

Univerza v Ljubljani
Fakulteta *za šport*



*Gortanova 22
1000 Ljubljana*

UTRUJANJE MED RAZLIČNO INTENZIVNIM 6-MINUTNIM VESLANJEM

Doktorska disertacija

Avtor: Mitja Gerževič, prof. šp. vzg.

Mentor: prof. dr. Vojko Strojnik, *Fakulteta za šport*

Somentor: prof. dr. Anton Ušaj, *Fakulteta za šport*

Ljubljana, 2011

UDK: 57:796:612:797.12

Mitja Gerževič

UTRUJANJE MED RAZLIČNO INTENZIVNIM 6-MINUTNIM VESLANJEM

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana, 2011

Strani: 164, preglednic: 9, slik: 70, literature: 159

FATIGUING DURING 6-MINUTE ROWING AT DIFFERENT INTENSITIES

University of Ljubljana, Faculty of Sport, Ljubljana, 2011

Pages: 164, tables: 9, figures: 70, references: 159

Doktorska disertacija z naslovom UTRUJANJE MED RAZLIČNO INTENZIVNIM 6-MINUTNIM VESLANJEM je rezultat lastnega raziskovalnega dela.

Mitja Gerževič

ZAHVALA

Največja zahvala gre cenjenemu mentorju in učitelju prof. dr. Vojku Strojniku, ki je v meni vzbudil zanimanje in navdušenje za znanstveno-raziskovalno delo, me naučil poglobljenega dela in kritičnega razmišljanja ter me uspešno vodil in usmerjal, tudi in predvsem takrat, ko sem bil na razpotju ali nisem uvidel prave smeri. Hvala za izkazano zaupanje, za nasvete in pomoč pri nastajanju doktorske naloge ter za vse, kar sem se od Vas lahko naučil.

Zahvaljujem se somentroju prof. dr. Antonu Ušaju za njegovo pozitivno kritičnost in dragoceni čas, ki mi ga je namenil v vseh letih mojega študija.

Posebna zahvala gre Veslaški zvezi Slovenije, natančneje selektorju Milošu Janši in vsem trenerjem, ki so svoje veslače, kljub natrpanemu urniku, vključili v raziskavo. Najlepša hvala veslačem za potrpežljivost pri izvedbi tehnično, organizacijsko in po intenzivnosti in trajanju izredno zahtevnih meritev.

Za pomoč pri izvedbi meritev se zahvaljujem vodji laboratorija za fiziologijo športa, doktorju Radoje Miliću, sestrama Silvi Jošt in Nadi Štruncelj ter Stanislavu Štuhcu iz laboratorija za biomehaniko. Iskrena hvala tudi kolegu Milošu Kalcu za pomoč pri izvedbi meritev, ki jih brez njegove asistence ne bi mogel opraviti.

Posebej se zahvaljujem dr. Igorju Štirnu za nesebično pomoč pri meritvah in obdelavi podatkov pilotne študije, iskanju polnih člankov, obdelavo in pripravo slik, za strokovna razglabljanja in posvete ter vsa pojasnila in razlage, ... kadarkoli, ne glede na uro ali dan.

Zahvaljujem se tudi doc. dr. Tomažu Jarmu za izdelavo računalniške rutine za obdelavo EMG-signala ter za njegovo natančnost in doslednost v času priprave izvirnega znanstvenega članka.

Hvala Romini in vsem, ki ste mi na kakršenkoli način pomagali priti do te točke.

Hvala moji ožji in širši družini, predvsem pa hvala ženi Tjaši za njeno neizmerno ljubezen, stoodstotno podporo in razumevanje ter veliko mero potrpežljivosti. Hvala sinu Leonu za dodaten zagon in motivacijo pri zaključevanju naloge.

IZVLEČEK

Cilj naloge je bil ugotoviti razlike v vzorcih aktivacije in strategijah utrujanja mišic med nizko (na laktatnem pragu – LP), srednje (na anaerobnem pragu pri koncentraciji laktata 4 mmol/l – AnP) in visoko (simulirana tekma – MAX) intenzivnim 6-min veslanjem na ergometru. Enajst dobro treniranih veslačev (7 članov, 4 mladinci) je opravilo serijo meritev v dveh delih. V prvem delu so merjenci izvedli večstopenjski prekinjajoči laktatni (LA) test, na osnovi katerega je bila določena intenzivnost veslanja pri LP in AnP. V drugem, glavnem delu meritev pa so bile najprej izmerjene kontraktilne lastnosti mišice quadriceps femoris (QF) in največje hoteno izometrično naprežanje (MVC) posameznih mišic. Sledile so tri 6-min veslaške obremenitve z vmesnim enournim odmorom, na koncu pa še največje hoteno izometrično utrujanje izbranih mišic v trajanju 60–90 s. Po vsaki 6-min obremenitvi so merjenci izpolnili poseben vprašalnik o stopnji (SU) in vrstnem redu oz. rangi utrujenosti (RU) izbranih mišic. Med LP, AnP, MAX, MVC in med izometričnim utrujanjem je bil kontinuirano posnet površinski elektromiografski (EMG) signal mišic gastrocnemius medialis (GC), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), gluteus maximus (GM), erector spinae (ES), spodnji del latissimus dorsi (LD1), zgornji del latissimus dorsi (LD2), brachioradialis (BR) in biceps brachii (BB). EMG-signali so bili obdelani v časovnem in frekvenčnem prostoru. Amplituda (ARV) in mediana močnostna frekvenca (MDF) sta bili normalizirani glede na njuno vrednost v začetnem delu posamezne veslaške obremenitve (ARV_{sprem} , MDF_{sprem}), glede na njuno najvišjo vrednost pri MVC ($nARV_{MVC}$, $nMDF_{MVC}$) in MDF še glede na razliko med njeno najvišjo vrednostjo pri MVC in najnižjo vrednostjo med izometričnim utrujanjem (indeks utrujenosti – IU_{MDF}). Pred, med in po 6-min obremenitvah so bili izmerjeni tudi nekateri biomehanski, biokemični in respiratorni parametri. Med obremenitvijo MAX so merjenci opravili daljšo pot, dosegli višjo povprečno moč (P_{povpr}) in frekvenco zavesljajev (f_{povpr}), višje koncentracije LA (LA_{max} , dLA) in večjo porabo kisika ($relVO_{2max}$, $absVO_{2max}$, VO_2) v primerjavi z LP in AnP ($P < 0,05$). Višjo P_{povpr} , f_{povpr} , LA_{max} , dLA , $relVO_{2max}$ in $absVO_{2max}$ je bilo opaziti tudi med AnP v primerjavi z LP ($P < 0,05$). Člani in mladinci so se značilno razlikovali le po starosti in $absVO_{2max}$ med LP ter po VO_2 med LP in AnP ($P < 0,05$). Pri obremenitvi LP ni bilo bistvenih sprememb v ARV in MDF. Med obremenitvijo AnP se je povečala le ARV mišic RF, BF in LD1 ($P < 0,05$). Med obremenitvijo MAX je ARV mišice GC upadla, mišic RF, VL in GM pa narasla, medtem ko je MDF mišic RF, ES, LD1 in LD2 upadla ($P < 0,05$). V zadnji minuti MAX se je ARV mišic RF, VL, GM in obeh LD še dodatno povečala ($P < 0,05$). Primerjava med AnP in MAX je med obremenitvijo MAX pokazala višjo ARV mišic GC, RF, VL, LD1 in LD2 v startu, ki so se jim v zadnji minuti pridružile še GM, BR in BB, medtem ko je bila v osrednjem delu obremenitve MAX ARV višja le

pri VL in BB ($P < 0,05$). ARV_{sprem} in MDF_{sprem} ter $nARV_{\text{MVC}}$ in $nMDF_{\text{MVC}}$ so pokazale zelo podobne rezultate, medtem ko IU_{MDF} ni najbolje odražal sprememb MDF zaradi nezmožnosti določitve platoja MDF med izometričnim utrujanjem pri mnogih merjencih oz. mišicah. Subjektivne ocene SU in RU so pokazale značilne razlike v utrujenosti med mišicami in med obremenitvami, vendar se niso najbolje ujemale z rezultati utrujenosti, ki smo jih zasledili s pomočjo EMG parametrov. Preko subjektivnih ocen se je tako pokazalo, da je pri obremenitvi MAX kot tudi pri AnP najbolj utrujena mišica QF, mišici BR in BB pa sta tudi bolj utrujeni od ES in LD, a le med MAX ($P < 0,05$). S stopnjevanjem intenzivnosti 6-min obremenitev se je tudi SU mišic GC, QF, BF, GM ter BR in BB povečevala ($P < 0,05$). Po ocenah merjencev je bila mišica ES pri vseh obremenitvah med najmanj utrujenimi. Na osnovi rezultatov naloge sklepamo, da se je med MAX živčno-mišična utrujenost pojavila le pri mišici RF, medtem ko se je LD utrudila šele v zadnji minuti. Mišici VL in GM sta utrujenost še kompenzirali z rekrutacijo novih motoričnih enot (ME), ES pa najverjetneje z rotacijo ME. Pri AnP so se utrujenosti približevale le RF, BF in LD1. LD1 je bila med njimi tudi najbolj aktivna. Utrujenost se pri LP ni pojavila, na kar kažejo nizke koncentracije LA in odsotnost sprememb EMG-signala. Mišice, ki naj bi jim pri vadbi posvetili posebno pozornost, so mišice iztegovalke nog in ramenskega obroča ter upogibalke rok, ne pa iztegovalke kolka in trupa.

Ključne besede: mišična utrujenost, veslanje, ergometer, elektromiografija, mediana frekvenca, močnostni spekter, povprečna absolutna vrednost, normalizacija

ABSTRACT

The study aimed to establish the differences in muscle activation patterns and fatigue strategies during 6-minute ergometer rowing at low (at a lactate threshold – LT), medium (at an anaerobic threshold with a lactate concentration of 4 mmol/l – AnP) and high (simulated race – MAX) intensities. Eleven well-trained male rowers (7 senior men, 4 junior men) carried out a series of measurements divided into two parts. In the first part the subjects carried out a multi-phase intermittent lactate (LA) test, based on which the rowing intensity at LT and AnP was determined. The second (main) part of measurements comprised first the measurement of contractile characteristics of quadriceps femoris (QF) and the maximum voluntary isometric contraction (MVC) of individual muscles. This was followed by three 6-min rowing tests with an interim 1-hour rest and, at the end, by the maximum voluntary isometric contraction of selected muscles over 60–90 seconds. After each 6-min test, the subjects filled in a special questionnaire on their fatigue level (FL) and the fatigue order/rank (FR) of selected muscles. During LT, AnP, MAX, MVC and isometric fatiguing contractions the surface electromyographic (EMG) signal of gastrocnemius medialis (GC), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), gluteus maximus (GM), erector spinae (ES), the lower part of latissimus dorsi (LD1), the upper part of latissimus dorsi (LD2), brachioradialis (BR) and biceps brachii (BB) muscles was continuously monitored. EMG signals were processed in the time and frequency domain. The amplitude (ARV) and the median power frequency (MDF) were normalised based on their value in the initial phase of each rowing test (ARV_{change} , MDF_{change}) and based on their maximum value at MVC ($nARV_{\text{MVC}}$, $nMDF_{\text{MVC}}$). MDF was further normalised based on the difference between its maximum value at MVC and the lowest value during the isometric fatiguing (fatigue index – FI_{MDF}). Before, during and after the 6-min test some biomechanical, biochemical and respiratory parameters were monitored. During the MAX test the subjects covered a longer distance, achieved higher average power (P_{avg}) and stroke frequencies (f_{avg}), higher LA concentrations (LA_{max} , dLA) and greater oxygen consumption ($relVO_{2\text{max}}$, $absVO_{2\text{max}}$, VO_2) compared to LT and AnP ($P < 0.05$). Higher P_{avg} , f_{avg} , LA_{max} , dLA , $relVO_{2\text{max}}$ and $absVO_{2\text{max}}$ were also noted during AnP compared to LT ($P < 0.05$). A significant difference between the senior men and junior men was only seen in age, $absVO_{2\text{max}}$ during the LT exercise and in VO_2 during the LT and AnP tests ($P < 0.05$). The ARV and the MDF experienced no significant changes during the LT test. During the AnP test only the ARV of the RF, BF and LD1 muscles increased ($P < 0.05$). During the MAX test, the ARV of the GC muscle decreased, while that of the RF, VL and GM muscles increased, whereas the MDF of the RF, ES, LD1 and LD2 muscles decreased ($P < 0.05$). In the last minute of the MAX test the ARV of the RF, VL, GM and both LD muscles further increased ($P < 0.05$). The

comparison between the AnP and MAX showed that during the MAX test the ARV of the GC, RF, VL, LD1 and LD2 muscles was higher at the start and in the last minute, including a higher ARV of the GM, BR and BB muscles (just in the last minute), whereas in the middle part of the MAX test the ARV was only higher in the VL and BB muscles ($P < 0.05$). The ARV_{change} , MDF_{change} , $nARV_{MVC}$ and $nMDF_{MVC}$ revealed very similar results, while the FI_{MDF} did not best reflect the MDF changes as it was not possible to determine the MDF plateau during the isometric fatiguing of many subjects, i.e. muscles. Subjective estimates of the FL and FR indicated significant differences in fatigue among muscles and among tests, and they were not fully consistent with the results of fatigue determined based on the EMG parameters. Subjective estimates thus showed that the most fatigued muscle during the MAX and the AnP exercise was the QF and that the BR and the BB muscles were more fatigued than the ES and the LD muscles, but only during the MAX test ($P < 0.05$). As the intensity of the 6-min rowing tests increased, so did the FL of the GC, QF, BF, GM, BR and the BB muscles ($P < 0.05$). The subjects' estimates showed that the least fatigued muscle during all tests was the ES. Based on the study results it was concluded that only the RF muscle showed neuro-muscular fatigue during the MAX test, while the LD fatigued only in the last minute. The VL and GM muscles compensated for fatigue by the recruitment of new motor units (MU), and the ES most likely by the MU rotation. During the AnP exercise, only the RF, BF and LD1 muscles approached fatigue. The LD1 muscle was the most active of them. During the LT test fatigue did not occur, which is reflected in the low LA concentrations and absence of EMG signal changes. Thus, the muscles that deserve special attention in training are the leg and shoulder girdle extensors and the arm flexors, and not the trunk and hip extensors.

Key words: muscle fatigue, rowing, ergometer, electromyography, median frequency, power spectrum, average rectified value, normalization

KAZALO

1. UVOD	1
1.1. MIŠIČNA UTRUJENOST	3
1.1.1. Mehanizmi mišičnega krčenja in utrujanja	4
1.1.2. Centralna utrujenost	9
1.1.3. Periferna utrujenost	11
1.2. SPREMLJANJE MIŠIČNE UTRUJENOSTI	15
1.2.1. Merjenje sile, navora ali moči	15
1.2.2. Merjenje skrčka	16
1.2.3. Merjenje nivoja aktivacije	16
1.3. SPREMLJANJE ELEKTRIČNE AKTIVNOSTI MIŠIC – ELEKTROMIOGRAFIJA	17
1.3.1. Izvor in merjenje elektromiografskega signala	17
1.3.2. Obdelava EMG-signala v časovnem prostoru	20
1.3.3. Obdelava EMG-signala v frekvenčnem prostoru	21
1.4. ELEKTROMIOGRAFSKA MANIFESTACIJA MIŠIČNE UTRUJENOSTI	25
1.4.1. Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG-signala pri izometričnih napreznjih	26
1.4.2. Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG-signala pri dinamičnih napreznjih	31
2. PREDMET IN PROBLEM	33
2.1. ZNAČILNOSTI VESLAŠKIH OBREMENITEV IN UTRUJANJA	33
2.2. PROBLEM NALOGE	38
3. CILJI	43
4. HIPOTEZE	44
5. METODE DELA	45
5.1. VZOREC MERJENCEV	45
5.2. POTEK, ORGANIZACIJA IN OPIS MERITEV	45
5.2.1. Večstopenjski prekinjajoči laktatni test	47
5.2.2. Priprava merjenja na glavnih meritvah	48
5.2.3. Standardizirano ogrevanje na klopci	49
5.2.4. Merjenje kontraktilnih lastnosti mišic	50
5.2.5. Standardizirano ogrevanje na ergometru	51
5.2.6. Merjenje električne aktivnosti mišic, porabe kisika in koncentracije laktata pred, med in po 6-minutnih veslaških obremenitvah (LP, AnP, MAX)	51
5.2.7. Subjektivna ocena utrujenosti	51
5.2.8. Merjenje največje hotene izometrične sile in električne aktivnosti mišic iztegovalk nog na trenažerju za potisk z nogami	51
5.2.9. Merjenje največjega hotenega izometričnega navora in električne aktivnosti posameznih mišic	52
5.2.10. Merjenje električne aktivnosti mišic med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem	56
5.2.11. Metode zajemanja in obdelave EMG-signala	56
5.2.12. Merjenje mehanskih parametrov med veslanjem	64
5.2.13. Merjenje porabe kisika	64
5.2.14. Spremenljivke	65
5.3. STATISTIČNE METODE	68
6. REZULTATI	69
6.1. REZULTATI MERITEV KONTRAKTILNIH LASTNOSTI MIŠICE QUADRICEPS FEMORIS	70
6.2. REZULTATI SIL, NAVOROV IN EMG-PARAMETROV MED MVC IN NAJVEČJIM HOTENIM IZOMETRIČNIM UTRUJANJEM	71

6.3. REZULTATI BIOMEHANSKIH/KINETIČNIH, BIOKEMIČNIH IN RESPIRATORNIH PARAMETROV PRED, MED IN PO VESLAŠKIH OBREMENTVAH	75
6.4. VZORCI AKTIVACIJE IN UTRUJANJA MIŠIC MED 6-MINUTNIMI VESLAŠKIMI OBREMENTVAMI.....	82
6.4.1. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo LP	82
6.4.2. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo AnP.....	83
6.4.3. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo MAX	84
6.4.4. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo MAX pri skupini članov in mladincev	85
6.5. REZULTATI SUBJEKTIVNIH OCEN UTRUJENOSTI.....	87
6.6. REZULTATI ANALIZE RAZLIK V EMG-PARAMETRIH MED ČASOVNIMI TOČKAMI 10, 300 IN 360 SEKUND PRI POSAMEZNI OBREMENTVI.....	90
6.6.1. Rezultati nenormaliziranih EMG-parametrov	90
6.6.2. Rezultati EMG-parametrov, normaliziranih na njihovo vrednost pri MVC.....	97
6.6.3. Rezultati mediane močnostne frekvence, normalizirane na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (indeks utrujenosti)	105
6.7. REZULTATI ANALIZE RAZLIK V EMG-PARAMETRIH MED OBREMENTVAMI V POSAMEZNI ČASOVNI TOČKI 10, 300 IN 360 SEKUND	108
6.7.1. Rezultati nenormaliziranih EMG parametrov.....	108
6.7.2. Rezultati mediane močnostne frekvence, normalizirane na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (indeks utrujenosti)	113
6.8. REZULTATI ANALIZE RAZLIK V MEDIANI MOČNOSTNI FREKVENCI EMG-SIGNALA MED MIŠICAMI PRI POSAMEZNI OBREMENTVI IN ČASOVNI TOČKI ...	116
6.8.1. Razlike med mišicami v MDF pri normalizaciji na začetno vrednost MDF_v med obremenitvijo MAX.....	116
6.8.2. Razlike med mišicami v MDF pri normalizaciji na njeno vrednost med MVC pri obremenitvi MAX.....	117
6.8.3. Razlike med mišicami v MDF pri normalizaciji na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (indeks utrujenosti) pri obremenitvi MAX	118
7. DISKUSIJA	120
8. ZAKLJUČEK	143
9. PRILOGE.....	150
10. REFERENCE.....	153

LEGENDA OZNAK:

[LA ⁻]	– koncentracija laktata
absVO ₂ max	– največja absolutna minutna poraba kisika
ACh	– acetilholin
aEMG	– amplituda elektromiograma
AnP	– anaerobni prag oz. obremenitev pri intenzivnosti anaerobnega praga (4 mmol/l)
AP	– akcijski potencial
ARV	– povprečna absolutna vrednost (<i>angl.</i> average rectified value)
ARV _{sprem}	– relativna sprememba povprečne absolutne vrednosti amplitude EMG-signala med 6-minutnim veslanjem
ARV _v	– povprečna absolutna vrednost amplitude EMG-signala med 6-minutnim veslanjem
AMP	– adenozin monofosfat
ATP	– adenozin trifosfat
BB	– mišica biceps brachii
BDK	– biodinamična kompenzacija
BF	– mišica biceps femoris
Ca ²⁺	– kalcijev ion
Cl ⁻	– klorov ion
CrP	– kreatin fosfat
CS	– citrat sintaza
CWT	– metoda valčkov (<i>angl.</i> continuous wavelet transform)
CŽS	– centralni živčni sistem
DFT	– diskretna Fourierjeva transformacija
DHP	– dihidropiridin
dLA	– sprememba koncentracije laktata
EMG	– elektromiografija/elektromiogram
ES	– mišica erector spinae
f ₁₀	– povprečna frekvenca zavesljajev v časovni točki 10 s
f ₃₀₀	– povprečna frekvenca zavesljajev v časovni točki 300 s
f ₃₆₀	– povprečna frekvenca zavesljajev v časovni točki 360 s
FFT	– hitra Fourierjeva transformacija (<i>angl.</i> fast Fourier transform)
Finiš	– čas začetka zaključnega dela veslanja (dviga frekvence zavesljajev)
F _{max_pot}	– največja hotena izometrična sila pri potisku z nogami na trenažerju
f _{povpr}	– povprečna frekvenca zavesljajev v 6 minutah
FS	– frekvenca srca
FT	– Fourierjeva transformacija
GC	– mišica gastrocnemius
GM	– mišica gluteus maximus
H ₂ O ₂	– vodikov peroksid
H ⁺	– vodikov ion
HO [•]	– hidroksilni radikali
ICC	– medrazredni koeficient korelacije (<i>angl.</i> intraclass correlation coefficient)
iEMG	– integrirani elektromiogram
IMP	– inozin monofosfat
IU _{MDF}	– indeks utrujenosti (mediana močnostna frekvenca EMG-signala med 6-minutnim veslanjem, normalizirana na razliko med MDF _{MVC} in MDF _p)
K ⁺	– kalijev ion
LA ⁻	– laktatni ion
LA _{max}	– najvišja koncentracija laktata po naporu
LA _{mir}	– koncentracija laktata v mirovanju
LD	– mišica latissimus dorsi
LD1	– mišica latissimus dorsi (spodnji del)
LD2	– mišica latissimus dorsi (zgornji del)
LP	– laktatni prag oz. obremenitev pri intenzivnosti laktatnega praga
MAX	– najvišja obremenitev oz. simulirana tekma
MDF	– mediana močnostna frekvenca (<i>angl.</i> median power frequency)
MDF _p	– plato (najnižja vrednost) mediane močnostne frekvence
MDF _{p_rel}	– relativni plato mediane močnostne frekvence
MDF _{sprem}	– relativna sprememba mediane močnostne frekvence EMG-signala med 6-minutnim veslanjem
MDF _v	– mediana močnostna frekvenca EMG-signala med 6-minutnim veslanjem
ME	– motorična enota

MFCV	– prevodna hitrost mišičnih vlaken (<i>angl.</i> muscle fibre conduction velocity)
M_{max}	– največji hoteni izometrični navor
MNF	– srednja močnostna frekvenca (<i>angl.</i> mean power frequency)
MNF_p	– plato (najnižja vrednost) srednje močnostne frekvence
MVC	– največje hoteno mišično naprežanje (<i>angl.</i> maximum voluntary contraction)
NA	– nivo aktivacije
Na⁺	– natrijev ion
nARV_{MVC}	– povprečna absolutna vrednost amplitude EMG-signala med 6-minutnim veslanjem
NH₃	– amonijak
NH₄⁺	– amonij
nMDF_{MVC}	– mediana močnostna frekvenca EMG-signala med 6-minutnim veslanjem, normalizirana na vrednost MDF pri MVC
O₂^{•-}	– superoksidi
ONOO⁻	– peroksinitriti
P_{max}	– največja moč
PSD	– spekter močnostne gostote (<i>angl.</i> power spectral density)
RF	– mišica rectus femoris
RMS	– koren povprečne kvadratne vrednosti (<i>angl.</i> root mean square) normaliziran na vrednost ARV pri MVC
RyR	– Rianodinski receptor
P_i	– anorganski fosfatni ion
Pot	– skupna opravljena pot v 6 minutah
P_{povpr}	– povprečna moč zavesljajev v 6 minutah
relVO_{2max}	– največja relativna minutna poraba kisika
RU	– rang (vrstni red) utrujenosti
SDH	– sukcijska dehidrogenaza
SOL	– mišica soleus
STFT	– kratko-časovna Fourierjeva transformacija (<i>angl.</i> short-time Fourier transform)
SU	– stopnja utrujenosti
VL	– mišica vastus lateralis
VM	– mišica vastus medialis
TA	– mišica tibialis anterior
TP	– kontrakcijski čas (<i>angl.</i> time to peak)
TW_{mirovanje}	– skrček v mirovanju
TW_{vrinjen}	– vrinjen (interpoliran) skrček
VO₂	– volumen porabljenega (predihanega) kisika v 6 minutah

1. UVOD

Poznavanje mišic, ključnih za posamezno športno panogo oz. disciplino je pomembno pri načrtovanju vadbe, izboru vadbenih sredstev in metod ter obremenitev. Vsaka disciplina ima svoje tehnično-taktične zahteve, ki se odražajo v različnem zaporedju vključevanja posameznih mišic v gibanje, razporejanju moči ter v intenzivnosti in trajanju obremenitev. Prav tako med posameznimi panogami oz. disciplinami prihaja do razlik v tipu, hitrosti in trajanju mišičnega napreznja ter nenazadnje tudi v načinu utrujanja mišic. Razlike pa se ne pojavljajo le med posameznimi športnimi panogami in/ali disciplinami, temveč tudi med športniki iste panoge oz. discipline ter med obremenitvami, ki jih morajo športniki premagovati na treningih in tekmah. Poznavanje mišic, ki so najbolj aktivne oz. se najprej in/ali najbolj utrudijo, pa je še toliko bolj pomembno za uspešnost in napredek ter optimalno kondicijsko in tehnično-taktično pripravo športnikov v individualnih panogah, kot so tek, kolesarjenje, plavanje ali veslanje.

Površinska elektromiografija (EMG) je metoda, ki omogoča kontinuirano spremljanje dogajanja v mišici in jo lahko uporabimo pri preučevanju tako tehnike gibanja kot tudi utrujenosti. Z ustrezno obdelavo EMG-signalov v časovnem in frekvenčnem prostoru dobimo namreč parametre, ki se spreminjajo ob pojavljanju periferne živčno-mišične utrujenosti. Šele z ustrezno normalizacijo pa lahko dobljene parametre, izmerjene pri različnih mišicah oz. pri istih mišicah različnih posameznikov ali v različnih dneh, neposredno tudi primerjamo.

Za razumevanje EMG-signalov je potrebno predhodno znanje o mišični mehaniki in o fizioloških mehanizmih, ki omogočajo proizvodnjo mišične sile. Le s takim znanjem lahko vnaprej predvidimo, kako tovrstni mehanizmi vplivajo na EMG-signal in kako se spremembe določenih biomehanskih in fizioloških dejavnikov odražajo v spremembah EMG-signalov. Takšno prebiranje EMG-signalov omogoča ustrezno in natančno sklepanje o dogajanju v mišici.

EMG-signal kaže na aktivnost oz. neaktivnost mišice. Tako je možno ugotavljati znotrajmišično in medmišično koordinacijo oz. vlogo ene ali več posameznih mišic pri različnih vrstah gibanja ter njihovo zaporedje in/ali časovne intervale vključevanja v gibanje. Poleg tega je na osnovi velikosti oz. amplitude signala mogoče ugotavljati večjo ali manjšo aktivnost mišice. Pri večji aktivaciji mišice je namreč amplituda signala večja, pri manjši aktivaciji pa ustrezno manjša. Ko mišica miruje, je amplituda signala blizu ničle. Ker tovrstna informacija ponavadi ne zadostuje, je potrebno EMG-signal dodatno obdelati in izračunati različne amplitudne parametre oz. njihove

vrednosti v omejenih časovnih intervalih (iEMG – integrirani EMG, ARV – povprečna absolutna vrednost, RMS – koren povprečnih kvadratov). Na ta način signal kvantificiramo in dobimo razmerje med večjim in manjšim signalom. Tako je aktivacija mišic natančneje določena, kar omogoča tudi bolj natančno računanje razlik v amplitudi EMG-signalov. Vse to pripomore k lažjemu sklepanju o dogajanju v mišici.

EMG-signal, ki ga izmerimo, je odvisen od mnogih dejavnikov, ki so pri različnih mišicah ali posameznikih različni. Zato parametrov EMG-signalov (amplituda, iEMG) različnih mišic med seboj ni možno neposredno primerjati. Ravno tako jih ni možno primerjati takrat, kadar jih izmerimo pri isti mišici v različnih dneh ali pa pri enakih mišicah različnih posameznikov. To lahko storimo šele po ustrezni normalizaciji dobljenih parametrov, kar pomeni, da morajo biti ti parametri izraženi glede na neke referenčne oz. normalizacijske vrednosti. Te vrednosti morajo zato biti natančno definirane in kar se da ponovljive oz. stabilne.

V časovnem prostoru predstavljata nadzorovana električna stimulacija in največje hoteno mišično naprežanje (MVC) najbolj stabilne pogoje za normalizacijo. EMG-signal je tako mogoče normalizirati glede na parametre izzvanega vala M ali pa glede na parametre izmerjene med MVC. Pri normalizaciji amplitude EMG-signalov merjenec najprej izvede MVC za posamezno mišico, ki predstavlja 100% amplitudo. Vsaka naslednja izmerjena amplituda se tako izrazi v odstotkih glede na MVC. V mirovanju, ko mišica ni aktivna, je tako absolutna kot normalizirana vrednost amplitude 0 oz. 0%.

Z analizo EMG-signalov v frekvenčnem prostoru je mogoče spremljati pojav mišične utrujenosti. Pri tem je moč opaziti, da je signal spočite mišice gostejši (višje frekvence akcijskih potencialov) od signala utrujene mišice (nižje frekvence) oz., da se gostota s pojavom utrujenosti manjša. Če se torej signal zajame v nekem določenem časovnem intervalu (npr. v trajanju ene sekunde) na začetku in nato še na koncu podaljšane utrujajočega mišičnega naprežanja, je pri tem možno izračunati njegov močnostni spekter ter mediano (MDF) in/ali srednjo močnostno frekvenco (MNF). S primerjavo teh frekvenc pred in po utrujanju lahko vidimo, da je frekvenca na koncu manjša v primerjavi z začetno. Da bi lahko ugotovili, kolikšno je dejansko zmanjšanje te frekvence, pa je potrebno, podobno kot v časovnem prostoru, vrednosti normalizirati. To se ponavadi naredi na način, da se frekvenci na začetku, izmerjeni pri spočiti mišici oz. med MVC, dodeli vrednost 100%, medtem ko se frekvenco na koncu izrazi v odstotkih od začetne vrednosti. Šele normalizirane vrednosti MDF oz. MNF tako omogočajo primerjavo različnih mišic in/ali posameznikov.

Omenjeni način normalizacije karakterističnih močnostnih frekvenc se v praksi pogosto uporablja. Raziskave pa kažejo, da MDF in MNF tudi med največjim izometričnim ali dinamičnim utrujanjem do odpovedi ne dosežeta vrednosti nič (kot je to logično v časovnem prostoru), temveč neko višjo vrednost oz. plato (MDF_p , MNF_p), ki je pri različnih mišicah in posameznikih lahko različen. Zato se v zadnjem času vse bolj raziskuje smiselnost in možnosti uporabe MDF_p oz. MNF_p kot spodnjo mejo normalizacijskega intervala. Različne načine normalizacije EMG-parametrov bomo uporabili in preizkusili tudi v tej nalogi, ko bomo s pomočjo elektromiografije poskušali opisati utrujenost posameznih mišic med različno intenzivnim veslanjem na ergometru.

1.1. MIŠIČNA UTRUJENOST

Utrujenost je pogost pojav, ki ga lahko občutimo pri vseh športnih panogah, pa tudi pri vsakodnevnih aktivnostih. Nanjo vplivajo različni fiziološki in psihološki dejavniki in je povezana s trajanjem, intenzivnostjo in vrsto športne/gibalne aktivnosti. Zaradi svoje kompleksnosti oz. različnih pojavnih oblik in vidikov proučevanja je v literaturi tudi različno definirana. Najbolj splošno povedano pa se mišična utrujenost nanaša na akutno zmanjšanje gibalnih sposobnosti oz. poslabšanje izvajanja neke gibalne aktivnosti. Občutimo jo kot povečan napor, ki je potreben za izvajanje določene gibalne aktivnosti in/ali kot nezmožnost razvoja mišičnih sil, ki to aktivnost omogočajo (Enoka in Stuart, 1992).

Z vidika mišičnega delovanja oz. mehanike lahko zasledimo definicije mišične utrujenosti, kot so: »nesposobnost ohranjanja zahtevane ali pričakovane sile« (Edwards, 1981), »nesposobnost nadaljevati z delom pri določeni intenzivnosti« (Booth in Thomason, 1991) ali »zmanjšanje največje moči nekega mehanskega dela« (Beelen in Sargeant, 1991). S stališča tovrstnih definicij naj bi tako utrujenost mišic (in spremljajočih dejavnikov centralnega živčnega sistema (CŽS)) nastopila nenadoma, v bolj ali manj točno določenem trenutku, torej šele takrat, ko zadane naloge nismo več sposobni izvajati. V resnici začne največja sposobnost razvijanja mišične sile upadati takoj na začetku aktivnosti. S tem se tudi utrujenost pojavlja že zelo zgodaj in se razvija postopno, še preden pride do odpovedi. Zato se zdi nekoliko bolj realna definicija utrujenosti, da gre pri tem za »vsakršno zmanjšanje sposobnosti produkcije mišične sile ali moči, ne glede na to ali lahko dano nalogo ohranjamo ali ne« (Bigland-Ritche in Woods, 1984).

Z utrujanjem se poleg največje sile spreminjajo tudi druge lastnosti mišice, kot je hitrost krčenja in čas sproščanja. Prva se z utrujenostjo zmanjša, drugi pa se podaljša. Poleg tega človekovo vsakdanje gibanje ni odvisno le od izometrične sile oz. izometričnega naprežanja mišic, ampak tudi od mišične moči, tj. produkta sile in hitrosti. Moč se tako lahko zmanjša na račun zmanjšanja sile in/ali hitrosti. To pomeni, da se lahko neka gibalna aktivnost dejansko poslabša v večji meri, kot se zmanjša sama mišična sila. V tem primeru nam opazovanje moči pove več kot samo o utrujenosti mišic oz. zmanjšanju mišične sile.

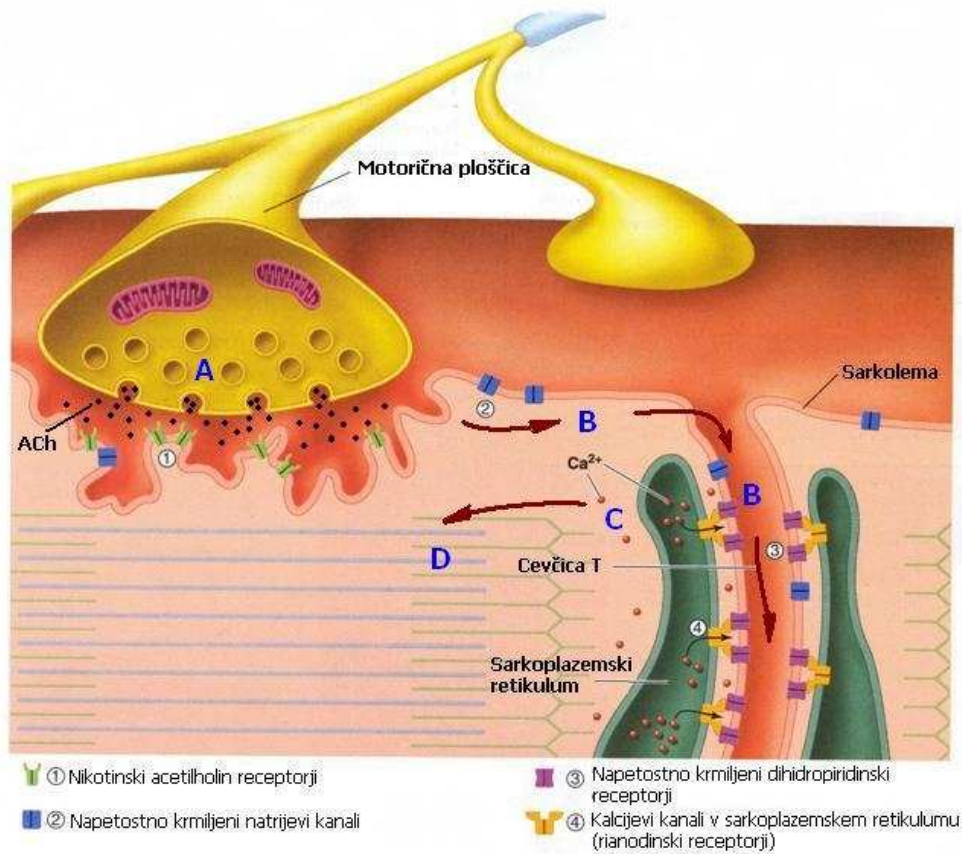
Zaradi kliničnega pomena utrujenosti dihalnih mišic pa je v medicini in zdravstvu mišična utrujenost formalno definirana tudi kot »zmanjšanje sposobnosti razvoja mišične sile in/ali hitrosti kot posledice mišične aktivnosti pod vplivom obremenitve in je s počitkom reverzibilna« (NHLBI – Workshop on Respiratory Muscle Fatigue: v Gandevia, 2001). Nenazadnje se utrujenost ne nanaša le na fiziološka ali patološka stanja, pri katerih mišice delujejo pod največjim pričakovanim nivojem, temveč tudi na simptom, o katerem poročajo ljudje, pri katerih niti ni očitne okvare (napake) v mišičnem delovanju. Ta simptom je namreč zelo pogost v medicinski in psihiatrični praksi (Heickie idr., 1996; Mason in Wilkinson, 1996: v Gandevia, 2001)

1.1.1. Mehanizmi mišičnega krčenja in utrujanja

Sila, s katero mišica deluje na kosti in preko kosti na okolje, je posledica vzpostavljanja prečnih mostičev, tj. povezave in delovanja aktinskih in miozinskih niti v mišičnih celicah. To delovanje se posledično odraža na celotni mišici kot krčenje oz. naprežanje. Neposredni vzrok za zmanjšanje sile, ki jo mišica lahko razvije, je vedno v zmanjšanem številu sklenjenih prečnih mostičev ali zmanjšanju sile, ki jo razvije posamezni mostič (Finer idr., 1994; Gordon idr., 1966: v McComas, 1996; Place idr., 2009). Vzroki za to so lahko v enem ali več motoričnih in senzornih mehanizmih, ki sodelujejo pri razvoju sile. Pri tem lahko pride do določenih omejitev oz. slabšega delovanja, ki se lahko zgodi kjerkoli na poti generiranja mišične sile. To pot tvori veriga fizioloških dogodkov, ki se delijo na centralne in periferne.

Centralni del predstavlja: a) dejavnost limbičnega sistema, ki privede do motivacije za gibanje, b) aktivacija premotoričnega področja možganske skorje, bazalnih ganglijev in malih možganov ter c) nastajanje in proženje živčnih akcijskih potencialov (AP) v motorični skorji. Ti impulzi se nato d) širijo po možganskem deblu, hrbtenjači in motoričnih aksonih do živčno-mišinih sinaps – motoričnih ploščic (Slika 1.1). Nastanek in širjenje mišičnih (postsinaptičnih) AP, sproščanje kalcijevih ionov (Ca^{2+}) iz sarkoplazemskega retikuluma in njihovo vračanje ter vzpostavljanje

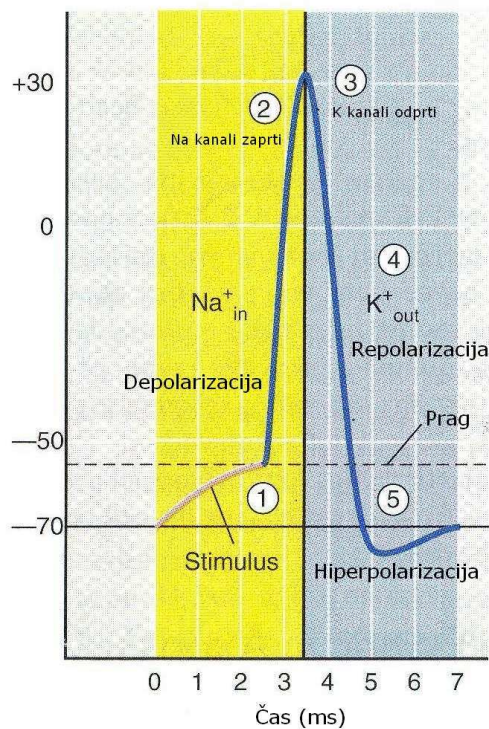
prečnih mostičev pa obsega periferni del te poti (McComas, 1996) – Slika 1.1. Motorična ploščica predstavlja tako živčno-mišični stik, kjer iz živčnega akcijskega potenciala nastane mišični akcijski potencial in s tem predstavlja tudi mejo med centralnim in perifernim delom.



Slika 1.1: Shematski prikaz živčno-mišičnega stika in procesa vzdraženje – krčenje. A) Izločanje acetiholina (ACh), B) širjenje akcijskega potenciala po sarkolemi in cevčici T, C) izločanje kalcijevih ionov (Ca^{2+}) iz sarkoplazemskega retikuluma (SR) preko napetostno krmiljenih kanalov za Ca^{2+} v sarkoplazmo, D) vezava Ca^{2+} na troponin C, vezava miozinske glavičice na prosta mesta na aktinu, vračanje Ca^{2+} v SR s kalcijevo črpalko, odstranitev Ca^{2+} iz troponina C, tropomiozin blokira aktinska mesta in mišica se sprosti (Fox, 2002).

Generiranje postsinaptičnega (mišičnega) akcijskega potenciala omogočajo živčni akcijski potenciali, ki sprožijo vdor Ca^{2+} v živčne končiče (tj. na motorični ploščici) in sproščanje prenašalca acetilholina (ACh) v predsinaptično režo ter vezavo ACh-molekul na lokalne (nikotinske) receptorje (neselektivni kationski kanali), ki se nahajajo na postsinaptični membrani mišičnih vlaken. Slednje povzroči odpiranje kanalov za natrijeve (Na^+) in kalijeve (K^+) ione (Allen idr., 2008b; Kandel in Siegelbaum, 1991), prerazporeditev ionov pa na površini mišične membrane povzroči trenutno lokalno depolarizacijo (Slika 1.2.). Lokalna depolarizacija pomeni spremembo

transmembranske napetosti, ki v mirovanju znaša okrog -70 mV, na približno $+30$ mV (Fox, 2002). Ta sprememba povzroči odpiranje napetostno kontroliranih kanalov za kalij in natrij. Na^+ vdirajo v celico in K^+ iz nje, tako da se val depolarizacije širi vzdolž mišične membrane. Na ta način ustvarjeni mišični AP omogočijo generiranje mišične sile tako, da se v obe smeri aktivno širijo vzdolž mišičnega vlakna in nato po cevčicah T v notranjost mišične celice (Bezanilla idr, 1972: v Allen idr., 2008b; Fox, 2002). Ko akcijski potencial doseže napetostno občutljive dihidropiridinske (DHP) receptorje na membranah cevčic T, ki so v tesnem stiku s kalcijevimi kanali (t. i. rianodinski receptorji (RyR)) na sarkoplazemskem retikulumu (v njem so zaloge kalcijevih ionov (Ca^{2+})), pride do odprtja RyR, kar povzroči izločanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma v sarkoplazmo (Allen idr., 2008b). Koncentracija Ca^{2+} v mišični celici naraste in Ca^{2+} se vežejo na troponin C na aktinskih nitih. Slednje povzroči odmik tropomiozina iz aktivnih mest na aktinu. Na ta aktivna mesta se nato veže miozinska glavica, ki povleče aktin proti sredini sarkomere in mišično vlakno se skrči (Ashley idr., 1991: v Allen idr., 2008b).



Slika 1.2: Shematski prikaz nastanka akcijskega potenciala. Ko dražljaj doseže prag vzdraženosti (1), se odprejo kanali Na^+ in povzročijo prehajanje Na^+ v celico, napetost se spremeni na $+30$ mV – to je depolarizacija. Povečanje koncentracije Na^+ v celici povzroči zaprtje kanalov Na^+ (2) in odprtje kanalov K^+ (3), K^+ prehaja iz celice – to povzroči repolarizacijo (4). Napetost se zmanjša pod vrednost napetosti v mirovanju – hiperpolarizacija (5), kar povzroči zaprtje kanalov K^+ in ponovno vzpostavitev električnega potenciala, kot je bil v mirovanju (Fox, 2002).

Vzpostavlanje prečnih mostičev je odvisno od zadostne oskrbe z energetsko bogatimi molekulami adenozin trifosfata (ATP), ki nastajajo pri aerobnih in anaerobnih procesih. ATP se namreč porablja za prekinitev (odklapljanje) prečnih mostičev in za delovanje kalcijevih črpalk (Ca^{2+} ATPaze). Te delujejo proti osmotskemu tlaku, zato se morajo Ca^{2+} aktivno vračati v sarkoplazemski retikulum. Ko se aktivacija konča, se torej Ca^{2+} hitro odstranijo nazaj v sarkoplazemski retikulum, koncentracija Ca^{2+} se v sarkoplazmi zniža, kar povzroči odstranitev Ca^{2+} iz troponina C, tropomiozin ponovno zasede svoje mesto na troponinu C in aktivna mesta se blokirajo (Allen idr., 2008b). Posledično se prekine povezava prečnih mostičev in mišica se sprosti.

Mehanizmi, ki lahko privedejo do mišične utrujenosti, vključujejo vse elemente motoričnega sistema, od formiranja živčnih impulzov v CZS do kontraktilnih elementov v mišični celici. Ti mehanizmi so (Enoka, 2002; Enoka in Stuart, 1992; Merletti idr., 2004):

- nivo aktivacije primarnega motoričnega korteksa,
- hitrost širjenja akcijskih potencialov po hrbtenjači do motoričnih živčnih vlaken,
- število aktiviranih motoričnih enot in mišic,
- živčno-mišični prenos akcijskih potencialov (iz živčnega AP v mišični AP),
- vzdraženost in prevodne lastnosti mišične ovojnice,
- povezava med vzdraženjem in skrčenjem mišičnega vlakna (pretvorba sarkolemskega AP v mišično silo, tj. aktivacija prečnih mostičev),
- razpoložljivost metaboličnih substratov,
- znotrajcelično okolje,
- mehanizmi kontrakcije in
- pretok krvi v mišici.

Spremembe na nivoju vseh naštetih mehanizmov niso vedno odgovorne za pojav mišične utrujenosti (Enoka, 1995). Kateri mehanizem bo v največji meri prispeval k utrujenosti, je močno odvisno od pogojev in značilnosti naloge, ki jo mišica opravlja. Gre za t. i. pojav »odvisnost od naloge« (Bigland-Ritchie, 1981; Bigland-Ritchie idr., 1995; Enoka, 1995; Enoka in Stuart, 1992; Fitts, 1994), govori pa o tem, da se lahko s spremembo nekega parametra naloge spremeni tudi mehanizem, odgovoren za pojav utrujenosti. Poleg tega se pri dani nalogi odgovorni mehanizmi menjujejo tudi s podaljševanjem njenega trajanja (Enoka in Stuart, 1992). Parametri naloge, ki se

jih lahko spreminja in s tem vpliva na tip in velikost mišične utrujenosti, so tako: raven posameznikove motivacije, intenzivnost, trajanje, hitrost in vrsta (izometrično ali dinamično) mišičnega naprežanja, časovno obdobje, v katerem se zadana naloga neprekinjeno ali prekinjeno izvaja, ter stopnja posameznikove telesne pripravljenosti (Ament in Verkerke, 2009; Enoka in Stuart, 1992; Fitts, 1994). Poleg tega vpliva na vrsto in velikost mišične utrujenosti tudi živčna strategija (vzorec mišične aktivacije in motorične kontrole), tip vključenih mišičnih vlaken in pogoji okolja (vroče/hladno, nadmorska višina, vlažnost), v katerem se nahajamo (Fitts, 1994).

Tako je na primer za visoko intenzivna (maksimalna) kratkotrajna gibanja, ki povzročijo pojav utrujenosti, značilna visoka frekvenca krčenja oz. aktivacije mišic, rekrutacija vseh treh tipov mišičnih vlaken (I, IIa in IIb) in visoka aktivnost anaerobnega metabolizma (Fitts, 1994). Pri tovrstnih aktivnostih so kot posledica visoke aktivacijske frekvence nekoliko bolj verjetne motnje v povezavi vzdraženje – krčenje mišice, tj. blokiranje prevodnosti AP ali inhibicija sproščanja Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma. Visoka aktivnost anaerobnega metabolizma poveča tudi znotrajcelično koncentracijo laktatnih (LA^-), vodikovih (H^+) in magnezijevih (Mg^{2+}) ionov ter anorganskih fosfatnih ionov (P_i), za katere je znano, da inhibirajo najvišjo mišično silo (Allen idr., 2008a; Ament in Verkerke, 2009; Fitts, 1994). Nasprotno pa se pri nizko intenzivnih (submaksimalnih) dolgotrajnih aktivnostih energija za delovanje mišičnih celic primarno dovaja preko aerobnega metabolizma, kar ohranja koncentracijo mišičnega laktata, H^+ in P_i relativno nizko (Fitts, 1994). Pojav utrujenosti pri takem tipu mišične aktivnosti je po drugi strani posledica izčrpanja zaloga mišičnega glikogena, pa tudi nizke koncentracije glukoze v krvi (Fitts, 1994) zaradi izčrpanja glikogenskih rezerv v jetrih ter zmanjšanja aktivnosti (ne pa tudi koncentracije) Na^+ - K^+ ATPaze ter sproščanja in vračanja Ca^{2+} iz oz. v sarkoplazemski retikulum (Allen idr., 2008b; Leppik idr., 2004). Najnovejša spoznanja kažejo, da zmanjšanje glikogena v mišičnih celicah vpliva na zmanjšano sproščanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma, vendar pa je mehanizem povezanosti med dejavnikoma še neznan (Allen idr., 2008a; Allen idr., 2008b; Ørtenblad idr., 2011). Poleg tega so za pojav utrujenosti odgovorne tudi nekatere reaktivne vrste kiska, kot so superoksidi ($\text{O}_2^{\bullet-}$), vodikov peroksid (H_2O_2), hidroksilni radikali (HO^\bullet) in peroksinitriti (ONOO^- ; tj. interakcija dušikovega oksida s superoksidi), ki naj bi učinkovali na zmanjšanje občutljivosti za Ca^{2+} , njegovo aktivacijsko silo ter sproščanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma. Najverjetnejša mesta tovrstnih oksidativnih poškodb pa naj bi bile kontraktilne beljakovine in Na^+ - K^+ črpalke (Allen idr., 2008b).

Po drugi strani pa za mišično utrujenost ni nikoli odgovorna sprememba na nivoju enega samega mehanizma, prav tako mehanizem, pri delovanju katerega se med utrujanjem dogajajo največje

spremembe, ni ves čas isti, ampak se med utrujanjem največje spremembe lahko dogajajo pri različnih mehanizmih (Cairns idr., 2005). Tudi domneva, da vsaka sprememba posameznega člena povezave CZS – mišično vlakno vpliva na mišično silo, ne drži pri zdravih ljudeh. Niti ne drži, da je veriga oz. povezava tako močna, kolikor je močan njen najšibkejši člen, saj naj bi, vsaj teoretično, evolucija poskrbela, da je vsak člen te povezave enako močan (Gandevia, 2001). Kateri mehanizmi bodo med utrujanjem bolj ali manj izpostavljeni spremembam, je torej odvisno od parametrov naloge utrujanja. Glede na vzrok oz. mesto, kjer pride do slabšega delovanja, ki posredno ali neposredno vpliva na zmanjšanje števila sklenjenih prečnih mostičev in posledično na zmanjšanje velikosti mišične sile, sta tako definirana dva tipa mišične utrujenosti, centralna in periferna.

1.1.2. Centralna utrujenost

Sposobnost generiranja ustreznih in zadostnih centralnih ukazov v primarnem motoričnem korteksu za izvedbo določene gibalne naloge, zanesljiv prenos teh ukazov do motoričnih živčnih vlaken (motonevronov) ter sposobnost vzdrževanja mišične aktivnosti je skupek fizioloških procesov, ki se odvijajo v CZS in predstavljajo centralno upravljanje mišične aktivacije.

Centralna mišična utrujenost predstavlja postopno zmanjševanje sposobnosti zavestne (hotene) aktivacije mišic(e) med neko gibalno aktivnostjo oz. mišičnim naprežanjem. Zanja je značilno povečano nihanje med ohranjanjem željene sile oz. navora, pa tudi nihanje frekvence proženja akcijskih potencialov (Gandevia, 2001). Predvsem pa se kaže kot povečanje sile oz. navora izzvanega z dodatno električno stimulacijo motoričnega živca med največjim hotenim mišičnim naprežanjem (MVC). Po Hennemanovem principu velikosti aktivacije (Henneman, 1957, 1979) se pri zavestnem mišičnem naprežanju (če ne gre za posebne primere eksplozivnih in ekscentričnih naprežanj) najprej rekrutirajo majhne in počasne motorične enote, nato velike in hitre. Pri električni stimulaciji pa je rekrutacija obrnjena, zato je možno z električnim draženjem aktivirati tudi tiste motorične enote, ki se med MVC niso vključile. Če torej z dodatno električno stimulacijo živčnega vlakna izzovemo povečanje sile, ki jo mišica razvije med MVC, pomeni, da se določene motorične enote niso aktivirale ali pa niso bile vzdražene z dovolj velikimi frekvencami, da bi povzročile gladka (zlita, tetanična) naprežanja (McComas, 1996). Povečanje razlik v sili/navoru, izzvanim brez in z dodatno električno stimulacijo, kaže na vpletenost centralnih mehanizmov, ki se odvijajo proksimalno od motorične ploščice in vplivajo na zmanjšanje mišične sile/navora.

Glavni dejavniki, ki vplivajo na pojav centralne utrujenosti, obsegajo različne psihološke faktorje, motnje na različnih nivojih možganske skorje, motnje pri širjenju živčnih akcijskih potencialov po hrbtenjači in motnje pri rekrutaciji motoričnih nevronov (McComas, 1996). Na centralno utrujenost tako v največji meri vplivajo trije mehanizmi: a) mehanizem širjenja živčnih akcijskih potencialov v možganih in po hrbtenjači, imenovan tudi supraspinalni mehanizem (Brasil-Neto idr., 1994; Taylor idr., 2006: v Štirn, 2009), b) mehanizem vzdraženja sklada α -motoričnih živčnih vlaken (Bongiovanni in Hagbarth, 1990: v Štirn, 2009) in c) refleksna inhibicija (Garland, 1991: v Štirn, 2009).

Pri ugotavljanju vplivov na centralno mišično utrujenost z uporabo transkranijske magnetne stimulacije možganov, s pomočjo katere lahko ugotovljamo učinkovitost supramaksimalnih mehanizmov, so v novejših študijah ugotovili, da ima pri tem pomembno vlogo amonij (NH_4^+). NH_4^+ se v mišici sprošča med krčenjem, nastaja pa v ciklu purinskih nukleotidov, ki je takrat tudi zelo aktiven. Ta cikel proizvede inozin monofosfat (IMP) z deaminacijo adenozin monofosfata (AMP), vmesni produkt pa sta fumarat in amonij (Brooks, 2000). Amonij je eden od stimulatorjev ključnega glikolitičnega encima (fosfofruktokinaze), vendar je povečana koncentracija NH_4^+ toksična za tkivo, zato se njegova koncentracija zmanjša tako, da se poveže z glutatom in sintetizira glutamin. Povečana koncentracija NH_4^+ v mišici povzroči njegovo izločanje v kri. Med aktivnostjo se koncentracija amonija v krvni plazmi lahko še dodatno poveča tudi kot rezultat katabolizma aminokislin in to še posebej, če se z dodatnim vnosom poveča koncentracija razvejanih aminokislin (van Hall idr., 1995, Watson idr., 2004: v Štirn, 2009). Na ta način amonij v obliki amonijaka (NH_3) po krvi zlahka preide v možgane (Bachmann, 2002: v Nybo idr., 2005), kjer povečana koncentracija vpliva na cerebralne funkcije, cerebralni krvni pretok, energijski metabolizem, vzdraženost in prenos preko sinaps ter metabolizem živčnih receptorjev (nevrottransmiterjev) (Watson, 2008: v Štirn, 2009; Nybo idr., 2005). CŽS namreč nima cikla ure-e, ki sicer v organizmu odstranjuje škodljivi amonij, in je tako odvisen le od sinteze glutamina iz glutamata in amonija (Felipo in Buttherworth, 2002: v Nybo idr., 2005). Nybo idr. (2005) so tako pokazali, da lahko dolgotrajna nizko intenzivna mišična aktivnost povzroči akumulacijo amonija v možganih, ta pa je povezana s pojavom centralne utrujenosti, še posebej pri netreniranih posameznikih in brez dodatnega vnosa glukoze.

Motivacija ima pri ugotavljanju centralne utrujenosti velik vpliv. Spremljati jo je mogoče s primerjavo velikosti sile/navora med največjo hoteno aktivacijo ob dodatnem »super« naporu in velikostjo sile/navora, ko je mišica med MVC dodatno vzdražena z električno stimulacijo. Med MVC se lahko »super« napor enostavno izzove z dodatnim vzpodbujanjem, nenadnim glasnim

vzklikom ali ropotom (npr. strel). Pri tem naj bi merjenci razvili višjo silo (Gandevia, 2001; McComas, 1996). Pri dobro motiviranih osebah se lahko zasledi paralelno upadanje velikosti sile/navora med MVC in sile/navora, ko je mišica dodatno stimulirana z elektriko. To pomeni, da so merjenci sposobni proizvesti in priskrbeti ustrezne centralne ukaze, ki so potrebni za izvedbo zadane naloge. Če se sila/navor med MVC zmanjšuje v večji meri kot sila/navor proizveden z električno stimulacijo, pomeni, da merjenci za zadano nalogo niso dovolj motivirani in posledično niso sposobni zagotoviti ustreznih centralnih ukazov za razvoj mišične sile (Enoka, 1995).

Raziskave so pokazale, da je predvsem trajanje naprežanja tisti dejavnik, ki v veliki meri vpliva na delež centralnih mehanizmov pri zmanjšanju sile/navora zaradi utrujenosti. Znaki centralne utrujenosti se pojavijo ne glede na to, ali je začetna raven zavestnega naprežanja visoka ali nizka, v največji meri pa je prisotna pri nizko intenzivnih (do 30% MVC) dlje časa trajajočih neprekinjenih izometričnih naprežanjih in manj pri visoko intenzivnih (Gandevia, 2001). Ne glede na to pa jo je mogoče zaslediti tudi pri ponavljajočih se ekscentričnih in koncentričnih naprežanjih (Komi in Rusko, 1974) ter prekinjajočih se izometričnih naprežanjih (Gandevia, 2001).

1.1.3. Periferna utrujenost

Pri periferni utrujenosti prihaja do zmanjšanja učinkovitosti procesov, ki se odvijajo na nivoju motorične ploščice in distalno od nje. Vzroke lahko najdemo v motnjah živčno-mišičnega prenosa preko motorične ploščice, širjenja akcijskega potenciala po membrani mišičnega vlakna in motnjah v aktivaciji kontraktilnih mehanizmov (Gibson in Edwards, 1985: v Tomažin, 2001). Periferno utrujenost ugotavljamo s pomočjo spremljanja mehanskega odziva sproščene mišice na enkratni supramaksimalni električni dražljaj (skrček – *angl.* twitch) ali na električno draženje, ki izzove tetanično naprežanje s stimulacijo perifernega živčnega vlakna. Na ta način se izognemo vplivu centralnih dejavnikov pri razvoju mišične sile, utrujenost mišice pa se pokaže kot zmanjšanje sile oz. navora skrčka ali njenega tetaničnega naprežanja.

Vzroki in mesta, kjer se periferna utrujenost lahko pojavi, obsegajo motnje v potovanju akcijskih potencialov po motoričnih živčnih vlaknih in njihovih končičih, motnje v živčno-mišičnem prenosu AP preko motorične ploščice, prevajanju impulzov po mišičnem vlaknu, povezavi vzdraženja in krčenja ter v samem procesu vzpostavljanja prečnih mostičev (McComas, 1996). Najbolj izpostavljeno mesto je povezava vzdraženje – krčenje (Allen idr., 2008b; Fitts in Metzger, 1988; Saugen idr., 1997), kjer prihaja do spremembe prevodnosti sarkoplazemskega retikuluma za Ca^{2+} pod vplivom akcijskega potenciala, zmanjšanja sproščanja Ca^{2+} iz sarkoplazemskega

retikuluma v sarkoplazmo in vračanja Ca^{2+} nazaj v sarkoplazemski retikulum, slabše vezave Ca^{2+} na troponin, šibkejša vezava aktina in miozina ter sočasna zmanjšanja stopnje hidrolize ATP. Poleg tega so za pojav periferne utrujenosti odgovorne tudi nekatere reaktivne vrste kisika ($\text{O}_2^{\bullet-}$, H_2O_2 , HO^{\bullet} in ONOO^-), ki so stranski produkti oksidativne fosforilacije in nekaterih oksidativnih encimov (npr. NADPH oksidaza). Reaktivne vrste kisika naj bi učinkovale na zmanjšanje občutljivosti za Ca^{2+} , njegovo aktivacijsko silo ter sproščanje iz sarkoplazemskega retikuluma. Najverjetnejša mesta tovrstnih oksidativnih poškodb naj bi bile kontraktilne beljakovine in Na^+ - K^+ črpalke, pri čemer je za enkrat še težko reči, katera vrsta ima najmočnejši efekt (Allen idr., 2008b).

Za glavni vzrok periferne mišične utrujenosti pa velja povečana koncentracija anorganskih fosfatov (Allen idr., 2008b), ki so posledica razpada fosfokreatina (Edman, 1995; Westerblad idr., 1998). Povišana koncentracija P_i vpliva na številne periferne mehanizme, kot je zmanjšanje števila močno povezanih prečnih mostičev, medtem ko kreatin nima bistvenega vpliva na kontraktilne funkcije. Pri vzpostavljanju prečnega mostiča se namreč miozinska glavica najprej šibko in šele nato močno poveže z aktinskim filamentom (Fitts, 1994; McComas, 1996). Visoka koncentracija P_i pa ta prehod iz šibke v močno povezavo prečnih mostičev inhibira in tako neposredno vpliva na mehanizem vzpostavljanja prečnih mostičev. Pri fizioloških temperaturah je zmanjšanje sile zaradi kopičenja znotrajceličnega P_i okrog 10%. Povišana koncentracija P_i namreč zmanjša občutljivost miofibril za Ca^{2+} , kar v veliki meri vpliva na zmanjšanje sile v kasnejših fazah utrujanja, ko se koncentracija Ca^{2+} začne zmanjševati. P_i inhibira razvoj maksimalne sile tudi tako, da zmanjšuje izločanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma z vezavo nanj (Ca^{2+} - P_i) (Allen idr., 2008a, 2008b), čeprav še vedno ni jasno, katere lastnosti Ca^{2+} črpalk se pri utrujanju spremenijo in s tem upočasnijo mišično relaksacijo. Ni znano torej, ali je zmanjšanje sposobnosti izločanja Ca^{2+} posledica sprememb v občutljivosti aktivacije DHP-receptorjev ali sprememb v koncentraciji sarkoplazemskih metabolitov, ali pa v zmanjšani koncentraciji Ca^{2+} v sarkoplazemskem retikulumu (Allen idr., 2008b)

Naslednji pomemben dejavnik, ki vpliva na pojav periferne utrujenosti, je kopičenje presnovnih produktov, kot so H^+ , LA^- (znižanje pH) in kopičenje znotrajceličnega Na^+ ter zunajceličnega K^+ , ki povzročijo spremembo vzdraženosti membrane (Allen idr., 2008a, 2008b; Ament in Verkerke, 2009; Fitts, 1994). Slednje pomeni počasnejše prevajanje akcijskih potencialov, to pa posledično zmanjšanje mišične sile. Znižan pH lahko vpliva na mišično silo tako, da poslabša delovanje cikla prečnih mostičev in njihovo razklapljanje ter s tem slabi mehanizme mišičnega krčenja. Povečana koncentracija H^+ namreč zmanjša občutljivost troponina za vezavo Ca^{2+} , tako da se veže na njegovo mesto, in inhibira delovanje encima fosfofruktokinaze, ki uravnava glikolizo (Brooks idr.,

2000; McComas, 1996). Količina Ca^{2+} v sarkomeri se lahko zmanjša tudi zaradi vezave Ca^{2+} na beljakovine.

Poleg direktne inhibicije odprtosti kanalov za Ca^{2+} zaradi zmanjšanja ATP so možni še štirje dejavniki, ki vplivajo na slabše prepuščanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma (povzeto po: Štirn, 2009):

1. neučinkovitost sarkolemskih Na^+ - K^+ črpalk, ki so potrebne za depolarizacijo membrane, ki omogoča prehod Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma,
2. odpiranje sarkolemskih K^+ kanalov, kadar je vsebnost ATP majhna, kar zmanjšuje vzdraženost membrane; medtem ko Na^+ kanali povečujejo vzdraženost membrane, jo K^+ in Cl^- kanali zmanjšujejo na način, da prekinjajo širjenje akcijskih potencialov (McComas, 1996),
3. manjša vsebnost encima Ca^{2+} ATPaze v sarkoplazemskem retikulumu, ki je odgovoren za vračanje Ca^{2+} v sarkoplazemski retikulum (Dimitrova in Dimitrov, 2003) in
4. poslabšanje delovanja procesov, ki povezujejo aktivacijo cevčic T in terminalnih cistern v sarkoplazemskem retikulumu.

Pretok Na^+ v mišično celico in K^+ iz nje se med mišično aktivnostjo poveča. Akumulacija Na^+ znotraj celice in K^+ izven celice kaže na to, da črpalke Na^+ - K^+ niso dovolj aktivne ali jih ni zadosti. Pri intenzivnem naporu se znotrajcelična koncentracija K^+ zniža, zunajcelična pa se poviša. Te velike in hitre spremembe koncentracije K^+ lahko vplivajo na mišično utrujenost, saj povzročajo zaporedne depolarizacije v cevčicah T in na sarkolemi, to pa vpliva na zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov po membrani (Sjøgaard idr., 1985: v Štirn, 2009). Ker pa hitrost prevajanja akcijskih potencialov predstavlja prvi člen v ekscitacijsko-kontrakcijskih procesih, je možno, da spremembe v funkciji sarkoleme (zmanjšanje električnega potenciala), s tem ko preprečijo nadaljnjo aktivacijo mišičnih celic, povzročijo mišično utrujenost.

1.1.3.1. Visokofrekvenčna in nizkofrekvenčna periferna utrujenost

Poznamo dve vrsti periferne mišične utrujenosti, visokofrekvenčno in nizkofrekvenčno. Za visokofrekvenčno utrujenost je značilno, da se pojavi pri neprekinjeni stimulaciji mišice z visokimi frekvencami (npr. 70–100 Hz), ki izzovejo največje mišične sile. Pri teh frekvencah sila hitro upade, a se tudi po nekajsekundnem odmoru povrne na začetno vrednost (Bigland-Ritchie idr., 1979; Jones idr., 1979: v Allen idr., 2008b). Glavni vzrok za njen upad je namreč slabše prevajanje akcijskih potencialov v cevčicah T zaradi porušenega ionskega ravnovesja (povečana koncentracija K^+ , neaktivnost Na^+ kanalov, strukturne spremembe DHP-receptorjev) v lumnu

cevkic T (Fitts in Mezger, 1988; Tomažin, 2001). Zato, da bi se mišična sila ohranila na želenem oz. čim višjem nivoju čim dlje, pa CŽS samodejno in postopno zmanjšuje frekvenco proženja AP, kar je poznano pod pojmom »mišična jasnovidnost« (Enoka, 2002; Marsden idr., 1983). Na ta način je kopičenje presnovnih produktov v cevčicah T manjše in procesi bolj gladko tečejo. Pojav visokofrekvenčne utrujenosti je torej odvisen od več dejavnikov, kot so frekvenca stimulacije, število Na⁺ in K⁺ kanalov v cevčicah T, število in aktivnost črpalk Na⁺-K⁺, prostornina celega sistema cevčic T ter velikost odprtja cevčic T na površini membrane in ima naslednje značilnosti (Bigland-Ritchie idr., 1979; Jones idr., 1979; Jones in Bigland-Ritchie, 1968: v Tomažin, 2001):

- upad sile se pri visokofrekvenčni stimulaciji zmanjša, če se zniža frekvenca stimulacije,
- upad sile spremlja zmanjševanje amplitude in podaljševanje trajanja mišičnega AP in
- upad sile je večji, če se zmanjša koncentracija zunajceličnega Na⁺ ali poveča koncentracija znotrajceličnega K⁺.

Izraz nizkofrekvenčna utrujenost so prvi uporabili Edwards in sodelavci (1977: v Allen, 2008b), in sicer za opis vrste obnove mišične sile, ki je bila počasnejša (več ur ali celo dni) pri električni stimulaciji z nizkimi frekvencami (10–20 Hz) v primerjavi s stimulacijo pri višjih frekvencah (50-100 Hz) po hotenih prekinjajočih napreznjih v ishemičnih pogojih. Da bi se izognili napačnemu razumevanju prvotno definiranega pojma oz. pojava nizkofrekvenčne utrujenosti, ki dejansko ni pomenil zmanjšanja sile zaradi stimulacije z nizkimi frekvencami, predlagajo Allen idr. (2008b) izraz »podaljšano nizkofrekvenčno zmanjšanje sile« (angl. »prolonged low-frequency force depression«). Pri tem se je potrebno namreč zavedati dejstva, da to vrsto utrujenosti lahko povzročijo različne aktivnosti in tipi mišičnega napreznja, ne samo nizkofrekvenčna stimulacija (Jones, 1996: v Tomažin, 2001), in se kaže v motnjah kontraktalnega mehanizma. Tudi ob odsotnosti električnih ali metabolnih motenj se lahko pojavi tovrstna utrujenost, kar je torej lahko le posledica slabšega delovanja kontraktalnega mehanizma od širjenja AP po mišičnem vlaknu, težav v zvezi s koncentracijo Ca²⁺, izločanjem Ca²⁺ iz in vračanjem Ca²⁺ v sarkoplazemski retikulum, do vezave Ca²⁺ na troponin in hidrolize ATP (Fitts in Metzger, 1988).

Poleg vrste aktivnosti in tipa mišičnega napreznja vpliva na pojav visokofrekvenčne in nizkofrekvenčne utrujenosti tudi trajanje in intenzivnost obremenitve ter stopnja treniranosti. Visokofrekvenčna utrujenost je najbolj izražena pri kratkotrajnih visoko intenzivnih ekscentrično-koncentričnih mišičnih napreznjih. Manj intenzivno je napreznje, kasneje pride utrujenosti in večji je pojav nizkofrekvenčne utrujenosti. Jereb (1995) je preučeval pojav utrujenosti pri obremenitvah maksimalne intenzivnosti in kratkega trajanja. Pri zaporednih skokih in globinskih skokih (30 skokov v 90 sekundah) je ugotovil visokofrekvenčno periferno utrujenost, pri

maksimalno intenzivnem kolesarjenju v trajanju 30 sekund pa nizkofrekvenčno utrujenost. Do enakih ugotovitev je v prvem delu svoje raziskave prišla tudi Tomažin (2001). 30-sekundno kolesarjenje pri največji intenzivnosti je povzročilo nizko frekvenčno utrujenost, po 60 sekundah zaporednih poskokov pa je bila ugotovljena visokofrekvenčna utrujenost. Strojnik in Komi (1998, 2000) sta spremljala pojav visokofrekvenčne in nizkofrekvenčne utrujenosti pri maksimalno intenzivnih in submaksimalnih poskokih na posebnih saneh. Pojav visokofrekvenčne in nizkofrekvenčne utrujenosti sta merila, ko se je višina najvišjega skoka zmanjšala za 10%, 20%, 30% in 40%. Po zmanjšanju višine skoka za 10% sta izmerila visokofrekvenčno utrujenost, pri utrujanju do zmanjšanja višine skoka za 40% pa samo nizkofrekvenčno utrujenost (Strojnik in Komi, 1998), ki se je pojavila tudi pri submaksimalni intenzivnosti, kjer so skakali pri 60% maksimalne višine, dokler so dosegali zahtevano višino (Strojnik in Komi, 2000).

Poleg tega je Jereb (1998) ugotovil, da se periferna nizkofrekvenčna utrujenost pri maksimalnem kolesarjenju v trajanju 15, 30 in 45 sekund povečuje in da lahko trening (6 tednov, 2 do 3-krat tedensko, 3–6 serij, 35 sekund dela pri 60–70% največje moči kolesarjenja in 1 minuto odmora med ponovitvami) premakne nizkofrekvenčno utrujenost v smer visokofrekvenčne pri 15-sekundnem maksimalno intenzivnem kolesarjenju, čeprav ne tako izrazito.

1.2. SPREMLJANJE MIŠIČNE UTRUJENOSTI

1.2.1. Merjenje sile, navora ali moči

Za spremljanje mišične utrujenosti se najpogosteje uporablja a) merjenje velikosti upada največje vrednosti sile oz. navora ali moči, b) merjenje časa, v katerem posameznik doseže najnižjo vrednost sile/navora ali moči, in c) merjenje časa do trenutka, ko merjenec ni več sposoben vzdrževati obremenitve na določeni submaksimalni ravni, izraženi npr. kot odstotek največje vrednosti. Največje vrednosti mišične sile/navora ali moči začnejo upadati že kmalu po začetku obremenitve, hitrost upadanja pa se postopoma povečuje. Najpogosteje uporabljen postopek je tisti, pri katerem se aktivnost, ki izzove utrujenost, prekine, takoj zatem pa se izmeri največjo silo oz. navor, ki ga je mišica sposobna razviti zavestno in/ali s pomočjo električne stimulacije. Na ta način izmerjeno silo oz. navor se nato primerja z največjo izmerjeno silo na začetku obremenitve (Bigland-Ritchie idr., 1986^b, Hunter idr., 2004^b, Sjøgaard idr., 2006: v Enoka in Duchateau, 2008; Merton, 1954).

1.2.2 Merjenje skrčka

Periferno mišično utrujenost se lahko neposredno spremlja s pomočjo električne stimulacije, in sicer tako, da se primerja velikost mišične sile oz. navora kot odziva sproščene mišice na konstantni enojni supramaksimalni električni dražljaj (skrček) pred in po utrujanju. Ta dražljaj običajno prihaja kot aktivacijski signal iz CŽS. S pomočjo umetno sproženega dražljaja (stimulacija živca mišice oz. mišične skupine, ki nas zanima) pa se dobi odziv sile/navora v času (skrček), pri čemer nam trije parametri govorijo o kontraktilnih lastnosti mišice. Kontrakcijski čas (tj. čas od začetka naraščanja sile/navora do najvišje vrednosti sile/navora) predstavlja mero hitrosti krčenja mišice. Največja amplituda predstavlja največjo silo oz. navor. Polovični relaksacijski čas (tj. čas, ki je potreben, da sila/navor pade za polovico najvišje vrednosti) pa mero hitrosti sproščanja mišice.

Kontrakcijski čas je kot mera hitrosti kontraktilnega mehanizma v največji meri odvisen od hitrosti izločanja Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma in stopnje miozinske hidrolize ATP, tj. časa prehoda prečnih mostičev od stanja šibke do stanja močne povezanosti (Enoka, 2002; Fitts, 1994; McComas, 1996). Dolg kontrakcijski čas pomeni, da je motorična enota počasna, in obratno, kratek kontrakcijski čas kaže, da je motorična enota hitra. Zanimivo je, da raziskave ne potrjujejo povezanosti največje sile s kontrakcijskim časom skrčka, kar pomeni, da nekatere hitre motorične enote proizvajajo majhne sile (Bigland-Ritchie idr., 1998, Van Cutsem idr., 1997: v Enoka, 2002). S pojavom utrujenosti se tako mehanski odziv na enak električni dražljaj odraža kot podaljšanje kontrakcijskega časa, zmanjšanje največje sile oz. navora in kot podaljšanje polovičnega časa sproščanja (Fitts, 1994; McComas, 1996). Vrednost vsakega parametra, izmerjenega po utrujanju, se nato primerja z njegovo vrednostjo pred utrujanjem kot odstotek povečanja oz. zmanjšanja v nekem časovnem intervalu.

1.2.3 Merjenje nivoja aktivacije

NA je mogoče izmeriti na več načinov. Glede na to, da med MVC ni mogoče aktivirati vseh motoričnih enot in da je pri električni stimulaciji rekrutacija motoričnih enot obrnjena, nam lahko razmerje med silo/navorom, izmerjenim med MVC in silo/navorom, izmerjenim z dodatno električno stimulacijo mišice, govori o stopnji oz. nivoju hotene aktivacije (NA). Najpogosteje se v ta namen uporabljata metodi vrinjenega (interpoliranega) skrčka in dodatnega vlaka električnih impulzov. Prvo metodo je že leta 1954 opisal Merton, ki je pokazal, da se skrček linearno

zmanjšuje z večanjem zavestne aktivacije. NA je izrazil kot razmerje med velikostjo sile skrčka pri draženju z enojnim električnim impulzom med MVC in velikostjo sile skrčka v mirovanju, takoj po MVC (po sledeči enačbi: $NA = 100 \times (1 - TW_{\text{vrinjen}} / TW_{\text{mirovanje}})$). Vendar je o linearnosti zveze mogoče govoriti le pri hoteni aktivaciji, večji od 25% MVC (Bulow idr., 1993; Norregaard idr., 1997), saj se pri nižjih silah veliko energije izgubi pri napenjanju zaporednih elastičnih elementov (Belanger in McComas, 1981; v Behm idr., 1996) in zaradi viskoelastičnih lastnosti mišic (Bulow idr., 1993). Kasneje se je izkazalo, da se občutljivost metode poveča, če se uporabi dva ali tri zaporedne impulze (Hales in Gandevia, 1988; Suter in Herzog, 2001), saj se je s pomočjo enojnega skrčka pri večini merjencev skoraj vedno pokazal 100% NA (Rutherford idr., 1986).

Pri drugi metodi pa mišico med MVC vzdražimo s submaksimalnim vlakom impulzov, s frekvenco 100 Hz v trajanju 200–800 ms, s čimer aktiviramo do tedaj še neaktivne, hitre motorične enote (Strojnik, 1995). Posledica je povečanje mišične sile. Večje, kot je torej razmerje med MVC brez in z dodatno električno stimulacijo, nižji je nivo hotene aktivacije mišice. Primerjava NA pred in po utrujanju oz. njegovo znižanje po obremenitvi v primerjavi z NA na začetku obremenitve omogoča ugotavljanje deleža centralne utrujenosti.

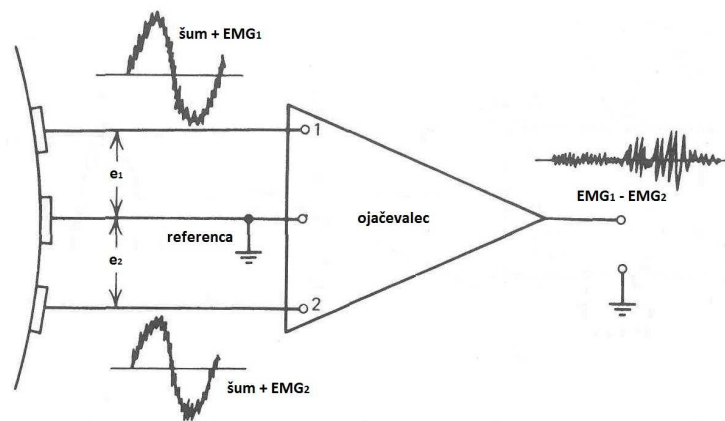
1.3. SPREMLJANJE ELEKTRIČNE AKTIVNOSTI MIŠIC – ELEKTROMIOGRAFIJA

1.3.1. Izvor in merjenje elektromiografskega signala

Posnetek akcijskih potencialov, ki se širijo vzdolž sarkoleme med mišičnim naprezanjem, od motorične ploščice proti koncema mišičnih vlaken, imenujemo elektromiogram (Enoka, 2002), metodo zajemanja pa elektromiografija (EMG). Izvor EMG-signala je ravno v že predhodno opisani prerazporeditvi ionov na površini membrane mišične celice (vlana), ki povzročijo trenutno lokalno depolarizacijo (spremembo napetosti) in širjenje tako ustvarjenega mišičnega AP po mišični celici.

S pomočjo elektrod je mogoče zaznati in posneti spremembo napetosti ob širjenju AP po mišičnih vlaknih na dva načina. Prvi je t. i. znotrajmišični (igelni) EMG (*angl.* intramuscular (needle) EMG), pri katerem se majhne elektrode z iglo vstavijo v mišico, neposredno na površino mišičnih vlaken. Tako lahko spremljamo napetost AP zelo blizu njenemu izvoru, pri čemer je vpliv okolja

na električne tokove, ki jih merimo, minimalen. Prav tako nam ta način omogoča, da zaznamo AP točno določenih vlaken ter tako pri majhnih intenzivnostih mišičnega naprežanja razlikovati posamezne motorične enote in jih tudi ločeno obravnavati (Farina in Merletti, 2004). Drugi, bolj enostaven način pa je t. i. površinski EMG (*angl.* surface EMG), pri katerem elektrode pritrdimo na kožo nad trebuhom mišice, katere aktivnost želimo meriti. EMG-signal zajamemo z eno ali dvema aktivnima površinskima elektrodama in referenčno elektrodo. Bipolarno merjenje (s parom površinskih elektrod) poteka v dveh delih (Slika 1.3). V prvem delu se izmeri razlika v napetosti med vsako posamezno elektrodo in referenčno (ničelno) elektrodo, v drugem delu pa se izračuna razlika med dobljenimi vrednostmi. Signal, ki ostane, se s pomočjo ojačevalca ojači in prikaže kot sprememba napetosti v času – elektromiogram.



Slika 1.3: Shematski prikaz postopka zajemanja EMG-signala s parom površinskih elektrod. Posamezna aktivna elektroda zazna razliko v napetosti glede na referenčno elektrodo. Signal, ki ga dobimo (vidimo), predstavlja razliko med signaloma, izmerjenima z obema aktivnima elektrodama (Winter, 2009).

Površinski EMG-signal, ki ga zajamemo med zavestnim mišičnim naprežanjem, si je mogoče predstavljati kot seštevek naključnega trenutnega prostorskega položaja vlakov akcijskih potencialov rekrutiranih motoričnih enot in predstavlja električno manifestacijo živčno-mišične aktivacije, povezane z mišičnim krčenjem (Basmajian in De Luca, 1985; v Štirn, 2009). Zaradi neinvazivnosti in namestitve elektrod na kožo je površinska EMG zelo enostavna meritev, pri kateri pa se je potrebno zavedati veliko večjih omejitev v primerjavi z igelno. Nasploh velja poudariti, da so že izvori EMG-signala od elektrod vedno ločeni z biološkim tkivom. To tkivo deluje kot prostorski visokofrekvenčni filter (tj. filter, prepusten za nizke frekvence) in na ta način pomembno vpliva na zajeti signal. Na površinski EMG-signal in njegove parametre (amplituda, frekvenčne lastnosti, prevajanje AP) tako vpliva vrsta dejavnikov, kot so (De Luca, 1997; Merletti idr., 2004):

- debelina podkožnega (predvsem maščobnega) tkiva, ki se nahaja med površino mišice in elektrodami,
- oblika in velikost elektrod, ki določata število zajetih motoričnih enot,
- razdalja med elektrodami, ki določa globino zajemanja signala pod elektrodami,
- presluh (*angl.* crosstalk), ki predstavlja zajem signala sosednje mišice,
- postavitev elektrod glede na področje motoričnih točk in glede na mišično-tetivni stik ter orientacija elektrod glede na potek mišičnih vlaken (SENIAM – dogovorjena mesta postavitve),
- število aktivnih motoričnih enot v kateremkoli trenutku kontrakcije,
- struktura mišice glede na prevladujoči tip mišičnih vlaken, saj je od tipa vlaken odvisna sprememba pH v mišici med krčenjem oz. naprežanjem in s tem hitrost prevajanja AP,
- prečni presek mišičnih vlaken, ki vpliva na amplitudo in hitrost prevajanja AP,
- pretok krvi skozi mišice, ki določa stopnjo hitrosti dovajanja in odstranjevanja metabolitov med naprežanjem,
- globina in položaj aktivnih mišičnih vlaken znotraj mišice glede na postavitev elektrod – to razmerje vpliva na filtriranje signala in tako neposredno na amplitudo in na frekvenčne karakteristike zajetega signala,
- frekvenca sproženja motoričnih enot,
- amplituda, trajanje in oblika AP motoričnih enot in
- stabilnost rekrutacije motoričnih enot.

Med zajemanjem EMG-signala so ravno tako vselej prisotni šumi in artefakti, ki predstavljajo »onesnaženost« signala. Izvirajo lahko s površine oz. stika med elektrodo in kožo, ojačevalnikov signala ali iz drugih zunanjih virov (De Luca idr., 2010). Vse to posledično vpliva tudi na amplitudne in frekvenčne parametre zajetega signala ter na njihovo ponovljivost. Novejše raziskave so sicer pokazale visoko zanesljivost (ICC = 0,80–0,88) in ponovljivost (ICC = 0,81–0,99) nekaterih EMG-parametrov (MNF in RMS) pri določenih mišicah, kot sta rectus femoris in vastus medialis (ne pa tudi biceps femorih in vastus lateralis), med maksimalnim utrujajočim izokinetičnim iztegovanjem kolena s 100 ponovitvami (Larsson idr., 2003; Larson idr., 1999), ali pa posamezne glave mišice triceps brachii med tekočim dinamičnim iztegovanjem komolca in potiskom s prsi do odpovedi (Štirn, 2009). Med izometričnim naprežanjem je ponovljivost (ICC)

npr. parametra MDF pri različnih mišicah različna in variira v različnih raziskavah od 0,44 do 0,98 (Kellis in Katis, 2008).

1.3.2. Obdelava EMG-signalov v časovnem prostoru

Površinski EMG-signal je torej sestavljen iz istočasnega zaporednega sproženja večjega števila motoričnih enot posamezne mišice. Gre za surovi EMG-signal, ki daje informacijo le o tem, kdaj je določena mišica aktivna in kdaj ne, ter kako se velikost in trajanje signala iste mišice spreminja. Zato se surov signal ponavadi še dodatno obdela. Tako se pridobi določene parametre, ki omogočajo natančnejše analize, primerjave in povezave z živčno-mišičnimi mehanizmi aktivacije.

S filtrom prepustnim za visoke frekvence se najprej poravnava osnovna linija signala, ki zaradi gibanja mišice pri zajemanju signala pogosto niha. Običajna spodnja mejna frekvenca je 5–20 Hz (De Luca idr., 2010). Nato se signal filtrira še s filtrom, prepustnim za nizke frekvence, pri čemer je zgornja mejna frekvenca ponavadi višja od 500 Hz. Tako se odstranijo šumi in artefakti, ki nimajo fiziološkega izvora. Ti lahko izvirajo s površine oz. stika med elektrodo in kožo, ojačevalnikov signala ter ostalih delov opreme ali pa iz drugih zunanjih virov, kot so razni artefakti, povezani z gibanjem (De Luca idr., 2010). S tem se zajame 95% koristnega dela signala.

Sledi obračanje (usmerjanje) filtriranega EMG-signalov, in sicer tako, da se vse negativne vrednosti preslika v pozitivne (absolutizacija). Pri analizi signala v časovnem prostoru se lahko nato računa njegova amplituda (aEMG) ali površino pod krivuljo (tj. integriranje, zato tudi integrirani EMG (iEMG)) na nekem izbranem časovnem intervalu. Enota merjenja iEMG je voltsekunda (Vs). Za oceno aEMG pa se najpogosteje uporablja povprečna absolutna vrednost (ARV – *angl.* average rectified value) in/ali koren povprečne kvadratne vrednosti (RMS – *angl.* root mean square value). ARV odraža povprečno amplitudo signala na določenem intervalu (T), RMS pa, efektivno amplitudo signala. Enota merjenja je volt (V) ali milivolt (mV). Naslednje enačbe prikazujejo izračun vrednosti za časovno zvezne (Enačbi 1.1 in 1.3) in diskretne signale (Enačbi 1.2 in 1.4) (Hermens in Freriks, 1999):

$$ARV = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt \quad \text{Enačba 1.1}$$

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad \text{Enačba 1.2}$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad \text{Enačba 1.3}$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad \text{Enačba 1.4}$$

Pri tem je ARV povprečna absolutna vrednost in RMS koren povprečne kvadratne vrednosti, računane na intervalu dolžine T (Enačbi 1.1 in 1.3) oz. N vzorcev (Enačbi 1.2 in 1.4). T je časovni interval v sekundah (za časovno zvezni primer enačbe), x(t) predstavlja amplitudo signala v času t v voltih, dt pa je čas trajanja enega vzorca v sekundah. N predstavlja število vzorcev (diskretni primer enačbe), pri čemer velja $T = N \cdot \Delta t$, kjer je Δt vzorčni interval, za katerega velja $\Delta t = 1/f_s$, pri čemer je f_s frekvenca zajemanja signala, i pa zaporedna številka vzorca (Štirn, 2009).

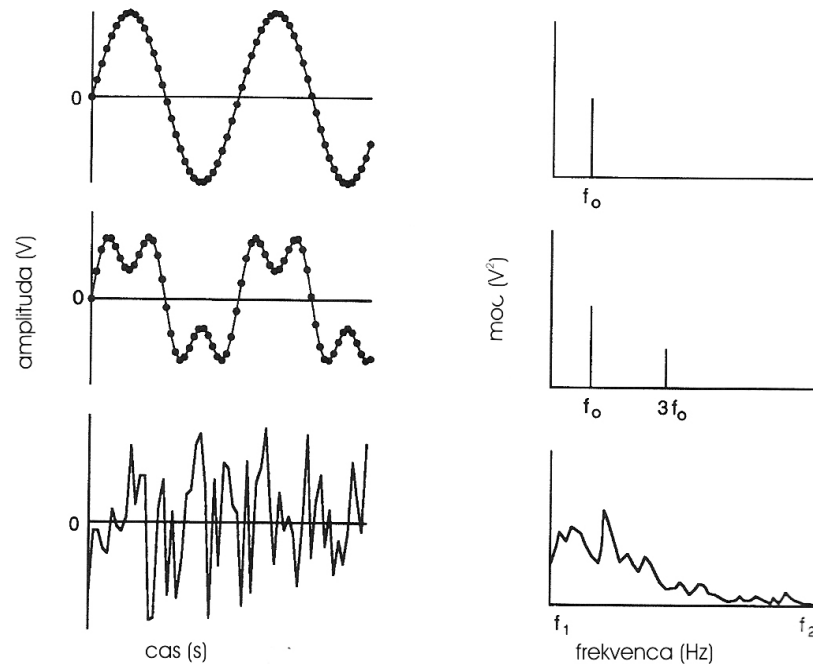
1.3.3. Obdelava EMG-signala v frekvenčnem prostoru

EMG-signal bi lahko opisali kot določeno kombinacijo oz. vsoto sinusnih in cosinusnih krivulj, kjer ima vsaka svojo frekvenco in amplitudo. Pri EMG-signalu gre za periodičen izmeničen signal, ki se naključno spreminja v času. Vsak tak periodičen signal je lahko sestavljen iz različnih frekvenc, gladkost signala pa predstavlja njegove frekvenčne značilnosti (Tomažin, 2001). Frekvenčna predstavitev EMG-signala govori torej o tem, v kolikšni meri se na nekem časovnem intervalu signala pojavljajo določene frekvence. Za prikaz frekvenčnih značilnosti signala se običajno uporablja Fourierjeva transformacija (FT). Fourierjeva transformacija $X(\omega)$ signala $x(t)$ je definiran v Enačbi 1.5:

$$X(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad \text{Enačba 1.5,}$$

kjer je ω krožna frekvenca (rad/s), t čas (sekunde) in j osnova imaginarnih števil $j = \sqrt{-1}$ (Štirn, 2009).

Za lažjo predstavo je uporaba FT predstavljena na Sliki 1.4. Prva sinusoida ima frekvenco $F_1 = 1/T$, n -ta sinusoida pa frekvenco $F_n = n/T$. Amplituda ali moč n -te sinusoide je definirana s črto pri $F_n = n/T$ in se imenuje spektralna črta. Spektralne črte so za $1/T$ oddaljene druga od druge, torej vrednost $1/T$ predstavlja frekvenčno resolucijo spektra (Hermens in Freriks, 1999: v Štirn, 2009). Rezultat FT je torej pretvorba signala iz časovnega v frekvenčni prostor.



Slika 1.4: Primer uporabe Fourierjeve transformacije signala iz časovnega v frekvenčni prostor. Prvi signal ima samo eno frekvenčno komponento, drugi dve, tretji pa neskončno mnogo. Na desni strani so prikazani ustrezni močnospektralni spektri (Winter, 1990).

Enačba 1.5 je definicija za zvezno Fourierjevo transformacijo, ki jo lahko uporabljamo samo za časovno zvezne signale. Ker pa v praksi uporabljamo in računalniško obdelujemo diskretne signale, moramo za frekvenčno analizo uporabiti t. i. diskretno Fourierjevo transformacijo (DFT), v kateri nastopata tako čas kot frekvenca v diskretizirani obliki. Zaradi računske učinkovitosti se DFT v praksi največkrat izračuna z enim od postopkov za tako imenovano hitro Fourierjevo transformacijo (*angl.* fast Fourier transform – FFT). Zaradi boljše preglednosti so tudi enačbe v nadaljevanju podane v obliki, ki velja za zvezne signale, čeprav dejansko obdelujemo diskretne signale (Štirn, 2009).

Za frekvenčno analizo stacionarnih slučajnih signalov, kakršen je v določenih primerih tudi EMG-signal se uporablja spekter močnostne gostote $S_x(\omega)$ (*angl.* power spectral density – PSD). Za zvezni stacionarni slučajni proces $X(t)$ je PSD definiran kot Fourierjeva transformacija avtokorelacijske funkcije $r_x(\tau)$ tega procesa, kot to podajata Enačbi 1.6 in 1.7:

$$r_x(\tau) = E[x(t)x(t+\tau)] \quad \text{Enačba 1.6}$$

$$S_x(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} r_x(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad \text{Enačba 1.7}$$

Pri tem so: τ časovni zamik (sekunda), ω krožna frekvenca (rad/s), E operator matematičnega upanja in $x(t)$ vzorčna funkcija oz. signal slučajnega procesa $X(t)$. Krožna frekvenca ω in frekvenca f (Hz) sta povezani z enačbo $\omega = 2\pi f$ (Štirn, 2009).

Spektra močnostne gostote nikoli ne moremo točno določiti, lahko pa ga ocenimo na različne načine. Obstaja več različnih metod za ocenjevanje PSD, ki ne dajejo vedno enakovrednih rezultatov. Za analizo EMG-signala se najpogosteje uporablja metoda periodogramov, ki je najpreprostejša. Hkrati je bilo ugotovljeno, da so rezultati te metode enakovredni rezultatom bolj zahtevnih metod v primeru, ko nas zanima predvsem centralna frekvenca PSD. Periodogram $P_x(\omega)$ signala $x(t)$ je definiran v Enačbi 1.8 kot kvadrat absolutne vrednosti Fourierjeve transformacije signala, deljenega z dolžino signala T (Farina in Merletti, 2000; Jarm in Reberšek, 2005: v Štirn, 2009).

$$P_x(\omega) = \frac{1}{T} \left| \int_0^T x(t) e^{-j\omega t} dt \right|^2 \quad \text{Enačba 1.8}$$

Končna dolžina signala predstavlja glavno omejitev za kakovost ocene spektra močnostne gostote. Ocena PSD bo tem boljša, čim daljši bo signal oz. čim daljša vzorčna funkcija danega slučajnega procesa bo voljo. Najprimernejšo dolžino se določi glede na to, kako hitro se spreminjajo statistične lastnosti signala, cilj pa je izbrati najkrajši še sprejemljiv časovni vzorec signala, ki še omogoča zadovoljivo spektralno ločljivost vseh komponent v signalu. Časovna omejenost vzorčnega signala se odraza na popačeni oceni spektra (Jarm in Reberšek, 2005: v Štirn, 2009).

Glavne lastnosti močnostnega spektra se najpogosteje izraža s srednjo frekvenco močnostnega spektra (MNF, Enačbi 1.9 in 1.10) in mediano frekvenco močnostnega spektra (MDF, Enačbi 1.11 in 1.12) (Merletti idr., 1990; v Štirn, 2009):

$$MNF = f_{mean} = \frac{\int_0^{f_{max}} f \cdot P_x(f) df}{\int_0^{f_{max}} P_x(f) df} \quad \text{Enačba 1.9}$$

$$MNF = f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad \text{Enačba 1.10}$$

$$MDF = f_{med} = \int_0^{f_{med}} P(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{f_{max}} P(f) df \quad \text{Enačba 1.11}$$

$$MDF = f_{med} = \sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad \text{Enačba 1.12,}$$

kjer je f_{max} maksimalna frekvenca (Hz), f frekvenca spektra (Hz), P gostota moči pri frekvenci f , i številka vzorca, M število vzorcev v spektru, f_M ustreza $f_s/2$, pri čemer je f_s vzorčna frekvenca.

MNF predstavlja povprečno frekvenco močnostnega spektra, medtem ko je MDF tista frekvenca, ki deli močnostni spekter na dva po moči (tj. površini pod krivuljo) enaka dela (Basmajian in De Luca, 1985; v Tomažin, 2001). Po nekaterih ocenah je MDF manj občutljiva na šum in bolj občutljiva na biomehanske in fiziološke procese, ki se odvijajo v mišici med dlje trajajočimi naprežanji pri pojavu mišične utrujenosti (De Luca, 1984; Merletti in Lo Conte, 1997). Vrednostim MNF pa se lahko natančneje prilagodi krivulje, na podlagi katerih se nato ugotavlja najnižje vrednosti med utrujanjem (Štirn, 2006; Štirn idr., 2008). Razlog za to je v tem, da ima MNF kot statistična veličina manjšo varianco od MDF (Farina in Merletti, 2004). Priporoča se, da se za oceno močnostnega spektra uporabi MNF takrat, kadar je količnik razmerja signal/šum velik, saj je varianca MNF manjša. Če pa je ta količnik majhen, je priporočljivejša uporaba MDF (Štirn, 2009).

Narava bioloških signalov, kot je to tudi EMG-signal, se iz različnih razlogov v času spreminja, zato je večina statističnih karakteristik teh signalov nestacionarnih. Če se torej lastnosti signala na opazovanem časovnem intervalu spreminjajo, potem ga je potrebno analizirati s tako metodo, ki bo omogočala vpogled v vsebino signala tako v časovnem kot v frekvenčnem prostoru. Prvo tovrstno metodo je leta 1946 predstavil Gabor in jo imenoval kratko-časovna Fourierjeva transformacija (*angl.* short-time Fourier transform – STFT). STFT je prilagojena Fourierjeva transformacija, ki signal obravnava na kratkem časovnem intervalu (oknu), znotraj katerega naj bi bil signal bolj ali manj stacionaren. Pri tem je okno možno pomikati vzdolž signala od začetka do konca in za vsako lokacijo ločeno izračunati FT oz. PSD. Na ta način dobimo oceno spreminjanja frekvenčne vsebine signala v času. Slabost te metode je, da je frekvenčna resolucija pri analiziranju signala sorazmerna z dolžino okna, kar pomeni, da se z zmanjševanjem dolžine okna zmanjšuje tudi frekvenčna resolucija. STFT predstavlja torej kompromis med časovnim in frekvenčnim pogledom na signal. S kratko dolžino okna zagotovimo sicer večjo stacionarnost signala, vendar se frekvenčna resolucija pri tem zniža in obratno. Z dolgim oknom (nizka časovna resolucija) tvegamo nestacionarnost signala, vendar dosežemo visoko frekvenčno resolucijo (Cifrek idr., 2009).

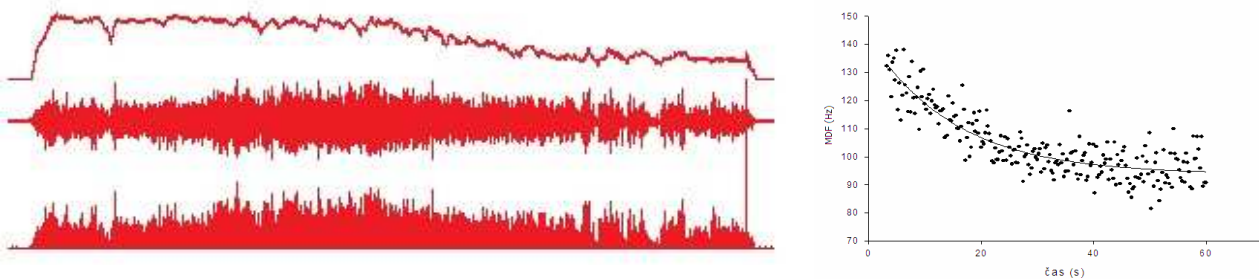
1.4. ELEKTROMIOGRAFSKA MANIFESTACIJA MIŠIČNE UTRUJENOSTI

V poglavju 1.1. so bile podane nekatere najpogostejše definicije mišične utrujenosti. Njihova skupna lastnost je, da povezujejo pojav utrujenosti z zmanjšanjem sile/navora, dela ali moči oz. s skrajšanjem časa do trenutka, ko se to zmanjšanje pojavi. Pri tem pa se je potrebno zavedati, da upad nekega mehanskega parametra ne predstavlja tiste točke, pri kateri utrujenost dejansko nastopi, saj se fiziološke spremembe v mišici dogajajo že od samega začetka njene aktivnosti. V tem kontekstu so spremembe, ki se v mišici dogajajo med naprežanjem in jih lahko zaznamo z merjenjem elektromiografije, definirane kot elektromiografski znaki mišične utrujenosti oz. kot elektromiografska (mioelektrična) manifestacija mišične utrujenosti (Merletti idr., 2004). Ta definicija razume koncept utrujanja kot zvezno funkcijo časa, ki se začne že ob samem začetku mišične aktivacije in je vezana na spremembe lokalnih, živčno-mišičnih dejavnikov. V kontekstu te definicije bodo obravnavani tudi elektromiografski parametri, uporabljeni v tej nalogi.

1.4.1. Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG-signala pri izometričnih napreznjih

Na mišično utrujenost vpliva vrsta centralnih in perifernih dejavnikov. Ti dejavniki pa neposredno ali posredno vplivajo tudi na površinski EMG-signal, ki omogoča vpogled v električno dogajanje v mišici. Z merjenjem EMG-signala je mogoče neinvazivno določati in zaznati aktivnost posameznih mišic, oceniti njen delež pri ustvarjanju skupnega navora v sklepu in spremljati mišično utrujanje (v grobem tudi oceniti tip mišičnih vlaken) (Merletti idr., 1991), saj pod vplivom utrujanja prihaja do izrazitih sprememb v njegovi amplitudi in močnostnem spektru.

Za submaksimalna hotena izometrična mišična napreznja je do trenutka, ko mišica ni več sposobna ohranjati zahtevane ali pričakovane sile značilno povečevanje amplitude EMG-signala (Bigland-Ritchie idr., 1986, Basmajian in De Luca, 1985: v Merletti idr., 1991; Moritani idr., 1982; Moritani idr., 1986; Masuda idr., 1999; Person in Kudina, 1968; Petrofsky idr., 1982) in premik močnostnega spektra EMG-signala v smer nižjih frekvenc (Bigland-Ritchie idr., 1986, Basmajian in De Luca, 1985: v Merletti idr., 1991; Merletti in Roy, 1996; Moritani idr., 1982; Moritani idr., 1986; Masuda idr., 1999; Petrofsky idr., 1982) – Slika 1.5.



Slika 1.5: Navor, EMG-signal in mediana frekvenca močnostnega spektra (MDF) pri submaksimalnem izometričnem napreznju mišice triceps brachii pri 60% MVC. Navor je nekaj časa konstanten (levo, prvi kanal), v tem času se amplituda surovega (levo, drugi kanal) in usmerjenega (levo, tretji kanal) EMG-signala povečuje. Ko se navor začne zmanjševati, lahko opazimo tudi zmanjšanje amplitude EMG. SMF (desno) se ves čas napreznja znižuje, doseže neko najnižjo vrednost in se čisto na koncu nekoliko poviša.

Amplituda EMG-signala, najpogosteje izražena kot integrirani EMG (iEMG) na določenem časovnem intervalu, je mera hotene aktivacije mišice. Med submaksimalnim napreznjem iEMG narašča zaradi povečane frekvence modulacije (Gabriel in Kamen, 2008; Moritani idr., 1982; Moritani idr., 1986), rekrutacije novih motoričnih enot (ME) (Basmajian in De Luca, 1985: v Štirn, 2009; Moritani idr., 1982; Moritani idr., 1986) in/ali sinhronizacije ME (Basmajian in De Luca,

1985: v Štirn, 2009; Person in Kudina, 1968) ter/ali spremembe oblike znotrajmišičnih akcijskih potencialov (Dimitrov idr., 2008; Dimitrova in Dimitrov, 2003). Slednji se podaljšajo na račun daljšega trajanja negativne po-potencialne (*angl.* after-potential) faze, s tem da se amplituda EMG-signala lahko poveča tudi takrat, ko se amplitude posameznih AP zaradi utrujenosti zmanjšajo. Vzrok za spremembo oblike AP je oddaljenost površinskih elektrod od izvora signala (Dimitrov idr., 2008; Dimitrova in Dimitrov, 2003). Poleg tega je bilo ugotovljeno, da se določen del amplitude signala izniči tako, da se identični pozitivni in negativni vrhovi surovega signala seštejejo (*angl.* amplitude cancellation), zato površinska EMG v resnici podcenjuje velikost signalov poslanih iz hrbtenjače v mišico (Day in Hulliger, 2001: v Farina idr., 2004).

Z omenjenimi mehanizmi mišica kompenzira deficit pri razvijanju mišične sile, ko se že aktivne ME utrudijo z namenom nadaljnjega ohranjanja želene sile. Ko se aktivirajo vse razpoložljive ME in ko zaradi utrujenosti tudi te ne zmorejo več razvijati pričakovane sile, amplituda ne narašča več ali začne upadati (Merletti idr., 2004). Po drugi strani pa se pri maksimalnih napreznjih amplituda zmanjšuje že od začetka skladno s spremembami v velikosti AP v mišičnih vlaknih in zmanjšanjem frekvenc proženja (Behm, 2004; Houtman idr., 2003; Kuchinad idr., 2004; Zijdewind idr., 1999).

Premik močnostnega spektra v smer nižjih frekvenc med podaljšanim submaksimalnim in maksimalnim hotenim izometričnim napreznjem pa je po mnenju številnih avtorjev (Bigland-Ritche, 1981; Crenshaw idr., 1997; Enoka, 2002; Komi in Tesch, 1979; Masuda idr., 1999; Zwarts, 2008) v največji meri posledica zmanjšanja prevodne hitrosti po mišičnih vlaknih (MFCV – *angl.* muscle fibre conduction velocity) zaradi porušenega ionskega ravnovesja pri pojavu utrujenosti in večje sinhronizacije proženja ME. Porušeno ionsko ravnovesje in posledično zmanjšanje MFCV sicer ni edini dejavnik, ki vpliva na pomik močnostnega spektra, ugotavljajo Masuda idr. (1999). Vpliv sinhronizacije in v manjši meri tudi znižanja frekvenčne modulacije pa se pojavi predvsem pri višjih intenzivnostih izometričnih napreznj od 80–100% MVC (Gabriel in Kamen, 2008). Hitrost prevajanja akcijskih potencialov pa se spremeni zaradi lokalnih metabolnih sprememb in sprememb v ionskem ravnovesju, kot je kopičenje laktata in znižanje znotrajceličnega pH, povečanje koncentracije K^+ v sistemu cevčic T ter izčrpanje fosfokreatina in ATP, kar zmanjša vzdraženost membrane mišičnih vlaken (Allen idr., 2008a, 2008b; De Luca idr., 1993, Farina idr., 2002, Keenan idr., 2007, Zwarts idr., 1987: v Zwarts idr., 2008; Eberstein in Beattie, 1985, Juel idr., 1990, Brody idr., 1991, Béliveau idr., 1992: v Crenshaw idr., 1997; Masuda idr., 1999). Zmanjšanje vzdraženosti membrane povzroči podaljšanje trajanja posameznih akcijskih potencialov motoričnih enot in posledično zmanjšanje MFCV.

Podaljšanje trajanja akcijskih potencialov dejansko pomeni spremembo njihove oblike, oblika pa je v največji meri odvisna od premera mišičnih vlaken, ki sestavljajo motorično enoto in od položaja elektrod glede na aktivna vlakna (De Luca, 1979; v Merletti idr., 1984). Premer mišičnega vlakna neposredno vpliva na hitrost prevajanja po vlaknu, ta pa neposredno na MDF oz. MNF (Stullen in De Luca 1981; v Merletti idr., 1984). Oddaljenost elektrod od aktivnih motoričnih enot ravno tako vpliva na parametre močnostnega spektra, saj maščobno tkivo deluje kot filter.

Tudi krvni pretok skozi mišice je eden od dejavnikov, ki posredno vplivajo na parametre močnostnega spektra. Če je pretok krvi oviran, se kisik ne dovaja do mišičnih celic, kar predstavlja močno omejitev oksidativnemu metabolizmu. Obenem je onemogočeno tudi odstranjevanje metabolnih produktov, ki povzročijo inhibicijo mišične sile (Allen idr., 2008a; Ament in Verkerke, 2009; Fitts, 1994). Povečevanje intenzivnosti naprežanja povečuje tudi potrebo po krvnem pretoku, ta pa naj bi sledil potrebam metabolizma po kisiku (Proctor idr. 1998, Rådegran in Saltin, 2000). Sočasno s povečevanjem intenzivnosti naprežanja se povečuje tudi znotrajmišični pritisk, ki pri naprežanjih nad 30% MVC povzroči okluzijo (Degens idr., 1998; Sjøgaard idr., 1986). Okluzija se pojavi takrat, ko tlak v mišičnih vlaknih preseže sistolični arterijski tlak. To stisne kapilare aktivnih mišičnih vlaken, hkrati pa tudi vene, ki so navadno globlje v mišici. Krvni pretok se zato v mišici zmanjša in posledično se začnejo akumulirati presnovni produkti, ki povzročijo zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov in posledično zmanjšanje karakterističnih močnostnih frekvenc.

Pri izometričnem naprežanju so vpliv okluzije na močnostni spekter EMG-signala pokazali Merletti in sodelavci (1984). Pri neoviranem krvnem pretoku so najprej opazili skladno upadanje MDF in MFCV, pri 80% MVC pa je bil upad MFCV občutno večji kot pri 20% MVC. Svoje ugotovitve so pripisali dejstvu, da pri intenzivnejših naprežanjih nastaja več stranskih produktov metabolizma, ti pa v večji meri vplivajo na merjene parametre. Še večjo spremembo MDF so opazili, ko so na mišici izvedli okluzijo. Z odstranitvijo zapore krvnega pretoka se je MDF vrnila na enak oz. celo višji nivo kot pred okluzijo, pri čemer so višje vrednosti MDF pripisali povečanju temperature v mišici, ki prav tako vpliva na velikost MDF.

Do podobnih spoznanj so prišli tudi Signorile in sodelavci (1991) pri upogibanju roke v komolcu z bremenom 50–60% MVC. Prva serija je bila izvedena v normalnih okoliščinah, v drugi pa so povzročili okluzijo z velikostjo tlaka na sredini, med sistoličnim in diastoličnim tlakom. Znižanje MNF je bilo večje pri upogibanju komolca z oviranim krvnim pretokom (29,5 Hz) v primerjavi s

serijo z neoviranim pretokom (7,4 Hz). Ker je bila okluzija takšna, da je omogočala pretok arterijske krvi v mišico, ovirala pa venski pretok, so vzrok za večje spremembe MNF neposredno pripisali manjši sposobnosti odstranjevanja presnovnih produktov iz mišice.

Mortimer in sodelavci (1970) so ugotovili, da je pri mišici gastrocnemius zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov in posledično MNF večje kot pri mišici soleus. Delež počasnih mišičnih vlaken je v tej mišici namreč večji, zato med krčenjem posledično proizvajajo tudi manj anaerobnih presnovnih produktov. To sovпада s hipotezo, da akumulacija produktov presnove v mišici zmanjšuje hitrost prevajanja akcijskih potencialov in posledično srednjo oz. mediano frekvenco močnostnega spektra (Mortimer idr., 1970: v Štirn, 2009).

Če torej še enkrat povzamemo, so živčno-mišični dejavniki, ki vplivajo na spreminjanje amplitudnih (ARV, RMS, iEMG) in frekvenčnih (MDF, MNF) parametrov EMG-signala med hotenim izometričnim naprežanjem naslednji (njihov vpliv je prikazan v Preglednici 1.1):

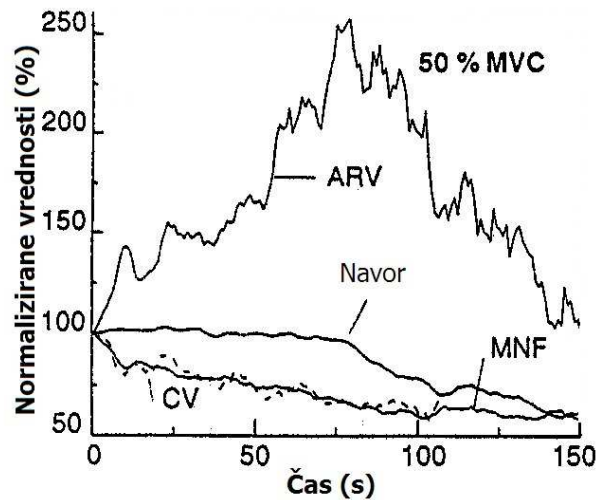
- rekrutacija motoričnih enot,
- frekvenčna modulacija,
- sinhronizacija proženja motoričnih enot in
- hitrost prevajanja akcijskih potencialov po mišičnem vlaknu.

Preglednica 1.1: Vpliv živčno-mišičnih mehanizmov na spremembe EMG-parametrov (Luttmann idr., 1998: v Tomažin, 2001).

EMG-PARAMETRI	ŽIVČNO-MIŠIČNI MEHANIZMI		
	Rekrutacija / Povečanje frekvence proženja AP	Sinhronizacija proženja ME	Zmanjšanje hitrosti prevajanja po mišičnem vlaknu
ARV, RMS, iEMG	↑	↑	↑
MDF, MNF	↑	↓	↓

Ponovno velja poudariti, da se lahko amplitudo, srednjo ali mediano frekvenco močnostnega spektra in hitrost prevajanja akcijskih potencialov primerja le, če se vrednosti posameznih parametrov normalizira. Eden od najpogostejših načinov je na primer ta, da se vrednosti na koncu utrujanja izrazi z vrednostmi na začetku in se jih prikaže na grafu v odvisnosti od časa, kot to prikazuje Slika 1.6 – »graf utrujenosti« (Merrletti idr., 2004). Na ta način je mogoče posamezne parametre, izmerjene pri različnih mišicah in posameznikih primerjati. Če se vrednosti nekega parametra spreminjajo linearno, se običajno računa indeks utrujenosti, ki ga predstavlja naklon

padajoče premice. Če pa se podatki spreminjajo nelinearno, jim je potrebno prilagoditi eksponentno ali polinomsko krivuljo in za primerjavo uporabiti parametre teh krivulj.



Slika 1.6: Graf utrujanja pri submaksimalnem naprežanju m. tibialis anterior pri 50% MVC. Prikazuje povprečno amplitudo (ARV), navor, srednjo frekvenco močnostnega spektra (MNF) in hitrost prevajanja akcijskih potencialov (CV) (Merletti idr., 2004).

S sočasno obravnavo spremembe amplitude in močnostnega spektra EMG-signala ter poznavanjem živčno-mišičnih mehanizmov, ki vplivajo na njuno spreminjanje, lahko tudi zelo enostavno in dovolj natančno sklepamo o tem, ali so spremembe posledica spremembe sile ali utrujanja (Luttmann idr., 2000: v Cifrek idr., 2009):

1. Če se amplituda poveča in močnostni spekter pomakne v smer višjih frekvenc, so te spremembe najverjetneje posledica povečanja mišične sile.
2. Če se amplituda zmanjša in močnostni spekter pomakne k nižjim frekvencam, so te spremembe najverjetnje posledica zmanjšanja mišične sile.
3. Če se amplituda poveča in močnostni spekter pomakne v smer nižjih frekvenc, so te spremembe posledica mišičnega utrujanja.
4. Če pa se amplituda zmanjša in močnostni spekter pomakne k višjim frekvencam, se to obravnava kot okrevanje po predhodnem utrujanju.

Da bi lahko na osnovi spremembe karakterističnih močnostnih frekvenc EMG-signala sklepali o pojavu živčno-mišične utrujenosti, naj bi bile vrednosti MNF in MDF na koncu nekega utrujajočega protokola oz. aktivnosti vsaj 8% nižje od vrednosti na začetku. Pri tej velikosti sprememb naj bi bile spremembe zanesljivo večje od njihovih standardnih napak (Obergh idr., 1992: v Christensen idr., 1995).

1.4.2. Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG-signala pri dinamičnih napreznjih

Med izometričnim napreznjem mišična pripoja mirujeta, dolžina mišičnih vlaken in s tem tudi položaj EMG-elektrod pa se glede na njih bistveno ne spreminjata (odvisno sicer od lastnosti kit). Če pri tem nadzorujemo še velikost sile oz. navora, ki ga razvija mišica, se variabilnost EMG-signala zmanjša in s tem tudi število dejavnikov, ki nanj vplivajo. Zato večina raziskav, kjer se spremlja elektromiografske parametre, obravnava ravno izometrična napreznja. Med izometričnim napreznjem se lahko na krajših, nekajsekundnih intervalih EMG-signal obravnava kot stacionarni signal, saj sta dolžina mišice in sila dosledno nadzorovani, obenem pa je hitrost enaka nič. To omogoča računanje ocene PSD z metodo STFT, spremembe MNF in MDF, ki jih na ta način zaznamo, pa lahko pripišemo dejavnikom, ki so posledica utrujenosti mišice (Štirn, 2009).

EMG-signal, izmerjen med dinamičnim napreznjem, pa je v primerjavi s signalom, izmerjenim med izometričnim napreznjem, izrazito nestacionaren. Mišice se glede na položaj elektrod na koži premikajo in niso več ves čas na istem mestu, kot je to pri statičnih napreznjih. Na ta način lahko nekatere motorične enote izpadejo iz območja, ki ga zaznavajo elektrode, in namesto njih zajamemo nekatere druge. Večja je tudi možnost pojava presluha, saj lahko trebuhu ali tetive drugih mišic prekrijejo tiste, ki jih opazujemo. Vse to lahko vpliva na amplitudne in frekvenčne lastnosti zajetega signala. Možno je torej, da pri dinamičnih napreznjih trenutna MNF oz. MDF ne kažeta le sprememb v močnostnem spektru zaradi mehanizmov, ki se dogajajo v mišici kot posledica utrujanja, ampak tudi zaradi trenutnih sprememb položaja sklepov, mišic in/ali razvite sile.

Kadar se želi preko električne manifestacije spremljati mišično utrujanje pri dinamičnih napreznjih, se je potrebno zavedati vseh motečih nestacionarnih dejavnikov. Ločiti je potrebno počasne nestacionarne dejavnike, ki so povezani z akumulacijo biokemijskih produktov v mišici in se torej kažejo kot učinki lokalne utrujenosti (nas zanimajo prav ti), od hitrih, ki so posledica številnih pojavov, ki so povezani s strategijo kontrole centralnega živčnega sistema in/ali z drugimi dejavniki, povezanimi z biomehaniko gibanja ter spremembo položaja elektrod glede na mišice, ki se premikajo (Knaflitz in Bonato, 1999; v Štirn, 2009). Pri tem želimo torej ohraniti tisti del signala, ki je povezan s pojavom utrujenosti v mišici, in odstraniti tisti del signala, ki je posledica motečih dejavnikov.

Potvin in Bent (1997) sta želela primerjati MNF med statičnim in dinamičnim naprežanjem mišic z uporabo metode STFT. Merjenci so tako najprej opravili MVC, nato pa so s 7-kilogramsko utežjo v dlani s poljubno frekvenco izvajali upogibe v komolcu od popolne iztegnitve (0°) do največjega upogiba (približno 140°) do odpovedi. Ko so prenehali z dinamičnim naprežanjem, so izvedli še tri 3-sekundna izometrična naprežanja s 7-kilogramsko utežjo pri kotu v komolcu 90° . Avtorja sta na ta način primerjala zmanjšanje MNF, izmerjeno na začetku in na koncu pri izometričnem naprežanju, in zmanjšanje MNF, izmerjeno na začetku in na koncu pri dinamičnem naprežanju. Značilnih razlik v velikosti zmanjšanja MNF, izmerjene v izometričnih ($18,8 \pm 4,9$ Hz) in dinamičnih pogojih ($19,3 \pm 8,7$ Hz), nista našla. Ravno tako tudi Christensen idr. (1995) niso zasledili razlik v vrednostih RMS, MDF in MNF med statičnimi in dinamičnimi naprežanji mišice biceps in triceps brachii pri približno enaki intenzivnosti. STFT so za analiziranje dinamičnih naprežanj pri iztegovanju kolena uporabili tudi Cifrek idr. (2000: v Cifrek idr., 2009), Masuda idr. (2001) in Morlock idr. (1997) pri spremljanju utrujenosti mišic trupa.

Tehnike ocenjevanja karakterističnih močnostnih frekvenc na podlagi FFT-algoritmov za zadostno frekvenčno resolucijo zahtevajo določene časovne intervale, pogosto trajajoče pol sekunde in več. To pri analizi odnosa sila – površinski EMG povzroča težave pri kratkih postopno povečujočih naprežanjih (5 s), ker majhno število intervalov ne zadošča za ugotavljanje statistično značilnih razlik (Štirn, 2009). Ravno tako naj se klasične metode računanja MNF oz. MDF, kot je Fourierjeva transformacija, ne bi uporabljale v nestacionarnih pogojih, kakršne predstavljajo dinamična naprežanja (Roy idr., 1998: v Štirn, 2009). Zato se v zadnjem času pri analizi signalov, izmerjenih med dinamičnim naprežanjem, uporabljajo različne časovno-frekvenčne metode, kot so transformacije Cohenovega razreda (*angl.* Cohen class) (Bonato idr., 2001, Roy idr., 1998: v Štirn, 2009) in metoda valčkov (CWT – *angl.* continuous wavelet transform) (Clancy idr., 2002, Karlsson in Gerdle, 2000, Kumar idr., 2003, von Tscherner, 2002: v Štirn, 2009). Metoda valčkov je zanimiva zato, ker omogoča hkratno analiziranje daljših časovnih intervalov, kjer želimo bolj natančno spremljati nizke frekvence signala, in uporabo krajših časovnih intervalov tam, kjer želimo vpogled v visokofrekvenčno dogajanje.

Karlsson in sodelavci (2000: v Cifrek idr., 2009) so s pomočjo računalniške simulacije in v realnih pogojih merjenja EMG-signala primerjali različne metode tako pri statičnih kot pri dinamičnih naprežanjih. Ugotovili so, da je metoda valčkov najprimernejša za ocenjevanje utrujenosti pri dinamičnih naprežanjih. CWT omogoča bolj natančno analizo in boljšo resolucijo sprememb pri dveh najpogosteje računanih površinskih EMG-parametrih – amplitudi in frekvenci (MNF ali

MDF). Na ta način je možna primerjava omenjenih parametrov izmerjenih v izometričnih in dinamičnih pogojih.

Po drugi strani pa so Sparto idr. (2000) in Beck idr. (2005) s primerjavo STFT in CWT pri dinamičnih naprežanjih mišice biceps brachii ugotovili približno enake vrednosti MNF in MDF, zato menijo, da je STFT, kljub problematiki nestacionarnosti signala, sprejemljiva in predvsem veliko bolj enostavna metoda za spremljanje utrujanja mišic pri dinamičnih mišičnih naprežanjih submaksimalnih intenzivnosti.

2. PREDMET IN PROBLEM

2.1. ZNAČILNOSTI VESLAŠKIH OBREMENITEV IN UTRUJANJA

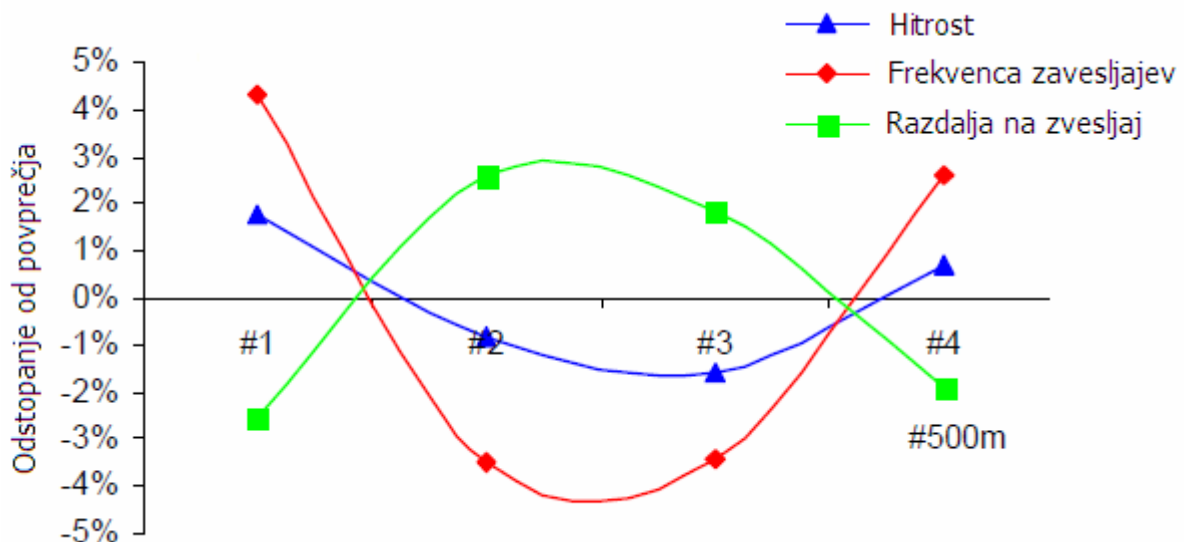
Predmet pričujoče naloge je ugotavljanje mišične utrujenosti med različno intenzivnim veslanjem na ergometru. Veslanje sodi med ciklične monostrukturne športne panoge, kjer se vedno enako gibanje ciklično ponavlja na tekmovalni razdalji 2000 m, ki jo vrhunski veslači (odvisno od discipline in vremenskih pogojev) preplujejo v 5,3 do 7,3 minute (Mäestu idr., 2005; Peltonen in Rusko, 1993, Secher, 1983; Steinacker, 1993). Natančneje, najboljši tekmovalci v enojcih opravijo 2000 m v času med 6:36.33 in 6:55.0, ženske pa med 7:07.71 in 7:40.0. Pri tem so najboljši lahki veslači (do 72,5 kg) v enojcih približno 12–20 sekund počasnejši, najboljše lahke tekmovalke (do 59 kg) pa 15–25 sekund počasnejše.¹

Z vidika fiziologije napora je veslanje v osnovi aerobno-anaerobna športna disciplina, pri kateri je pomembna tako vzdržljivost kot tudi moč oz. njuna ustrezna kombinacija. Med veslaško tekmo so mišična naprežanja dokaj počasna, saj je povprečna frekvenca zavesljajev 32–38 zavesljajev na minuto (Mäestu idr., 2005), kar pomeni od 210 do 250 zavesljajev v 6,5 minute. Tekma ponavadi obsega tri faze: 1.) hiter in močan start (0–60 sekund), ki se kaže v 3% višji hitrosti čolna prvega 500-metrskega odseka glede na povprečno hitrost na 2000 m, 2.) bolj ali manj konstanten osrednji del (med 1. in 5. minuto po startu), kjer je hitrost drugega in tretjega 500-metrskega odseka 1% in 1,9% nižja od povprečne ter 3.) izrazitejši zaključek – »finiš« (zadnja minuta tekme), ko hitrost čolna ponovno nekoliko naraste in je v zadnjem 500-metrskem odseku zelo blizu povprečni hitrosti

¹ Podatki s finala svetovnega prvenstva leta 2005 (spletni vir: <http://www.worldrowing.com>).

tekme (+0,2%)², kar je razvidno tudi iz primera na Sliki 2.1 (Kleshnev, 2003; Steinacker, 1993). V startu, ko čoln pospešuje, je velikost sile na vesla od 600 do 1500 N, povprečna moč zaveslajev pa dosega vrednosti od 450 do 700 W. V nadaljevanju tekme je nato hitrost veslanja nekoliko nižja, pri čemer so sile na vesla temu ustrezno nižje, in sicer med 500 in 700 N, medtem ko je povprečna moč v tem delu od 350 do 450 W. V zaključnem delu (»finišu«) pa se sile ponovno nekoliko povečajo (600–700 N), ravno tako se poveča povprečna moč (400–500 W). Tekmovalci se na tovrstne obremenitve prilagodijo s povečanjem mišične mase in visoko stopnjo metabolne kapacitete (Steinacker, 1993).

Med tekmo imajo tako najpomembnejšo vlogo aerobni energijski procesi, saj zaloge energije v mišicah (ATP, CrP – kreatin fosfat) in obnova energije preko anaerobnih laktatnih procesov (glikoliza) zadoščajo le za pokrivanje potreb in zahtev po energiji v prvih 1,5 do 2 minutah (Steinacker, 1993). Iz različnih raziskav se je pokazalo, da je delež aerobne energije med veslaško tekmo od 67% do 86% in je z razvojem veslanja vse večji (Preglednica 2.1), saj, kot ugotavlja Steinacker (1993), obsegajo srednje do nizko intenzivne obremenitve, tj. obremenitve pod nivojem največjega stacionarnega stanja LA (anaerobni prag – AnP) pri uspešnih tekmovalcih 70–90% skupne letne obremenitve. Po drugi strani je delež anaerobne laktatne energije 12%, alaktatne pa 21% (Roth idr., 1983, v Mäestu idr., 2005).



Slika 2.1: Najpogosteje spremljani parametri veslanja (povprečna hitrost čolna, frekvenca zaveslajev in razdalja na posamezen zavesljaj) in njihovo odstopanje od povprečne vrednosti posameznega parametra na 2000-metrski razdalji (0%) po 500-metrskih odsekih (#1, #2, #3, #4) (Kleshnev, 2001).

² Podatki predstavljajo povprečje posameznih 500-metrskih izsekov finalistov olimpijskih iger v vseh disciplinah med leti 1993 in 2003, skupno 977 posadk (Kleshnev, 2003)

Aerobna moč, ki je definirana kot največja poraba kisika (VO_2max v l/min) pri največjih obremenitvah, ki trajajo od 2 do 10 minut (Jensen, 1994) se je, poleg porabe kisika pri hitrosti (moči) veslanja, pri kateri je koncentracija laktata ($[\text{LA}^-]$) v krvi 4 mmol/l, največje moči med aerobno obremenitvijo (P_{max}) in povprečne moči veslanja pri maksimalnem 30- do 40-sekundnem testu, izkazala za enega najmočnejših napovednih parametrov v veslanju (Mäestu idr., 2005). VO_2max je tudi pozitivno povezana s povprečno silo veslanja in hitrostjo čolna, medtem ko je poraba kisika med tekmo pozitivno povezana tudi z deležem počasnih mišičnih vlaken in anaerobnim pragom (AnP), tj. nivojem največjega stacionarnega stanja LA. Slednji je pri vrhunskih veslačih na nivoju 80–85% maksimalnih vrednosti (Steinacker, 1993). Raziskave kažejo, da dosegajo najboljši tekmovalci zelo visoke absolutne in relativne vrednosti VO_2max , in sicer od 4,7 do 6,6 l/min (Hagerman, 1984; Hagerman idr., 1978; Lakomy in Lakomy, 1993; Peltonen in Rusko, 1993; Steinacker, 1993) oz. od 65 do 70 ml/kg/min (Mäestu idr., 2006; Steinacker, 1993).

Preglednica 2.1: Pregled povprečnih deležev aerobnih in anaerobnih energijskih procesov med veslanjem iz različnih raziskav. Meritve in izračuni so bili opravljeni na vrhunskih moških veslačih težke kategorije (v Mäestu idr., 2005).

Raziskava	N	Aerobna energija (%)	Anaerobna energija (%)
Hagerman idr., 1978	310	70	30
Mickelson in Hagerman, 1982	25	72	28
Secher idr., 1982	7	70–86	14–30
Roth idr., 1983	10	67	33
Messonier idr., 1997	13	86	14
Russel idr., 1998	19	84	16

Poleg visoke porabe kisika dosegajo veslači med tekmo tudi visoke vrednosti frekvenca srca (FS). V povprečju je to med 190 in 200 utr./min (Hagerman, 1984), kar odraža veliko aktivnost in obremenjenost srčno-žilnega sistema. Zelo visoka je tudi aktivnost anaerobnih laktatnih energijskih procesov, na kar kažejo vrednosti $[\text{LA}^-]$ po tekmi oz. simulirani tekmovalni obremenitvi, ki se gibljejo od 8 do 21 mmol/l, izjemoma tudi do 25 mmol/l (Fiskerstrand in Seiler, 2003; Shephard, 1998; So idr., 2007; Steinacker, 1993). Večja produkcija laktata je v veliki meri odvisna od strukture mišičnih vlaken, saj je negativno povezana z deležem počasnih vlaken. Pri najuspešnejših veslačih pa je delež počasnih mišičnih vlaken kar 70–85% (Steinacker, 1993). Tako počasna kot hitra vlakna imajo kot posledico prilagoditve na specifične obremenitve povečano kapilarizacijo in povečano aktivnost oksidativnih encimov (sukcinska dehidrogenaza – SDH, citrat sintaza – CS), kar je odraz povečanega števila in gostote mitohondrijev (Steinacker, 1993). Vendar

pa glede na visoke vrednosti [LA⁻], ki jih veslači dosegajo med tekmo, lahko sklepamo, da tudi anaerobni energijski procesi prispevajo svoj pomemben delež, kljub temu da z razvojem veslanja ta delež pada (Preglednica 2.1).

Z vidika športnega treniranja vidimo, da je za veslanje pomembna tako dolgotrajna kot tudi hitrostna vzdržljivost. Za premagovanje visokih zahtev tekmovalne obremenitve pa sta poleg vzdržljivosti pomembni tudi maksimalna moč in vzdržljivost v moči, saj kot smo videli mora veslač med tekmo izvesti tudi do 250 zavesljajev, s kar največjo možno silo oz. močjo. Pri tem je bistvenega pomena predvsem moč mišic nog, saj le-te v povprečju prispevajo kar 45% k skupni moči posameznega zavesljaja na vodi, medtem ko prispeva trup 32%, roke pa 23% (Kleshnev, 2000). Nekoliko drugačen raspored moči je opazen na ergometru, kjer gre večji poudarek na mišice trupa (41%), nekoliko manjši na noge (37%), najmanjši pa na roke (22%) (Kleshnev: v Hooper, 2006). Čeprav je delež skupne moči mišic rok skoraj enak pri veslanju na vodi (23%) in na ergometru (22%), pa je primerjava sil na ročke vesel oz. ročaj ergometra pokazala 30–40% višje sile pri ergometru (Kleshnev, 2005). Te in še nekatere druge razlike (aktivacija mišic, koti v sklepih, oblika sile zavesljaja, prenos energije med segmenti, ...) je potrebno upoštevati, kadar ugotovitve iz veslanja na ergometru prenašamo na vaslanje v čolnu na vodi, četudi so raziskave pokazale dovolj zanesljivo povezanost med obema (Soper in Hume, 2004). Kot ugotavlja Steinacker (1993), je torej povečanje mišične mase (poleg povečane metabolne kapacitete) ena od glavnih prilagoditev na veslaške obremenitve, pri čemer so hipertrofirana tako hitra kot tudi počasna mišična vlakna.

Vsi omenjeni dejavniki vplivajo na uspešnosti v veslanju in se pri različnih veslačih pojavljajo v najrazličnejših kombinacijah, kar ustvarja individualne razlike in s tem tudi razlike v uspešnosti. Ti dejavniki ravno tako vplivajo na razlike v utrujanju, ki je neizbežni sestavni del sleherne športne discipline. Tako je tudi v veslanju.

Iz Slike 2.1 (Kleshnev, 2003) in ugotovitev Steinackerja (1993) vidimo, da je hitrost čolna, frekvenca zavesljajev in povprečna moč veslanja v začetnem delu tekme (0–60 sekund) največja. Zaradi velikih sil, visoke hitrosti gibanja in mišičnega naprežanja, ki zahtevajo visoke frekvence proženja akcijskih potencialov, rekrutacijo velikega števila motoričnih enot ali celo aktivacijo hitrih motoričnih enot in njihovo sinhronizacijo, je tudi aktivacija mišic velika. V tem delu imajo tako anaerobni alaktatni in laktatni energijski procesi največjo vlogo, saj omogočajo bistveno hitrejšo razpoložljivost in obnovo energije, shranjene v molekulah ATP, v primerjavi z aerobnimi. Vendar je njihova kapaciteta na eni strani omejena z majhno zalogo ATP in CrP, ki zadoščata le za

približno 6–8 sekund maksimalno intenzivne obremenitve, na drugi strani pa predvsem s stranskimi produkti glikolize, kot je mlečna kislina, ki hitro disociira na LA^- in H^+ ione (Fox, 2002; Hargreaves, 2008). Produkcija mlečne kisline se tako z nadaljnjim, visoko intenzivnim veslanjem povečuje, stopnja njenega odstranjevanja doseže svoj najvišji nivo oz. se upočasni in posledica je povečanje zakislenosti zaradi akumulacije H^+ (znižanje pH). Pojavljati se začne utrujenost. Veslač se na utrujanje in/ali iz taktičnih razlogov odzove z znižanjem frekvence zavesljajev in moči veslanja, kar se odrazi na hitrosti čolna, ki v osrednjem delu upade nekoliko pod povprečno vrednost (Slika 2.1). To hitrost nato ohranja skoraj do konca tekme. Da bi silo oz. moč zavesljajev in s tem hitrost čolna obdržal na ustrezni ravni, se aktivacija mišic ohranja ali pa celo povečuje zaradi rekrutacije novih, še ne utrujenih in manj učinkovitih motoričnih enot (Mäestu idr., 2006).

Aktivnost anaerobnih energijskih procesov in posledično tvorba mlečne kisline se med tekmo postopoma povečuje, saj je povečevanje $[LA^-]$ opazno še nekaj časa po (simulirani) tekmi. Produkcija LA je tako večja od odstranjevanja LA . S trajanjem veslaške tekmovalne obremenitve pa vse večjo vlogo prevzemajo aerobni energijski procesi, ki dosežejo svojo polno moč šele po nekaj minutah. To pa zato, ker se preko oksidativne fosforilacije (ob prisotnosti kisika in encimov dihalne verige) ATP obnavlja veliko počasneje. Pri tem namreč sodeluje veliko večje število različnih encimov, ki uravnavajo več različnih kemičnih reakcij v več fazah (Fox, 2002; Hargreaves, 2008). Tudi zaradi tega mišična sila in posledično moč ter hitrost veslanja upadeta (poleg taktičnih razlogov) in utrujenost se kopiči.

V zaključku tekme frekvenca zavesljajev in moč, kljub že zelo visoki stopnji (nakopičene) utrujenosti, ponovno narasteta, dolžina zavesljaja in s tem razdalja na posamezen zavesljaj pa se skrajša (Slika 2.1). Na ta način veslač v zadnjih metrih še zadnjič dvigne hitrost čolna in s tem tudi njegovo povprečno potovalno hitrost, kar je za uspeh bistvenega pomena. To doseže s še izdatnejšo aktivacijo mišic preko rekrutacije hitrih motoričnih enot (Mäestu idr., 2006). S tem se poveča tudi aktivnost vseh energijskih procesov v mišicah, predvsem pa anaerobne glikolize, kar je razvidno iz izredno visokih $[LA^-]$ po tekmi (Fiskerstrand in Seiler, 2003; Shephard, 1998; So idr., 2007; Steinacker, 1993). Utrujenost veslača je zato na koncu tudi največja.

Vidimo torej, da je pri veslanju poleg velikega deleža aerobne pomemben tudi delež anaerobne energije, četudi ni tako velik (14–33%). Ugotovili smo tudi, da se utrujenost začne pojavljati že zelo zgodaj med veslaško tekmo zaradi kopičenja mlečne kisline oz. povečanja zakislenosti. Tako utrujenost kot zakislenost pa se stopnjujeta vse do konca tekme. V tem delu se nam postavlja naslednje vprašanje, in sicer, kako je z utrujanjem posameznih mišic. Vemo namreč, da ima vsaka

športna disciplina svoje tehnično-taktične zahteve, torej različne zahteve glede zaporedja vključevanja posameznih mišic v gibanje, razporejanja moči, intenzivnosti in trajanja obremenitev. Pojavljajo se razlike v tipu, hitrosti in trajanju mišičnega naprežanja ter nenazadnje tudi v načinu utrujanja posameznih mišic, kar je pomembno z vidika športne vadbe.

2.2. PROBLEM NALOGE

Spremljanje amplitudnih (ARV, RMS) in frekvenčnih (MDF, MNF) parametrov EMG-signala med gibanjem, kot je bilo prikazano že v uvodnem delu naloge, je ena od pogosto uporabljenih metod za ugotavljanje periferne živčno-mišične utrujenosti. Na osnovi sprememb EMG-parametrov lahko utrujenost posamezne mišice kvantificiramo ter spremljamo potek in stopnjo njenega utrujanja. Če to želimo opraviti v veslanju, moramo najprej vedeti, katere mišice so za veslanje pomembne, vendar to ob poznavanju funkcionalne anatomije in tehnike veslanja ne predstavlja posebne težave. Zaplete pa se, kadar želimo izvedeti, kdaj, koliko in v katerem delu posameznega zavesljaja je katera mišica aktivna ter kdaj, koliko in v katerem delu 2000-metrške proge se katera mišica utruje. V takih primerih se kot primerna izkaže ravno elektromiografija.

Aktivnost mišic v okviru posameznega zavesljaja sta v svojem preglednem članku (na osnovi različnih raziskav) povzeli Soper in Hume (2004). Tako ugotavljata, da je aktivnost mišic nog, razen mišice tibialis anterior (TA) in vastus medialis (VM), v začetku zavesljaja nizka (<50%). TA v tem delu opravlja dorzalno fleksijo gležnja (stopala), medtem ko trup prehaja v vertikalni položaj, VM pa deluje ekscentrično in tako zaustavlja upogibanje kolena ter potovanje veslača proti krmi. V fazi odziva oz. potega se nato sočasno aktivirajo mišice gluteus maximus (GM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF) in gastrocnemius (GC). Največjo aktivnost te mišice dosežejo tik pred (GM, VL, BF) in ob pojavu (GC) največje sile na ročaj. To se zgodi v srednjem delu odziva oz. potega, ko je kot v kolenu 90°. Navor, ki ga pri tem ustvarja mišica BF v kolenu, ki opravlja tako funkcijo upogibanja kolena kot tudi iztegovanja kolka, je sočasno nižji od navora iztegovanja kolena mišice VL. Wilson idr. (1988, v Soper in Hume, 2004) so sočasno aktivacijo (kokontrakcijo) dveh mišic definirali takrat, kadar je njun nivo EMG-aktivnosti sočasno večji od 50% njune individualne največje EMG-aktivnosti. Kokontrakcija običajno sicer zmanjša mehansko učinkovitost v športu (Gregor idr., 1991: v Soper in Hume, 2004), pri veslanju pa se morata koleno in kolka hkrati silovito iztegniti, kar zahteva kokontrakcijo sprednjih in zadnjih stegenjskih mišic. Pojav je bolje poznan kot Lombardov paradoks (Andrews, 1987). Med fazo odziva oz. potega je najbolj variabilna aktivnost mišice GM, najmanj pa aktivnost mišice BF (Soper in Hume, 2004). Ob pojavu največje sile se sočasno aktivirajo tudi iztegovalke kolka in

trupa (L3–S1). V predelu L3–S1 se pojavi največja amplituda ekstenzije trupa. Pri tem je koaktivacija iztegovalk in upogibalk trupa minimalna (Pollock idr., 2009). V zključnem delu faze odriava oz. potega se nato pojavi postopen upad aktivnosti večine mišic (VL, VM, BF, GM in GC), medtem ko mišice RF, TA in upogibalke trupa v zadnji tretjini svojo aktivnost povečajo, tako da dosežejo v zaključku skoraj svojo največjo aktivnost. Največjo aktivnost v fazi vračanja mišica TA tudi ohranja. Povečanje aktivnosti RF in upogibalk trupa se najverjetneje pojavi zaradi njihovega ekscentričnega delovanja pri upočasnitvi ekstenzije kolka, medtem ko se TA pripravlja na dorzalno fleksijo gležnja (stopala), s katero asistira zaustavljanje veslača v smeri premca (Pollock idr., 2009; Soper in Hume, 2004).

Jaszczak (2001: v Soper in Hume, 2004) je preko primerjave mišične aktivnosti med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (MVC) in maksimalnim veslanjem na ergometru pri različnih frekvencah zavesljajev ugotovil, da mišice iztegovalke kolena, kolka in ramen izkoriščajo največji potencial moči, pri čemer iztegovalke kolka kar 110–120% glede na MVC. Izkoristek moči iztegovalk ramen je bil sicer visok pri skupini dobro treniranih veslačev državnega razreda, a 30–40% nižji pri veslačih svetovnega razreda, kar kaže, da slednji učinkoviteje izkoriščajo moč velikih mišičnih skupin, kot so iztegovalke kolena in kolka. Rodriguez idr. (1990) pa poudarjajo, da je pri optimizaciji veslanja bolj kot moč pomembna sposobnost ustreznega koordiniranja aktivnosti spodnjega in zgornjega dela telesa. Soper in Hume (2004) še dodajata, da EMG-aktivnosti mišic na ergometru ne moremo primerjati z aktivnostjo mišic v čolnu na vodi, četudi se predpostavlja, da jo dobro simulira, saj konkretne primerjave še niso bile narejene.

Pri pregledu literature v podatkovnih bazah Science Direct, Springer Link, EBSCOhost in PubMed s ključnimi besedami veslanje, utrujanje in EMG (*angl.* rowing, fatigue, EMG) smo ugotovili, da je utrujanje pri veslanju s pomočjo uporabe elektromiografije obravnavalo zelo malo raziskav. Najpogosteje se je utrujenost spremljala preko kinetičnih parametrov ter kinematične analize spremembe kotov v sklepih, ki se pojavljajo predvsem v kolku in ledvenem delu hrbtenice med dlje trajajočim veslanjem (60 minut) ali med simulirano tekmovalno obremenitvijo na ergometru (Cardwell idr., 2003; Holt idr., 2003). Poškodbe ledvenega dela hrbtenice so namreč v veslanju med najpogostejšimi in se jih pripisuje visokim obremenitvam in velikim upogibom in zasukom hrbtenice v začetnem delu zavesljaja (hiperfleksija in rotacija) ter velikim celotnim amplitudam hrbtenice. Povečan upogib in amplituda ledvenega dela pa naj bi bila posledica utrujanja spinalnih mišic – erector spinae (Cardwell idr., 2003; Holt idr., 2003; Reid in McNair, 2000; Rumball idr., 2005). Pri tem je bilo spremljanje utrujanja s pomočjo EMG-signala redko in le v podporo ostalim metodam, osredotočenost pa je bila na eni ali nekaj mišicah (Cardwell idr., 2003). V novejši študiji

sta Caplan in Gardner (2009) utrujenost poskušala določiti s spremljanjem gladkosti sile zavesljajev med 3,5 minutnim maksimalnim veslanjem na ergometru (30 zav./min), ki se je pred tem izkazala kot dober parameter, ki loči veslače različnih stopenj treniranosti (Smith in Spinks, 1995). Vendar značilnih razlik v gladkosti sile zavesljajev kot posledice utrujenosti med tremi odseki (1.–10. zavesljaj, 45.–54. zavesljaj, 95.–100. zavesljaj) niso zaznali.

Študije, ki so kvantitativno opisale utrujanje posameznih mišic med veslanjem, so redke. Po nam znanih in dostopnih podatkih so jih opravili Kyröläinen in Smith (1999: v Soper in Hume, 2004), Mäestu idr. (2006) in So idr. (2007). V prvi študiji sta avtorja utrujenost mišic RF, VL in VM spremljala preko sprememb amplitude EMG-signala med 4,5-minutnim maksimalnim veslanjem z različno frekvenco zavesljajev (28, 30 in 32 zav./min). Zaznali so značilno višjo amplitudo vseh treh mišic v zadnjih 30 sekundah obremenitve (v času 3:58). To spremembo amplitude so povezali s postopnim prehajanjem veslačev v stanje utrujenosti glede na to, da se moč zavesljajev temu ustrezno ni povečala. Do podobnih ugotovitev so prišli tudi Mäestu idr. (2006), ki so med različno dolgimi simuliranimi tekmami na 500 m, 1000 m in 2000 m na ergometru preko amplitude EMG-signala mišice VL iskali živčno-mišični prag utrujenosti. Pri vseh treh razdaljah se je v zadnjem delu amplituda mišice VL povečala, kar bi lahko pripisali živčno-mišični utrujenosti.

So idr. (2007) pa so med 6-minutnim maksimalnim veslanjem na ergometru kontinuirano spremljali spremembe srednje močnostne frekvence (MNF) EMG-signala in s tem vzorce utrujanja posameznih mišic, pomembnih za veslanje pri različno treniranih skupinah veslačev (2 olimpijca in 14 mladincev, od teh 5 treniranih in 9 začetnikov). Ugotovili so, da so se pri mlajših, manj izkušenih veslačih (mladincih) najprej utrudile manjše mišične skupine rok in iztegovalk gležnja. Njihovo utrujanje je bilo v začetnem delu (1–2 minuti) bolj strmo, nato pa je MNF dosegla plato. Pri starejših, uspešnejših veslačih (olimpijci) so se po drugi strani prej utrudile večje, močnejše mišične skupine hrbta, ki so jim sledile mišice rok in nog. Pri tem so avtorji opazili, da MNF mišic erector spinae in rectus femoris ves čas trajanja simulirane tekme izmenično upada in narašča v približno 1-minutnih intervalih. Pri mladincih tega pojava, ki so ga poimenovali biodinamična kompenzacija (BDK), niso opazili. Na koncu simulirane tekme je bila tako pri olimpijcih najbolj utrujena mišica rectus femoris, pri mladincih pa brachioradialis in/ali erector spinae (odvisno od podskupine). Avtorji sicer svojih ugotovitev niso statistično preverjali, zaključujejo pa, da je med maksimalnim 6-minutnim veslanjem na ergometru optimalnejša tista strategija rekrutacije, ki že v startu v največji meri obremeni hrbtne mišice, nato pa v približno 1-minutnih intervalih ves čas trajanja napora izmenično izraziteje obremenjuje oz. utruja enkrat hrbtne (erector spinae), drugič pa sprednje stegenske mišice (rectus femoris).

Na osnovi spremljanja amplitude EMG-signala so se podobne strategije aktivacije (koodinacije) oz. prevzemanja aktivnosti med mišicami pokazale tudi v novejših raziskavah pri submaksimalnem kolesarjenju do odpovedi. Dorel idr. (2009) so namreč ugotovili, da lahko potencialno utrujenost in upad v sili mišic iztegovalk kolena (VL in VM) kompenzira večja aktivnost iztegovalk kolka (BF in GM).

Zato smo v tej nalogi želeli preveriti, ali se podobni vzorci in stopnje utrujenosti ter značilne razlike v utrujenosti med mišicami pojavljajo tudi na večji skupini dobro treniranih veslačev, in sicer pri treh različno intenzivnih 6-minutnih obremenitvah na veslaškem ergometru. Glede na to, da so določene razlike v utrujanju in BDK opazne med mišicami različno treniranih veslačev (So idr., 2007), bi morale biti opazne tudi med dvema tipičnima trenažnima obremenitvama (intenzivnost na laktatnem pragu – LP in anaerobnem pragu – AnP) in standardno tekmovalno obremenitvijo.

Problem, ki se pojavlja pri spremljanju mišične aktivnosti in utrujanja s pomočjo elektromiografije, so ravno razlike v signalu, ki ga zajamemo v različnih pogojih (različne mišice in posamezniki, večdnevne meritve), saj kot smo že omenili, nanj vpliva več dejavnikov (postavitve in usmerjenost elektrod, premikanje mišic in s tem zajemanje različnega vzorca mišičnih vlaken pod elektrodami, debelina podkožnega tkiva, medelektrodna razdalja, presluh, velikost in oblika elektrod, temperatura mišice, razni šumi in artefakti, ...). Ker signali, dobljeni iz različnih mišic oz. iz istih mišic pri različnih posameznikih, niso neposredno primerljivi, jih je potrebno ustrezno normalizirati.

Najbolj objektivno lahko amplitudo EMG-signala normaliziramo glede na amplitudo največjega izzvanega vala M, ki ga dobimo s supramaksimalno električno stimulacijo perifernega živca mišice, ki jo preučujemo. Na ta način aktiviramo vse motorične enote, ki jih oživčujejo motorični aksoni v živcu (Štirn, 2006) in tako dobimo maksimalno amplitudo. Vendar pa dostop do želenega perifernega živca z električno stimulacijo ni vedno možen. Zato se v praksi najpogosteje uporablja normalizacija amplitude EMG-signala glede na amplitudo, ki jo mišica doseže med MVC (Bolglia in Uhl, 2007; Burden in Bartlett, 1999, Ricard idr., 2006). Na ta način predstavlja vrednost amplitude, dosežene med MVC največjo, 100% aktivnost, mišična neaktivnost pa 0%. V določenih primerih pa se opazuje tudi relativno spremembo amplitude, torej njeno relativno odstopanje od začetne vrednosti (Merletti idr., 2004).

Na enak način lahko normaliziramo tudi karakteristične frekvence (MDF, MNF) močnostnega spektra EMG-signala, in sicer glede na močnostno frekvenco med MVC (Cardwell idr., 2003) ali pa relativno glede na začetno (Merletti idr., 2004) ali celo najvišjo vrednost (So idr., 2007) statičnega ali dinamičnega mišičnega naprežanja. Vendar se je pri spremljanju MDF in MNF pokazalo, da pri največji izometrični (Gerdle idr., 1988; Merletti in Roy, 1996; Štirn, 2006; Štirn, 2009) ali dinamični (Štirn, 2009) utrujenosti mišic MDF in MNF nikoli ne dosežeta vrednosti nič, temveč se ustalita na določenem nivoju (platoju). Štirn (2009) je pokazal, da je plato MNF (in s tem verjetno tudi plato MDF) visoko ponovljiv ($ICC = 0,77-0,98$) in stabilen parameter, tako v izometričnih kot tudi dinamičnih pogojih utrujanja, kar je pomemben pogoj slehernega normalizacijskega postopka. Največja vrednost MNF oz. MDF, določena med MVC naj bi tako predstavljala zgornjo mejo (100%), najnižja vrednost (plato), določena med največjim hotenim izometričnim utrujanjem, pa spodnjo mejo normalizacijskega intervala. Na ta način normalizirane MNF in iz njih izračunani indeksi utrujenosti so pri maksimalnem 100-metrskem plavanju kravl (Štirn, 2006) omogočili ustrezno oceno stopnje periferne živčno-mišične utrujenosti ključnih mišic (pectoralis major, latissimus dorsi, triceps brachii) in zaznavanje razlik med mišicami in posamezniki. V pričujoči nalogi smo tako na konkretni skupini dobro treniranih veslačev želeli preveriti tudi različne normalizacijske postopke amplitudnih, predvsem pa frekvenčnih parametrov EMG-signala. Ugotoviti smo želeli morebitne razlike v rezultatih živčno-mišične utrujenosti, ki jih izkažejo posamezni načini normalizacije in te rezultate preveriti s primerjavo subjektivnih ocen stopnje in vrstnega reda utrujenosti preko posebej pripravljenega vprašalnika.

Predvidevamo torej, da bo metoda normalizacije MDF oz. MNF glede na razliko med njuno vrednostjo pri MVC in vrednostjo njenega platoja najustrezneje odražala utrujenost mišic. V športnih panogah, kot so veslanje, plavanje in kolesarjenje, značilnih po relativno počasnem koncentričnem mišičnem naprežanju, bo lahko služila kot orodje za ugotavljanje najbolj in/ali najprej utrujenih mišic med različno intenzivnimi in različno dolgimi obremenitvami. Omogočala bo zaznavanje razlik v utrujenosti med posamezniki, identifikacija najbolj in/ali najprej utrujenih mišic pa bo omogočala večjo individualizacijo vadbe. Po določenem obdobju vadbe pa se bodo lahko spremljale tudi posledice adaptacije na posamezen tip vadbe.

Glede na to, da so se pri Soju idr. (2007) jasno pokazale razlike v vzorcih rakrutacije in utrujanja mišic med različno kakovostnimi in različno izkušenimi veslači, so do svojih ugotovitev glede BDK prišli na majhnem vzorcu dveh dobro treniranih lahkih veslačev. Pri tem so spremembe MNF posameznih mišic spremljali relativno, glede na njihovo največjo vrednost med veslanjem in na ta način ocenjevali stopnjo utrujenosti opazovanih mišičnih skupin. Pri tem se pojavlja kar nekaj

vprašanj, na katera bi bilo potrebno odgovoriti z nadaljnjimi študijami in s tem vsaj deloma poglobiti znanje na tem področju. Vprašanja, ki se nam porajajo, so sledeča: a) ali se podoben vzorec utrujanja in BDK pojavlja pri vseh dobro treniranih veslačih, b) s čim so morebitne razlike povezane, c) kako se utrujanje in BDK odraža pri različnih intenzivnostih veslanja, d) ali je vzorec utrujanja in BDK povezan s spremembo tehnike in e) ali vrednosti MDF, normalizirane glede na njihovo najvišjo (MVC) in najnižjo vrednost (plato), izmerjeno v izometričnih pogojih, bolje odražajo stopnjo utrujenosti v primerjavi z nenormaliziranimi oz. izraženimi kot relativna sprememba MDF glede na začetno vrednost v prvih nekaj zavesljajih.

Namen naloge je tako bil s pomočjo časovnih in frekvenčnih parametrov EMG-signala zaznati in ugotoviti razlike v vzorcih aktivacije, utrujanja in BDK devetih mišic med različno intenzivnim veslanjem na ergometru, kakor tudi med dvema skupinama veslačev (člani, mladinci). Ugotoviti smo želeli še, katere mišice oz. mišične skupine se med simulirano tekmovalno obremenitvijo najprej in/ali najbolj utrudijo ter razlike v rezultatih različnih normalizacijskih postopkov EMG-parametrov. Tako izraženo periferno živčno-mišično utrujenost pa preveriti s primerjavo subjektivnih ocen stopnje in vrstnega reda utrujenosti.

3. CILJI

Glede na predmet in problem naloge smo si zastavili naslednje cilje:

1. Zaznati in ugotoviti razlike v vzorcih aktivacije in utrujanja ter v biodinamični kompenzaciji (BDK) posameznih mišic med 6-minutno simulirano tekmovalno obremenitvijo na veslaškem ergometru in katere mišice oz. mišične skupine se pri tem najprej oz. najbolj utrudijo.
2. Ugotoviti, ali se podobni vzorci mišične aktivacije, utrujanja in BDK pojavljajo tudi med 6-minutnim veslanjem pri nižjih intenzivnostih obremenitve:
 - a) laktatnem pragu (LP) in
 - b) anaerobnem pragu (AnP), tj. pri koncentraciji LA 4 mmol/l krvi.
3. Ugotoviti, ali se med 6-minutno simulirano tekmo pojavljajo razlike v vzorcih aktivacije, utrujanja in BDK med skupinama mlajših (mladinci) in starejših (člani) veslačev.
4. Ugotoviti razlike v periferni živčno-mišični utrujenosti, ki jih pokažejo različni normalizacijski postopki EMG-parametrov.
5. Tako izraženo utrujenost preveriti s primerjavo subjektivnih ocen stopnje in vrstnega reda utrujenosti.

4. HIPOTEZE

Na osnovi predmeta, problema in ciljev naloge smo postavili sledeče hipoteze:

- H1: Med maksimalnim 6-minutnim veslanjem se bo amplituda EMG-signala značilno povečala, mediana močnostna frekvenca pa značilno zmanjšala pri mišicah vastus lateralis, rectus femoris, erector spinae in latissimus dorsi. Do BDK pa bo prišlo med hrbtnimi in stegenskimi mišicami, ki bodo na koncu simulirane tekme tudi najbolj utrujene.
- H2: BDK se bo pojavila samo med simulirano tekmo, pri kateri bo tudi vzorec aktivacije in utrujanja mišic drugačen v primerjavi z nižjimi obremenitvami.
- H3: BDK bo prisotna pri uspešnejših oz. starejših veslačih z daljšim stažem, medtem ko se bodo pri manj uspešnih oz. mlajših veslačih vse mišice postopoma utrujale ves čas trajanja največjega napora.
- H4: Različni načini normalizacije amplitude in mediane močnostne frekvence EMG-signala bodo pokazali različne rezultate, pri čemer bo normalizacija mediane močnostne frekvence glede na razliko med njeno vrednostjo pri MVC in vrednostjo njenega platoja (t. i. indeks utrujenosti) najbolj odražala periferno živčno-mišično utrujenost.
- H5: Ocena periferne utrujenosti posameznih mišic preko indeksa utrujenosti se bo ujemala s subjektivnimi ocenami stopnje in vrstnega reda utrujenosti, pridobljenimi s pomočjo posebnega vprašalnika.

5. METODE DE LA

5.1. VZOREC MERJENCEV

V raziskavi je prostovoljno sodelovalo 11 zdravih, dobro treniranih veslačev moškega spola, ki redno trenirajo najmanj 4 leta. Izhajali so iz dveh kategorij (mladinci in člani) in iz treh slovenskih veslaških klubov. Od enajstih veslačev je bilo kar šest takih, ki so se vsaj enkrat uvrstili na svetovno prvenstvo v mladinski ali članski kategoriji. Osnovni statistični podatki merjencev so prikazani v Preglednici 5.1 a, b in c.

Preglednica 5.1: Osnovni statistični podatki merjencev: a) vsi, b) mladinci (17–18 let), c) člani (19 in več let).

a)				b)				c)			
VSI	AS	SD	N	MLADICI	AS	SD	N	ČLANI	AS	SD	N
Starost (leta)	20,18	3,09	11	Starost (leta)	17,50	1,00	4	Starost (leta)	21,71	2,81	7
Višina (cm)	188,73	5,78	11	Višina (cm)	188,75	4,92	4	Višina (cm)	188,71	6,60	7
Masa (kg)	87,99	8,10	11	Masa (kg)	86,30	5,65	4	Masa (kg)	88,96	9,50	7
Stož (leta)	8,00	3,92	11	Stož (leta)	5,50	1,29	4	Stož (leta)	9,43	4,28	7

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, N – število merjencev, * – vrednosti brez enega od merjencev.

Vsi merjenci so bili seznanjeni z namenom in potekom raziskave ter merilnimi postopki. Podpisali so izjavo o sodelovanju in s tem potrdili, da so z namenom raziskave seznanjeni, da v njej sodelujejo prostovoljno in da lahko sodelovanje tudi kadarkoli prekinejo. Meritve so bile izvedene v skladu s Helsinško-tokijsko deklaracijo in odobrene s strani Komisije za medicinsko etiko.

Pred izvedbo meritev smo od merjencev zahtevali, da so bili razmeroma spočiti, da niso izvajali visoko intenzivnih treningov neposredno ali dan pred meritvami ter da so poskrbeli za ustrezno prehrano in hidriranost.

5.2. POTEK, ORGANIZACIJA IN OPIS MERITEV

Meritve smo izvedli v kineziološkem laboratoriju in laboratoriju za fiziologijo športa na Fakulteti za šport v Ljubljani. Zaradi organizacijske zahtevnosti meritev, ustreznega odmora in regeneracije veslačev bi morali celoten protokol meritev opraviti v treh dneh. Vendar je bila zahteva Veslaške zveze Slovenije (VZS) in trenerjev, ki so priskrbeli merjence, ta, da lahko veslači zaradi meritev

izgubijo le en dan oz. en trening. Zato smo glavni del meritev strnili v en dan, uvodne meritve za določitev individualnih obremenitev pa smo opravili v sklopu rednih testiranj VZS.

V *prvem merilnem dnevu (uvodne meritve)* so merjenci opravili večstopenjski prekinjajoči laktatni (LA) test na veslaškem ergometru Concept IIc (Concept Inc., Morrisville, VT, ZDA). S pomočjo tega testa smo določili intenzivnost veslanja za dve submaksimalni 6-minutni veslaški obremenitvi (LP – obremenitev pri laktatnem pragu in AnP – obremenitev pri anaerobnem pragu, določena s koncentracijo LA 4 mmol/l), ki sta bili na sporedu na glavnih meritvah (drugi merilni dan). Glavne meritve smo opravili v razmaku vsaj 48 ur po uvodnih.

V *drugem merilnem dnevu (glavne meritve)* je bilo zaporedje meritev naslednje:

1. Priprava EMG-elektrod, priprava merjenca, določitev točk na mišicah za postavitev EMG-elektrod in namestitvev stimulacijskih elektrod.
2. Standardizirano ogrevanje na klopici (6 min).
3. Merjenje kontraktilnih lastnosti mišičnih vlaken mišice quadriceps femoris (QF) z metodo skrčka.
4. Odstranitev stimulacijskih in namestitvev EMG-elektrod.
5. Standardizirano ogrevanje na ergometru (10 min).
6. Merjenje EMG-signala, porabe kisika in koncentracije LA v krvi pred, med in po 6-minutnem veslanju pri obremenitvi LP.
7. Izpolnjevanje vprašalnika o subjektivni oceni utrujenosti posameznih mišic oz. mišičnih skupin.
8. Merjenje največje hotene izometrične sile in električne aktivnosti mišic iztegovalk nog na trenažerju za potisk z nogami.
9. Merjenje največjega hotenega izometričnega navora in električne aktivnosti posameznih mišic (m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. brachioradialis in m. biceps brachii).
10. 10-minutni odmor.
11. Standardizirano ogrevanje na ergometru (10 min).
12. Merjenje EMG-signala, porabe kisika in koncentracije LA v krvi pred, med in po 6-minutnem veslanju pri obremenitvi AnP.
13. Izpolnjevanje vprašalnika o subjektivni oceni utrujenosti posameznih mišic oz. mišičnih skupin.
14. 60-minutni odmor.

15. Standardizirano ogrevanje na ergometru (10 min).
16. Merjenje EMG-signala, porabe kisika in koncentracije LA v krvi pred, med in po 6-minutnem veslanju pri obremenitvi MAX (simulirana tekma).
17. Izpolnjevanje vprašalnika o subjektivni oceni utrujenosti posameznih mišic oz. mišičnih skupin.
18. Merjenje električne aktivnosti izbranih mišic (m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae in m. brachioradialis) med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem.

5.2.1. Večstopenjski prekinjajoči laktatni test

Večstopenjski prekinjajoči LA-test je potekal po protokolu in v sklopu rednih testiranj VZS. Obsegal je pet stopenj v trajanju 4 minute (prva stopnja 5 minut) z vmesnim odmorom 1 minuto. Na vsaki stopnji se je hitrost veslanja povečala za 0,11 m/s oz. povprečni čas na 500 m ($t_{povp}/500m$) je bil vsako stopnjo 3 sekunde nižji. Začetna hitrost na prvi stopnji je bila za vsakega merjenca določena individualno, na osnovi posameznikovega zadnjega LA-testa, in sicer kot hitrost oz. moč, pri kateri je bila vrednost koncentracije LA v krvi ($[LA^-]$) 2 mmol/l.

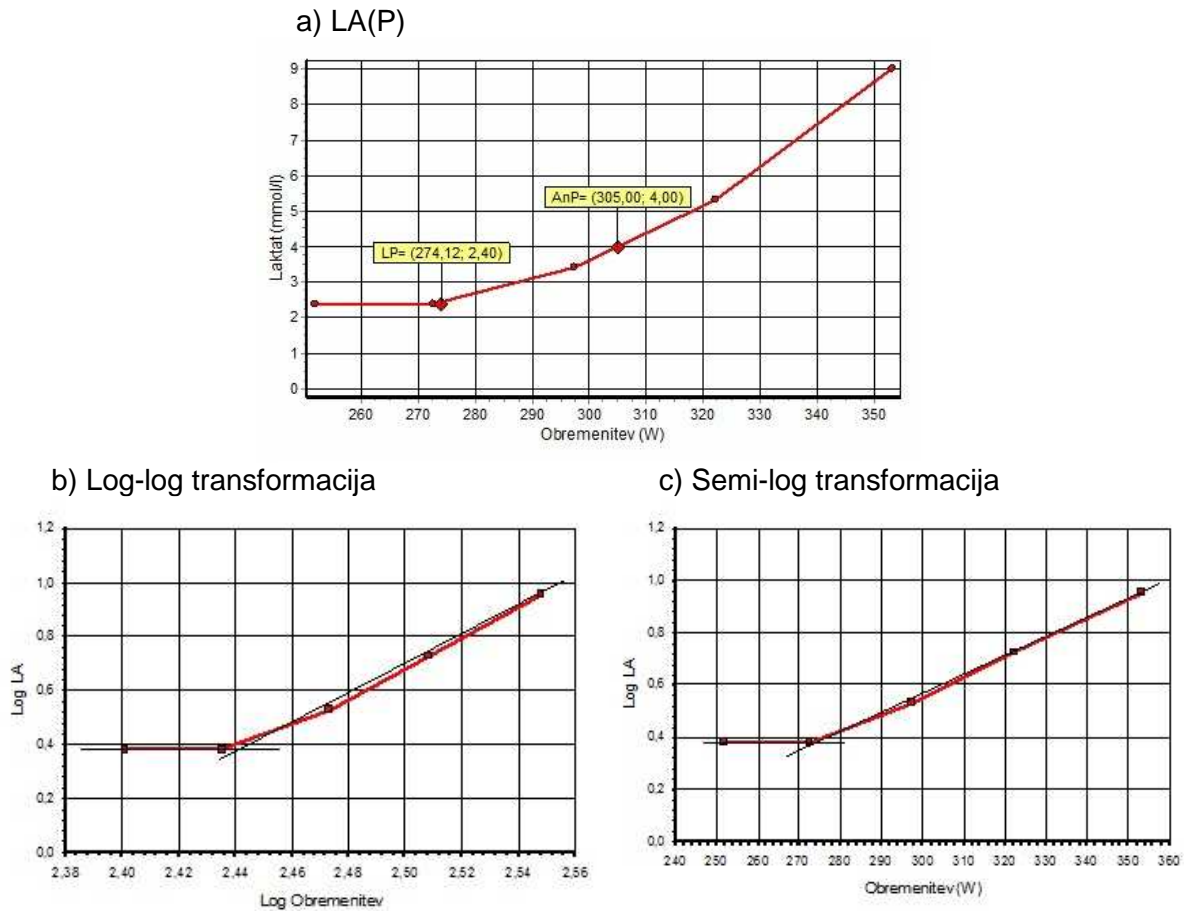
5.2.1.1. Zajemanje in obdelava vzorcev krvi

Pred začetkom (v mirovanju) in na koncu vsake obremenitvene stopnje je bil iz hipermiizirane ušesne mečice odvzet vzorec 10 μ l kapilarne krvi, ki je bil takoj razredčen in v kivetah shranjen do analize. Za določanje $[LA^-]$ v krvi je bil uporabljen fotometer EPPENDORF (Hamburg, Nemčija), natančnost meritev pa je bila $\pm 0,1$ mmol/l.

5.2.1.2. Določanje submaksimalnih intenzivnosti veslanja (LP in AnP)

Na osnovi krivulje odvisnosti koncentracije LA od intenzivnosti obremenitve (hitrosti oz. moči veslanja) smo s pomočjo log-log oz. semi-log transformacije (Beaver idr., 1985) (presečišče linearno interpoliranih premic položnega in strmega dela krivulje) določili hitrost oz. moč veslanja na laktatnem pragu (LP) – Slika 5.1a–c. To intenzivnost so merjenci morali ohranjati pri prvi submaksimalni obremenitvi na glavnih meritvah. Intenzivnost druge obremenitve (AnP) pa je bila enaka hitrosti oz. moči veslanja, pri kateri je vrednost LA (na laktatni krivulji) dosegla koncentracijo 4 mmol/l (Slika 5.1a). Ti dve intenzivnosti veslanja smo izbrali zato, ker sta to najpogostejši testni, trenajni in prediktivni intenzivnosti v veslanju (za pregled glej: Mäestu idr., 2005; Shepard, 1998). Hitrost oz. moč veslanja na nivoju AnP običajno predstavlja 80–85%

maksimalne obremenitve (Steinacker, 1993), medtem ko bi moral LP predstavljati temu ustrezno, od 10% do 20% nižjo intenzivnost.

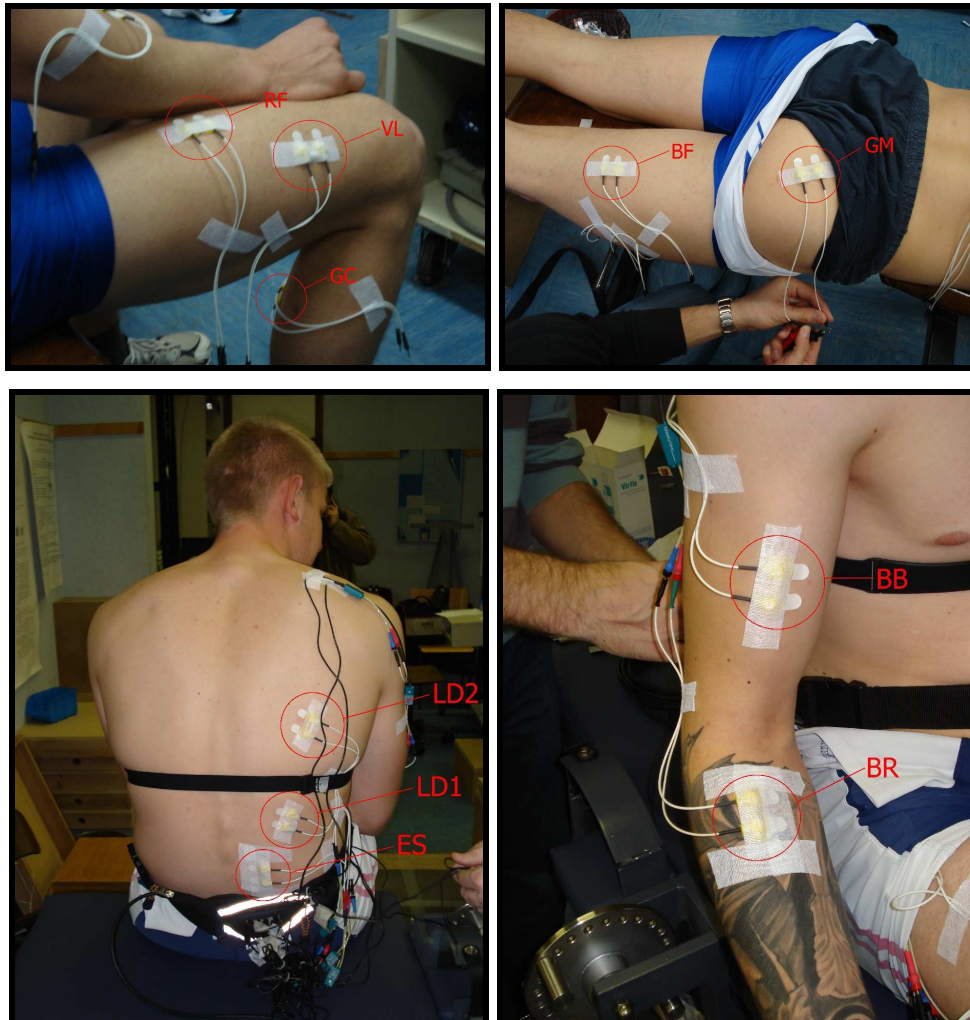


Slika 5.1: Krivulje koncentracije laktata v odvisnosti od intenzivnosti obremenitve (moči veslanja). a) Prikaz koncentracije LA v odvisnosti od obremenitve z vrisanima točkama laktatnega (LP – presečišče linearno interpoliranih premic položnega in strmega dela krivulje log-log (b) oz. semi-log (c) transformacije) in anaerobnega praga (AnP – pri vrednosti koncentracije LA 4 mmol/l).

5.2.2. Priprava merjenja na glavnih meritvah

V skladu s priporočili SENIAM (Hermens in Freriks, 1999) smo najprej pripravili EMG-elektrode ter določili in označili mesta na mišicah, kamor jih bomo nalepili. Na teh mestih smo obrili dlake, obrusili in očistili kožo. Nato smo na vsako glavo m. quadriceps femoris (rectus femoris, vastus lateralis in vastus medialis) najprej namestili po dve samolepljivi stimulacijski elektrodi velikosti 5x5 cm (AXELGAARD, PALS Platinum, Lystrup, Danska), namenjeni meritvam kontraktilnih lastnosti mišice (skrček). Eno elektrodo smo nalepili na trebuh, drugo pa na distalni del mišice. Po opravljenih meritvah skrčka smo merjencem odstranili stimulacijske elektrode in šele nato na označena mesta nad vsako obravnavano mišico (GC, RF, VL, BF, GM, ES, LD, BR in BB)

namestili po dve srebro-srebrokloridni (Ag-AgCl) EMG-elektrodi (HELLIGE, Freiburg, Nemčija) premera 9 mm, tako kot to prikazuje Slika 5.2. Razmak med elektrodama je bil 2 cm, upor med njima pa je moral biti manjši od 5 k Ω .



Slika 5.2: Točke namestitve EMG-elektrod po priporočilih SENIAM. **Legenda:** GC – m. medial gastrocnemius, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD1 – m. latissimus dorsi spodnji del, LD2 – m. latissimus dorsi zgornji del, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii.

5.2.3. Standardizirano ogrevanje na klopici

Pred meritvijo kontraktilnih lastnosti mišic so merjenci opravili standardizirano ogrevanje, ki je obsegalo 6 minut stopanja na 20 cm visoko klop (tempo: 120 korakov/minuto), tako da so merjenci vsako minuto zamenjali vodilno nogo.

5.2.4. Merjenje kontraktilnih lastnosti mišic

Kontraktilne lastnosti mišice QF smo določili z metodo skrčka. Merjenje smo v 2 minutah po standardiziranem ogrevanju pripravili na meritev. Posedli smo jih v posebno merilno upornico za merjenje navora iztegovanja in upogibanja kolena (domača izdelava – Slika 5.3), tako da je bil kot v kolku 110° , kot v kolenu pa 60° . S pasom smo jih preko medenice čvrsto pripeli in tako fiksirali kolk, koleno pa smo med stimulacijo držali preko medialnega in lateralnega epikondila stegenice. Distalni del goleni je bil ravno tako čvrsto vpet v upornico s senzorjem za silo.



Slika 5.3: Upornica za merjenje sile iztega in upogiba kolena.

Sproščeno mišico smo stimulirali s tokovno konstantnim električnim stimulatorjem (EMF Furlan & Co., Ljubljana, Slovenija) in pri tem uporabili enojni supramaksimalni električni impulz dolžine 0,8 milisekunde (bifazni, pravokotni impulz). Jakost toka smo postopno povečevali, dokler nismo izmerili največjega navora.

Mehanske odzive mišice QF na enojni supramaksimalni električni dražljaj smo zajemali in obdelali s programsko opremo Dasy Lab 7.0 (2002, National Instruments, Austin, Texas, ZDA) z vzorčno frekvenco 2000 Hz. Pri obdelavi smo signal navora pogladili s filtrom, propustnim za

nizke frekvence z mejno vrednostjo 10 Hz, nato pa določili kontrakcijski čas (čas do največjega navora), ki je bil definiran od trenutka, ko je bil sprožen električni impulz, do največjega navora.

5.2.5. Standardizirano ogrevanje na ergometru

Pred vsako 6-minutno veslaško obremenitvijo so se merjenci standardizirano ogreli na ergometru. Ogrevanje je obsegalo 10 minut veslanja s konstantno hitrostjo, ki je bila 0,11 m/s nižja (oz. $t_{povp}/500m$ tri sekunde višji) od hitrosti, določene za prvo obremenitev (LP).

5.2.6. Merjenje električne aktivnosti mišic, porabe kisika in koncentracije laktata pred, med in po 6-minutnih veslaških obremenitvah (LP, AnP, MAX)

Med vsako 6-minutno obremenitvijo na ergometru smo spremljali porabo kisika in EMG-signal vseh obravnavanih mišic. Pred naporom, takoj po in v 3., 5. ter 8. minuti po naporu je bil merjencem odvzet tudi vzorec krvi iz ušesne mečice za določitev koncentracije LA. Hitrost veslanja pri prvih dveh obremenitvah (LP in AnP) je bila predhodno, individualno določena s pomočjo večstopenjskega prekinjajočega LA-testa. Izbira tempa (število zavesljajev/minuto) je bila pri tem prepuščena veslačem samim. Cilj tretje obremenitve (simulirane tekme – MAX) pa je bil doseči kar boljši rezultat, torej v 6 minutah opraviti čim daljšo pot. Zato so si hitrost, tempo in strategijo veslanja merjenci določali sami.

5.2.7. Subjektivna ocena utrujenosti

Takoj po vsaki 6-minutni obremenitvi so vsi merjenci izpolnili poseben vprašalnik, s katerim so ocenili vrstni red utrujenosti posameznih mišičnih skupin od najbolj (ocena 1) do najmanj utrujene (ocena 7) – Priloga I, 5 veslačev pa je ocenilo še stopnjo utrujenosti teh istih mišic na merskem traku od 0 do 10 – Priloga II. Pri obdelavi in predstavitvi rezultatov vrstnega reda utrujenosti smo ocene obrnili, in sicer tako, da je ocena 1 predstavljala najmanj utrujeno, ocena 7 pa najbolj utrujeno mišico.

5.2.8. Merjenje največje hotene izometrične sile in električne aktivnosti mišic iztegovalk nog na trenažerju za potisk z nogami

Merjenje največje hotene izometrične sile in EMG-aktivnosti mišic iztegovalk nog je sledilo prvi 6-minutni obremenitvi (LP). Merjenje smo posedli v sedeči trenažer za potisk z nogami

(ARMSTRONG, Nemčija – Slika 5.4), tako da je položaj nog in trupa simuliral najmočnejši del odriwa pri veslanju (kot v kolenu 60° , kot v kolku 90°). V tem položaju so merjenci, kot ogrevanje, najprej izvedli dva submaksimalna izometrična potiska (cca. 50% in 75% največje moči) in nato še enega maksimalnega z vmesnim odmorom 30 sekund. Eno minuto po ogrevanju je sledila glavna meritev, in sicer trije maksimalni izometrični potiski v trajanju 5 sekund (2 sekundi razvoj in 3 sekunde ohranjanja maksimalne sile) z vmesnim odmorom 30 sekund. S pomočjo tenziometrijske plošče (KISTLER, 9253A11, Winterthur, Švica), ki je bila vpeta v trenažer tako, da so se lahko merjenci od nje odpravili, smo izmerili največjo silo izometričnega potiska. Sledil je 5-minutni odmor s pripravo na naslednjo meritev.



Slika 5.4: Meritev največje hotene izometrične sile in EMG-aktivnosti mišic iztegovalk nog na trenažerju za potisk z nogami (ARMSTRONG, Nemčija).

5.2.9. Merjenje največjega hotenega izometričnega navora in električne aktivnosti posameznih mišic

Merjence smo namestili v posamezne položaje (opis sledi v nadaljevanju) za merjenje največjega hotenega izometričnega navora (MVC) (Jakovljević in Hlebš, 1998). Med MVC smo posneli EMG-aktivnost mišic, s pomočjo katere smo spremljali amplitudo EMG-signala (ARV) in mediano frekvenco močnostnega spektra (MDF), ki je omogočala kasnejšo normalizacijo obeh parametrov (ARV in MDF). V vsakem položaju so merjenci, kot specialno ogrevanje, najprej izvedli dve submaksimalni izometrični naprežanji (cca. 50% in 75% največje moči), nato pa še eno maksimalno z vmesnim odmorom 10–15 sekund. Vsako naprežanje je trajalo 5 sekund (postopno

razvijanje sile v 2 sekundah in 3-sekundno zadrževanje sile na ustreznem nivoju – 50%, 75% in 100%). Po specialnem ogrevanju so sledile glavne meritve, in sicer tri maksimalna 5-sekundna izometrična naprežanja (enaka izvedba kot pri specialnem ogrevanju) z vmesnim odmorom 30 sekund.

Položaj 1 – m. quadriceps femoris

Merjenec je sedel v posebni merilni upornici za izteg in upogib kolena (Slika 5.3). S hrbtom je bil naslonjen tako, da je bil kot v kolku 100–110° in čez kolk je bil pripet s pasom. Kot v kolenu je oklepil 60°, distalni del goleni pa je bil čvrsto vpet v upornico s senzorjem za silo. V tem položaju je izvedel izometrični izteg kolena.

Položaj 2 – m. biceps femoris

Merjenec je sedel v posebni merilni upornici za izteg in upogib kolena (Slika 5.3). Koleno je oklepalo kot 40°. S hrbtom je bil naslonjen tako, da je bil kot v kolku 100–110°. Čez kolk in koleno je bil čvrsto pripet s pasom, distalni del goleni pa je bil čvrsto vpet v upornico s senzorjem za silo. V tem položaju je izvedel izometrični upogib kolena.

Položaj 3 – m. gluteus maximus

Merjenec je ležal na hrbtu in se z rokami držal za oporo. Delovno nogo je imel upognjeno tako, da je bil kot v kolku in kolenu 90°. Kolk smo fiksirali s pasom, koleno proste noge pa ročno. Na distalnem delu stegenice (pod kolenom) je imel vpeto zanko, ki je bila preko senzorja za silo in verige povezana z nepremagljivim uporom (Slika 5.5). V tem položaju je izvedel izometrični izteg kolka oz. potisk stegna k tlom. Ročico smo izmerili od velikega trohantra stegenice do sredine zanke na distalnem delu stegenice.



Slika 5.5: Meritev največje hotene izometrične sile (MVC) za mišico gluteus maximus (položaj 3).

Položaj 4 – m. latissimus dorsi

Merjenec je sedel na klopi, tako da je kot v kolku oklepal 90°. Trup je bil vzravnán, nadlahtet je sproščeno visela ob telesu, komolec pa je bil upognjen in oklepal kot 90°. Stopala je imel na tleh in v kolenih oporo. Okoli distalnega dela nadlahti je imel zanko, ki je bila preko senzorja za silo povezana z nepremagljivim uporom kot kaže Slika 5.6. V tem položaju je izvedel izometrično retrofleksijo. Ročico smo izmerili od acromiona scapule do sredine zanke na distalnem delu nadlahti.



Slika 5.6: Meritev največje hotene izometrične sile (MVC) za mišico latissimus dorsi (položaj 4).

Položaj 5 – m. erector spinae

Merjenec je sedel na klopi z iztegnjenimi nogami, tako da je kot v kolku oklepal približno 90°. Okoli prsnega dela trupa (pod pazduho) smo merjenca pripeli s trakom, ki je bil preko senzorja za silo in verige povezan z nepremagljivim uporom (Slika 5.7). V tem položaju je izvedel izteg trupa. Ročico smo izmerili od spine iliace anterior superior do sredine traku okoli prsnega dela trupa.



Slika 5.7: Meritev največje hotene izometrične sile (MVC) za mišico erector spinae (položaj 5).

Položaj 6 – m. gastrocnemius medialis

Merjenec je stal na eni nogi, tako da je bil s prsti stopala uprt na rob okvirja Scottove klopi. Trup je bil vzravnani, koleno in kolk iztegnjena (180°), kot v gležnju pa je oklepal 90° . Čez pleča oz. ramena je imel nameščen trak, ki je bil preko senzorja za silo in verige povezan z spodnjim delom okvirja Scottove klopi (Slika 5.8). Na ta način smo ustvarili nepremagljivi upor. V tem položaju je izvedel izometrično plantarno fleksijo stopala (dvig na prste). Ročico smo izmerili od baze palca do medialnega maleolusa v gležnju.



Slika 5.8: Meritev največje hotene izometrične sile (MVC) za mišico medial gastrocnemius (položaj 6).

Položaj 7 – m. brachioradialis in m. biceps brachii

Merjenec je sedel na Scottovi klopi, tako da je kot v komolcu oklepal 100–110°. Dlan je imel v nevtralnem položaju (palec usmerjen gor). Okoli distalnega dela podlahti je imel zanko, ki je bila preko senzorja za silo in verige povezana z nepremagljivim uporom (spodnji del okvirja Scottove klopi) – Slika 5.9. V tem položaju je izvedel upogib komolca. Ročico smo izmerili od lateralnega epikondila komolca do sredine zanke na distalnem delu podlahti.



Slika 5.9: Meritev največje hotene izometrične sile (MVC) za mišico brachioradialis in biceps brachii (položaj 7).

5.2.10. Merjenje električne aktivnosti mišic med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem

Maksimalno izometrično utrujanje so merjenci opravili za mišice RF in VL (položaj 1), BF (položaj 2), GM (položaj 3), ES (položaj 5) ter BR in BB (položaj 7). Položaji so bili torej enaki kot pri merjenju največjega hotenega izometričnega navora – MVC. Meritev izometričnega utrujanja smo izvedli zato, da bi lahko določili najnižje vrednosti (platoje) MDF močnostnega spektra EMG-signala posameznih mišic, za kasnejšo normalizacijo MDF. Merjenci so tako morali v posameznem položaju razviti največji hoteni izometrični navor in to vzdrževati najmanj 60 sekund oz. po 60 sekundah do odpovedi (dokler so zdržali). Pri tem smo vsakega merjenca ves čas izvajanja naloge verbalno spodbujali.

5.2.11. Metode zajemanja in obdelave EMG-signala

Površinski EMG-signal smo zajemali s pomočjo EMG-merilcev (BIOVISION, Wehrheim, Nemčija) in programom DASY LAB 7.0. Frekvenca vzorčenja je bila 2 kHz. Pri meritvah MVC smo signal obdelali s programom DASY LAB 7.0, pri obdelavi signala med veslanjem pa smo uporabili program MATLAB 7.0.0. (R14) (2004, The MathWorks, Inc., Natick MA). Surovi EMG-signal smo obakrat najprej filtrirali z Butterworthovim pasovno prepustnim filtrom petega

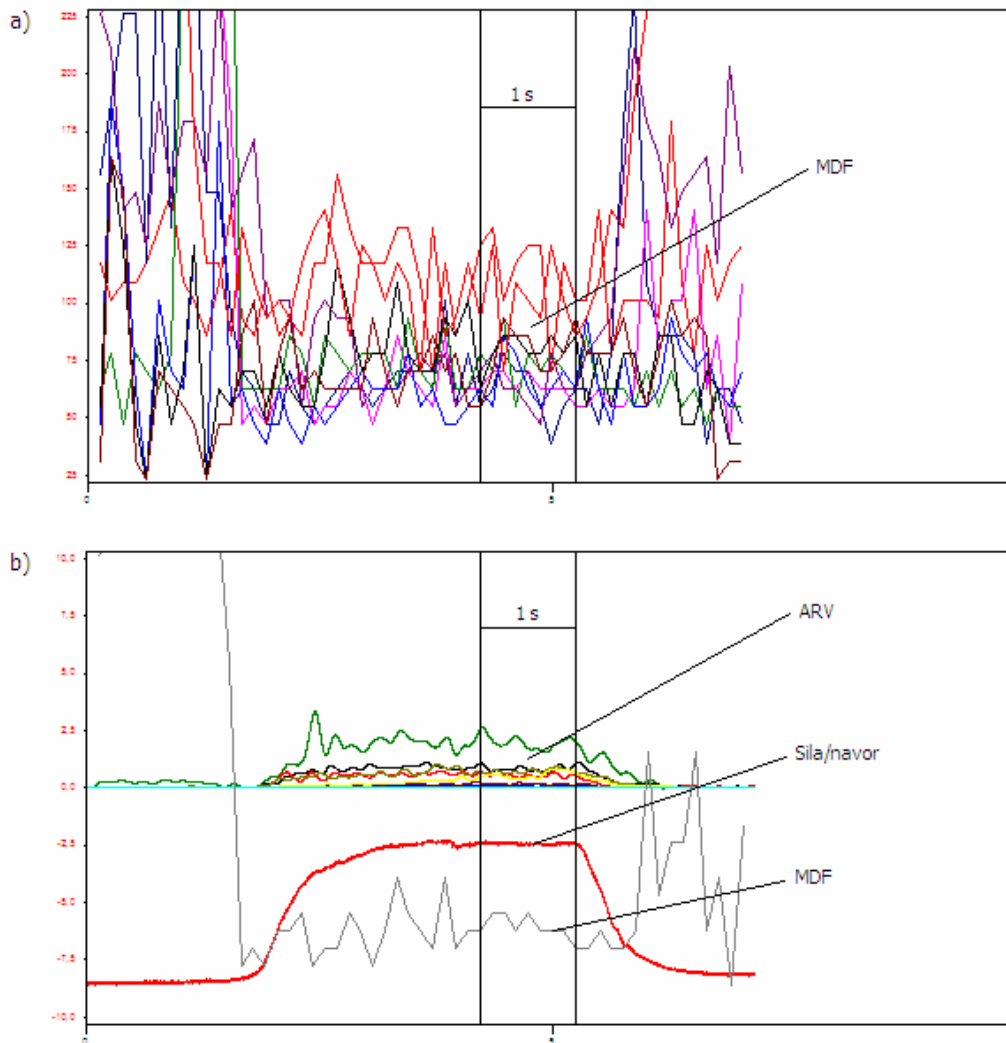
reda, s spodnjo mejno frekvenco 5 Hz in zgornjo 500 Hz, nato pa ga obdelali v časovnem in frekvenčnem prostoru.

Pri obdelavi v časovnem prostoru smo izhajali iz absolutnih vrednosti surovega EMG-signala, ga pogladili in nato določili njegovo povprečno amplitudo (ARV) na izbranem intervalu. V frekvenčnem prostoru pa smo s pomočjo Fourierjeve transformacije določil mediano frekvenco (MDF) močnostnega spektra EMG-signala. ARV in MDF smo tako spremljali med merjenjem največje hotene izometrične sile oz. navora (MVC), maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem in različno intenzivnim 6-minutnim veslanjem (LP, AnP, MAX).

5.2.11.1. ARV in MDF med meritvijo MVC

Vrednost ARV in MDF med meritvijo MVC smo določili v tistem delu krivulje odvisnosti sile od časa ($F(t)$), navora od časa ($M(t)$), ARV in MDF od časa ($ARV(t)$, ($MDF(t)$) (Slika 5.10), kjer sta bila sila ali navor največja in stabilna vsaj eno sekundo. V kolikor sta bila sila ali navor stabilna manj kot eno sekundo, smo interval določanja ARV in MDF temu ustrezno skrajšali. Na tem intervalu smo nato določili povprečno ARV in MDF.

Od treh ponovitev MVC smo izbrali tisto, pri kateri je bila ARV najvišja in tej vrednosti tudi ustrezajočo MDF, ne glede na položaj, v katerem je bila dosežena najvišja amplituda. Namreč, najvišjo vrednost ARV neke mišice je merjenec lahko dosegel tudi v enem od ostalih položajev. To pomeni, da npr. ARV mišice ES ni bila nujno najvišja v položaju 5, v katerem smo določali maksimalno hoteno izometrično silo (navor) te mišice. EMG-signal vseh mišic smo zato spremljali v vseh položajih, v katerih smo merili MVC.



Slika 5.10: Primer krivulj odvisnosti sile (navora), ARV in MDF od časa, na osnovi katerih smo na intervalu 1 sekunde določali povprečne vrednosti ARV in MDF med MVC: a) prikaz MDF vseh opazovanih mišic na intervalu 1 sekunde, ki je bil usklajen z intervalom največje sile oz. navora; b) prikaz ARV vseh opazovanih mišic, sile oz. navora v položaju 5 (m. erector spinae) za enega izmed merjencev in referenčne MDF, ki je služila za usklajevanje 1-sekundnega intervala obeh grafičnih prikazov.

5.2.11.2. ARV in MDF med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem

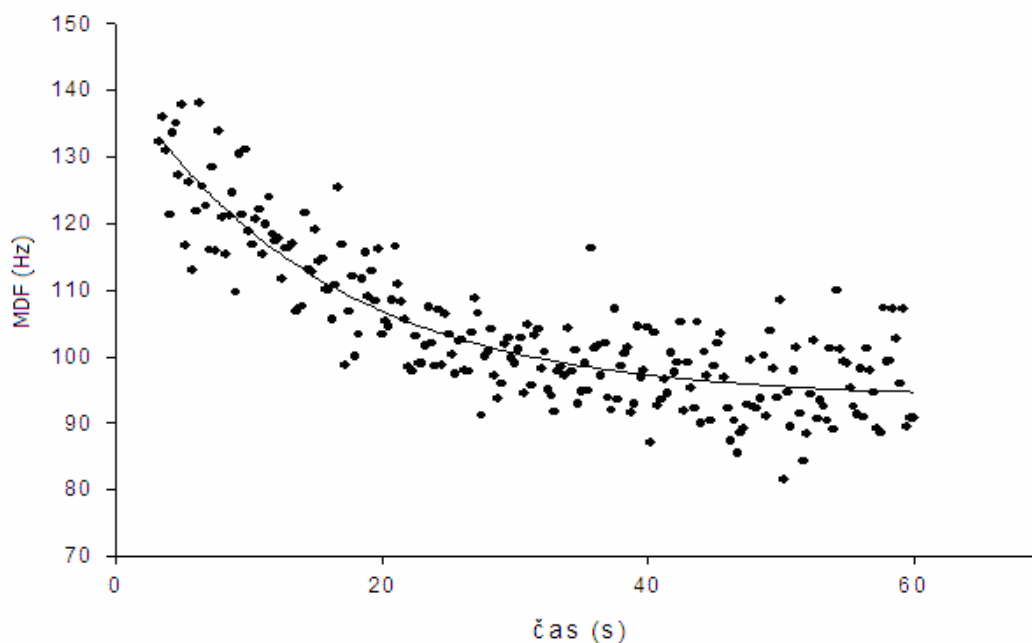
Pri določanju spodnje meje oz. najnižje vrednosti (platoja) MDF med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem smo celotni čas utrujanja posamezne mišice razdelili na neprekrivajoče 250-milisekundne intervale in izračunali MDF močnostnega spektra EMG-signala na teh intervalih. Vrednostim MDF smo nato prilagodili eksponentno krivuljo (Slika 5.11) po Enačbi 5.1 in na njeni osnovi določili plato MDF (MDF_p), ki je enak y_0 iz Enačbe 5.1 ter relativni plato MDF (MDF_{p_rel}) po Enačbi 5.2.

$$y = y_0 + ae^{-bt} ; \text{MDF}_p = y_0$$

Enačba 5.1

$$\text{MDF}_{p_rel} = \frac{\text{MDF}_p}{\text{MDF}_{mvc}}$$

Enačba 5.2



Slika 5.11: Primer prilagojene eksponentne krivulje vrednostim MDF, izračunanim na 250-milisekundnih neprekrivajočih se intervalih med 60-sekundnim maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem.

5.2.11.3. ARV in MDF med različno intenzivnim 6-minutnim veslanjem

V okviru posamezne 6-minutne veslaške obremenitve (LP, AnP in MAX) smo EMG-signal obdelali le med fazo potega. V okviru te faze pa smo upoštevali samo aktivni del EMG-signala posamezne mišice. Tako smo po predobdelavi signala (poravnava osnovne linije in obračanje) najprej izračunali ovojnico moči. Moč signala $P(k)$ v trenutku k , je bila definirana kot povprečje trenutne moči signala na intervalu dolžine n vzorcev, centriranega pri k -tem vzorcu, kot to podaja Enačba 5.3 (Štirn, 2006; Štirn, 2009). Za dolžino intervala smo izbrali $n = 500$ vzorcev, kar ustreza 250 ms.

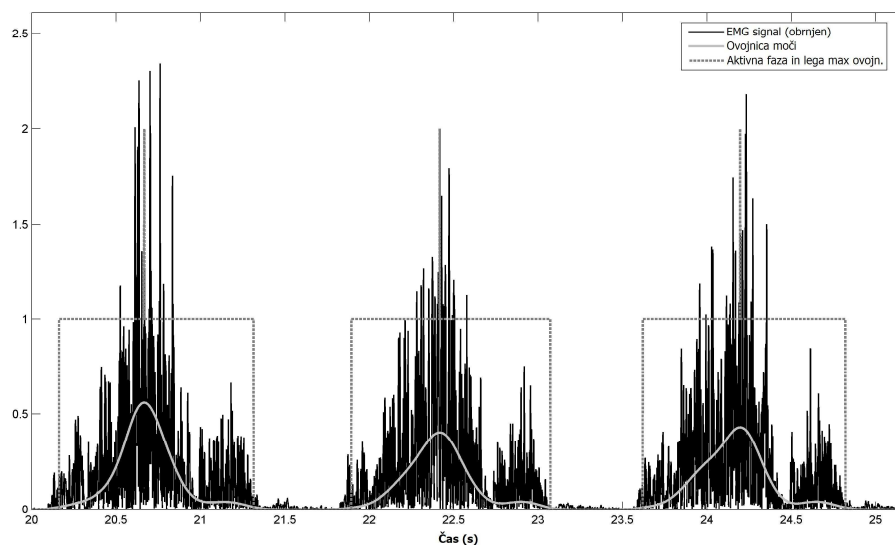
$$P(k) = \sum_{i=k-\frac{n}{2}}^{k+\frac{n}{2}-1} x^2(i) \cdot \frac{1}{n}$$

Enačba 5.3

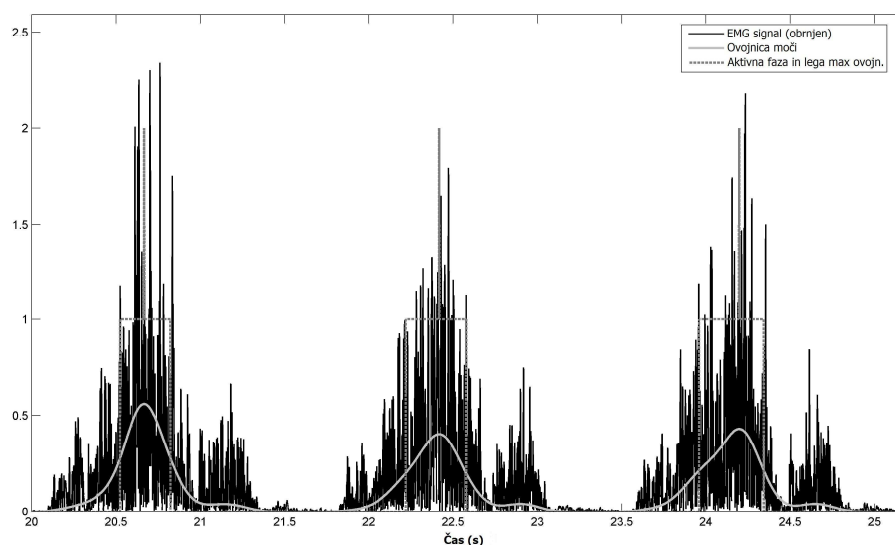
S tako dobljeno ovojnico moči smo za nadaljnjo obdelavo določili aktivne faze EMG-signala posameznih mišičnih naprezanj (Slika 5.12). Aktivne faze smo potrebovali zato, da smo iz analize izločili neaktivne faze. Te so predstavljale del signala, ki lahko zaradi nestacionarnosti negativno vpliva na oceno spektra močnostne gostote (PSD).

Pri analizah EMG-signala v časovnem in frekvenčnem prostoru smo uporabili različne načine izločanja aktivnih faz signala. V časovnem prostoru smo za vsako aktivno fazo posameznega zavesljaja izračunali povprečno ARV. Pri tem smo aktivno fazo določili kot interval, pri katerem je bila moč signala večja od 1% lokalnega maksimuma ovojnice moči posameznega zavesljaja (lokalni maksimum ovojnice moči se je nahajal znotraj aktivne faze) – Slika 5.12a. V frekvenčnem prostoru smo ravno tako za vsako aktivno fazo zavesljaja, s pomočjo metode periodogramov, izračunali oceno PSD in z uporabo kratkočasovne Fourierjeve transformacije (STFT) izračunali MDF. STFT je najbolj uporabna metoda za oceno frekvenčne gostote različnih signalov v statičnih pogojih, kot je to npr. med kratkim izometričnim mišičnim naprezanjem. Vendar se je pokazalo, da se lahko uspešno uporablja tudi pri oceni frekvenčnih sprememb med dinamičnim mišičnim naprezanjem (Beck idr., 2006; MacIsaac idr., 2001). Da bi se izognili nestabilnim delom oz. pogojem v začetnem in končnem delu aktivne faze posameznega zavesljaja, v katerih je pričakovati nižjo EMG-aktivnost, smo se pri računanju MDF odločili uporabiti ožji interval aktivnih faz kot pri računanju ARV. S predhodnim testiranjem smo ugotovili, da razlike v vrednostih MDF, ki smo jih izračunali na različno širokih intervalih aktivnih faz (10%, 30% in 50% lokalnega maksimuma ovojnice moči) niso bile statistično značilne. Tudi povezanost MDF, izračunanih na treh različnih intervalih, so bile za večino mišic in večino merjencev visoke ($R^2 > 0,80$). Tako smo pri računanju MDF aktivno fazo definirali kot interval, pri katerem je bila moč signala večja od 50% lokalnega maksimuma ovojnice moči posameznega zavesljaja (Slika 5.12b). S tako visoko postavljeno mejo (v primerjavi z mejno vrednostjo 1% pri računanju ARV) smo dosegli, da smo v frekvenčno anlizo resnično zajeli najbolj stabilen in najintenzivnejši del EMG-signala in na ta način dobili realnejšo oceno MDF posamezen mišice pri posameznem zavesljaju.

a)



b)



Slika 5.12: Obrnjeni EMG-signal (črno), ovojnica moči EMG-signala (svetlo sivo) in aktivne faze ter lega lokalnih maksimumov ovojnice moči (temno sivo) mišice VL treh zaporednih zavesljev. Za računanje (a) ARV so bile aktivne faze postavljene na 1% maksimuma ovojnice moči, pri računanju (b) MDF pa na 50% maksimuma ovojnice moči.

Ker tempo veslanja ni bil definiran, so veslači v 6 minutah opravili različno število zavesljev. Zato smo vsakih 30 sekund posamezne 6-minutne obremenitve izračunali povprečno vrednost MDF in ARV 10 zavesljev. Na ta način smo iz različnega skupnega števila zavesljev dobili 13

točk oz. 13 vrednosti MDF in ARV, ki so predstavljale presek stanja teh dveh parametrov za posamezno mišico v 10., 30., 60., 90., 120., 150., 180., 210., 240., 270., 300., 330. in 360. sekundi, in sicer:

- 1. časovno točko oz. vrednost (začetni del veslanja – »start«) smo izračunali kot povprečje 10 zavesljajev po 10. sekundi veslanja in se tako izognili nestabilnim pogojem starta (pospeševanje, eksplozivna mišična naprezanja in z njimi povezane razlike v rekrutaciji, frekvenčni modulaciji in sinhronizaciji motoričnih enot).
- 2.–12. časovno točko oz. vrednost (osrednji del veslanja – »steady state območje«) smo izračunali kot povprečje 10 zavesljajev okoli 30., 60., 90., 120., 150., 180., 210., 240., 270., 300. in 330. sekunde.
- 13. časovno točko oz. vrednost (zaključni del veslanja – »finiš«) pa smo izračunali kot povprečje zadnjih 10 zavesljajev, pri čemer smo pred tem zadnje 3 zavesljaje izločili iz obravnave.

Tako sta bili ARV in MDF vsake mišice (GC, RF, VL, BF, GM, ES, LD1, LD2, BR in BB) pri vseh 6-minutnih testih (LP, AnP in MAX) opisani s 13 točkami oz. 13 vrednostmi.

Pri statistični analizi smo ARV in MDF med veslanjem (ARV_v , MDF_v) opazovali le v treh časovnih točkah, tistih, ki najbolj razmejujejo tri tipične faze tekmovalne veslaške obremenitve:

- 1.) *fazo starta*, ki se odvija med 0 in 150–200 m, v kateri veslač poskuša z visoko frekvenco, ki se s postopnim podaljševanjem dolžine zavesljaja zmanjšuje, čim prej doseči največjo hitrost veslanja in si na ta način priboriti tudi ustrezno pozicijo glede na ostale tekmece,
- 2.) *fazo ohranjanja optimalne in relativno konstantne tekmovalne hitrosti*, kar se odvija v osrednjem delu proge med 150–200 in 1750–1850 m (t. i. »steady state« območje) in
- 3.) *fazo intenzivnega zaključka*, ki se odvija med 1750–1850 in 2000 m, v kateri veslač poskuša s povečanjem frekvence veslanja in skrajšanjem dolžine zavesljaja še nekoliko dvigniti hitrost čolna in si na ta način priboriti višjo oz. ohraniti najvišjo uvrstitev (t. i. »finiš«).

Tako smo povprečne ARV_v in MDF_v opazovali v startu (»Časovna točka 10 s«), na koncu »steady state« območja (»Časovna točka 300 s«) in na koncu zaključne faze oz. »finiša« (»Časovna točka 360 s«). Večina merjencev je polno dolžino zavesljaja zagotovo dosegla v prvih 10 sekundah startne faze, v zaključni fazi pa začela dvigovati frekvenco zavesljajev (»finiširati«) šele po 300. sekundi (po 5. minuti). Zato smo za analizo začetnega in osrednjega dela izbrali časovni točki 10 in 300 sekund (povprečni čas zaključne faze oz. »finiša« je bil $326,60 \pm 16,52$ s).

5.2.11.4. Normalizacija parametra ARV in MDF na začetno vrednost ARV oz. MDF med veslanjem (ARV_V , MDF_V)

Prvi način normalizacije je bila normalizacija na začetno vrednost ARV in MDF med veslanjem ($ARV_{V_{10}}$, $MDF_{V_{10}}$), s katero smo opazovali spremembo obeh parametrov glede na prvo časovno točko 10 sekund. Oba normalizirana parametra (ARV_{sprem_T} , MDF_{sprem_T}) smo izračunali po Enačbi 5.4 in 5.5.

$$ARV_{sprem_T} = \frac{ARV_{V_T} - ARV_{V_{10}}}{ARV_{V_{10}}} \cdot 100\% \quad \text{Enačba 5.4}$$

$$MDF_{sprem_T} = \frac{MDF_{V_T} - MDF_{V_{10}}}{MDF_{V_{10}}} \cdot 100\% \quad \text{Enačba 5.5}$$

T – časovna točka (indeks)

ARV_{V_T} – vrednost ARV med veslanjem v izbrani časovni točki

MDF_{V_T} – vrednost MDF med veslanjem v izbrani časovni točki

$ARV_{V_{10}}$ – vrednost ARV med veslanjem v časovni točki 10 sekund

$MDF_{V_{10}}$ – vrednost MDF med veslanjem v časovni točki 10 sekund

5.2.11.5. Normalizacija parametrov ARV in MDF na njune vrednosti pri MVC

Naslednji način normalizacije parametra ARV in MDF je predstavljala normalizacija na njune vrednosti med MVC (ARV_{MVC} , MDF_{MVC}). Normalizirane vrednosti ARV ($nARV_{MVC_T}$) in MDF ($nMDF_{MVC_T}$) posameznih mišic, izmerjenih med veslanjem, v izbrani časovni točki smo izračunali po Enačbi 5.6 in 5.7:

$$nARV_{MVC_T} = \frac{ARV_{V_T}}{ARV_{MVC}} \cdot 100\% \quad \text{Enačba 5.6}$$

$$nMDF_{MVC_T} = \frac{MDF_{V_T}}{MDF_{MVC}} \cdot 100\% \quad \text{Enačba 5.7}$$

ARV_{V_T} – vrednost ARV med veslanjem v izbrani časovni točki

MDF_{V_T} – vrednost MDF med veslanjem v izbrani časovni točki

ARV_{MVC} – vrednost ARV med MVC

MDF_{MVC} – vrednost MDF med MVC

5.2.11.6. Normalizacija parametra MDF na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p

Z vrednostjo MDF, izmerjeno med MVC (MDF_{MVC}) in platojem MDF (MDF_p), ki smo jo dobili pri izometričnem utrujanju, smo za posamezno mišico določili območje spreminjanja MDF in na ta način opredelili območje normalizacije. MDF_{MVC} naj bi predstavljala zgornjo mejo (100%), MDF_p pa spodnjo mejo (0%) območja spreminjanja MDF posamezne mišice. Vrednosti MDF posameznih mišic, izmerjenih med veslanjem, smo tako poskusili prikazati v območju med 0% in 100%, tako da smo po Enačbi 5.8 določili indeks utrujenosti v izbrani časovni točki (IU_{MDF_T}).

$$IU_{MDF_T} = \frac{MDF_{V_T} - MDF_p}{MDF_{MVC} - MDF_p} \cdot 100\% \quad \text{Enačba 5.8}$$

MDF_V – vrednost MDF med veslanjem v izbrani časovni točki

MDF_p – plato MDF oz. y_0 iz Enačbe 5.1 (najnižja vrednost MDF med izometričnim utrujanjem)

MDF_{MVC} – vrednost MDF med MVC

5.2.12. Merjenje mehanskih parametrov med veslanjem

S pomočjo programske opreme, ki jo vključuje veslaški ergometer Concept IIc, je bila med vsako 6-minutno obremenitvijo zabeležena skupna opravljena pot oz. razdalja (Pot), povprečna moč (P_{povpr}), povprečna frekvenca zvesljajev (f_{povpr}) in frekvenca zavesljajev v časovnih točkah 10 s, 300 s in 360 s (f_{10} , f_{300} in f_{360}). V vsaki časovni točki smo frekvenco zavesljajev povprečili na enak način kakor ARV in MDF (glej poglavje: 5.2.11.3. ARV in MDF med različno intenzivnim 6-minutnim veslanjem).

5.2.13. Merjenje porabe kisika

Porabo kisika smo med 6-minutnimi obremenitvami merili s pomočjo prenosnega merilnega sistema COSMED (K4b², Rim, Italija). Poleg največje relativne ($relVO_2max$) in absolutne ($absVO_2max$) minutne porabe kisika smo med vsako obremenitvijo spremljali tudi volumen porabljenega (predihanega) kisika v 6 minutah (VO_2).

5.2.14. Spremenljivke

Z meritvijo skrčka smo določili naslednji parameter:

TP – kontrakcijski čas (ms)

Na osnovi meritev največje hotene izometrične sile in navora ter električne aktivnosti mišic smo za posamezno mišico oz. mišično skupino (GC, QF, RF, VL, BF, GM, ES, LD1, LD2, BR in BB) določili naslednje parametre:

F_{max_pot} – največja hotena izometrična sila pri potisku z nogami na trenažerju (N)

M_{max} – največji hoteni izometrični navor posamezne mišice oz. mišične skupine (Nm)

ARV_{MVC} – amplituda EMG-signalov posamezne mišice, izmerjena med MVC (V)

MDF_{MVC} – mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signalov posamezne mišice, izmerjena med MVC (izbrana iz iste meritve in ponovitve kot ARV_{MVC}) (Hz)

Z meritvami električne aktivnosti mišic med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem smo za mišice RF, VL in BR določili naslednje parametre:

MDF_p – plato (najnižja vrednost) mediane frekvenca močnostnega spektra EMG-signalov (Hz)

MDF_{p_rel} – relativni plato mediane frekvenca močnostnega spektra EMG-signalov (%)

Med 6-minutnim veslanjem pri posameznih obremenitvah (LP, AnP in MAX) smo za vsako mišico spremljali:

ARV_{v_10} – povprečna amplituda EMG-signalov posamezne mišice v začetnem delu (startu) 6-minutnega veslanja (10. sekunda) (V)

ARV_{v_300} – povprečna amplituda EMG-signalov posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda) (V)

ARV_{v_360} – povprečna amplituda EMG-signalov posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda) (V)

MDF_{v_10} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signalov posamezne mišice v začetnem delu (startu) 6-minutnega veslanja (10. sekunda) (Hz)

MDF_{v_300} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signalov posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda) (Hz)

MDF_{v_360} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signalov posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda) (Hz)

ARV_{sprem_300} – sprememba amplitude EMG-signala posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda) – normalizacija na vrednost ARV_{V_10} (%)

ARV_{sprem_360} – sprememba amplitude EMG-signala posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda) – normalizacija na vrednost ARV_{V_10} (%)

MDF_{sprem_300} – sprememba mediane frekvence močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda) – normalizacija na vrednost MDF_{V_10} (%)

MDF_{sprem_360} – sprememba mediane frekvence močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda) – normalizacija na vrednost MDF_{V_10} (%)

nARV_{MVC_10} – povprečna amplituda EMG-signala posamezne mišice v začetnem delu (startu) 6-minutnega veslanja (10. sekunda), normalizirana na vrednost ARV pri MVC (%)

nARV_{MVC_300} – povprečna amplituda EMG-signala posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda), normalizirana na vrednost ARV pri MVC (%)

nARV_{MVC_360} – povprečna amplituda EMG-signala posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda), normalizirana na vrednost ARV pri MVC (%)

nMDF_{MVC_10} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice v začetnem delu (startu) 6-minutnega veslanja (10. sekunda), normalizirana na vrednost MDF pri MVC (%)

nMDF_{MVC_300} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda), normalizirana na vrednost MDF pri MVC (%)

nMDF_{MVC_360} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda), normalizirana na vrednost MDF pri MVC (%)

IU_{MDF_10} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice v začetnem delu (startu) 6-minutnega veslanja (10. sekunda), normalizirana na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (%)

IU_{MDF_300} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signala posamezne mišice na koncu osrednjega dela 6-minutnega veslanja (300. sekunda), normalizirana na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (%)

I_{U_{MDF_360}} – povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signalu posamezne mišice v zaključnem delu (»finišu«) 6-minutnega veslanja (360. sekunda), normalizirana na razliko med **MDF_{MVC}** in **MDF_p** (%)

Po posamezni 6-minutni obremenitvi (LP, AnP, MAX) smo na osnovi vprašalnika za vsako mišično skupino (GC, GF, BF, GM, ES, LD in BR+BB) spremljali naslednje parametre:

RU – rang (vrstni red) utrujenosti posamezne mišične skupine pri posamezni obremenitvi

SU – stopnja utrujenosti posamezne mišične skupine pri posamezni obremenitvi

Med 6-minutnimi obremenitvami smo spremljali še:

Pot – skupno opravljeno pot v 6 minutah (m)

P_{povpr} – povprečno moč zavesljajev v 6 minutah (W)

f_{povpr} – povprečno frekvenco zavesljajev v 6 minutah (št.zav./min)

f₁₀ – povprečno frekvenco zavesljajev v časovni točki 10 s (št.zav./min)

f₃₀₀ – povprečno frekvenco zavesljajev v časovni točki 300 s (št.zav./min)

f₃₆₀ – povprečno frekvenco zavesljajev v časovni točki 360 s (št.zav./min)

LA_{mir} – koncentracijo laktata v mirovanju, tik pred naporom (mmol/l)

LA_{max} – najvišjo koncentracijo laktata po naporu, ne glede na to, v katerem trenutku (takoj ali v 3., 5. ali 8. minuti po naporu) je bila izmerjena (mmol/l)

dLA – spremembo koncentracije laktata (mmol/l), izraženo kot razliko med **LA_{max}** in **LA_{mir}**

relVO_{2max} – največjo relativno minutno porabo kisika (ml/kg/min)

absVO_{2max} – največjo absolutno minutno porabo kisika (l/min)

VO₂ – volumen porabljenega (predihanega) kisika v 6 minutah (ml)

Finiš – čas začetka zaključnega dela veslanja (dviga tempa oz. frekvence zavesljajev) pri obremenitvi **MAX** (s)

5.3. STATISTIČNE METODE

Podatke smo obdelali s statističnim programom SPSS 13.0 za Windows (SPSS Inc., Chicago, ZDA). Uporabili smo naslednje statistične metode:

- Računanje *osnovnih statističnih parametrov* za vse spremenljivke.
- *T-test za nevezane (neodvisne) vzorce* za ugotavljanje razlik v aritmetičnih sredinah spremenljivk med dvema skupinama merjencev (člani, mladinci).
- *T-test za vezane (odvisne) vzorce* za ugotavljanje razlik v aritmetičnih sredinah spremenljivk pred in po izometričnem utrujanju ter med pari obremenitev.
- *Analizo variance (ANOVA)* za ugotavljanje razlik v aritmetičnih sredinah spremenljivk med mišicami.
- *Analiza variance ponovljenih meritev (RM ANOVA)* za ugotavljanje razlik v aritmetičnih sredinah večkrat izmerjenih spremenljivk znotraj iste obremenitve (v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund). Če so se pri tem pojavile statistično značilne razlike smo s pomočjo Bonferronijeve korekture opravili še post hoc analizo.
- *Neparametrični test (NPAR test) za nevezane (neodvisne) vzorce (Kruskal-Wallisov oz. Mann-Whitneyev test)* za ugotavljanje razlik v aritmetičnih sredinah spremenljivk med dvema skupinama merjencev (člani, mladinci) in med mišicami, če je posamezna spremenljivka statistično značilno odstopala od normalne porazdelitve.
- *Neparametrični test (NPAR test) za vezane (odvisne) vzorce (Friedmanov oz. Wilcoxonov test)* za ugotavljanje razlik v aritmetičnih sredinah spremenljivk pri isti skupini merjencev, če je posamezna spremenljivka statistično značilno odstopala od normalne porazdelitve.

Statistična značilnost je bila sprejeta s 5% napako Alfa (dvosmerni test).

6. REZULTATI

Shapiro-Wilkov test je pokazal, da so naslednje spremenljivke, prikazane v Preglednici 6.1, statistično značilno odstopale od normalne porazdelitve ($P < 0,05$):

Preglednica 6.1: Nenormalno porazdeljene spremenljivke.

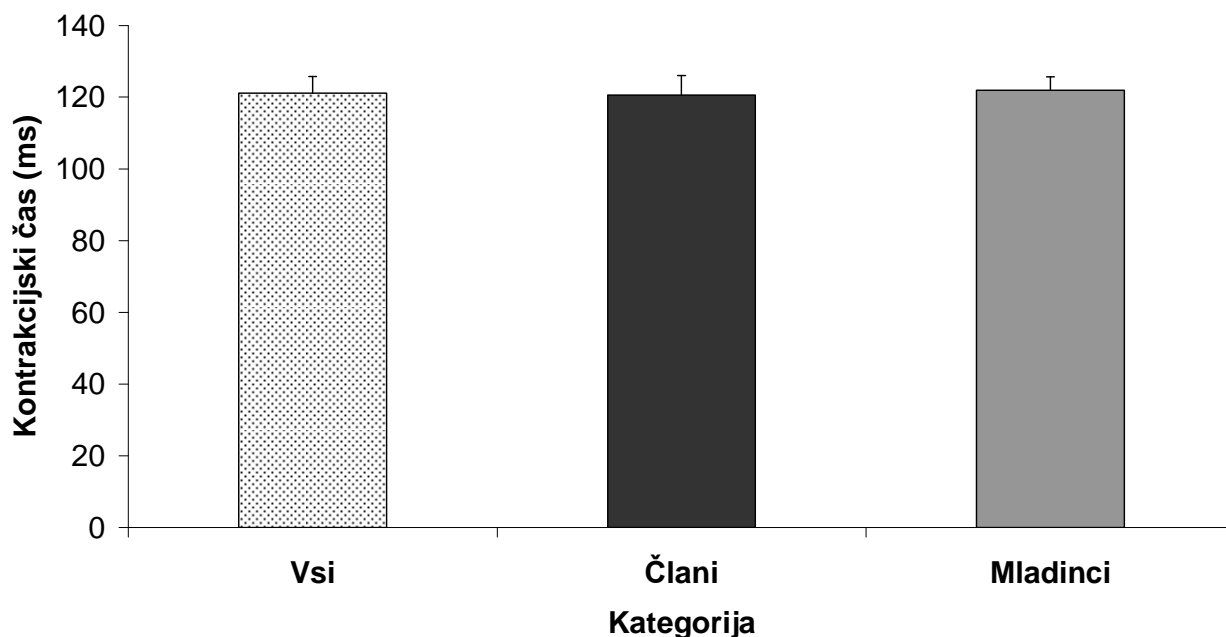
Spremenljivka	Obremenitev	Mišica	Časovna točka
Stož			
ARV _{MVC}	MVC	GC BF LD1 LD2	
MDF _{MVC}	MVC	LD1 LD2	
MDF _p	Izometrično utrujanje	RF BR	
f ₃₆₀	MAX		
LA _{mir}	AnP		
reIVO _{2max}	AnP		
Ocena RU	LP	GC QF LD BR+BB	
		AnP	QF
		MAX	QF BR+BB
Ocena SU	AnP	GC BF	
ARV _v	LP	RF LD1	10 s, 300 s, 360 s 10 s, 300 s, 360 s
		AnP	RF LD1
	MAX	BF LD1 LD2	360 s 10 s, 300 s, 360 s 360 s
MDF _v	LP	BF BR	10 s 300 s
		AnP	BF
	MAX	LD1	300 s
MDF _{sprem}	MAX	BF LD2 BR	300 s 360 s 300 s

Spremenljivka	Obremenitev	Mišica	Časovna točka	
nARV _{MVC}	LP	LD1	300 s, 360 s	
		AnP	10 s, 300 s, 360 s	
	MAX	RF	300 s, 360 s	
		GM	10 s, 300 s, 360 s	
		LD1	10 s, 300 s, 360 s	
		LD2	10 s, 300 s	
	nMDF _{MVC}	LP	VL	10 s
			BF	10 s, 300 s
		AnP	BF	10 s, 300 s, 360 s
			LD1	10 s, 360 s
MAX		BF	10 s, 300 s, 360 s	
		LD1	10 s, 300 s, 360 s	
IU _{MDF}	LP	BR	360 s	
	AnP	VL	300 s, 360 s	
	MAX	VL	360 s	

Pri primerjavi nenormalno porazdeljenih spremenljivk z ostalimi, normalno porazdeljenimi smo uporabili Friedmanov in Wilcoxonov neparametrični test za vezane (odvisne) vzorce oz. Kruskal-Wallisov in Mann-Whitneyev test za nevezane (neodvisne) vzorce, kar je v nadaljevanju tudi označeno z zvezdico (*).

6.1. REZULTATI MERITEV KONTRAKTILNIH LASTNOSTI MIŠICE QUADRICEPS FEMORIS

Povprečna vrednost kontrakcijskih časov (TP) za mišico QF je bila $121,09 \pm 4,69$ ms. Skupina članov je dosegala nekoliko krajše kontrakcijske čase ($119,00 \pm 3,44$ ms) v primerjavi s skupino mladincev ($121,88 \pm 3,82$ ms), vendar je T-test za nevezane (neodvisne) vzorce pokazal, da se rezultati niso statistično značilno razlikovali ($P > 0,050$) – Slika 6.1.



Slika 6.1: Povprečne vrednosti kontrakcijskih časov za vse merjence (pikčasti stolpec), skupino članov (temno siv stolpec) in mladincev (siv stolpec). Med skupinama članov in mladincev ni statistično značilnih razlik ($P > 0,050$).

6.2. REZULTATI SIL, NAVOROV IN EMG-PARAMETROV MED MVC IN NAJVEČJIM HOTENIM IZOMETRIČNIM UTRUJANJEM

V preglednicah 6.2, 6.3 in 6.4 so prikazani osnovni statistični parametri največjih sil (F_{\max}) in navorov (M_{\max}) ter amplitud EMG-signala (ARV) in medianih frekvenc (MDF) močnostnega spektra EMG-signala, ki so jih merjenci dosegli pri meritvah MVC in med največjim hotenim izometričnim utrujanjem.

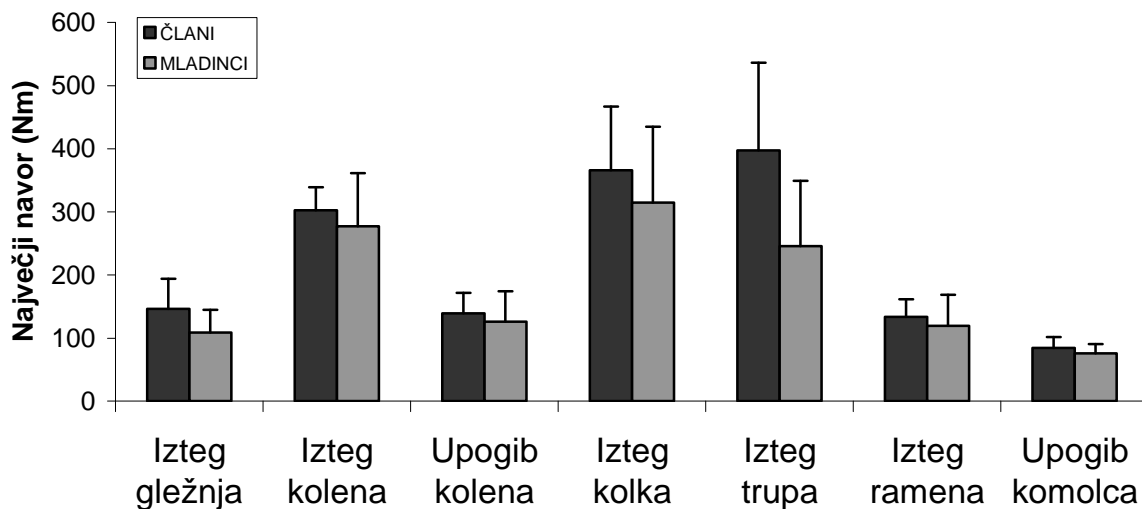
Merjenci so pri največjem hotenem izometričnem sonožnem potisku na trenažerju (F_{\max_pot}) v povprečju razvili silo $2085,65 \pm 532,63$ N. Najvišji največji hoteni izometrični navor so dosegli pri iztegu kolka (M_{\max_GM}) in trupa (M_{\max_ES}). Sledil je navor pri iztegu kolena (M_{\max_QF}), medtem ko so najnižji navor dosegli pri upogibu komolca (M_{\max_BR+BB}) – Preglednica 6.2.

Preglednica 6.2: Osnovni statistični podatki sil in navorov pri meritvah MVC.

Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N
F_{\max_pot} (N)	2085,65	532,63	1338,20	3026,73	11
M_{\max_GC} (Nm)	132,91	45,67	58,43	230,59	11
M_{\max_QF} (Nm)	293,04	55,81	177,67	355,13	11
M_{\max_BF} (Nm)	134,52	36,95	57,76	190,23	11
M_{\max_GM} (Nm)	347,26	105,60	149,27	520,47	11
M_{\max_ES} (Nm)	342,05	143,86	119,07	575,66	11
M_{\max_LD} (Nm)	128,56	35,26	82,60	189,54	11
M_{\max_BR+BB} (Nm)	81,39	16,14	53,82	102,26	11

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, Min – najnižja vrednost, Max – najvišja vrednost, N – število merjencev

Skupina članov je v primerjavi z mladinci dosegala nekoliko višje napore v vseh položajih, vendar se je na osnovi T-testa za nevezane (neodvisne) vzorce izkazalo, da razlike niso bile statistično značilne ($P > 0,050$) – Slika 6.2. Na meji statistično značilne razlike sta bili skupini le pri iztegu trupa ($P = 0,092$).



Slika 6.2: Povprečne vrednosti največjih navorov (M_{\max}) za skupino članov (temno sivi stolpci) in mladincev (sivi stolpci). Med skupinama ni statistično značilnih razlik ($P > 0,050$). **Legenda:** Izteg gležnja – plantarna fleksija stopala (stoje, 90° v gležnju), Izteg kolena – ekstenzija kolena (sede, $100-110^\circ$ v kolku, 60° v kolenu), Upogib kolena – fleksija kolena (sede, $100-110^\circ$ v kolku, 40° v kolenu), Izteg kolka – ekstenzija kolka (leže, 90° v kolku), Izteg trupa – ekstenzija trupa (sede, vzravnano, 90° v kolku), Izteg ramena – retrofleksija ramena (sede, 0° med trupom in nadlahtjo), Upogib komolca – fleksija komolca (sede na Scottovi klopi, 110° v komolcu, dlan nevtraln).

Med največjim hotenim izometričnim naprežanjem smo najvišjo povprečno ARV zasledili pri mišici BR (ARV_{MVC_BR}), ki sta ji sledili ARV mišice BB (ARV_{MVC_BB}) in LD1 (ARV_{MVC_LD1}), medtem ko smo najnižjo ARV zasledili pri mišici GM (ARV_{MVC_GM}) – Preglednica 6.3a. Najvišjo povprečno MDF smo zasledili pri mišici GC (MDF_{MVC_GC}), najnižjo pa pri mišici GM (MDF_{MVC_GM}) – Preglednica 6.3b.

Preglednica 6.3: Osnovni statistični podatki surovih a) amplitud EMG-signala (ARV_{MVC}) in b) medianih frekvenc (MDF_{MVC}) močnostnega spektra EMG-signala pri meritvah MVC.

a)						b)					
Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N	Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N
ARV_{MVC_GC} (V)	0,270	0,171	0,146	0,734	11	MDF_{MVC_GC} (Hz)	113,459	31,910	63,965	180,176	11
ARV_{MVC_RF} (V)	0,264	0,126	0,100	0,475	11	MDF_{MVC_RF} (Hz)	94,904	25,448	63,965	140,625	11
ARV_{MVC_VL} (V)	0,268	0,088	0,089	0,404	11	MDF_{MVC_VL} (Hz)	75,550	13,993	58,594	101,563	11
ARV_{MVC_BF} (V)	0,194	0,084	0,102	0,330	11	MDF_{MVC_BF} (Hz)	87,802	22,693	56,152	129,395	11
ARV_{MVC_GM} (V)	0,057	0,045	0,003	0,157	11	MDF_{MVC_GM} (Hz)	59,482	6,381	46,875	69,336	11
ARV_{MVC_ES} (V)	0,129	0,061	0,045	0,251	11	MDF_{MVC_ES} (Hz)	69,869	31,164	41,504	134,766	11
ARV_{MVC_LD1} (V)	0,315	0,242	0,100	0,879	11	MDF_{MVC_LD1} (Hz)	71,245	16,035	39,063	84,473	11
ARV_{MVC_LD2} (V)	0,222	0,110	0,114	0,512	11	MDF_{MVC_LD2} (Hz)	86,737	16,105	62,500	110,840	11
ARV_{MVC_BR} (V)	0,522	0,203	0,128	0,820	11	MDF_{MVC_BR} (Hz)	93,439	18,597	65,430	119,629	11
ARV_{MVC_BB} (V)	0,360	0,145	0,184	0,551	6	MDF_{MVC_BB} (Hz)	96,110	20,192	73,242	121,094	6

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, Min – najnižja vrednost, Max – najvišja vrednost, N – število merjencev.

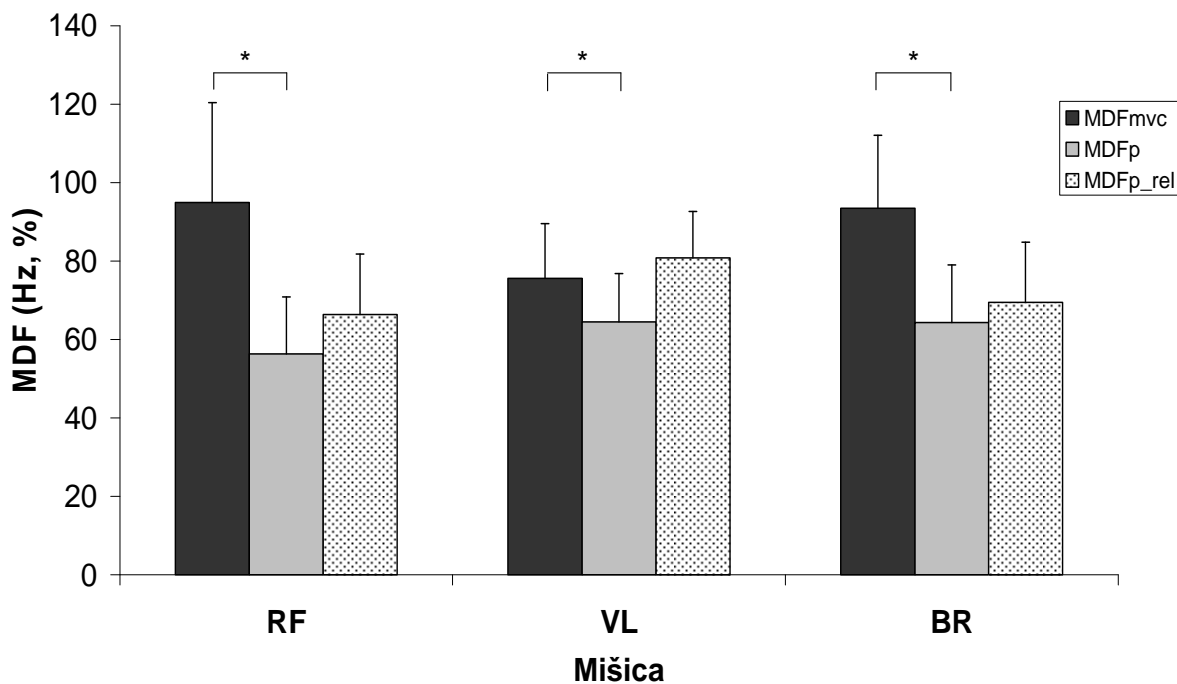
Med največjim hotenim izometričnim utrujanjem je MDF pri različnih merjencih in različnih mišicah upadala različno (enkrat linearno, drugič eksponentno), zato pri vseh merjencih in vseh mišicah ni bilo mogoče določiti platoja MDF (MDF_p), saj vsem podatkom ni bilo mogoče prilagoditi eksponentne krivulje (Slika 5.11) po Enačbi 5.1. Iz Preglednice 6.4 je razvidno, da je največ merjencev doseglo plato pri upogibu komolca (mišica BR, N = 9), najmanj platojev pa je bilo zaznanih pri iztegu trupa (mišica ES, N = 3). Najnižji povprečni plato je bil izmerjen pri upogibu kolena (mišica BF: $MDF_{p_BF} = 42,335 \pm 13,800$ Hz, N = 4), najvišji pa pri iztegu kolena (mišica VL: $MDF_{p_VL} = 64,514 \pm 12,264$ Hz, N = 6). Zaradi nizke zmožnosti določanja MDF_p smo v nadaljnjih analizah obravnavali le tiste spremenljivke, pri katerih je bilo število merjencev 6 ali več. Te so bile MDF_{p_RF} , MDF_{p_VL} in MDF_{p_BR} .

Preglednica 6.4: Osnovni statistični podatki platojev medianih frekvenc (MDF_p) močnostnega spektra EMG-signalov med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem.

Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N
MDF_{p_BF} (Hz)	42,335	13,800	29,696	62,002	4
MDF_{p_BR} (Hz)	64,286	14,739	38,170	89,155	9
MDF_{p_BB} (Hz)	56,843	24,859	38,402	91,240	4
MDF_{p_ES} (Hz)	61,580	32,788	34,505	98,037	3
MDF_{p_GM} (Hz)	43,122	11,490	30,834	60,830	5
MDF_{p_RF} (Hz)	56,293	14,581	27,640	70,085	8
MDF_{p_VL} (Hz)	64,514	12,264	49,687	84,470	6

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, Min – najnižja vrednost, Max – najvišja vrednost, N – število merjencev.

Analiza razlik na osnovi T-testa oz. Wilcoxonovega NPAR testa za vezane (odvisne) vzorce je pokazala statistično značilno nižje vrednosti MDF_p v primerjavi z MDF_{MVC} pri mišici VL ($P = 0,028$), RF ($P = 0,012^*$) in BR ($P = 0,015^*$), medtem ko se na osnovi analize variance (ANOVA) relativni platoji (MDF_{p_rel}) teh mišic med seboj niso značilno razlikovali ($P > 0,050$) – Slika 6.3.



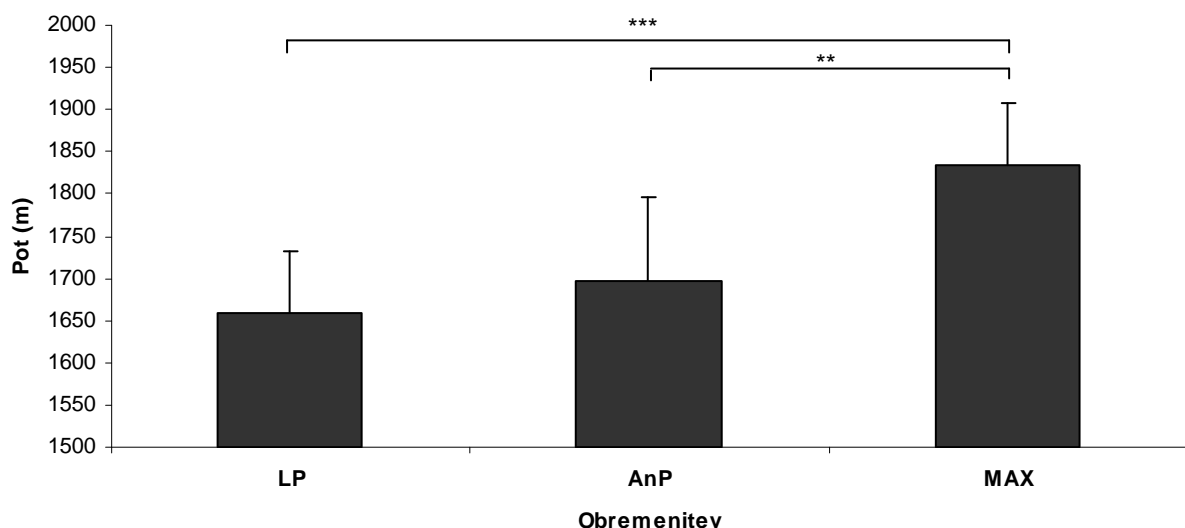
Slika 6.3: Povprečne absolutne vrednosti medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signalov med MVC (MDF_{MVC} (Hz)) in povprečne absolutne (MDF_p (Hz)) ter relativne (MDF_{p_rel} (%)) mediane frekvence med maksimalnim hotenim izometričnim utrujanjem za izbrane mišice (RF, VL in BF). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$.

6.3. REZULTATI BIOMEHANSKIH/KINETIČNIH, BIOKEMIČNIH IN RESPIRATORNIH PARAMETROV PRED, MED IN PO VESLAŠKIH OBREMENITVAH

Osnovni statistični parametri nekaterih izbranih biomehanskih/kinetičnih (Pot, P_{povpr} , f_{povpr} , f_{10} , f_{300} , f_{360}), biokemičnih (LA_{mir} , LA_{max} , dLA) in respiratornih (relVO_2max , absVO_2max , VO_2) parametrov so za posamezne obremenitve (LP, AnP, MAX) prikazani v Preglednici 6.5 a, b, c v Prilogi III. V nadaljevanju so omenjeni parametri in razlike med obremenitvami prikazani grafično. Analiza variance ponovljenih meritev (RM ANOVA) je med obremenitvami pri vseh spremenljivkah pokazala statistično značilne razlike ($P < 0,050$). Na osnovi Bonferronijeve post hoc korekture smo ugotovili naslednje razlike med obremenitvami:

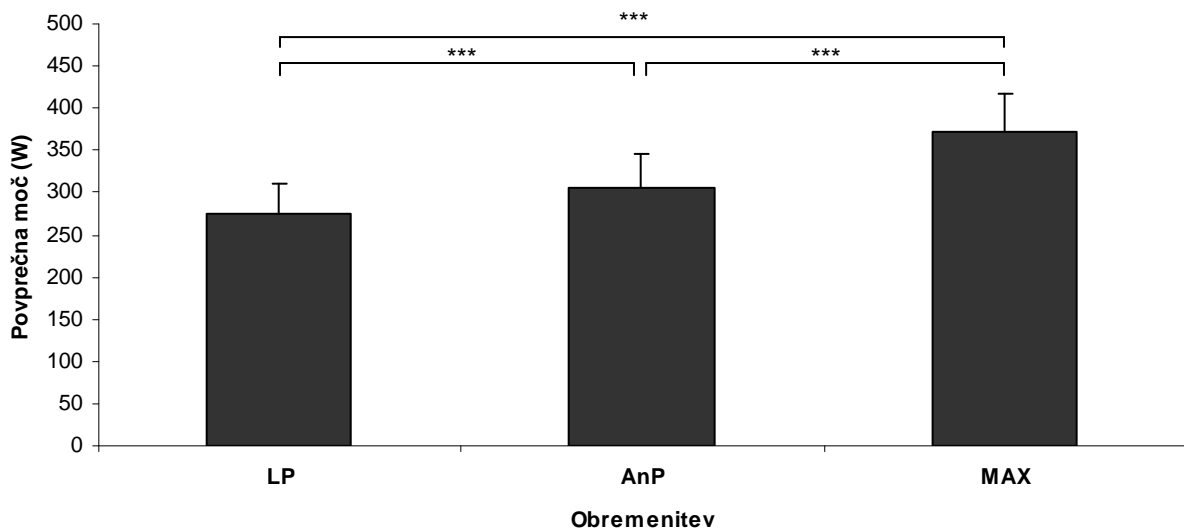
Biomehanski/kinetični parametri

Skupna opravljena pot med veslanjem je bila pri simulirani tekmi (MAX: $1833,61 \pm 74,80$ m) statistično značilno daljša v primerjavi s preveslano razdaljo med obremenitvama AnP ($1683,77 \pm 95,34$ m, $P = 0,003$) in LP ($1648,36 \pm 70,97$ m, $P < 0,001$). Med obremenitvama AnP in LP preveslana razdalja ni bila značilno različna ($P > 0,050$) – Slika 6.4.



Slika 6.4: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij preveslane razdalje (Pot) med posamezno 6-minutno obremenitvijo (LP, AnP, MAX). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$.

Podobno kot pot je bila tudi P_{povpr} statistično značilno višja pri obremenitvi MAX ($371,67 \pm 44,69$ W) v primerjavi z AnP ($306,73 \pm 38,97$ W, $P < 0,001$) in LP ($274,63 \pm 35,75$ W, $P < 0,001$), vendar se je pri tem pokazala tudi statistično značilna razlika med obremenitvama LP in AnP ($P < 0,001$) – Slika 6.5. Obremenitev LP je v povprečju predstavljala $73,90 \pm 4,20\%$, obremenitev AnP pa $82,60 \pm 4,91\%$ glede na povprečno obremenitev pri simulirani tekmi (MAX).

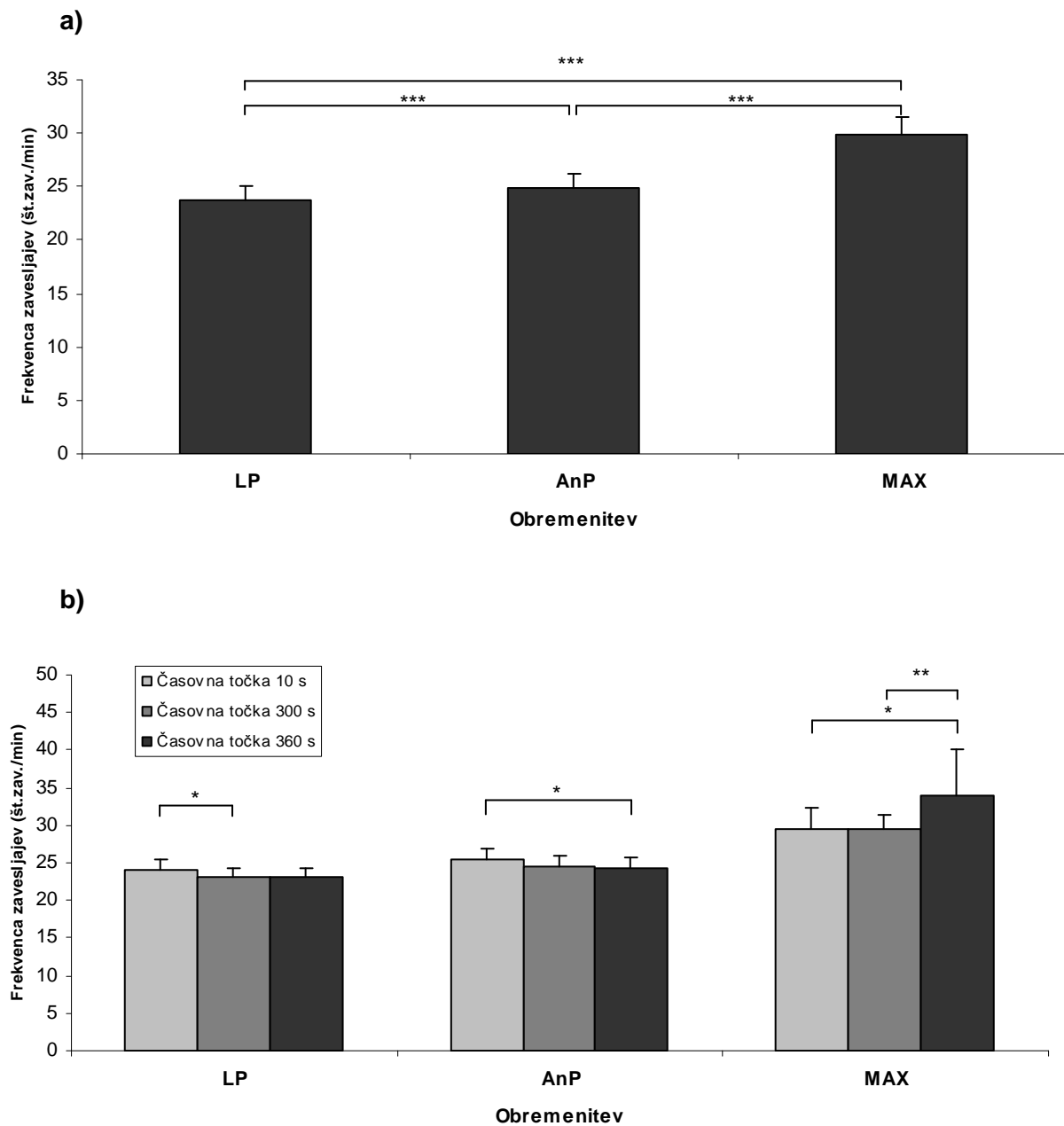


Slika 6.5: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij povprečne moči zavesljajev (P_{povpr}) med posamezno 6-minutno obremenitvijo (LP, AnP, MAX). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjim znakom: *** - $P \leq 0,001$.

Merjenci so imeli v povprečju statistično značilno višjo f_{povpr} med obremenitvijo MAX ($29,27 \pm 1,97$ zav./min) v primerjavi z AnP ($24,91 \pm 1,91$ zav./min, $P < 0,001$) in LP ($23,23 \pm 1,65$ zav./min, $P < 0,001$) ter značilno višjo f_{povpr} med obremenitvijo AnP v primerjavi z LP ($P < 0,001$) – Slika 6.6a. Ocenili smo, da so merjenci v zaključnem delu simulirane teme povečali frekvenco zavesljajev v povprečju v času $326,60 \pm 16,52$ s.

Povprečne frekvence zavesljajev v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund so se ravno tako značilno razlikovale med obremenitvami, tako da so bile med obremenitvijo MAX najvišje, med obremenitvijo LP pa najnižje ($P < 0,05^*$). Statistično značilno zmanjšanje frekvence zavesljajev se je pokazalo med f_{10} ($24,0 \pm 1,6$ zav./min) in f_{300} ($23,1 \pm 1,2$ zav./min) pri najnižji obremenitvi LP ($P = 0,022$) in med f_{10} ($25,5 \pm 1,3$ zav./min) in f_{360} ($24,4 \pm 1,2$ zav./min) pri srednji obremenitvi AnP ($P = 0,033$), medtem ko je bila f_{360} ($33,9 \pm 6,2$ zav./min) med simulirano tekmo (MAX)

značilno višja od f_{10} ($29,5 \pm 2,8$ zav./min, $P = 0,025^*$) in f_{300} ($29,5 \pm 1,9$ zav./min, $P = 0,005^*$) – Slika 6.6b.

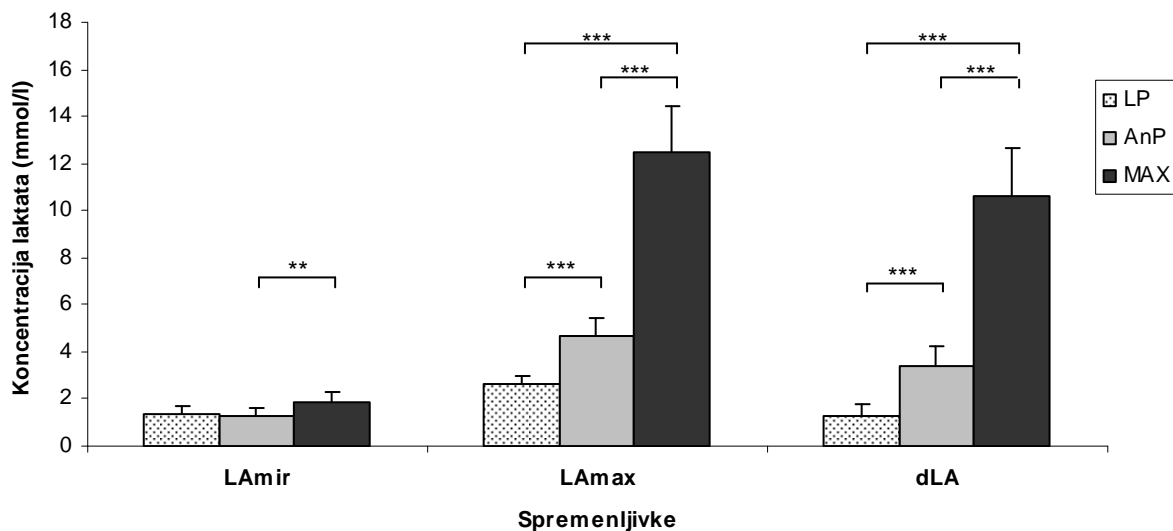


Slika 6.6: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij (a) povprečne frekvenca zavesljajev (f_{povpr}) in povprečne frekvenca zavesljajev v časovnih točkah 10 s, 300 s in 360 s (f_{10} , f_{300} , f_{360}) med posamezno 6-minutno obremenitvijo (LP, AnP, MAX). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjim znakom: * - $P < 0,05$; ** - $P \leq 0,01$; *** - $P \leq 0,001$.

Biokemični parametri

LA_{mir} pred simulirano tekmo ($1,83 \pm 0,45$ mmol/l) je bila statistično značilno višja kot pred obremenitvijo AnP ($1,25 \pm 0,35$ mmol/l, $P = 0,009^*$), a ni bila značilno višja od LA_{mir} pred obremenitvijo LP ($1,32 \pm 0,39$ mmol/l, $P > 0,050$). Med obremenitvama AnP in LP ni bilo značilnih razlik ($P > 0,050^*$) v spremenljivki LA_{mir} (Slika 6.7).

Tudi LA_{max} in dLA sta bili pri simulirani tekmi ($LA_{max} = 12,42 \pm 1,94$ mmol/l; $dLA = 10,65 \pm 2,03$ mmol/l) značilno višji v primerjavi z LA_{max} in dLA pri obremenitvi AnP ($LA_{max} = 4,64 \pm 0,77$ mmol/l, $P < 0,001$; $dLA = 3,39 \pm 0,83$ mmol/l, $P < 0,001$), kakor tudi pri obremenitvi LP ($LA_{max} = 2,63 \pm 0,37$ mmol/l, $P < 0,001$; $dLA = 1,31 \pm 0,39$ mmol/l, $P < 0,001$). Poleg tega sta bili LA_{max} in dLA pri obremenitvi AnP značilno višji od LA_{max} in dLA pri obremenitvi LP ($P < 0,001$) – Slika 6.7.

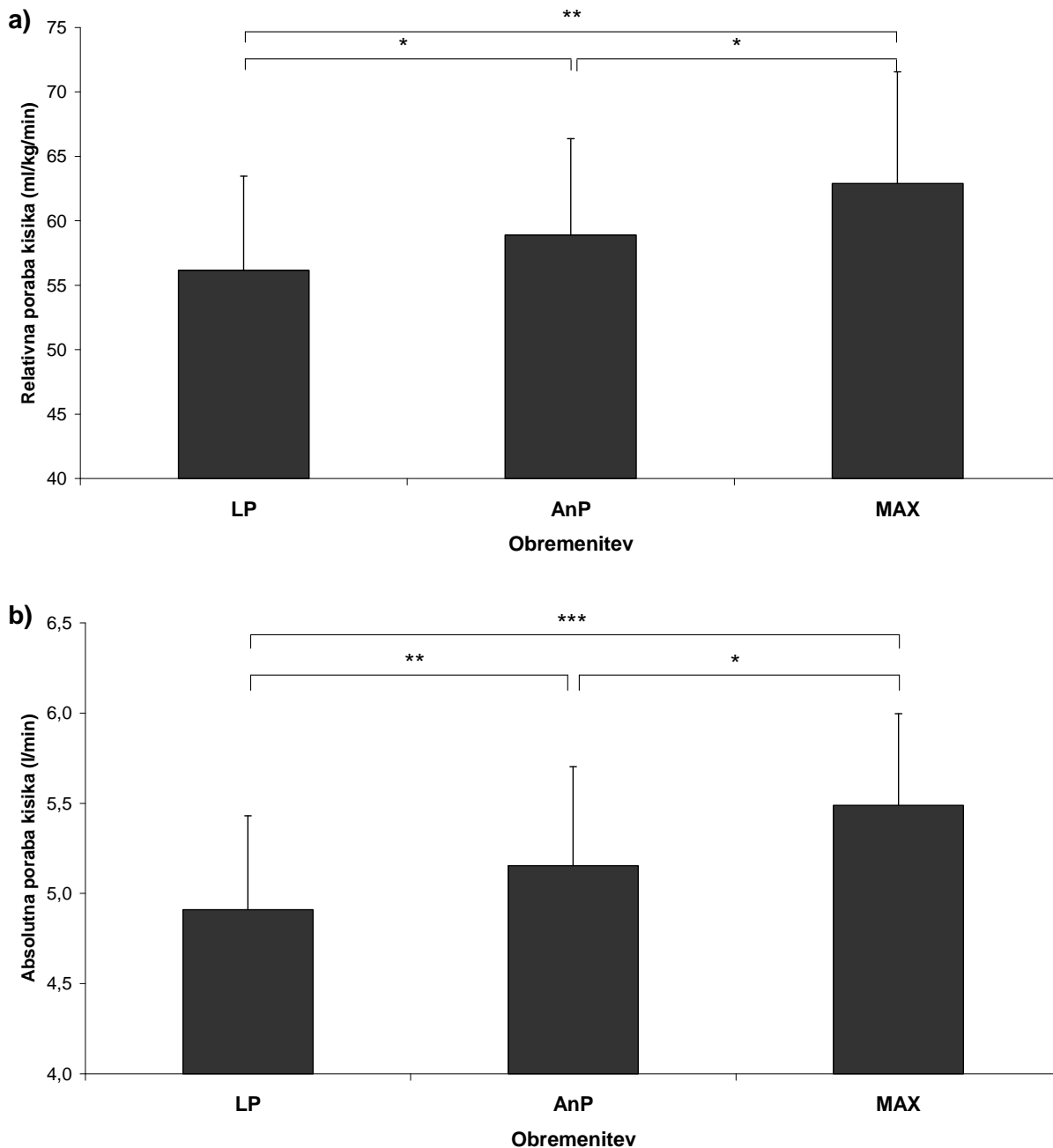


Slika 6.7: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij koncentracije laktata v mirovanju (LA_{mir}), največje koncentracije laktata (LA_{max}) in spremembe laktata (dLA) pri posameznih obremenitvah (LP, AnP, MAX). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$.

Respiratorni parametri

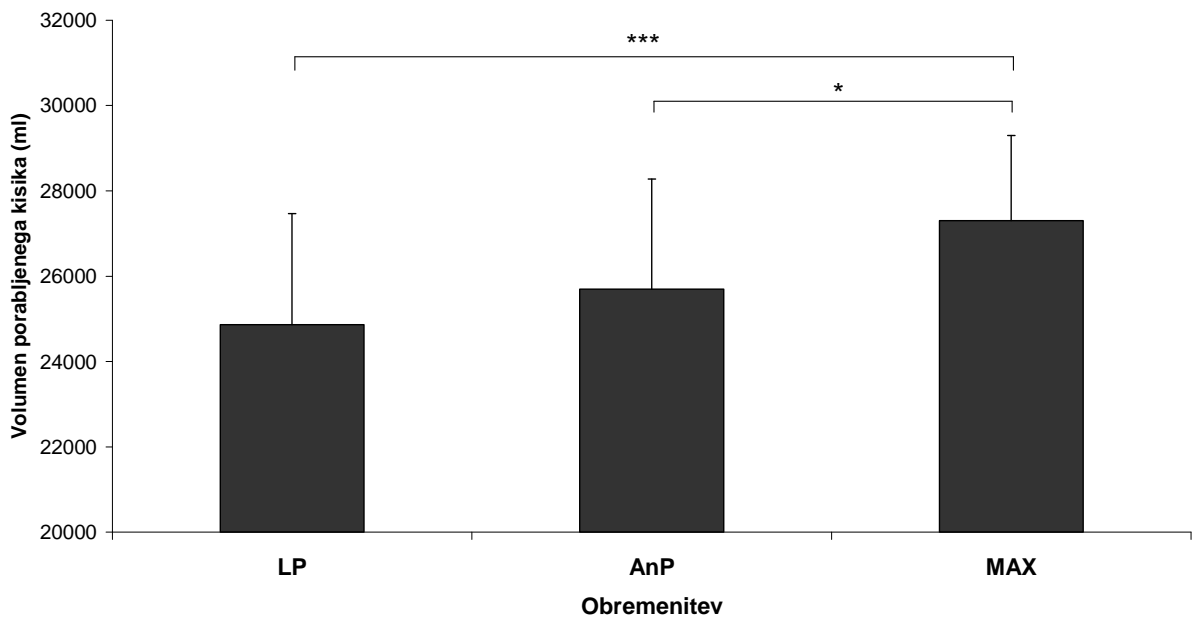
Med simulirano tekmo (MAX) je bila $relVO_{2max}$ ($62,88 \pm 8,67$ ml/kg/min) statistično značilno višja v primerjavi z $relVO_{2max}$ med obremenitvijo AnP ($58,89 \pm 7,47$ ml/kg/min, $P = 0,047^*$) in LP ($56,15 \pm 7,31$ ml/kg/min, $P = 0,003$). Statistično značilno višja je bila tudi $relVO_{2max}$ med obremenitvijo AnP v primerjavi z $relVO_{2max}$ med obremenitvijo LP ($P = 0,021^*$) – Slika 6.8a.

Podobno je bila tudi absVO_2max med simulirano tekmo ($5,49 \pm 0,51$ l/min) značilno višja glede na absVO_2max med obremenitvijo AnP ($5,15 \pm 0,55$ l/min, $P = 0,023$) in LP ($4,91 \pm 0,52$ l/min, $P = 0,001$). Ravno tako je bila med obremenitvijo AnP absVO_2max višja v primerjavi z LP ($P = 0,005$) – Slika 6.8b.



Slika 6.8: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij največje a) relativne (relVO_2max) in b) absolutne (absVO_2max) porabe kisika med posamezno 6-minutno obremenitvijo (LP, AnP, MAX). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$.

Tako kot relativna in absolutna VO_{2max} je bila tudi VO_2 statistično značilno višja med simulirano tekmo ($27300,62 \pm 1998,32$ ml) v primerjavi z obremenitvijo AnP ($25695,27 \pm 2582,20$ ml, $P = 0,025$) in LP ($24861,65 \pm 2608,17$ ml, $P < 0,001$). Vendar se v tem primeru obremenitvi AnP in LP nista značilno razlikovali ($P > 0,050$) – Slika 6.9.



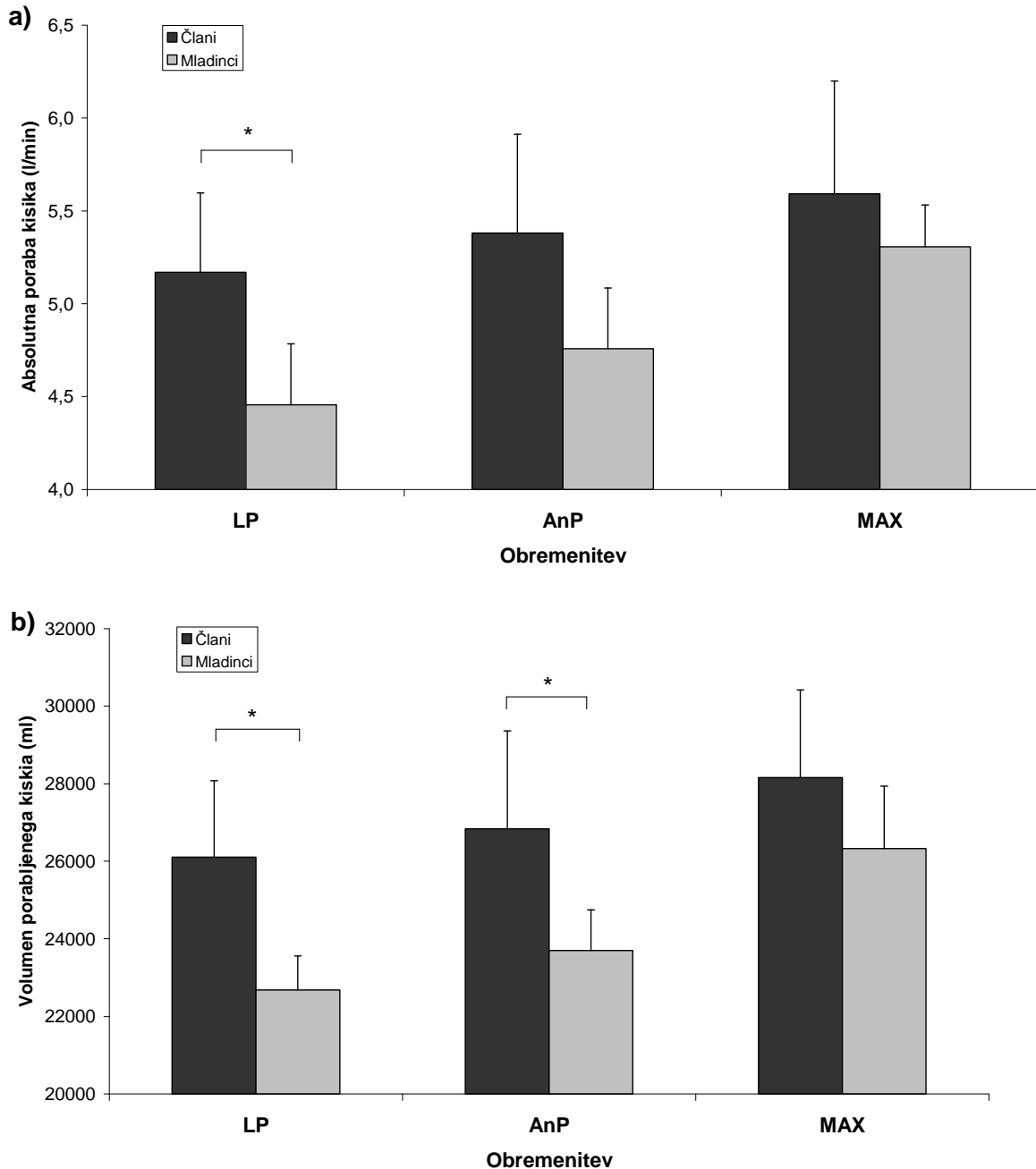
Slika 6.9: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij volumnov porabljenega (predihanega) kisika (VO_2) med posamezno 6-minutno obremenitvijo (LP, AnP, MAX). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; *** - $P \leq 0,001$.

Razlike med skupinama članov in mladincev

T-test za nevezane (neodvisne) vzorce je pokazal, da sta se skupini članov in mladincev statistično značilno razlikovali po starosti ($P = 0,019$), ne pa tudi po telesni višini in telesni masi ($P > 0,05$). Razlika v stažu pa je bila blizu statistične značilnosti ($P = 0,071^*$).

Med skupinama se je statistično značilna razlika pokazala tudi v spremenljivki $absVO_{2max}$ pri obremenitvi LP ($P = 0,019$) in VO_2 pri obremenitvi LP ($P = 0,027$) in AnP ($P = 0,045$). Pri tem so člani v povprečju dosegali višje vrednosti ($absVO_{2max} = 5,17 \pm 0,43$ l/min, $VO_{2_LP} = 26105,24 \pm 2255,36$ ml, $VO_{2_AnP} = 26834,97 \pm 2529,18$ ml) v primerjavi z mladinci ($absVO_{2max} = 4,46 \pm 0,33$ l/min, $VO_{2_LP} = 22685,37 \pm 1605,73$ ml, $VO_{2_AnP} = 23700,81 \pm 1047,68$ ml) – Slika 6.10a in 6.10b. Poleg tega sta bili $absVO_{2max}$ ($P = 0,065$) in VO_2 ($P = 0,059$) blizu statistično značilni razliki pri

srednji obremenitvi (AnP), medtem ko se v ostalih respiratornih ($relVO_2max$), biomehanskih/kinetičnih (Pot , P_{povpr} , f_{povpr}) in biokemičnih (LA_{mir} , LA_{max} , dLA) parametrih skupini nista značilno razlikovali ($P > 0,050$) pri nobeni obremenitvi.

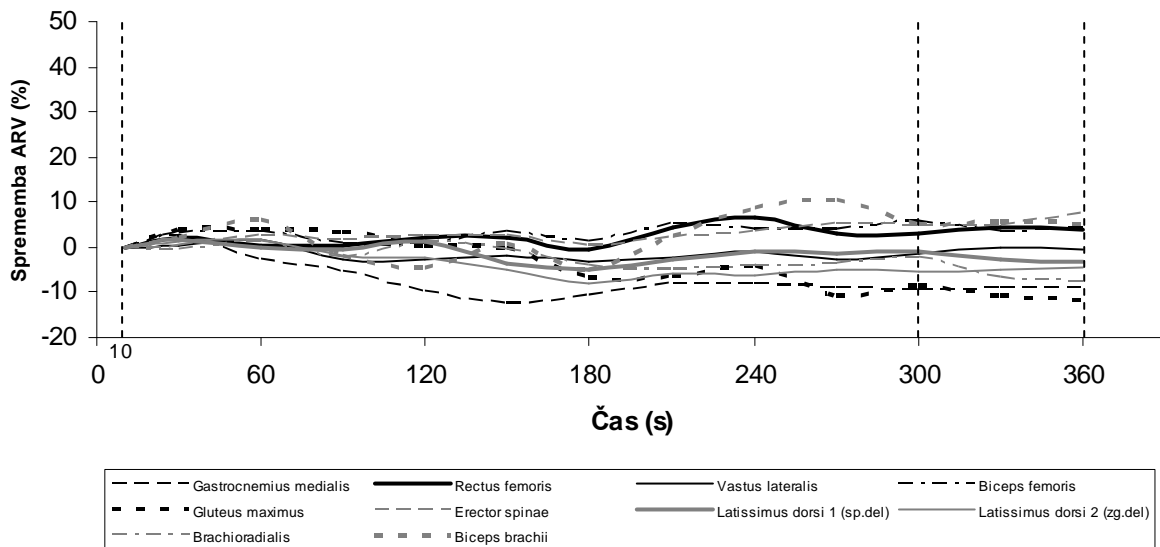


Slika 6.10: Prikaz povprečnih vrednosti in standardnih deviacij a) največje absolutne porabe kisika ($absVO_2max$) in b) volumna porabljenega (predihanega) kisika v 6 minutah (VO_2) pri posamezni obremenitvi (LP, AnP, MAX) za skupino članov in mladincev. Statistično značilna razlika je prikazana z naslednjim znakom: * - $P < 0,050$.

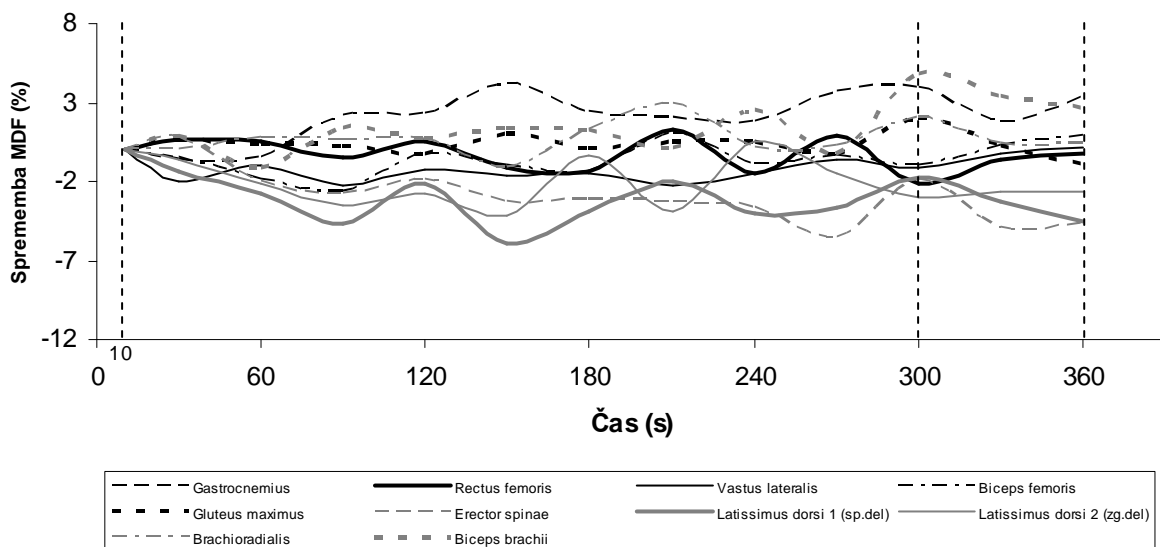
6.4. VZORCI AKTIVACIJE IN UTRUJANJA MIŠIČ MED 6-MINUTNIMI VESLAŠKIMI OBREMENTIVAMI

6.4.1. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo LP

Iz Slike 6.11 in 6.12 lahko vidimo, da so bile spremembe amplitude in mediane močnostne frekvence EMG-signala pri najnižji obremenitvi minimalne. Ne ARV ne MDF ni pri nobeni mišiči narasla ali upadla za več kot 10%.



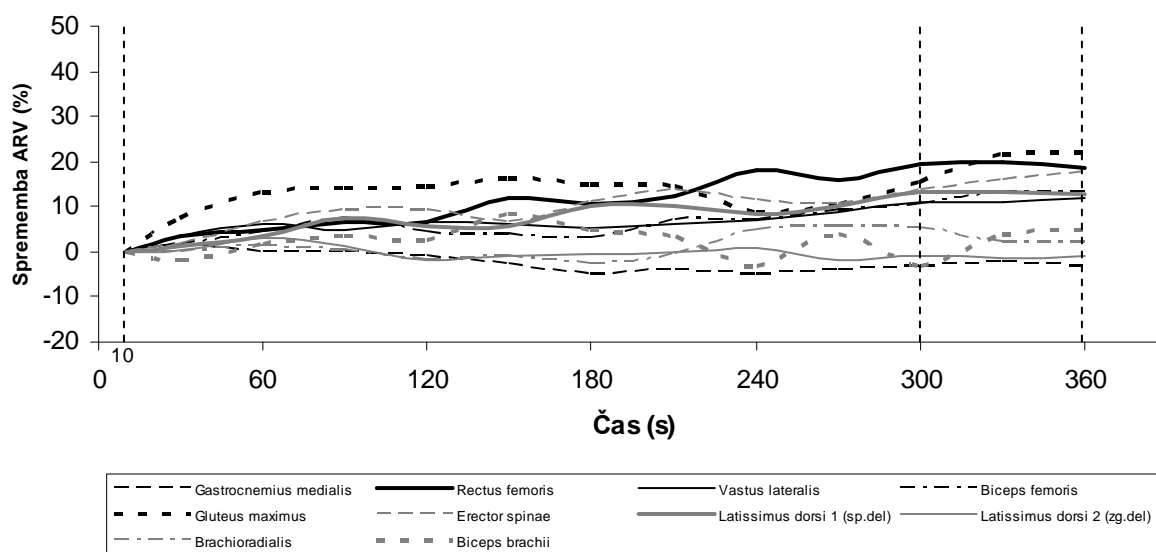
Slika 6.11: Povprečne spremembe amplitud EMG-signala (ARV_{sprem}) glede na vrednost ARV v časovni točki 10 sekund ($ARV_{V_{-10}}$) med celotno 6-minutno obremenitvijo LP.



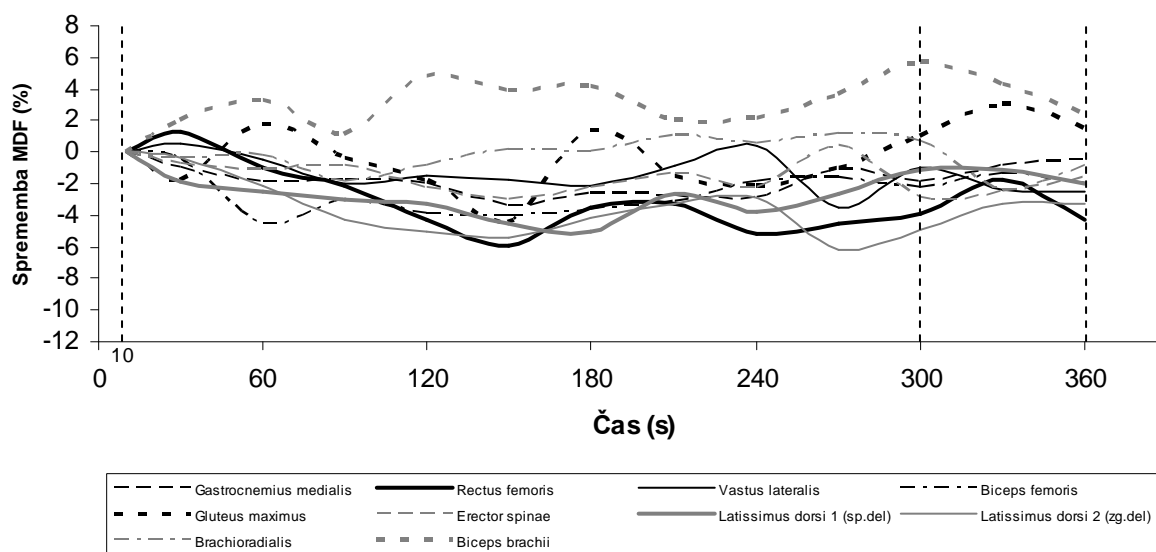
Slika 6.12: Povprečne spremembe medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala (MDF_{sprem}) glede na vrednost MDF v časovni točki 10 sekund ($MDF_{V_{-10}}$) med celotno 6-minutno obremenitvijo LP.

6.4.2. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo AnP

Med srednje intenzivno obremenitvijo AnP je amplituda EMG-signala pri mišicah RF, VL, BF, GM, ES in LD1 narasla glede na njeno začetno vrednost za približno 10–20%, medtem ko so bile pri ostalih mišicah (GC, LD1, LD2, BR, BB) spremembe minimalne (Slika 6.13). Ravno tako ni bilo opaziti večjih sprememb mediane močnostne frekvence EMG-signala (Slika 6.14).



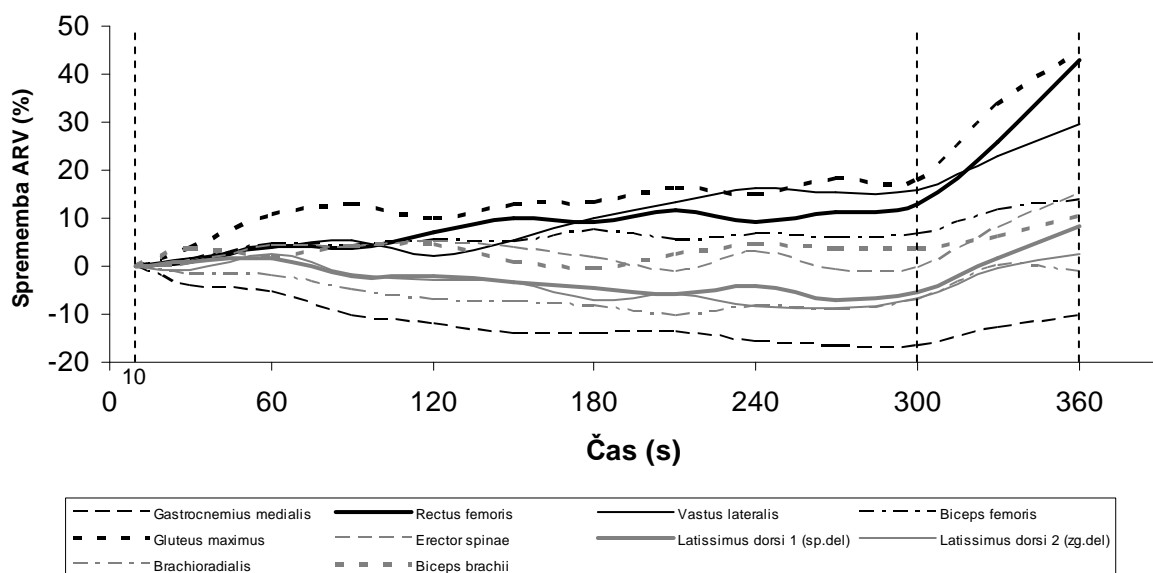
Slika 6.13: Povprečne spremembe amplitud EMG-signala (ARV_{sprem}) glede na vrednost ARV v časovni točki 10 sekund ($ARV_{V_{10}}$) med celotno 6-minutno obremenitvijo AnP.



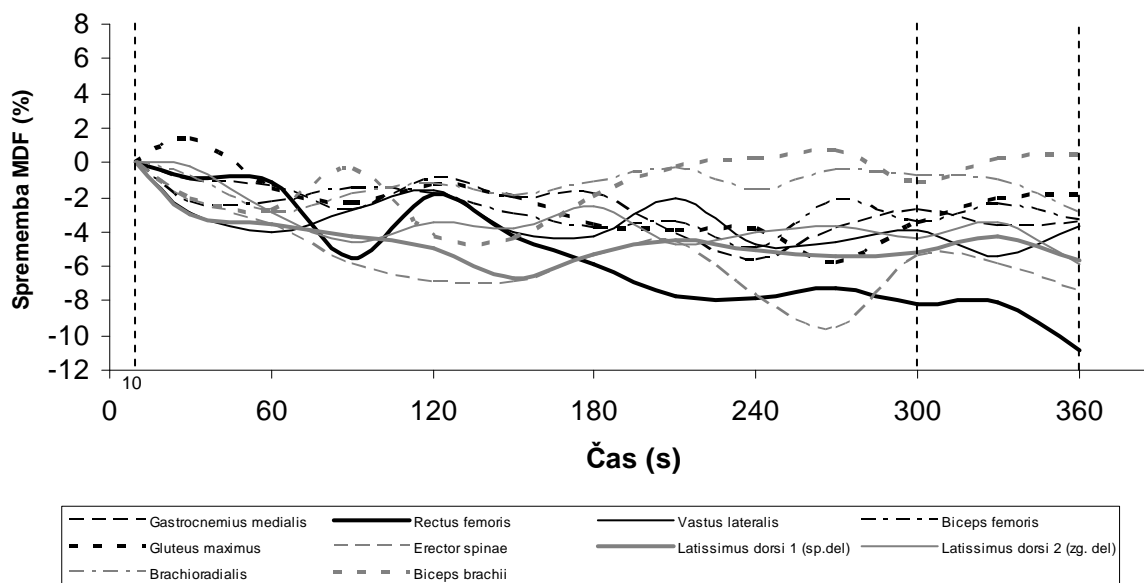
Slika 6.14: Povprečne spremembe medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala (MDF_{sprem}) glede na vrednost MDF v časovni točki 10 sekund ($MDF_{V_{10}}$) med celotno 6-minutno obremenitvijo AnP.

6.4.3. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo MAX

Amplituda EMG-signala se je med simulirano tekmo (MAX) pri mišicah RF, VL in GM povečala tudi za 30–45%, pri GC se je zmanjšala za približno 17%, spremembe ostalih mišic (BF, ES, LD1, LD2, BR, BB) pa so bile minimalne. Opazno povečanje amplitude je bilo moč zaslediti v zadnji minuti, ko je ARV nekaterih mišic (npr. RF, GM) narasla tudi za 30% (Slika 6.15). Največji, okoli 10–11% upad mediane močnostne frekvence EMG-signala smo zasledili pri mišici RF in ES, ki sta tudi nakazovali izmenično spreminjanje MDF med simulirano tekmovalno obremenitvijo. Pri večini ostalih mišic se je MDF sicer ves čas zmanjševala, vendar le minimalno (Slika 6.16).



Slika 6.15: Povprečne spremembe amplitud EMG-signala (ARV_{sprem}) glede na vrednost ARV v časovni točki 10 sekund ($ARV_{v_{10}}$) med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX).

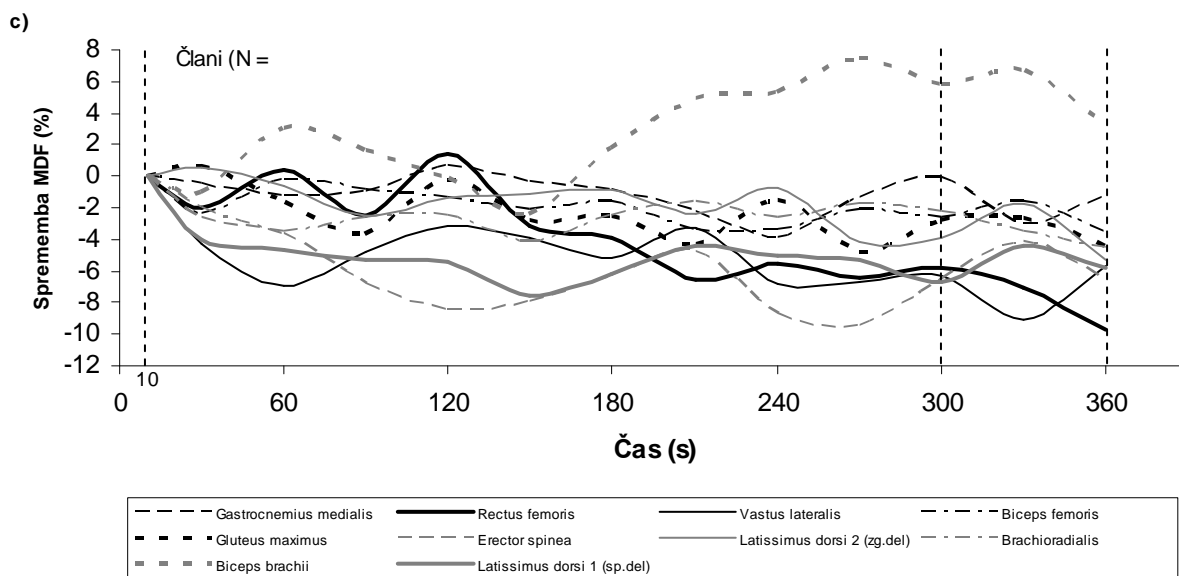
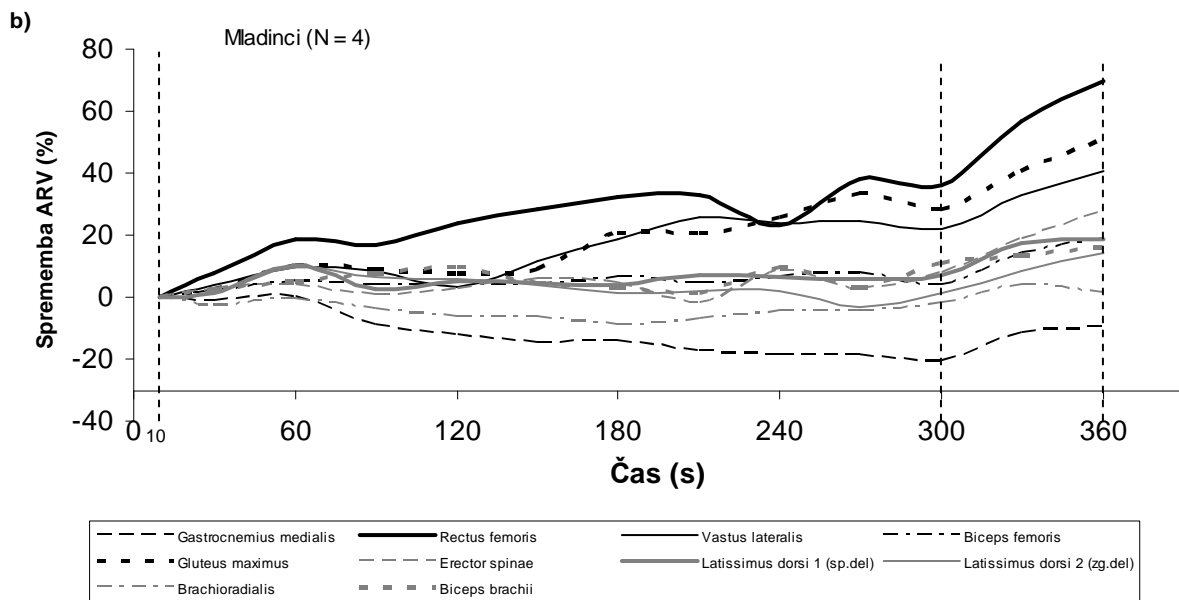
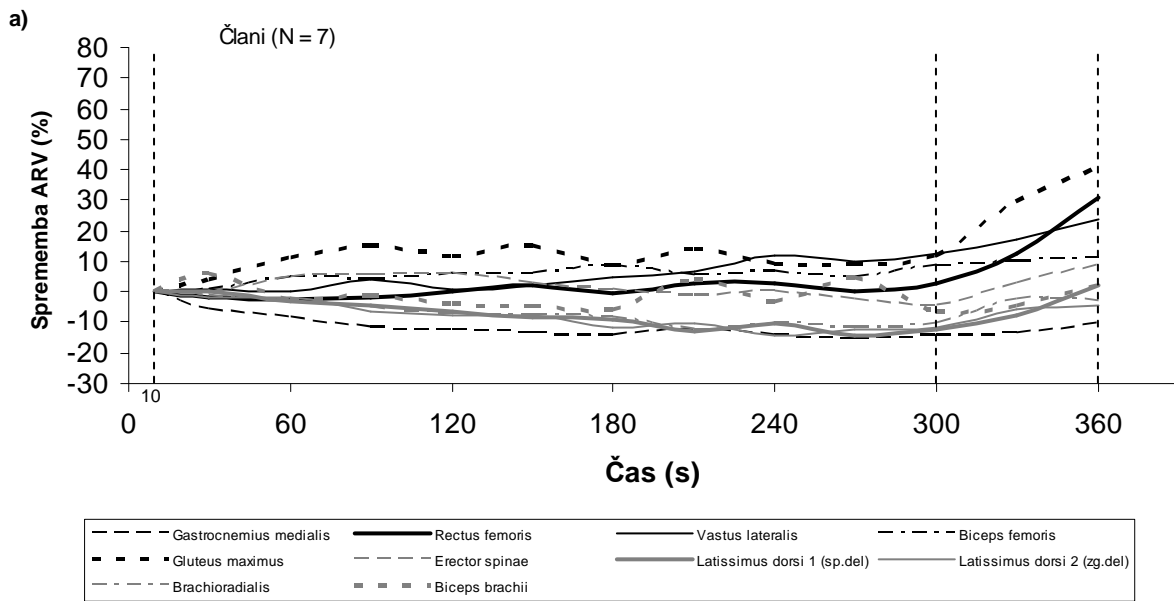


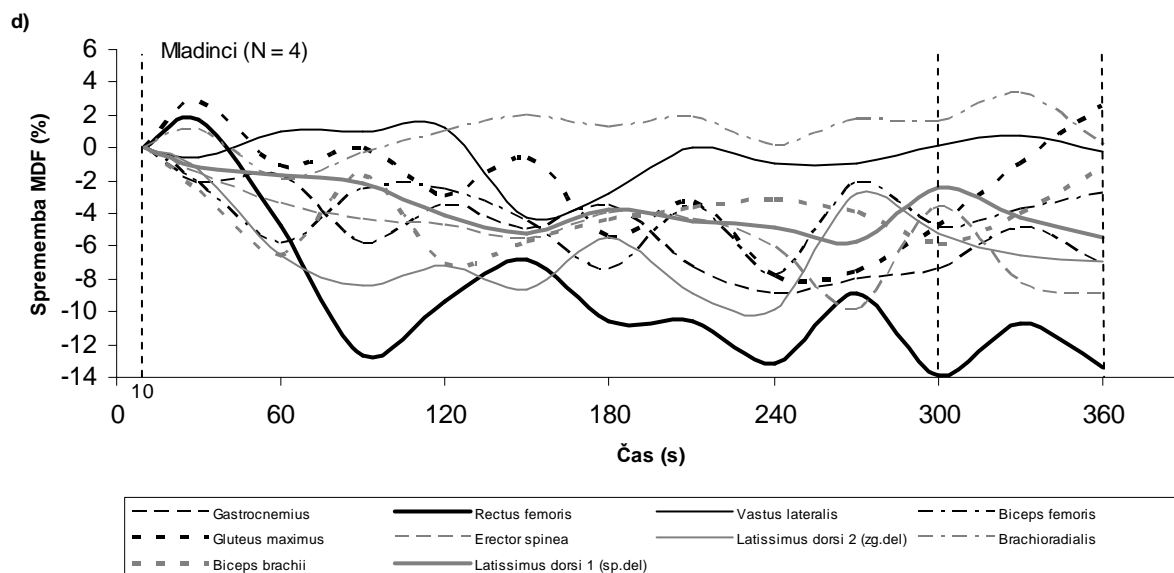
Slika 6.16: Povprečne spremembe medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala (MDF_{sprem}) glede na vrednost MDF v časovni točki 10 sekund (MDF_{V-10}) med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX).

6.4.4. Spreminjanje ARV in MDF med obremenitvijo MAX pri skupini članov in mladincev

Med simulirano tekmovalno obremenitvijo (MAX) se je amplituda EMG-signala mišic RF, VL in GM pri članih povečala za približno 20–40% (Slika 6.17a), pri mladincih pa 40–70% (Slika 6.17b). ARV mišic GC, LD1, LD2 in BR je pri članih upadla za približno 10–15%, medtem ko je pri mladincih ARV upadla le pri mišici GC, in sicer za približno 20%. Spremembe ostalih mišic so bile minimalne. V zadnji minuti je bilo povečanje ARV pri članih približno 10–25%, medtem ko se je pri mladincih ARV v zadnji minuti povečala za 20–35%.

Mediana močnostna frekvenca EMG-signala je pri članih ves čas postopno upadala pri vseh mišicah, le pri mišici BB se je po dveh minutah in pol povečala. Vendar so bile vse spremembe minimalne, ne večje od 10% (Slika 6.17c). Pri skupini mladincev je bilo spreminjanje MDF večine mišic podobno. Večji, do 14% upad, je bil opazen le pri mišici RF, pri kateri se je MDF močno znižala že v prvi minuti in pol in ostala bolj ali manj na istem nivoju do konca obremenitve (Slika 6.17d).



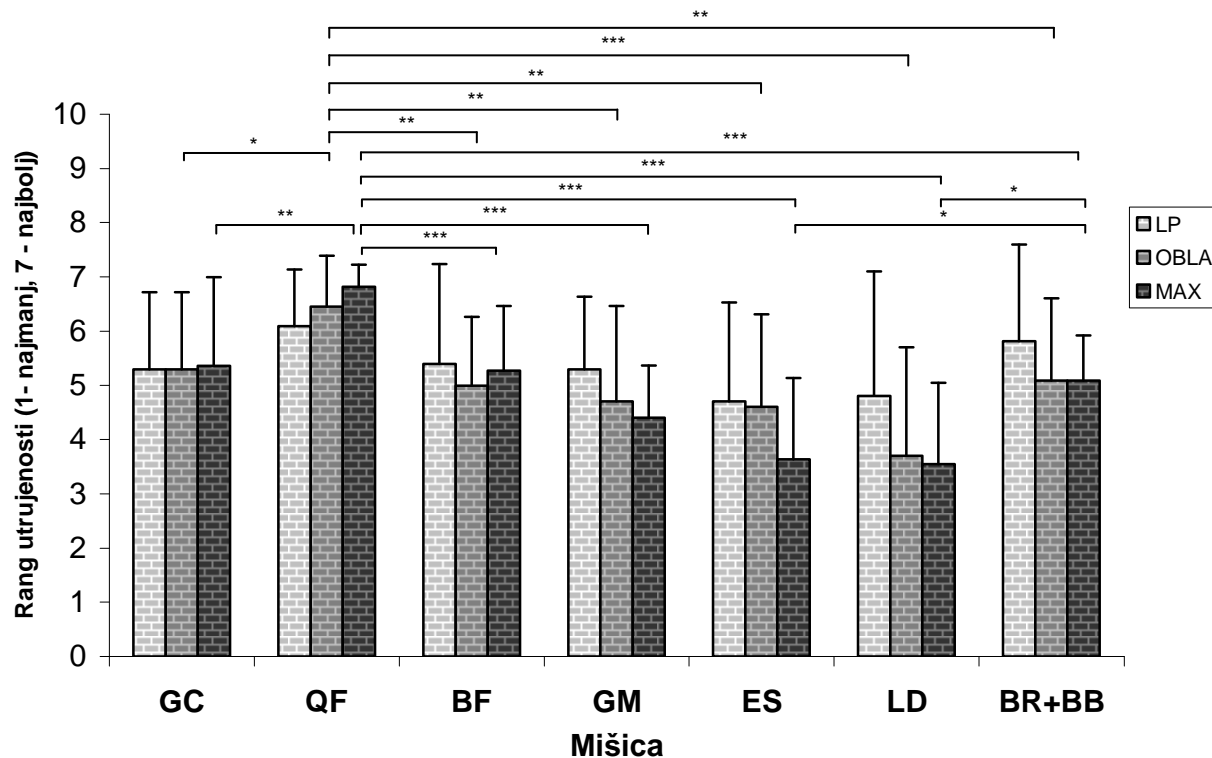


Slika 6.17: Spremembe (a, b) amplitud (ARV_{sprem}) in (c, d) medianih močnostnih frekvenc (MDF_{sprem}) EMG-signalov glede na vrednost ARV in MDF v časovni točki 10 sekund ($ARV_{v,10}$ in $MDF_{v,10}$) med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX) za skupino članov (a, c) in mladincev (b, d).

6.5. REZULTATI SUBJEKTIVNIH OCEN UTRUJENOSTI

Iz prvega dela vprašalnika, s katerim smo ugotavljali rang (vrstni red) utrujenosti (RU) posameznih mišic oz. mišičnih skupin, se je pokazalo, da so merjenci pri vseh obremenitvah (LP, AnP, MAX) kot najbolj utrujeno občutili mišično skupino quadriceps femoris (QF). Za obremenitvi AnP in MAX nam to potrjuje tudi statistična analiza. Na Sliki 6.18 lahko tudi vidimo, da je bil povprečni RU te mišične skupine po obremenitvi AnP ($6,5 \pm 0,9$) in MAX ($6,8 \pm 0,4$) statistično značilno višji od RU vseh ostalih mišic. In sicer, po obremenitvi AnP: GC_{AnP} ($5,3 \pm 1,4$; $P = 0,028^*$), BF_{AnP} ($5,0 \pm 1,3$; $P = 0,005^*$), GM_{AnP} ($4,7 \pm 1,8$; $P = 0,007^*$), ES_{AnP} ($4,6 \pm 1,7$; $P = 0,006^*$), LD_{AnP} ($3,7 \pm 2,0$; $P = 0,001^*$) in $BR+BB_{AnP}$ ($5,1 \pm 1,5$; $P = 0,009^*$), po obremenitvi MAX pa: GC_{MAX} ($5,4 \pm 1,6$; $P = 0,006^*$), BF_{MAX} ($5,3 \pm 1,2$; $P = 0,001^*$), GM_{MAX} ($4,4 \pm 1,0$; $P < 0,001^*$), ES_{MAX} ($3,6 \pm 1,5$; $P < 0,001^*$), LD_{MAX} ($3,5 \pm 1,5$; $P < 0,001^*$) in $BR+BB_{MAX}$ ($5,1 \pm 0,8$; $P < 0,001^*$). Statistično značilno višji RU je med simulirano tekmo (MAX) imela tudi mišica BR+BB v primerjavi z ES ($P = 0,016^*$) in LD ($P = 0,013^*$). Pri ostalih mišicah in po obremenitvi LP analiza variance (ANOVA) s Turkeyevim post hoc testom oz. Kruskal-Wallisov (Mann-Whitneyev) NPAR test nista pokazala značilnih razlik ($P > 0,050$) med mišicami.

Statistično značilnih razlik v RU posameznih mišic med obremenitvami (RM ANOVA) nismo zasledili (Slika 6.18).

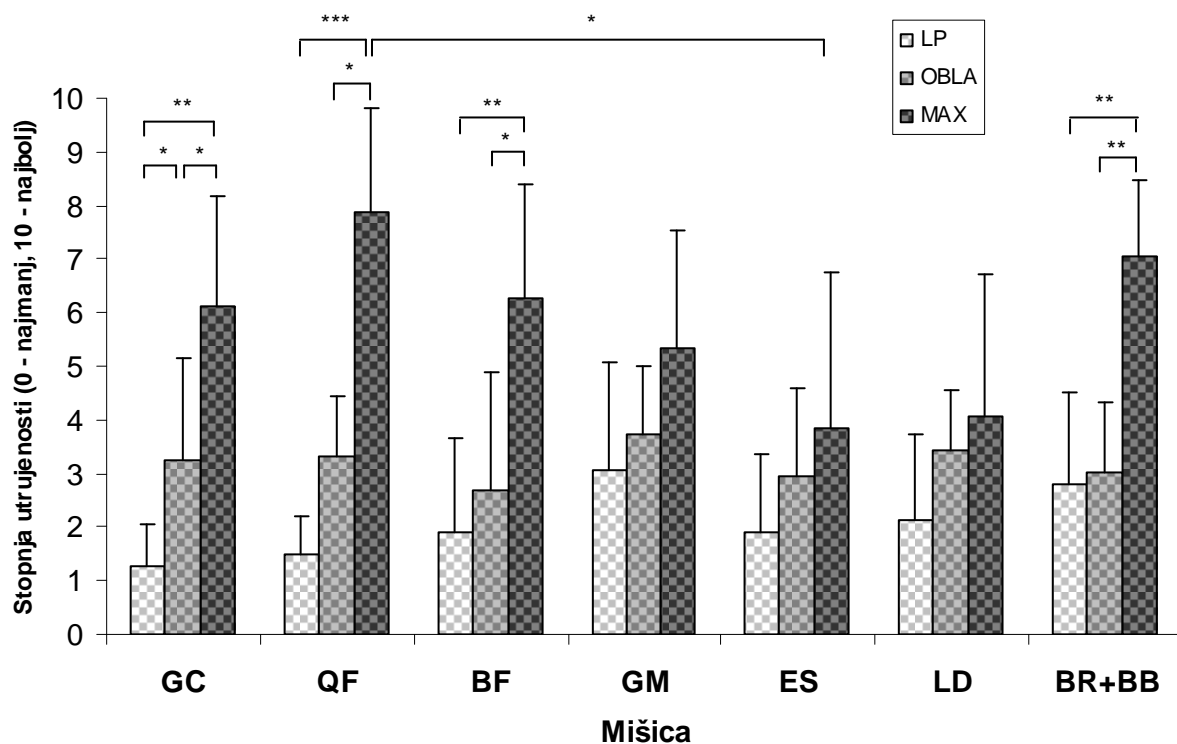


Slika 6.18: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij subjektivnih ocen vrstnega reda (ranga) utrujenosti (RU) posameznih mišic oz. mišičnih skupin (GC – m. gastrocnemius, QF – m. quadriceps femoris, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD – m. latissimus dorsi, BR+BB – m. brachioradialis in biceps brachii) po 6-minutni veslaški obremenitvi LP (svetlo siva), AnP (siva) in MAX (temno siva). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$. Število merjencev: 11.

Pri drugem (dodatnem) delu vprašalnika, ki ga je izpolnilo le 6 merjencev in s katerim smo želeli ugotoviti še stopnjo utrujenosti (SU) posameznih mišic oz. mišičnih skupin, je RM ANOVA oz. Wilcoxonov NPAR test pokazal (Slika 6.19), da se pri štirih mišicah oz. mišičnih skupinah ocene SU med obremenitvami (LP, AnP, MAX) statistično značilno razlikujejo. In sicer so bile povprečne ocene SU mišic GC ($6,1 \pm 2,1$), QF ($7,9 \pm 1,9$), BF ($6,3 \pm 2,1$) in BR+BB ($7,1 \pm 1,4$) po simulirani tekmi (MAX) značilno višje v primerjavi z ocenami mišic GC ($3,2 \pm 1,9$, $P = 0,028^*$), QF ($3,3 \pm 1,1$, $P = 0,011$), BF ($2,7 \pm 2,2$, $P = 0,028^*$), BR+BB ($3,0 \pm 1,3$, $P = 0,006$) po obremenitvi AnP. Višje so bile tudi v primerjavi z obremenitvijo LP, in sicer pri mišici GC ($1,3 \pm 0,8$, $P = 0,006$), QF ($1,5 \pm 0,7$, $P = 0,001$), BF ($1,9 \pm 1,7$, $P = 0,004$) in BR+BB ($2,1 \pm 1,6$, $P =$

0,008) – Slika 6.19. Značilno višja ocena SU se je pokazala tudi med obremenitvijo AnP glede na LP, a le pri mišici GC ($P = 0,046^*$). Pri ostalih mišicah (GM, ES, LD) pa značilnih razlik med obremenitvami ni bilo ($P > 0,050$).

Poleg tega smo s pomočjo ANOVE in Turkeyevega post hoc testa med mišicami zasledili le eno značilno razliko v ocenah SU, in sicer med mišicama QF in ES ($P = 0,047$) po največji obremenitvi (MAX). Pri tem so bile ocene mišice QF višje (Slika 6.19).



Slika 6.19: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij subjektivnih ocen stopnje utrujenosti (Ocena) posameznih mišic oz. mišičnih skupin (GC – m. gastrocnemius, QF – m. quadriceps femoris, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD – m. latissimus dorsi, BR+BB – m. brachioradialis in biceps brachii) po 6-minutni veslaški obremenitvi LP (svetlo siva), AnP (siva) in MAX (temno siva). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$. Število merjencev: 6.

6.6. REZULTATI ANALIZE RAZLIK V EMG-PARAMETRIH MED ČASOVNIMI TOČKAMI 10, 300 IN 360 SEKUND PRI POSAMEZNI OBREMENTVI

V tem poglavju so najprej predstavljeni rezultati analize variance ponovljenih meritev (RM ANOVA) oz. Friedmanovega (Wilconovega) NPAR testa med izbranimi časovnimi točkami (10 s, 300 s, 360 s) za povprečne nenormalizirane amplitude (ARV_V) in mediane močnostne frekvence (MDF_V) EMG-signala, nato pa še za normalizirane ARV ($nARV_{MVC}$) in MDF ($nMDF_{MVC}$, IU_{MDF}) pri posamezni obremenitvi (LP, AnP in MAX).

6.6.1. Rezultati nenormaliziranih EMG-parametrov

Rezultati analize razlik v ARV_V in MDF_V med časovnimi točkami so bili pri posamezni obremenitvi sledeči:

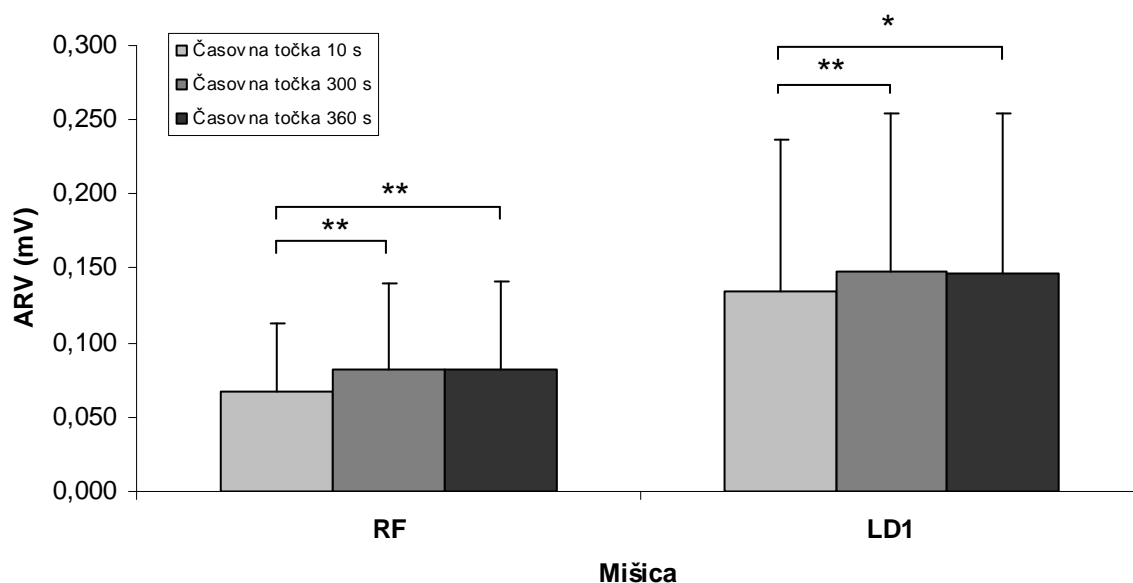
6.6.1.1. Nenormalizirane ARV in MDF med obremenitvijo LP

Pri najnižji obremenitvi (LP) se med posameznimi časovnimi točkami ne ARV ne MDF vrednosti niso statistično značilno razlikovale ($P > 0,050$) pri nobeni od obravnavanih mišic.

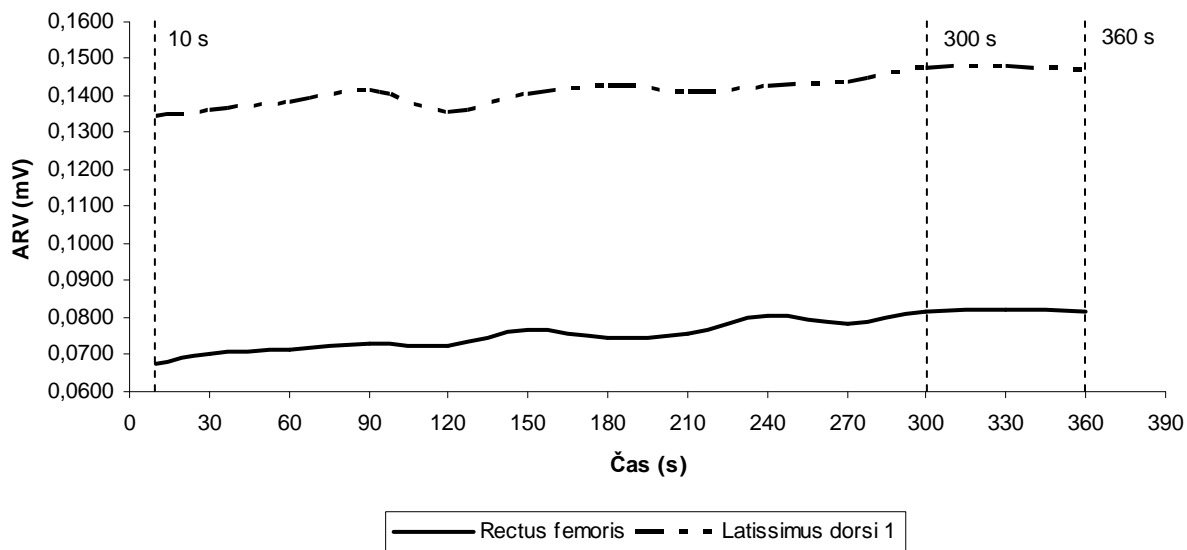
6.6.1.2. Nenormalizirane ARV in MDF med obremenitvijo AnP

Med obremenitvijo AnP je bila $ARV_{V_{10}}$ statistično značilno nižja od $ARV_{V_{300}}$ pri mišici RF ($P = 0,007^*$) in LD1 ($P = 0,004^*$) ter od $ARV_{V_{360}}$ pri istih dveh mišicah, RF ($P = 0,007^*$) in LD1 ($P = 0,033^*$) – Slika 6.20. Pri obeh mišicah se $ARV_{V_{300}}$ in $ARV_{V_{360}}$ nista značilno razlikovali ($P > 0,050$). Prav tako ni bilo statistično značilnih razlik med posameznimi časovnimi točkami ostalih mišic. Na Sliki 6.21 so ARV omenjenih mišic prikazane zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.

Povprečna mediana frekvenca močnostnega spektra EMG-signala se med posameznimi časovnimi točkami ni statistično značilno razlikovala pri nobeni obravnavani mišici ($P > 0,050$) med obremenitvijo AnP.



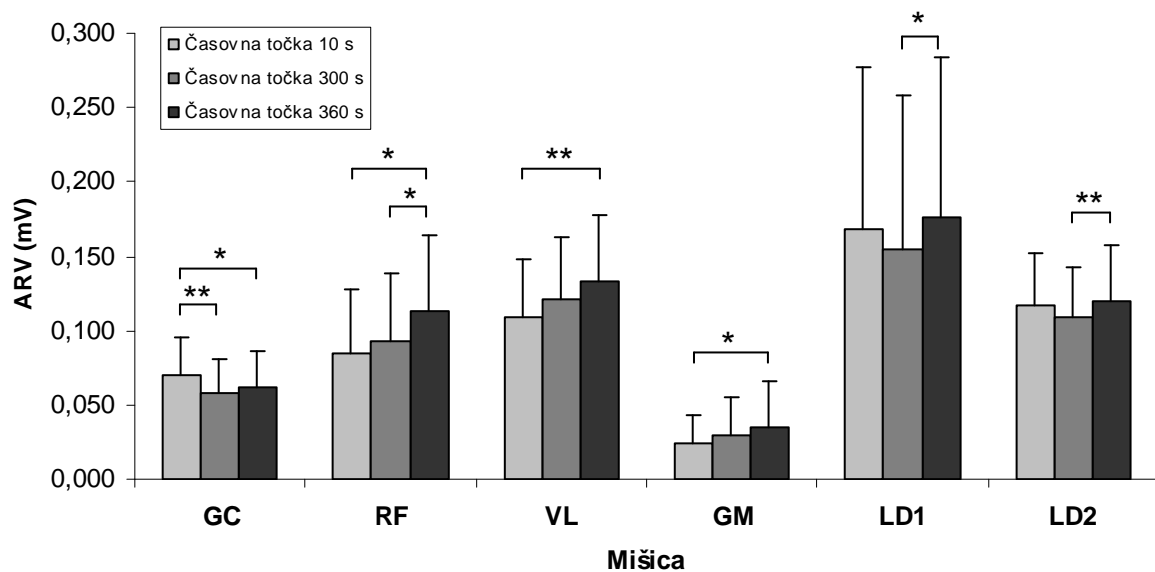
Slika 6.20: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih amplitud (ARV_V) EMG-signala med 6-minutno obremenitvijo AnP v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišici: rectus femoris (RF) in latissimus dorsi spodnji del (LD1). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane ni bilo značilnih razlik v ARV_V .



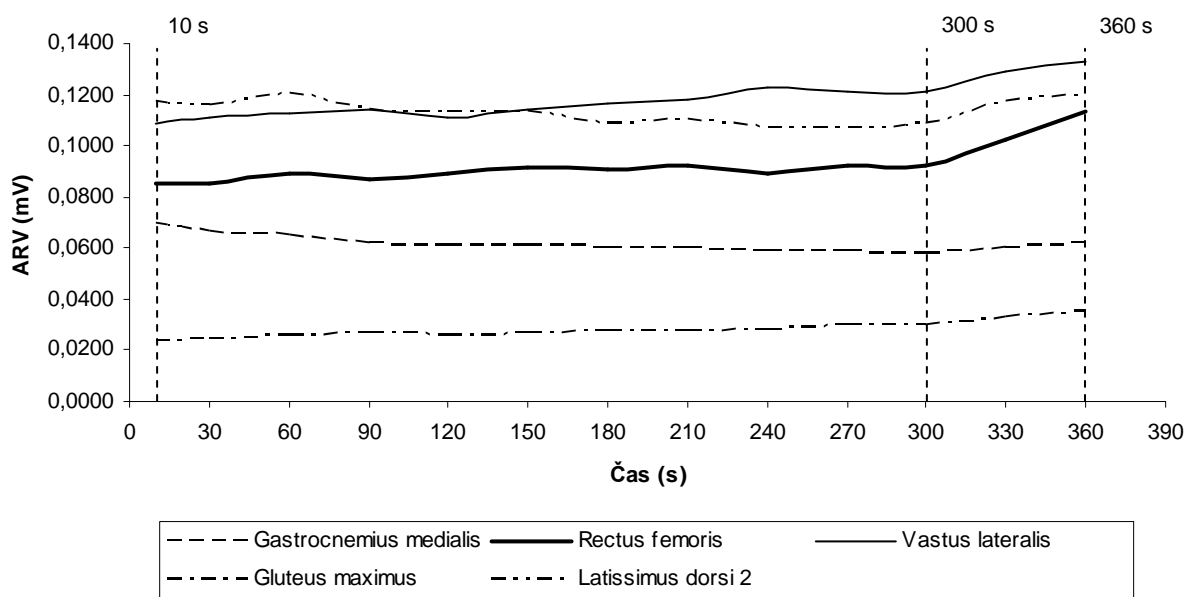
Slika 6.21: Gibanje nenormaliziranih amplitud EMG-signala (ARV_V) med celotno 6-minutno obremenitvijo AnP. Prikazane so samo tiste mišice, pri katerih se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v ARV_V med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

6.6.1.3. Nenormalizirane ARV in MDF med obremenitvijo MAX

Med simulirano tekmo so bile $ARV_{V_{360}}$ statistično značilno višje od $ARV_{V_{10}}$ pri mišicah RF ($P = 0.038$), VL ($P = 0.009$) in GM ($P = 0.044$) ter od $ARV_{V_{300}}$ pri mišicah RF ($P = 0.045$), LD1 ($P = 0,013^*$) in LD2 ($P = 0.006^*$). Le pri mišici GC sta bili $ARV_{V_{300}}$ ($P = 0.002$) in $ARV_{V_{360}}$ ($P = 0.048$) statistično značilno nižji od $ARV_{V_{10}}$ (Slika 6.22). Pri ostalih mišicah ni bilo statistično pomembnih razlik ($P > 0,050$). Na Sliki 6.23 so ARV omenjenih mišic prikazane zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.

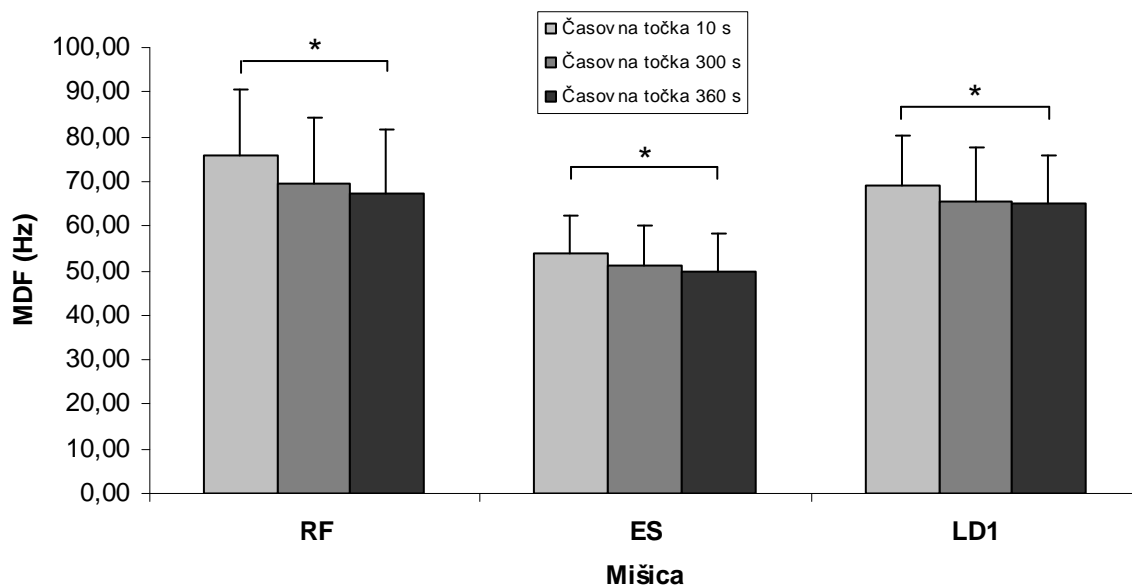


Slika 6.22: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih amplitud (ARV_V) EMG-signala med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišice: gastrocnemius (GC), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), gluteus maximus (GM) in latissimus dorsi zgornji del (LD2). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v ARV.

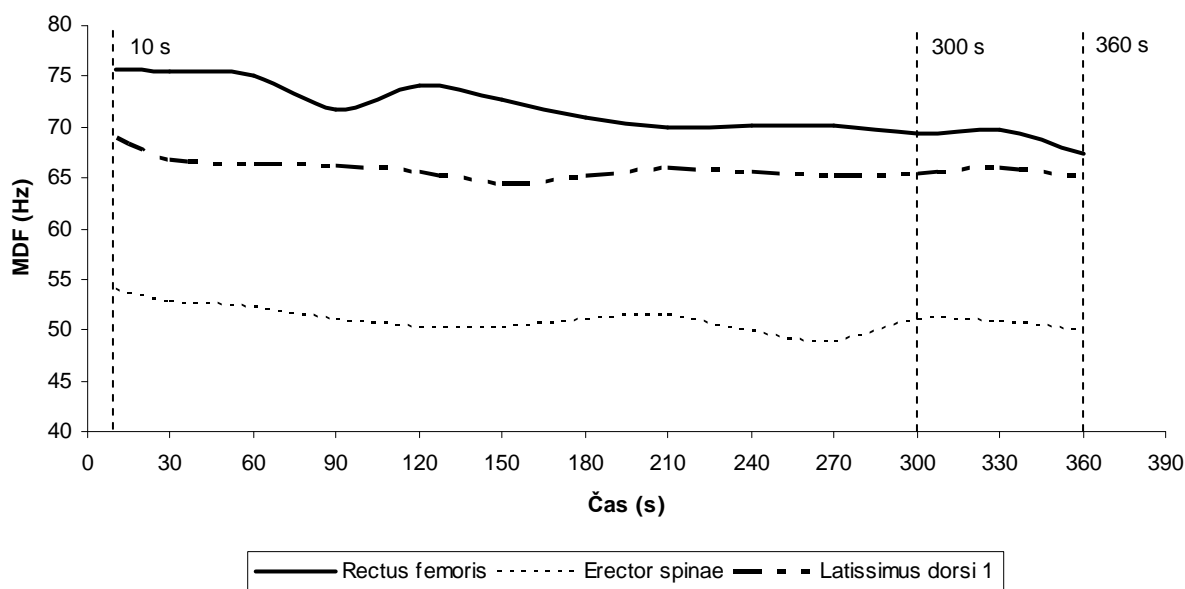


Slika 6.23: Gibanja nenormaliziranih amplitud EMG-signala (ARV_V) med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX). Prikazane so samo tiste mišice, pri katerih se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v ARV med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

Po drugi strani je bila povprečna MDF v zaključnem delu veslanja ($MDF_{V_{360}}$) statistično značilno nižja v primerjavi z začetnim delom ($MDF_{V_{10}}$), in sicer pri mišicah RF ($P = 0,022$), ES ($P = 0,037$) in LD1 ($P = 0,027$) – Slika 6.24. Med ostalimi časovnimi točkami teh istih in drugih mišic statistično značilnih razlik nismo zasledili ($P > 0,050$). Na Sliki 6.25 so MDF omenjenih mišic prikazane zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.



Slika 6.24: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih medianih frekvenc (MDF_v) močnostnega spektra EMG-signala med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišice: rectus femoris (RF), erector spinae (ES) in latissimus dorsi spodnji del (LD1). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjim znakom: * - $P < 0,050$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v MDF.



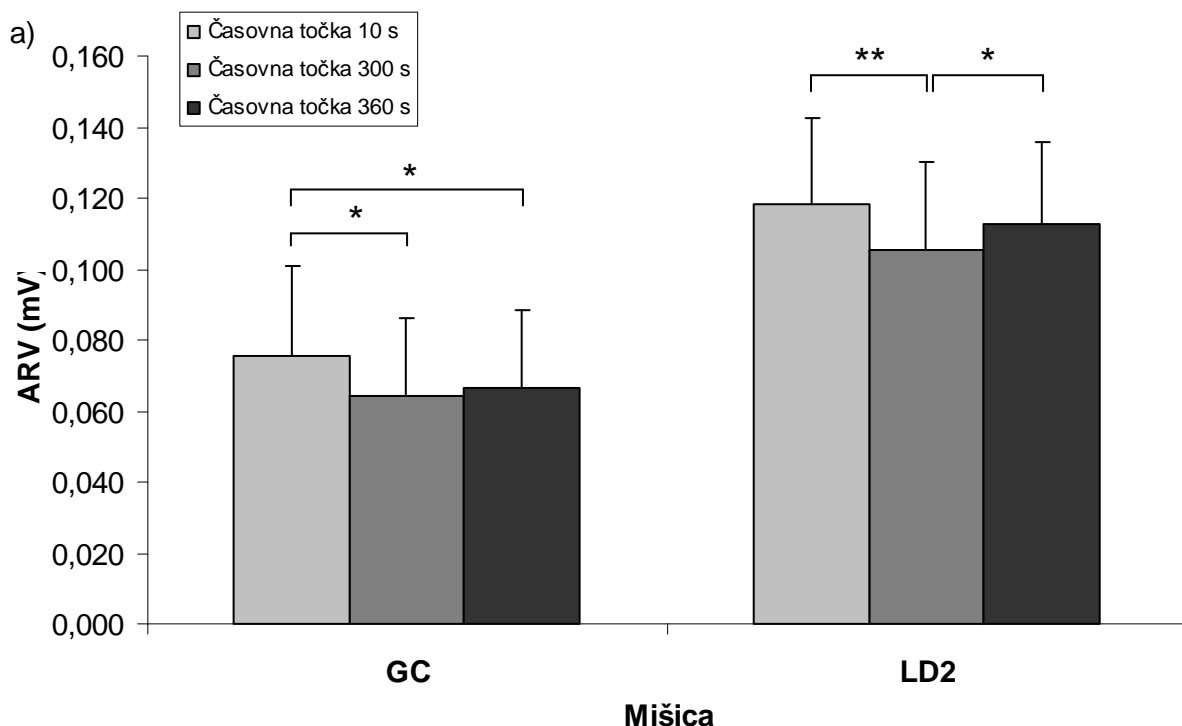
Slika 6.25: Gibanje nenormaliziranih medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala (MDF_v) med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX). Prikazane so samo tiste mišice, pri katerih se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v MDF med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

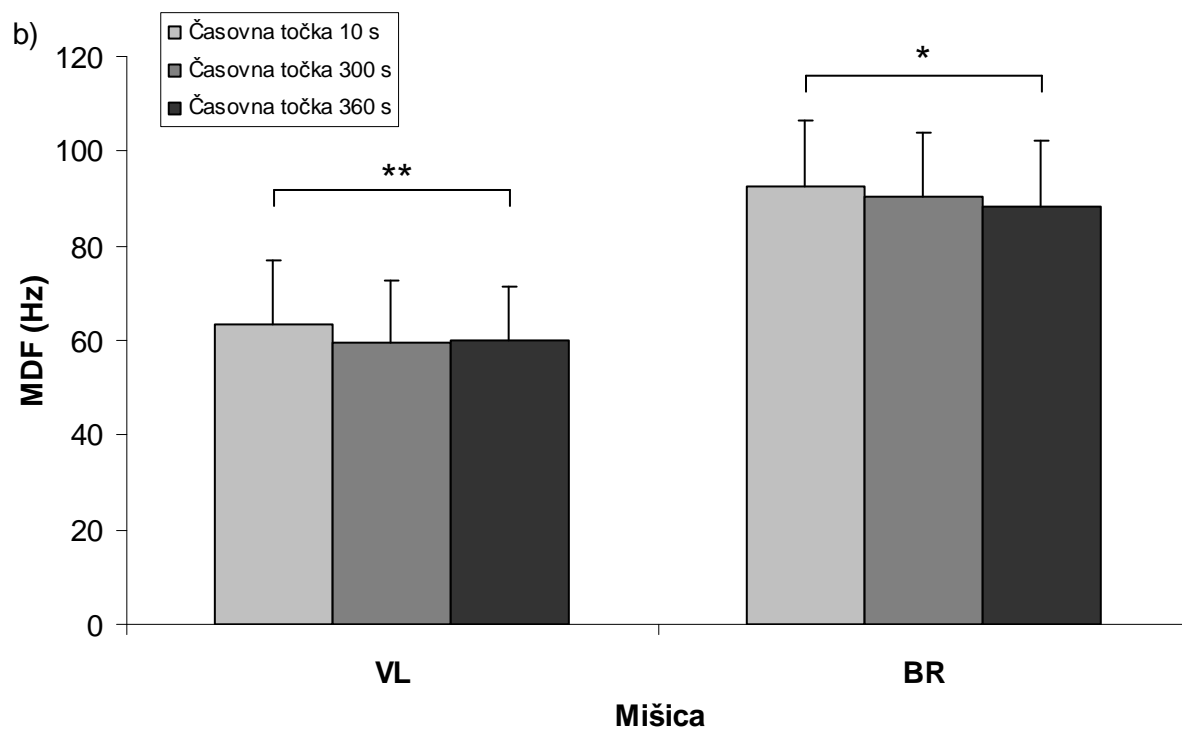
6.6.1.4. Nenormalizirane ARV in MDF med obremenitvijo MAX pri skupini članov in mladincev

Primerjava časovnih točk

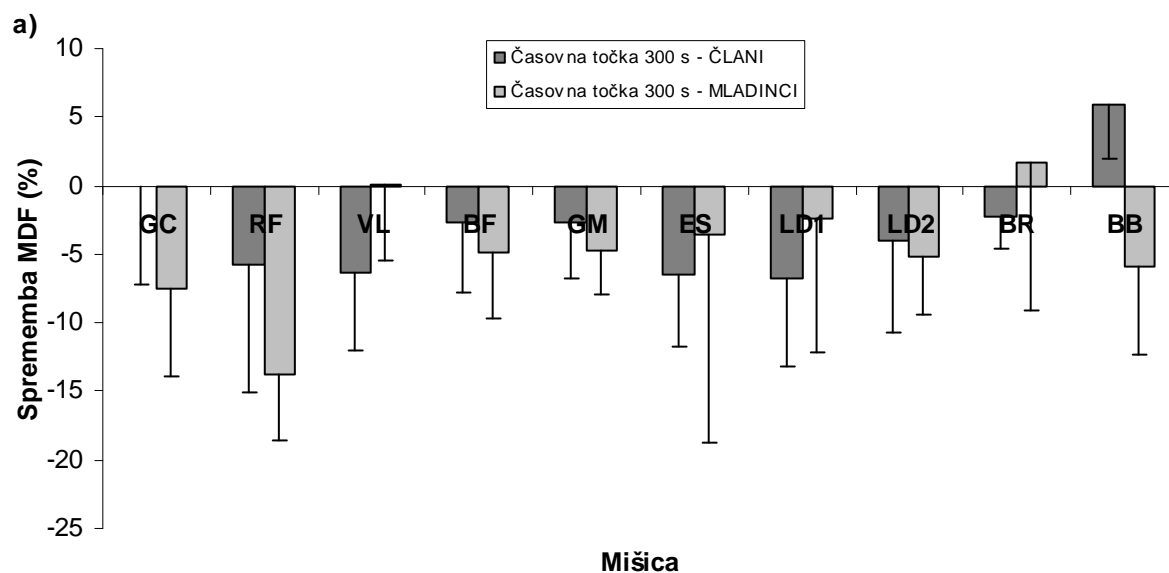
Pri skupini članov smo zasledili statistično značilno zmanjšanje ARV_V mišic GC in LD2 ter zmanjšanje MDF_V mišic VL in BR. Pri mišici GC sta bili $ARV_{V_{300}}$ ($P = 0,030$) in $ARV_{V_{360}}$ ($P = 0,047$) značilno nižji glede na $ARV_{V_{10}}$, pri mišici LD2 pa je bila $ARV_{V_{300}}$ značilno nižja od $ARV_{V_{10}}$ ($P = 0,008$) in od $ARV_{V_{360}}$ ($P = 0,043^*$) – Slika 6.26a. Ravno tako je bila tudi $MDF_{V_{360}}$ značilno nižja glede na $MDF_{V_{10}}$ pri mišici VL ($P = 0,004$) in BR ($P = 0,035$) – Slika 6.26b. Pri mladincih pa, nasprotno, pri nobeni mišici ni bilo zaslediti statistično značilnih sprememb ne v ARV ne v MDF.

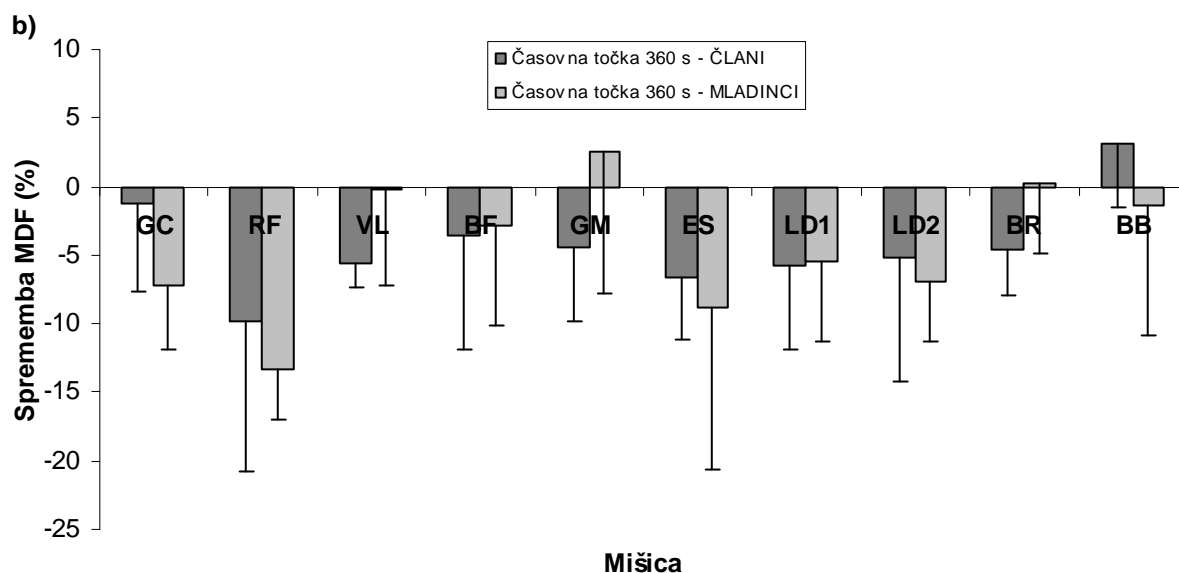
Tudi analiza razlik (T-test za neodvisne vzorce) v spremembi MDF ($MDF_{sprem_{300}}$, $MDF_{sprem_{360}}$) pri posamezni mišici ni pokazala statistično značilnih razlik ($P > 0,050$) med skupinama (Slika 6.27).





Slika 6.26: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih a) amplitud EMG-signala (ARV_V) in b) medianih frekvenc (MDF_V) močnostnega spektra EMG-signala med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za skupino članov. Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v ARV oz. MDF .





Slika 6.27: Prikaz sprememb srednjih vrednosti in standardnih deviacij v mediani frekvenci močnostnega spektra EMG-signala v časovni točki a) 300 sekund ($MDF_{sprem_{300}}$) in b) 360 sekund ($MDF_{sprem_{360}}$) za skupino članov (temno sivi stolpci) in mladincev (svetlo sivi stolpci), za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD1 – m. latissimus dorsi spodnji del, LD2 – m. latissimus dorsi zgornji del, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Niti med mišicami niti med skupinama ni statistično značilnih razlik ($P > 0,050$).

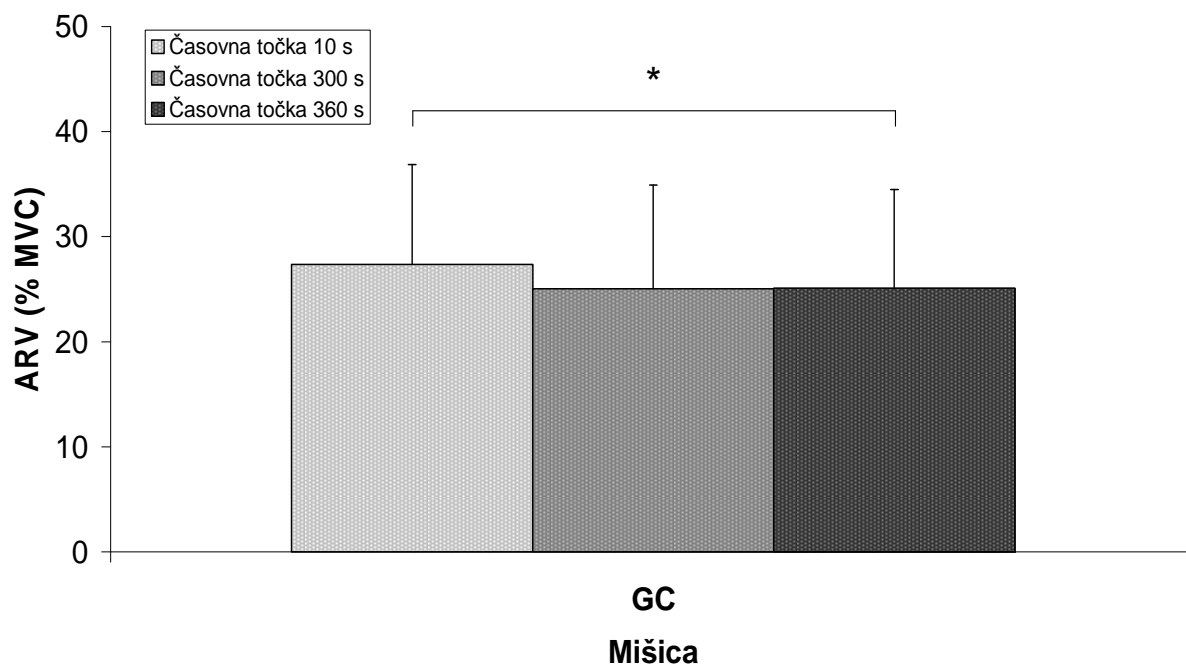
6.6.2. Rezultati EMG-parametrov, normaliziranih na njihovo vrednost pri MVC

Rezultati analize razlik v $nARV_{MVC}$, $nMDF_{MVC}$ (po Enačbi 5.6 in 5.7) med časovnimi točkami so bili pri posamezni obremenitvi sledeči:

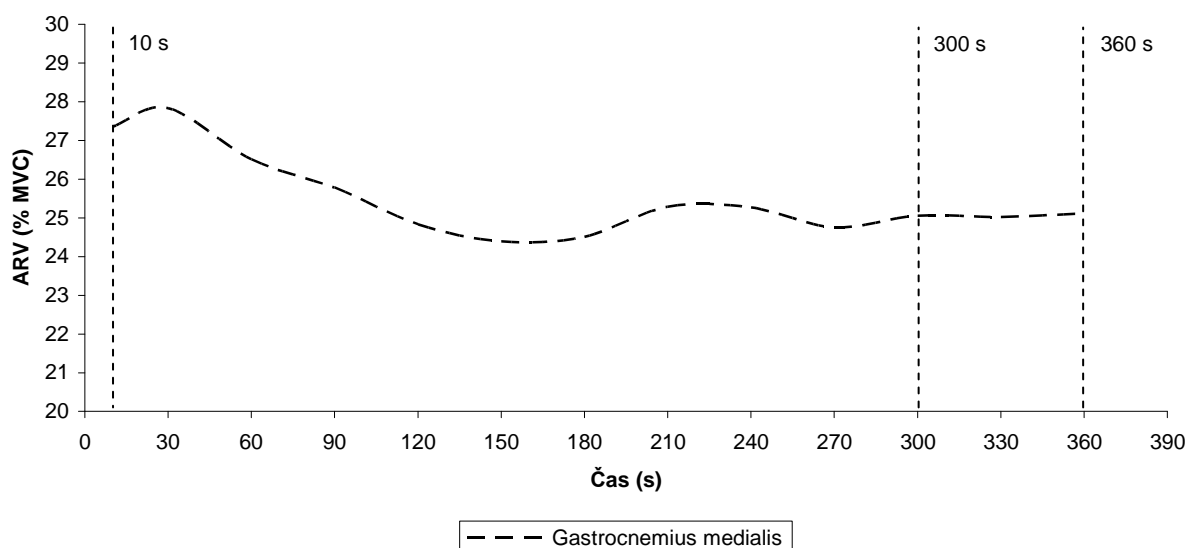
6.6.2.1. $nARV_{MVC}$ in $nMDF_{MVC}$ med obremenitvijo LP

Pri najnižji obremenitvi (LP) je bila le pri mišici GC $nARV_{MVC_{360}}$ statistično značilno nižja od $nARV_{MVC_{10}}$ ($P = 0,009$) – Slika 6.28, $nARV_{MVC_{300}}$ pa blizu značilne razlike glede na $nARV_{MVC_{10}}$ ($P = 0,068$). Na meji s statistično značilno razliko sta bili tudi $nARV_{MVC_{360}}$ ($47,78 \pm 32,96\%$) in $nARV_{MVC_{10}}$ ($50,54 \pm 34,81\%$) pri mišici VL ($P = 0,071$). Pri ostalih mišicah pa se vrednosti $nARV_{MVC}$ in $nMDF_{MVC}$ med posameznimi časovnimi točkami niso statistično značilno razlikovale ($P > 0,050$). Na Sliki 6.29 je $nARV_{MVC}$ mišice GC prikazana zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.

Povprečna $nMDF_{MVC}$ se med posameznimi časovnimi točkami ni statistično značilno razlikovala pri nobeni obravnavani mišici ($P > 0,050$) med obremenitvijo LP.



Slika 6.28: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih amplitud (ARV) EMG-signala med 6-minutno obremenitvijo LP v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišico gastrocnemius (GC). Statistično značilna razlika je prikazana z naslednjim znakom: * - $P < 0,050$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v normaliziranih ARV.

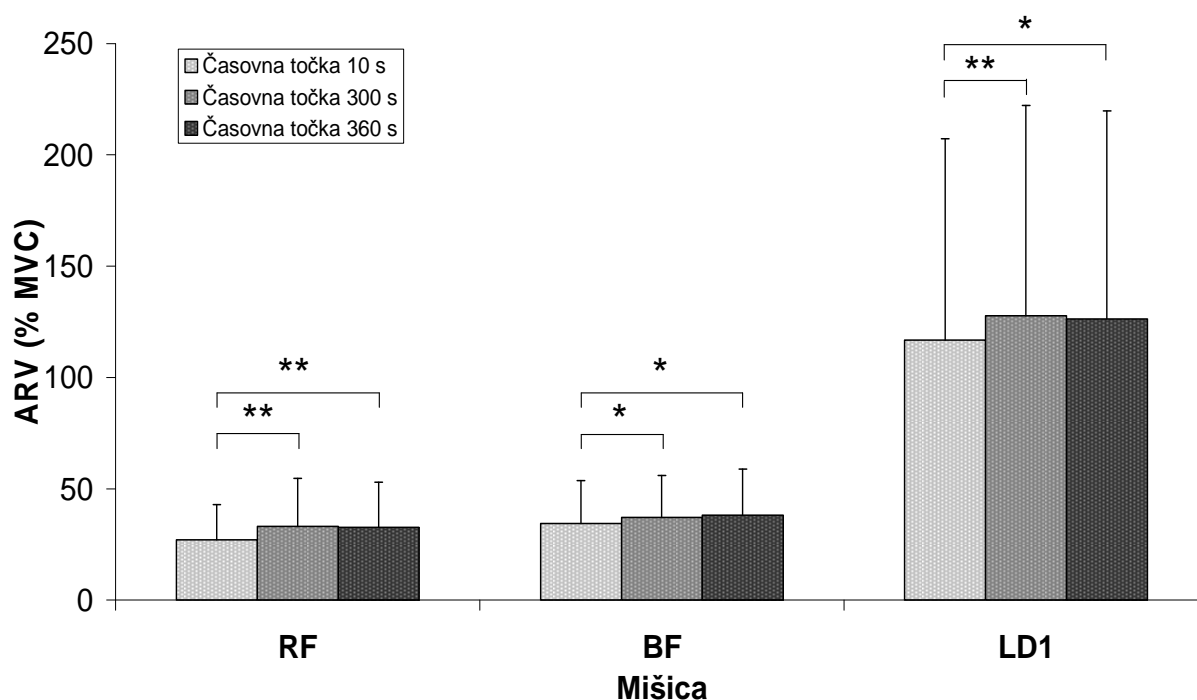


Slika 6.29: Gibanje amplitude EMG-signala, normalizirane na vrednost ARV med MVC ($nARV_{MVC}$), med celotno 6-minutno obremenitvijo LP. Prikazana je samo mišica, pri kateri se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v ARV med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

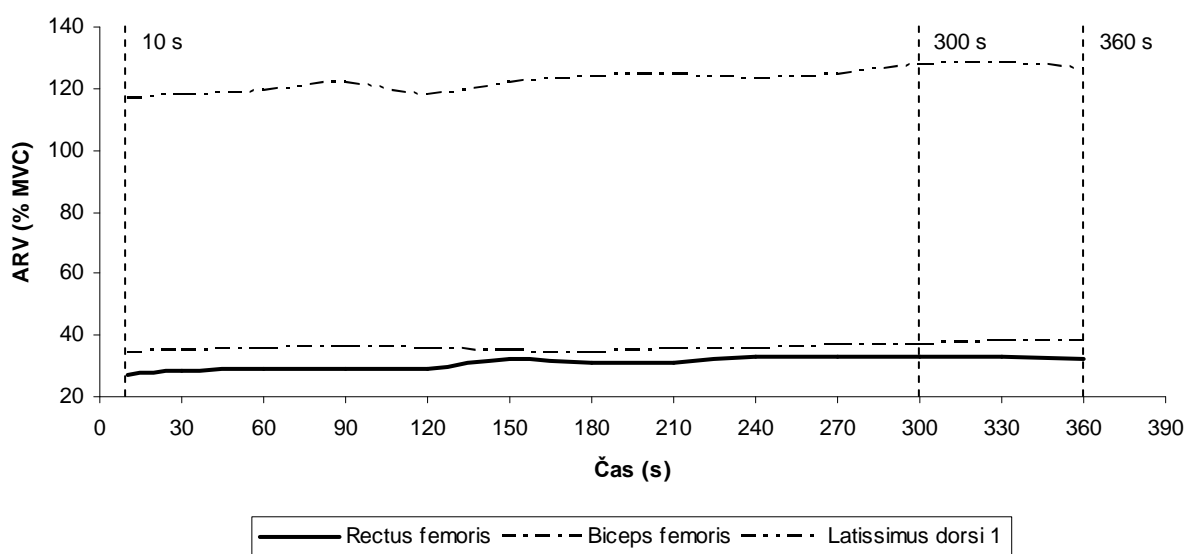
6.6.2.2. $nARV_{MVC}$ in $nMDF_{MVC}$ med obremenitvijo AnP

Med obremenitvijo AnP je bila $nARV_{MVC_{360}}$ statistično značilno višja od $nARV_{MVC_{10}}$ pri mišicah RF ($P = 0,007^*$), BF ($P = 0,013^*$) in LD1 ($P = 0,026^*$) – Slika 6.30, pri mišici ES pa blizu značilne razlike ($nARV_{MVC_{360}} = 83,71 \pm 33,13\%$, $nARV_{MVC_{10}} = 75,09 \pm 37,42\%$, $P = 0,070$). $nARV_{MVC_{300}}$ je bila ravno tako značilno višja od $nARV_{MVC_{10}}$ pri mišici RF ($P = 0,007^*$), BF ($P = 0,021^*$) in LD1 ($P = 0,004^*$) – Slika 6.30. Pri mišici VL je bila $nARV_{MVC_{10}}$ ($34,33 \pm 11,68\%$) v odnosu do $nARV_{MVC_{300}}$ ($37,74 \pm 11,55\%$, $P = 0,063$) in $nARV_{MVC_{360}}$ ($37,79 \pm 11,17\%$, $P = 0,083$) ravno tako blizu statistično značilni razliki. Pri vseh omenjenih mišicah se $nARV_{MVC_{300}}$ in $nARV_{MVC_{360}}$ nista značilno razlikovali ($P > 0,050$). Prav tako ni bilo statistično značilnih razlik med posameznimi časovnimi točkami ostalih mišic. Na Sliki 6.31 so $nARV_{MVC}$ omenjenih mišic prikazane zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.

Povprečna $nMDF_{MVC}$ se med posameznimi časovnimi točkami ni statistično značilno razlikovala pri nobeni obravnavani mišici ($P > 0,050$) med obremenitvijo AnP.



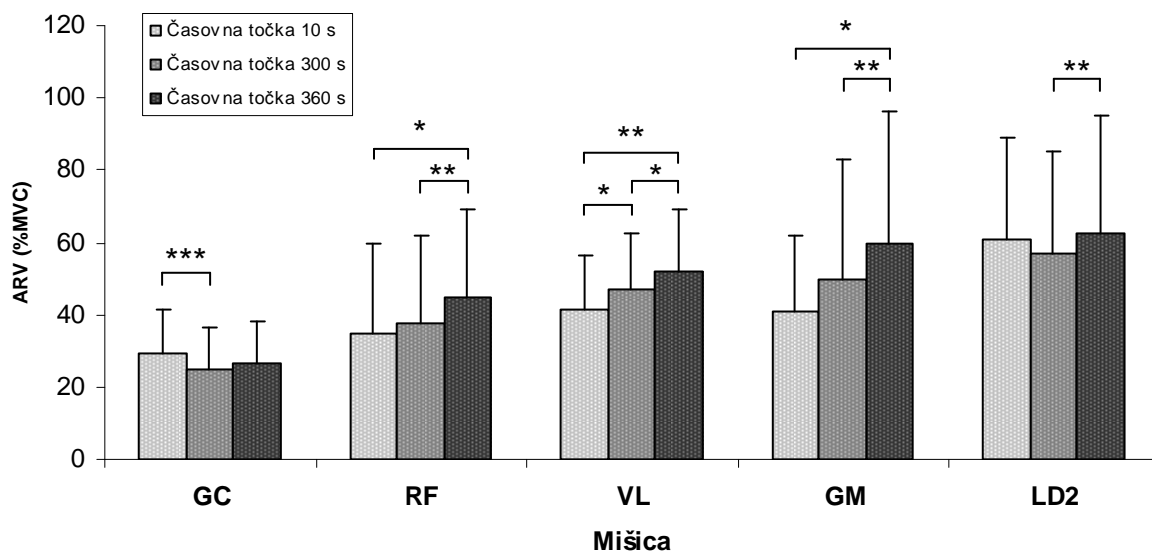
Slika 6.30: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih amplitud ($nARV_{MVC}$) EMG-signala med 6-minutno obremenitvijo AnP v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišice: a) rectus femoris (RF), b) biceps femorih (BF), in c) latissimus dorsi spodnji del (LD1). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v normaliziranih ARV.



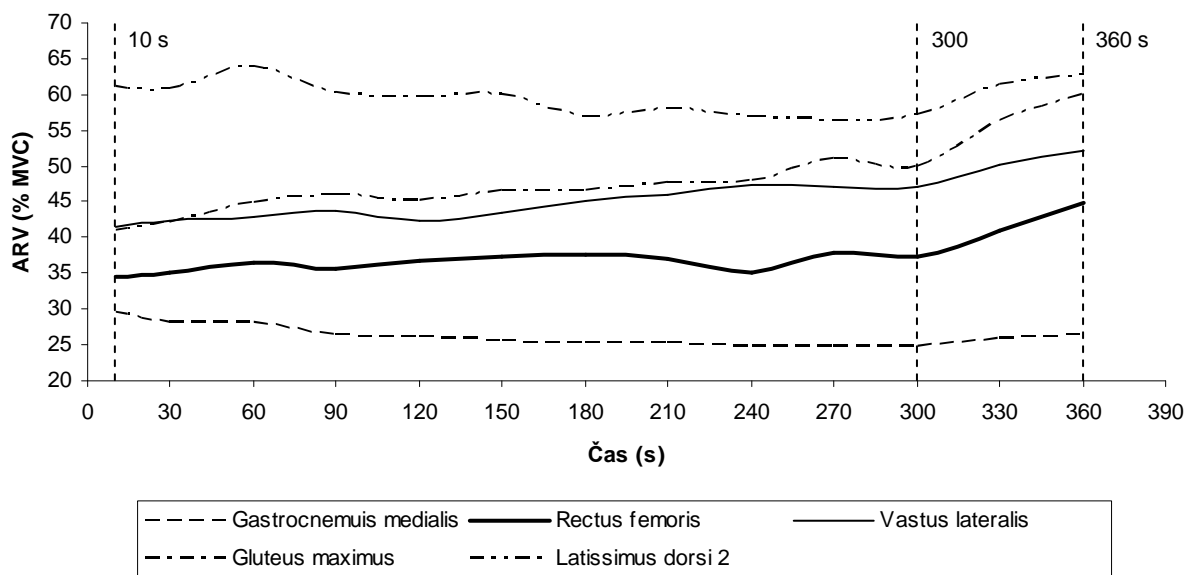
Slika 6.31: Gibanje amplitud EMG-signala, normaliziranih na vrednost ARV med MVC ($nARV_{MVC}$), med celotno 6-minutno obremenitvijo AnP. Prikazane so samo tiste mišice, pri katerih se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v ARV med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

6.6.2.3. $nARV_{MVC}$ in $nMDF_{MVC}$ med obremenitvijo MAX

Povprečna normalizirana ARV v zaključnem delu veslanja ($nARV_{MVC_{360}}$) je bila statistično značilno višja od povprečne normalizirane ARV v začetnem delu ($nARV_{MVC_{10}}$) pri mišicah RF ($P = 0,022^*$), VL ($P = 0,010^*$) in GM ($P = 0,035$), kakor tudi značilno višja od povprečne normalizirane ARV na koncu osrednjega dela ($nARV_{MVC_{300}}$) pri mišicah RF ($P = 0,005^*$), VL ($P = 0,049$), GM ($P = 0,002$) in LD2 ($P = 0,006^*$). $nARV_{MVC_{300}}$ je bila statistično značilno višja od $nARV_{MVC_{10}}$ samo pri mišici VL ($P = 0,016^*$), medtem ko je bila pri mišici GC statistično značilno nižja od $nARV_{MVC_{10}}$ ($P = 0,001$). Razlika med $nARV_{MVC_{10}}$ in $nARV_{MVC_{360}}$ pa je bila pri isti mišici (GC) blizu statistično značilni razliki ($P = 0,060$) – Slika 6.32. Pri ostalih mišicah ni bilo značilnih razlik ($P > 0,050$) med posameznimi časovnimi točkami. Na Sliki 6.33 so $nARV_{MVC}$ omenjenih mišic prikazane zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.

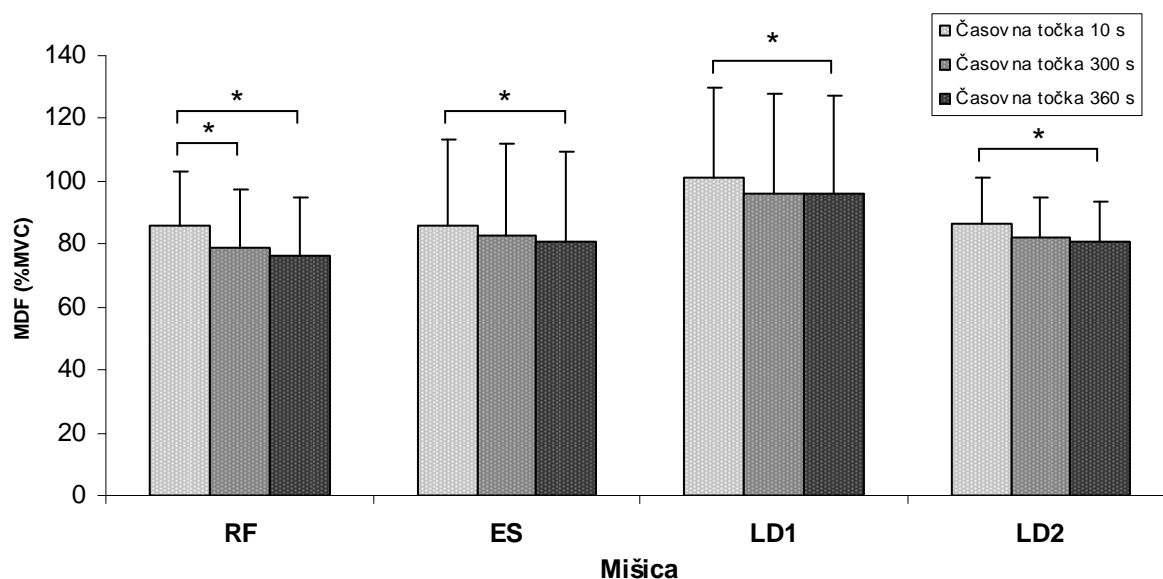


Slika 6.32: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih amplitud ($nARV_{MVC}$) EMG-signala med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišice: a) gastrocnemius (GC), b) rectus femoris (RF), c) vastus lateralis (VL), d) gluteus maximus (GM) in e) latissimus dorsi zgornji del (LD2). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v ARV.

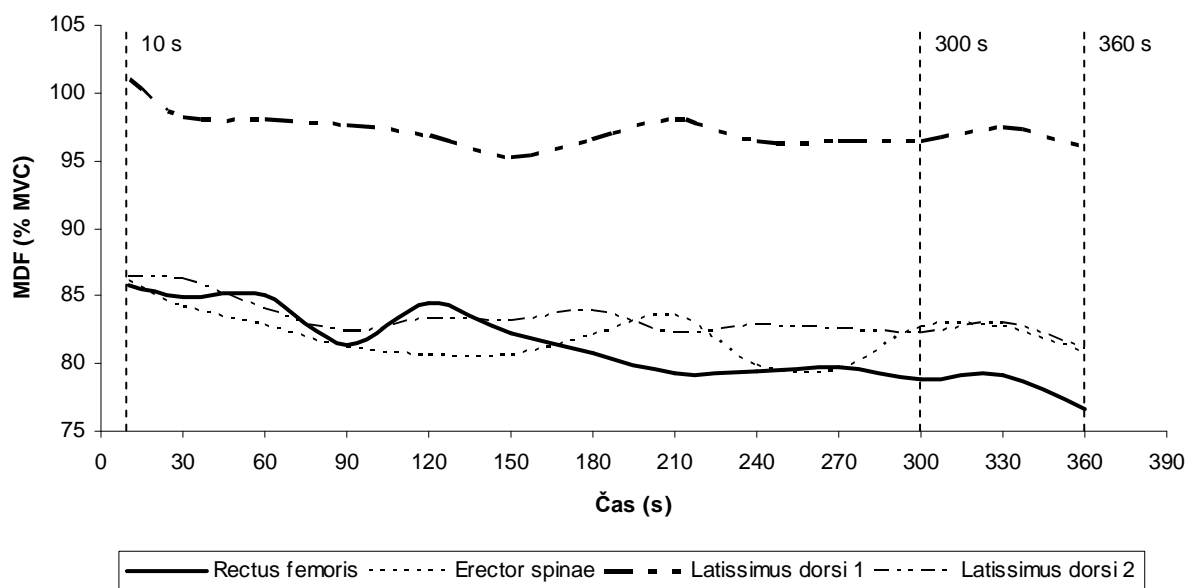


Slika 6.33: Gibanje amplitud EMG-signala, normaliziranih na vrednost ARV med MVC ($nARV_{MVC}$), med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX). Prikazane so samo tiste mišice, pri katerih se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v ARV med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

Povprečna normalizirana MDF v zaključnem delu veslanja ($nMDF_{MVC_360}$) je bila statistično značilno nižja v primerjavi s povprečno normalizirano MDF v začetnem delu ($nMDF_{MVC_10}$), in sicer pri mišicah RF ($P = 0,015$), ES ($P = 0,023$), LD1 ($P = 0,016^*$) in LD2 ($P = 0,048$). Poleg tega je bila tudi povprečna normalizirana MDF na koncu osrednjega dela ($nMDF_{MVC_300}$) značilno nižja od $nMDF_{MVC_10}$, vendar le pri mišici RF ($P = 0,043$) – Slika 6.34. Med ostalimi časovnimi točkami teh istih in drugih mišic statistično značilnih razlik nismo zasledili ($P > 0,050$). Na Sliki 6.35 so $nMDF_{MVC}$ omenjenih mišic prikazane zvezno na celotnem 6-minutnem intervalu.



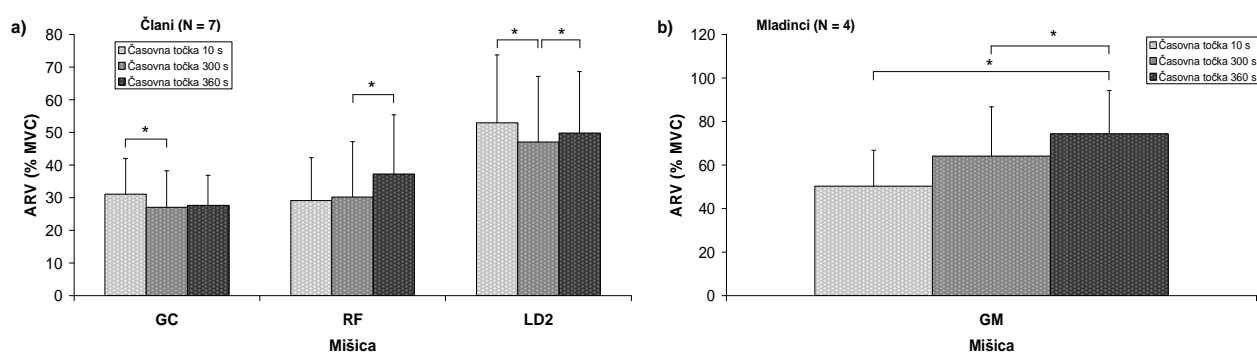
Slika 6.34: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih medianih frekvenc ($nMDF_{MVC}$) močnostnega spektra EMG-signala med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišice: a) rectus femoris (RF), b) erector spinae (ES), c) latissimus dorsi spodnji del (LD1) in latissimus dorsi zgornji del (LD2). Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjim znakom: * - $P < 0,050$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v normaliziranih MDF.



Slika 6.35: Gibanje medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala, normaliziranih na vrednost MDF med MVC ($nMDF_{MVC}$), med celotno 6-minutno simulirano tekmo (MAX). Prikazane so samo tiste mišice, pri katerih se je pokazala statistično značilna razlika ($P < 0,050$) v MDF med časovnimi točkami 10 s, 300 s in 360 s.

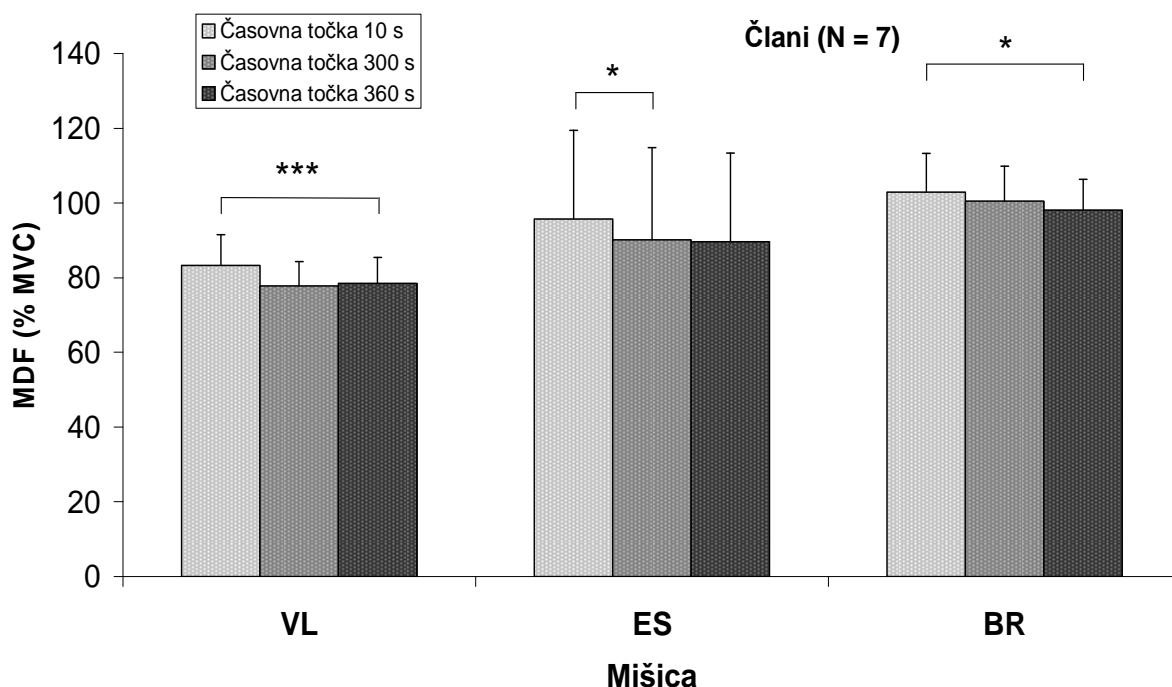
6.6.2.4. $nARV_{MVC}$ in $nMDF_{MVC}$ med obremenitvijo MAX pri skupini članov in mladincev

Z analizo razlik (RM ANOVA oz. NPAR test) normaliziranih vrednosti ARV ($nARV_{MVC}$) med časovnimi točkami smo ugotovili, da je bila pri skupini članov (Slika 6.36a) $nARV_{MVC_{300}}$ statistično značilno nižja glede na začetno vrednosti ($nARV_{MVC_{10}}$) pri mišici GC ($P = 0,022$) in LD2 ($P = 0,011$). Značilno nižja je bila tudi $nARV_{MVC_{300}}$ v primerjavi z $nARV_{MVC_{360}}$ pri mišici RF ($P = 0,018^*$) in LD2 ($P = 0,043^*$). Pri ostalih mišicah ni bilo značilnih razlik med obravnavanimi časovnimi točkami. Pri skupini mladincev pa se je edina statistično značilna razlika pojavila pri mišici GM (Slika 6.36b). Normalizirana amplituda v časovni točki 360 sekund ($nARV_{MVC_{360}}$) je bila značilno višja v primerjavi z $nARV_{MVC_{10}}$ ($P = 0,013$) in $nARV_{MVC_{300}}$ ($P = 0,039$).



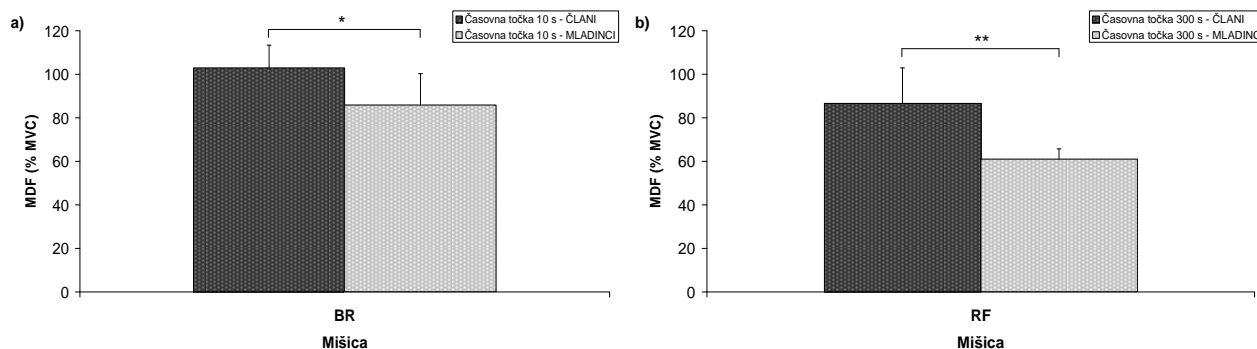
Slika 6.36: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih amplitud EMG-signala ($nARV_{MVC}$) med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za skupino a) članov in b) mladincev. Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v $nARV_{MVC}$.

Pri $nMDF_{MVC}$ smo razlike zasledili le pri članih (Slika 6.37), pri katerih je bila $nMDF_{MVC_{360}}$ značilno nižja glede na $nMDF_{MVC_{10}}$ pri mišici VL ($P = 0,001$) in BR ($P = 0,050$). Glede na $nMDF_{MVC_{10}}$ je bila značilno nižja tudi $nMDF_{MVC_{300}}$ pri mišici ES ($P = 0,025$).



Slika 6.37: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih medianih močnostnih frekvenca EMG-signala ($nMDF_{MVC}$) med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za skupino članov. Značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; *** - $P \leq 0,001$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, ni bilo značilnih razlik v $nMDF_{MVC}$. Prav tako ni bilo značilnih razlik pri skupini mladincev.

Analiza rezlik med skupinama na osnovi T-testa za neodvisne vzorce je pokazala, da so se člani in mladinci značilno razlikovali v $nMDF_{MVC}$ mišice BR v časovni točki 10 s ($P = 0,047$) – Slika 6.38a in mišice RF v časovni točki 300 s ($P = 0,006$) – Slika 6.38b. Pri tem so mladinci dosegali nižje vrednosti $nMDF_{MVC}$.



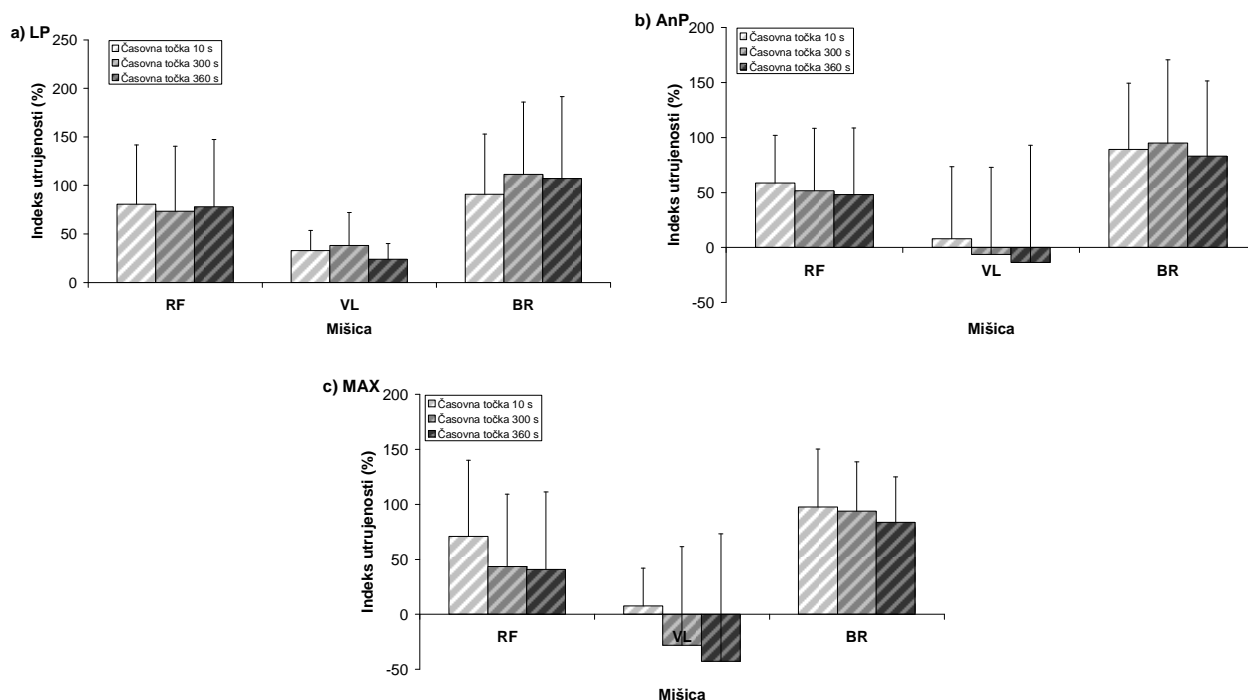
Slika 6.38: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih normaliziranih medianih močnostnih frekvenca EMG-signalov ($nMDF_{MVC}$) med 6-minutno simulirano tekmo (MAX) pri a) mišici BR v časovni točki 10 s in b) mišici RF v časovni točki 300 s za skupino članov (temno sivi stolpci) in mladincev (svetlo sivi stolpci). Značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$. Pri ostalih mišicah, ki niso prikazane, med skupinama ni bilo značilnih razlik v $nMDF_{MVC}$.

6.6.3. Rezultati mediane močnostne frekvenca, normalizirane na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (indeks utrujenosti)

Z normalizacijo na razliko med vrednostjo MDF_{MVC} in MDF_p po Enačbi 5.8 so bili rezultati RM ANOVE oz. Friedmanovega in Wilcoxonovega NPAR testa med časovnimi točkami pri posamezni obremenitvi sledeči:

6.6.3.1. Indeks utrujenosti med obremenitvijo LP, AnP oz. MAX

Indeks utrujenosti (IU_{MDF}), ki smo ga računali med 6-minutnimi obremenitvami (LP, AnP, MAX) na osnovi razlike med vrednostjo MDF pri MVC (MDF_{MVC}) in vrednostjo platoja v MDF (MDF_p) med največjim hotenim izomeričnim utrujanjem (Enačba 5.8), se pri posamezni obremenitvi ni statistično značilno razlikoval ($P > 0,05$) med časovnimi točkami ($IU_{MDF_{10}}$, $IU_{MDF_{300}}$, $IU_{MDF_{360}}$) pri nobeni od obravnavanih mišic (Slika 6.39 a, b, c).



Slika 6.39: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij povprečnih indeksov utrujenosti (IU_{MDF}) med 6-minutno obremenitvijo a) LP, b) AnP in c) MAX v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s) za mišice: rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) in brachioradialis (BR). Statistično značilnih razlik med časovnimi točkami ni bilo. Pri ostalih mišicah ni bilo mogoče izračunati najnižje vrednosti MDF in s tem indeksa utrujenosti.

6.6.3.2. Indeks utrujenosti med obremenitvijo MAX pri skupini članov in mladincev

Zaradi premajhnega števila podatkov analize razlik v IU_{MDF} med časovnimi točkami za posamezno skupino in med skupinama nismo mogli opraviti. V Preglednici 6.6 so zbrani vsi IU_{MDF} , ki jih je bilo pri posameznem merjencu mogoče izračunati pri posamezni obremenitvi.

Preglednica 6.6: Pregled indeksov utrujenosti (IU_{MDF}) pri posameznem merjencu (M1-M11) za mišice Rectus femoris, Vastus lateralis in Brachioradialis v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi a) LP, b) AnP in c) MAX.

a) LP

Merjenec	Kategorija	Rectus femoris			Vastus lateralis			Brachioradialis		
		10 s	300 s	360 s	10 s	300 s	360 s	10 s	300 s	360 s
M1	Člani	68,00	71,48	72,15				104,85	85,32	94,81
M2	Člani	55,48	64,00	69,67	12,03	9,48	17,84			
M3	Člani				17,77	37,56	48,75	6,14	69,08	38,39
M4	Člani	195,29	185,65	199,23	65,07	96,13	31,27	98,14	110,89	100,21
M5	Člani	66,32	63,52	68,73				219,09	184,05	207,11
M6	Mladinci									
M7	Člani	57,85	58,02	64,97						
M8	Mladinci	2,46	-39,01	-36,00				57,04	51,31	41,48
M9	Člani	119,93	109,79	107,47	33,63	20,83	8,52	106,29	260,55	263,78
M10	Mladinci							51,55	42,37	36,16
M11	Mladinci				36,61	26,39	14,16	85,24	88,58	73,87
AS		80,76	73,35	78,03	33,02	38,08	24,11	91,04	111,52	106,98
SD		60,99	67,07	69,43	20,70	33,99	16,12	61,91	74,54	84,44

b) AnP

Merjenec	Kategorija	Rectus femoris			Vastus lateralis			Brachioradialis		
		10 s	300 s	360 s	10 s	300 s	360 s	10 s	300 s	360 s
M1	Člani	57,33	62,98	72,14				99,87	97,73	100,11
M2	Člani	94,84	98,31	84,63	4,91	17,14	0,67			
M3	Člani				27,33	11,30	18,21	42,22	58,16	59,98
M4	Člani				88,61	54,77	81,36	95,42	99,57	107,42
M5	Člani	74,18	57,42	58,79				195,68	181,49	185,43
M6	Mladinci	35,07	37,34	27,13	-101,20	-161,71	-220,46	53,39	50,05	46,78
M7	Člani	41,75	15,20	36,94						
M8	Mladinci	-13,34	-43,23	-68,41				-17,99	-17,02	-48,58
M9	Člani	120,05	132,35	124,76	-22,51	-3,64	-8,27	129,55	240,55	161,77
M10	Mladinci							120,61	61,83	58,09
M11	Mladinci				49,69	44,23	46,93	82,79	81,32	77,40
AS		58,55	51,48	48,00	7,81	-6,32	-13,59	89,06	94,85	83,16
SD		43,49	56,84	60,61	65,54	79,12	106,50	60,34	75,75	68,37

c) MAX

Merjenec	Kategorija	Rectus femoris			Vastus lateralis			Brachioradialis		
		10 s	300 s	360 s	10 s	300 s	360 s	10 s	300 s	360 s
M1	Člani	49,21	45,42	44,42				96,87	94,44	71,12
M2	Člani	17,77	53,49	48,55	21,69	22,05	12,65			
M3	Člani				9,94	-7,38	-5,81	110,31	85,23	99,33
M4	Člani	218,73	153,93	186,12	47,21	3,11	0,59	90,15	93,04	89,63
M5	Člani	64,76	49,87	44,17				186,63	171,75	144,58
M6	Mladinci	34,22	15,86	20,49	-48,90	-200,31	-274,02	35,66	19,16	24,84
M7	Člani	52,83	11,55	-0,92						
M8	Mladinci	6,07	-74,52	-65,58				49,62	88,06	61,43
M9	Člani	122,89	91,28	49,28	-13,65	-39,68	-33,76	175,86	151,24	147,22
M10	Mladinci							64,45	69,19	47,66
M11	Mladinci				29,88	53,05	43,44	68,05	71,32	68,19
AS		70,81	43,36	40,82	7,70	-28,19	-42,82	97,51	93,71	83,78
SD		69,45	65,83	70,45	34,39	89,77	116,02	52,89	44,95	41,35

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija

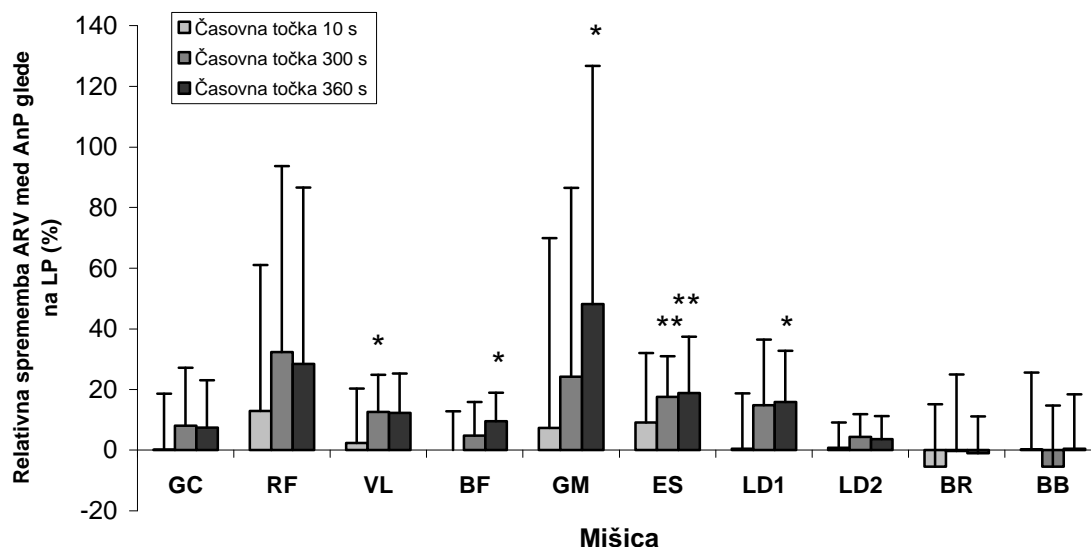
6.7. REZULTATI ANALIZE RAZLIK V EMG-PARAMETRIH MED OBREMENITVAMI V POSAMEZNI ČASOVNI TOČKI 10, 300 IN 360 SEKUND

V tem poglavju so predstavljeni rezultati analize T-testa oz. Wilcoxonovega NPAR testa za dva vezana (odvisna) vzorca med pari obremenitev (LP proti AnP, AnP proti MAX in LP proti MAX) za povprečne ARV_V , MDF_V in IU_{MDF} v posameznih časovnih točkah (10 s, 300 s, 360 s).

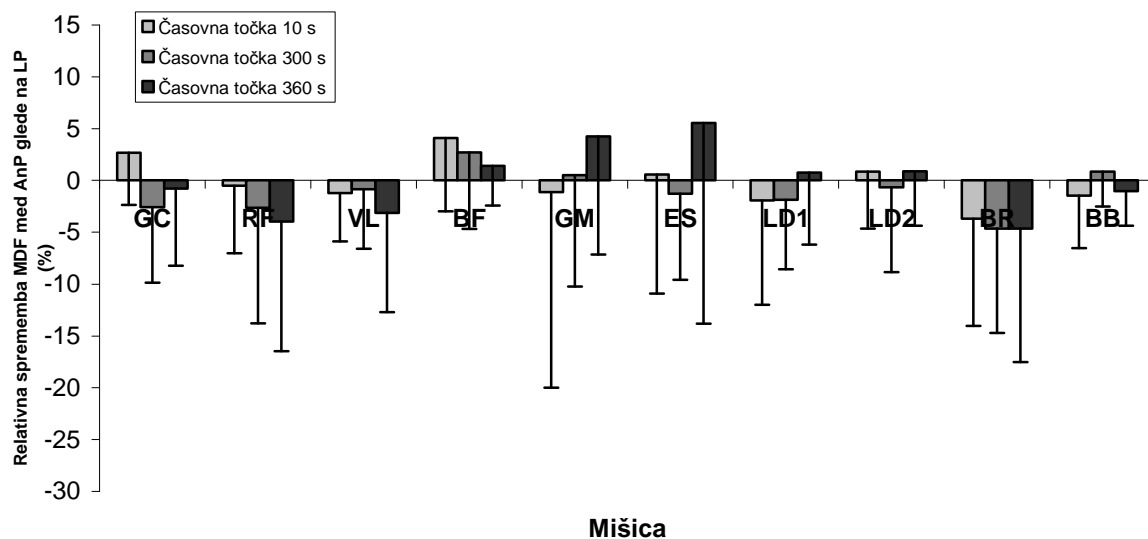
6.7.1. Rezultati nenormaliziranih EMG parametrov

6.7.1.1. Razlike med obremenitvama LP in AnP

Primerjava povprečnih amplitud EMG-signala v posamezni časovni točki in za posamezno mišico je pokazala, da med obremenitvama LP in AnP ni bilo velikih razlik (Slika 6.40). Največje statistično značilne razlike so se pokazale pri mišici ES, saj je bila ARV med obremenitvijo AnP višja za $17,56 \pm 13,48\%$ v 300. sekundi ($P = 0,009$) in za $18,77 \pm 18,73\%$ v 360. sekundi ($P = 0,010$). ARV mišic BF, GM in LD1 je bila višja le v zaključnem delu veslanja (»finišu«), in sicer pri mišici BF za $9,49 \pm 9,39\%$ ($P = 0,014$), pri mišici GM za $48,21 \pm 78,46\%$ ($P = 0,050$) in pri mišici LD1 za $15,82 \pm 16,97\%$ ($P = 0,047^*$), medtem ko je bila pri mišici VL v 300. sekundi višja za $12,57 \pm 12,35\%$ ($P = 0,045$). Kot je razvidno iz Slike 6.41 pa v povprečnih MDF med obremenitvama LP in AnP ni bilo nobene statistično značilne razlike.



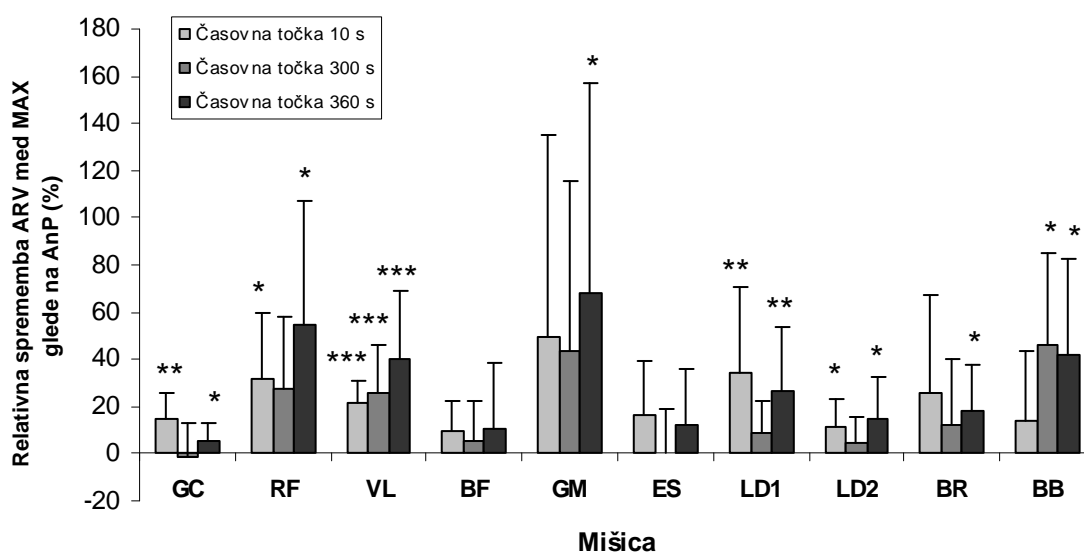
Slika 6.40: Relativne spremembe povprečnih amplitud EMG-signala (ARV) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi AnP glede na obremenitev LP (definirano kot: $(ARV_{AnP} - ARV_{LP}) / ARV_{LP} * 100$) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD_lo – spodnji del m. latissimu dorsi, LD_up – zgornji del m. latissimus dorsi, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$.



Slika 6.41: Relativne spremembe povprečnih medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala (MDF) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi AnP glede na obremenitev LP (definirano kot koeficient: $(MDF_{AnP} - MDF_{LP}) / MDF_{LP} * 100$) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD_lo – spodnji del m. latissimu dorsi, LD_up – zgornji del m. latissimus dorsi, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Med obremenitvama ni statistično značilnih razlik.

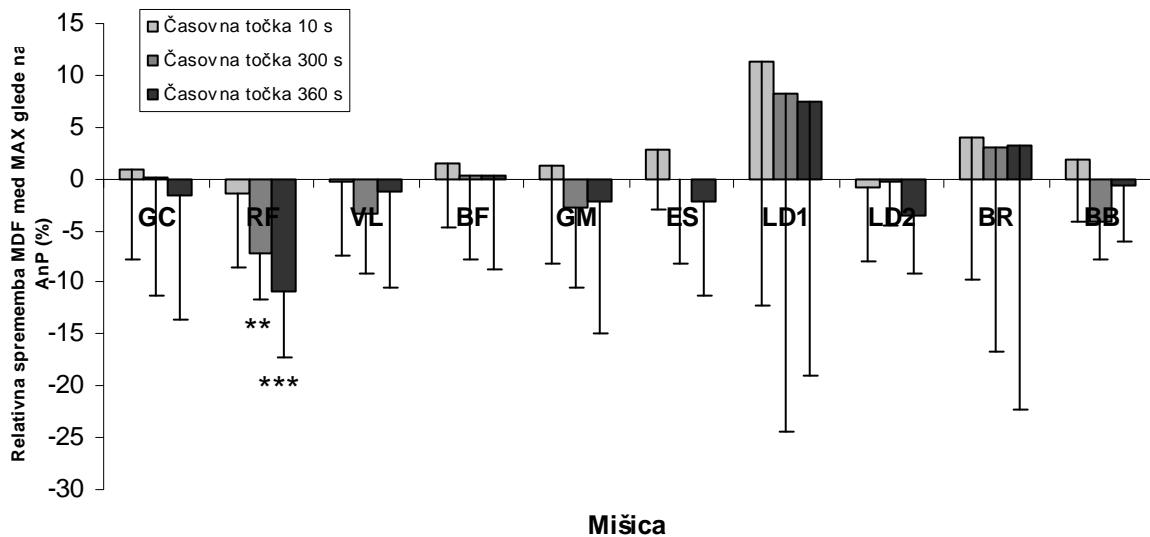
6.7.1.2. Razlike med obremenitvama AnP in MAX

Največje statistično značilne razlike povprečnih amplitud med obremenitvama AnP in MAX so se pokazale pri mišici VL, pri kateri je bila ARV med simulirano tekmo vedno višja v primerjavi z obremenitvijo AnP, in sicer za $21,16 \pm 9,67\%$ v časovni točki 10 sekund ($P < 0,001$), za $26,02 \pm 19,66\%$ v časovni točki 300 sekund ($P = 0,001$) in za $40,17 \pm 28,68\%$ v časovni točki 360 sekund ($P < 0,001$). Kot je razvidno iz Slike 6.42, se je razlika s trajanjem veslanja povečevala. Drugačno strukturo razlik med obremenitvama so pokazale mišice GC, RF, LD1 in LD2, pri katerih je bila amplituda med simulirano tekmo statistično značilno višja ($P < 0,05$) na začetku (10. sekunda) in na koncu (360. sekunda), ne pa tudi v 300. sekundi. Pri mišici BB se amplituda signala na začetku ni statistično značilno razlikovala med obremenitvama, medtem ko se je v 300. sekundi za $45,99 \pm 38,80\%$ ($P = 0,021$) in v 360. sekundi za $42,22 \pm 40,74\%$ ($P = 0,015$). Pri mišicah GM in BR je bila samo $ARV_{V_{360}}$ statistično značilno višja med simulirano tekmo v primerjavi z obremenitvijo AnP, in sicer za $67,97 \pm 89,23\%$ pri mišici GM ($P = 0,040$) in za $17,77 \pm 20,07\%$ pri mišici BR ($P = 0,016$). Pri ostalih dveh mišicah (BF in ES) pa statistično značilnih razlik nismo zasledili (Slika 6.42).



Slika 6.42: Relativne spremembe povprečnih amplitud EMG-signala (ARV) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi MAX glede na obremenitev AnP (definirano kot koeficient: $(ARV_{MAX} - ARV_{AnP}) / ARV_{AnP} * 100$) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD_lo – spodnji del m. latissimu dorsi, LD_up – zgornji del m. latissimus dorsi, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$.

MDF se je med obremenitvama AnP in MAX statistično značilno razlikovala le pri mišici RF v časovni točki 300 sekund, kjer je bila MDF med simulirano tekmo za $7,15 \pm 4,60$ % nižja ($P = 0,004$), v časovni točki 360 sekund pa za $10,96 \pm 6,22$ % nižja ($P = 0,001$) v primerjavi z obremenitvijo AnP. V časovni točki 10 sekund kot tudi pri ostalih mišicah ni bilo značilnih razlik (Slika 6.43).

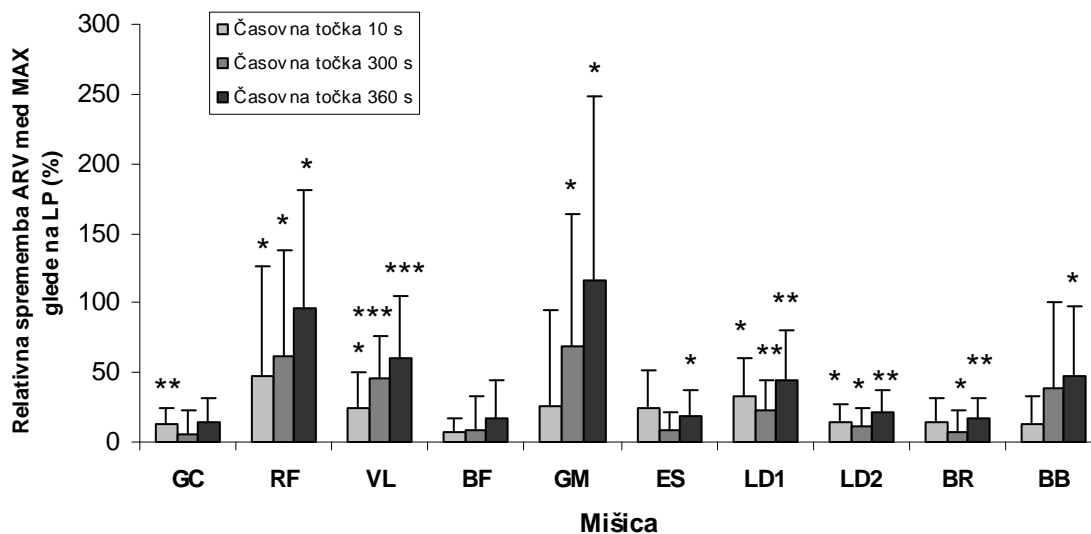


Slika 6.43: Relativne spremembe povprečnih medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala (MDF) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi MAX glede na obremenitev AnP (definirano kot koeficient: $(MDF_{MAX} - MDF_{AnP}) / MDF_{AnP} * 100$) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD_lo – spodnji del m. latissimu dorsi, LD_up – zgornji del m. latissimus dorsi, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$.

6.7.1.3. Razlike med obremenitvama LP in MAX

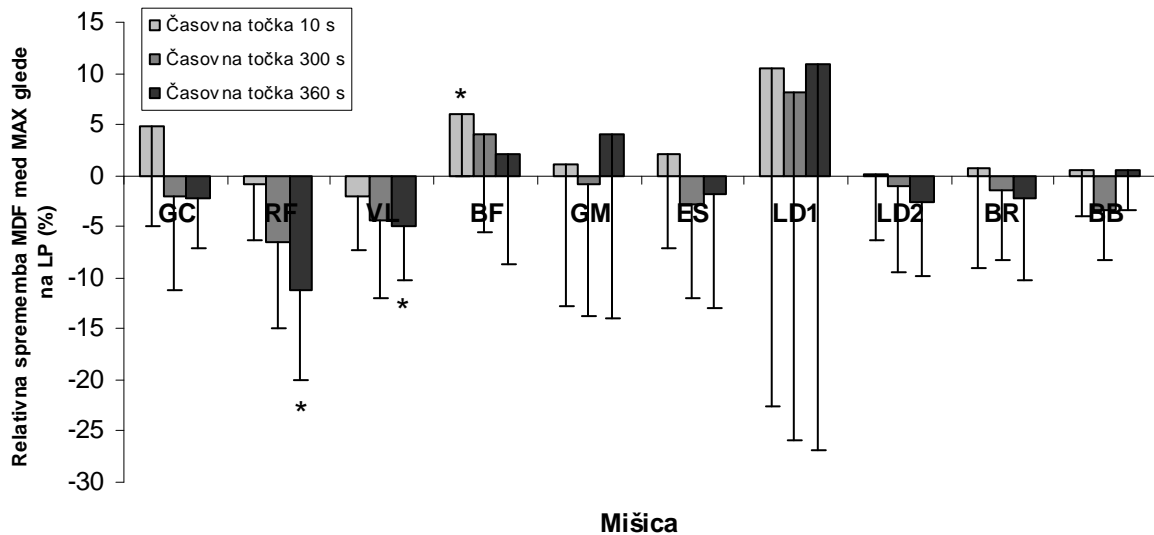
Tako kot pri primerjavi simulirane tekme in obremenitve AnP je bila tudi pri primerjavi med obremenitvama LP in MAX povprečna amplituda mišice VL v vseh časovnih točkah statistično značilno višja med simulirano tekmo in se je ves čas trajanja veslanja povečevala (Slika 6.44). V startu je bila višja za $24,71 \pm 25,75$ % ($P = 0,020$), v časovni točki 300 sekund za $45,75 \pm 30,47$ % ($P < 0,001$) in v zaključnem delu za $60,56 \pm 44,64$ % ($P < 0,001$). ARV je bila med simulirano tekmo v vseh časovnih točkah značilno višja tudi pri mišici RF (RF_10 za $47,04 \pm 79,54$ %, $P = 0,037$ *; RF_300 za $62,22 \pm 75,58$ %, $P = 0,047$ *; RF_360 za $96,03 \pm 84,54$ %, $P = 0,028$ *) in veliki hrbtni mišici (LD1_10 za $32,65 \pm 27,84$ %, $P = 0,013$ *; LD1_300 za $23,08 \pm 20,75$ %, $P = 0,009$ *; LD1_360 za $45,05 \pm 35,91$ %, $P = 0,005$ * in LD2_10 za $13,93 \pm 12,72$ %, $P = 0,016$; LD2_300 za

11,17 ± 12,78%, $P = 0,031$; LD2_360 za 20,81 ± 16,46%, $P = 0,009^*$), medtem ko je bila pri mišici GM in BR statistično značilno višja v časovni točki 300 sekund (pri GM za 68,21 ± 95,95%, $P = 0,048$; pri BR za 7,52 ± 15,50%, $P = 0,046$) in 360 sekund (pri GM za 116,02 ± 132,31%, $P = 0,027$; pri BR za 16,84 ± 14,72%, $P = 0,009$), ne pa tudi v časovni točki 10 sekund. Pri mišicah ES in BB je bila ARV značilno višja samo v zaključnem delu simulirane tekme, in sicer za 18,55 ± 18,37% pri ES ($P = 0,034$) in za 46,94 ± 50,91% pri BB ($P = 0,049$), pri mišici GC pa za 12,23 ± 12,42% le v startu ($P = 0,008$).



Slika 6.44: Relativne spremembe povprečnih amplitud EMG-signala (ARV) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi MAX glede na obremenitev LP (definirano kot koeficient: $(ARV_{MAX} - ARV_{LP}) / ARV_{LP} * 100$) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD_lo – spodnji del m. latissimu dorsi, LD_up – zgornji del m. latissimus dorsi, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: * - $P < 0,050$; ** - $P \leq 0,010$; *** - $P \leq 0,001$.

Med obremenitvama LP in MAX se je MDF statistično značilno razlikovala v časovni točki 360 sekund, in sicer je bila med simulirano tekmo za 11,15 ± 5,55% nižja pri mišici RF ($P = 0,015$) in za 4,60 ± 5,34% nižja pri mišici VL ($P = 0,013$), medtem ko je bila pri mišici BF v časovni točki 10 sekund značilno višja za 5,93 ± 6,06% ($P = 0,028^*$). Drugih statistično značilnih razlik ni bilo (Slika 6.45).

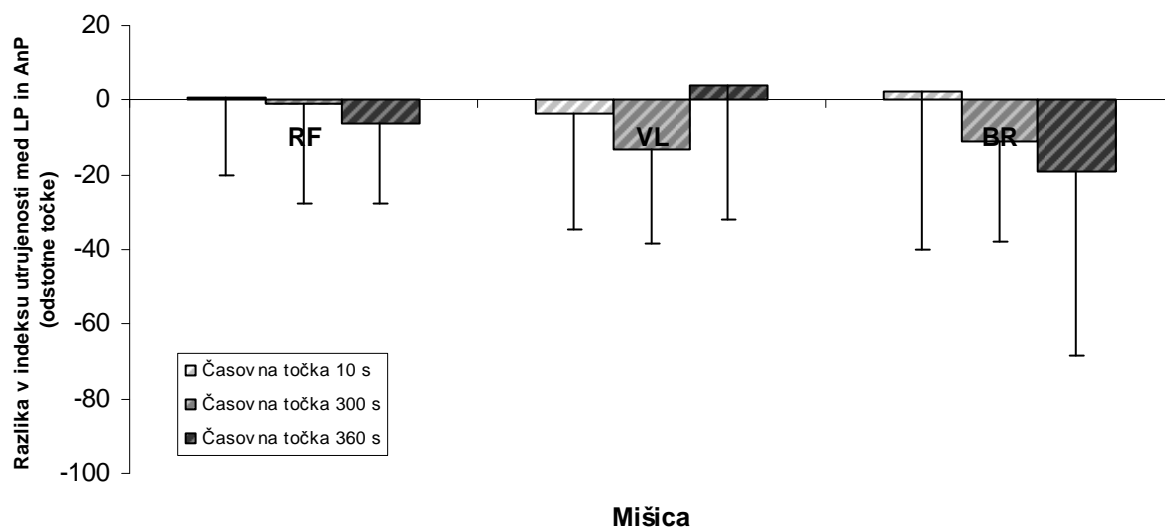


Slika 6.45: Relativne spremembe povprečnih medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signalov (MDF) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi MAX glede na obremenitev LP (definirano kot koeficient: $(MDF_{MAX} - MDF_{LP}) / MDF_{LP} * 100$) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD_lo – spodnji del m. latissimu dorsi, LD_up – zgornji del m. latissimus dorsi, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: * - $P < 0,050$.

6.7.2. Rezultati mediane močnostne frekvence, normalizirane na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (indeks utrujenosti)

6.7.2.1. Indeks utrujenosti med obremenitvama LP in AnP

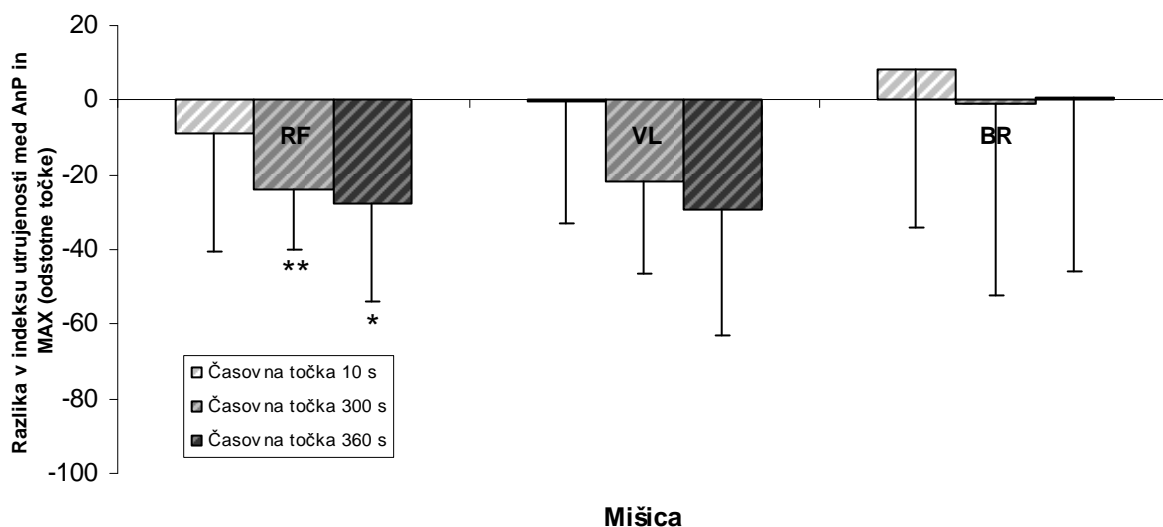
Slika 6.46 prikazuje razliko v IU_{MDF} med obremenitvama LP in AnP. Vidimo lahko, da v posameznih časovnih točkah mišic RF, VL in BR med obremenitvama ni bilo statistično značilnih razlik ($P > 0,050$).



Slika 6.46: Povprečne razlike indeksov utrujenosti (IU_{MDF}) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi AnP glede na obremenitev LP ($IU_{AnP} - IU_{LP}$) za mišice: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BR – m. brachioradialis. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: ** - $P \leq 0,010$.

6.7.2.2. Indeks utrujenosti med obremenitvama AnP in MAX

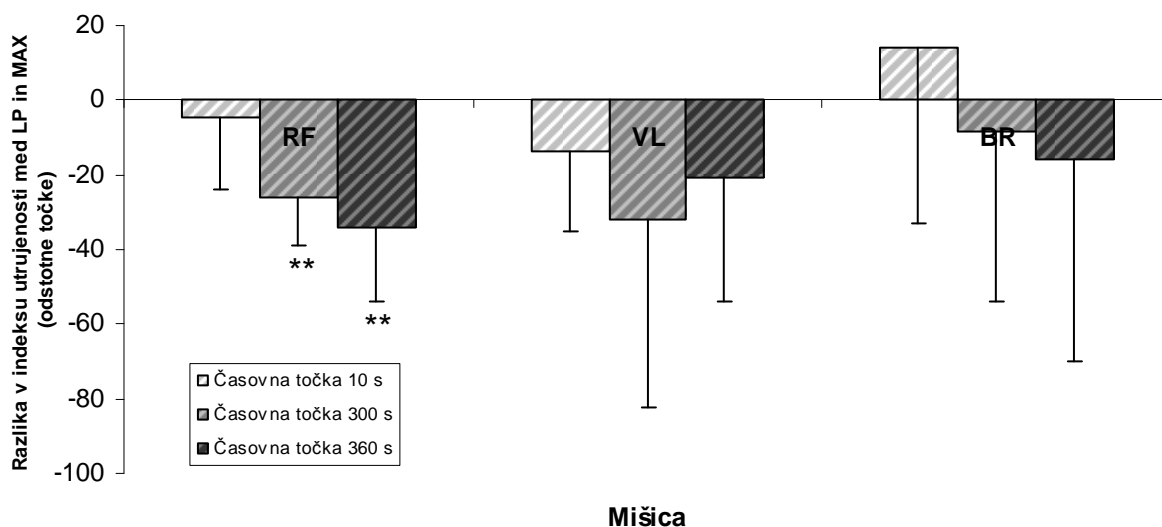
Razlike v IU_{MDF} med obremenitvama AnP in MAX so prikazane na Sliki 6.47, kjer lahko opazimo za $23,92 \pm 15,87$ odstotnih točk (tj. 46,46%) nižji IU_{MDF} mišice RF v časovni točki 300 sekund ($P = 0,007$) in za $27,94 \pm 25,83$ odstotnih točk (tj. 57,32%) v časovni točki 360 sekund ($P = 0,029$) med obremenitvijo MAX. IU_{MDF} mišice VL v časovni točki 300 ($P = 0,082$) in 360 ($P = 0,082$) sekund je bil na meji značilne razlike, medtem ko pri mišici BR v posameznih časovnih točkah ni bilo značilnih razlik ($P > 0,050$) med obremenitvama AnP in MAX.



Slika 6.47: Povprečne razlike indeksov utrujenosti (IU_{MDF}) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi MAX glede na obremenitev AnP ($IU_{MAX} - IU_{AnP}$) za mišice: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BR – m. brachioradialis. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: * - $P \leq 0,050$; ** - $P \leq 0,010$.

6.7.2.3. Indeks utrujenosti med obremenitvama LP in MAX

Tudi pri primerjavi med obremenitvama LP in MAX je bil IU_{MDF} mišice RF nižji v časovni točki 300 in 360 sekund, in sicer za $26,06 \pm 12,85$ odstotnih točk (tj. 35,53%) v časovni točki 300 ($P = 0,002$) in za $34,32 \pm 19,80$ odstotnih točk (tj. 43,97%) v časovni točki 360 sekund ($P = 0,004$) – Slika 6.48.



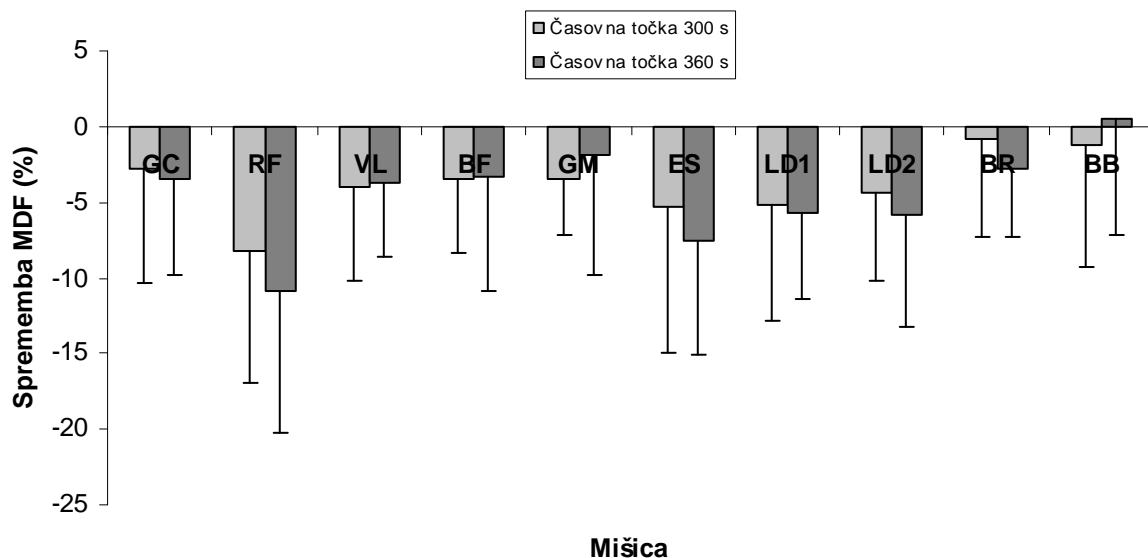
Slika 6.48: Povprečne razlike indeksov utrujenosti (IU_{MDF}) v časovnih točkah 10, 300 in 360 sekund pri obremenitvi MAX glede na obremenitev LP ($IU_{MAX} - IU_{LP}$) za mišice: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BR – m. brachioradialis. Prikazane so srednje vrednosti in standardni odkloni. Statistično značilne razlike med testoma: ** - $P \leq 0,010$.

6.8. REZULTATI ANALIZE RAZLIK V MEDIANI MOČNOSTNI FREKVENCI EMG-SIGNALA MED MIŠICAMI PRI POSAMEZNI OBREMENTVI IN ČASOVNI TOČKI

6.8.1. Razlike med mišicami v MDF pri normalizaciji na začetno vrednost MDF_V med obremenitvijo MAX

Začetna vrednost (v časovni točki 10 s) MDF ($MDF_{V_{10}}$) posamezne mišice je predstavljala izhodišče za računanje sprememb MDF_V v različnih časovnih točkah med veslanjem. Zato je bila po Enačbi 5.5 vrednost spremembe MDF v začetnem delu veslanja ($MDF_{sprem_{10}}$) vedno enaka 0. V časovni točki 10 sekund tako nismo mogli računati razlik med mišicami.

Med simulirano tekmo (MAX) je bilo pri vseh mišicah razen pri BB, opaziti znižanje (upad) MDF v časovni točki 300 ($MDF_{sprem_{300}}$) in 360 sekund ($MDF_{sprem_{360}}$). Vendar pa ANOVA oz. Kruskal-Wallisov NPAR test nista pokazala statistično značilnih razlik v upadih (spremembah) MDF med mišicami ($P > 0,050$) – Slika 6.49.



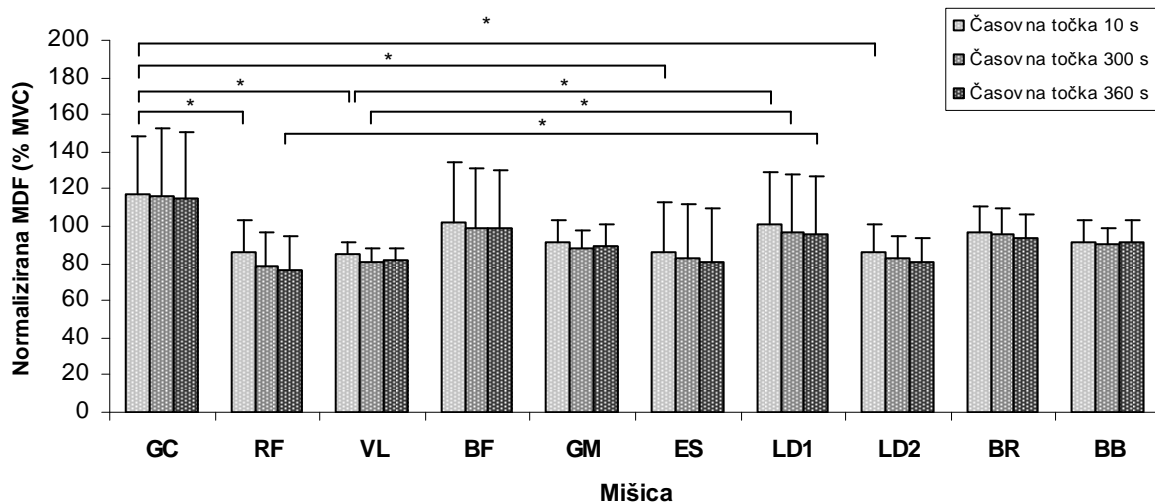
Slika 6.49: Prikaz sprememb srednjih vrednosti in standardnih deviacij v mediani frekvenci močnostnega spektra EMG-signala (MDF_{sprem}) v časovni točki 300 (svetlo sivi stolpci) in 360 sekund (temno sivi stolpci) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD1 – m. latissimus dorsi spodnji del, LD2 – m. latissimus dorsi zgornji del, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Statistično značilne razlike med mišicami so prikazane z naslednjim znakom: * - $P < 0,050$.

6.8.2. Razlike med mišicami v MDF pri normalizaciji na njeno vrednost med MVC pri obremenitvi MAX

Analiza razlik (ANOVA oz. Kruskal-Wallisov NPAR test) parametra $nMDF_{MVC}$ je največ statistično značilnih razlik med mišicami pokazala v časovni točki 10 sekund, nekaj pa tudi v časovni točki 300 in 360 sekund, in sicer:

- V začetnem delu simulirane tekme (časovna točka 10 s) je Turkeyeva Post Hoc analiza pokazala statistično značilne razlike v $nMDF_{MVC_{10}}$ med mišicama GC in RF ($P = 0,036$), GC in VL ($P = 0,019$), GC in ES ($P = 0,039$) ter GC in LD2 ($P = 0,035$), Mann-Whitneyev NPAR test pa še značilne razlike med VL in LD1 ($P = 0,023^*$). Pri tem sta mišici GC in LD1 dosegali višje vrednosti $nMDF$ v primerjavi z ostalimi (Slika 6.50, svetlo sivi stolpci);
- Manj razlik v $nMDF_{MVC}$ med mišicami je bilo opaziti na koncu osrednjega (časovna točka 300 s) in v zaključnem delu (časovna točka 360 s) simulirane tekme. Mann-Whitneyev NPAR test je pokazal značilno razliko le v $nMDF_{MVC_{300}}$ med mišicama VL in LD1 ($P = 0,033^*$) – Slika 6.50 (sivi stolpci) ter v $nMDF_{MVC_{360}}$ med mišicama RF in LD1 ($P =$

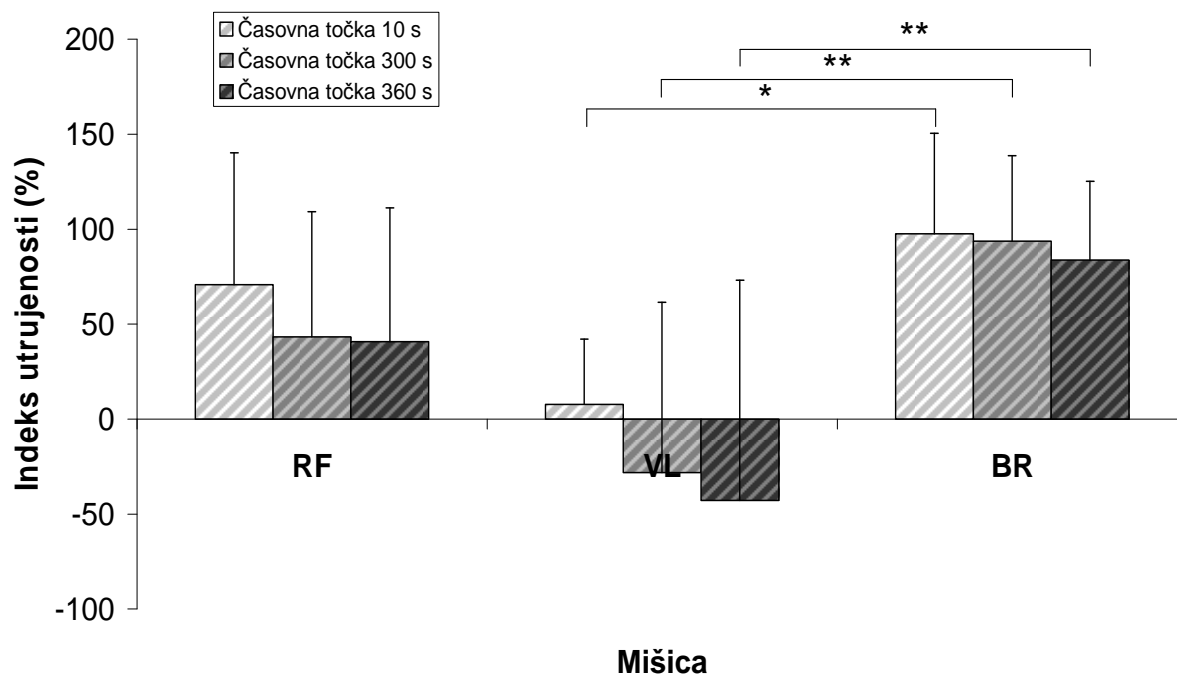
0,049*) – Slika 6.50 (temno sivi stolpci). Tudi v časovni točki 300 in 360 sekund smo pri mišici LD1 zasledili višje vrednosti $nMDF_{MVC}$.



Slika 6.50: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij medianih frekvenc močnostnega spektra EMG-signalov, normaliziranih na vrednost MDF med MVC ($nMDF_{MVC}$), v časovnih točkah 10 sekund (svetlo sivi stolpci), 300 sekund (sivi stolpci) in 360 sekund (temno sivi stolpci) za mišice: GC – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, GM – m. gluteus maximus, ES – m. erector spinae, LD1 – m. latissimus dorsi spodnji del, LD2 – m. latissimus dorsi zgornji del, BR – m. brachioradialis, BB – m. biceps brachii. Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$.

6.8.3. Razlike med mišicami v MDF pri normalizaciji na razliko med MDF_{MVC} in MDF_p (indeks utrujenosti) pri obremenitvi MAX

Med simulirano tekmo (MAX) ANOVA ni pokazala statistično značilnih razlik med indeksi utrujenosti (IU_{MDF}) posameznih mišic. Le Kruskal-Wallisov NPAR test je za nenormalno porazdeljene IU mišice VL pokazal značilne razlike, in sicer med mišicama VL in BR v časovni točki 300 sekund ($P = 0,009^*$) – Slika 6.51 (sivi stolpci) in 360 sekund ($P = 0,028^*$) – Slika 6.51 (temno sivi stolpci). Pri tem so merjenci dosegali nižje vrednosti IU_{MDF} pri mišici VL.



Slika 6.51: Prikaz srednjih vrednosti in standardnih deviacij indeksov utrujenosti (IU_{MDF}) v časovnih točkah 10 sekund (svetlo sivi stolpci), 300 sekund (sivi stolpci) in 360 sekund (temno sivi stolpci) za mišice: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, in BR – m. brachioradialis. Statistično značilne razlike so prikazane z naslednjimi znaki: * - $P < 0,050$, ** - $P \leq 0,010$.

7. DISKUSIJA

V nalogi smo na skupini enajstih, dobro treniranih veslačev spremljali amplitudo (ARV) in mediano močnostno frekvenco (MDF) EMG-signala devetih, za veslanje ključnih mišic med različno intenzivnim 6-minutnim veslanjem na ergometru in med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (MVC) ter utrujanjem. Pred, med in po 6-minutnih obremenitvah smo spremljali tudi nekatere biomehanske/kinetične (TP, F_{\max} , M_{\max} , Pot, P_{povpr} , f_{povpr} , f_{10} , f_{300} , f_{360}), biokemične (LA_{mir} , LA_{max} , dLA) in respiratorne (relVO₂max, absVO₂max, VO₂) parametre. Na ta način smo želeli zaznati in ugotoviti a) razlike v vzorcih aktivacije, utrujanja in biodinamične kompenzacije (BDK) posameznih mišic med obremenitvami, kakor tudi med skupinama mlajših (mladinci) in starejših (člani) veslačev, b) mišice oz. mišične skupine, ki se med maksimalno 6-minutno obremenitvijo (simulirano tekmo) najprej in/ali najbolj utrudijo, c) razlike v rezultatih različnih normalizacijskih postopkov EMG parametrov in d) tako izraženo živčno-mišično utrujenost preveriti s primerjavo subjektivnih ocen stopnje in vrstnega reda utrujenosti.

Kot je bilo pričakovati, so merjenci med simulirano tekmo (MAX) opravili daljšo pot, dosegali višjo povprečno moč (P_{povpr}) in frekvenco zavesljajev (f_{povpr}), višje koncentracije LA (LA_{max} in dLA) ter višjo največjo relativno (relVO₂max) in absolutno (absVO₂max) porabo kisika ter volumen porabljenega kisika (VO₂) v primerjavi z obema nižjima obremenitvama (LP in AnP). Značilno višjo P_{povpr} , f_{povpr} , LA_{max} in dLA ter višjo relVO₂max in absVO₂max je bilo opaziti tudi med obremenitvijo AnP v primerjavi z LP, ne pa tudi daljše poti in višje VO₂ – razlika je le nakazana (Slike 6.4–6.9). Slednje je nekoliko nenavadno glede na to, da sta parametra P_{povpr} in Pot, ki ju Conceptov sistem izračunava iz hitrosti vrtenja vetrnice ergometra, povezana. Nenatančnost zajemanja in/ali preračunavanja omenjenega sistema bi lahko bil eden od razlogov, da se je v enem parametru razlika med obremenitvama pojavila, v drugem pa ne. Na stacionarnem ergometru namreč ni propulzivni sili nasprotno delujočih sil, ki bi zavirale potovanje čolna oz. v našem primeru ergometra, da bi do razlike med parametroma P_{povpr} in Pot lahko prišlo. Odsotnost značilnih razlik v VO₂ nam posredno govori, da so merjenci v 6 minutah pri nižji submaksimalni obremenitvi (LP) v povprečju porabili enako količino kisika kot pri značilno višji submaksimalni obremenitvi (AnP). Vzrok za to bi lahko iskali v slabši ekonomičnosti veslanja pri nižji obremenitvi (LP) ali pa bi lahko bil razlog v nezadostnem ogrevanju pred prvo obremenitvijo (nižja telesna in mišična temperatura, večja viskoznost mišičnih vlaken in s tem večje trenje ter posledično večja poraba kisika). Slednje je sicer manj verjetno, saj je običajno 10 minut standardiziranega ogrevanja dovolj za dvig telesne temperature. Bolj verjetno pa je bil razlog v različni motorični kontroli (znotrajmišični in/ali medmišični koordinaciji), ki omogoča različno

mehansko učinkovitost ob enaki porabi metabolne energije (kisika). Slednje se kaže predvsem v razlikah razmerja v povprečni moči veslanja ($100 - P_{LP}/P_{AnP} \cdot 100 = 10,5\%$) in volumnu porabljenega kisika ($100 - VO_{2LP}/VO_{2AnP} \cdot 100 = 3,3\%$) med submaksimalnima obremenitvama.

Skupini članov in mladincev sta se po starosti sicer statistično značilno razlikovali, ni pa bilo razlik v njihovem povprečnem stažu, telesni višini ali telesni masi. Tudi v večini ostalih parametrov ni bilo razlik med skupinama. Le $absVO_{2max}$ pri obremenitvi LP in VO_2 pri obremenitvi LP in AnP (Slika 6.10) sta bili višji pri članih. Vse kaže, da sta bili skupini po aerobnih (VO_{2max} , VO_2) in anaerobnih (LA_{max} , dLA) sposobnostih močno izenačeni, kljub starostni razliki. Pri submaksimalnih obremenitvah (LP in AnP) pa so člani dosegali višjo $absVO_{2max}$ in VO_2 , kljub temu da med skupinama ni bilo razlik v povprečni moči ali opravljeni poti (relativno izenačene hitrosti). Razlika v porabi kisika bi torej tudi tu lahko bila posledica razlik v ekonomičnosti veslanja v korist mladincev ali pa v drugih spremenljivkah, ki jih v tej nalogi nismo spremljali.

Med te spremenljivke bi lahko šteli večjo pljučno kapaciteto, večjo mišično maso in/ali aktivacijo mišic, večji volumen krvi in rdečih krvnih celic (eritrocitov), večjo maso hemoglobina (Hb) in/ali večjo sposobnost prenosa kisika v mišične celice. Vse to je lahko že zaradi starosti (razvoja) in nekoliko daljšega staža (ki je bil v naši študiji blizu statistično značilne razlike) pri skupini članov višje oz. na višjem nivoju. Dihanje je namreč pri submaksimalnih intenzivnostih manj ovirano v primerjavi z maksimalnimi. S tem pa je možnost izkoristka pljučne kapacitete večja. Zaradi večje mišične mase in/ali mišične aktivacije je tudi zahteva po kisiku lahko večja, saj lahko večje število aktivnih mišičnih vlaken (celic) med aerobnim naporom porabi več kisika. In nenazadnje večji volumen krvi in eritrocitov ter večja masa Hb, ki so se pri različno starih (16 proti 21 let), vzdržljivostno treniranih športnikih v eni najnovejših študij pokazali kot značilno višji (Steiner in Wehrin, v tisku), omogoča prenos večje količine kisika do mišičnih celic, kjer pri njegovem prenosu v celice odigrajo pomembno vlogo oksidativni encimi (citokrom oksidaze).

Iz dolgih kontrakcijskih časov (~120 ms) mišice QF smo lahko opazili, da so merjenci imeli pretežno počasno strukturo mišičnih vlaken (Slika 6.1). Absolutno najmočnejši so bili pri iztegu kolka in trupa, ki jima je sledil izteg kolena, najmanj močne pa so se izkazale mišice upogibalke komolca – Preglednica 6.2.

Med največjim hotenim izometričnim utrujanjem je MDF pri vseh mišicah statistično značilno upadla. Vendar pa vsi merjenci pri vseh mišicah niso uspeli doseči platoja v MDF (MDF_p) – Preglednica 6.4, zato smo v nadaljnjih analizah (tj. pri računanju indeksa utrujenosti) obravnavali

le tiste mišice, pri katerih je bilo mogoče vsaj šestim merjencem določiti MDF_p . Te mišice so bile RF, VL in BR, med katerimi se tako absolutni (MDF_p) kakor tudi relativni platoji (MDF_{p_rel}) niso značilno razlikovali (Slika 6.3).

Spremembe EMG-parametrov med obema nižjima obremenitvama so bile minimalne (Slika 6.11–6.14). Med simulirano tekmo je bila BDK med mišicama RF in ES le nakazana (Slika 6.16) in je ni bilo mogoče opaziti niti pri skupini članov niti mladincev (Slika 6.17). Amplituda pa se je v zadnji minuti simulirane tekme, v t. i. zaključni fazi (»finišu«) močno povečala pri mišicah RF, VL in GM ter se ves čas zmanjševala pri mišici GC (Slika 6.15). Pregled statistično značilnih sprememb je tako pokazal, da se je med obremenitvijo LP samo amplituda mišice GC, normalizirana na vrednost med MVC ($nARV_{MVC}$), značilno zmanjšala (Slika 6.28), medtem ko sprememb v nenormaliziranih ARV in MDF (ARV_V , MDF_V), $nMDF_{MVC}$ ter v indeksu utrujenosti (IU_{MDF} – Slika 6.39a) nismo zaznali. Med obremenitvijo AnP smo sistematično povečanje ARV_V (Slika 6.20) in $nARV_{MVC}$ (Slika 6.30) opazili le pri mišicah RF in LD1, kakor tudi povečanje $nARV_{MVC}$ pri mišici BF. V MDF_V , $nMDF_{MVC}$ in IU_{MDF} (Slika 6.39b) tudi pri tej obremenitvi ni bilo značilnih sprememb. Bistveno več pomembnih razlik pa smo zaznali med simulirano tekmo, kjer sta se tako ARV_V (Slika 6.22) kakor tudi $nARV_{MVC}$ (Slika 6.32) značilno in sistematično povečali pri istih mišicah (RF, VL in GM) ter zmanjšali pri mišici GC. Obenem sta se tudi MDF_V (Slika 6.24) in $nMDF_{MVC}$ (Slika 6.34) mišic RF, ES in LD1 značilno zmanjšali, pri čemer se je $nMDF_{MVC}$ zmanjšala tudi pri mišici LD2. Tako kot med obema nižjima obremenitvama tudi med simulirano tekmo IU_{MDF} , izračunan le za mišice RF, VL in BR, ni pokazal značilnih razlik med časovnimi točkami (Slika 6.39c).

Primerjava med obremenitvama LP in AnP ravno tako ni pokazala veliko značilnih razlik v ARV in MDF. Amplituda EMG-signalov je bila med obremenitvijo AnP značilno višja le pri mišicah VL (v časovni točki 300 s za ~12%), BF (v časovni točki 360 s za ~10%), GM (v časovni točki 360 s za ~50%), ES (v časovni točki 300 in 360 s za ~20%) in LD1 (v časovni točki 360 s za ~16%) – Slika 6.40, medtem ko v mediani frekvenci (Slika 6.41) in IU_{MDF} (Slika 6.46) razlik med obremenitvama ni bilo.

Nasprotno pa so se velike razlike pokazale med obremenitvama AnP in MAX ter med LP in MAX. V primerjavi z obremenitvijo AnP je bila ARV mišice VL med simulirano tekmo v vseh časovnih točkah (ČT) višja (v ČT 10 s za ~20%, v ČT 300 s za ~25% in v ČT 360 s za ~40%) in razlika med obremenitvama statistično najmočnejša ($P < 0,001$). Poleg mišice VL, je bila ARV višja tudi pri ostalih mišicah razen pri ES in BR: GC (v ČT 10 s za ~15% in 360 s za ~8%), RF (v ČT 10 s za

~30% in 360 s za ~55%), GM (v ČT 360 s za ~70%), LD1 (v ČT 10 s za ~35% in 360 s za ~25%), LD2 (v ČT 10 s za ~10% in 360 s za ~15%), BR (v ČT 360 s za ~15%) in BB (v ČT 300 in 360 s za ~40%) – Slika 6.42, medtem ko sta bila MDF (Slika 6.43) in IU_{MDF} (Slika 6.47) značilno nižja le pri mišici RF v časovni točki 300 (MDF za ~7%, IU_{MDF} za ~24 odstotnih točk, kar je ~46%) in 360 sekund (MDF za ~11%, IU_{MDF} za ~28 odstotnih točk, kar je ~57%).

Zelo podobne razlike so se pojavile tudi med obremenitvama MAX in LP, in sicer so bile amplitude EMG-signalov vseh mišic, razen BF, značilno višje med simulirano tekmo: GC (v ČT 10 s za ~12%), RF (v ČT 10 s za ~47%, v ČT 300 s za ~60% in 360 s za ~95%), VL (v ČT 10 s za ~25%, v ČT 300 s za ~45% in v ČT 360 s za ~60%), GM (v ČT 300 s za ~65% in 360 s za ~115%), ES (v ČT 360 s za ~20%), LD1 (v ČT 10 s za ~30%, v ČT 300 s za ~20% in 360 s za ~40%), LD2 (v ČT 10, 300 in 360 s za ~12–20%), BR (v ČT 300 in 360 s za ~10–15%) in BB (v ČT 360 s za ~40%) – Slika 6.44. Obenem je bila MDF mišice RF in VL v časovni točki 360 sekund med simulirano tekmo značilno nižja (RF za ~11% in VL za ~5%), pri mišici BF pa v časovni točki 10 sekund višja (za ~6%) – Slika 6.45. IU_{MDF} je bil nižji le pri mišici RF, in sicer v časovni točki 300 (za ~26 odstotnih točk, kar je ~36%) in 360 (za ~34 odstotnih točk, kar je ~44%) sekund (Slika 6.48).

Pri ugotavljanju razlik v utrujenosti med mišicami s pomočjo različnih načinov normalizacije mediane močnostne frekvence in subjektivnih ocen utrujenosti smo dobili različne rezultate. Pri normalizaciji MDF na njeno začetno vrednost med veslanjem (tj. na MDF v časovni točki 10 s) je bilo med simulirano tekmo pri vseh mišicah opaziti znižanje MDF v časovnih točkah 300 in 360 sekund, vendar pa statistično značilnih razlik med mišicami ni bilo (Slika 6.49).

Po drugi strani je normalizacija MDF na njeno najvišjo vrednost med MVC ($nMDF_{MVC}$) pokazala veliko več razlik med mišicami. V časovni točki 10 sekund je bila $nMDF_{MVC}$ mišice GC značilno višja v primerjavi z RF, VL, ES in LD2, $nMDF_{MVC}$ mišice LD1 pa višja le v primerjavi z VL. Poleg tega je bila $nMDF_{MVC}$ mišice LD1 v časovni točki 300 sekund značilno višja od $nMDF_{MVC}$ mišice VL, v časovni točki 360 sekund pa od mišice RF (Slika 6.50).

Razlike med mišicami so se pojavile tudi v IU_{MDF} , ki je bil v vseh časovnih točkah nižji pri mišici VL glede na mišico BR (Slika 6.51). Drugih razlik v IU_{MDF} ni bilo.

Preko subjektivnih ocen smo ugotovili, da se v rangi (vrstnem redu) utrujenosti (RU) mišice med obremenitvami ne razlikujejo, medtem ko so po 6-minutni obremenitvi AnP in MAX mišice

iztegovalke kolena (QF), če jih merjenci razvrstijo po vrstnem redu utrujenosti, vedno pred in s tem bolj utrujene od vseh ostalih mišic (GC, BF, GM, ES, LD, BR+BB). Mišice upogibalke komolca (BR+BB) pa so po simulirani tekmi bolj utrujene od mišice ES in LD (Slika 6.18).

V primeru stopnje utrujenosti (SU) pa so bile ocene po simulirani tekmi (MAX) značilno višje v primerjavi z obema nižjima obremenitvama (LP, AnP) pri mišicah GC, QF, BF in BR+BB, medtem ko pri mišicah GM, ES in LD razlik med obremenitvami ni bilo (Slika 6.19). Ocene SU se med mišicami v večini primerov niso značilno razlikovale, le po obremenitvi MAX je bila ocena SU mišice QF značilno višja od ocene mišice ES (Slika 6.19).

Vzorci aktivacije in utrujanja med različno intenzivnim veslanjem

Maksimalna 6-minutna obremenitev na veslaškem ergometru se zelo pogosto uporablja kot simulacija tekmovalne obremenitve (Lakomy in Lakomy, 1993; Peltonen in Rusko, 1993; So idr., 2007), saj je čas, v katerem najboljši tekmovalci preplujejo 2000-metrsko razdaljo na vodi 5,3–7,3 minute, odvisno od discipline (Mäestu idr., 2005; Peltonen in Rusko, 1993). Intenzivnosti obremenitve na t. i. anaerobnem pragu (AnP) in laktatnem pragu (LP) pa sta za razliko od simulirane tekme najpogostejši vadbeni, testni in prediktivni intenzivnosti v veslanju (za pregled glej: Mäestu idr., 2005; Shephard, 1998). V tej raziskavi so merjenci, zaradi vnaprej določene hitrosti veslanja obe nižji 6-minutni obremenitvi AnP in LP opravili v izredno konstantnem ritmu, brez starta in zaključka. Medtem ko so se s simulirano tekmovalno obremenitvijo spopadli v značilnem veslaškem slogu, in sicer v treh fazah: 1.) hiter in močan start (začetnih 10–30 s), 2.) bolj ali manj konstanten srednji del (»steady state« območje v osrednjih 30–300 s) in 3.) izrazit zaključek (»finaš« v zadnjih 60 s). Pri tem smo ocenili, da so frekvenco veslanja v zaključnem delu dvignili v povprečju približno 35 sekund pred iztekom 6. minute (tj. v času $326,60 \pm 16,52$ s).

V primerjavi z drugimi raziskavami je bila največja koncentracija LA med 6-minutno simulirano tekmo v tej nalogi ($12,47 \pm 1,94$ mmol/l) nekoliko nižja, kot so jo med maksimalno 6-minutno obremenitvijo izmerili So idr. (2007) (13–14 mmol/l), in v okvirih vrednosti, ki so jih zasledili Fiskersrand in Seiler (2003) za tekmovalno in supramaksimalno intenzivnost (8–14 mmol/l), pa tudi Shephard v svojem preglednem članku iz leta 1998 (11–19 mmol/l). Ravno tako je bila nekoliko nižja tudi največja relativna ($62,88 \pm 8,67$ ml/kg/min) in absolutna ($5,49 \pm 0,51$ l/min) poraba kisika v primerjavi s študijo Hagermana (1984), ki ugotavlja, da imajo najboljši veslači največjo absolutno porabo kisika okoli $6,1 \pm 0,6$ l/min. V starejši študiji je isti avtor s sodelavci (Hagerman idr., 1978) med 6-minutnim maksimalnim testom na ergometru izmeril prav tako višjo

absolutno in relativno porabo kisika ($5,95 \text{ l/min}$ oz. $67,6 \text{ ml/kg/min}$). Vendar so tudi v novejših raziskavah, podobno kot Hagerman idr. (1978), Mäestu idr. (2006), med maksimalno 2000 metrov dolgo obremenitvijo na ergometru Concept II izmerili največjo relativno porabo kisika $67,4 \pm 7,4 \text{ ml/kg/min}$, medtem ko so Lakomy in Lakomy (1993), ravno tako na ergometru Concept II, ter Peltonen in Rusko (1993) na ergometru Gjessing izmerili nižjo oz. podobno največjo absolutno porabo kisika, in sicer $4,71 \pm 0,39 \text{ l/min}$ (Lakomy in Lakomy, 1993) oz. $5,3 \pm 0,4 \text{ l/min}$ (Peltonen in Rusko, 1993). Po drugi strani je bila v tej nalogi povprečna moč veslanja med simulirano tekmo ($371,67 \pm 44,69 \text{ W}$) višja v primerjavi z vrednostmi, ki so jih dobili Mäestu idr. (2006) ($329,44 \pm 41,37 \text{ W}$), povprečni čas na 500 m ($1:38.6 \pm 4.1 \text{ s}$) pa nižji (torej hitrost veslanja višja) v primerjavi s podobno raziskavo, ki so jo opravili So idr. (2007) na dveh lahkih veslačih olimpijcih ($1:42.1 \pm 0.5 \text{ s}$) in petih mladincih ($1:46.1 \pm 0.8 \text{ s}$). Nižje vrednosti nekaterih biokemičnih in respiratornih parametrov (LA_{\max} , $relVO_{2\max}$, $absVO_{2\max}$) v tej nalogi bi lahko bile posledica prekratkega odmora (60 min) med obremenitvama AnP in MAX oz. nakopičene utrujenosti vseh predhodnih meritev, na kar kaže tudi značilno povečana koncentracija LA v mirovanju (LA_{mir}) pred simulirano tekmo v primerjavi z LA_{mir} pred obremenitvijo AnP (Slika 6.7). Iz vseh teh primerjav pa lahko kljub vsemu sklepamo, da so merjenci med simulirano tekmo dejansko dali vse od sebe in maksimalni test opravili po svojih trenutnih najboljših zmožnostih in sposobnostih. Rezultati, ki smo jih dobili, so torej relevantni za dobro trenirane veslače in primerljivi z ostalimi raziskavami. Potemtakem lahko predpostavimo, da je vsaj med simulirano tekmo prišlo do največjih oz. blizu največjih mišičnih naprezanj, ki so lahko povzročile mišično utrujanje. Utrujanje pa smo v tej študiji poskušali zaznati in spremljati s pomočjo amplitudnih (ARV) in frekvenčnih (MDF) parametrov EMG-signalov (Gerdle idr., 1989; Merletti in Roy, 1996; Moritani idr., 1982; Moritani idr., 1986).

So in sodelavci (2007) so, sicer na zelo majhnem in precej specifičnem vzorcu dveh lahkih veslačev olimpijskega kova, med 6-minutnim maksimalnim veslanjem na ergometru opazili, da se pri dobro treniranih in izkušenih veslačih med mišicama ES in RF pojavlja BDK. Ugotovili so, da srednja močnostna frekvenca (MNF) teh dveh mišic ves čas trajanja simulirane tekme izmenično upada in narašča v približno enominutnih intervalih. Pri tem so ugotovili, da se mišica ES utruja najprej (že v začetnih 30 sekundah), sledijo pa ji BB, BR in BF, ki dosežejo najnižjo vrednost (plato) MNF že po 1–2 minutah. Šele po drugi minuti pa začne upadati tudi MNF mišice RF, ki na koncu maksimalne 6-minutne obremenitve doseže največjo utrujenost (tj. najnižjo MNF). Ta upad je pri mišici RF kar 30% in je na koncu podoben tudi pri mišici ES (~28%), medtem ko se pri mišici BR največji upad pojavi v osrednjem delu in znaša približno 25%. Pri mišici BF je upad MNF na koncu 6-minutne simulirane tekme okoli 22%, pri mišici BB pa približno 12% v

osrednjem delu obremenitve (So idr., 2007). Po nam znanih podatkih je bila to doslej edina študija povezana z veslanjem, ki je s pomočjo MNF opisala vzorce utrujanja in ugotovila pojav BDK med neprekinjenim 6-minutnim naporom največje intenzivnosti.

V naši raziskavi smo vzorce utrujanja in aktivacije spremljali pri različnih obremenitvah. Med najnižjo obremenitvijo (LP) utrujenosti s pomočjo spremljanja mediane močnostne frekvence nismo zaznali (Slika 6.12). Da ni prišlo do utrujenosti, potrjujeta tudi majhna sprememba LA ($dLA = 1,31 \pm 0,39$ mmol/l) in nizka vrednost LA po obremenitvi ($LA_{max} = 2,63 \pm 0,37$ mmol/l), ki sta obenem bili tudi značilno nižji v primerjavi z vrednostmi doseženimi pri AnP in MAX (Slika 6.7). Poleg tega med obremenitvijo LP nismo opazili niti bistvenih sprememb v mišični aktivnosti, saj je ARV vseh mišic ves čas nihala okoli začetne vrednosti, v območju $\pm 10\%$ (Slika 6.11). Vse to kaže na nespremenljiv, počasen in neutrujajoč ritem veslanja.

Srednjo obremenitev (AnP) so merjenci ravno tako premagali v relativno enakomernem ritmu, saj večjih sprememb ARV in MDF ni bilo (Slika 6.13 in 6.14). Razlog je tudi v tem, da je bila intenzivnost veslanja pri teh dveh obremenitvah vnaprej določena. Amplituda EMG-signala je tako pri večini mišic nihala okoli začene vrednosti, značilno pa se je povečala le pri mišici RF (za 20%) in LD1 (za 13%) (Slika 6.20), medtem ko značilnih upadov MDF nismo zaznali. Spremembe ARV so podobne spremembam, ki jih je za mišico VL zaznal Petrofsky (1979) med submaksimalno intenzivnim kolesarjenjem pri 80% VO_{2max} (primerljiva intenzivnost z intenzivnostjo obremenitve AnP v tej raziskavi), kjer je RMS po 10 minutah narasla za ~10%, po 20 min za ~15%, po 30 minutah za ~30% in po 40 minutah za ~40%, medtem ko značilnih sprememb močnostnega spektra EMG-signala mišice VL, pri enaki obremenitvi Lucía idr. (2000) in Petrofsky (1979) niso zaznali, čeprav se je poraba kisika ves čas povečevala. Po drugi strani pa Lucía idr. (2000) značilnih sprememb amplitude pri tem niso zasledili. Ugotovimo lahko torej, da sta se mišici RF in LD1 med submaksimalnim veslanjem v tej nalogi podobno utrujali (ali bolje rečeno kompenzirali utrujenost) kakor mišica VL med submaksimalnim kolesarjenjem v raziskavi Petrofskyja (1979). Povečanje amplitude EMG-signala med submaksimalno obremenitvijo nakazuje rekrutacijo novih motoričnih enot (ME) (Gabriel in Kamen, 2008; Moritani idr., 1982; Moritani idr., 1986) in/ali spremembo oblike akcijskih potencialov (Dimitrov idr., 2008; Dimitrova in Dimitrov, 2003), s čimer mišica še kompenzira utrujenost. Večja aktivnost mišice RF med veslanjem pri submaksimalni obremenitvi AnP v tej nalogi pa bi lahko bila posledica dejstva, da gre za dvosklepno mišico, ki je odgovorna tako za iztegovanje kolena kot za upogibanje kolka. Na osnovi povedanega bi lahko zaključili, da sta bili obremenitvi LP in AnP prekratki oz. premalo intenzivni, da bi izzvali znatnejšo živčno-mišično utrujenost.

Veliko več sprememb se je pokazalo med simulirano tekmo. Tu smo opazili za približno 7–20% manjše upade MDF v primerjavi z upadi MNF oz. MDF, ki so jih v podobni raziskavi zasledili So idr. (2007), med kolesarjenjem pri 100% VO_2max Petrofsky (1979) oz. pri maksimalnem 45-sekundnem kolesarjenju Jereb (1998), med maksimalno intenzivnim 100-metrskim plavanjem Štirn (2006), med upogibanjem komolca do odpovedi s 7-kg utežjo Potvin in Bent (1997) ter med izokinetičnim iztegovanjem kolena s 150 ponovitvami Wretling idr. (1997) in Crenshaw idr. (2000). Tudi BDK med mišicama RF in ES ni bila tako očitna in tako izrazita, kot so jo zaznali So in sodelavci (2007). Če pogledamo Sliko 6.16, pa lahko vidimo, da je bila BDK kljub vsemu v določeni meri nakazana. Dokaj podobno kinetiko spreminjanja MDF, kakor jo je imela mišica ES, je bilo opaziti pri spodnjem delu mišice LD (LD1), veliko dinamiko pa je pokazala tudi mišica VL.

Razlike v velikosti upadov frekvenčnih parametrov močnostnega spektra EMG-signala med našo in drugimi raziskavami (predvsem v primerjavi s Sojem idr. (2007)) bi lahko bile posledica uporabe različnih parametrov (MNF oz. MDF). Vendar smo na nekaj mišicah in merjenjih to tudi preverili in ugotovili, da se sprememba MNF razlikuje za največ 5% od spremembe MDF. Enako se je potrdilo tudi v drugih raziskavah (Merletti idr., 1991). Zato je bolj verjetno, da tako velike razlike (7–20%) ne izhajajo iz razlik v obdelavi EMG-signala in načina povprečenja močnostnih frekvenc, pač pa iz razlik v velikosti in homogenosti vzorcev merjenecv (dva lahka veslača olimpijske ravni (So idr., 2007) nasproti enajstim veslačem mednarodne in svetovne ravni v tej nalogi), saj so bili upadi MDF pri nekaterih posameznikih tudi v naši študiji do 25 oz. 30%.

Ne glede na to lahko z dosedanjo analizo sprememb MDF v tej nalogi potrdimo ugotovitve Soja in sodelavcev (2007), da si z utrujenostjo za ustvarjanje oz. ohranjanje največje skupne moči veslanja, vlogo izmenjujejo predvsem hrbtne (ES in LD) in sprednje stegenske (RF in VL) mišice. ES in RF sta v tej raziskavi podobno kot pri Soju idr. (2007) med vsemi mišicami pokazali največji upad MDF, in to šele proti koncu (ES) oz. čisto na koncu (RF) simulirane 6-minutne tekme (Slika 6.16). Pri tem je bil največji upad MDF v naši študiji precej manjši, in sicer 11% pri mišici RF in 9,5% pri ES. V podobnih raziskavah pa Štirn (2006) med maksimalno intenzivnim 100-metrskim plavanjem in Ament idr. (1993) med tekom na tekoči preprogi s 33% naklonom in hitrostjo 5 km/h do odpovedi BDK nista zasledila. V teh raziskavah je bilo upadanje MNF mišic triceps brachii, latissimus dorsi in pectoralis major (Štirn, 2006) oz. upadanje MDF mišic soleus, gastrocnemius medialis in lateralis (Ament idr., 1993) bolj ali manj linearno. Očitno sta bili obremenitvi prekratki ($62,7 \pm 2,4$ s (Štirn, 2006) oz. 1,5 min (Ament idr., 1993)), da bi lahko med mišicami opazili kakršenkoli restitucijski proces. Nasprotno pa v kasnejši raziskavi isti avtorji (Ament idr., 1996)

med srednje intenzivnim tekom na tekoči preprogi z naklonom 20% in hitrostjo 5 km/h upada MDF istih mišic niso zaznali. Te raziskave in še nekatere druge (Camic idr., 2010; Petrofsky, 1979), vključno z našo kažejo, da so spremembe frekvenčnih parametrov EMG-signala odvisne tako od trajanja kot od intenzivnosti obremenitve. Za opazovanje pojava BDK oz. restitucijskih procesov med mišicami pa se zdi, da so potrebne največje obremenitve, daljše od 2 minut, ki že zahtevajo taktično razporejanje moči.

Poleg sprememb MDF smo med 6-minutnimi obremenitvami spremljali tudi spremembe amplitude EMG-signala, ki so pokazale, da so bile med simulirano tekmo najbolj aktivne mišice GM, RF in VL (Slika 6.15). Njihova amplituda je ves čas postopno naraščala, v zadnji minuti pa strmo narasla na 30% pri mišici VL in na skoraj 45% pri RF in GM. Povečanje ARV je bilo v zaključku opazno tudi pri ostalih mišicah, vendar je pred tem ARV večine mišic (BF, ES, LD1, LD2, BR in BB) bolj ali manj nihala okoli začetnih vrednosti v območju $\pm 10\%$, pri mišici GC pa je celo upadla tja do 17%. Slednje lahko kaže ali na zmanjševanje vloge mišice GC oz. plantarne fleksije pri potisku z nogami med maksimalno intenzivnim veslanjem ali na njeno utrujanje, saj je to mišica s pretežno hitro strukturo mišičnih vlaken (Burke idr., 1973), ki se seveda tudi hitro utrudijo. Z rekrutacijo novih ME pa so utrujenost dobro kompenzirale mišice RF, VL in GM, saj se je ARV teh mišic med simulirano tekmo le povečevala, medtem ko je znano, da se ob pojavu utrujenosti amplituda zniža oz. se ustali na določenem nivoju (Merletti idr., 2004; Merletti in Roy, 1996). Povečanje ARV teh treh mišic je bilo v zadnji minuti simulirane tekme (~15–30%) očitno večje od povečanja ARV do 5. minute (~10–18%) – Slika 6.15. V primerjavi z drugimi raziskavami je bil prirastek v amplitudi v prvem delu (do 5. minute) naše raziskave zelo podoben tistemu, ki so ga zasledili Mäestu idr. (2005) za mišico VL med simulirano tekmo na 2000 m na veslaškem ergometru (~20%) in Petrofsky (1979) ravno tako za mišico VL med kolesarjenjem pri 100% $VO_2\max$ do odpovedi (~15%). Tudi v zadnji minuti je bilo povečanje amplitude podobno povečanju, ki so ga Mäestu idr. (2005) izmerili v zaključku 2000-metrške simulirane tekme (~25%) in povečanju kombinirane (seštete) amplitude mišice triceps brachii in vastus lateralis, ki so jo v zadnjih 50 metrih zaznali Vesterinen idr. (2009) pri štirih serijah 850-metrškega teka na rolerjih s palicami s tekmovalno hitrostjo (~25%). Skupna sprememba amplitude med simulirano tekmo v tej raziskavi (30–44%) je bila sicer bistveno večja (za približno 10–14%) od skupne spremembe, ki jo je zaznal Petrofsky (1979), vendar se ujema s spremembami (~47%), ki se odražajo pri dobro treniranih veslačih (Mäestu idr., 2005). Povečanje amplitude EMG-signala v zaključnem delu simulirane tekme kaže, da je večina merjencev taktično razporedila moči tako, da so do 5. minute obremenitev premagovali z določeno mero zadržanosti in šele v zadnji minuti začeli veslati z

največjo intenzivnostjo. To potrjuje tudi značilno povečanje frekvence zavesljajev v zadnji minuti (Slika 6.6b).

Da bi ugotovili, ali je pri tem dejansko prišlo do utrujenosti ali pa samo do kompenzacije utrujenosti, je potrebno pogledati še kvantitativne rezultate sprememb MDF in ARV. Statistična analiza je pokazala, da je bila MDF na koncu simulirane tekme značilno nižja pri mišicah RF, ES in LD1 (Slika 6.24), medtem ko je bila ARV značilno višja pri mišicah RF, VL in GM, pri mišici GC pa je značilno upadla. Poleg tega se je ARV med časovnima točkama 300 in 360 sekund (v zadnji minuti) značilno povečala le pri mišici RF in LD2 (Slika 6.22). Pričakovali bi lahko, da bodo bolj aktivne mišice tudi bolj utrujene. Slednje se zdi povsem logično in bi se moralo pokazati v vzporednem upadu MDF in povečanju ARV. Vendar smo v tej raziskavi statistično značilen upad MDF in vzporedno povečanje ARV zasledili le pri mišici RF, ne pa tudi pri ostalih. Iz tega bi lahko sklepali, da se je dejansko utrudila le mišica RF, medtem ko sta VL in GM utrujenost kompenzirali z rekrutacijo novih ME in/ali njihovo sinhronizacijo, saj njuni MDF nista značilno upadli. V tem primeru pa se nam zastavi vprašanje, kako razložiti značilen upad MDF mišic ES in LD1 ob minimalnih in neznačilnih spremembah njune amplitude.

Kot kažejo novejša raziskave, so za spremembe amplitude in močnostnega spektra EMG-signala med utrujanjem odgovorni različni in neodvisni fiziološki mehanizmi. Camic in sodelavci (2010) namreč ugotavljajo, da je povečanje amplitude predvsem posledica znižanega pH (oz. povišane koncentracije H^+ ionov), kar vpliva na kontraktilne mehanizme mišičnih vlaken, upadanje MNF (oz. MDF) pa posledica povečane koncentracije znotrajceličnega K^+ , ki postopno zmanjšuje vzdražnost membrane mišičnih celic. Med večstopenjskim kolesarjenjem z 2 minuti trajajočimi intervali so Camic idr. (2010) ugotavljali, pri kateri obremenitvi začne amplituda EMG-signala naraščati, MNF pa upadati. Ugotovili so, da se t. i. amplitudni prag utrujenosti (tj. obremenitev, pri kateri začne amplituda naraščati) pojavi pri nižji obremenitvi kakor frekvenčni prag utrujenosti (tj. obremenitev, pri kateri začne MNF upadati). Na osnovi značilne povezanosti frekvenčnega praga utrujenosti z ventilacijskim pragom ($R = 0,76$) in točko respiratorne kompenzacije ($R = 0,72$) so nato predpostavili, da prvi prag (povečanje amplitude) nakazuje prehod iz srednje v visoko intenzivnost, drugi (upad MNF) pa iz visoke v zelo visoko intenzivnost kolesarjenja. Na osnovi njihove predpostavke bi lahko sklenili, da so med simulirano tekmo v tej raziskavi mišice RF, ES in LD1 delovale v območju zelo visoke intenzivnosti, mišici VL in GM v območju visoke intenzivnosti, ostale mišice pa v območju srednje (BF, LD2, BR, BB) ali celo nizke intenzivnosti (npr. mišica GC).

Da so amplitudni in frekvenčni EMG parametri odvisni od različnih fizioloških mehanizmov, lahko sklepamo tudi iz raziskave, ki so jo opravili Masuda idr. (1999), ko so primerjali spremembe ARV in MDF med izometričnim (50% MVC, kot v kolenu 90°) in dinamičnim iztegovanjem kolena (teža bremena 50% MVC, frekvenca 10x/minuto, amplituda od 90° do popolnega iztega kolena) do odpovedi. Ugotovili so, da se ARV že od začetka pa vse do konca utrujanja značilno razlikuje in povečuje med izometričnim in dinamičnim naprežanjem, medtem ko je MDF v prvi polovici časa trajanja utrujajočega izometričnega in dinamičnega naprežanja enaka in tudi enako upada, v drugi polovici pa je upad med izometričnim utrujanjem značilno večji.

Kljub vsemu pa na osnovi teh ugotovitev še vedno ne moremo pojasniti, zakaj pri določenih mišicah MDF upade, medtem ko se ARV ne spremeni. Do enakega problema so v svojih raziskavah prišli tudi Hong idr. (2008) in Tucker idr. (2009). Slednji so s pomočjo mreže EMG elektrod ugotovili, da se z utrujanjem center večje (ali manjše) aktivnosti, ki ga zaznamo preko amplitudnih parametrov EMG-signalov (zaradi razpršene distribucije različnih tipov mišičnih vlaken po mišici) prenaša v različne predele iste mišice. To je strategija, s katero se kompenzirajo posledice zmanjšanja vzdražnosti membran že utrujenih mišičnih celic. Zmanjšanje vzdražnosti membran pa zaznamo kot upad močnostne frekvenca EMG-signalov. Kot odgovor na tovrstne spremembe (vzdražnosti membran) se tako lahko poveča vzdražnostni dotok (*angl.* excitatory drive), kar vpliva na dvig amplitude EMG-signalov ali pa pride tako rekoč do rotacije ME, zaradi česar lahko ostane amplituda tudi nespremenjena ob sočasnem upadu karakterističnih močnostnih frekvenc.

Spremembe EMG-signalov, ki smo jih zaznali med simulirno tekmo, so lahko bile tudi posledica specifične strukture mišičnih vlaken veslačev. V mišicah, kjer prevladuje počasen tip vlaken (tip I), lahko seveda pričakujemo manjšo utrujenost oz. kasnejši pojav le-te in s tem tudi manjše spremembe frekvenčnih parametrov EMG-signalov v primerjavi z mišicami s pretežno hitro strukturo vlaken (tip II) (Linssen idr., 1991^a; Linssen idr., 1991^b). Spremembe MNF (oz. MDF) so namreč močno povezane z biokemičnimi spremembami mišičnih vlaken tipa II (Gerdle in Fugl-Meyer, 1992). Na veslaških treningih so večinoma prisotne dolgotrajne, nizko intenzivne in neprekinjene obremenitve (Steinacker, 1993; Steinacker idr., 1998), zato mišicah veslačev prevladujejo počasna vlakna (Steinacker, 1993). V tej nalogi je to možno razbrati iz dolgih kontrakcijskih časov mišice QF ($121,09 \pm 4,69$ ms). Počasna struktura mišičnih vlaken lahko torej vsaj v določeni meri pojasni dokaj majhne spremembe MDF, ki smo jih zasledili z našimi meritvami.

Poleg tega bi lahko zaradi višje temperature mišic pričakovali tudi temperaturno kompenzacijo upada MDF oz. MNF (Madigan in Pidcoe, 2002). Vendar menimo, da je zaradi predhodnega 10-minutnega standardiziranega ogrevanja ta vpliv nepomemben. Pokazalo se je, da je sprememba MNF med visoko intenzivnimi dinamičnimi obremenitvami $2,82 \pm 0,27 \text{ Hz}/^\circ\text{C}$ (Madigan in Pidcoe, 2002), sprememba MDF pa približno $3,48\%/^\circ\text{C}$ pri 80% MVC (Merletti idr., 1984), medtem ko se pri visoko intenzivnih obremenitvah, stopnjevanih do 100% VO_2max , temperatura lahko poveča le za okoli $3,5 \text{ }^\circ\text{C}$ (Petrofsky, 1979).

Dejstvo je, da so se vzorci aktivacije mišic v zadnji minuti simulirane tekme močno razlikovali od predhodnih vzorcev. Bolj kot z utrujenostjo povezujemo spremembe ARV predvsem s taktičnim razporejanjem moči merjencev in značilnim veslaškim zaključkom tekme. Čeprav je bilo v zadnji minuti opaziti povečanje amplitude pri vseh mišicah, se je statistično značilno povečala le pri mišici RF, VL, GM in LD2. Razloge za to bi lahko iskali na eni strani v različnih načinih in/ali intenzivnostih izvedbe zaključka med merjenci, po drugi strani pa v večji utrujenosti ali tehnični izpostavljenosti teh mišic. Povečanje amplitude EMG-signala bi tako lahko bilo povezano z utrujenostjo samo pri RF, saj smo pri tej mišici opazili tudi značilen upad MDF, medtem ko se je amplituda mišice LD2 značilno povečala le v zadnji minuti, MDF pa je na koncu značilno upadla glede na začetno vrednost. Sklepamo torej, da je večja aktivnost mišice LD2 v zadnji minuti zelo verjetno posledica spremembe tehnike zaradi intenzivnejšega zaključka. Statistično značilno zmanjšanje MDF in s tem določeno stopnjo utrujenosti pa smo opazili tudi pri mišici ES in LD1. Vendar se njuni amplitudi pri tem nista spremenili, kar najverjetneje nakazuje kompenzacijo utrujenosti z rotacijo ME. Nekoliko drugače velja za mišici VL in GM, pri katerih se je amplituda statistično značilno povečala, ne da bi pri tem MDF upadla. Slednje kaže, da sta mišici, najverjetneje z rekrutacijo novih ME, utrujenost še vedno dobro kompenzirali. Posebno mesto pa ima tu še GC, saj se je amplituda te mišice značilno zmanjšala glede na njeno začetno vrednost. GC je dvosklepna mišica, ki omogoča prenos energije med segmenti (Zajac, 2002). Kljub temu da je hitro utrudljiva, se zmanjšanje njene amplitude ne zdi posledica utrujenosti, saj pri njej nismo zaznali statistično značilnega upada MDF. Z večjo verjetnostjo torej predpostavljamo, da se je tehnika potiska z nogami med veslanjem spremenila tako, da so veslači proti koncu obremenitve vse manj izkoriščali plantarno fleksijo stopala ali, natančneje, vse manj izkoriščali enega od plantarnih fleksorjev, mišico GC. Ne vemo namreč, kaj se je obenem dogajalo z drugim plantarnim fleksorjem, mišico soleus (SOL), saj se je lahko njena aktivnost povečala ali zmanjšala. V primeru povečanja aktivnosti mišice SOL bi govorili o prevzemanju funkcije znotraj mišice triceps surae, ob zmanjšanju njene aktivnosti pa o spremembi tehnike s prevzemanjem funkcije med mišicami (medmišična koordinacija). To bi veljalo v naslednjih študijah upoštevati in preučiti, saj menimo,

da bi morala m. triceps surae igrati pomembno vlogo pri ustvarjanju skupne propulzivne sile med veslanjem.

Primerjava med člani in mladinci

Pri primerjavi vzorcev utrujanja med različno starimi ($15,6 \pm 0,9$ let proti $25,5 \pm 0,7$ let), različno izkušenimi (4 leta proti 8 let) in različno uspešnimi (povprečni čas na 500 m: $1:46.1 \pm 0.8$ s proti $1:42.1 \pm 0.5$ s) veslači so So idr. (2007) med simulirano tekmo opazili več razlik. Pri mlajših, manj uspešnih in manj izkušenih veslačih niso opazili pojava BDK med mišicami. Poleg tega se je njihova strategija utrujanja razlikovala od starejših, uspešnejših in izkušenejših veslačev v tem, da so najprej utrudili manjše mišične skupine, kot so mišice rok in iztegovalke gležnja. To je z vidika učinkovitosti gibanja manj ugodno, saj so manjše mišice že tako najšibkejši člen v kinetični verigi, z utrujenostjo pa postanejo še toliko bolj šibke. Nasprotno so izkušenejši veslači najprej utrudili večje, močnejše mišične skupine, kasneje pa ob nadaljnjem utrujanju izmenjevali njihovo aktivnost in tako učinkoviteje ohranjali višjo hitrost veslanja.

Tudi v tej nalogi lahko med simulirano tekmo opazimo kar nekaj kvalitativnih razlik med člani (starost: $21,7 \pm 2,8$ let; staž: $9,4 \pm 4,3$ leta) in mladinci (starost: $17,5 \pm 1,0$ let; staž: $5,5 \pm 1,3$ leta). Pri pregledu amplitud in medianih močnostnih frekvenc EMG-signala vidimo (Slika 6.17 a–d), da so bile spremembe ARV veliko večje pri skupini mladincev, pri kateri so se ARV mišic RF, GM in VL veliko prej (že po 2 minutah) in veliko bolj (na koncu tudi za 50–70%) povečale v primerjavi s člani, kjer se je ARV povečala šele v zadnji minuti, a ne več kot za 40%. Po drugi strani so bile spremembe MDF pri obeh skupinah dokaj majhne (~10%) in podobne. Največja razlika med skupinama je opazna pri mišici RF. MDF te mišice je pri mladincih strmo upadla že v prvih 90 sekundah za okoli 13%, medtem ko je bilo pri članih upadanje manjše (do 9%) in bolj postopno ter skoraj vzporedno z upadanjem MDF mišice VL. Pri mladincih pa je MDF mišice VL ostala nespremenjena.

Čeprav so nekatere razlike v spremembah ARV in MDF med skupinama že na prvi pogled opazne, pa na osnovi opravljene statistične analize razlik med skupinama ne moremo trditi, da so te tudi pomembne in značilne. Člani so med simulirano tekmo za razliko od mladincev, pri katerih ni bilo nobenih statistično značilnih sprememb, kljub vsemu značilno zmanjšali le aktivnost mišice GC (plantarna fleksija) in LD2 ter značilno utrudili (opazen je značilen upad MDF) mišici VL in BR (Slika 6.26). Zaradi nespremenjene ARV teh dveh mišic bi tudi tu lahko sklepali, da je prišlo do rotacije ME. Po drugi strani pa so mladinci značilno bolj utrudili dvosklepno mišico RF (v časovni

točki 300 s), če skupini primerjamo glede na MDF, normalizirano na njeno vrednost pri MVC (Slika 6.38). Sklepamo torej lahko, da je sprememba tehnike potiska z nogami, pri kateri se zmanjša vloga plantarnega fleksorja GC in poveča vloga nekaterih drugih mišic (najverjetneje mišic RF, VL, GM), ena od značilnih prilagoditev veslačev z daljšim stažem in več izkušnjami. Medtem ko se pri mlajših, manj izkušenih dvosklepne mišice najverjetneje najbolj prilagajajo utrujenosti, kar pa bi sicer bilo potrebno še nekoliko bolje raziskati. Na osnovi rezultatov te študije tako ne moremo potrditi predvidevanj, ki jih navajajo So in sodelavci (2007).

Razlike v ARV in MDF med obremenitvami

Razlike med obremenitvama LP in AnP

S stopnjevanjem intenzivnosti 6-minutnih obremenitev smo ugotovili, da se na koncu osrednjega (v 300. sekundi) in v zaključnem delu (v 360. sekundi) srednje intenzivne obremenitve AnP, v primerjavi z nizko intenzivno LP, statistično značilno najbolj poveča aktivnost mišice ES. Poleg ES so v zaključnem delu pomembne tudi mišice BF, GM in LD1, v osrednjem delu pa VL (Slika 6.40). Iz tega lahko sklepamo, da sta pri prehodu iz nizke v srednje intenzivno 6-minutno obremenitev na veslaškem ergometru za ohranjanje hitrosti veslanja v osrednjem delu (do 300. sekunde) pomembni predvsem mišici iztegovalki trupa (ES) in kolena (VL), v zadnji minuti pa predvsem mišice iztegovalke trupa (ES), kolka (BF, GM) in ramenskega obroča (LD1). Aktivnost mišice RF je bila med obremenitvijo AnP ravno tako višja, vendar zaradi velike razpršenosti (SD) podatkov značilnih razlik nismo zasledili. Sklepamo torej, da se individualne razlike med veslači, pri različno intenzivnih submaksimalnih obremenitvah pojavljajo ravno v večji ali manjši aktivnosti dvosklepne mišice RF, kakor tudi enosklepne mišice GM, pri kateri je bila razpršenost razlik ravno tako velika.

Pri primerjavi obremenitev LP in AnP pa značilnih razlik v utrujenosti, ki smo jo spremljali s pomočjo MDF, nismo zasledili (Slika 6.41), saj do utrujenosti tudi najverjetneje ni prišlo, kar potrjujejo tudi nizke vrednosti LA_{max} (LP = 2,63 mmol/l, AnP = 4,64 mmol/l).

Razlike med obremenitvama AnP in MAX

S prehodom iz srednje (AnP) v najvišjo intenzivnost veslanja (MAX) se vloga oz. aktivnost mišic iztegovalk trupa (ES) in kolka (BF) v vseh delih oz. obravnavanih časovnih točkah 6-minutne obremenitve ni spremenila oz. je ostala enaka, medtem ko se je povečala predvsem aktivnost mišic iztegovalk kolena (VL, RF), upogibalk komolca (BR, BB) in aktivnost velike hrbtne mišice (LD1, LD2) – Slika 6.42. Natančnejši pregled je pokazal, da so bile v začetnem delu (»startu« oz. v

časovni točki 10 s) simulirane tekmovalne obremenitve, v primerjavi z obremenitvijo AnP, statistično značilno bolj aktivne mišice iztegovalke gležnja (GC), kolena (RF, VL) in ramenskega obroča (LD1 in LD2). Te mišice, skupaj z enosklepno iztegovalko kolka (GM) in upogibalkami komolca (BR, BB), so bile značilno bolj aktivne tudi v zaključnem delu simulirane tekme (»finišu« oz. v časovni točki 360 s), medtem ko sta bili na koncu osrednjega dela (v časovni točki 300 s) značilno najbolj aktivni le lateralna mišica iztegovalka kolena (VL) in upogibalka komolca (BB) – Slika 6.42. Ti dve mišici sta torej najpomembnejši pri ohranjanju visoke hitrosti veslanja večji del 6-minutne obremenitve MAX glede na AnP. Med obremenitvama pa se je najmočnejša statistično značilna razlika v amplitudi EMG-signala pokazala ravno pri mišici VL ($P \leq 0,001$). Slednje nakazuje pomembnost njene vloge v vseh delih simulirane tekme (v začetnem, osrednjem in zaključnem delu) v primerjavi z nižjo intenzivnostjo veslanja (AnP).

Na podlagi omenjenih rezultatov lahko torej ugotovimo, da se v najintenzivnejših delih (»startu« in »finišu«) simulirane tekmovalne obremenitve poveča aktivnost večine obravnavanih mišic (v »startu« najbolj RF, VL in LD1, v »finišu« pa RF, VL, GM in BB), pri čemer je aktivnost mišic iztegovalk kolka (GM) in upogibalk komolca (BR, BB) v »startu« manjša (neznačilno višja) in zato manj pomembna. Za ohranjanje visoke hitrosti veslanja v osrednjem delu 6-minutne simulirane tekme pa sta odgovorni predvsem mišici VL in BB. Tudi v tem primeru smo med simulirano tekmo zasledili, sicer statistično neznačilno, večjo aktivnost in veliko razpršenost razlik v ARV med obremenitvama, in sicer pri mišici RF in GM v osrednjem delu ter pri mišici GM tudi v začetnem delu. To ponovno nakazuje, da se individualne razlike med veslači, tudi pri maksimalno intenzivnih obremenitvah, kažejo v različni aktivnosti dvosklepne mišice RF in enosklepne GM ter da sta ti dve mišici, vključno z VL in BB, zelo pomembni v zaključku (»finišu«) simulirane tekme.

Po drugi strani je bila utrujenost med obremenitvijo MAX v primerjavi z AnP značilno večja le pri mišici RF, in sicer na koncu osrednjega in v zaključnem delu (v časovni točki 300 in 360 s). Obenem so se pojavile tudi višje, a statistično neznačilne, vrednosti MDF in velike individualne razlike (SD) med merjenci pri mišici iztegovalki ramenskega obroča (LD1) in upogibalki komolca (BR) – Slika 6.43. Iz tega lahko sklepamo, da so nekateri merjenci te mišice močno utrudili, drugi pa jih vključevali izrazito eksplozivno. Povečanje MDF med simulirano tekmo je namreč zelo verjetno posledica bolj eksplozivnega naprežanja teh mišic, saj eksplozivna naprežanja zahtevajo aktivacijo hitrih mišičnih vlaken, ki tudi hitreje prevajajo mišične akcijske potenciale (MFAP – *angl.* Muscle Fibre Action Potential) v primerjavi s počasnimi (Sadoyama idr., 1988). Prevodna hitrost mišičnih vlaken (MFCV – *angl.* Muscle Fibre Conduction Velocity) pa je tista, ki najbolj

vpliva na povečanje ali zmanjšanje karakterističnih frekvenc (MDF ali MNF) močnostnega spektra EMG-signala, čeprav imajo drugi mehanizmi, kot so frekvenca proženja akcijskih potencialov motoričnih enot (MUAP – *angl.* Motor Unit Action Potential) in neenotno spreminjanje MFCV posameznih aktivnih motoričnih enot (Masuda idr., 1999; Merletti in Roy, 1996; Sadoyama idr., 1983), tudi pomemben vpliv. Pri povečanju zahtevnosti oz. intenzivnosti gibanja, še posebej pri primerjavi submaksimalnih in maksimalnih obremenitev, kot je bilo to v našem primeru, pa je mogoče pričakovati, da bodo merjenci maksimalne napore poskušali premagovati tudi z eksplozivnim naprežanjem (zavestno ali nezavedno) določenih mišic in/ali mišičnih skupin.

Razlike med obremenitvama LP in MAX

Če primerjamo simulirano tekmovalno obremenitev z najnižjo obremenitvijo LP, vidimo, da so se razlike pojavljale predvsem v časovni točki 300 sekund, tj. na koncu osrednjega dela. Za ohranjanje hitrosti veslanja v tem delu 6-minutne obremenitve so bile med simulirano tekmo, v primerjavi z obremenitvijo LP, odgovorne tako iztegovalke kolena (RF, VL), kolka (GM) in ramenskega obroča – velika hrbtna mišica (LD1, LD2) kot tudi upogibalka komolca (BR). V zaključnem delu (»finišu«) se je pojavila značilno višja aktivnost večine mišic (RF, VL, GM, ES, LD1, LD2, BR in BB), kar je bilo tudi pričakovano, saj so zahteve po kar največji možni intenzivnosti veslanja v zadnji minuti največje, utrujenost pa ravno tako zelo velika, kar potrjujejo tudi visoke LA_{max} takoj po obremenitvi. V »startu« pa je bila aktivnost značilno višja le pri mišicah iztegovalkah gležnja (GC), kolena (RF, VL) in ramenskega obroča (LD1 in LD2), podobno kot pri primerjavi z obremenitvijo AnP (Slika 6.44). Značilno višje vrednosti ARV med simulirano tekmo in velika razpršenost razlik v ARV mišic RF in GM med obremenitvama tudi tu nakazujejo največjo možnost prilagajanja utrujenosti teh mišic in njun pomen v vseh fazah simulirane tekme glede na najnižjo obremenitev LP.

Utrujenost mišic RF in VL je bila v zaključnem delu obremenitve MAX značilno večja (nižja MDF) glede na LP, medtem ko je bila MDF mišice BF v začetnem delu (»startu«) simulirane tekme značilno višja, kar najverjetneje kaže na večjo eksplozivnost naprežanja. Prav tako so se pokazale velike individualne razlike oz. velika razpršenost MDF mišice LD1 v vseh časovnih točkah (neznačilno višje vrednosti razlik v MDF) in s tem tudi tendenca k bolj eksplozivnemu naprežanju med obremenitvijo MAX (Slika 6.45), tako kot je to bilo pri primerjavi z obremenitvijo AnP.

Primerjava različnih načinov normalizacije ARV in MDF

Eden od ciljev naloge je bil tudi ugotoviti razlike v posameznih načinih normalizacije EMG-parametrov, saj nam le normalizirane vrednosti EMG-signala omogočajo primerjavo aktivnosti oz. utrujanja med mišicami in med merjenci. V ta namen smo primerjali spremembe surovih, nenormaliziranih vrednosti amplitude (ARV_V) in mediane močnostne frekvence (MDF_V) EMG-signala s spremembami ARV in MDF, normaliziranih na njuno vrednost pri MVC ($nARV_{MVC}$, $nMDF_{MVC}$). Pri spremljanju utrujenosti nas je še posebej zanimala primerjava sprememb MDF_V in $nMDF_{MVC}$ z indeksom utrujenosti (IU_{MDF}), tj. z normalizacijo MDF glede na razliko med vrednostjo MDF pri MVC (MDF_{MVC}) in najnižjo vrednostjo (platojem) MDF (MDF_p) med največjim izometričnim utrujanjem, tako kot je to preizkusil že Štirn (2006) pri plavalcih med maksimalnim 100-metrskim plavanjem. S tem načinom normalizacije (oz. z indeksom utrujenosti) je opazil značilne razlike med opazovanimi mišicami in ugotovil, da se med plavanjem najbolj utrudita mišici triceps brachii in zgornji del mišice latissimus dorsi, to pa sta tudi glavni mišici, ki opisujeta podvodni del zavesljaja kravl. Tako smo zaradi možnosti natančnejše določitve normalizacijskega intervala (zgornje in spodnje meje) MDF, ki ga ponuja IU_{MDF} , pričakovali, da bo slednji najboljše odražal stopnjo utrujenosti posameznih mišic, predstavljal njeno najboljšo mero in omogočal tudi njeno najboljšo oceno v primerjavi z nenormaliziranimi in na MVC normaliziranimi vrednostmi MDF.

Primerjava med časovnimi točkami

Če tako primerjamo rezultate statistične analize razlik med izbranimi časovnimi točkami (10 s, 300 s, 360 s), ki smo jih dobili pri nenormaliziranih ali pri, na MVC, normaliziranih vrednostih ARV in MDF (ARV_V , MDF_V , $nARV_{MVC}$, $nMDF_{MVC}$), vidimo, da smo pri večini mišic dobili podobne rezultate (primerjava Slike 6.20 in 6.30, Slike 6.22 in 6.32 ter Slike 6.24 in 6.34). Pri tem lahko tudi ugotovimo, da se je normalizacija na vrednost ARV in MDF pri MVC izkazala za nekoliko bolj občutljivo, saj so se značilne razlike v opazovanih časovnih točkah pokazale pri več mišicah. In sicer smo s pomočjo normaliziranih vrednosti zasledili še dodatno statistično značilno zmanjšanje ARV mišice GC med najnižjo obremenitvijo (LP) – Slika 6.28, povečanje ARV mišice BF med srednjo obremenitvijo (AnP) – Slika 6.30 in zmanjšanje MDF mišice LD2 med simulirano tekmo (MAX) – Slika 6.34, česar pri nenormaliziranih vrednostih ni bilo mogoče opaziti.

Po drugi strani IU_{MDF} ni bilo mogoče izračunati za vse mišice, saj smo plato MDF (MDF_p) večine merjencev (tj. vsaj šestih) lahko določili le pri mišicah RF, VL in BF. Pri ostalih mišicah večina merjencev ni uspela doseči MDF_p med največjim izometričnim utrujanjem. Razlog je bil najverjetneje v prekratnem trajanju utrujanja. Merjenci so namreč imeli navodilo, da morajo

posamezno mišico maksimalno izometrično naprezati vsaj 60 sekund, po tem času pa zdržati še toliko, dokler zmorejo. To je privedlo do tega, da so nekateri zdržali tudi 90 sekund, kar je bilo za določitev MDF_p pri določenih mišicah dovolj, drugi pa so prenehali že kmalu po 60 sekundah, pri čemer podatkom, pridobljenim v tako kratkem času, nismo uspeli prirediti ustrezne eksponentne krivulje. Sprotni prikaz MDF med utrujanjem je zato pri tovrstnih meritvah dobrodošel, žal pa ga naš merilni sistem in programska oprema nista omogočala. V zvezi s tem je Štirn (2009) pri proučevanju ponovljivosti najnižje vrednosti MNF ugotovil, da se slednja doseže takrat, ko se velikost navora preneha zmanjševati. Pri največjem izometričnem utrujanju mišice triceps brachii, ki je po svoji naravi hitro utrudljiva mišica, saj je v povprečju približno tretjina njenih vlaken počasnih (Enoka, 2002; Le Bozec in Maton, 1987), je bil čas do najnižjega navora v povprečju okoli 70 sekund (Štirn, 2009), zato bi moral biti čas utrujanja počasnejših mišic, kot so to bile v našem primeru, nujno daljši od 70 sekund.

Kljub vsemu smo za mišice RF, VL in BR izračunali IU_{MDF} , s katerim pa med simulirano tekmo nismo zaznali statistično značilne utrujenosti (upada MDF) mišice RF, tako kot se je to pokazalo pri nenormaliziranih in na MVC normaliziranih vrednostih MDF (MDF_v , $nMDF_{MVC}$) – primerjava Slike 6.24, 6.34 in 6.39c. Upad IU_{MDF} je sicer opazen, vendar so bila pri tem tudi velika odstopanja med posamezniki, kar je razvidno iz velikih standardnih deviacij, pri čemer je 1 SD tudi presegala 100% (Slika 6.39c). To pomeni, da je bil IU_{MDF} pri nekaterih merjenjih višji od 100% ali celo nižji od 0%, torej nad zgornjo ali pod spodnjo mejo, ki naj bi definirali območje spreminjanja MDF oz. območje utrujanja.

Vrednosti IU_{MDF} nižje od 0% so bile predvsem posledica (pre)majhnega upada MDF med izometričnim utrujanjem, ko se je določala najnižja meja normalizacijskega intervala, tj. MDF_p oz. večjega upada MDF med veslanjem v primerjavi z izometričnim utrujanjem. Razloge za to bi lahko iskali ali v neustreznem položaju utrujanja, ki ne omogoča ustrezne aktivacije opazovane mišice, da bi dosegla največjo utrujenost ali v prevzemanju funkcije pri ustvarjanju skupne sile oz. navora v izbranem položaju (znotrajmišična in/ali medmišična koordinacija). Oboje je v primeru mišice VL, kjer so bile povprečne vrednosti IU_{MDF} v časovnih točkah 300 in 360 sekund med obremenitvama AnP in MAX nižje od 0%, smiselno, saj ima VL pomembnejšo vlogo (večja aktivnost) pri potisku z nogami (odrivanju, poskokih), kakor pri iztegu kolena, v katerem smo to mišico utrujali. Obenem pa je to ena od štirih glav mišice QF, med katerimi prihaja pri utrujanju tudi do (delnega) prevzemanja funkcije. Štirn (2006) v svoji raziskavi ni zasledil negativnih vrednosti IU na koncu maksimalnega 100-metrskega plavanja. Prav tako je bilo odstopanje v IU med merjenji (SD) manjše v primerjavi z našo raziskavo.

Vrednosti IU_{MDF} višje od 100% so po drugi strani nakazovale že prej omenjeno možnost bolj eksplozivnega mišičnega naprežanja. Tudi ta razlaga je zelo verjetna, saj je največje hoteno izometrično naprežanje (MVC) kot tip naprežanja počasno, neeksplozivno in zato so tudi MDF pri tem nižje v primerjavi s hitrejšim (eksplozivnim) dinamičnim naprežanjem mišic med veslanjem. Tudi pri Štirnu (2006) so določeni plavalci pri nekaterih mišicah (m. pectoralnih major, m. latissimus dorsi) dosegali vrednosti IU višje od 100%, vendar je bila to bolj izjema.

Iz omenjenih dejstev sledi, da IU_{MDF} v tej raziskavi ne more najbolj zanesljivo odražati sprememb mediane močnostne frekvence EMG-signala in iz teh sprememb izhajajočih predvidevanj o periferni utrujenosti posameznih mišic.

Primerjava med obremenitvami

Pri primerjavi razlik v IU_{MDF} med obremenitvami (Slika 6.46, 6.47, 6.48) smo po drugi strani zasledili podobne rezultate statistične analize kot pri primerjavi relativnih sprememb nenormaliziranih MDF (Slika 6.41, 6.43, 6.45). Razlika je bila v tem, da so IU_{MDF} nakazovali veliko večje spremembe med pari obremenitev v primerjavi s spremembami MDF_V . Tako je bila na primer razlika (statistično značilna) v MDF_V mišice RF med obremenitvama AnP in MAX v časovni točki 300 sekund 7,15% in v časovni točki 360 sekund 10,96%, razlika v IU_{MDF} pa v časovni točki 300 sekund 46,46% in v časovni točki 360 sekund 57,32%. Edino neskladje v rezultatih statistične analize se je pokazalo pri primerjavi IU_{MDF} mišice VL med obremenitvama LP in MAX (primerjava Slike 6.45 in 6.48), kjer z IU_{MDF} nismo zaznali značilnega zmanjšanja MDF te mišice, čeprav je v časovni točki 300 sekund MDF_V upadla za samo 4,46%, pri IU_{MDF} pa kar za 83,64% (31,85 odstotnih točk) oz. v časovni točki 360 sekund je MDF_V upadla le za 4,96% (statistično značilno), pri IU_{MDF} pa za 85,81% (20,69 odstotnih točk). Tako velike razlike v IU_{MDF} med obremenitvami tudi tu opozarjajo na problematičnost tega parametra.

Primerjava med mišicami

Če primerjamo še različne normalizacijske postopke za spremljanje razlik v utrujenosti med mišicami vidimo, da so bili rezultati med simulirano tekmo (MAX) v večini primerov precej različni (primerjava Slike 6.49, 6.50 in 6.51). Z normalizacijo MDF na njeno vrednost pri MVC ($nMDF_{MVC}$) in z IU_{MDF} je bilo med mišicami mogoče zaznati značilne razlike v utrujenosti (Slika 6.50), z normalizacijo MDF na njeno začetno vrednost v 10. sekundi veslanja (MDF_{sprem}) pa ne (Slika 6.49).

Pri parametru $nMDF_{MVC}$ so zanimive predvsem razlike v časovni točki 10 sekund, in sicer med mišicami GC, RF, VL, ES, LD1 in LD2 (Slika 6.50). Na osnovi značilno višje $nMDF_{MVC}$ mišice GC lahko sklepamo, da je v »startu« ta mišica delovala bolj eksplozivno v primerjavi z RF, VL, ES, LD2 (ne pa tudi v primerjavi z BF, GM, BR in BB), saj je povečanje MDF odvisno od tipa mišičnega naprežanja. Podobno bi lahko rekli tudi za mišico LD1, vendar le glede na $nMDF_{MVC}$ mišice VL.

Po drugi strani pa s pomočjo $nMDF_{MVC}$ nismo uspeli pokazati, katera mišica je bolj oz. manj utrujena, saj se je v časovni točki 300 sekund edina statistično značilna razlika pokazala med mišicama VL in LD1, v časovni točki 360 sekund pa med RF in LD1 (Slika 6.50). Pri mišicah RF, VL, ES in LD2 smo sicer v zaključnih delih simulirane tekme zasledili nižje vrednosti $nMDF_{MVC}$, vendar razlike niso bile statistično značilne v primerjavi z ostalimi mišicami. RF, ES in LD2 so bile tudi tiste mišice, pri katerih je $nMDF_{MVC}$ med časovnimi točkami značilno upadla (Slika 6.34), kar kaže na njihovo (individualno) utrujanje v okviru dane obremenitve (MAX).

Ponovno se je pokazalo, da je parameter $nMDF_{MVC}$ bolj občutljiv in to toliko bolj, kadar gre za primerjave med mišicami. Spet drugačne rezultate smo dobili pri analizi razlik IU_{MDF} . Tu se je statistično značilna razlika med mišicama VL in BR pokazala v vseh časovnih točkah, vendar nam pri tem negativne vrednosti IU_{MDF} mišice VL govorijo o morebitnih (že prej omenjenih) nepravilnostih pri izvedbi meritev in zato o ne ravno zanesljivih rezultatih IU_{MDF} .

Ugotovimo lahko torej, da se IU_{MDF} v tej nalogi ni izkazal kot zanesljiv parameter, predvsem zato, ker najnižje vrednosti oz. platoja MDF med izometričnim utrujanjem nismo uspeli izmeriti pri vseh merjenjih in vseh mišicah. Poleg tega se je tudi pokazalo, da je bilo veliko vrednosti IU_{MDF} mišic RF, VL in BR nad zgornjo ali pod spodnjo mejo intervala utrujenosti, ki definira območje spreminjanja MDF, kar je najverjetneje posledica eksplozivnega mišičnega naprežanja in premajhnega upada MDF med izometričnim utrujanjem za določanje MDF_p . Po drugi strani so nenormalizirane in na MVC normalizirane ARV in MDF pokazale podobne statistično značilne razlike med časovnimi točkami pri posamezni obremenitvi, medtem ko so se med simulirano tekmo pokazali popolnoma drugačni rezultati, če med mišicami primerjamo statistično analizo razlik v MDF, normaliziranih glede na začetno vrednost v časovni točki 10 sekund (MDF_{sprem}) ali v MDF, normaliziranih na njeno vrednost med MVC ($nMDF_{MVC}$). V obeh primerih smo z $nMDF_{MVC}$ zaznali več statistično pomembnih razlik. Vse to kaže, da je izbira normalizacijskega postopka pomembna pri analizi EMG parametrov, predvsem pri ugotavljanju razlik med mišicami in pri spremljanju sprememb v različnih časovnih intervalih med gibanjem.

Pri analizi v časovnem in frekvenčnem prostoru se tako pri statičnih kot pri dinamičnih mišičnih napreznjih najpogosteje uporablja normalizacija glede na vrednost amplitude oz. karakteristične močnostne frekvence pri največjem hotenem izometričnem napreznju (MVC) (Bolgla in Uhl, 2007; Burden in Bartlett, 1999; Cardwell idr., 2003; Ricard idr., 2006) in glede na začetno oz. najvišjo vrednost med izvedbo gibanja oz. mišičnim napreznjem (Merletti idr., 2004; So idr., 2007). Tovrstni postopki so sicer smotrni, kadar signale obdelujemo v časovnem prostoru (Bolgla in Uhl, 2007; Burden in Bartlett, 1999), saj vrednost nič dejansko odraža mišično neaktivnost, z večanjem aktivnosti pa se povečuje tudi amplituda oz. površina EMG-signala. Pri obdelavi v frekvenčnem prostoru pa je potrebno upoštevati, da karakteristične frekvence močnostnega spektra (MDF, MNF) ne dosežejo vrednosti nič in se od mišice do mišice ter med posamezniki razlikujejo (Gerdle idr., 1988; Ament idr., 1993; Jereb, 1998, Merletti in Roy, 1996; Štirn 2006, Štirn, 2009; Štirn idr., 2008). Slednje se v praksi redko upošteva.

Z iskanjem alternativnih, zanesljivejših in ponovljivejših normalizacijskih metod EMG-signala, predvsem za dinamična mišična napreznja (kot je kolesarjenje, izokinetični skok iz polčepa, sprint na 20 metrov, zelo hitra hoja, stoja na eni nogi), se je v zadnjem času ukvarjalo kar nekaj avtorjev (Albertus-Kajee idr., v tisku; Ball in Scurr, 2010; Chapman idr., 2010; Murley idr., 2010; Norcross idr., 2010), a večinoma le z analizami v časovnem prostoru (ARV, RMS). Za normalizacijo EMG-signala v frekvenčnem prostoru pa ni bilo veliko narejenega. Kot smo že omenili, se je s tem ukvarjal Štirn (2006), ki je uspešno definiral interval spreminjanja MNF s pomočjo normalizacije na razliko med njeno vrednostjo pri MVC in vrednostjo pri največjem izometričnem utrujanju (MNF_p). Na tej osnovi je med maksimalnim 100-metrskim plavanjem spremljal srednjo močnostno frekvenco EMG-signala in tako kot mi na koncu izračunal indekse utrujenosti, ki so uspešno in logično odražali stopnjo utrujenosti posameznih mišic, pomembnih pri tehniki kravl. S svojim nadaljnjim delom je Štirn (2009) nato tudi pokazal visoko ponovljivost ($ICC > 0,90$) MNF_p pri posameznem tipu mišičnega napreznja (izometrično, dinamično). Ugotovil je tudi, da se MNF_p razlikuje, če jo izračunamo iz podatkov, pridobljenih med izometričnim (izteg komolca) ali med dinamičnim enosklepnim (izteg komolca) ali večsklepnim (potisk s prsi) utrujanjem, da je MNF_p neodvisna od začetne intenzivnosti izometričnega utrujanja (60%, 80% ali 100% MVC, $ICC > 0,90$) in da ena serija utrujanja zadošča za določanje MNF_p tako pri izometričnem kot pri dinamičnem napreznju. Slednje smo med izometričnim iztegovanjem kolena zasledili tudi mi v eni od naših neobjavljenih raziskav (Geržević idr., 2007 – neobjavljeno delo).

Na osnovi razlik in nezadostne ponovljivosti MNF_p med izometričnim in dinamičnim utrujanjem do odpovedi Štirn (2009) zaključuje, da je potrebno pri določanju MDF_p in normalizaciji EMG-parametrov na njeni osnovi vedno upoštevati tako imenovani princip odvisnosti od naloge (*angl.* task dependency), torej MDF_p vselej izmeriti pri enakem tipu mišičnega naprežanja, kot je tisto, ki ga proučujemo. Do enakih zaključkov so prišli tudi drugi raziskovalci, ki so proučevali zanesljivost in ponovljivost normalizacije EMG-signalov v časovnem prostoru (Albertus-Kajee idr., v tisku; Ball in Scurr, 2010; Chapman idr, 2010).

V naši raziskavi smo uporabili tri normalizacijske postopke amplitudnih in frekvenčnih parametrov EMG-signalov: 1.) normalizacijo glede na začetno vrednost ARV in MDF med veslanjem v časovni točki 10 sekund oz. njihovo relativno spremembo, 2.) normalizacijo glede na vrednost ARV in MDF med MVC ter 3.) normalizacijo glede na razliko med vrednostjo MDF med MVC in med MDF_p . Ponovljivosti in zanesljivosti (ICC) nismo računali, da bi lahko določili najustreznejši normalizacijski postopek, saj je bil cilj naloge ugotoviti razlike, ki jih dajo različni načini normalizacije. Pri tem smo na osnovi predhodnih raziskav (Štirn, 2006) pričakovali, da bo IU_{MDF} najbolje odražal periferno živčno-mišično utrujenost posameznih mišic, kar pa se ni potrdilo, saj so se pojavile težave pri zajemanju EMG-signalov med največjim izometričnim utrujanjem in pri računanju MDF_p . Po drugi strani so se za potrebe ugotavljanja utrujenosti med različno intenzivnim 6-minutnim veslanjem nekatere pomembne razlike in spremembe amplitudnih in frekvenčnih parametrov dovolj dobro pokazale tudi z normalizacijo glede na vrednost ARV in MDF med MVC.

Tako se je izkazalo, da se v »startu« simulirane tekmovalne obremenitve najbolj eksplozivno napreža mišica GC (višja MDF) (a nič bolj kakor BF, GM, BR in BB), ki pa svojo vlogo oz. aktivnost do konca obremenitve zmanjšuje (upad ARV) in se ne utruje (nespremenjena MDF). Aktivnost mišic RF, VL in GM se je vseh 6 minut povečevala (naraščanje ARV), v »finišu« pa sta svojo aktivnost še dodatno povečali mišici RF in LD2 (povečanje ARV). Med simulirano tekmo je tako RF izkazala največjo utrujenost (povečanje ARV in upad MDF), LD2 pa se je utrudila le oz. šele v »finišu« (povečanje ARV in upad MDF). VL in GM sta utrujenost najverjetneje kompenzirali z rekrutacijo novih motoričnih enot (povečanje ARV in nespremenjena MDF), ES in LD1 pa najbrž z rotacijo motoričnih enot (nespremenjena ARV in upad MDF). Ostale mišice (BF, BR, BB) so bile ves čas bolj ali manj enako aktivne in se niso utrujale, kar je pričakovano, saj so, vključno z LD, tudi najbolj šibke (Slika 6.2).

Subjektivne ocene utrujenosti

Analiza subjektivnih ocen utrujenosti na osnovi ranga (RU) in stopnje (SU) utrujenosti nam je pokazala, da je RU primernejši (bolj občutljiv) takrat, kadar ugotavljamo razlike v utrujenosti med mišicami v okviru dane obremenitve (Slika 6.18), medtem ko je SU primernejša (bolj občutljiva) za zaznavanje razlik med različnimi intenzivnostmi obremenitve (Slika 6.19). S pomočjo RU smo namreč ugotovili, da je mišična skupina quadriceps femoris – iztegovalke kolena (QF) med vsemi najbolj utrujena, tako po simulirani tekmi (MAX) kakor tudi po srednje intenzivni obremenitvi (AnP), ne pa tudi po nizko intenzivni obremenitvi (LP). To potrjujejo statistično značilne razlike RU med QF in vsemi ostalimi mišicami (mišičnimi skupinami). Značilno višji RU se je po simulirani tekmi pokazal tudi pri upogibalkah komolca (BR+BB) v primerjavi z iztegovalkami trupa (ES) in ramenskega obroča (LD).

Po drugi strani so bile ocene SU mišic iztegovalk gležnja (GC), kolena (QF) in kolka (BF) ter upogibalke komolca (BR+BB) značilno višje med simulirano tekmo v primerjavi z obema nižjima obremenitvama (LP in AnP). Pri mišični skupini GC se je razlika pokazala tudi med LP in AnP. Pri ostalih mišicah (GM, ES in LD) ni bilo razlik v subjektivnih ocenah SU med obremenitvami. To pomeni, da se s stopnjevanjem intenzivnosti obremenitve povečuje utrujenost mišic nog (GC, QF, BF) in rok (BR+BB), ne pa tudi trupa (ES, LD), kar je nekako skladno s prej omenjenimi rezultati RU, kjer se je po obremenitvi AnP in MAX izkazalo, da so iztegovalke kolena (QF) najbolj utrujene mišice, mišice rok (BR+BB) pa bolj utrujene od mišic trupa (ES, LD) po obremenitvi MAX. Ocene SU so to še dodatno potrdile, saj je bila po obremenitvi MAX stopnja utrujenosti mišice QF značilno višja od ES.

Če rezultate subjektivnih ocen utrujenosti primerjamo z rezultati MDF, opazimo razhajanja tako pri primerjavah utrujenosti med mišicami (primerjava Slike 6.18 in 6.50) kot med obremenitvami (primerjava Slike 6.19, 6.41, 6.43 in 6.45). Na osnovi statistične analize MDF se je namreč med mišicami in med obremenitvami pokazalo bistveno manj razlik kot pri analizi RU in SU. Razhajanja omenjenih rezultatov bi lahko bila posledica neustreznega normalizacijskega postopka MDF, čeprav se zavedamo, da na spremembe MDF vpliva tudi veliko drugih dejavnikov, kot so spremembe prevodne hitrosti mišičnih akcijskih potencialov, koncentracija zunajceličnega K^+ , znotrajmišični pH oz. koncentracija H^+ , seveda pa tudi pretok krvi skozi mišice in sprememba njene temperature.

8. ZAKLJUČEK

Vsaka športna panoga ali disciplina ima svoje tehnično-taktične zahteve, torej različne zahteve glede zaporedja vključevanja posameznih mišic v gibanje, razporejanja moči, intenzivnosti in trajanja obremenitev. Pojavljajo se razlike v tipu, hitrosti in trajanju mišičnega napreznja ter nenazadnje tudi v načinu utrujanja posameznih mišic. Vse to je pomembno z vidika načrtovanja športne vadbe, izbire vadbenih sredstev, metod in obremenitev. Poznavanje ključnih mišic, ki so najbolj aktivne oz. se najprej in/ali najbolj utrudijo, pa je še toliko bolj pomembno za uspešnost in napredek ter optimalno kondicijsko in tehnično-taktično pripravo v individualnih panogah, kot so tek, kolesarjenje, plavanje ali veslanje.

Elektromiografija je metoda, ki omogoča kontinuirano spremljanje dogajanja v mišici in se jo lahko uporabi za preučevanje tako tehnike gibanja kot tudi utrujenosti. Z ustrezno obdelavo EMG-signala v časovnem in frekvenčnem prostoru dobimo namreč parametre, ki se spreminjajo ob pojavljanju periferne živčno-mišične utrujenosti. Šele z ustrezno normalizacijo pa lahko dobljene parametre, izmerjene pri različnih mišicah oz. pri istih mišicah različnih posameznikov ali v različnih dneh, neposredno tudi primerjamo.

Raziskave, ki so proučevale spremembe EMG-signala v različnih športih, kot so tek (Ament idr., 1993), kolesarjenje (Dorel, 2009; Jereb, 1998), plavanje (Štirn idr., 2006) in veslanje (So idr., 2007), so pokazale, da se pod vplivom utrujenosti pojavijo različne strategije in vzorci mišične aktivacije (koordinacije) ter kompenzacije utrujenosti. Tako imenovano biodinamično kompenzacijo (BDK) so med veslanjem, na osnovi spremljanja sprememb karakterističnih frekvenc močnostnega spektra EMG-signala, zasledili So idr. (2007). V teh in mnogih drugih študijah lahko opazimo različne normalizacijske postopke, ki so sicer ustrezni, kadar EMG-signal obdelujemo v časovnem prostoru (ARV, RMS) a le redko se upošteva dejstvo, da karakteristične močnostne frekvence EMG-signala (MDF, MNF) ob največji utrujenosti nikoli ne dosežejo vrednosti nič, temveč se ustalijo na nekem nivoju (platoju), ki je lahko pri različnih mišicah in posameznikih različen. Postopek normalizacije MNF, ki to dejstvo upošteva, je prvi uporabil Štirn (2006), ki je pokazal je, da le-ta ustrezno in logično odraža stopnjo in razlike v utrujenosti mišic med maksimalnim plavanjem na 100 metrov kravl.

Namen naloge je tako bil s pomočjo časovnih in frekvenčnih parametrov EMG-signala zaznati in ugotoviti razlike v vzorcih aktivacije, utrujanja in BDK devetih mišic med različno intenzivnim

veslanjem na ergometru ter med dvema skupinama veslačev (člani, mladinci). Ugotoviti smo želeli še, katere mišice oz. mišične skupine se med simulirano tekmovalno obremenitvijo najprej in/ali najbolj utrudijo ter razlike v rezultatih različnih normalizacijskih postopkov EMG-parametrov. Tako izraženo periferno živčno-mišično utrujenost pa preveriti s primerjavo subjektivnih ocen stopnje in vrstnega reda utrujenosti.

Skupina enajstih, dobro treniranih veslačev, z vsaj 4-letnim tekmovalnim in vadbenim stažem je tako opravila serijo meritev, ki so potekale v dveh delih. V prvem (uvodnem) delu so merjenci izvedli večstopenjski prekinjajoči laktatni test, na osnovi katerega sta bili določeni dve submaksimalni intenzivnosti veslanja (LP in AnP), ki sta bili nato izvedeni v drugem (glavnem) delu meritev, ko so merjenci opravili omenjeni dve submaksimalni obremenitvi (LP, AnP) in eno simulirano tekmo (MAX) v trajanju 6 minut na veslaškem ergometru. Poleg tega so bile izmerjene tudi kontraktilne lastnosti mišice quadriceps femoris in za določanje normalizacijskih vrednosti EMG-parametrov posameznih mišic še največje hoteno izometrično naprezanje (MVC) ter največje hoteno izometrično utrujanje (60–90 s). Med LP, AnP, MAX, MVC in izometričnim utrujanjem smo kontinuirano spremljali EMG-signal naslednjih mišic: gastrocnemius medialis (GC), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), gluteus maximus (GM), erector spinae (ES), spodnji del latissimus dorsi (LD1), zgornji del latissimus dorsi (LD2), brachioradialis (BR) in biceps brachii (BB). Pred, med in po 6-minutnih obremenitvah smo opazovali tudi nekatere biomehanske, biokemične in respiratorne parametre, kot so pot, moč in frekvenca veslanja, koncentracijo laktata v krvi ter poraba kisika. Neposredno po vsaki obremenitvi so merjenci izpolnili še poseben vprašalnik, s katerim smo pridobili subjektivne ocene stopnje in vrstnega reda utrujenosti posameznih mišic oz. mišičnih skupin.

EMG-signale smo obdelali v časovnem in frekvenčnem prostoru. Spremembe in razlike v amplitudah (ARV) in medianih močnostnih frekvencah (MDF) smo med veslanjem opazovali nenormalizirano (ARV_V , MDF_V), normalizirano glede na njuno vrednost v začetnem delu posamezne veslaške obremenitve (ARV_{sprem} , MDF_{sprem}) in normalizirano glede na njuno najvišjo vrednost pri MVC ($nARV_{MVC}$, $nMDF_{MVC}$). Poleg tega smo MDF normalizirali še glede na razliko med njeno najvišjo vrednostjo pri MVC in najnižjo vrednostjo med največjim hotenim izometričnim utrujanjem ter jo označili kot indeks utrujenosti (IU_{MDF}).

Rezultati so pokazali, da so bili merjenci res dobro trenirani, saj so dosegali relevantne rezultate v nekaterih biomehanskih, biokemijskih in respiratornih parametrih. Skupini članov in mladincev sta bili po aerobnih (VO_{2max} , VO_2) in anaerobnih (M_{max} , LA_{max} , dLA) sposobnostih enakovredni, saj

se, razen po starosti, največji absolutni porabi kisika (absVO_2max) med obremenitvijo LP in volumnu porabljenega kisika (VO_2) med obremenitvijo LP in AnP, nista značilno razlikovali.

Na podlagi dolgih kontrakcijskih časov (~ 120 ms) mišice QF smo lahko sklepali, da so imeli merjenci pretežno počasno strukturo mišičnih vlaken, kar je za veslače tudi značilno (Steinacker, 1993). Absolutno najmočnejši so bili pri iztegu kolka in trupa, ki jima je sledil izteg kolena, najmanj močne pa so se izkazale mišice upogibalke komolca.

Na osnovi zastavljenih ciljev smo predpostavili, da se bo amplituda EMG-signala med maksimalnim 6-minutnim veslanjem značilno povečala, mediana močnostna frekvenca pa značilno zmanjšala pri mišicah iztegovalkah kolena (RF, VL), trupa (ES) in ramenskega obroča (LD). Pričakovali smo tudi, da bo do BDK prišlo med hrbtnimi in stegenskimi mišicami ter da bodo na koncu simulirane tekme te mišice tudi najbolj utrujene. Prvi del te hipoteze lahko skoraj v celoti potrdimo, saj se je ARV med opazovanimi časovnimi točkami značilno povečala pri iztegovalkah kolena (RF, VL), kolka (GM) in ramenskega obroča (LD), ne pa tudi pri iztegovalkah trupa (ES), MDF pa je značilno upadla pri mišicah RF, ES in LD. BDK je bila med mišicama RF in ES sicer nakazana, a ne tako očitna, kot so jo zasledili drugi raziskovalci (So idr., 2007). Tudi upadi MDF so bili za 7–20% manjši kot v drugih raziskavah. Primerjava razlik v spremembah MDF ($\text{MDF}_{\text{sprem}}$) in v MDF, normaliziranih glede na vrednost pri MVC (nMDF_{MVC}), pa med mišicami ni pokazala značilnih razlik kljub upadu MDF mišic RF (11%), ES (7,5–9,5%) in LD (6%) med obremenitvijo MAX. Pri nMDF_{MVC} se je v časovni točki 300 sekund značilna razlika pokazala le med mišicama VL in LD1, v časovni točki 360 sekund pa med mišicama RF in LD1, kar pomeni, da naj bi bili mišiči iztegovalki kolena bolj utrujeni od iztegovalke ramena. Zaradi neznačilnih razlik v $\text{MDF}_{\text{sprem}}$ in minimalnih razlik v nMDF_{MVC} med mišicami pa drugega dela naše prve hipoteze ne moremo sprejeti.

Sprejmemo lahko tudi našo drugo hipotezo, s katero smo predpostavili, da bo vzorec aktivacije in utrujanja mišic med simulirano tekmo drugačen v primerjavi z obema nižjima obremenitvama. Iz obremenitve v obremenitev se je namreč pokazalo sistematično naraščanje amplitude EMG-signala enih mišic, medtem ko se amplituda drugih mišic ni bistveno spremenila. Na ta način smo zaznali ključne mišice in njihovo vlogo pri različnih intenzivnostih veslanja. Med najnižjo intenzivno obremenitvijo (LP) so bile namreč spremembe ARV vseh mišic minimalne, v območju $\pm 10\%$ glede na začetno vrednost. Statistično značilen je bil le upad na MVC normalizirane ARV mišice GC. Med srednje intenzivno obremenitvijo (AnP) je amplituda mišic iztegovalk kolena (RF, VL), kolka (BF, GM), trupa (ES) in ramenskega obroča (LD1) narasla za 10–20%, a statistično značilno

le pri RF, BF in LD1, medtem ko so bile pri ostalih mišicah (GC, LD2, BR, BB) spremembe minimalne ($< \pm 10\%$). Med simulirano tekmovalno obremenitvijo (MAX) pa se je le pri iztegovalkah kolena (RF, VL) in kolka (GM) amplituda statistično značilno povečala, in to za kar 30–40% glede na začetno vrednost. Amplituda mišice GC je pri tem značilno upadla za približno 17%, medtem ko so bile spremembe ostalih mišic (BF, ES, LD1, LD2, BR, BB) minimalne ($\pm 10\%$). V zadnji minuti simulirane tekme še posebej izstopa dodatno povečanje aktivacije mišic RF, VL, GM in LD2, najverjetneje kot posledica rekrutacije hitrih motoričnih enot (ME) (Mäestu idr., 2006) zaradi povečanega tempa veslanja.

Podobno so bile tudi spremembe mediane močnostne frekvence EMG-signala vseh mišic minimalne (statistično neznačilne), tako med najnižjo kot med srednje intenzivno obremenitvijo (LP, AnP). MDF je značilno upadla le med simulirano tekmo (MAX), in sicer pri mišicah RF (11%), ES (7,5–9,5%), LD1 (6%) in LD2 (6%).

Primerjava ARV in MDF v posamezni časovni točki (10 s, 300 s, 360 s) med obremenitvama AnP in MAX (kot najbolj zanimiva) pa je pokazala, da so v startu (časovna točka 10 s) značilno bolj aktivne mišice GC, RF, VL, LD1 in LD2, ki se jim v zaključnem delu (»finišu«, časovna točka 360 s) pridružijo še GM, BR in BB. V osrednjem delu (časovna točka 300 s) pa sta značilno večjo aktivnost pokazali le mišica VL in BB. Po drugi strani je bila MDF med obremenitvijo MAX značilno nižja samo pri mišici RF v časovni točki 300 in 360 sekund.

Omenjeni rezultati (ARV in MDF) kažejo, da se spremembe karakterističnih frekvenc začnejo pojavljati nekoliko kasneje, pri višjih intenzivnostih veslanja kot spremembe amplitude, kar je v skladu z raziskavami (Camic idr., 2010; Petrofsky, 1979) in posledica različnih, neodvisnih fizioloških mehanizmov (znižanje pH, povečanje zunajceličnega K^+), ki vplivajo na ta dva parametra (Camic idr., 2010; Hong idr., 2008; Tucker idr., 2009). Tako lahko zaključimo, da se je med simulirano tekmo v tej nalogi utrujenost pojavila le pri dvosklepni mišici iztegovalki kolena (RF), saj je njena MDF značilno upadla in obenem ARV značilno narasla, iztegovalka ramena (LD) pa se je utrudila šele v zadnji minuti veslanja. Druga iztegovalka kolena (VL) in iztegovalka kolka (GM) sta utrujenost še kompenzirali z rekrutacijo novih ME, saj se je njuna ARV značilno povečala, MDF pa ostala nespremenjena, medtem ko je mišica iztegovalka trupa (ES) utrujenost najverjetneje kompenzirala z rotacijo ME (Tucker idr., 2009), saj je njena MDF značilno upadla, obenem pa se ARV ni spremenila. Posebej zanimivo je bilo obnašanje iztegovalka gležnja (GC), ki je svojo aktivnost skozi 6-minutno obremenitev MAX značilno zmanjšala. V startu so tako bile najbolj aktivne mišice iztegovalka gležnja (GC), kolena (RF, VL) in ramenskega obroča (LD1,

LD2), ki so se jim v »finišu« pridružile še iztegovalka kolka (GM) in upogibalke komolca (BR, BB), medtem ko sta bili v osrednjem delu za ohranjanje hitrosti veslanja odgovorni predvsem mišici VL in BB. V primerjavi z obremenitvijo AnP je bila med simulirano tekmo bolj utrujena le dvosklepna mišica iztegovalka kolka (RF). Pri srednji intenzivnosti veslanja (AnP) so se utrujenosti približevale (rekrutacija novih ME in/ali sprememba oblike akcijskih potencialov) le dvosklepna iztegovalka kolena (RF), dvosklepna iztegovalka kolka (BF) in iztegovalka ramena (LD1), ki je bila med njimi tudi najbolj aktivna. Medtem ko se utrujenost pri najnižji intenzivnosti (LP) ni pojavila, na kar kažejo ne samo nizke koncentracije LA, temveč tudi odsotnost sprememb časovnih in frekvenčnih parametrov EMG-signalov.

Tretje hipoteze, ki je predpostavljala, da se bo BDK pojavila pri uspešnejših oz. starejših veslačih z daljšim stažem, medtem ko se bodo pri manj uspešnih oz. mlajših veslačih vse mišice postopoma utrujale ves čas trajanja največjega navora (kot so to zaznali So idr. (2007)) v tej nalogi nismo uspeli potrditi. Določene razlike med skupinama pa smo kljub vsemu zaznali. Tako se je pokazalo, da je bila aktivacija mišic med simulirano tekmo pri mladincih kar precej večja (40–70% povečanje ARV) v primerjavi s člani (20–40% povečanje ARV), vendar se je pri mladincih ARV značilno povečala le pri mišici iztegovalki kolka (GM), medtem ko je pri članih ARV značilno narasla le v zadnji minuti pri dvosklepni iztegovalki kolena (RF) in iztegovalki ramena (LD2). Pred tem pa je aktivnost iztegovalka gležnja (GC) in ramena (LD2) postopno in značilno upadla. Obenem pri mladincih nismo zasledili nobenih značilnih sprememb v mediani močnostni frekvenci. Le pri mišici RF je MDF izraziteje, a neznačilno upadla (za 14%) v prvi 1,5 minuti in ostala bolj ali manj na enakem nivoju do konca obremenitve. Nasprotno je MDF pri članih značilno upadla pri iztegovalki kolena (VL) in trupa (ES) ter upogibalki komolca (BR). Ti upadi so bili bolj ali manj linearni in ne večji od 10%. Poleg tega se je v časovni točki 300 sekund med skupinama pojavila značilna razlika v normalizirani MDF ($nMDF_{MVC}$) mišice RF, kar nakazuje nekoliko večjo utrujenost dvosklepne iztegovalka kolena pri skupini mladincev.

Iz povednega lahko sklenemo, da so mladinci utrujenost najverjetneje kompenzirali z rekrutacijo novih ME, predvsem z iztegovalkami kolka (GM), na kar kaže povečanje ARV brez sprememb MDF. Medtem ko so člani utrujenost kompenzirali preko rekrutacije novih oz. hitrih ME dvosklepne iztegovalka kolena (RF) (značilno povečanje ARV le v zadnji minuti) in pa z rotacijo ME pri enosklepni iztegovalki kolena (VL), iztegovalki trupa (ES) ter upogibalki komolca (BR), saj je njihova MDF upadla, brez sprememb v ARV. Izgleda tudi, da je sprememba tehnike potiska z nogami, tako da se zmanjša vloga plantarnega fleksorja (GC) in poveča vloga nekaterih drugih mišic (RF, VL, GM), ena od značilnih prilagoditev veslačev z daljšim stažem in več izkušnjami.

Vsekakor bi veljalo vsa ta sklepanja še dodatno preveriti in raziskati, kajti majhno število merjencev v eni in drugi skupini (7 članov, 4 mladinci) vsekakor vpliva na dobljene rezultate. Razpršenost podatkov je bila pri tem namreč kar velika.

S četrto hipotezo smo predvidevali, da bodo različni načini normalizacije amplitude in mediane močnostne frekvence EMG-signala pokazali različne rezultate, pri čemer bo normalizacija MDF glede na razliko med njeno vrednostjo pri MVC in vrednostjo njenega platoja (t. i. indeks utrujenosti – IU_{MDF}) najbolj odražala periferno živčno-mišično utrujenost. Prvi del te hipoteze lahko deloma zavržemo, saj so relativne spremembe ARV in MDF (normalizacija glede na začetno vrednost med veslanjem) med časovnimi točkami 10, 300 in 360 sekund pokazale podobne rezultate kakor spremembe ARV in MDF, normalizirane na njihovo vrednost pri MVC ($nARV_{MVC}$, $nMDF_{MVC}$). Za celo nekoliko bolj občutljivega se je izkazal drugi način normalizacije, saj so se značilne razlike v opazovanih časovnih točkah pokazale pri več mišicah. Po drugi strani se rezultati sprememb IU_{MDF} niso ujemali z rezultati ostalih dveh normalizacijskih postopkov, kar pa je bila očitno bolj posledica težav z določanjem najnižjih vrednosti MDF med največjim hotenim izometričnim utrujanjem (MDF_p) kot posledica neustreznosti samega načina normalizacije. Pri večini mišic in merjencih namreč nismo uspeli določiti MDF_p zaradi prehitre odpovedi merjencev med izometričnem utrujanju. Iz tega sledi, da IU_{MDF} v tej nalogi ne more najbolj zanesljivo odražati sprememb MDF in iz teh sprememb izhajajočih predvidevanj o periferni utrujenosti posameznih mišic. Pri tovrstni normalizaciji moramo biti zelo pozorni na to, da posamezno mišico dovolj dolgo utrujamo, da dosežemo MDF_p (tj. več kot 70 sekund) in da normalizacijske vrednosti določimo pri enakem tipu mišičnega naprežanja, kot je tisto, ki ga proučujemo (Štirn, 2009). V tej nalogi tako drugega dela četrte hipoteze nismo uspeli niti potrditi niti zavreči.

Naša zadnja hipoteza pa je bila, da se bo ocena periferne utrujenosti posameznih mišic preko IU_{MDF} ujemala s subjektivnimi ocenami stopnje in vrstnega reda utrujenosti, pridobljenimi s pomočjo posebnega vprašalnika. Že na osnovi prej omenjenih dejstev glede težav z določanjem MDF_p in posledično računanjem IU_{MDF} lahko sklenemo, da te hipoteze ne moremo ne sprejeti ne zavreči. Kljub vsemu pa smo s pomočjo vprašalnika o vrstnem redu oz. rangju utrujenosti (RU) ugotovili, da so mišice iztegovalke kolena (QF) značilno bolj utrujene od vseh ostalih mišic, tako po simulirani tekmi kot tudi po srednje intenzivni obremenitvi AnP, ne pa tudi po obremenitvi LP. Med simulirano tekmo smo zasledili tudi značilno višjo utrujenost upogibalk komolca (BR+BB) v primerjavi iztegovalkami trupa (ES) in ramenskega obroča (LD).

Po drugi strani smo iz ocen o stopnji utrujenosti (SU) razbrali, da se med različno intenzivnimi 6-minutnimi obremenitvami SU iz obremenitve v obremenitev povečuje. Statistično značilne razlike med obremenitvama LP in MAX ter AnP in MAX smo tako zasledili pri mišicah iztegovalkah gležnja (GC), kolena (QF) in kolka (BF) ter upogibalke komolca (BR+BB). Pri mišici GC se je značilna razlika v SU pojavila tudi med obremenitvama LP in AnP, medtem ko pri ostalih mišicah (GM, ES, LD) značilnih razlik med obremenitvami nismo zasledili. Obenem so bile ocene SU iztegovalk kolena (QF) tudi značilno višje od iztegovalk trupa.

Na osnovi subjektivnih ocen torej sklepamo, da so iztegovalke kolena pričakovano pri veslanju najbolj utrujene mišice. Utrujenost mišic nog (GC, QF, BF – dvosklepne mišice) in rok (BR+BB) se po ocenah veslačev s stopnjevanjem intenzivnosti obremenitve povečuje, kar pa ne velja za mišice kolka (GM) in trupa (ES, LD). Zanimivo je, da so bile ocene tako stopnje kot tudi vrstnega reda (ranga) utrujenosti iztegovalk trupa pri vseh intenzivnostih med najnižjimi, kar kaže na velike razlike v zaznavanju utrujenosti teh mišic glede na ostale (npr. iztegovalke nog) in s tem zelo verjetno tudi na velike razlike v dejanski utrujenosti.

Če torej rezultate subjektivnih ocen utrujenosti primerjamo z rezultati EMG-parametrov, opazimo razhajanja. Statistična analiza EMG-parametrov je namreč pokazala bistveno manj razlik med obremenitvami in med mišicami kot analiza subjektivnih ocen. Ta razhajanja bi lahko bila posledica neustreznih normalizacijskih postopkov, čeprav se je pri tem potrebno zavedati, da na EMG-signal vpliva tudi veliko število drugih dejavnikov, kot so postavitev in usmerjenost elektrod, premikanje mišic pod elektrodami, debelina podkožne tolšče, medelektrodna razdalja, velikost in oblika elektrod, presluh, temperatura mišice, pretok krvi skozi mišice in seveda živčno-mišični oz. biokemijski ter elektrokemijski dejavniki.

9. PRILOGE

PRILOGA I – Vprašalnik o subjektivni oceni vrstnega reda utrujenosti mišic po različno intenzivnem veslanju na veslaškem ergometru

Pozdravljen!

Najprej iskrena hvala, da si se udeležil meritev in tako tudi ti prispeval svoj delež k razvoju in napredku znanja na področju znanstveno-raziskovalnega dela v veslanju oz. športu nasploh. Pred tabo je vprašalnik, s katerim bomo ugotavljali povezanost subjektivne ocene utrujenosti ključnih mišic pri veslanju s spremembami parametrov, ki naj bi stopnjo utrujenosti pokazali objektivno. Zato bi te prosili, da na vprašalnik odgovoriš iskreno, na osnovi lastnih občutkov, in sicer tako, da najbolj utrujeno mišico označiš z zaporedno številko 1, najmanj utrujeno pa z zaporedno številko 7. Če imaš občutek, da sta dve mišici (ali več) enako utrujeni, potem ju (jih) označi z isto zaporedno številko.

Ime in priimek: _____

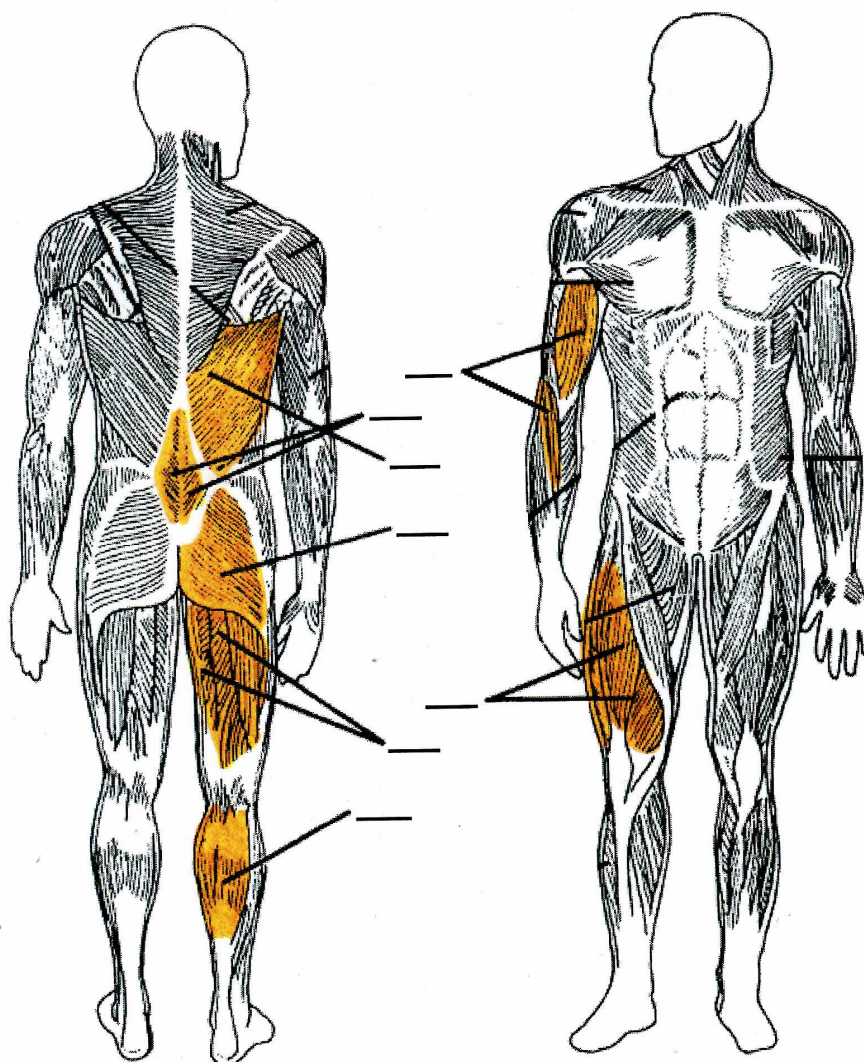
Tekmovalni staž: _____

Starost: _____

Telesna masa: _____

Obremenitev (obkroži): 1. LP 2. AnP 3. MAX

Telesna višina: _____



PRILOGA II – Vprašalnik o subjektivni oceni stopnje utrujenosti mišic po različno intenzivnem veslanju na veslaškem ergometru

Pozdravljen!

Najprej iskrena hvala, da si se udeležil meritev in tako tudi ti prispeval svoj delež k razvoju in napredku znanja na področju znanstveno-raziskovalnega dela v veslanju oz. športu nasploh. Pred tabo je vprašalnik, s katerim bomo ugotavljali povezanost subjektivne ocene utrujenosti ključnih mišic pri veslanju s spremembami parametrov, ki naj bi stopnjo utrujenosti pokazali objektivno. Zato bi te prosili, da na vprašalnik odgovoriš iskreno, na osnovi lastnih občutkov, in sicer tako, da pri spodaj navedenih mišicah, na merski skali od 0 do 10, označiš stopnjo njene utrujenosti, pri čemer 0 pomeni najmanj utrujeno in 10 najbolj utrujeno.

Ime in priimek: _____ Tekmovalni staž: _____
Starost: _____ Telesna masa: _____
Obremenitev (obkroži): 1. LP 2. AnP 3. MAX Telesna višina: _____

»Meča« (m. gastrocnemius)	0 _____	10 _____
»Sprednje stegenske mišice« (m. quadriceps femoris)	0 _____	10 _____
»Zadnje stegenske mišice« (m. biceps femoris)	0 _____	10 _____
»Gluteus« (m. gluteus maximus)	0 _____	10 _____
»Spodnje hrbtne mišice« (m. erector spinae)	0 _____	10 _____
»Latis – velika hrbtne mišica« (m. latissimus dorsi)	0 _____	10 _____
»Mišice rok« (m. biceps brachii in brachioradialis)	0 _____	10 _____

PRILOGA III – Preglednica 6.5

Preglednica 6.5: Osnovni statistični podatki nekaterih biomehanskih/kinetičnih (Pot, P_{povpr}, f_{povpr}), biokemičnih (L_{Amir}, L_{Amax}, dLA) in respiratornih (relVO₂max, absVO₂max, VO₂) parametrov med obremenitvami a) LP (laktatni prag), b) AnP (anaerobni prag) in c) MAX (simulirana tekma).

a) LP

Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N
L_LAmir (mmol/l)	1,32	0,39	0,80	1,90	11
L_LAmax (mmol/l)	2,63	0,37	2,10	3,30	11
L_dLA (mmol/l)	1,31	0,44	0,50	2,10	11
L_relVO ₂ max (ml/kg/min)	56,15 / 54,62*	7,31 / 5,54*	47,65	71,48 / 63,50*	11 / 10*
L_absVO ₂ max (l/min)	4,91	0,52	4,05	5,90	11
L_VO ₂ (ml)	24861,65	2608,17	21230,22	29832,36	11
L_Pot (m)	1657,93	74,43	1521,00	1753,90	11
L_P _{povpr} (W)	274,63	35,75	211,10	323,80	11
L_f _{povpr} (št.zav./min)	23,70	1,30	21,50	26,00	10

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, Min – najnižja vrednost, Max – najvišja vrednost, N – število merjencev, * – vrednosti brez enega od merjencev (lahki veslač).

b) AnP

Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N
A_LAmir (mmol/l)	1,25 / 1,16*	0,35 / 0,22*	0,90	2,10 / 1,50*	11 / 10*
A_LAmax (mmol/l)	4,64	0,77	3,10	5,70	11
A_dLA (mmol/l)	3,39	0,83	1,80	4,80	11
A_relVO ₂ max (ml/kg/min)	58,89 / 57,00*	7,47 / 4,28*	52,42	77,82 / 65,33*	11 / 10*
A_absVO ₂ max (l/min)	5,15	0,55	4,40	6,08	11
A_VO ₂ (ml)	25695,27	2582,20	22047,74	29516,82	11
A_Pot (m)	1695,99	99,11	1494,10	1818,20	11
A_P _{povpr} (W)	306,73	38,97	245,50	360,90	11
A_f _{povpr} (št.zav./min)	24,94	1,29	23,50	27,00	8

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, Min – najnižja vrednost, Max – najvišja vrednost, N – število merjencev, * – vrednosti brez enega od merjencev (lahki veslač).

c) MAX

Spremenljivka	AS	SD	Min	Max	N
M_LAmir (mmol/l)	1,83	0,45	1,20	2,80	11
M_LAmax (mmol/l)	12,47	1,94	9,50	16,00	11
M_dLA (mmol/l)	10,65	2,03	6,80	14,00	11
M_relVO ₂ max (ml/kg/min)	62,88 / 60,74*	8,67 / 5,22*	50,32	84,33 / 66,40*	11 / 10*
M_absVO ₂ max (l/min)	5,49	0,51	4,83	6,32	11
M_VO ₂ (ml)	27300,62	1998,32	24334,37	30978,25	11
M_Pot (m)	1833,61	74,80	1700,50	1940,70	11
M_P _{povpr} (W)	371,67	44,69	295,10	438,60	11
M_f _{povpr} (št.zav./min)	29,80	1,78	26,50	33,00	10

Legenda: AS – aritmetična sredina, SD – standardna deviacija, Min – najnižja vrednost, Max – najvišja vrednost, N – število merjencev, * – vrednosti brez enega od merjencev (lahki veslač).

10. REFERENCE

- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W. in Lambert, M. (v tisku). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Allen, D. G., Lamb, G. D. in Westerblad, H. (2008a). Impaired calcium release during fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 104, 296–305.
- Allen, D. G., Lamb, G. D. in Westerblad, H. (2008b). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287–332.
- Allen, D. G., Lännergren, J. in Westerblad, H. (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*, 80(4), 497–527.
- Ament, W., Bonga, G., J. J., Hof, A. in Verkerke, G. J. (1993). EMG median power frequency in an exhausting exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3(4), 214–220.
- Ament, W., Bonga, G. J., Hof, A. L. in Verkerke, G. J. (1996). Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1–2), 180–186.
- Ament, W. in Verkerke, G. J. (2009). Exercise and fatigue. *Sports Medicine*, 39(5), 389–422.
- Andersen, P. in Saltin, B. (1985). Maximal perfusion of skeletal muscle in man. *Journal of Physiology*, 366, 233–249.
- Andrews, J. G. (1987). The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling: Lombard's Paradox revisited. *Journal of Biomechanics*, 20(6), 565–575.
- Ball, N. in Scurr, J. (2010). An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 81–88.
- Beaver, W., Wasserman, B. in Whipp, B. (1985). Improved detection of lactaie threshold during exercise using log-log transformation. *Journal of Applied Physiology*, 59, 1936–1940.
- Beck, T., W., Housh, T., J., Johnson, G., O., Cramer, J., T., Weir, J., P., Coburn, J., W. in Malek, M., H. (2006). Electromyographic instantaneous amplitude and instantaneous mean power frequency patterns across a range of motion during a concentric isokinetic muscle action of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(5), 531–539.
- Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W., Malek, M. H. (2005). Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2), 190–199.

- Beelen, A. in Sargeant, A. J. (1991). Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *Journal of Applied Physiology*, 71(6), 2332–2337.
- Behm, D. G. (2004). Force maintenance with submaximal fatiguing contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 29, 274–290.
- Behm, D. G., St-Piere, D. M. in Perez, D. (1996). Muscle inactivation: assesment of interpolated twitch technique. *Journal of Applied Physiology*, 81(5), 2267–2273.
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. V R. Porter in J. Whelen (ur.), *Ciba foundation symposium 82 “Human muscle fatigue: physiological mechanisms”* (str. 130–148). London: Pitman Medical.
- Bigland-Ritchie, B., Rice, C. L., Garland, S. J. in Walsh, M. L. (1995). Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. V S. C. Gandevia idr. (ur.), *Fatigue: neural and muscular mechanisms* (str. 361–380). New York: Plenum Press.
- Bigland-Ritchie, B. in Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle and Nerve*, 7, 691–699.
- Bolgia, L. A. in Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(1), 102–111.
- Booth, F. W. in Thomason, D. B. (1991). Molecular and cellular adaptation of muscle in response to exercise: perspectives of various models. *Physiological Reviews*, 71, 541–585.
- Brooks, G., Fahey, T., White, T. in Baldwin, K. (2000). *Exercise physiology: Human bioenergetics and its applications* (3rd ed.). Mountain View, CA: Mayfield Publishing Company.
- Bulow, P. M., Norregaard, J., Danneskiold-Samsoe, B. in Mahlsen, J. (1993). Twitch interpolation technique in testing of maximal muscle strength: influence of potentiation, force level, stimulus intensity and preload. *European Journal of Applied Physiology*, 67(5), 462–466.
- Burden, A. in Bartlett, R. (1999) Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering Physics*, 21(4), 247–257.
- Burke, R. E., Levine, D. N., Tsairis, P., in Zajac, F. E. 3rd (1973). Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *Journal of Physiology*, 234(3), 723–748.
- Cairns, S. P., Knicker, A. J., Thompson, M. W. in Sjøgaard, G. (2005). Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 33, 9–16.
- Camic, C. L., Housh, T. J., Johnson, G. O., Hendrix, C.R., Zuniga, J. M., Mielke, M. in 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.

- Caplan, N. in Gardner, T. N. (2009). Is stroke smoothness a reliable indicator of fatigue in ergometer rowing? *Sports Engineering*, 11, 207–209.
- Cardwell, J. S., McNair, P. J. in Williams, M. (2003). The effect of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clinical Biomechanics*, 18, 704–711.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J. in Hodges, P. W. (2010). Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 108–117.
- Christensen, H., Sogaard, K., Jensen, B. R., Finssen, L. in Sjogaard, G. (1995). Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(1), 27–36.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S. in Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24, 327–340.
- Crenshaw, A. G., Gerdle, B., Heiden, M., Karlsson, S. in Fridén, J. (2000). Intramuscular pressure and electromyographic responses of the vastus lateralis muscle during repeated maximal isokinetic knee extensions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 170, 119–126.
- Crenshaw, A. G., Karlsson, S., Gerdle, B. in Fridén, J. (1997). Differential responses in intramuscular pressure and EMG indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, 160, 353–361.
- De Luca C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251–279.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied biomechanics*, 13, 135–163.
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. in Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: movement artefact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1537–1539.
- Degens, H., Salmons, S. in Jarvis, J. C. (1998). Intramuscular pressure, force and blood flow in rabbit tibialis anterior muscles during single and repetitive contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78(1), 13–9.
- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Hogrel, J. Y. in Dimitrova, N. A. (2008). Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part II – Changes in amplitude and spectral characteristics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 35–43.
- Dimitrova, N. A. in Dimitrov, G.V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13–36.

- Dorel, S., Drouet, J. M., Couturier, A., Champoux, Y. in Hug, F. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(6), 1277–1286.
- Edman, K. A. (1995). Myofibrillar fatigue versus failure of activation. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 29–43.
- Edwards, R. H. T. (1981). Human muscle function and fatigue. V R. Porter in R. J. Whelen, (ur.), *Ciba foundation symposium 82 “Human muscle fatigue: physiological mechanisms”* (str. 1–18). London: Pitman Medical.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 141–149.
- Enoka, R. M. in Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue, what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology*, 586, 11–23.
- Enoka, R. M. in Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of applied Physiology*, 72, 1631–1648.
- Farina, D. in Merletti, R. (2004). Biophysics of the generation of EMG signals. V R. Merletti in F. A. Parker (ur.), *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications* (str. 233–253). Piscataway: IEEE Press.
- Farina, D., Merletti, R. in Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1486–1495.
- Fiskersrand, Å. in Seiler, K. S. (2003). Training and performance characteristics among Norwegian International Rowers 1970–2001. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 14, 303–310.
- Fitts, R. H. (1994). Cellular Mechanisms of Muscular Fatigue. *Physiological Reviews*, 74, 49–89.
- Fitts, R. H. in Metzger, J. M. (1988). Mechanisms of muscular fatigue. V J. R. Poortmans (ur.), *Principles of Exercise Biochemistry* (str. 212–229). Basel: Karger.
- Fox, S. I. (2002). *Human Physiology*. New York: The McGraw-Hill.
- Gabriel, D. A. in Kamen, G. (2008). Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 437–448.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Gerdle, B., Elert, J. in Henriksson-Larsén, K. (1989). Muscular fatigue during repeated isokinetic shoulder forward flexion in young females. *European Journal of Applied Physiology*, 58(6), 666–673.

- Gerdle, B., Eriksson, N. E. in Hagberg, C. (1988). Changes in the surface electromyogram during increasing isometric shoulder forward flexion. *European Journal of Applied Physiology*, 57(4), 404–408.
- Gerdle, B. in Fugl-Meyer, A. (1992). Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? *Acta Physiologica Scandinavica*, 145(2), 129–138.
- Geržević, M., Štirn I., Ušaj, A. in Strojnik, V. (2007). *Relationship between muscle contractile properties and changes in EMG power spectrum during consecutive fatiguing maximum voluntary isometric contractions*. Neobjavljeno delo.
- Hagerman, F. C. (1984). Applied physiology of rowing. *Sports Medicine*, 1(4), 303–326.
- Hagerman, F. C., Connors, M. C., Gault, J. A., Hagerman, G. R. in Polinski, W. J. (1978). Energy expenditure during simulated rowing. *Journal of Applied Physiology*, 45(1), 87–93.
- Hales, J. P. in Gandevia, S. C. (1988). Assessment of maximal voluntary contraction with twitch interpolation: an instrument to measure twitch responses. *Neuroscientific Methods*, 25(2), 97–102.
- Hargreaves, M. (2008). Performance limitations due to substrate availability. V N. A. S. Taylor in H. Groeller (ur.), *Physiological bases of human performance during work and exercise* (str. 127–134). Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier.
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126, 1345–1347.
- Henneman, E. (1979). The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *Journal of Experimental Biology*, 115, 105–112.
- Hermens, H. J. in Freriks, B. (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. The SENIAM CD-ROM (SENIAM 9). Enschede: Roessingh Research and Development.
- Holt, P. J., Bull, A. M., Cashman, P. M. in McGregor, A. H. (2003). Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 24(8), 597–602.
- Hong, Y., Li, J. X. in Fong, D. T. (2008). Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. *Journal of Electromyography nad Kinesiology*, 18(6), 990–996.
- Hooper, I. (2006). A discussion of rowing ergometer use. Pridobljeno 19. 9. 2010, iz http://www.rowingaustralia.com.au/docs/ssm_ergo-use.pdf
- Houtman, C. J., Stegeman, D. F., Van Dijk, J. P. in Zwarts, M. J. (2003). Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *Journal of Applied Physiology*, 95,1045–1054.

- Jakovljević, M. in Hlebš, S. (1998). *Manualno testiranje mišic*. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo.
- Jensen, K. (1994). Test procedures for rowing. *FISA Coach*, 5, 1–6.
- Jereb, B. (1995). *Primerjava treh testov vzdržljivosti v moči z nekaterimi biomehanskimi, biokemijskimi in elektromiografskimi metodami*. Magistrska naloga, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Jereb, B. (1998). *Živčnomišična utrujenost pri najintenzivnejših gibanjih različnega trajanja*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Kandel, E. R. in Siegelbaum, S. A. (1991). Directly gated transmission at the nerve-muscle synapse. V E. R. Kandel, J. H. Schwartz in T. M. Jessel (ur.), *Principles of neural science* (str. 149–152). New York: Elsevier.
- Kellis, E. in Katis, A. (2008). Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 351–358.
- Kent-Braun, J. A. (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(1), 57–63.
- Kleshnev, V. (2000). Power in rowing. V Y. Hong (ur.), *Proceedings of XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports* (str. 662–666). Hong Kong: The Chinese University of Hong Kong, Department of Sports Science and Physical Education.
- Kleshnev, V. (2001). Stroke rate vs. distance in rowing during the Sydney Olympics. *Australian Rowing*, 25(2), 18–21.
- Kleshnev, V. (2003). Racing strategy and tactics in rowing. Pridobljeno 19. 9. 2010, iz <http://www.debliteckserver3.com:81/nireas/images/userfiles/file/RacingStrategy03.ppt>
- Kleshnev, V. (2005). Comparison of on-water rowing with its simulation on Concept2 and Rowperfect machines. V M. Lamontagne, D. G. Robertson in H. Sveistrup (ur.), *Proceedings of XXII International symposium on Biomechanics in Sports* (str. 130–133). Beijing.
- Komi, P. V. in Rusko, H. (1974). Quantitative evaluation of mechanical and electrical changes during fatigue loading of eccentric and concentric work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, Supplement*, 3, 121–126.
- Komi, P. V. in Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(1), 41–50.

- Kuchinad, R. A., Ivanova, T. D. in Garland, S. J. (2004). Modulation of motor unit discharge rate and H-reflex amplitude during submaximal fatigue of the human soleus muscle. *Experimental Brain Research*, 158, 345–355.
- Lakomy, H. K. A. in Lakomy, J. (1993). Estimation of maximum oxygen uptake from submaximal exercise in a Concept II rowing ergometer. *Journal of Sports Science*, 11, 227–232.
- Larsson, B., Karlsson, S., Eriksson, M. in Gerdle, B. (2003). Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 281–287.
- Larsson, B., Månsson, B., Karlberg, C., Syvertsson, P., Elert, J. in Gerdle, B. (1999). Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 351–357.
- Le Bozec, S. in Maton, B. (1987). Differences between motor unit firing rate, twitch characteristics and fibre type composition in an agonistic muscle group in man. *European Journal of Applied Physiology*, 56(3), 350–355.
- Leppik, J. A., Aughey, R. J., Medved, I., Fairweather, I., Carey, M. F. in McKenna, M. J. (2004). Prolonged exercise to fatigue in humans impairs skeletal muscle Na⁺-K⁺-ATPase activity, sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ release, and Ca²⁺ uptake. *Journal of Applied Physiology*, 97, 1414–1423.
- Linssen, W. H., Stegeman, D. F., Joosten, E. M., Binkhorst, R. A., Merks, M.J., ter Laak, H. J. in Notermans, S. L. (1991^a). Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers. *Muscle Nerve*, 14(9), 829–837.
- Linssen, W. H., Stegeman, D. F., Joosten, E. M., Merks, H. J., ter Laak, H. J., Binkhorst, R. A. in Notermans, S. L. (1991^b). Force and fatigue in human type I muscle fibres. A surface EMG study in patients with congenital myopathy and type I fibre predominance. *Brain*, 114(5), 2123–2132.
- Lucía, A., Hoyos, J. in Chicharro, J., L. (2000). The slow component of VO₂ in professional cyclists. *British Journal of Sports Medicine*, 34(5), 367–374.
- MacIsaac, D., Parker, P. A. in Scott R. N. (2001). The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 439–449.
- Madigan, M. L. in Pidcoe, P. E. (2002). A muscle temperature compensation technique for EMG fatigue measures. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), 780–784.

- Mäestu, J., Cicchella, A., Purge, P., Ruosi, S., Jürimäe, J. in Jürimäe, T. (2006). Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 824–828.
- Mäestu, J., Jürimäe, J. in Jürimäe, T. (2005). Monitoring of performance and training in rowing. *Sports Medicine*, 35(7), 597–617.
- Marsden, C. D., Meadows, J. C. in Merton, P. A. (1983). “Muscular wisdom” that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. *Advanced Neurology* 39, 169–211.
- Masuda, T., Kizuka, T., Zhe, J. Y., Yamada, H., Saitou, K., Sadoyama, T. in Okada M. (2001). Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *Journal of Electromyography in Kinesiology*, 11(2), 85–94.
- Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M. in Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 39–46.
- McComas, A. J. (1996). *Skeletal muscle form and function*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Merletti, R. in Lo Conte, L. R. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(4), 241–250.
- Merletti, R., Lo Conte, L., R. in Orizio, C. (1991). Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1), 20–33.
- Merletti, R., Rainoldi, A. in Farina, D. (2004). Myoelectric manifestations of muscle fatigue. V R. Merletti in P. A. Parker, (ur.), *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications* (str. 233–258). Piscataway: IEEE Press.
- Merletti, R. in Roy, S. (1996). Myoelectrical and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, 24(6), 342–353.
- Merletti, R., Sabbahi, M. A. in De Luca, C. J. (1984). Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *European Journal of Applied Physiology*, 52, 258–265.
- Merton, P. A. (1954). Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology*, 123, 553–564.
- Moritani, T., Muro, M. in Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 60(4), 1179–1185.
- Moritani, T., Nagata, A. in Muro, M. (1982). Electromyographic manifestation of muscular fatigue. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 14(3), 198–202.
- Morlock, M. M., Bonin, V., Muller, G. in Schneider, E. (1997). Trunk muscle fatigue and associated EMG changes during a dynamic iso-inertial test. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(1), 75–80.

- Murley, G. S., Menz, H. B., Landorf, K. B. in Bird, A. R. (2010). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 749–756.
- Norcross, M. F., Blackburn, J. T. in Goerger, B. M. (2010). Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 420–425.
- Norregaard, J., Lykkegaard, J. J., Bulow, P. M. in Danneskiold-Samsøe, B. (1997). The twitch interpolation technique for estimation of true quadriceps muscle strength. *Clinical Physiology*, 17(5), 523–532.
- Nybo, L., Dalsgaard, M. K., Steensberg, A., Møller, K. in Secher, N. H. (2005) Cerebral ammonia uptake and accumulation during prolonged exercise in humans. *The Journal of Physiology*, 563(Pt1), 285–290.
- Ørtenblad, N., Nielsen, J., Saltin, B. in Holmberg, H.-C. (2011). Role of glycogen availability in sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ kinetics in human skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 589, 711–725.
- Peltonen, J. in Rusko, H. (1993). Interrelations between power, force production and energy metabolism in maximal leg work using a modified rowing ergometer. *Journal of Sports Sciences*, 11, 233–240.
- Person, R. S. in Kudina, L. P. (1968). Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 25(1), 58–68.
- Petrofsky, J. S. (1979). Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 41(1), 1–15.
- Petrofsky, J. S., Glaser, R. M., Phillips, A. A., Lind, A. R. in Williams, C. (1982). Evaluation of amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics*, 25(3), 213–223.
- Place, N., Bruton, J. D. in Westerblad, H. (2009). Mechanisms of fatigue induced by isometric contractions in exercising humans and in mouse isolated single muscle fibres. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 36, 334–339.
- Pollock, C. L., Jenkyn, T. R., Jones, I. C., Ivanova, T. D. in Garland, S. J. (2009). Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 628–636.
- Potvin, J. R. in Bent, L. R. (1997). A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(2), 131–139.

- Proctor, D. N., Shen, P. H., Dietz, N. M., Eickhoff, T. J., Lawler, L. A., Ebersold, E. J., Loeffler, D. L. in Joyner, M. J. (1998). Reduced leg blood flow during dynamic exercise in older endurance-trained men. *Journal of Applied Physiology*, 85(1), 68–75.
- Rådegran, G. in Saltin, B. (2000). Human femoral artery diameter in relation to knee extensor muscle mass, peak blood flow, and oxygen uptake. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 278(1), H162–167.
- Reid, D. A. in McNair, P. J. (2000). Factors contributing to low back pain in rowers. *British Journal of Sports Medicine*, 34, 321–322.
- Ricard, M. D., Hills-Meyer, P., Miller, M. G. in Michael, T. J. (2006) The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a Wingate anaerobic test. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5(1), 25–32.
- Rodriguez, R. J., Rogriguez, R. P., Cook, S. D. in Sandborn, P. M. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 30(1), 103–108.
- Rumball, J. S., Lebrun, C. M., Di Ciacca, S. R. in Orlando, K. (2005). Rowing injuries. *Sports Medicine*, 35(6), 537–555.
- Rutherford, O. M., Jones, D. A. in Newham, D. J. (1986). Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 49(11), 1288–1291.
- Sadoyama, T., Masuda, T. in Miyano, H. (1983). Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51(2), 247–256.
- Sadoyama, T., Masuda, T., Miyano, H. in Katsuta, S. (1988). Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(6), 767–771.
- Saugen, E., Vollestad, N. K., Gibson, H., Martin, P. A. in Edwards, R. H. (1997). Dissociation between metabolic and contractile responses during intermittent isometric exercise in man. *Experimental physiology*, 82(1), 213–226.
- Secher, N. H. (1983). The physiology of rowing. *Journal of Sports Sciences*, 1(1), 23–53.
- Shephard, R. J. (1998). Science and medicine of rowing: a review. *Journal of Sports Science*, 16(7), 603–620.
- Signorile, J. F., Digel, S., Moccia, G., Applegate, B. in Perry, A. (1991). Effects of partial occlusion of circulation on frequency and amplitude of surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(2), 124–129.

- Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K. in Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128(3), 475–484.
- Smith, R. M. in Spinks, W. L. (1995). Discriminant analysis of biomechanical differences between novice, good and elite rowers. *Journal of Sports Science*, 13, 377–385.
- Soper, C. in Hume, P. A. (2004). Towards an ideal rowing technique for performance – The contribution from biomechanics. *Sports Medicine*, 34(12), 825–848.
- So, R. C. H., Tse, M. A. in Wong, S. C. W. (2007). Application of surface electromyography on assessing muscle recruitment patterns in a six-minute continuous rowing effort. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 724–730.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A. in Jagadeesh, J. M. (2000). Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 8(3), 433–436.
- Steinacker, J. M. (1993). Physiological aspects of training in rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 14(Suppl 1), S3–10.
- Steinacker, J. M., Lormes, W., Lehmann, M. in Altenburg, D. (1998). Training of rowers before world championships. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(7), 1158–1163.
- Steiner, T. in Weherlin, J. P. (v tisku). Does hemoglobin mass increase from age 16 to 21 and 28 in elite endurance athletes? *Medicine & Science in Sports & Exercise*.
- Strojnik, V. (1995). Muscle activation level during maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 144–149.
- Strojnik, V. in Komi, P. V. (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 344–350.
- Strojnik, V. in Komi, P. V. (2000). Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(7), 1314–1319.
- Suter, E. in Herzog, W. (2001). Effects of number of stimuli and timing of twitch application on variability in interpolated twitch torque. *Journal of Applied Physiology*, 90(3), 1036–1040.
- Štirn, I. (2006). *Ugotavljanje utrujenosti mišic med plavanjem na 100 metrov*. Magistrska naloga, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Štirn, I. (2009). *Vrednotenje mišičnega utrujanja z analizo površinskega elektromiograma*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Štirn, I., Jarm, T. in Strojnik, V. (2008). Evaluation of the mean power frequency of the EMG signal power spectrum at endurance levels during fatiguing isometric muscle contractions. *Kinesiologia slovenica*, 14(1), 28–38.

- Tomažin, K. (2001). *Spremembe površinskega EMG signala pod vplivom periferne utrujenosti*. Doktorska disertacija. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Tucker, K., Falla, D., Graven-Nielsen, T. in Farina D. (2009). Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 373–379.
- Vesterinen, V., Mikkola, J., Nummela, A., Hynynen, E. in Häkkinen, K. (2009). Fatigue in a simulated cross-country skiing sprint competition. *Journal of Sports Science*, 27(10), 1069–1077.
- Westerblad, H., Allen, D. G., Bruton, J. D., Andrade, F. H. in Lännergren, J. (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162(3), 253–260.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: John Wiley & Sons.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Wretling, M.-L., Henriksson-Larsén, K. in Gerdle, B. (1997). Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 483–490.
- Zajac, F. E. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics*, 35(8), 1011–1018.
- Zijdewind, I., Zwarts, M. J. in Kernell, D. (1999). Fatigue-associated changes in the electromyogram of the human first dorsal interosseus muscle. *Muscle Nerve*, 22, 1432–1436.
- Zwarts, M. J., Bleijenberg, G. in van Engelen, B. G. M. (2008). Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology*, 119, 2–10.