uuringute tulemused näitasid, et sEMG lävi ei langenud alati kokku aeroobse lävega ning esines varieeruvus selle osas, kas sEMG lävi tuvastati metaboolse aeroobse lävega sarnasel (Latasa *et al.*, 2019), sellest madalamal (Lucía *et al.*, 1999) või kõrgemal koormustasemel (Pereira *et al.*, 2013; Mello *et al.*, 2006). Bland-Altmani analüüsides esinesid laiad kooskõla piirid (Lucía *et al.*, 1999; Mello *et al.*, 2010; Pereira *et al.*, 2013; Latasa *et al.*, 2019). sEMG läve tuvastatavus oli kaasatud uuringutes üldiselt kõrge, kuid varieerus uuringute ja lihaste lõikes. Mitmes uuringus tuvastati sEMG lävi 90–100%-l uuritavatel (Chicharro *et al.*, 1999; Lucía *et al.*, 1999; Mello *et al.*, 2006 ja Pereria *et al.*, 2013). Esines uuringuid, kus sEMG läve tuvastatavus varieerus sõltuvalt lihastest vahemikus 50–100% (Glass *et al.*, 1998 ja Hug *et al.*, 2003b).

Kokkuvõtvalt võib öelda, et kuigi sEMG abil määratud läved näitavad aeroobse lävega üldiselt mõõdukat kuni tugevat seost, ei ole tulemused uuringute lõikes ühesuunalised. sEMG läve esinemine võrreldes metaboolse lävega varieerus, esinedes nii varasemal, sarnasel kui ka hilisemal koormustasemel. Lisaks viitavad Bland-Altmani analüüsid, et kuigi grupitasandil võib keskmine erinevus olla väike, võivad uuritavate lõikes tulemused kahe meetodi vahel erineda. Seetõttu võib sEMG olla sobiv meetod aeroobse lävega seotud muutuste hindamiseks grupitasandil, kuid individuaalse aeroobse läve täpseks määramiseks ei pruugi meetod olla piisavalt usaldusväärne.

4.4. sEMG lävede võrdlus metaboolselt tuvastatud anaeroobsete lävedega

Käesolevas alapeatükis analüüsiti uuringuid, milles sEMG lävesid võrreldi metaboolsete anaeroobsete lävedega. Kokku käsitles anaeroobset läve 20 uuringut, millest 12 kasutas võrdlusmeetodina ainult ventilatoorseid parameetreid, neli uuringut nii ventilatoorset kui laktaadipõhist ning neli uuringut ainult laktaadipõhist määramist (Lisa 4). Tulemused näitasid, et sEMG läve ja anaeroobse läve vahel esines varieeruv seos. Kõikides uuringutes, kus analüüsiti korrelatsiooni ($n = 18$), leiti mõõdukas kuni tugev korrelatsioon ($r = 0,67-0,99$) vähemalt ühe analüüsitud võrdluse puhul (nt Camata *et al.*, 2009 võrdlesid korrelatsioone lähtuvalt lihastest ja RMS akna pikkusest). Samas esines ka uuringuid, kus seos oli statistiliselt mitteoluline (Latasa *et al.*, 2017; Snarr *et al.*, 2019).

Lävede kooskõla hindamiseks kasutati Bland-Altmani analüüsi üheksas teadustöös. Võrreldes metaboolse anaeroobse lävega esines kolmes uuringus (Lucía *et al.*, 1999; Kang *et al.*, 2014; Snarr *et al.*, 2019) sEMG lävi hiljem ning kahes uuringus (Camata *et al.*, 2009; Latasa *et al.*, 2019) sEMG lävi varem. Kõikides uuringutes oli keskmine erinevus statistiliselt mitteoluline, seega grupitasandil sEMG lävi ja metaboolne anaeroobne lävi ei erinenud. Küll aga leiti Bland-Altmani analüüsides mõõdukad kuni laiad kooskõla piirid, seega võivad läved uuritavate vahel märkimisväärselt varieeruda (Lisa 4). sEMG läve tuvastatavus oli kajastatud 12 uuringus ning sellekohane info ei olnud kirjeldatud kaheksas uuringus, kuid tulemustes esitati läved kogu valimi kohta, mistõttu võib kaudselt eeldada, et läve tuvastamine oli võimalik kõikidel uuritavatel (Lisa 4). Seega esines uuringutes kõrge sEMG läve tuvastavus, olles 18 uuringu puhul vahemikus 90–100% (Lisa 4).

Kokkuvõtvalt näitavad uuringud, et sEMG lävi on anaeroobse lävega võrreldes üldiselt mõõdukas kuni tugevas seoses ning grupitasandil ei esine nende vahel statistiliselt olulisi erinevusi. Läve tuvastatavus on kõrge ulatudes kõikides uuringutes üle 90% vähemalt ühe lihase osas. Samas esineb enamikes anaeroobset läve käsitletud ning Bland-Altmani analüüsi teostanud uuringutes mõõdukad kuni laiad kooskõla piirid, mis viitab, et sEMG ja metaboolne lävi võivad uuritavate vahel märkimisväärselt varieeruda.

4.5. Metoodiliste tegurite mõju sEMG lävede valiidsusele

4.5.1. sEMG parameetrid

Elektromüograafilise läve määramiseks kasutati enim EMG amplituudipõhiseid näitajaid, eelkõige RMS-i ($n = 20$) ja iEMG-d ($n = 7$). Lisaks kasutati sageduspõhiseid näitajaid (MPF, MF, E_L , E_H , PFR, $FRQ_{70\%}$) viies teadustöös (Lisa 4) ning ühes uuringus kasutati täiendavalt ka maksimaalset lihaskiu juhtivuskiirust (Pereira *et al.*, 2013).

Sagedusparameetreid kasutanud uuringutes esines tugev korrelatsioon sEMG lävede ja metaboolsete lävede vahel ($r = 0,72–0,99$), kuid üheski uuringus ei teostatud lävede kooskõla analüüsi. Keskliste väärtuste osas ilmnisid osaliselt vastuolulised tulemused: kahes uuringus paiknesid läved grupitasandil sarnasel intensiivsusel (Camic *et al.*, 2010; Boone *et al.*, 2016), kuid ühes uuringus esines sEMG lävi metaboolsest lävest statistiliselt oluliselt kõrgemal hapnikutarbimise tasemel (Nagata *et al.*, 1981). sEMG läve tuvastatavus oli sagedusparameetreid kasutanud uuringutes vahemikus 85–100%, kahel juhul ei kirjeldatud läve tuvastatavust, kuid sEMG läve väärtused esitati kogu valimil, mistõttu võib kaudselt eeldada, et tuvastatavus oli 100% (Lisa 4).

iEMG uuringutes esines mõõdukas kuni tugev korrelatsioon ($r = 0,68–0,99$) sEMG lävede ja metaboolsete lävede vahel, madalaim korrelatsioon ($r = 0,58$) esines Jürimäe *et al.* (2007) uuringus *m. gastrocnemius lateralis*'e sEMG läve osas. Jürimäe *et al.* (2007) oli ainus iEMG-d kasutanud uuring, kus hinnati sEMG lävede ja VT2 vahelist kooskõla Bland-Altmani analüüsiga, kooskõla piirid

laiad, viidates, et uuritavate lõikes võib erinevus olla märkimisväärne. sEMG läve tuvastatavus oli iEMG uuringutes vahemikus 80–100%.

RMS parameetrit kasutanud uuringutes esines mõõdukas kuni tugev korrelatsioon ($r = 0,55–0,99$). Samas esines uuringuid, kus lävedevaheline korrelatsioon oli nõrk ($r < 0,4$) (Snarr *et al.*, 2019; Camic *et al.*, 2010) või statistiliselt mitteoluline (Latasa *et al.*, 2017; Kawamura *et al.*, 2022). RMS uuringutest 50% ($n = 10$) uurisid lävede kooskõla Bland-Altmani analüüsiga. Enamikus uuringutes ei esinenud sEMG ja metaboolsete lävede vahel statistiliselt olulist keskmist erinevust, viidate, et grupitasandil paiknevad läved sarnasel intensiivsusel (Lisa 4). Bland-Altmani analüüsid näitasid enamikes RMS parameetri uuringutes arvestatavat individuaalset varieeruvust. Kõikides uuringutes olid kooskõla piirid mõõdukad kuni laiad (Lisa 4). Läve tuvastatavus oli RMS parameetri uuringutes kõrge, vahemikus 75–100%, va Lucía *et al.* (1999), kus *m. gastrocnemius lateralis*'elt oli tuvastatavus madalam (50%). Kokkuvõtvalt võib öelda, et nii sagedus- kui ka amplituudipõhiste parameetrite kasutamine sEMG läve määramiseks annavad mõõduka kuni tugeva seose, väikese keskmise erinevuse grupitasandil ja üldjuhul ka kõrge sEMG läve tuvastatavuse. Bland-Altmani analüüside põhjal piirab sEMG kasutamist metaboolse läve otsese asendajana asjaolu, et kahe meetodi erinevus võib uuritavate vahel märkimisväärselt varieeruda sõltumata kasutatud sEMG parameetrist.

4.5.2. sEMG läve määramise meetod

Elektromüograafilise läve määramise meetodid jagunesid visuaalseks murdepunkti tuvastamiseks ja erinevate matemaatiliste mudelite põhisteks meetoditeks. Kokku kasutas visuaalset murdepunkti tuvastamist 10 uuringut, millest üheksa olid avaldatud aastatel 1981–2010. Matemaatilist mudelit kasutati 17 uuringus. sEMG läve määramise meetodite info uuringute lõikes on toodud Lisas 4.

Visuaalset murdepunkti tuvastamist kasutanud uuringutes oli neljas uuringus kaks hindajat, kuues uuringus puudus informatsioon hindajate arvu kohta. Visuaalset murdepunkti tuvastamist kasutanud uuringutes esines mõõdukas kuni tugev korrelatsioon lävede vahel ($r = 0,68–0,99$). Kahes uuringus (Jürimäe *et al.*, 2007; Camata *et al.*, 2010) kasutati lävedevahelise kooskõla hindamiseks Bland-Altmani analüüsi, millega tuvastati mõlemal juhul laiad kooskõla piirid. sEMG läve tuvastatavus oli nendes uuringutes vahemikus 85–100% vähemalt ühe lihase puhul.

Mudelipõhised meetodid kasutasid erinevat metoodikat murdepunktide tuvastamiseks. Kahes uuringus (Lucía *et al.*, 1999; Latasa *et al.*, 2019) kasutati mitmelõigulist segmenteeritud regressiooni ning meetodi täpsust suurendas minimaalse jääkruutude summa (ingl k *Residual Sum of Squares*, RSS) alusel sobivaima mudeli valimine. Kõige enam kasutati murdepunkti tuvastamiseks kahe sirge regressiooni ($n = 9$), nendest viis uuringut kasutasid samuti minimaalse jääkruutude summaga mudelit. sEMG ja metaboolse läve vaheline seos oli mõõdukas kuni tugev ($r = 0,64–0,99$). Candotti

et al. (2008), *Latasa et al.* (2019) ning *Tilp et al.* (2025) leidsid, et sEMG lävi esines sarnasel intensiivsusel metaboolse lävega, kuid leidus uuringuid, kus sEMG lävi tuvastati metaboolsest lävest suuremal koormusel (*Lucía et al.*, 1999; *Mello et al.*, 2006; *Pereira et al.*, 2013). Enamikus uuringutes oli keskmine erinevus grupitasandil väike, kuid Bland-Altmani analüüsi kooskõla piirid olid laiad. Kahe sirge regressiooni või mitmelõigulist segmenteeritud regressiooni kasutanud uuringute läve tuvastatavus oli vahemikus 75–100%.

Kokkuvõtvalt varieerusid elektromüograafilise läve määramise meetodid uuringute lõikes märkimisväärselt. Visuaalset murdepunkti tuvastamist kasutati peamiselt varasemates uuringutes, samas kui hilisemates uuringutes rakendati sagedamini mudelipõhiseid meetodeid. Sõltumata kasutatud meetodist esines enamikus uuringutes sEMG ja metaboolse läve vahel mõõdukas kuni tugev seos ning kuigi keskmised erinevused olid üldjuhul väikesed, esines siiski mitmetes uuringutes sEMG lävi nii sarnasel, varasemal kui ka hilisemal koormustasemel võrreldes metaboolse lävega. Lävede kooskõla hinnati piiratud hulgal uuringutes ning enamasti esinesid laiad kooskõla piirid.

4.5.3. sEMG signaali registreerimiseks kasutatud lihased

Kõik uuringud registreerisid sEMG signaali lokomotoorsetelt lihastelt, kuid üksikutes uuringutes lisaks ka mittelokomotoorsetelt lihastelt (*Airaksinen et al.*, 1992; *Kawamura et al.*, 2022; *Tilp et al.*, 2025). sEMG signaali registreeriti kõige sagedamini *m. vastus lateralis*'elt, mida kasutati kõigis 27 uuringus. Harvem registreeriti sEMG signaali *m. rectus femoris*'elt ($n = 9$) ja *m. vastus medialis*'elt ($n = 5$). Uuringute lõikes kasutatud lihased on toodud Lisas 4.

Kõige sagedamini registreeriti sEMG signaali alajäseme lihastelt, mis teostavad põlveliigese sirutust (*m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. rectus femoris*). sEMG läve tuvastatavus oli nende lihaste puhul enamikes uuringutes vahemikus 80–100%. Madalaim tuvastatavus (50%) saadi *Glass et al.* (1998) uuringus *m. vastus lateralis*'e puhul, selles uuringus otsiti seost esimese sEMG läve ja aeroobse metaboolse läve vahel ($r = 0,68$). *Hug et al.* (2003b) leidsid samuti, et esimese sEMG läve tuvastatavus oli samade lihaste lõikes kas madalam (7–25% võrra) või võrdne võrreldes teise sEMG lävega. Üldjuhul esines uuringutes reie eesmise grupi lihaste sEMG läve ja metaboolse läve vahel mõõdukas kuni tugev korrelatsioon ($r = 0,64–0,99$). Keskmiselt ei erinenud sEMG lävi ja metaboolne lävi statistiliselt olulisel määral. Bland-Altmani analüüsi teostati reie eesmisi lihaseid käsitletud uuringutest 11 uuringus ning üldjuhul esinesid mõõdukad kuni laiad kooskõla piirid.

Märgatavalt vähem analüüsiti reie posterioorse lihasgrupi ja säärelihaste sEMG lävesid. Nendes uuringutes ilmnes erinevusi nii lävede tuvastatavuses kui ka nende kooskõlas metaboolsete lävedega. Reie tagumise grupi lihastest leiti statistiliselt oluline seos sEMG lävede ja ventilatoorsete lävede vahel, korrelatsioon oli vahemikus $r = 0,69–0,82$. Lävede tuvastatavus oli kõrge, 89–100%. Kahes uuringus (*Jürimäe et al.*, 2007; *Latasa et al.*, 2019) uuriti lävede kooskõla Bland-Altmani

analüüsiga ning leiti, et keskmine erinevus oli väike ja vähemalt 90% väärtustest paiknes kooskõla piiride sees. Samas olid mõlemas uuringus kooskõla piirid mõõdukad kuni laiad ning Latasa *et al.* (2019) uuringus oli *m. biceps femoris* uuritavate vaheline individuaalne varieeruvus märkimisväärne, eriti esimese sEMG läve puhul. *M. gastrocnemius*'e puhul viitavad tulemused mõõdukale ja varieeruvale seosele sEMG läve ja metaboolsete lävede vahel: kuigi osades uuringutes paiknesid sEMG ja metaboolne lävi grupitasandil sarnasel koormusel, olid korrelatsioonid kohati madalamad ($r = 0,58-0,96$), läve tuvastatavus varieeruv (50–80%) ning üksikutes uuringutes puudus ka statistiliselt oluline seos ventilatoorse lävega (Airaksinen *et al.*, 1992; Hug *et al.*, 2003b; Jürimäe *et al.*, 2007; Kawamura *et al.*, 2022). Mittelokomotoorsete lihaste puhul oli sEMG lävi enamasti tuvastatav (81–100%), kuid selle seos metaboolsete lävedega oli nõrgem ja varieeruvam, kui lokomotoorsetel lihastel. Korrelatsioonid metaboolsete lävedega olid madalamad või puudusid ning kooskõla piirid olid laiad, viidates, et otseselt lokomotoorsetelt lihastelt registreeritud sEMG läved on metaboolsete lävede hindamisel tõenäoliselt informatiivsemad kui mittelokomotoorsetelt lihastelt registreeritud läved (Airaksinen *et al.*, 1992; Kawamura *et al.*, 2022; Tilp *et al.*, 2025).

Kokkuvõtvalt võib öelda, et kõige tugevam seos sEMG läve ja metaboolse läve vahel esineb reie eesmise grupi lihaste vahel ning üldjuhul on teise sEMG läve tuvastatavus ja seos metaboolse lävega nendes lihastes selgemalt väljendunud kui esimese sEMG läve puhul. Vähemuuritud lihastest on *m. biceps femoris*'e kasutamisel samuti leitud mõõdukas kuni tugev seos ja kõrge tuvastatavus, kuid vähene uuritavate arv piirab tugevate üldistuste tegemist selle lihase kohta.

4.5.4. Astmelise koormustesti protokoll

Kõikides uuringutes rakendati lävede tuvastamiseks astmelist koormustesti veloergomeetril. Tilp *et al.* (2022) kasutasid ühe jalaga veloergomeetrit, kuid test sooritati ühe jalaga. Test sooritati uuringutes maksimaalse suutlikkuseni või kuni uuritav ei suutnud hoida ettenähtud kadentsi. Tyka *et al.* (2009) ei raporteerinud testi lõpetamise kriteeriume. Enamikes uuringutes ($n = 18$) raporteeriti enne koormustesti algust soojendus veloergomeetril kestusega 1–5 minutit ning võimsusega 0–100 W. Soojenduse raporteerinud uuringutest 12 olid avaldatud viimase 15 aasta jooksul. Vanemates uuringutes puudus sagedamini info soojendusprotokolli kohta. Astmelise koormustesti protokollide info uuringute lõikes on toodud Lisas 3.

Uuringutes varieerus koormustesti astme kestus ning iga astme koormuse tõus (W). Kõige sagedasemad olid 1-minutilise kestusega astmed ($n = 19$) ning nendes uuringutes suurendati koormust 10–40 W astme kohta. Uuringutes tuvastati mõõdukas kuni tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolse läve vahel ($r = 0,58-0,99$) ning üldjuhul esines sEMG lävi grupitasandil sarnasel koormusel metaboolse lävega. Lävede kooskõla analüüsiti kaheksas uuringus ning kõigis esinesid mõõdukad kuni laiad kooskõla piirid (Lisa 4). sEMG läve tuvastatavus oli 75–100% vähemalt ühe lihase osas.

3 uuringut kasutasid 2-minutilisi astmeid koormuse tõusuga 30–45 W astme kohta ning Airaksinen *et al.* (1992) rakendas esimesel astmel 3-minutilist kestust ning järgnevatel 2 min (koormuse tõus 30 W). Kaheminutiliste astmetega protokollides olid sEMG lävede ja metaboolsete lävede kooskõla tulemused varieeruvad. Mitmes uuringus esines mõõdukas kuni tugev korrelatsioon ($r = 0,68–0,96$), kuid ühes uuringus ei olnud seos statistiliselt oluline (Camic *et al.*, 2010). Keskmiselt ei erinenud sEMG lävi metaboolsest lävest. 2-minutilise protokolliga uuringutes ei teostatud kooskõla analüüsi ning sEMG läve tuvastatavus oli 100%, kahel juhul on see tulemus tuletatud, kuna sEMG läved raporteeriti kogu valimil, kuid uurijad ei raporteerinud tuvastatavust eraldi. Kolmeminutilist astet kasutasid 4 uuringut, koormuse tõus oli vahemikus 25–40 W ning kõikides uuriti sEMG läve seost anaeroobse lävega. Nendes protokollides esines sEMG ja anaeroobse läve vahel üldiselt kõrge korrelatsioon ($r = 0,83–0,97$) ning keskmise erinevuse osas ei leitud olulisi erinevusi. Bland-Altmani analüüsi kasutanud uuringutes ($n = 3$), paiknes enamik väärtuseid kooskõla piiride sees, kuid kooskõla piirid olid mõõdukad kuni laiad. Kolmeminutilise protokolliga uuringutes oli sEMG läve tuvastatavus 91–100%.

Uuringute põhjal ei saa tuvastada ühegi koormustesti astme kestuse selget eelist. 3-minutiliste astmetega protokollides ilmnisid küll tugevamad seosed ja kõrgeim sEMG läve tuvastatavus, kuid uuringute arv oli väike. 1- ja 2-minutiliste astmetega protokollides esines samuti mõõdukaid kuni tugevaid seoseid, 2-minutiliste astmete korral oli tuvastatavus kõrgeim, samas kui 1-minutiliste astmete madalamat tuvastatavust võis mõjutada nende uuringute suurem osakaal kaasatud töödes.

4.5.5. Uuritavate treenitus

Uuringutes analüüsiti erineva treenituse tasemega täiskasvanuid (Tabel 2). Ligikaudu 50% kõikidest uuritavatest ($n = 536$) olid rekreatiivselt treenitud, 17% tippportlased ja 14% amatöörportlased. Treenimata inimesed moodustasid samuti umbes 14% uuritavate koguarvust ning umbes 5% uuritavate treenituse taseme kohta informatsioon puudus. Kolmes uuringus olid esindatud uuritavad mitmest treenituse taseme grupist: Lucía *et al.* (1999) uurisid tipp- ja amatöörportlaseid, Hug *et al.* (2003a) amatöörportlaseid ja treenimata inimesi ning Jürimäe *et al.* (2007) tippportlaseid ja treenimata inimesi. Spordialade informatsioon oli raporteeritud peamiselt tipp- ja amatöörportlaseid käsitletud uuringutes ning valdavalt oli tegemist vastupidavusalade esindajatega (maanteeratturid, triatleedid).

Tippportlastel tuvastati *m. vastus lateralis*'elt esimene sEMG lävi 75–100%-l uuritavatest ning teine sEMG lävi 98–100%-l uuritavatest. Teise sEMG läve seos metaboolse lävega oli mõnevõrra tugevam kui esimese läve puhul: korrelatsioonid jäid vastavalt vahemikku $r = 0,73–0,96$ ja $r = 0,66–0,88$. Esimese sEMG läve paiknemine metaboolse läve suhtes oli uuringute lõikes varieeruv, esinedes nii metaboolsest lävest varem (Hug *et al.*, 2003b) kui ka hiljem (Latasa *et al.*,

2019), samas kui teine sEMG lävi oli enamasti sarnasel koormustasemel. Lävdevahelist kooskõla uuriti kolmes uuringus ning leiti, et üle 90% väärtustest paiknes kooskõla piirides, kuid kooskõla piirid olid mõõdukad kuni laiad. Amatöörspordlastel oli samuti sEMG läve tuvastatavus üldjuhul kõrge (90–100%). Lävete vahel tuvastati mõõdukas kuni tugev korrelatsioon ($r = 0,68–0,98$), grupid tasandil ei erinenud sEMG läved metaboolsetest lävedest ning sEMG lävi ja metaboolne lävi esinesid sarnasel koormustasemel. Bland-Altmani analüüs teostati kolmes uuringus, nendest ühes ei tehtud eraldi analüüsi amatöörspordlaste grupi kohta. Ülejäänud kahes uuringus olid kooskõla piirid mõõdukad kuni laiad.

Tabel 2. Uuringutes esindatud treenituse tasemed ja nende jaotus

Treenituse tase	Uuringute arv (n)	Uuritavate koguarv (n)
Tippsportlased	5	90
Amatöörspordlased	7	73
Rekreatiivselt treenitud	12	272
Treenimata	4	76
Treenituse taseme info puudub	2	25

Rekreatiivselt treenitud uuritavate treeningtaust oli uuringutes ebaühtlaselt kirjeldatud. Osades töodes piirduiti üldise kirjeldusega treenituse või regulaarse kehalise aktiivsuse kohta, samas kui teistes esitati ka täpsem info treeningmahu kohta (Lisa 3). sEMG läve tuvastatavus oli vahemikus 91–100% ning üldjuhul ei erinenud sEMG lävi keskmiselt metaboolsest lävest. Lävete vaheline korrelatsioon oli enamikes uuringutes tugev ($r = 0,75–0,99$), kuid esines ka uuringuid, kus tuvastatud korrelatsioon oli nõrk (Snarr *et al.*, 2019). 50%-l uuringutest oli teostatud lävete kooskõla analüüsi ning kõikides uuringutes esinesid mõõdukad kuni laiad kooskõla piirid.

Treenimata uuritavaid analüüsiti kahes uuringus (Camic *et al.*, 2010; Kawamura *et al.*, 2022) ning kahes uuringus olid treenimata inimesed osa koguvalimist, kuid tulemusi ei eristatud treenituse taseme alusel (Hug *et al.*, 2003a; Jürimäe *et al.*, 2007). Lävete tuvastatavus varieerus vahemikus 80–98%, lävete vaheline korrelatsioon oli mõõdukas kuni tugev ($r = 0,58–0,99$) ning korrelatsiooni varieeruvus sõltus lihast. Seetõttu viitavad olemasolevad tulemused küll mõõdukale kuni tugevale seosele sEMG ja metaboolsete lävete vahel, kuid treenituse taseme alusel eristamata tulemuste tõttu ei saa treenimata inimeste kohta teha kindlaid järeldusi. Uuritavate treenituse taseme osas võib kokkuvõtlikult öelda, et kõrgema treenituse tasemega inimestel näib olevat mõõdukas kuni tugev seos sEMG ja metaboolsete lävete vahel. Lisas esineb kõrgema treenituse korral ka kõrgem tuvastatavus, eriti väljendunud on see teise sEMG läve korral. Rekreatiivselt treenitudel esines samuti kõrge tuvastatavus ja seos lävete vahel, kuid kuna selles grupis esines kõige suurem varieeruvus treenituse kirjelduse osas, siis tuleb selle grupi tulemusi tõlgendada ettevaatlikult.

5. ARUTELU

Pindmist elektromüograafiat on aastakümneid uuritud kui potentsiaalset mitteinvasiivset meetodit tuvastamaks aeroobset ja anaeroobset läve koormustestidel. Senised uuringud on meetodiliselt väga heterogeensed. sEMG läve määramine erineb uuringute lõikes nii sEMG parameetrite, läve tuvastamise meetodite, sEMG signaali mõõtmiseks kasutatud lihaste, koormustesti protokollide kui ka uuritavate treenituse taseme lõikes (Ertl *et al.*, 2016). Metoodika varieeruvus raskendab tulemuste omavahelist võrreldavust ning on tõenäoliselt üks peamisi põhjuseid, miks puudub selge konsensus sEMG valiidsuse osas tuvastamaks aeroobset ja anaeroobset läve.

Käesolev magistr töö analüüsib pindmise elektromüograafia kasutamist aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamisel astmelisel koormustestil veloergomeetril tervetel täiskasvanutel. Ertl *et al.* (2016) varasemas süstemaatilises ülevaateartiklis on keskendunud peamiselt elektromüograafiliste lävede tuvastamise metoodikale, kuid sEMG meetodi valiidsust metaboolsete lävede suhtes ei ole siiani süstemaatiliselt hinnatud. Ertl *et al.* (2016) ülevaateuuring käsitles artikleid, mis olid avaldatud aastatel 1985–2015, käesolevas magistr töös analüüsiti lisaks ka viimase kümne aasta jooksul avaldatud uuringuid (avaldamise aastad 1980–2025). Kuigi ülevaateuuringutes soovitatakse sageli keskenduda viimase 10–15 aasta jooksul avaldatud uuringutele, ei rakendatud käesolevas töös ranget ajapiirangut, sest elektromüograafiliste lävede uurimine on pikaajalise arenguga valdkond ning varasemad uuringud annavad olulist teavet meetodi valiidsuse kohta. Lisaks on teadaolevalt tegemist esimese ülevaateartikliga, mis keskendub selle meetodi valiidsusele ning seetõttu peeti oluliseks kaasata ka varasemad uuringud, kuid samas pöörati tulemuste tõlgendamisel tähelepanu uuematele ja väiksema nihke riskiga uuringutele.

Magistr töös keskenduti sEMG meetodi valiidsusele, mida käesoleva töö kontekstis analüüsiti tuginedes sEMG lävede korrelatsioonile ja keskmisele erinevusele võrreldes metaboolsete lävedega, lävedevahelisele kokkulangevusele Bland-Altmani analüüsi alusel ning uuritavate osakaalule, kellele suudeti sEMG lävi tuvastada. Lävede kokkulangevuse hindamisel tõlgendati Bland-Altmani analüüsi tulemusi nii nihke kui kokkulangevuse piiride põhjal, arvestades nende kliinilist ja praktilist tähendust. Magistr töö tulemused võivad huvi pakkuda sporditeadlastele, treeneritele ning tervishoiuvaldkonna spetsialistidele (füsioterapeudid, arstid), kes otsivad mitteinvasiivseid viise lävede hindamiseks. Lisaks on tulemused asjakohased ka sporditehnoloogia arendajatele, kuna sEMG lävede rakendamine eeldab usaldusväärseid ja standardiseeritud meetodeid.

Käesoleva töö tulemused viitavad, et sEMG läved on nii aeroobse kui ka anaeroobse lävega üldiselt seotud, kuid nende kokkulangevus metaboolsete lävedega on varieeruv. sEMG ja metaboolsete lävede vaheline seos oli sageli mõõdukas kuni tugev, seda leidsid näiteks Snarr *et al.* (2021), Caen *et al.* (2022) ja Tilp *et al.* (2025). Samas ei tähendanud mõõdukas kuni tugev

korrelatsioon tingimata lävede kokkulangevust üksiku uuritava lõikes, mida peegeldasid Bland-Altmani analüüsid esinenud laiad kooskõla piirid (Snarr *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2021; Tilp *et al.*, 2025). Lisaks ilmnes uuringute lõikes sEMG lävi metaboolse lävega võrreldes nii varasemal (Lucía *et al.*, 1999), sarnasel (Latasa *et al.*, 2019) kui ka hilisemal (Mello *et al.*, 2013; Pereira *et al.*, 2013) koormustasemel. Käesoleva töö tulemused on kooskõlas varasema süstemaatilise ülevaateartikliga, kus samuti tuvastati enamasti mõõdukad kuni kõrged korrelatsioonid sEMG lävede ja metaboolsete lävede vahel, küll aga ei analüüsitud täpsemalt lävede vahelist kooskõla individuaalselt uuritavate lõikes (Ertl *et al.*, 2016). Magistritöö tulemused täpsustavad seega varasemat teadmist, viidates, et korrelatsioonile tuginev seos ei pruugi olla praktikas piisav sEMG läve kasutamiseks metaboolse läve individuaalse asendajana.

Esimese sEMG läve seos aeroobse lävega oli käesoleva töö tulemusel varieeruvam võrreldes teise sEMG läve seosega anaeroobse lävega. Esimese sEMG läve korrelatsioon aeroobse lävega oli enamasti madalam, kui teise sEMG läve ja anaeroobse läve vaheline korrelatsioon (Lucía *et al.*, 1999; Camic *et al.*, 2010; Latasa *et al.*, 2019). Lisaks oli esimene sEMG lävi metaboolse lävega võrreldes mõnes uuringus varasemal koormustasemel (Hug *et al.*, 2003b), kuid teistes uuringutes hilisemal koormustasemel võrreldes metaboolse lävega (Pereira *et al.*, 2013; Latasa *et al.*, 2017). Hug *et al.* (2003b) selgitasid esimese sEMG läve varasemat tuvastamist võrreldes ventilatoorse lävega sellega, et sEMG peegeldab lokaalse lihase tööd, kuid ventilatoorne lävi kajastub kõigi töös osalevate lihaste metaboolset mõju ning seega võivad mõnes lihases tekkida neuromuskulaarse väsimuse tunnused enne, kui need on avaldunud kogu organismi tasandil.

Esimese sEMG läve varieeruvus võib olla osaliselt selgitatav asjaoluga, et madalama intensiivsuse juures on sEMG amplituudi muutused väiksemad võrreldes kõrgemal intensiivsusel esineva teise sEMG lävega. Uuringutes on kirjeldatud, et esimene mittelineaarne tõus sEMG signaalis võib peegeldada täiendavate mootorsete ühikute kaasamist vastusena lihasesisestele metaboolsetele muutustele. Need muutused võivad vähendada juba aktiveeritud lihaskiudude jõu genereerimise võimet, mistõttu on sama koormuse säilitamiseks vajalik täiendavate mootorsete ühikute rekruteerimine (Bearden & Moffatt, 2001). Teine mittelineaarne tõus sEMG signaalis võib olla seotud II tüüpi ehk kiiremate mootorsete ühikute suurema kaasamisega kõrgematel intensiivsustel. Seda on selgitatud olukorraga, kus oksüdatiivne ATP tootmine ei ole enam piisav ning energiavajaduse katmiseks suureneb anaeroobse glükolüüsi osakaal, mistõttu kaasatakse rohkem glükolüütilisi II tüüpi lihaskiude (Lucía *et al.*, 1999; Mäestu *et al.*, 2006; Jürimäe *et al.*, 2007). Väsimuse suurenedes toimub lisaks uute mootorsete ühikute kaasamisele ka aktiivsete mootorsete ühikute impulseerimissageduse tõus. Nii täiendavate mootorsete ühikute rekruteerimine kui olemasolevate mootorsete ühikute impulseerimissageduse tõus väljenduvad sEMG amplituudi suurenemises (Contessa *et al.*, 2016). Kuna kõrgemal intensiivsusel esineva teise sEMG läve juures on EMG amplituudi muutused seetõttu

selgemalt väljendunud, siis see võib käesoleva töö autori hinnangul põhjustada ka teise sEMG läve täpsemat tuvastatavust. Madalamatel intensiivsustel on kaasatud motoorsete ühikute arv ja impulseerimissagedus madalamad ning Staudenmann *et al.* (2010) on kirjeldanud, et sellises olukorras võib müra osakaal sEMG signaalis olla suhteliselt suur, mis võib samuti mõjutada sEMG amplituudi täpsust. Lisaks võivad varem rekruteeritavad väiksemad motoorsed ühikud paikneda sügavamal lihases, mistõttu nende signaalid võivad olla naha pinnalt registreeritavas sEMG signaalis vähem esindatud (Staudenmann *et al.*, 2010). Seega võib esimese sEMG läve seose varieeruvus metaboolse lävega olla seotud sellega, et madalamatel intensiivsustel on sEMG amplituudi muutus väiksem ja raskemini eristatav, müra osakaal sEMG signaalis on suurem ning aktiveeruvad väiksemad ja sügavamal paiknevad motoorsed ühikud.

Ertl *et al.* (2016) töid esile, et enim kasutatud ja tõenäoliselt kõige kõrgemaid tulemusi sEMG lävede tuvastamisel annavad parameetrid RMS ja iEMG. Käesolevasse töösse kaasatud viimase 10 aasta jooksul avaldatud uuringutes oli samuti peamiseks kasutatud parameetrik RMS. Seevastu vaid kahes uuringus kasutati iEMG-d ning ühes neist lisaks iEMG-le ka sagedusparameetrit MPF (Boone *et al.*, 2016; Caen *et al.*, 2022). Seega näitavad käesoleva töö tulemused, et kuigi amplituudipõhised parameetrid on jätkuvalt domineerivad, on viimase kümnendi uuringutes kasutatud valdavalt vaid RMS-i. SENIAM standardite järgi kirjeldatakse, et amplituudipõhised parameetrid on enimkasutatud, kuid võimalustena nimetatakse ka sageduspõhist spektraalanalüüsi ja lihaskiu juhtivuskiirust (Stegeman & Hermens, 2007). Seega sEMG olemasolevate standardite alusel on lubatud kasutada nii amplituudi- kui sagedusparameetreid, kuid kirjanduses seni enimkasutatavaks võib pidada amplituudipõhiseid parameetreid.

Kuigi amplituudipõhiseid parameetreid kasutati nii varasemas kirjanduses (Ertl *et al.*, 2016) kui ka käesolevasse töösse kaasatud uuringutes kõige sagedamini, ei võimalda magistr töö tulemused järeldada, et need tagaksid metaboolsete lävedega parema kooskõla, kui sageduspõhised parameetrid. Sagedusparameetreid kasutanud uuringute arv ($n = 5$) oli koguvalimit ($n = 27$) arvestades väike ning nendes uuringutes ei teostatud kooskõla analüüsi, mistõttu ei ole piisavalt andmeid, et võrrelda sagedus- ja amplituudipõhiseid parameetreid sEMG lävede valiidsuse kontekstis usaldusväärselt. RMS-i kasutanud uuringutes oli küll kooskõla analüüs sagedamini teostatud (vt Lisa 4), kuid üldjuhul tuvastatud laiad kooskõla piirid viitavad, et uuritavate lõikes võivad tulemused märkimisväärselt varieeruda. Seetõttu ei saa ka enimkasutatud RMS parameetri põhjal määratud sEMG lävede kokkulangevust metaboolsete lävedega pidada üksikisiku tasemel usaldusväärseks.

Teine sEMG meetodika aspekt, mida käesolevas magistr töös analüüsiti on sEMG läve tuvastamise meetod. Varasemates uuringutes kasutati sagedamini visuaalset murdepunkti tuvastamist (Lisa 4), mille puhul võib tulemus sõltuda hindaja eelnevast kogemusest ja subjektiivsest otsusest. Meetodilist ebaselgust suurendas asjaolu, et mitmes uuringus puudus info hindajate arvu kohta.

Ebatäpsus kajastus osaliselt ka käesoleva töö artiklite nihke riski hindamisel, kus vanemates uuringutes esines sagedamini ebaselgeid hinnanguid sisemise valiidsuse küsimustes (Lisa 5). Kuigi visuaalset hindamist kasutanud uuringutes esines mõõdukas kuni tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolsete lävede vahel, hinnati visuaalse murdepunkti tuvastamise uuringutes lävede kooskõla vaid kahes artiklis (Jürimäe *et al.*, 2007; Camata *et al.*, 2009). Vähene uuringute arv ei võimalda usaldusväärselt hinnata, kas ja kui täpselt langeb graafikult visuaalselt määratud sEMG lävi metaboolse lävega kokku uuritavate lõikes.

Hilisemates uuringutes kasutati sagedamini mudelipõhiseid meetodeid, mis vähendasid visuaalse hindamise subjektiivsust, kuid ei lahendanud täielikult standardiseerituse probleemi. Mudelipõhistes uuringutes kasutati erinevaid lähenemisi, näiteks kahe sirge regressiooni (Tilp *et al.*, 2025), mitmelõigulist segmenteeritud regressiooni (Latasa *et al.*, 2019), deVries meetodit (Latasa *et al.*, 2017) ja D-max meetodit (Snarr *et al.*, 2021). Ertl *et al.* (2016) kasutasid uuringute kvaliteedi hindamisel ühe mõõdikuna sEMG läve tuvastamise kirjelduse olemasolu, kuid ei hinnanud sEMG läve tuvastamise meetodit täpsemalt. Käesolevas magistritöös käsitleti JBI tööriista neljandat küsimust sEMG lävede määramise valiidsuse ja usaldusväärsuse kontekstis ning väiksema nihke riskiga hinnati uuringuid, kus läve tuvastamine oli selgemalt kirjeldatud ja tugines korratavamale matemaatilisele lähenemisele. Magistritöö tulemuste põhjal ei ole võimalik eelistada selgelt ühte läve tuvastamise meetodit. Nii visuaalse kui matemaatilise murdepunkti tuvastamise korral leiti uuringutes üldjuhul kõrge lävede vaheline seos, kuid uuritavate lõikes oli varieeruvus lai ning sEMG lävi ei langenud üheselt kokku metaboolse lävega (Lisa 4).

Täpsemat lävede vahelist kooskõla tagava EMG parameetri ja murdepunkti tuvastamise meetodi üheselt määratlemist raskendavad mitmed tegurid. Esiteks, sEMG signaali kvaliteet sõltub juba salvestamise etapist, sealhulgas kasutatud elektroodidest, nende suurusest, kujust ja materjalist, elektroodide vahelisest kaugusest, asetusest lihasel ning naha ettevalmistusest, näiteks puhastamisest, karvade eemaldamisest ja naha abraseerimisest („*Standards for Reporting EMG Data*“, 2018). Teiseks, sEMG töötlemata signaal läbib enne parameetri arvutamist mitu eeltöötlusetappi, mis võivad lõpptulemust mõjutada. Pärast signaali registreerimist kasutatakse võimendamist ja filtreerimist ning mõlema etapi juures on võimalik kasutada erinevaid meetodeid, näiteks filtreerimisel võivad kasutusel olla nii madal- kui ka kõrgpääsfiltrid (ingl k *low-pass filter*, *high-pass filter*) ning erinevad lõikesagedused (Stegeman & Hermens, 2007). Liiga kitsas filtreerimine võib seega eemaldada osa analüüsi seisukohalt olulisest signaalist juba enne sEMG parameetri arvutamist. Eeltöötluse järgmises etapis võib toimuda signaali silumine, mille käigus saab rakendada erineva ajakonstandiga filtreid (Stegeman & Hermens, 2007). Kolmandaks, sEMG parameetri arvutamisel on samuti võimalik kasutada erinevaid andmetöötlusmeetodeid, näiteks RMS väärtuste arvutamisel on võimalik valida erinevaid ajaintervalle, mis omakorda mõjutavad saadud RMS-kõvera kuju ja sellest tulenevalt ka

murdepunkti tuvastamist kõveralt (Camata *et al.*, 2009). Neljandaks, sEMG signaalitöötluse etapid on välja töötatud statsionaarsuse eeldusel ning need ei pruugi dünaamilises kontekstis, näiteks astmelise koormustesti ajal, samal viisil kehtida ning lisaks on dünaamilistes tingimustes suurem risk liikumisartefaktide tekkeks (Stegeman & Hermens, 2007).

Seega tuleb sEMG läve mõõtmisel ja tõlgendamisel arvestada, et sEMG lävi ei ole üheselt defineeritud mõõdetav füsioloogiline sündmus, vaid matemaatiliselt tuvastatav muutus töödeldud sEMG signaalis (Stegeman & Hermens, 2007). sEMG signaali kvaliteeti ja hilisemat tõlgendust mõjutavad mitmed andmete salvestamise ja eeltöötlemisega seotud valikud. sEMG parameeter ja läve määramise meetod näivad olevat olulised tegurid, mis mõjutavad sEMG lävede tõlgendamist ja potentsiaalset kooskõla metaboolsete lävega, kuid nende mõju ei ole võimalik käesoleva töö tulemuste põhjal eristada sEMG signaali mõõtmis- ja eeltöötlusprotseduuride mõjust.

Koormustesti protokoll on üks meetodilistest aspektidest, mis võib potentsiaalselt mõjutada sEMG läve tuvastatavust ja kooskõla metaboolsete lävedega. Käesoleva magistr töö põhjal ei ole võimalik üheselt määratleda sobivaimat astmelise koormustesti protokollit. Nii 1-minutiliste, 2-minutiliste kui ka 3-minutiliste astmetega uuringutes esines üldiselt mõõdukas kuni tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolsete lävede vahel ning grupitasandil olid keskmised erinevused väikesed (Lisa 3 ja Lisa 4). Samas oli 1-minutiliste astmetega uuringuid oluliselt rohkem ($n = 19$), kui 2- või 3-minutiliste astmetega uuringuid (mõlemal juhul $n = 4$), mistõttu on erineva astme kestusega protokollide otsene võrdlemine piiratud. Varasemas süstemaatilises ülevaates järeldasid Ertl *et al.* (2016), et sEMG lävede tuvastamiseks näivad kõige sobivamad 1-minutiliste astmetega koormustestid, mille käigus koormust tõstetakse 10-25 W astme kohta. Samas rõhutasid Ertl *et al.* (2016), et sEMG lävede uuringutes esineb suur varieeruvus nii koormustesti protokollides, mõõtmismeetodites kui ka andmetöötluses, mistõttu on vajalik edasine standardiseerimine.

Koormustesti protokollit võimalik mõju lävede kooskõlale on füsioloogiliselt põhjendatud, sest metaboolsed, respiratoorsed ja neuromuskulaarsed vastused ei pruugi koormuse tõusule reageerida samaaegselt. Metaboolsete lävede osas on leitud, et lühemate astmetega testides võivad laktaadi- ja ventilatoorsed läved ilmned kõrgemal absoluutsel töövõimsusel ning pikemad astmed võimaldavad laktaadi ja ventilatoorsete vastuste kujunemiseks anda rohkem aega. Laktaadiläve määramisel on 3- kuni 6-minutiliste astmete kasutamist peetud põhjendatuks, sest vere laktaadikontsentratsiooni kujunemine sõltub laktaadi difusioonist lihasesse verre ning liiga lühikese astme korral ei pruugi tuvastatud vere laktaadivastus täielikult vastata konkreetsele koormusastmele. Samas võivad väga pikad astmed vähendada maksimaalseid näitajaid, näiteks maksimaalset võimsust, mistõttu on ligikaudu 3-minutilisi astmeid käsitletud praktilise kompromissina maksimaalsete ja submaksimaalsete näitajate mõõtmisel (Bentley *et al.*, 2007). Käesoleva töö kontekstis on see oluline aspekt, sest sEMG läve valiidsust hinnatakse metaboolse võrdlusläve suhtes

ning kui metaboolse läve paiknemine sõltub koormustesti protokollist, võib see kaudselt mõjutada ka sEMG ja metaboolse läve kooskõla.

sEMG läve esinemist koormustestil on seostatud täiendavate mootorsete ühikute rekruteerimise ja impulseerimissageduse tõusuga, mis toimuvad vastusena koormuse suurenemisele (Contessa *et al.*, 2016). Koormuse suurenemise kiirus ning astme kestusest sõltub, milline metaboolne ja neuromuskulaarne seisund selle koormustaseme jooksul saavutatakse. Sama välise koormustaseme (nt 150 W) juures võivad sisemise koormuse näitajad (nt SLS, vere laktaadisisaldus) muutuda sõltuvalt sellest, kui kiiresti antud koormustase saavutati ning kui kaua see koormustase kestab (Birnbaumer *et al.*, 2022). Martinez-Valdes *et al.* (2016) võrdlesid samadel uuritavatel VL sEMG näitajaid pideva ja puhkepausidega astmelise veloergomeetri testi ajal, et hinnata, kuidas sama koormustaseme juures mõjutavad EMG amplituudi ja sagedusnäitajaid koormuse suurenemine ja väsimus. Autorid leidsid, et kuigi RMS suurenes üldiselt koormuse kasvades nii pidevas kui puhkepausidega protokollis, oli RMS maksimaalse võimsuse astmel kõrgem pidevas ehk väsitavamas protokollis, mis viitab sEMG amplituudi tundlikkusele akumulatuurse lihasväsimuse suhtes.

Varasemates uuringutes on arvatud, et sEMG lävi võib lühema astme kestuse korral olla ülehinnatud, kuna sEMG vastuse tekkimiseks ei ole piisavalt aega (Latasa *et al.*, 2017), mistõttu võib sEMG lävi nihkuda kõrgemale koormustasemele. Latasa *et al.* (2019) on järeldanud, et pikema astme kestuse korral säilitatakse koormust läbi töös olevate mootorsete ühikute impulseerimissageduse suurendamise ja/või mootorsete ühikute sünkroniseerimise ning täiendavate mootorsete ühikute rekruteerumise võib nihkuda kõrgemale suhtelisele intensiivsusele. Autorid võrdlesid oma uuringu tulemusi Lucía *et al.* (1999) tulemustega ning leidsid, et lühemaid astmeid (12 sekundit) kasutanud Lucía *et al.* (1999) uuringus esinesid nii esimene kui teine sEMG lävi suhteliselt madalamal koormustasemel. Seetõttu võib oletada, et sEMG murdepunkt võib nihkuda kõrgemale intensiivsustasemele, kui kasutatud protokoll on pikema astme kestusega.

Kuigi pikemad astmed võivad teoreetiliselt luua metaboolsete vastuste avaldumiseks soodsamad tingimused, ei kinnitanud käesoleva töö tulemused selgelt konkreetse pikkusega astme kasutamise eelist lävede vahelise valiidsuse kontekstis. Kõige pikemate ehk kolmeminutiliste astmetega uuringutes esines küll üldiselt tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolsete lävede vahel ning keskmised erinevused olid väikesed, kuid Bland-Altmani analüüsi kasutanud uuringutes olid kooskõla piirid siiski mõõdukad kuni laiad (Lisa 3 ja Lisa 4). See viitab, et ka metaboolsete vastuste kujunemiseks sobivama astmekestuse korral ei pruugi sEMG lävi individuaalsel tasandil metaboolse lävega täpselt kattuda. Seega võib nii varasemate uuringute kui käesoleva magistr töö tulemuste põhjal järeldada, et koormustesti protokoll on oluline meetodiline tegur, mis võib mõjutada nii sEMG kui metaboolse läve esinemist ning seeläbi ka lävede vahelist kooskõla. Olemasolevad andmed ei võimalda määratleda üht eelistatud astmelise koormustesti protokollit, kuid toetavad tõlgendust, et

uuringutes kasutatud protokollide heterogeensus võib olla üks teguritest, mis suurendab sEMG ja metaboolsete lävede varieeruvust uuritavate lõikes.

Käesoleva magistritöö tulemused viitavad, et sEMG läve tuvastatavus oli kõige kõrgem alajäseme lokomotoorsetel lihastel, eelkõige reie eesmise grupi lihastel, kus sEMG läve tuvastatavus oli valdavalt vahemikus 80–100% (Lisa 4). Mitmes reie eesmise grupi lihaseid käsitletud uuringus leiti ka tugev korrelatsioon sEMG läve ja metaboolsete lävede vahel ning grupitasandil ei erinenud läved statistiliselt olulisel määral (Iannetta *et al.*, 2017; Snarr *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2021; Kawamura *et al.*, 2022; Tilp *et al.*, 2025). Need tulemused on kooskõlas Ertl *et al.* (2016) süstemaatilise ülevaatega, kus leiti samuti, et sEMG läved tuvastati reie eesmise grupi lihastelt kõige edukamalt. See aga ei taga, et sEMG lävi on ka individuaalsel tasandil kooskõlas metaboolse lävega. Seda kinnitavad Bland-Altmani analüüsi kasutanud uuringud, kus esinesid laiad kooskõla piirid (Pereira *et al.*, 2013; Kang *et al.*, 2014; Snarr *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2021). Vähem uuritud lihaste, näiteks reie tagumise grupi ja säärelihaste puhul, esines suurem varieeruvus nii läve tuvastatavuses kui ka korrelatsioonides metaboolsete lävedega (Hug *et al.*, 2003b; Jürimäe *et al.*, 2007).

Reie eesmise grupi lihaste kõrgem läve tuvastatavus võib olla seotud nii lihaste anatoomilise paiknemise kui ka nende funktsionaalse rolliga veloergomeetria koormustel. sEMG signaal võib olla mõjutatud registreeritava lihase kõrval või läheduses asuvate lihaste aktiivsusest, mistõttu sEMG standardites rõhutatakse vajadust valida sobiv elektroodi suurus, elektroodidevaheline kaugus ja elektroodi asukoht („Standards for Reporting EMG Data“, 2018). Nii *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis* kui ka *m. rectus femoris* on pindmised ja veloergomeetria pedaalimisel aktiveeruvad lihased (Ema, 2022), mistõttu võib nende sEMG signaalis koormuse suurenemisega seotud aktivatsioonimuutus avalduda selgemalt, kui väiksemates, süvamates või vähem aktiveeruvates lihastes. Seda toetab ka asjaolu, et veloergomeetria suureneb koormuse kasvades oluliselt põlveliigese ekstensorite töö (Ema, 2022), mistõttu võivad reie eesmised lihased peegeldada koormuse suurenemisega seotud neuromuskulaarseid muutusi selgemalt. Siiski võivad ka reie eesmiste lihaste sEMG signaali mõõtmist mõjutada uuritavate individuaalsed omadused ja koormustesti dünaamiline iseloom. On leitud, et subkutaanse rasvkoe ja lihasmassi osakaal ning jäseme suurus võivad muuta sEMG signaali amplituudi (Karacan & Türker, 2025), mis võib seega olla üks faktor, mis selgitab uuritavate lõikes esinenud suurt varieeruvust Bland-Altmani analüüsides. Uuritavate vahelist varieeruvust võib teoreetiliselt mõjutada ka registreeritavate lihaste lihaskiudude tüüpide jaotus. Varasemalt on kirjeldatud, et madalamatel intensiivsustel domineerib peamiselt I tüüpi lihaskiudude aktiivsus, esimese sEMG läve piirkonnas suureneb IIa tüüpi kiudude osakaal ning kõrgematel intensiivsustel kaasatakse rohkem IIx tüüpi kiireid lihaskiude (Voet *et al.*, 2022). Seetõttu võib lihaskiudude jaotus mõjutada seda, millisel intensiivsusel sEMG amplituudi mittelineaarne suurenemine avaldub. Kuna käesolevasse ülevaatesse kaasatud uuringutes lihaskiudude tüübi jaotust

ei hinnatud, jääb selle mõju sEMG lävede tuvastatavusele ja metaboolsete lävedega kooskõlale siiski kaudseks võimalikuks selgituseks.

Kokkuvõttes võib magistritöö tulemuste põhjal pidada reie eesmise grupi lihaseid, eelkõige *m. vastus lateralis*'t, sEMG läve tuvastatavuse seisukohalt sobivaks mõõtmiskohaks. Samas ei taga parem tuvastatavus, et sEMG lävi oleks metaboolse läve täpne asendaja. Edasistes uuringutes tuleks seetõttu lisaks lihase valikule standardiseerida ja täpselt kirjeldada elektroodidega seotud aspektid (elektroodide suurus, kuju, asukoht jms) ning arvestada uuritavate kehakoostise eripäradega, eelkõige sEMG signaali kasutamiseks registreeritava piirkonna lihasmassi ja subkutaanse rasvkoe osakaaluga.

Uuritavate treenituse taseme mõju sEMG lävede kooskõlale metaboolsete lävedega ei ilmnenud käesoleva magistritöö põhjal üheselt. Kõikides treenituse gruppides esines üldiselt mõõdukas kuni tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolsete lävede vahel ning grupitasandil olid keskmised erinevused väikesed (Jürimäe *et al.*, 2007; Iannetta *et al.*, 2017; Kawamura *et al.*, 2022). Samas ilmnedid teatud erinevused lävede tuvastatavuses ja seose tugevuses. Tippportlastel oli sEMG läve tuvastatavus kõrge, eriti teise sEMG läve puhul (Jürimäe *et al.*, 2007; Latasa *et al.*, 2017), ning korrelatsioon metaboolse lävega mõõdukas kuni tugev (Lucía *et al.*, 1999; Jürimäe *et al.*, 2007; Latasa *et al.*, 2019). Sarnased tulemused esinesid ka amatöörspordlastel käsitlenud uuringutes (Lucía *et al.*, 1999; Camata *et al.*, 2009; Latasa *et al.*, 2017).

Lucía *et al.* (1999) tuvastasid eliitratturitel kahe lävega sEMG vastuse 90% uuritavatest ning pakkusid ühe selgitusena, et teine sEMG lävi võib avalduda selgemalt treenitud ratturitel, kes suudavad kõrgetel intensiivsustel rekruteerida piisavalt kiireid motoorseid ühikuid. Samas Jürimäe *et al.* (2007) leidsid, et teine sEMG lävi oli tuvastatav ka treenimata ja eri spordialade esindajatest koosnevas valimis, kui uuritavad saavutasid anaeroobse läve lähedase intensiivsuse. Bearden ja Moffatt (2001) kirjeldasid samuti, et koormuse tõusul võib sEMG aktiivsus suureneja järsemalt kõrgel koormusel, sest väsimuse ja metaboolsete muutuste tõttu on sama võimsuse säilitamiseks vaja kaasata täiendavaid motoorseid ühikuid. See toetab oletust, et teine sEMG murdepunkt võib avalduda selgemalt siis, kui uuritav jõuab piisavalt kõrge intensiivsuseni ja suudab sellel intensiivsustel koormustesti jätkata. Samas ei saa olemasolevate uuringute põhjal järeldada, et kõrge treenituse tase tagab teise sEMG läve parema tuvastatavuse ja kooskõla metaboolsete lävedega, sest erineva treenituse tasemega rühmade võrdlusuuringuid sama protokolliga ja samade sEMG töötlusmeetoditega magistritöö valimis ei esinenud.

Lisaks üldisele treenituse tasemele võib sEMG läve tuvastavust mõjutada ka see, kas uuritaval on koormustesti kasutatava meetodiga varasemat kogemust või mitte. Algajate ja kogunud ratturite lihasaktiivsiooni muustrid erinevad EMG andmete põhjal nii aktiivsiooni ulatuse, ajastuse kui ka varieeruvuse poolest. Algajatel on pedaalimisel kirjeldatud suuremat lihasaktiivsuse varieeruvust nii uuritavate vahel kui ka ühe inimese eri pedaalitsükli löikes. Eriti ilmneb see säärelihastes, kus

algajatel võib esineda suuremat agonist-antagonist lihaste koaktivatsiooni ning EMG aktiivsust ka nendes pedaalitsükli faasides, kus lihas peaks olema suhteliselt passiivne. Kogenud kõrgelt treenitud ratturitel on lihasaktivatsioon seevastu ajaliselt selgemalt piiritletud ja pedaalitsüklite lõikes stabiilsem. Sama absoluutse koormuse juures võib treenitud ratturitel esineda madalam EMG amplituud, mis viitab sellele, et sama võimsuse saavutamiseks on vajalik väiksem lihasaktivatsioon (Chapman *et al.*, 2008). Samas võivad ka professionaalsete ratturite vahel esineda individuaalsed erinevused lihasaktivatsiooni mustrites, mis näitab, et efektiivseks pedaalimiseks võib olla mitu toimivat strateegiat (Hug *et al.*, 2010). Seega on rattasõidu spetsiifiline oskus üks aspekt, mis võib muuta registreeritud sEMG signaali, kuna treenitud ratturite lihaste töö on ökonoomsem ning võib anda järjepidevamaid tulemusi.

Uuringutes, kus individuaalset kooskõla hinnati Bland-Altmani analüüsiga, esinesid mõõdukad kuni laiad kooskõla piirid sõltumata uuritavate treenituse tasemest. See viitab, et isegi kui treenitud inimestel võib sEMG lävi olla kergemini tuvastatav või paremini seotud metaboolse lävega, ei parane selle täpsus individuaalselt uuritava lõikes piisavalt, et seda saaks pidada usaldusväärseks metaboolse läve asendajaks.

Magistritöösse kaasatud uuringutest selgub, et sEMG lävede uurimine on ajas muutunud metoodiliselt täpsemaks ning detailsemalt raporteerituks. Varasemates, aastatel 1981–1999 avaldatud töödes kasutati sagedamini subjektiivset visuaalset sEMG murdepunkti määramist ning mitmetes uuringutes ei olnud kirjeldatud uuritavate valimist välistamise kriteeriume, lisaks puudus sagedamini informatsioon uuritavate treenituse taseme kohta (Lisa 3 ja Lisa 4), kuigi see on teadaolevalt üks tegureid, mis võib mõjutada lihase elektromüograafilist vastust ja mootorsete ühikute aktivatsioonistrateegiat (Jeon *et al.*, 2023). Varasemate uuringute metoodilist ebatäpsust peegeldavad ka nihke riski hindamise tulemused, mille järgi oli varasemates uuringutes „Jah“-vastuste osakaal madalam ning ebselgete hinnangute osakaal suurem kui hilisemates uuringutes (Lisa 5). Seega tuleb varasemate uuringute tulemusi tõlgendada ettevaatlikumalt, isegi kui neis leiti tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolsete lävede vahel.

Aastatel 2000–2009 avaldatud uuringutes suurenes teataval määral metoodiline detailsus, kuid standardiseerituse probleem ei lahenenud täielikult. Selle perioodi uuringutes kasutati endiselt visuaalset läve määramist (Hug *et al.*, 2003a; Hug *et al.*, 2003b; Jürimäe *et al.*, 2007), kuid lisandusid ka mudelipõhised meetodid (Mello *et al.*, 2006; Candotti *et al.*, 2008) ja lävede kooskõla hinnati sagedamini Bland-Altmani analüüsiga (Mello *et al.*, 2006; Jürimäe *et al.*, 2007; Candotti *et al.*, 2008; Camata *et al.*, 2009). Samas esines selles perioodis mitmeid uuringuid, kus sisemine valiidsus sEMG läve tuvastamise osas hinnati JBI tööriista alusel kõrge nihke riskiga või kus sEMG ja metaboolse läve vahelist kooskõla analüüsi ei tehtud (Hug *et al.*, 2003a; Hug *et al.*, 2003b). Seega iseloomustab seda perioodi üleminek subjektiivsemalt metoodikalt objektiivsemate tuvastus- ja

kooskõlameetodite suunas, kuid uuringute metoodiline ebaühtlus jäi endiselt oluliseks piiranguks sEMG lävede valiidsuse tõlgendamisel.

Alates 2010. aastast avaldatud uuringutest on JBI kriitilise hindamise tööriista põhjal olnud nihke risk üldiselt madalam, raporteerimine ühtlasem ning töödes sagenesid mudelipõhised sEMG läve määramise meetodid (Bergstrom *et al.*, 2013; Pereira *et al.*, 2013; Kang *et al.*, 2014; Boone *et al.*, 2015; Boone *et al.*, 2016; Latasa *et al.*, 2017; Latasa *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2019). Samuti suurenes uuringute arv, kus hinnati lisaks korrelatsioonile ka meetodite kooskõla (Pereira *et al.*, 2013; Kang *et al.*, 2014; Boone *et al.*, 2016; Latasa *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2019). See on oluline areng, sest korrelatsioon näitab üksnes seose tugevust, kuid ei võimalda hinnata, kas sEMG lävi ja metaboolne lävi langevad indiviidi tasandil kokku. Uuemates uuringutes leiti küll jätkuvalt mõõdukaid kuni tugevaid seoseid, kuid Bland-Altmani analüüsid näitasid sageli mõõdukaid kuni laiü kooskõla piire (Pereira *et al.*, 2013; Kang *et al.*, 2014; Latasa *et al.*, 2019; Snarr *et al.*, 2019). Seega on metoodilise kvaliteedi paranemine võimaldanud sEMG lävede valiidsust küll täpsemalt hinnata, kuid toonud samas esile, et meetodi rakendatavust piirab eelkõige individuaalse kooskõla ebapiisavus.

Kõige uuemates, aastatel 2020–2025 avaldatud uuringutes oli nihke risk JBI kriitilise hindamise tööriista kriteeriumite lõikes valdavalt madal ning raporteerimine varasemast täielikum (Snarr *et al.*, 2021; Caen *et al.*, 2022; Kawamura *et al.*, 2022; Tilp *et al.*, 2025). Samas ei peegeldunud parem metoodiline kvaliteet täpsemas individuaalses kooskõlas sEMG ja metaboolsete lävede vahel. Näiteks uuemates uuringutes esines endiselt tulemusi, kus korrelatsioon oli mõõdukas või tugev, kuid kooskõla piirid jäid mõõdukaks või laiaks (Snarr *et al.*, 2021; Tilp *et al.*, 2025). See viitab, et sEMG lävede piiratud individuaalne kooskõla metaboolsete lävedega ei tulene tõenäoliselt üksnes varasemate uuringute metoodilistest puudustest, vaid võib olla seotud ka meetodi enda füsioloogilise ja analüütilise keerukusega.

Seega võib kaasatud uuringute ajalise võrdluse põhjal järeldada, et sEMG lävede uurimise metoodika on ajas paranenud: uuringud on paremini raporteeritud, nihke risk on vähenenud ning läve määramisel kasutatakse sagedamini matemaatilisi mudeleid. Samas ei ole metoodiline areng täielikult lahendanud sEMG lävede valiidsuse kesksel probleemi ehk individuaalset varieeruvust. See toetab järeldust, et sEMG on paljulubav meetod koormusega seotud lihasaktiivsuse muutuste hindamiseks, kuid selle kasutamine aeroobse ja anaeroobse läve täpseks määramiseks indiviidi tasandil vajab edasist standardiseerimist ja valideerimist.

Käesoleva magistr töö tulemuste põhjal võib sEMG-d pidada potentsiaalselt kasulikuks mitteinvasiivseks meetodiks koormusega seotud lokaalsete neuromuskulaarsete muutuste hindamisel, kuid sEMG lävesid ei saa käsitleda otsese alternatiivina metaboolsetele lävedele. Kuigi mitmetes uuringutes leiti seoseid sEMG murdepunktide ja metaboolsete lävede vahel, olid tulemused

uuringute lõikes varieeruvad ning uuringute heterogeensus piirab tugevate järelduste tegemist sEMG lävede valiidsuse osas võrdluses metaboolsete lävedega. Seetõttu ei ole sEMG põhjal määratud lävede kasutamine praktikas näiteks vastupidavustreeningu intensiivsustsoonide iseseisvaks määramiseks hetkel piisavalt põhjendatud. Enne sEMG murdepunktide laialdasemat kasutuselevõttu praktikas on vajalik metoodika standardiseerimine ning täiendavad uuringud, mis hindaksid meetodi täpsust, korratavust ja rakendatavust erinevates populatsioonides ja treeningtingimustes.

Praktilisest aspektist võib sEMG väärtus seisneda eelkõige selles, et see võimaldab hinnata lokaalse lihastöö muutusi, mida traditsioonilised metaboolsed meetodid otseselt ei kirjelda. Kui VT ja LT annavad informatsiooni organismi üldise metaboolse vastuse kohta, siis sEMG võimaldab hinnata konkreetsete lihaste elektrilise aktiivsuse muutumist koormuse suurenemisel. Seetõttu võib sEMG olla sobiv täiendav meetod olukordades, kus eesmärk ei ole metaboolsete lävede asendamine, vaid sportlase neuromuskulaarse vastuse, lokaalse lihaskõvumise või lihaste aktiveerumismustrite hindamine. Seega võib sEMG lävesid kasutada lokaalsete lihasepõhiste murdepunktide tuvastamisel, et monitoorida treeninguid, koostada individuaalseid treeningplaane või anda reaajas tagasisidet nii sportlasele kui treenerile. Kõige realistlikum praktiline kasutus võib olla ühe sportlase korduvmõõtmistel, kus võrreldakse sama metoodikaga saadud tulemusi ajas. Näiteks võib sEMG abil hinnata, kas sportlase lokaalne neuromuskulaarne vastus koormusele muutub hooaja lõikes, kindla treeningperioodi jooksul või väsimusseisundis. See võib anda treenerile ja sportlasele lisainfot selle kohta, kuidas konkreetne lihas koormusele reageerib ning kas treeningperioodi jooksul on toimunud muutuseid lihase töövõimes või väsimustaluvuses.

Üheks potentsiaalseks kasuteguriks võib olla sportlase lihaste vaheliste erinevuste kaardistamine. Näiteks võib ühe sportlase puhul ilmned, et teatud lihases tekib sEMG murdepunkt madalama koormuse juures kui teistes lihastes. See võib viidata, et konkreetne lihas jõuab koormuse tõustes varem väsimusega seotud muutusteni ning olla oluline info treenerile treeningute ülesehituse või treeningprogrammide individualiseerimisel. sEMG võib olla ka potentsiaalselt kasulik hindamaks koormuse ajal lihaste vahelist asümmeetriat. Näiteks võib mõlema alajäseme sama lihase sEMG signaali võrdlemine anda informatsiooni selle kohta, kas üks lihas reageerib koormusele teisest erinevalt. Selline info võib olla praktiliselt väärtuslik näiteks jalgrattasporid, jooksualadel või ka taastusravi kontekstis, kus sümmeetriline koormuse jaotumine ja liigutusmuster võivad olla olulised nii sooritusvõime kui ülekoormusriski seisukohalt. Üks potentsiaalne sEMG murdepunktide kasutusviis võib olla ka spordialaspetsiifilise tehnika optimeerimine. Tuvastades sEMG murdepunkte mitmetes lihastes, võib see anda olulist informatsiooni ebaefektiivsete või kompensatoorsete mustrite kohta ning seeläbi võimaldada sportlastel ja treeneritel tehnikat parandada eesmärgiga tõsta sportlikku sooritusvõimet.

sEMG võimalik praktiline väärtus on seotud ka kantavate sensorite ja reaajas treeningmonitooringuga. Kuna sEMG mõõtmine ei eelda vereproovide võtmist ega gaasivahetuse analüüsi, võib see tulevikus pakkuda võimalusi neuromuskulaarse seisundi jälgimiseks väljaspool laborikeskkonda. Näiteks võivad sEMG tehnoloogiaga riided (Snarr *et al.*, 2021) võimaldada treeneritel ja sportlastel saada infot lihasaktiivsuse muutuste kohta treeningu ajal. Näiteks võib olla meetod potentsiaalselt kasulik tuvastamiseks treeningu ajal lokaalset lihasväsimust enne, kui väsimus kogu organismi tasemel on jõudnud kujuneda ning see võib anda võimaluse treeningu ajal intensiivsust vastavalt korrigeerida. Selliste lahenduste praktiline kasutamine eeldab siiski, et mõõtmismeetodid oleksid usaldusväärsed, korratavad ja valideeritud konkreetsete spordialade ning treeningtingimuste kontekstis.

Käesoleva magistritöö peamine tugevus seisnes selles, et töö koondab ja analüüsib teadaolevalt esmakordselt süstemaatiliselt senist teaduskirjandust sEMG lävede ja metaboolsete lävede kohta astmelisel veloergomeetria koormustel. Vaatamata rangetele kaasamiskriteeriumidele oli ülevaatesse kaasatud uuringute arv suhteliselt suur. Töö tugevuseks võib pidada ka seda, et tulemuste tõlgendamisel arvestati lisaks korrelatsioonidele lävede vahelist kooskõla, mis võimaldas kriitilisemalt hinnata sEMG praktilist kasutatavust. Samuti käsitleti eraldi meetoodilisi tegureid, mis võivad potentsiaalselt mõjutada sEMG lävede tuvastamist, mis võimaldas kaardistada potentsiaalseid põhjuseid tulemuste varieeruvuse vahel. Seeläbi annab töö tervikliku ülevaate olemasolevast tõendusmaterjalist ning võimaldab tuua esile seniste uuringute meetoodilised erinevused ja piirangud ning kirjeldada olulisemad teadmiste lüngad, mida tulevastel uuringutes käsitleda.

Magistritöö peamiseks piiranguks oli kaasatud uuringute märkimisväärne meetoodiline heterogeensus. Uuringud erinesid kasutatud sEMG parameetrite, signaalitöötluse meetodite, murdepunkti määramise algoritmide, registreeritud lihaste, metaboolsete võrdlusmeetodite, koormustesti protokollide ning uuritavate treenituse taseme osas. Selline varieeruvus raskendas uuringute otsest võrdlemist ning piirab võimalust teha usaldusväärsed üldistavaid järeldusi. Lisaks ei olnud mitmetes uuringutes esitatud järelduste tegemiseks olulist informatsiooni, nt Bland-Altmani analüüsi täpseid arväärtuseid. Seetõttu jäi osade uuringute tulemuste ja praktilise rakendatavuse hindamine piiratuks. Oluliseks piiranguks on ka see, et suur osa uuringutest keskendus korrelatsioonide hindamisele, kuid meetodite kooskõla analüüs puudus või oli ebapiisav. Samuti olid mitmete uuringute valimid väikesed ning uuritavate treenituse taseme kirjeldus ebapiisav (nt puudus kvantitatiivne info treeningute mahu, treeningstaaži kohta), mis võib mõjutada tulemuste üldistatavust erinevatele populatsioonidele. Lisaks on kaasatud uuringute oluliseks piiranguks naissoost uuritavate alaesindatus, mistõttu on tulevikus oluline neid rohkem kaasata, et hinnata, kas senised leiud on üldistatavad ka naistele. Magistritöö üheks piiranguks on koormustesti protokollide kadentsi analüüsi puudumine. Varasemates uuringutes on seda peetud oluliseks aspektiks (Jürimäe *et*

al., 2017; Ertl *et al.* 2016), mis võib mõjutada sEMG läve tuvastatavust ja selle esinemist sõltuvalt koormustasemest. Viimaseks, uuringu meetodikas käsitleti laktaadipõhist ja ventilatoorselt määratud lävesid samaväärsetena, kuigi nende omavaheline kooskõla on endiselt arutelu all (Poole *et al.*, 2021). Seetõttu võib sEMG läve ja metaboolse läve vaheline kooskõla erineda sõltuvalt sellest, kas võrdlusmeetodina kasutati ventilatorset läve või laktaadiläve.

Arvestades eelpool nimetatud piiranguid ning kirjanduses esinevaid lünki on tulevastest uuringutes soovituslik keskenduda eelkõige sEMG lävede määramise meetodika standardiseerimisele. Senistes uuringutes esines suur varieeruvus nii kasutatud sEMG parameetrite, signaalitöötlemise meetodite, murdepunkti määramise algoritmide, sEMG signaali mõõtmiseks kasutatud lihaste kui ka koormustesti protokollide osas. Selline heterogeensus raskendab uuringutevahelist võrdlust ning piirab üldistavate järelduste tegemist. Tulevikus on seega oluline välja töötada ühtsemad soovitused sEMG signaali mõõtmiseks ja lävede määramiseks dünaamilise koormustesti kontekstis, et parandada tulemuste võrreldavust ja praktilist rakendatavust. Teiseks, edasistes uuringutes tuleks senisest rohkem rõhku panna meetodite kooskõla hindamisele. Käesoleva magistr töö tulemused näitasid, et tugev korrelatsioon sEMG ja metaboolsete lävede vahel ei taga tingimata head individuaalset kooskõla. Seetõttu on oluline, et tulevased uuringud kasutaksid lisaks korrelatsioonanalüüsile järjepidevalt ka Bland-Altmani analüüsi või teisi kooskõla hindamise meetodeid ning raporteeriks kooskõla piirid detailsemalt. Lisaks on oluline tagada läbipaistev raporteerimine, mis sisaldaks täpset teavet nii uuritavate kohta (sh treenituse taseme kvantitatiivne mõõde), sEMG mõõtmise- ja andmetöötlemise etappide kohta kui ka koormustesti protokollide kohta. Tulevastest uuringutes on oluline eristada, kas võrdlusmeetodiks on laktaadilävi või ventilatoorne lävi ning analüüsida valitud võrdlusmeetodi mõju lävede vahelisele kooskõlale. Käesolevas magistr töö oli uuritud naiste osakaal kõikidest uuritavatest vaid 4,2% ning seetõttu oleks üheks vajalikuks uuringusuunaks ka sEMG lävede uurimine naistel. Oluliseks tulevikusuunaks võiks olla ka sEMG lävede korratavuse hindamine. Kuigi käesolevas magistr töö keskenduti valiidsusele võrreldes metaboolsete lävedega, sõltub meetodi praktiline kasutatavus suurel määral ka sellest, kui usaldusväärset on võimalik sEMG lävesid korduvatel mõõtmistel tuvastada. Kuna sporditehnoloogia ja kitsamalt kantavate sensorite tehnoloogia arenevad kiiresti, võiksid tulevased uuringud hinnata sEMG kasutusvõimalusi ka laborivälistes tingimustes. Reaalajas treeningmonitooringu süsteemid ja sEMG tehnoloogiaga seadmed või riided võivad tulevikus võimaldada sportlaste neuromuskulaarse seisundi pidevat jälgimist. Selleks on aga vajalik täiendav valideerimine praktilistes treeningsituatsioonides ning seadmete mõõtmistäpsuse võrdlemine standardiseeritud laborimeetoditega.

6. JÄRELDUSED

Käesoleva magistr töö tulemuste põhja tehti järgnevad järeldused:

1. Aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamiseks astmelise koormustesti käigus tervetel täiskasvanutel on pindmise elektromüograafia parameetritest kõige enam kasutatud ruutkeskmist väärtust ja integreeritud elektromüograafiat ning läve määramiseks kahe regressioonisirge lõikepunkti või elektromüograafilise signaali mittelineaarse tõusu visuaalset hindamist.
2. Pindmise elektromüograafiaga määratud aeroobsed ja anaeroobsed laved on metaboolselt määratud lavedega valdavalt mõõdukalt kuni tugevalt seotud, kuid uuritavate lõikes esineb märkimisväärne varieeruvus.
3. Pindmise elektromüograafiaga määratud lavede ja metaboolsete lavede vaheline kooskõla varieerub sõltuvalt kasutatud meetodikast ning registreeritud lihasaktiivsusest, kusjuures kõige järjepidevamalt on sobiva mõõtmiskohana kirjeldatud reie eesmise grupi lihaseid, eelkõige *m. vastus lateralis*.
4. Pindmise elektromüograafiaga määratud lavede ja metaboolsete lavede vaheline kooskõla näib olevat mõjutatud astmelise koormustesti protokollist, kuid olemasolevate uuringute põhjal ei ole võimalik järeldada, et ükski konkreetne protokoll tagaks järjepidevalt parema kooskõla.
5. Pindmise elektromüograafiaga määratud lavede ja metaboolsete lavede vaheline seos oli üldiselt tugevam kõrgema treenituse tasemega uuritavatel ning pindmise elektromüograafilise läve tuvastatavus edukam treenitud uuritavate seas.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. Airaksinen, O., Remes, A., Kolari, P. J., Sihvonen, T., Hänninen, O., & Penttilä, I. (1992). Real-time evaluation of anaerobic threshold with rms-EMG of working and nonworking muscles during incremental bicycle ergometer test. *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research*, *17*(4), 259–271. <https://doi.org/10.3727/036012992816357701>
2. Barker. (2026). *Assessment of Risk of Bias for Analytical Cross-sectional Studies 2026*.
3. Barker, T. H., Stone, J. C., Sears, K., Klugar, M., Leonardi-Bee, J., Tufanaru, C., Aromataris, E., & Munn, Z. (2023). Revising the JBI quantitative critical appraisal tools to improve their applicability: An overview of methods and the development process. *JBI Evidence Synthesis*, *21*(3), 478. <https://doi.org/10.11124/JBIES-22-00125>
4. Bearden, S. E., & Moffatt, R. J. (2001). Leg electromyography and the VO₂-power relationship during bicycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(7), 1241–1245. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00025>
5. Bergstrom, H. C., Housh, T. J., Cochrane, K. C., Jenkins, N. D. M., Lewis, R. W., Traylor, D. A., Zuniga, J. M., Schmidt, R. J., Johnson, G. O., & Cramer, J. T. (2013). An examination of neuromuscular and metabolic fatigue thresholds. *Physiological Measurement*, *34*(10), 1253–1267. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/10/1253>
6. Birnbaumer, P., Weiner, L., Handl, T., Tschakert, G., & Hofmann, P. (2022). Effects of Different Durations at Fixed Intensity Exercise on Internal Load and Recovery—A Feasibility Pilot Study on Duration as an Independent Variable for Exercise Prescription. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, *7*(3), 54. <https://doi.org/10.3390/jfmk7030054>
7. Boone, J., Barstow, T. J., Celie, B., Prieur, F., & Bourgois, J. (2015). The impact of pedal rate on muscle oxygenation, muscle activation and whole-body VO₂ during ramp exercise in healthy subjects. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(1), 57–70. MEDLINE (25204279). <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2991-x>
8. Boone, J., Barstow, T. J., Celie, B., Prieur, F., & Bourgois, J. (2016). The interrelationship between muscle oxygenation, muscle activation, and pulmonary oxygen uptake to incremental ramp exercise: Influence of aerobic fitness. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, *41*(1), 55–62. E-Journals (37609529). <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0261>
9. Caen, K., Bourgois, J. G., Stassijns, E., & Boone, J. (2022). A longitudinal study on the interchangeable use of whole-body and local exercise thresholds in cycling. *European Journal of Applied Physiology*, *122*(7), 1657–1670. MEDLINE (35435465). <https://doi.org/10.1007/s00421-022-04942-2>
10. Camata, T. V., Lacerda, T. R., Altimari, L. R., Bortolotti, H., Fontes, E. B., Dantas, J. L., Abrão, T., Chacon-Mikahil, M. P. T., & Moraes, A. C. (2009). *Association between the electromyographic fatigue threshold and ventilatory threshold*.
11. Camic, C. L., Housh, T. J., Johnson, G. O., Hendrix, C. R., Zuniga, J. M., Mielke, M., & Schmidt, R. J. (2010). An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology*, *108*(2), 337–345. MEDLINE (19813019). <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1239-7>
12. Candotti, C. T., Loss, J. F., Melo, M. de O., La Torre, M., Pasini, M., Dutra, L. A., de Oliveira, J. L. N., & de Oliveira, L. P. (2008). Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, *86*(5), 272–278. MEDLINE (18432288). <https://doi.org/10.1139/y08-020>
13. Cheng, L., Li, J., Guo, A., & Zhang, J. (2023). Recent advances in flexible noninvasive electrodes for surface electromyography acquisition. *Npj Flexible Electronics*, *7*(1), 39. <https://doi.org/10.1038/s41528-023-00273-0>
14. Chicharro, J. L., Pérez, M., Carvajal, A., Bandrés, F., & Lucía, A. (1999). The salivary amylase, lactate and electromyographic response to exercise. *The Japanese Journal of Physiology*, *49*(6), 551–554. <https://doi.org/10.2170/jjphysiol.49.551>

15. Contessa, P., De Luca, C. J., & Kline, J. C. (2016). The compensatory interaction between motor unit firing behavior and muscle force during fatigue. *Journal of Neurophysiology*, *116*(4), 1579–1585. <https://doi.org/10.1152/jn.00347.2016>
16. Ema, R. (2022). Unique neuromuscular activation of the rectus femoris during concentric and eccentric cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *63*, 102638. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102638>
17. Ertl, P., Kruse, A., & Tilp, M. (2016). Detecting fatigue thresholds from electromyographic signals: A systematic review on approaches and methodologies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *30*, 216–230. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.08.002>
18. Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, *96*(4), 1486–1495. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>
19. Gassi, E. R., & Bankoff, A. D. P. (2010). Anaerobic threshold determination through ventilatory and electromyographic parameters. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *50*(3–4), 131–135. MEDLINE (20552947).
20. Glass, S. C., Knowlton, R. G., Sanjabi, P. B., & Sullivan, J. J. (1998). Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *38*(1), 47–52. MEDLINE (9638032).
21. Hansen, D., Junior, G. C., Milani, J. G. P. O., Milani, M., Gojevic, T., Machado, F. V. C., Kambic, T., Eijsvogels, T. M. H., Bonifazi, M., Dendale, P., & D'Ascenzi, F. (2025). Advancing Aerobic Exercise Training Intensity Prescription in Health and Disease Beyond Standard Recommendations: A Call to Action. *Sports Medicine*, *55*(9), 2111–2135. <https://doi.org/10.1007/s40279-025-02272-9>
22. Helal, J. N., Guezennec, C. Y., & Goubel, F. (1987). The aerobic-anaerobic transition: Re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *56*(6), 643–649. Scopus. <https://doi.org/10.1007/BF00424804>
23. Hofmann, P., Bunc, V., Leitner, H., Pokan, R., & Gaisl, G. (1994). Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *69*(2), 132–139. MEDLINE (7805667). <https://doi.org/10.1007/BF00609405>
24. Hopkins, W. G. (2000). A new view of statistics. Internet Society for Sport Science. <http://www.sportsci.org/resource/stats>
25. Hug, F., Faucher, M., Kipson, N., & Jammes, Y. (2003). EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *23*(4), 208–214. MEDLINE (12914560). <https://doi.org/10.1046/j.1475-097x.2003.00497.x>
26. Hug, F., Laplaud, D., Savin, B., & Grélot, L. (2003). Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, *90*(5–6), 643–646. MEDLINE (14508692). <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0949-5>
27. Iannetta, D., Qahtani, A., Millet, G. Y., & Murias, J. M. (2017). Quadriceps Muscles O2 Extraction and EMG Breakpoints during a Ramp Incremental Test. *Frontiers in Physiology*, *8*, 686. MEDLINE (28970805). <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00686>
28. Jamnick, N. A., Pettitt, R. W., Granata, C., Pyne, D. B., & Bishop, D. J. (2020). An Examination and Critique of Current Methods to Determine Exercise Intensity. *Sports Medicine*, *50*(10), 1729–1756. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01322-8>
29. Jeon, S., Sontag, S. A., Herda, T. J., & Trevino, M. A. (2023). Chronic training status affects muscle excitation of the vastus lateralis during repeated contractions. *Sports Medicine and Health Science*, *5*(1), 42–49. <https://doi.org/10.1016/j.smhs.2022.12.005>
30. Jürimäe, J., von Duvillard, S. P., Mäestu, J., Cicchella, A., Purge, P., Ruosi, S., Jürimäe, T., & Hamra, J. (2007). Aerobic-anaerobic transition intensity measured via EMG signals in athletes

- with different physical activity patterns. *European Journal of Applied Physiology*, 101(3), 341–346. MEDLINE (17624542). <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0509-5>
31. Kang, S.-K., Kim, J., Kwon, M., & Eom, H. (2014). Objectivity and validity of EMG method in estimating anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 35(9), 737–742. MEDLINE (24988194). <https://doi.org/10.1055/s-0033-1361182>
 32. Karacan, I., & Türker, K. S. (2025). A comparison of electromyography techniques: Surface versus intramuscular recording. *European Journal of Applied Physiology*, 125(1), 7–23. <https://doi.org/10.1007/s00421-024-05640-x>
 33. Kawamura, K., Iida, S., Kobayashi, M., Setaka, Y., & Tomita, K. (2022). Features of electromyography threshold of the respiratory muscles during incremental exercise test. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 295, 103785. MEDLINE (34508868). <https://doi.org/10.1016/j.resp.2021.103785>
 34. Kilbey, T., Vecchi, E., Salbany, P., Handa, A., Stride, E., & Sheth, M. (2025). Associations Between Lactate Thresholds and 2000 m Rowing Ergometer Performance: Implications for Prediction-A Systematic Review. *Sports Medicine - Open*, 11(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s40798-024-00796-4>
 35. Krishnan, A., Guru, C. S., Sivaraman, A., Alwar, T., Sharma, D., & Angrish, P. (2021). Newer Perspectives in Lactate Threshold Estimation for Endurance Sports – A Mini-Review. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 35, 99–116. <https://doi.org/10.18276/cej.2021.3-09>
 36. Latasa, I., Cordova, A., Quintana-Ortí, G., Lavilla-Oiz, A., Navallas, J., & Rodriguez-Falces, J. (2019). Evaluation of the Electromyography Test for the Analysis of the Aerobic-Anaerobic Transition in Elite Cyclists during Incremental Exercise. *Applied Sciences*, 9(3), 589. <https://doi.org/10.3390/app9030589>
 37. Latasa, I., Cordova, A., Villa, G., Quintana, G., & Rodriguez-Falces, J. (2017). Estimation of the neuromuscular fatigue threshold from an incremental cycling test using 1-minute exercise periods. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(1–2), 33–42. MEDLINE (26609964). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.05768-6>
 38. Laveneziana, P., Paolo, M. D., & Palange, P. (2021). The clinical value of cardiopulmonary exercise testing in the modern era. *European Respiratory Review*, 30(159). <https://doi.org/10.1183/16000617.0187-2020>
 39. Lucía, A., Sánchez, O., Carvajal, A., & Chicharro, J. L. (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine*, 33(3), 178–185. MEDLINE (10378070). <https://doi.org/10.1136/bjism.33.3.178>
 40. Martinez-Valdes, E., Guzman-Venegas, R. A., Silvestre, R. A., Macdonald, J. H., Falla, D., Araneda, O. F., & Haichelis, D. (2016). Electromyographic adjustments during continuous and intermittent incremental fatiguing cycling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(11), 1273–1282. <https://doi.org/10.1111/sms.12578>
 41. Mello, R. G. T., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2006). Detection of the anaerobic threshold by surface electromyography. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2006*, 6189–6192. MEDLINE (17946746). <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260619>
 42. Meyler, S., Bottoms, L., & Muniz-Pumares, D. (2021). Biological and methodological factors affecting response variability to endurance training and the influence of exercise intensity prescription. *Experimental Physiology*, 106(7), 1410–1424. <https://doi.org/10.1113/EP089565>
 43. Mäestu, J., Cicchella, A., Purge, P., Ruosi, S., Jürimäe, J., & Jürimäe, T. (2006). Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 824–828. MEDLINE (17149988). <https://doi.org/10.1519/R-18275.1>

44. Nagata, A., Muro, M., Moritani, T., & Yoshida, T. (1981). Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. *The Japanese Journal of Physiology*, 31(4), 585–597. MEDLINE (7328909). <https://doi.org/10.2170/jjphysiol.31.585>
45. OpenAI. (2026) ChatGPT, (30. märtsi versioon), suur keelemudel. <https://chat.openai.com/>
46. Page, M. J., Moher, D., Bossuyt, P. M., Boutron, I., Hoffmann, T. C., Mulrow, C. D., Shamseer, L., Tetzlaff, J. M., Akl, E. A., Brennan, S. E., Chou, R., Glanville, J., Grimshaw, J. M., Hróbjartsson, A., Lalu, M. M., Li, T., Loder, E. W., Mayo-Wilson, E., McDonald, S., ... McKenzie, J. E. (2021). PRISMA 2020 explanation and elaboration: Updated guidance and exemplars for reporting systematic reviews. *The BMJ*, 372, n160. <https://doi.org/10.1136/bmj.n160>
47. Pereira, M. C. C., Rocha Júnior, V. de A., Bottaro, M., de Andrade, M. M., Schwartz, F. P., Martorelli, A., Celes, R., & Carmo, J. C. (2013). Relationship between ventilatory threshold and muscle fiber conduction velocity responses in trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(2), 448–454. MEDLINE (23142531). <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.10.005>
48. Poole, D. C., Rossiter, H. B., Brooks, G. A., & Gladden, L. B. (2021). The anaerobic threshold: 50+ years of controversy. *The Journal of Physiology*, 599(3), 737–767. <https://doi.org/10.1113/JP279963>
49. Robson, R. C., Pham, B., Hwee, J., Thomas, S. M., Rios, P., Page, M. J., & Tricco, A. C. (2019). Few studies exist examining methods for selecting studies, abstracting data, and appraising quality in a systematic review. *Journal of Clinical Epidemiology*, 106, 121–135. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2018.10.003>
50. Sbriccoli, P., Sacchetti, M., Felici, F., Gizzi, L., Lenti, M., Scotto, A., & De Vito, G. (2009). Non-invasive assessment of muscle fiber conduction velocity during an incremental maximal cycling test. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e380–e386. MEDLINE (19398350). <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.008>
51. Schober, P., Boer, C., & Schwarte, L. A. (2018). Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesthesia & Analgesia*, 126(5), 1763. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>
52. Seiler, K. S., & Kjerland, G. Ø. (2006). Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes: Is there evidence for an “optimal” distribution? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(1), 49–56. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00418.x>
53. Seiler, S., & Tønnessen, E. (2009). Intervals, Thresholds, and Long Slow Distance: The Role of Intensity and Duration in Endurance Training. *Sportscience*, 13, 1–27. (58495051).
54. Snarr, R. L., Esco, M. R., Toluoso, D. V., Hallmark, A. V., Earley, R. L., Higginbotham, J. C., Fedewa, M. V., & Bishop, P. (2019). Comparison of Lactate and Electromyographical Thresholds After an Exercise Bout. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3322–3331. MEDLINE (31765344). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003012>
55. Snarr, R. L., Toluoso, D. V., Hallmark, A. V., & Esco, M. R. (2021). Validity of Wearable Electromyographical Compression Shorts to Predict Lactate Threshold During Incremental Exercise in Healthy Subjects. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(3), 702–708. MEDLINE (29979274). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002721>
56. Staes, M., Gyselinck, I., Goetschalckx, K., Troosters, T., & Janssens, W. (2024). Identifying limitations to exercise with incremental cardiopulmonary exercise testing: A scoping review. *European Respiratory Review: An Official Journal of the European Respiratory Society*, 33(173), 240010. <https://doi.org/10.1183/16000617.0010-2024>
57. Standards for Reporting EMG Data. (2018). *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 42, I–II. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(18\)30348-1](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(18)30348-1)
58. Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F., & van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of*

59. Stegeman, D., & Hermens, H. (2007). *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). 1.*
60. Sun, J., Liu, G., Sun, Y., Lin, K., Zhou, Z., & Cai, J. (2022). Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue: A Review. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 16. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2022.893275>
61. Tilp, M., Mosser, N., Schappacher-Tilp, G., Kruse, A., Birnbaumer, P., & Tschakert, G. (2025). The relationship and agreement between systemic and local breakpoints in locomotor and non-locomotor muscles during single-leg cycling. *Frontiers in Physiology*, 16, 1465344. MEDLINE (40066283). <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1465344>
62. Tyka, A., Pałka, T., Tyka, A., Cisoń, T., & Szyguła, Z. (2009). The influence of ambient temperature on power at anaerobic threshold determined based on blood lactate concentration and myoelectric signals. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 22(1), 1–6. MEDLINE (19398412). <https://doi.org/10.2478/v10001-009-0005-8>
63. Voet, N. B. M., Saris, C. G. J., Thijssen, D. H. J., Bastiaans, V., Sluijs, D. E., & Janssen, M. M. H. P. (2022a). Surface Electromyography Thresholds as a Measure for Performance Fatigability During Incremental Cycling in Patients With Neuromuscular Disorders. *Frontiers in Physiology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.821584>
64. Voet, N. B. M., Saris, C. G. J., Thijssen, D. H. J., Bastiaans, V., Sluijs, D. E., & Janssen, M. M. H. P. (2022b). Surface Electromyography Thresholds as a Measure for Performance Fatigability During Incremental Cycling in Patients With Neuromuscular Disorders. *Frontiers in Physiology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.821584>
65. Wang, J., Sun, Y., & Sun, S. (2020). Recognition of Muscle Fatigue Status Based on Improved Wavelet Threshold and CNN-SVM. *IEEE Access*, 8, 207914–207922. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3038422>
66. Whiting, P., Wolff, R., Mallett, S., Simera, I., & Savović, J. (2017). A proposed framework for developing quality assessment tools. *Systematic Reviews*, 6, 204. <https://doi.org/10.1186/s13643-017-0604-6>

LISAD

Lisa 1. PRISMA 2020 kontrollnimekirja

Jaotis ja teema	Nr	Kontrollnimekirja ühik	Asukoht tekstis
PEALKIRI			
Pealkiri	1	Määratle artikkel süstemaatilise ülevaadena.	1
KOKKUVÕTE			
Kokkuvõte	2	Vaata PRISMA 2020 kokkuvõtete kontrollnimekirja.	4–5
SISSEJUHATUS			
Põhjendus	3	Kirjelda ülevaate põhjendatust olemasolevate teadmiste kontekstis.	6–9
Eesmärgid	4	Sõnasta selgelt eesmärk (eesmärgid) või küsimus(ed), mida ülevaade käsitleb.	10
MEETODID			
Sobivuskriteeriumid	5	Määratle ülevaatesse sissearvamise ja väljaarvamise kriteeriumid ning kirjelda, millisel alusel uurimusi sünteesimise jaoks grupeeriti.	11–13
Andmeallikad	6	Loetle kõik andmebaasid, registrid, veebilehed, organisatsioonid, viiteloetelud ja muud allikad, mida kasutati uurimuste otsinguks või kust küsiti nõu nende leidmiseks. Esita kuupäevad, millal igast allikast viimati otsiti või nõu küsiti.	11–12
Otsingustrateegia	7	Esita täielikud otsingustrateegiad kõigi andmebaaside, registrite ja veebilehtede kohta, sealhulgas kõik kasutatud filtrid ning piirangud.	11–12, 48
Valikuprotsess	8	Loetle meetodid, mida kasutati otsustamiseks, kas uurimus vastab ülevaate sobivuskriteeriumitele, sealhulgas nimeta, mitu retsensenti iga dokumendi ja iga leitud artikli läbi vaatas ning kas nad töötasid sõltumatult. Vajaduse korral esita üksikasjad protsessis kasutatud automaatsete vahendite kohta.	11–13
Andmete kogumise protsess	9	Loetle andmete kogumiseks kasutatud meetodid, sealhulgas nimeta, mitu retsensenti igast artiklist andmeid kogus ja kas nad töötasid sõltumatult. Nimeta kõik protsessid, mida kasutati uurijatelt andmete saamiseks või kinnitamiseks. Vajaduse korral esita üksikasjad protsessis kasutatud automaatsete vahendite kohta.	11–13

Jaotis ja teema	Nr	Kontrollnimekirja ühik	Asukoht tekstis
Andmeüksused	10a	Loetle ja defineeri kõik väljundid, mille jaoks andmeid otsiti. Täpsusta, kas otsiti kõiki tulemusi, mis vastasid igale väljundvaldkonnale igas uurimuses (nt kõiki mõõdikuid, ajapunkte, analüüse), ja kui mitte, siis kirjelda meetodeid, mille abil otsustati, milliseid tulemusi koguda.	11–13
	10b	Loetle ja defineeri kõik teised parameetrid, mille jaoks andmeid otsiti (nt osalejate ja sekkumise tunnused, rahastamisallikad). Kirjelda kõiki oletusi, mida tehti igasuguse puuduva või ebaselge info kohta.	11–13
Uurimuse nihke riski hinnang	11	Loetle kasutatud meetodid, et hinnata nihke riski ülevaatesse kaasatud uurimustes, sealhulgas üksikasjad kasutatud vahendi(te) kohta. Nimeta, mitu retsensenti iga uurimust hindas ja kas nad töötasid sõltumatult. Vajaduse korral esita üksikasjad protsessis kasutatud automatiseeritud vahendite kohta.	13–14
Mõju mõõdikud	12	Loetle iga väljundi kohta mõjumõõdikud (nt riski suhe, keskmine erinevus), mida kasutati tulemuste sünteesimisel või esitamisel.	-
Sünteesimeetodid	13a	Kirjelda protsesse, mille alusel otsustati, millised uurimused sobisid igaks sünteesiks (nt tabel uurimuse sekkumistunnuste kohta ja nende võrdlus planeeritud gruppidega iga sünteesi jaoks (ühik nr 5)).	-
	13b	Kirjelda kõiki andmete ettevalmistamise meetodeid, mis olid vajalikud andmete esitamiseks või sünteesiks, nt puuduva koondstatistika käsitlemine või andmete teisendamine.	-
	13c	Kirjelda kõiki meetodeid, mida kasutati üksikuurimuste ja sünteeside tulemuste esitamiseks tabelitena või visuaalselt.	-
	13d	Kirjelda kõiki meetodeid, mida kasutati tulemuste sünteesimiseks, ja põhjenda nende valikut (valikuid). Metaanalüüsi korral kirjelda kasutatud mudelit (mudeleid) ja meetodit (meetodeid) tuvastamiseks statistilist heterogeensust ja selle ulatust ning kasutatud tarkvarapaketti (-pakette).	-
	13e	Kirjelda kõiki meetodeid, mida kasutati, et uurida võimalikke heterogeensuse põhjuseid uurimustulemuste hulgas (nt alagruppide analüüs, metaregressioon).	-
	13f	Kirjelda kõiki tundlikkusanalüüse, mida tehti sünteesitud tulemuste usaldusväärsuse hindamiseks.	-
Hinnangu nihkest teatamine	14	Kirjelda kõiki meetodeid, mida kasutati hindamiseks nihke riski, mis tulenes puuduvatest tulemustest sünteesis (esitamise nihke tõttu).	-
Kindluse hinnang	15	Kirjelda meetodeid, millega hinnati väljundi tõendusmaterjali kindlust (või usaldusväärsust).	-

Jaotis ja teema	Nr	Kontrollnimekirja ühik	Asukoht tekstis
TULEMUSED			
Uurimuste valik	16a	Kirjelda otsingu- ja valikuprotsessi tulemusi alates otsingu käigus tuvastatud dokumentide arvust kuni ülevaatesse võetud uurimuste arvuni, kasutades ideaaljuhul voodiagrammi.	12
	16b	Viita uuringutele, mis võisid näida vastavat sobivuskriteeriumitele, kuid jäeti välja, ja selgita väljajätmise põhjusi.	12
Uurimuste tunnused	17	Viita igale ülevaatesse kaasatud uurimusele ja esita talle iseloomulikud tunnused.	16–24
Uurimuste nihke risk	18	Esita hinnangud nihke riski kohta iga ülevaatesse kaasatud uurimuse kohta.	60
Üksikute uurimuste tulemused	19	Esita iga uurimuse kõigi väljundite kohta järgmine info: (a) iga grupi summaarne statistika (vajaduse korral) ning (b) mõju hinnang ja selle täpsus (nt usaldusväärsuse intervall), kasutades ideaaljuhul struktureeritud tabelleid või graafikuid.	50–59
Sünteeside tulemused	20a	Võta lühidalt kokku iga sünteesi tunnused ja nihke risk kaasatud uurimustes.	16–24
	20b	Esita kõigi tehtud statistiliste sünteeside tulemused. Kui tehti metaanalüüsi, esita iga osa summaarne hinnang ja selle täpsus (nt usaldusväärsuse intervall) ning statistilise heterogeensuse mõõdikud. Gruppe võrreldes kirjelda mõju suunda.	16–24
	20c	Esita kõigi uuringutulemused heterogeensuse võimalikud põhjused.	25–35
	20d	Esita kõigi tehtud tundlikkusanalüüside tulemused, et hinnata sünteesitud tulemuste usaldusväärsust.	-
Esituse nihe	21	Esita nihke riski hinnangud, mis tulenevad puuduvatest tulemustest (esitamise nihke tõttu) iga hinnatud sünteesi kohta.	-
Tõenduse kindlus	22	Esita iga hinnatud väljundi tõendusmaterjali kindluse (või usaldusväärsuse) hinnangud.	-
ARUTELU			
Arutelu	23a	Esita tulemuste üldine tõlgendus teiste tõendite kontekstis.	25–35
	23b	Arutle ülevaatesse kaasatud tõendite igasuguste piirangute üle.	36–37
	23c	Arutle kasutatud ülevaateprotsesside igasuguste piirangute üle.	36–37
	23d	Arutle, millised mõjud on tulemustel praktikale, poliitikale ja edasisele uurimistööle.	34–37
MUU INFORMATSIOON			

Jaotis ja teema	Nr	Kontrollnimekirja ühik	Asukoht tekstis
Registreerimine ja protokoll	24a	Anna ülevaate kohta registreerimisinfo, sealhulgas registri nimetus ja registreerimisnumber, või teata, et ülevaade ei ole registreeritud.	-
	24b	Näita, kust on võimalik saada ülevaate protokoll, või märgi, et protokoll pole koostatud.	-
	24c	Kirjelda ja selgita kõiki parandusi registreerimisel või protokollis esitatud infole.	-
Toetus	25	Kirjelda rahalisi või mitterahalisi toetusi ülevaatele ja rahastajate või sponsorite rolli ülevaates.	-
Konkureerivad huvid	26	Deklareeri ülevaate autorite igasugused konkureerivad huvid.	-
Andmete, koodi ja muude materjalide kättesaadavus	27	Märgi, millised järgmistest materjalidest on avalikult kättesaadavad või kust neid leida võib: andmekogumisvormide näidised, ülevaatesse võetud uurimustest hangitud andmed, kõigiks analüüsideks kasutatud andmed, analüütiline kood, kõik muud ülevaates kasutatud materjalid.	-

Lisa 2. Otsingustrategia tulemused andmebaasides

PubMed otsing tehtud 20.03.2026, n = 199:

("Electromyography"[MeSH] OR electromyography OR EMG OR "surface electromyography" OR sEMG) AND ("lactate threshold" OR "ventilatory threshold" OR "anaerobic threshold" OR "aerobic threshold" OR "gas exchange threshold" OR "respiratory compensation point" OR "electromyographic threshold" OR "EMG threshold" OR "sEMG threshold" OR "neuromuscular fatigue threshold") AND ("exercise test"[MeSH] OR "exercise testing" OR "incremental exercise" OR "graded exercise" OR "cardiopulmonary exercise test" OR CPET OR cycling OR "cycle ergometer" OR "cycle ergometry" OR "bicycle ergometer")

EBSCO Medline otsing tehtud 21.03.2026, n = 280:

(MH "Electromyography" OR TX electromyography OR TX EMG OR TX "surface electromyography" OR TX sEMG) AND (TX "lactate threshold" OR TX "ventilatory threshold" OR TX "anaerobic threshold" OR TX "aerobic threshold" OR TX "gas exchange threshold" OR TX "respiratory compensation point" OR TX "electromyographic threshold" OR TX "EMG threshold" OR TX "sEMG threshold" OR TX "neuromuscular fatigue threshold") AND (MH "Exercise Test" OR TX "exercise testing" OR TX "incremental exercise" OR TX "graded exercise" OR TX "cardiopulmonary exercise test" OR TX CPET OR TX cycling OR TX "cycle ergometer" OR TX "cycle ergometry" OR TX "bicycle ergometer")

Scopus otsing tehtud 21.03.2026, n = 233:

TITLE-ABS-KEY ((electromyography OR EMG OR "surface electromyography" OR sEMG) AND ("lactate threshold" OR "ventilatory threshold" OR "anaerobic threshold" OR "aerobic threshold" OR "gas exchange threshold" OR "respiratory compensation point" OR "electromyographic threshold" OR "EMG threshold" OR "sEMG threshold" OR "neuromuscular fatigue threshold") AND ("exercise testing" OR "exercise test" OR "incremental exercise" OR "graded exercise" OR "cardiopulmonary exercise test" OR CPET OR cycling OR "cycle ergometer" OR "cycle ergometry" OR "bicycle ergometer"))

Web of Science otsing tehtud 22.03.2026, n = 175:

TS=((electromyography OR EMG OR "surface electromyography" OR sEMG) AND ("lactate threshold" OR "ventilatory threshold" OR "anaerobic threshold" OR "aerobic threshold" OR "gas exchange threshold" OR "respiratory compensation point" OR "electromyographic threshold" OR "EMG threshold" OR "sEMG threshold" OR "neuromuscular fatigue threshold") AND ("exercise

testing" OR "exercise test" OR "incremental exercise" OR "graded exercise" OR "cardiopulmonary exercise test" OR CPET OR cycling OR "cycle ergometer" OR "cycle ergometry" OR "bicycle ergometer"))

Lisa 3. Magistritöösse kaasatud uuringute üldiseloomustus artiklite avaldamise aasta alusel

Autor, aasta, riik	Uuritavate arv, sugu ja vanus	Uuritavate treenitus	Koormustesti protokoll
Nagata <i>et al.</i> , 1981 Jaapan	n = 10 (M); 21 ± 1,6 a	Info puudub	S: 4 min 0 W; PO: 24,5 W/min suutlikkuseni
Airaksinen <i>et al.</i> , 1992 Soome	n = 12 (M); 23,3 a (17-31 a)	Kõrgliiga jäähokimängijad	S: 5 min 100 W; PO: 30 W/3 min (I aste), edasi 30 W/2 min suutlikkuseni
Glass <i>et al.</i> , 1998 Ameerika Ühendriigid	n = 10 (M); 23,4 ± 3,1 a	Rattasõidukogemusega; VO ₂ peak 66,37 ± 10,61 ml/kg/min	S: 5 min 64 W; PO: 45 W/2 min kuni kadentsi hoidmiseni
Chicharro <i>et al.</i> , 1999 Hispaania	n = 12 (M); 24 ± 5 a	Treenitud	S: info puudub; PO: 25 W/min suutlikkuseni
Lucía <i>et al.</i> , 1999 Hispaania	n = 28 (M); 24 ± 4 a	Professionaalsed maanteeratturid n = 16; Amatööratturid n = 12	S: info puudub; PO: 5 W/12 s suutlikkuseni
Hug <i>et al.</i> , 2003b Prantsusmaa	n = 8 (M); 24 ± 1 a	Professionaalsed maanteeratturid; ~30 000 km/a	S: info puudub; PO: 26 W/min suutlikkuseni
Hug <i>et al.</i> , 2003a Prantsusmaa	n = 39 (M); I: 47 ± 13 a; II: 26 ± 3 a; III: 21 ± 4 a	I: keskealised treenimata (n = 28); II: noored treenimata (n = 5); III: treenitud noored ratturid (n = 6)	S: 2 min 0 W; PO: 20 W/min suutlikkuseni
Mello <i>et al.</i> , 2006 Brasiilia	n = 13 (M); 21-32 a	Regulaarselt kehaliselt aktiivsed	S: info puudub; PO: 12,5 W/min suutlikkuseni
Jürimäe <i>et al.</i> , 2007 Eesti	n = 49 (M); 23,8 ± 5,7 a	Sportlased: rattasõit (n = 11), käsipall (n = 10), süstasport (n = 9), jõutõstmine (n = 8); treenimata kontrollgrupp (n = 11)	S: info puudub; PO: 25 W/min suutlikkuseni
Candotti <i>et al.</i> , 2008 Brasiilia	n = 24 (M); 24,9 ± 3,7 a	Regulaarne treening 2-3 h/ndl	S: 3 min 0 W; PO: 25 W/3 min suutlikkuseni

Camata <i>et al.</i> , 2009 Brasiilia	n = 13 (M); 27,2 ± 3,9 a	Amatööratturid; 4,7 ± 1,3 ×/ndl; 349,3 ± 159,1 km/ndl	S: 3 min 100 W; PO: 20 W/min suutlikkuseni
Tyka <i>et al.</i> , 2009 Poola	n = 15 (M); 21,9 ± 1,8 a	Info puudub	S: info puudub; PO: 30 W/3 min
Camic <i>et al.</i> , 2010 Ameerika Ühendriigid	n = 16 (M); 23,4 ± 3,2 a	Aeroobselt mittetreinitud; ≤ 4 h/ndl	S: info puudub; PO: 30 W/2 min suutlikkuseni
Gassi ja Bankoff, 2010 Brasiilia	n = 8 (M); 25,25 ± 6,96 a	Amatööratturid ja triatleedid; ≥ 1 a kogemust	S: info puudub; PO: 25 W/min suutlikkuseni
Bergstrom <i>et al.</i> , 2013 Ameerika Ühendriigid	n = 10 (6 M, 4 N); 20 ± 1 a	Harrastussportlased; aeroobne treening ≥ 30 min, 5 ×/ndl	S: info puudub; PO: 30 W/2 min suutlikkuseni
Pereira <i>et al.</i> , 2013 Brasiilia	n = 8 (M); 36,0 ± 9,7 a	Amatööratturid; 250-980 km/ndl; 3-7 ×/ndl	S: 5 min 60 W; PO: 20 W/min suutlikkuseni
Kang <i>et al.</i> , 2014 Lõuna-Korea	n = 69 (M); 23,4 ± 4,2 a	Kehaliselt aktiivsed; ≥ 2 ×/ndl	S: 2 min; PO: 20 W/min suutlikkuseni
Boone <i>et al.</i> , 2015 Belgia	n = 12 (M); 20,6 ± 2,7 a	Kehaliselt aktiivsed; erinevad spordialad	S: 3 min 50 või 80 W; PO: 25 W/min suutlikkuseni
Boone <i>et al.</i> , 2016 Belgia	n = 64 (M); 21,2 ± 3,2 a	Kehaliselt aktiivsed; erinevad spordialad	S: 3 min 50 W; PO: 20–35 W/min suutlikkuseni
Iannetta <i>et al.</i> , 2017 Kanada	n = 12 (10 M, 2 N); 31,0 ± 8,1 a	Vastupidavustreening 1,5-2 h 4-5 ×/ndl;	S: 4 min 50 W; PO: 30 W/min (M), 25 W/min (N) suutlikkuseni
Latasa <i>et al.</i> , 2017 Hispaania	n = 16 (M); 21,7 ± 2,9 a	Poolprofessionaalsed jalgratturid; 400-600 km/ndl; ~20 000 km/a	S: 5 min 0 W; PO: 25 W/min suutlikkuseni
Latasa <i>et al.</i> , 2019 Hispaania	n = 16 (M); 21,7 ± 2,9 a	Eliitjalgratturid; 400-600 km/ndl; ~20 000 km/a	S: 5 min 0 W; PO: 25 W/min suutlikkuseni
Snarr <i>et al.</i> , 2019 Ameerika Ühendriigid	n = 5 (M); 26,4 ± 4,9 a n = 5 (N); 23,8 ± 2,2 a	Mõõdukas-kõrge intensiivsus; ≥ 30 min ≥ 3 ×/ndl	S: 3 min 40 W; PO: 40 W/3 min suutlikkuseni
Snarr <i>et al.</i> , 2021 Ameerika Ühendriigid	n = 13 (9 M, 4 N); 22,8 ± 4,8 a	Mõõdukas-kõrge intensiivsus; ≥ 30 min ≥ 3 ×/ndl	S: 3 min 40 W; PO: 40 W/3 min suutlikkuseni

Caen <i>et al.</i> , 2022 Belgia	n = 11 (M); 25 ± 4 a n = 10 (N); 27 ± 3 a	Kehaliselt aktiivsed; 5 ± 2 h/ndl	S: 6 min 20 W, 6 min 80 W (N)/100 W (M), 2 min paus, 4 min 50 W; PO: 30 W/min suutlikkuseni
Kawamura <i>et al.</i> , 2022 Jaapan	n = 16 (M); 23,88 ± 3,95 a	Treenimata	S: 3 min 20 W; PO: 15 W/min kuni SLS > 80% eeldatav max või suutlikkuseni
Tilp <i>et al.</i> , 2025 Austria	n = 12 (8 M, 4 N); 25,5 ± 3,9 a	Kehaliselt aktiivsed; VO ₂ peak 43,3 ± 4,1 ml/kg/min	S: 5 min 40 W; PO: 10 W/min suutlikkuseni

Kasutatud lühendid: M - mehed; N - naised; S – soojendus enne koormustesti; PO – koormustesti põhiosa; SLS – südamelöögisagedus, VO₂peak – hapniku tipptarbimine

Lisa 4. Magistritöösse kaasatud uuringute EMG parameetrid, läve tuvastatavus ja võrdlus metaboolsete lävedega

Autor, aasta	Metaboolne võrdlusmeetod	EMG parameeter, MP tuvastamise meetod	Lihased	EMG läve tuvastatavus	sEMG ja metaboolse läve võrdluse tulemused
Nagata <i>et al.</i> , 1981	LT2, VT2	iEMG, PFR, FRQ70%; MP: visuaalne, peamiselt iEMG ja FRQ70% põhjal	VL	Ei raporteeritud; EMG MP väärtused esitatud kogu valimil (n = 10)	EMG MP VO ₂ 1,91 ± 0,36 L/min; LT2 1,71 ± 0,30 L/min; VT2 1,87 ± 0,35 L/min. EMG MP kõrgem LT2-st (keskm. erinevus 0,20 L/min; p < 0,05), ei erinenud VT2-st (keskm. erinevus 0,04 L/min; p > 0,05). EMG MP vs LT2 r = 0,921, p < 0,001; EMG MP vs VT2 r = 0,921, p < 0,001. FRQ _{70%} suurenes oluliselt pärast LT2 (p < 0,05), PFR ei muutunud oluliselt.
Airaksinen <i>et al.</i> , 1992	LT2, VT2	RMS; MP: visuaalne, 2 hindajat	VL, GC, FRONT	VL: 100% (12/12), GC: 100% (12/12), FRONT: 100% (12/12)	VL/GC/Front: EMG MP 10,6 min; VT2 10,4 min; LT2 10,0 min; kõik läved 300 W, SE ± 12 W; r = 0,91–0,96, p < 0,01.
Glass <i>et al.</i> , 1998	VT1	iEMG; MP: visuaalne	VL, RF	VL 50% (5/10), RF 100% (10/10)	RF: iEMGt 3,53 ± 0,36 L/min; VT1 3,36 ± 0,42 L/min. Keskmised ei erinenud; r = 0,68. VL: iEMGt 5/10 uuritaval, seetõttu rühma võrdlusesse ei kaasatud.
Chicharro <i>et al.</i> , 1999	LT1	RMS; MP: kahe sirge regressioon	VL	100% (12/12)	EMGt 223,4 ± 42,2 W; LT1 229,6 ± 57,6 W; EMGt VO ₂ 40,0 ± 7,6; LT1 VO ₂ 40,1 ± 9,1 ml/kg/min; EMGt %VO ₂ max 62,8 ± 7,1%; LT1 %VO ₂ max 63,3 ± 11,9%. Keskmised ei erinenud (p > 0,05), EMGt vs LT1 r = 0,80, p < 0,05.

Lucía <i>et al.</i> , 1999	VT1, VT2, LT1, OBLA	RMS; MP-d: mitme-lõiguline segmenteeritud regressioon, RSS	VL, RF	VL ja RF: kahe läve vastus 90%; EMGt1 puudus 10%; EMGt2 tuvastatud 100%.	<p>EMGt1: VT1 257,8 ± 10,0 W; LT1 269,8 ± 12,9 W; VL 240,3 ± 9,8 W; RF 270,8 ± 13,8 W; Keskused ei erinenud ($p > 0,05$). EMGt1 vs VT1 $r = 0,66$; EMGt1 vs LT1 $r = 0,64$ (mõlemad $p < 0,05$) BA graafikul VL: VT1 nihe -10,2 W, SD 58,9 W; LT1 nihe -18,6 W, SD 47,2 W; $\geq 90\%$ väärtustest LoA sees.</p> <p>EMGt2: VT2 352,8 ± 11,4 W; OBLA 377,6 ± 13,0 W; VL 371,1 ± 9,2 W; RF 367,5 ± 14,1 W; Keskused ei erinenud ($p > 0,05$). EMGt2 vs VT2 $r = 0,82$; EMGt2 vs OBLA $r = 0,80$ (mõlemad $p < 0,05$). BA graafikul VL: VT2 nihe 10,2 W, SD 23,7 W; OBLA nihe 1,9 W, SD 33,9 W; $\geq 90\%$ väärtustest LoA sees.</p>
Hug <i>et al.</i> , 2003b	VT1, VT2	RMS; MP-d: visuaalne, 2 sõltumatut hindajat	VL, RF, VM, SM, BF, GL, GM, TA	EMGt1, EMGt2: VL: 100%, 100%; RF: 75%, 75%; VM: 75%, 88%; SM: 88%, 100%; BF: 100%, 100%; GL: 50%, 75%; GM: 63%, 63%; TA: 88%, 88%.	<p>EMGt1 vs VT1: 52 ± 2% Wmax vs 62 ± 9% Wmax; EMGt1 enne VT1 ($p < 0,05$). EMGt2 vs VT2: 86 ± 1% Wmax vs 89 ± 7% Wmax. Keskused ei erinenud. Korrelatsioon ja BA puuduvad.</p>
Hug <i>et al.</i> , 2003a	VT1	RMS, MF, E _L , E _H ; MP: visuaalne, MF/E _H ≥ 10% muutus	VL	≥ 1 EMG tunnus 85% (33/39); RMS 33%, MF 24%, E _L 76%, E _H 42%	<p>VT1 (VCO₂ slope): RMS $r = 0,977$; MF $r = 0,932$; E_H $r = 0,986$; E_L $r = 0,869$; kõik $p < 0,001$. VT1 (VE/VO₂): RMS $r = 0,968$; MF $r = 0,966$; E_H $r = 0,961$; E_L $r = 0,808$; kõik $p < 0,001$. RMS/MF/E_H ≈ VT1; E_L enne VT1.</p>

Mello <i>et al.</i> , 2006	VT1	RMS; MP: kahe sirge regressioon, minimaalne SSE	VL	100% (13/13)	VT1 131,7 ± 23,2 W; EMGt 146,2 ± 24,7 W; keskmised ei erinenud (p = 0,1769); BA graafikul: kõik väärtused ±2 SD piirides; korrelatsiooni ei raporteeritud.
Jürimäe <i>et al.</i> , 2007	VT2	iEMG; MP: visuaalne, 2 sõltumatut hindajat	VL, VM, BF, GL	VL 98%; VM 96%; BF 89%; GL 80%	VT2 271,4 ± 64,0 W; EMGt väärtused ei erinenud VT2-st. VL r = 0,81, r ² = 0,66; VM r = 0,73, r ² = 0,53; BF r = 0,69, r ² = 0,48; GL r = 0,58, r ² = 0,33; Kõik korrelatsioonid p < 0,05. BA graafikul: ≥ 91% väärtustest LoA sees.
Candotti <i>et al.</i> , 2008	LT2	RMS; MP: kahe sirge regressioon, maksimaalne R ² korrutis	VL, RF	91,7% (22/24; nii VL kui RF)	LT2 132 ± 30 W; EMGt: VL 134 ± 27 W; RF 134 ± 27 W; keskmised väärtused ei erinenud (p = 0,96). VL r = 0,826, RF r = 0,872; mõlemad p < 0,01. BA graafikul: Võimsuse põhjal: 100% väärtustest LoA sees; VL nihe = 1 W, SD = 18 W; RF nihe = 4 W, SD = 16 W. Aja põhjal: VL 100% väärtustest LoA sees; RF 1 väärtus LoA-st väljas; VL ja RF nihe = -1 min, SD = 2 min.
Camata <i>et al.</i> , 2009	VT2	RMS; MP: visuaalne; RMS-aknad 2–60 s	VL, VM, RF	Ei raporteeritud; EMG MP väärtused esitatud kogu valimil (n = 13)	VT2 269,23 ± 37,45 W. 5s ja 10 s aknad VT2-ga kõige tugevamalt seotud, parima kooskõlaga. EMG MP keskmised 5–10 s akendel 265,00–276,92 W; r = 0,72–0,87, p < 0,05. Keskmised ei erinenud VT2-st (p > 0,05). BA: nihe -9,23...4,23 W; LoA alampiir -68,87...-45,10 W, ülempiir 39,00...53,87 W sõltuvalt lihasest ja RMS-aknast.
Tyka <i>et al.</i> , 2009	LT2	iEMG; MP: visuaalne	VL, RF	Ei raporteeritud; EMG MP väärtused esitatud kogu valimil (n = 15)	iEMG MP ≈ LAAT kõigis tingimustes: 23 °C: iEMG MP 205 ± 22,9 W, LAAT 202 ± 26,5 W, r = 0,91; 31 °C: iEMG MP 186,2 ± 20,2 W, LAAT 186 ± 20,2 W, r = 0,96; 37 °C: iEMG MP 175,3 ± 20,0 W, LAAT 175,5 ± 25,2 W, r = 0,97.

Camic <i>et al.</i> , 2010	VT1, RCP	RMS, MPF; MP: PWCFT ja MPFFT, regressiooni kalde alusel	VL	Ei raporteeritud; PWCFT ja MPFFT väärtused esitatud kogu valimil (n = 16)	PWCFT vs VT1: 168 ± 36 W vs 152 ± 33 W; keskmised ei erinenud; r = 0,37, p > 0,05. MPFFT vs RCP: 208 ± 37 W vs 205 ± 29 W; keskmised ei erinenud; r = 0,72, p < 0,05.
Gassi ja Bankoff, 2010	VT1	RMS; MP: visuaalne	VL, RF	Ei raporteeritud; EMG MP väärtused esitatud kogu valimil (n = 8)	VT1 215,63 ± 65,38 W; EMG-FT VL 198,88 ± 48,99 W; EMG- FT RF 184,38 ± 37,65 W; VO ₂ : VT1 33,76 ± 6,03 ml/kg/min, VL 32,33 ± 7,15 ml/kg/min, RF 33,52 ± 6,87 ml/kg/min; ANOVA alusel keskmised ei erinenud, p-väärtust ei raporteeritud.
Bergstrom <i>et al.</i> , 2013	GET, RCP	RMS; MP: PWCFT, regressiooni kalde alusel	VL	Ei raporteeritud; PWCFT väärtused esitatud kogu valimil (n = 10)	PWCFT 197 ± 55 W; GET 168 ± 40 W; RCP 212 ± 50 W. PWCFT > GET (p < 0,05), PWCFT ja RCP keskmised ei erinenud. PWCFT vs GET r = 0,847; PWCFT vs RCP r = 0,835.
Pereira <i>et al.</i> , 2013	VT1	RMS, MFCV; MP: kahe sirge regressioon, RSS	VL	100% (8/8)	VT1 77,1 ± 7,5% VO ₂ max, EMGt 81,9 ± 11,7% VO ₂ max, MFCVT 80,3 ± 10,4% VO ₂ max; keskmised ei erinenud (p = 0,46); EMGt vs VT1: BA nihe = 5,5% VO ₂ max, 100% väärtustest LoA sees; SEM = 10,96% VO ₂ max. MFCVT vs VT1: BA nihe = 5,2% VO ₂ max; 87,5% väärtustest LoA sees; SEM = 10,35% VO ₂ max.
Kang <i>et al.</i> , 2014	VT2	RMS; MP: kahe sirge regressioon, suurim kalde muutus; filtreerimisinte rvallid 9–30 s	VL	Ei raporteeritud, EMG MP väärtused esitatud kogu valimil (n = 69)	EMG MP aeg ei erinenud (p = 0,43); r = 0,89–0,94; BA LoA – 101,1...109,0 s sõltuvalt filtrivahemikust; 94–96% väärtustest LoA sees.

Boone <i>et al.</i> , 2015	RCP	iEMG, MPF; iEMG normaliseeritud MVC, MPF baaskoormuse suhtes; MP: kahe sirge regressioon, SSE	VL	Ei raporteeritud; iEMG ja MPF MP väärtused esitatud kogu valimil (n = 12)	iEMG 82,9–84,9% VO ₂ peak, MPF 82,9–84,9% VO ₂ peak, RCP 89,3–90,1% VO ₂ peak; iEMG ja MPF MP-d madalamal kui RCP (p < 0,01); r > 0,90.
Boone <i>et al.</i> , 2016	RCP	iEMG, MPF; iEMG normaliseeritud MVC, MPF baaskoormuse suhtes; MP: kahe sirge regressioon, SSE	VL	93%	iEMG 86,0 ± 4,0% VO ₂ peak; MPF 86,3 ± 4,1% VO ₂ peak, RCP 87,4 ± 4,5% VO ₂ peak; iEMG ja MPF MP-d madalamal %VO ₂ peak tasemel kui RCP (p = 0,047); iEMG vs RCP r = 0,88, keskmine erinevus -1,4 ± 2,1% VO ₂ peak; MPF vs RCP r = 0,87; keskmine erinevus -1,1 ± 2,2% VO ₂ peak.
Iannetta <i>et al.</i> , 2017	RCP	RMS; normaliseeritud 50 W baaskoormuse suhtes; MP: visuaalne, 2 hindajat	VL, VM, RF	100% (12/12; VL, VM, RF)	RCP 3,39 ± 0,41 L/min; EMGt VL 3,40 ± 0,44, VM 3,43 ± 0,49, RF 3,48 ± 0,46 L/min; keskmised VO ₂ väärtused ei erinenud (p > 0,05).
Latasa <i>et al.</i> , 2017	VT1, RCP, OBLA	RMS; MP: PWCFT, regressiooni kalde alusel	VL	Ei raporteeritud; PWCFT esitatud kogu valimil (n = 16)	PWCFT 372 ± 25 W; OBLA 306 ± 32 W, VT1 337 ± 31 W, RCP 381 ± 36 W. PWCFT sarnane RCP-ga (p = 0,42), PWCFT > VT1/OBLA (p < 0,05); OBLA r = 0,31 (p > 0,05), VT1 r = 0,78 (p < 0,05); RCP r = 0,85 (p < 0,05).

Latasa <i>et al.</i> , 2019	VT1, VT2	RMS; MP-d: mitmelõiguline segmenteeritud regressioon, RSS	VL, VM, BF, GMax	EMGt1+EMGt2: 75%; EMGt2: 100% (16/16); EMGt1: GMax 100%, VL, VM, BF 75–80%	EMGt1 vs VT1: $r = 0,69–0,88$; VL/VM/BF keskm. ei erinenud, GMax EMGt1 > VT1. EMGt2 vs VT2: $r = 0,82–0,90$; keskmised ei erinenud. BA tehtud, LoA arvuliselt ei raporteeritud; $\geq 90\%$ väärtustest LoA sees
Snarr <i>et al.</i> , 2019	LT2	RMS; MP: Dmax-meetod	VL	10/11	Enne 30 min ühtlast koormust: koormus ei erinenud (EMGt 128 ± 45 vs LT2 140 ± 28 W; $p = 0,43$), sama koormusaste 50%, %VO ₂ peak $r = -0,32$ ja %HRmax $r = 0,23$, BA LoA $-22,7...29,3\%$ VO ₂ peak, $-16...24\%$ HRmax. Pärast 30 min ühtlast koormust: EMGt > LT2 (136 ± 47 vs 104 ± 43 W; $p < 0,01$), sama koormusaste 10%, %VO ₂ peak $r = 0,02$ ($p = 0,95$) ja %HRmax $r = 0,35$, BA LoA $-7...29\%$ VO ₂ peak, $-12...22\%$ HRmax; prop. nihe olemas.
Snarr <i>et al.</i> , 2021	LT2	RMS; MP: Dmax-meetod	VL	100% (13/13)	Koormus (W) ei erinenud ($p = 0,83$); sama koormusaste 84,6% (11/13); $r_s = 0,677$, $p = 0,01$; %VO ₂ peak $r = 0,73$, BA LoA $-8,4...10,3\%$; %HRmax $r = 0,58$, BA LoA $-5,1...8,1\%$.
Caen <i>et al.</i> , 2022	RCP, MLSS	iEMG; MP: kahe sirge regressioon; mudeli sobitamise aken visuaalselt kohandatud	VL	Ei raporteeritud; iEMG MP esitatud kogu valimil ($n = 10$ N, $n = 10$ M)	Uuring 1 (N): iEMG MP vs RCP $r = 0,97–0,98$; iEMG MP vs MLSS $r = 0,89–0,96$. Lävede keskmised ei erinenud: VO ₂ $p = 0,143$; võimsus $p = 0,281$. Uuring 2 (M): iEMG MP vs RCP $r = 0,86–0,94$; iEMG MP vs MLSS $r = 0,88–0,91$. Lävede vahel esines keskmine erinevus: VO ₂ $p < 0,001$; võimsus $p = 0,024$; iEMG MP > MLSS VO ₂ põhjal ($p = 0,006$; 95% CI 52–236 mL/min). BA puudub.

Kawamura <i>et al.</i> , 2022	VT1	RMS; normaliseeritud MVC suhtes; MP: segmenteeritud regressioon	SCM, DIA, RA, RF, VL, GC	SCM 100% (16/16); DIA 81,3% (13/16); RA 87,5% (14/16); RF 81,3% (13/16); VL 87,5% (14/16); GC 87,5% (14/16)	RF: $r = 0,854$, $p < 0,001$; VL: $r = 0,657$, $p = 0,011$; SCM: $r = 0,119$, $p = 0,660$; DIA: $r = 0,371$, $p = 0,212$; RA: $r = -0,264$, $p = 0,362$.
Tilp <i>et al.</i> , 2025	RCP	RMS; MP: kahe sirge regressioon, minimaalne RMSE, taasvalik 50×	VL	100% (12/12)	Lokomotoorne VL: $r = 0,9$; ICC = 0,94; BA LoA -22,1...23,4 W; Mittelokomotoorne VL: $r = 0,77$; ICC = 0,90.

Kasutatud lühendid: ANOVA – dispersioonanalüüs (ingl k *analysis of variance*), BA – Bland-Altmani analüüs, CI – usaldusvahemik (ingl k *confidence interval*), Dmax – füsioloogilise läve määramise meetod, kus läveks loetakse polünoomse regressioonikõvera punkt, mis asub kõige kaugemal testi algus- ja lõpp-punkti ühendavast sirgest, E_H – kõrgsageduslik EMG komponent, E_L – madalsageduslik EMG komponent, EMG – elektromüograafia, EMG-FT – elektromüograafiline väsimuslävi (ingl k *electromyographic fatigue threshold*), EMGt – elektromüograafiline lävi, EMGt1 – esimene elektromüograafiline lävi, EMGt2 – teine elektromüograafiline lävi, FRQ_{70%} – sagedusvahemik 70% piigi sagedusel, GET – gaasivahetuse lävi (ingl k *gas exchange threshold*), HRmax – maksimaalne südamelöögisagedus, ICC – klassisisene korrelatsioonikordaja (ingl k *intraclass correlation coefficient*), iEMG – integreeritud elektromüograafia, LAAT – laktaadi anaeroobne lävi, LoA – kokkulangevuse piirid (ingl k *limits of agreement*), LT1 – esimene laktaadilävi, LT2 – teine laktaadilävi, MF – mediaansagedus, MFCV – maksimaalne lihaskiudude juhtivuskiirus (ingl k *maximal fiber conduction velocity*), MFCVT – maksimaalse lihaskiudude juhtivuskiiruse lävi, MLSS – maksimaalne laktaadi püsiseisund (ingl k *maximal lactate steady state*), MP – murdepunkt, MPF – keskmine võimsussagedus (ingl k *mean power frequency*), MPFFT – keskmise võimsussageduse väsimuslävi, MVC – maksimaalne tahteline lihaskontraktsioon (ingl k *maximal voluntary contraction*), OBLA – vere laktaadi akumulatsiooni algus (ingl k *onset of blood lactate accumulation*), PFR – tippsagedus (ingl k *peak frequency*), prop. nihe – proportsionaalne nihe, PWCFT – füüsilise töövõime väsimuslävi (ingl k *physical working capacity fatigue threshold*), RCP – respiratoorne kompensatsioonipunkt, RMS – ruutkeskmine väärtus (ingl k *root mean square*), RMSE – ruutkeskmine viga (ingl k *root mean square error*), RSS – jääkide ruutude summa (ingl k *residual sum of squares*), SD – standardhälve (ingl k *standard deviation*), SE – standardviga (ingl k *standard error*), SEM – mõõtmise standardviga (ingl k *standard error of measurement*), SSE – summaarne ruutviga (ingl k *sum of squared errors*), VE/VO₂ – ventilatoorne ekvivalent hapniku suhtes, VO₂ – hapnikutarbimine, VO₂max – maksimaalne hapnikutarbimine, VO₂peak – hapnikutarbimise tippväärtus, VT1 – esimene ventilatoorne lävi, VT2 – teine ventilatoorne lävi, Wmax – maksimaalne võimsus, BF – *m. biceps femoris*, DIA – *diaphragma*, FRONT – *m. frontalis*, GC – *m. gastrocnemius*, GL – *m. gastrocnemius lateralis*, GM – *m. gastrocnemius medialis*, GMax – *m. gluteus maximus*, RA – *m. rectus abdominis*, RF – *m. rectus femoris*, SCM – *m. sternocleidomastoideus*, SM – *m. semimembranosus*, TA – *m. tibialis anterior*, VL – *m. vastus lateralis*, VM – *m. vastus medialis*.

Lisa 5. Artiklite nihke risk Joanna Briggs Instituudi kriitilise hindamise tööriista alusel

	Sisemine valiidsus						Statistiliste	Raporteerimise
	1	2	3	4	5	6	järelduste valiidsus	täielikkus
	7	8						
Nagata <i>et al.</i> , 1981	Ebaselge	Ebaselge	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Airaksinen <i>et al.</i> , 1992	Jah	Ei	Jah	Ei	Jah	Jah	Ebaselge	Jah
Glass <i>et al.</i> , 1998	Ebaselge	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Chicharro <i>et al.</i> , 1999	Ebaselge	Jah	Jah	Jah	Ebaselge	Jah	Jah	Jah
Lucía <i>et al.</i> , 1999	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Hug <i>et al.</i> , 2003a	Jah	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Hug <i>et al.</i> , 2003b	Jah	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Mello <i>et al.</i> , 2006	Ebaselge	Ei	Jah	Jah	Ebaselge	Ebaselge	Jah	Jah
Jürimäe <i>et al.</i> , 2007	Jah	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Candotti <i>et al.</i> , 2008	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Camata <i>et al.</i> , 2009	Jah	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Tyka <i>et al.</i> , 2009	Ebaselge	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Camic <i>et al.</i> , 2010	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Gassi & Bankoff, 2010	Ebaselge	Jah	Jah	Ei	Jah	Ebaselge	Jah	Jah
Bergstrom <i>et al.</i> , 2013	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Pereira <i>et al.</i> , 2013	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Kang <i>et al.</i> , 2014	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Boone <i>et al.</i> , 2015	Ebaselge	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Boone <i>et al.</i> , 2016	Ebaselge	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Iannetta <i>et al.</i> , 2017	Jah	Jah	Jah	Ei	Jah	Jah	Jah	Jah
Latasa <i>et al.</i> , 2017	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Latasa <i>et al.</i> , 2019	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Snarr <i>et al.</i> , 2019	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Snarr <i>et al.</i> , 2021	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Caen <i>et al.</i> , 2022	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah

Kawamura <i>et al.</i> , 2022	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah
Tilp <i>et al.</i> , 2025	Ebaselge	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah	Jah

1. Kas valimisse kaasamise kriteeriumid olid selgelt määratletud?; 2. Kas mõõtmiseks kasutati objektiivseid ja standardiseeritud kriteeriume?; 3. Kas kokkupuudet mõõdeti valiidsel ja usaldusväärsel viisil?; 4. Kas tulemusi mõõdeti valiidsel ja usaldusväärsel viisil?; 5. Kas segavad tegurid olid tuvastatud?; 6. Kas segavate tegurite käsitlemise strateegiad olid esitatud?; 7. Kas kasutati asjakohast statistilist analüüsi?; 8. Kas uuringus osalejad ja uurimiskeskond olid detailselt kirjeldatud?

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Kristin Tamberg,

1. Annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) minu loodud teose “Nahapinnaelektroodidel põhineva elektromüograafia kasutamine aeroobse ja anaeroobse läve tuvastamiseks astmelisel koormustel: süstemaatiline ülevaade”, mille juhendaja on Laura Lepasalu, 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.

Kristin Tamberg

18.05.2026