



Univerza v Ljubljani
Fakulteta *za šport*

VREDNOTENJE MIŠIČNEGA UTRUJANJA Z ANALIZO POVRŠINSKEGA ELEKTROMIOGRAMA

Doktorska disertacija

Avtor: mag. Igor Štirn

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

Somentor: dr. Tomaž Jarm, doc., *Fakulteta za elektrotehniko*

Ljubljana, 2009

UDK: 57:796.015

Igor Štirn

VREDNOTENJE MIŠIČNEGA UTRUJANJA Z ANALIZO POVRŠINSKEGA
ELEKTROMIOGRAMA

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana, 2009

Strani: 138, preglednic: 11, slik: 57, literature:156

EVALUATION OF MUSCLE FATIGUE BY MEANS OF SURFACE
ELECTROMYOGRAM ANALYSIS

University of Ljubljana, Faculty of Sport, Ljubljana 2009

Pages: 138, tables: 11, figures: 57, references: 156

Izjavljam, da je doktorska naloga z naslovom VREDNOTENJE MIŠIČNEGA UTRUJANJA Z ANALIZO POVRŠINSKEGA ELEKTROMIOGRAMA rezultat mojega znanstveno-raziskovalnega dela.

Igor Štirn

Zahvaljujem se mentorju red. prof. dr. Vojku Strojniku za uspešno vodenje, pomoč, številne ideje in sugestije ter predvsem za izkazano zaupanje.

Zahvaljujem se somentorju doc. dr. Tomažu Jarmu za njegovo potrpežljivost, pomoč, natančnost in doslednost.

Zahvaljujem se Josipu Radakoviču za nesebično pomoč pri meritvah.

Zahvaljujem se vsem merjencem, ki so redno prihajali na meritve, se vsakič do konca izmučili in dopustili, da sem jih več kot 500 (petsto)! – krat »stresel« z elektriko...

Zahvaljujem se Piki za pomoč pri oblikovanju.

Zahvaljujem se številnim ostalim, ki so na kakršenkoli način pomagali pri nastanku naloge oziroma zaradi katerih rad vsak dan prihajam na fakulteto.

Posebej se zahvaljujem izr.prof. dr. Venceslavu Kapusu za lepa leta dobrega sodelovanja na »plavalni« katedri, za budno spremljanje mojega dela in vzpodbujanje pri njem.

Hvala mojim puncam - P., Ž. in Z. za njihovo ljubezen in potrpežljivost.

IZVLEČEK

Utrujenost v mišici povzroči spremembe, ki jih lahko zaznamo z analizo elektromiograma (EMG). Znano je, da se pri neprekinjenih izometričnih in dinamičnih mišičnih kontrakcijah srednje frekvenca močnostnega spektra (SMF) signala EMG znižujejo, kar kaže na pojav utrujenosti. Vrednost SMF se na začetku niža hitro, nato se zniževanje upočasni, dokler SMF ne doseže najnižje vrednosti, proti koncu kontrakcije pa se spet rahlo zviša. Namen naloge je bil ugotoviti, ali so vrednosti najnižje SMF (SMF_p) signala EMG izmerjenega pri različnih načinih in intenzivnostih mišičnega naprežanja, enake oziroma ponovljive, kar bi omogočalo uporabo tega parametra za normalizacijo SMF v frekvenčnem prostoru. V ta namen smo mišico triceps brachii (TB) dvanajstih prostovoljcev (22.2 ± 2.6 let) utrujali na različne načine: izometrično pri treh različnih nivojih začetne obremenitve (pri 60%, 80% in 100% največje hotene kontrakcije - protokoli utrujanja UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂), dinamično enosklepno (iztegovanje komolca, UD1) in dinamično večsklepno (potisk s prsi, UD2). Pri izometričnih protokolih utrujanja so merjenci izvedli tri zaporedne izometrične kontrakcije do odpovedi med katerimi je bila minuta odmora. Pri dinamičnih protokolih utrujanja, so merjenci po treh ponovitvah dinamičnega naprežanja, med katerimi je bila minuta odmora, izvedli še eno ponovitev izometričnega naprežanja. Pred in med mišičnim naprežanjem ter v odmoru med ponovitvami smo merili nekatere mehanske parametre ter signal EMG dolge (DG), lateralne (LG) in medialne (MG) glave TB. Ugotovili smo visoko ponovljivost med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri treh zaporednih ponovitvah pri enakih pogojih mišičnega naprežanja (enak tip in enaka intenzivnost) za vse tri glave TB, čeprav so bile vrednosti SMF_p izmerjene v prvi ponovitvi pri vseh protokolih utrujanja razen pri UD2, za vse tri glave TB statistično značilno nižje od vrednosti SMF_p izmerjenih v drugi in tretji ponovitvi ($P < 0.05$). Ugotovili smo, da se vrednosti SMF_p izmerjene v prvi ponovitvi različnih izometričnih protokolov utrujanja (UI60, UI80, UI100₁, UI100₂) ne razlikujejo ter med njimi prav tako ugotovili visoko ponovljivost. Pri obeh dinamičnih protokolih utrujanja (UD1 in UD2) smo ugotovili, da se povprečne vrednosti SMF_p pri LG niso razlikovale, pri DG in MG pa so bile višje od ekvivalentnih vrednosti izmerjenih v izometričnih pogojih. Vrednosti ICC niso pokazale ponovljivosti SMF_p izmerjenih med dinamičnim in izometričnim mišičnim naprežanjem. Ugotovili smo dobro konsistentnost (sistematično povezanost) med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri dinamičnem enosklepnem in izometričnem naprežanju pri DG in MG, ne pa tudi pri LG. Med SMF_p izmerjenimi pri dinamičnem večsklepem in izometričnem naprežanju smo ugotovili le nizko konsistentnost pri DG. Zaključujemo, da SMF_p predstavlja dobro ponovljivo (stabilno) spodnjo mejo SMF in jo zato smemo uporabljati kot normalizacijski parameter za vrednotenje utrujanja pri določenem načinu mišičnega naprežanja.

Ključne besede: elektromiografija, mišična utrujenost, srednja frekvenca močnostnega spektra, periferna/centralna utrujenost, ICC

ABSTRACT

Fatigue induces change in muscles which can be detected using electromyography. During sustained isometric muscle contraction and consecutive dynamic muscle contractions mean frequencies of the power spectral density estimate (SMF) of the electromyogram (EMG) decreases due to fatigue. SMF rapidly decreases in the beginning and thereafter the rate of decrease gradually slows down until the SMF reaches a minimum value (labelled SMF_p) and increases again at the end of the contraction. The aim of the study was to find out if the SMF_p values measured during different types and intensities of muscle contractions are repeatable. With this purpose twelve volunteers (22.2 ± 2.6 years of age) performed different exhaustive muscle contractions using *m.triceps brachii* (TB): isometric contractions at different starting intensity of 60%, 80% and 100% of maximal voluntary contraction (MVC) (protocols UI60, UI80, UI100₁, UI100₂), single joint dynamic (elbow extension, UD1) and multiple joint dynamic contractions (bench press, UD2). Isometric protocols consisted of three consecutive trials with one minute rest periods in-between whilst the dynamic protocols consisted of three dynamic trials with an extra isometric trial at the end. Before and during the contractions some mechanical parameters and EMG signal of the long head (DG), lateral head (LG) and medial head (MG) of the TB were measured. High repeatability of SMF_p values measured in three consecutive trials at the same protocol conditions (same type of muscle contraction and same intensity) for all three muscles was found, nevertheless the SMF_p measured in the first trial during all protocols except UD2, was significantly lower with respect to the 2nd and 3rd trial ($P < 0.05$). No differences were found between the SMF_p values measured in the first trial of the four different isometric protocols (UI60, UI80, UI100₁, UI100₂) and high repeatability of the SMF_p was found in spite of different starting intensities of contractions and different days of measurement. When comparing mean SMF_p values measured during the two different dynamic protocols to the isometric protocols, no differences in SMF_p values were found for LG, while DG and MG showed significantly higher values for dynamic protocols. However no repeatability between SMF_p values measured during the dynamic contractions with respect to the SMF_p values measured in isometric conditions were found. Good consistency between the SMF_p values measured during single-joint dynamic contractions with respect to the adequate parameter measured during isometric contractions was found for DG and MG (and not for LG). Much lower consistency of SMF_p was found between the isometric and multiple joint dynamic contractions, but for the DG only. We can conclude that SMF_p is a highly repeatable parameter and can therefore be used as a normalizing parameter for evaluating fatigue during specific muscle contractions.

Keywords: electromyography, muscle fatigue, mean frequency, power spectrum, peripheral/central fatigue, repeatability, ICC

Razlaga oznak

aEMG	amplituda EMG
AMP	adenozin monio fosfat
AP	akcijski potencial
ATP	adenozin tri fosfat
Ca ²⁺	ion kalcija
CP	kreatin fosfat (<i>ang. creatin phosphate</i>)
CŽS	centralni živčni sistem
DFT	diskretna Fourierjeva transformacija
DG	dolga glava m. triceps brachii
ES	električna stimulacija
FT	Fourierjeva transformacija
H ⁺	ion vodika
HPAP	hitrost prevajanja akcijskih potencialov
ICC	medrarezredni koeficient korelacije (<i>ang. intraclass correlation coefficient</i>)
iEMG	integrirani EMG
IMP	inozin mono fosfat
K ⁺	ion kalija
LG	lateralna glava m. triceps brachii
ME	motorična enota
MG	medialna glava m. triceps brachii
MMF	medialna frekvenca močnostnega spektra
Na ⁺	ion natrija
NH ₃	amoniak
NH ₄ ⁺	ion amonija
NHK	največja hotena kontrakcija
pEMG	površinski EMG
P _i	anorganski fosfat
pNHK	podaljšana največja hotena kontrakcija
PSD	spekter močnostne gostote (<i>ang. power spectral density</i>)
RM ANOVA	ANOVA za ponovljene vzorce (<i>ang. repeated measures ANOVA</i>)
SD	standardna deviacija
SMF	srednja frekvenca močnostnega spektra
SMF _p	najnižja srednja frekvenca močnostnega spektra
SMF _z	začetna vrednost SMF
SR	sarkoplazemski retikulum
STFT	kratkočasovna Fourierjeva transformacija (<i>ang. short time FT</i>)
TB	mišica triceps brachii
TMS	transkranijska magnetna stimulacija
UD1	utrufanje - dinamično enosklepno (iztegovanje/krčenje roke v komolcu)
UD2	utrufanje - dinamično večsklepno (potisk s prsi)
UI100 ₁	utrufanje - izometrična kontrakcija pri 100% NHK, prvič
UI100 ₂	utrufanje - izometrična kontrakcija pri 100% NHK, drugič
UI60	utrufanje - izometrična kontrakcija pri 60% NHK
UI80	utrufanje - izometrična kontrakcija pri 80% NHK

KAZALO

1.	UVOD	12
1.1	Mišična utrujenost	14
1.2	Periferna utrujenost	17
1.3	Centralna utrujenost.....	21
1.4	Spremljanje mišične utrujenosti	24
1.4.1	Merjenje sil, navorov ali moči.....	24
1.4.2	Merjenje mehanskega odziva mišice na električne dražljaje	24
1.4.3	Merjenje nivoja aktivacije mišice.....	25
1.5	Spremljanje električne aktivnosti mišic – elektromiografija	26
1.5.1	Izvor signala EMG	26
1.5.2	Merjenje signala EMG	27
1.5.3	Obdelava signala EMG v časovnem prostoru.....	30
1.5.4	Obdelava signala EMG v frekvenčnem prostoru.....	31
2.	PREDMET IN PROBLEM.....	36
2.1	Elektromiografski znaki utrujenosti	36
2.1.1	Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG	36
2.1.2	Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG pri dinamičnih kontrakcijah.....	42
2.2	Problem naloge	45
3.	CILJI IN HIPOTEZE	48
4.	METODE DELA	49
4.1	Vzorec merjencev	49
4.2	Potek in organizacija meritev	49
4.3	Zaporedje izvajanja postopkov priprave in meritev.....	50
4.4	Opis postopkov priprave in meritev	51
4.4.1	Priprava merjenja na meritev	51
4.4.2	Namestitev merjenja v opornico	53
4.4.3	Standardizirano ogrevanje	54
4.4.4	Merjenje mehanskih lastnosti spočite mišice.....	54
4.4.5	Merjenje navora med največjo hoteno kontrakcijo.....	56
4.4.6	Merjenje nivoja aktivacije	56
4.4.7	Utrujanje TB z enim od šestih protokolov utrivanja.....	58
4.5	Metode analize podatkov	65
4.5.1	Analiza mehanskega odziva mišice na enojni supramaksimalni električni dražljaj	65
4.5.2	Analiza navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji	65

4.5.3	Analiza navora med izvajanjem podaljšane submaksimalne in maksimalne izometrične kontrakcije	66
4.5.4	Obdelava signala EMG.....	67
4.5.4.1	Izometrične kontrakcije.....	67
4.5.4.2	Dinamične kontrakcije	69
4.5.5	Računanje nivoja aktivacije.....	71
4.6	Statistične metode.....	72
5.	REZULTATI	75
5.1.	Rezultati določanja mehanskih parametrov	75
5.1.1	Analiza merjenja mehanskih lastnosti spočite mišice.....	75
5.1.2	Navor pri največji hoteni izometrični kontrakciji	75
5.1.3	Navor med izvajanjem podaljšane največje izometrične kontrakcije.....	76
5.1.3.1	Navor na začetku posamezne ponovitve.....	76
5.1.3.2	Navor na koncu posamezne ponovitve	77
5.1.3.3	Analiza trajanja predpisanega navora in časov do najnižjega navora.....	79
5.1.4	Mehanski odziv mišice na enojni supra-maksimalni električni dražljaj po podaljšanem NHK.....	81
5.1.5	Nivo aktivacije	83
5.1.6	Povezanost med navorom in nivojem aktivacije na koncu podaljšane NHK	84
5.2	Rezultati analize signala EMG izmerjenega med izvajanjem podaljšane največje izometrične kontrakcije	84
5.2.1	Primerjava vrednosti SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v treh zaporednih ponovitvah	84
5.2.2	Ponovljivost SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v treh zaporednih ponovitvah	87
5.2.3	Primerjava vrednosti SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v prvi ponovitvi med štirimi različnimi izometričnimi protokoli utrujanja.....	88
5.2.4	Ponovljivost SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v prvi ponovitvi med štirimi različnimi izometričnimi protokoli utrujanja.....	90
5.2.5	Konsistentnost med vrednostmi SMF_p in SMF_z za vse izometrične protokole utrujanja.....	90
5.3	Rezultati analize signala EMG izmerjenega med izvajanjem dinamičnih enosklepnih kontrakcij pri UD1.....	90
5.3.1	Primerjava vrednosti SMF_p izmerjenih pri dinamičnih enosklepnih kontrakcijah pri UD1 v treh zaporednih ponovitvah	90
5.3.2	Ponovljivost SMF_p pri dinamičnem načinu utrujanja v treh zaporednih ponovitvah	92
5.4	Rezultati analize EMG signala izmerjenega med izvajanjem dinamičnih večsklepnih kontrakcij pri UD2.....	92
5.4.1	Primerjava vrednosti SMF_p pri UD2 (potisk s prsi) v treh zaporednih ponovitvah.....	93
5.4.2	Ponovljivost SMF_p pri UD2 (potisk s prsi) pri treh zaporednih ponovitvah.....	94
5.5	Primerjave med različnimi parametri izmerjenimi med različnimi protokoli utrujanja.....	94
5.5.1	Primerjava časov do končnega navora in časov SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja.....	94

5.5.2	Primerjava vrednosti SMF izmerjenimi med izometričnimi in dinamičnimi kontrakcijami.....	95
5.5.3	Primerjava vrednosti SMF_p in SMF_z med UI80 in UD1.....	98
5.5.4	Primerjava med dinamičnim enosklepnim (UD1) in dinamičnim večslepnim (UD2) protokolom utrujanja	101
5.5.5	Korelacije med SMF_p in spremembo navora skrčkov po utrujanju	101
6.	RAZPRAVA	103
7.	ZAKLJUČEK	122
8.	REFERENCE	125

KAZALO SLIK

Slika 1	Prikaz kontrakcije mišice.	16
Slika 2.	Nastanek akcijskega potenciala.	27
Slika 3.	Merjenje EMG s parom površinskih elektrod.	28
Slika 4.	Primer uporabe Fourierjeve transformacije signala iz časovnega v frekvenčni spekter.	32
Slika 5.	Navor, EMG signal in srednja frekvenca močnostnega spektra (SMF) pri submaksimalni kontrakciji TB pri 60% NHK.	37
Slika 6.	Spremembe oblike vala M kot posledica mišične utrujenosti.	38
Slika 7.	Graf utrujanja pri submaksimalni kontrakciji m.tibialis anterior pri 60% NHK.	42
Slika 8.	Primer prilaganja eksponentne krivulje eksperimentalnim podatkom.	46
Slika 9.	Položaj elektrod – dolga glava.	51
Slika 10.	Položaj elektrod – latealna glava.	51
Slika 11.	Položaj elektrod – medialna glava.	52
Slika 12.	Položaj elektrod za merjenje EMG in za električno stimulacijo.	52
Slika 13.	Opornica za merjenje navora pri iztegovanju komolca.	53
Slika 14.	Namestitev in položaj merjenca.	54
Slika 15.	Protokol merjenja mehanskih lastnosti spočite mišice pred utrujanjem:	56
Slika 16.	Merjenje nivoja aktivacije na koncu podaljšane NHK.	57
Slika 17.	Merjenje podaljšane največje hotene izometrične kontrakcije (pNHK).	59
Slika 18.	Grafični prikaz protokola utrujanja UI60.	59
Slika 19.	Prikaz protokola dinamičnega utrujanja UD1.	61
Slika 20.	Prikaz protokola dinamičnega večsklepnega utrujanja UD2 - potisk s prsi.	62
Slika 21.	Skupni prikaz vseh protokolov utrujanja: štirih izometričnih (UI60, UI80, UI100 ₁ , UI100 ₂), dinamičnega enosklepnega (UD1) in dinamičnega večsklepnega (UD2).	64
Slika 22:	Mehanski in časovni parametri odziva mišice na posamezni električni dražljaj.	65
Slika 23.	Prikaz merjenja velikosti in trajanja navora.	66
Slika 24.	Grafični prikaz vrednosti SMF v odvisnosti od časa pri izometrični kontrakciji in prilagojena polinomska krivulja 4 reda.	68
Slika 25.	Absolutni signal EMG, ovojnica moči signala, označitev aktivnih faz ter lega lokalnih maksimumov ovojnice moči., ki so bili nato uporabljeni pri nadaljnji obdelavi.	70
Slika 26	Grafični prikaz vrednosti SMF v odvisnosti od časa pri dinamični enosklepni kontrakciji (UI1) in prilagojena polinomska krivulja 4 reda.	70
Slika 27	Grafični prikaz vrednosti SMF v odvisnosti od časa pri dinamični večsklepni kontrakciji (UI2) in prilagojena polinomska krivulja 4 reda.	71
Slika 28.	Primerjava Pearsonovega koeficienta korelacije, ICC(2,1) in ICC(3,1).	73
Slika 29.	Primerjava navorov na začetku pNHK med različnimi protokoli izometričnega utrujanja pri treh zaporednih ponovitvah.	77
Slika 30.	Primerjava navorov na koncu posameznih ponovitev različnih protokolov utrujanja.	78
Slika 31	Primerjava navorov na koncu vseh treh zaporednih ponovitev izometričnega utrujanja med štirimi izometričnimi protokoli utrujanja.	79
Slika 32	Primerjava časov vzdrževanja predpisanega navora 60% NHK pri UI60 in 80% NHK pri UI60 v treh zaporednih ponovitvah.	80
Slika 33.	Primerjava časov do najmanjšega navora pri štirih izometričnih protokolih v treh zaporednih ponovitvah.	80
Slika 34	Velikosti navorov skrčkov po utrujanju.	82

Slika 35.	Primerjava navorov skrčkov izmerjenih pri protokolih utrujanja: UI60, UI80, UI1001, UI1002 in UD1 glede na ponovitev pNHK.....	83
Slika 36.	Primerjava nivojev aktivacije (NA) izmerjenih med NHK pred utrujanjem (NA _{mir}) ter, po utrujajočih kontrakcijah.....	84
Slika 37.	SMF pri izometričnem napreznju pri treh zaporednih ponovitvah pri 80% NHK.....	85
Slika 38.	Primerjava vrednosti SMF _p izmerjene v treh zaporednih ponovitvah (p1-p3) z enominutnim odmorom pri vseh štirih izometričnih protokolih skupaj (UI60, UI80, UI1001 in UI1002), za DG, LG in MG.....	85
Slika 39.	Primerjava med SMF _p izmerjenimi med istimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov utrujanja (UI60, UI80, UI1001 in UI1002) za DG, LG in MG.....	86
Slika 40.	Primerjava med začetnimi vrednostmi SMF (SMF _z) izmerjenimi med istimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov utrujanja (UI60, UI80, UI1001 in UI1002) za DG, LG in MG.....	87
Slika 41.	Vrednosti SMF _p v prvi ponovitvi pri štirih izometričnih protokolih utrujanja za vse tri glave mišice TB.....	88
Slika 42.	Prikaz SMF pri prvi ponovitvi(kontrakciji) mišice DG pri štirih izometričnih protokolih.....	89
Slika 43.	SMF pri dinamičnem enosklepnem napreznju (UD1) pri treh zaporednih ponovitvah za mišico DG.....	91
Slika 44.	Primerjava vrednosti SMF _p med tremi zaporednimi ponovitvami pri dinamičnem enosklepnem utrujanju UD1 za DG, LG in MG.....	91
Slika 45.	SMF pri dinamičnem večsklepem utrujanju (potisk s prsi, UD2).....	92
Slika 46.	Prikaz SMF pri dinamičnem večsklepem utrujanju (UD2) pri treh zaporednih ponovitvah.....	93
Slika 47.	Primerjava SMF _p pri treh zaporednih ponovitvah dinamičnega večsklepnega utrujanja (UD2).....	94
Slika 48.	Primerjava SMF pri UI80, UD1 in UD2, primer 1. Merjenec M3, DG, 1. ponovitev.....	96
Slika 49.	Primerjava SMF pri UI80, UD1 in UD2, primer 2. Merjenec M6, DG, 1. ponovitev.....	96
Slika 50.	Primerjava SMF pri UI80, UD1 in UD2, primer 3. Merjenec M4, DG, 1. ponovitev.....	96
Slika 51.	Primerjava vrednosti SMF _p med različnimi protokoli utrujanja za DG, LG in MG.....	97
Slika 52.	Primerjava povprečnih vrednosti SMF _p med UI80 in UD1 za DG, LG in MG.....	99
Slika 53.	Primerjava povprečnih začetnih vrednosti SMF _z med UI80 in UD1.....	99
Slika 54.	Primerjava med SMF _p pri UI80 in UD1 za vse tri glave TB.....	100
Slika 55.	Primerjava SMF _z med protokoloma UD1 in UD2.....	101
Slika 56.	Grafični prikaz korelacije med spremembo navora skrčkov in med SMF _p pri UI60 za DG.....	102
Slika 57.	Grafični prikaz korelacije med spremembo navora skrčkov in med SMF _p pri UI80, 2.ponovitev za DG.....	102

1. UVOD

Za razumevanje signala EMG moramo poznati mišično mehaniko in fiziologijo ter predvsem način, kako se proizvede mišična sila. S pomočjo tega vedenja poskušamo vnaprej predvideti, kako določeni fiziološki mehanizmi in fenomeni vplivajo na signal EMG, predvsem pa ugotoviti obratno - kako se ti dejavniki odražajo v spremembah signala EMG. Na ta način lahko določene fiziološke mehanizme zaznamo in spremljamo ter na podlagi ugotovljenih sprememb sklepamo na dogajanje v mišici.

EMG signal kaže kdaj je mišica aktivna in kdaj ne. Na ta način lahko opazujemo znotraj-mišično in med-mišično koordinacijo in analiziramo vlogo ene ali več posameznih mišic pri različnih vrstah gibanja. Lahko rečemo, da so v določenem trenutku nekatere mišice aktivne, druge pa ne, oziroma spremljamo v kakšnem zaporedju in/ali v kakšnih časovnih intervalih se aktivirajo, nato pa ugotovitve povežemo z gibanjem, ki ga opazujemo. Lahko vidimo, kdaj je mišica bolj (večja amplituda signala) ali manj (manjša amplituda signala) aktivna ter kdaj mišica miruje (amplituda blizu 0). Za ugotavljanje razmerja med »večjim« ali »manjšim« signalom je potrebno EMG signal kvantificirati; signal ustrezno obdelamo in izračunamo različne amplitudne parametre EMG signala, oziroma njihove vrednosti v omejenih časovnih intervalih (integrirani EMG - iEMG). Na ta način lahko dokaj natančno izračunamo razlike v amplitudi signala in posledično sklepamo na razlike v aktivaciji mišice.

Vendar ne moremo neposredno primerjati parametrov signalov EMG (amplituda, iEMG) iste mišice izmerjenih v različnih dneh, signalov različnih mišic ali pa signalov enakih mišic različnih subjektov. Signal EMG, ki ga izmerimo je namreč odvisen od mnogih dejavnikov (opisani v poglavju *1.5.2 Merjenje signala EMG*), ki so pri različnih mišicah ali subjektih različni. Zato lahko posamezne signale EMG primerjamo šele potem, ko parametre ustrezno normaliziramo, torej jih izrazimo glede na referenčne oziroma normalizacijske vrednosti. Te referenčne (normalizacijske) vrednosti morajo biti zato dobro definirane in kar se da ponovljive oziroma stabilne.

V časovnem prostoru najbolj stabilne pogoje predstavljata nadzorovana električna stimulacija in največja hotena kontrakcija mišice; EMG lahko normaliziramo glede na parametre izzvanega vala M ali pa glede na parametre izmerjene med največjo hoteno kontrakcijo (NHK). Za normalizacijo amplitude EMG subjekt za določeno mišico najprej izvede NHK. Izmerjena amplituda med NHK predstavlja 100% amplitudo. Vsako drugo izmerjeno

amplitudo nato izrazimo v odstotkih glede na NHK. V mirovanju, ko mišica ni aktivna, je tako absolutna kot normalizirana vrednost amplitude 0 oziroma 0%.

Za spremljanje mehanizmov povezanih s pojavom utrujenosti mišic je EMG signal primerneje analizirati v frekvenčnem prostoru. Izkazalo se je namreč, da je signal spočite mišice gostejši (višje frekvence akcijskih potencialov) od signala utrujene mišice (nižje frekvence), oziroma da se ta gostota s pojavom utrujenosti manjša. Torej, če vzamemo signal v nekem določenem časovnem intervalu (npr. v trajanju ene sekunde) na začetku in nato še na koncu podaljšane utrujajoče mišične kontrakcije, izračunamo močnostni spekter in njegovo srednjo (SMF) ali medialno (MMF) frekvenco ter frekvenci z začetka in s konca primerjamo, vidimo, da je frekvenca na koncu manjša v primerjavi s frekvenco na začetku kontrakcije. Da bi lahko ocenili, kolikšno je to zmanjšanje moramo, podobno kot v časovnem prostoru, vrednosti normalizirati. To se navadno naredi na način, da frekvenci na začetku izmerjeni pri spočiti mišici oziroma med NHK, dodelimo vrednost 100% in nato frekvenco na koncu izrazimo v odstotkih od začetne vrednosti. Normalizacija SMF omogoča primerjavo SMF različnih mišic ali subjektov.

Omenjeni način normalizacije SMF je splošno priznan in se pogosto uporablja v praksi. Kljub temu se nam v zvezi s takšnim postopkom normalizacije porajajo dvomi. Raziskave namreč kažejo, da najnižja vrednost SMF, ki jo lahko dosežemo z utrujanjem določene mišice do odpovedi ni 0, ampak neka najnižja vrednost SMF_p , ki je pri različnih mišicah in subjektih lahko različna. Torej bi bilo vrednost SMF_p , (in ne vrednost 0, kot je to logično v časovnem prostoru), smiselno uporabiti kot spodnjo mejo normalizacijskega intervala.

Povedali smo, da je bistvena potrebna lastnost normalizacijskih parametrov, da so stabilni, saj je ta postavka ključna za korektno normalizacijo. Iz tega razloga smo želeli raziskati stabilnost najnižje vrednosti SMF (SMF_p), ki jo lahko izmerimo pri različnih načinih in v različnih pogojih mišičnega naprežanja in na ta način ugotoviti ali je ta parameter primeren za normalizacijo signala EMG v frekvenčnem prostoru.

1.1 Mišična utrujenost

Mišična utrujenost opredeljuje splošni koncept akutnega zmanjšanja gibalnih sposobnosti, ki se občuti kot povečan napor potreben za izvajanje določene aktivnosti, ali kot nezmožnost produkcije sil, ki to aktivnost omogočajo (Enoka in Stuart, 1992).

Z mehanskega vidika je mišična utrujenost definirana kot »zmanjšanje maksimalne sile, ki jo mišica lahko razvije« (Fitts, 1994; Gandevia, Allen in McKenzie, 1995), oziroma kot »nesposobnost nadaljnje produkcije sile« (Bigland Ritche in Woods, 1984). Pri submaksimalnih naprežanjih se zmanjšanje aktivnosti ne opazi takoj na začetku, ampak šele po nekem času. Zato zasledimo tudi definicije mišičnega utrujanja kot so »nesposobnost ohranjanja zahtevane ali pričakovane sile« (Edwards, 1981), »nesposobnost opravljanja dela na določeni ravni« (Edwards, 1981) oziroma »zmanjšanje največje moči nekega mehanskega dela« (Beelen in Sargeant, 1991).

Poleg največje sile se pri utrujanju spreminjajo tudi druge lastnosti mišice – hitrost krčenja mišice se zmanjša in čas relaksacije se podaljša. Večina aktivnosti mišic pri realnem gibanju ni odvisna samo od izometrične sile ampak od moči mišic, torej produkta sile in hitrosti. Torej se opazovana moč lahko zmanjša na račun obeh dejavnikov - manjše sile ali/in manjše hitrosti. Zato se neka fizična aktivnost v resnici poslabša v večji meri kot se zmanjša sama mišična sila. Opazovana moč nam v teh primerih govori več kot samo o utrujenosti mišic, oziroma o zmanjšanju mišične sile.

Mišica proizvaja silo s povezavo miozinskih mostičev z aktinskimi filamentami. 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 (Gordon, Huxley in Julijan, 1966; Finer, Simmons in Spudich, 1994: v McComas, 1996). Vzroki za eno ali drugo so lahko v enem ali več motoričnih in senzornih mehanizmih, ki sodelujejo pri produkciji sile, kjer pride do določenih omejitev oziroma slabšega delovanja.

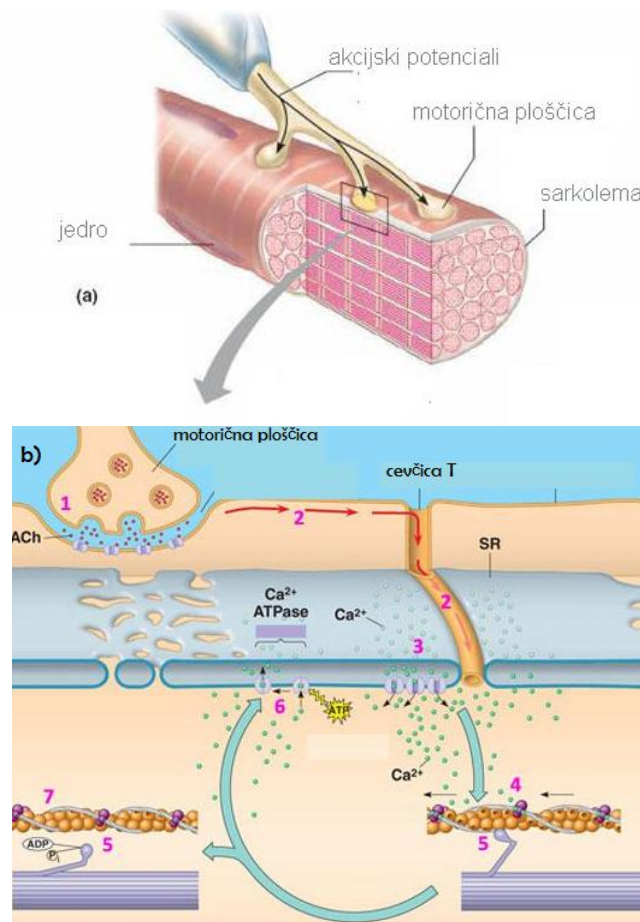
Poslabšanje delovanja omenjenih mehanizmov se lahko zgodi kjerkoli na poti generiranja mišične sile. Ta pot se začne z aktivacijo premotoričnega področja možganske skorje, bazalnih ganglijev in malih možganov, kar povzroči nastajanje živčnih akcijskih potencialov. Ti se širijo po možganskem deblu in hrbtenjači in nato po α -motoričnih nevronih do motorične ploščice (Slika 1). Motorična ploščica predstavlja živčno-mišični stik, torej mesto kjer iz živčnega akcijskega potenciala nastane mišični akcijski potencial. Akcijski potenciali v živčnih končičih, ki so na koncu živčnega vlakna na motorični ploščici, povzročijo izločanje

acetilholina v predsiniptično režo. Tam se acetilholin veže na lokalni receptor v mišični membrani, kar na površini mišične membrane povzroči trenutno lokalno depolarizacijo. Lokalna depolarizacija pomeni spremembo trans-membranske napetosti, ki v mirovanju znaša okrog -70 mV (Kandel in Siegelbaum, 1997), na približno +30 mV. Ta sprememba povzroči odpiranje napetostno kontroliranih kanalov za kalij in natrij. Natrijevi ioni vdirajo v celico in kalijeve iz nje tako, da se val depolarizacije širi vzdolž mišične membrane. Na ta način ustvarjeni mišični akcijski potencial se v obe smeri širi vzdolž mišičnega vlakna, nato pa po cevčicah T v notranjost mišične celice. Ko akcijski potencial doseže sarkoplazemski retikulum, v katerem so zaloge ionov kalcija (Ca^{2+}) tam povzroči izločanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma v mioplazmo. Koncentracija Ca^{2+} v mišični celici naraste in Ca^{2+} se vežejo na troponin C, kar povzroči, da se tropomiozin odstrani iz aktivnih mest na aktinu. Na ta aktivna mesta se nato veže miozinska glavica, izvede se cikel vzpostavljanja prečnih mostičev in mišično vlakno se skrči. Vzpostavljanje prečnih mostičev je odvisno od zadostne oskrbe z ATP, ki nastaja pri aerobnih in anaerobnih procesih. Kalcij se nato s pomočjo Ca-črpalke, vrača v sarkoplazemski retikulum; za delovanje črpalke se porablja ATP. Ko se aktivacija konča, se ioni Ca^{2+} hitro odstranijo nazaj v sarkoplazemski retikulum. To povzroči znižanje koncentracije Ca^{2+} , kar povzroči odstranitev Ca^{2+} iz troponina C, tropomiozin spet zasede svoje mesto na troponinu C in aktivna mesta so blokirana. Posledica je prekinitev povezovanja prečnih mostičev oziroma relaksacija mišice.

Dejavniki, ki vplivajo na mišično utrujenost so lahko (Enoka in Stuart, 1992; Enoka 2002, Merletti, Rainoldi in Farina, 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 (AP) - iz živčnega AP v mišični AP,
- vzdraženost in prevodne lastnosti mišične ovojnice,
- povezava med vzburljanjem in skrčenjem mišičnega vlakna - pretvorba sarkolemskega AP v mišično silo, to je aktivacija prečnih mostičev,
- razpoložljivost metaboličnih substratov,
- znotraj celično okolje,

- mehanizmi kontrakcije in
- pretok krvi v mišici.



Slika 1 Prikaz kontrakcije mišice.

a) Mišično vlakno b) 1. Izločanje acetiholina (ACh). 2. Širjenje akcijskega potenciala po sarkolemi in cevčici T. 3. Izločanje ionov kalcija (Ca^{2+}) iz sarkoplazemskega retikuluma (SR) preko napetostno krmiljenih kanalov za Ca^{2+} v mioplazmo. 4. Vezava Ca^{2+} na troponin C. 5. Vezava miozinske glavnice na prosta mesta na aktinu. 6. Vračanje Ca^{2+} v SR s kalcijevo črpalko. 7. Odstranitev Ca^{2+} iz troponina C, tropomiozin blokira aktinska mesta in mišica se sprosti.

Prيرهeno po: www.shoppingtrolley.nethow%20a%20muscle%20contracts.shtml;
www.bio.miami.edu/~cmallery/150/neuro/c49x36contraction-cycle.htm

V resnici niso vedno spremembe na nivoju vseh naštetih mehanizmov odgovorne za pojav mišične utrujenosti. Sprememba v delovanju katerega mehanizma največ prispeva k njej, je v največji meri odvisno od naloge, ki jo mišica opravlja in od pogojev v katerih jo izvaja – fenomen je znan pod imenom »odvisnost od naloge« (Enoka in Stuart, 1992; Bigland-Ritchie, Rice, Garland in Walsh, 1995; De Luca, 1997). Parametri naloge, ki jih lahko spreminjamo in s tem vplivamo na tip in velikost mišične utrujenosti so: raven subjektive motivacije, živčna strategija (vzorec mišične aktivacije in motorične kontrole), intenzivnost, trajanje, vrsta

(izometrično, izokinetično itd) in hitrost mišične kontrakcije, tip vključenih mišičnih vlaken ter časovno obdobje, v katerem se zadana naloga neprekinjeno ali prekinjeno izvaja.

Po drugi strani, za mišično utrujenost ni nikoli odgovorna sprememba na nivoju samo enega mehanizma, prav tako mehanizem, pri delovanju katerega se med utrujanjem dogajajo največje spremembe, ni ves čas isti, ampak se tekom utrujanja največje spremembe lahko dogajajo pri različnih mehanizmih (Cairns, Knicker, Thompson in Sjøgaard, 2005). Kateri mehanizmi bodo tekom utrujanja bolj ali manj izpostavljeni spremembam je odvisno od parametrov naloge utrujanja.

Glede na vzrok oziroma mesto, kjer pride do slabšega delovanja, ki posredno ali neposredno povzroči zmanjšanje števila sklenjenih prečnih mostičev in posledično zmanjšanje produkcije mišične sile, sta definirana dva tipa mišične utrujenosti - periferna in centralna mišična utrujenost.

1.2 Periferna utrujenost

Periferna utrujenost se nanaša na zmanjšanje učinkovitosti procesov, ki se odvijajo na motorični ploščici ter distalno od nje. Povzročajo jo motnje pri živčno – mišičnem prenosu preko motorične ploščice, motnje v širjenju akcijskega potenciala po membrani mišičnega vlakna in motnje v aktivaciji kontraktilnih mehanizmov (Gibson in Edwards, 1985: v Tomažin, 2001).

Periferna utrujenost se kaže kot zmanjšanje največje sile skrčka ali tetanične kontrakcije, izzvane z električno stimulacijo perifernega živčnega vlakna mirujoče mišice. S stimuliranjem perifernega živčnega vlakna se izognemo vplivu centralnih mehanizmov, s čimer se vzroki za zmanjšanje sile lahko pripišejo izključno perifernim dejavnikom.

Najbolj izpostavljeno mesto, kjer pride do periferne utrujenosti, je proces povezave vzdraženja in kontrakcije, kjer se mišični akcijski potencial spremeni v mišično silo (Fitts in Metzger, 1988; Bigland Ritchie, Dawson, Johansson in Lippold, 1986; Saugen, Vollestad, Gibson, Martin in Edwards, 1997). Vključuje naslednje procese:

- sprememba prevodnosti sarkoplazemskega retikuluma za Ca^{2+} pod vplivom akcijskega potenciala,
- sproščanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma v sarkoplazmo,
- vračanje Ca^{2+} v sarkoplazemski retikulum,

- vezava Ca^{2+} na troponin in
- vezava aktina in miozina in hkratna hidroliza ATP.

Vzroki za slabše živčno mišično prevajanje preko motorične ploščice so lahko : nezmožnost aksonskega akcijskega potenciala, da pride do vseh živčnih končičev, nezmožnost izločanja acetilholina v pred-sinaptičnih režah, pomanjkanje neurotransmiterjev, zmanjšanje sproščanja neurotransmiterjev na podlagi pravila vse ali nič, zmanjšanje občutljivosti post-sinaptičnih receptorjev in občutljivosti membrane mišičnega vlakna (Enoka, 2002).

Povečana koncentracija ionov anorganskega fosfata (P_i) velja za glavni vzrok periferne mišične utrujenosti (Allen, Lamb in Westerblad, 2008). P_i je posledica razpada fosfokreatina (Edman, 1995; Westerblad, Allen, Bruton, Andrade in Lännergren, 1998). Medtem ko kreatin nima vpliva na kontraktilne funkcije, povišana koncentracija P_i vpliva na številne periferne mehanizme. Miozinska glavica se pri vzpostavljanju prečnega mostiča najprej šibko in šele nato močno poveže z aktinskim filamentom (Mc Comas, 1996). Visoka koncentracija P_i inhibira prehod med šibko in močno povezavo prečnih mostičev, kar pomeni, da povzroči manjše število močno povezanih prečnih mostičev. Na ta način P_i neposredno vpliva na mehanizem vzpostavljanja prečnih mostičev; vpliv tega dejavnika pri fizioloških temperaturah je zmanjšanje sile za okrog 10%. Povišana koncentracija P_i 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., 2008; Allen, Lännergren in Westerblad, 1995: v Lattier, Millet, Martin A., Martin V., 2003).

Drugi pomembni dejavnik, ki vpliva na pojav periferne utrujenosti je povišana koncentracija ionov (Allen 2004; Green 2004; Vandenboom, 2004). Namreč, kopičenje laktata in zunajceličnega Na^+ , skupaj z znižanjem pH (povečana koncentracija ionov vodika (H^+)) povzroči spremembo vzdraženosti membrane (Allen, 2004). Slabša vzdraženost membrane pomeni počasnejše prevajanje akcijskih potencialov, to pa posledično zmanjšanje mišične sile.

Znižan pH lahko inhibira delovanje encima fosfofruktokinaze, ki uravnava glikolizo, poleg tega se glikoliza upočasni še zaradi tega, ker se H^+ ioni zaradi zvišane koncentracije vežejo na troponin namesto Ca^{2+} . Na ta način kljub zadostnemu izločanju Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma pride do poslabšanja procesov povezav prečnih mostičev in s tem slabljenja

mehanizma mišične kontrakcije (Brooks, Fahey, White, in Baldwin, 2000). 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:

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^+ kanali in Cl^- kanali zmanjšujejo na način, da prekinjajo širjenje akcijskih potencialov (McComas, 1996),
3. manjša vsebnost encima Ca^{2+} -ATPaza 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 Na^+ - K^+ črpalke niso dovolj aktivne ali jih ni zadosti. Pri intenzivnem naporu se znotraj celična 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, Adams, in Saltin, 1985).

Ker 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.

Če mišico kontinuirano stimuliramo s frekvenco, ki je blizu tisti, ki povzroči največjo silo, potem se proizvedena sila hitro zmanjšuje. Ta pojav imenujemo visokofrekvenčna periferna utrujenost, za katero je značilno, da je tudi regeneracija sile zelo hitra (Allen, Lamb in Westerblad, 2008). Glavni vzrok za pojav visokofrekvenčne utrujenosti je slabše prevajanje akcijskih potencialov (AP) v cevčicah T (Tomažin, 2001). Hitrost s katero bo nastopila ta

težava je odvisna od frekvence stimulacije, števila kanalov Na^+ in K^+ v cevčicah T, števila in aktivnosti Na^+K^+ črpalk, prostornine celega sistema cevčic T in velikosti odprtja cevčic T na površini membrane.

Težavo mišica delno reši sama in sicer na način, da zmanjša frekvenco proženja AP. Na ta način je kopičenje produktov presnove v cevčicah T manjša, procesi bolj gladko tečejo in mišica z manjšo frekvenčno modulacijo ustvarja enako veliko silo. Ta pojav se imenuje »mišična jasnovidnost« (Enoka, 2002).

Visokofrekvenčna utrujenost se največ pojavlja pri ekscentrično - koncentričnem mišičnem krčenju in sicer pri visokih intenzivnostih in kratkem trajanju. Manj intenzivna je kontrakcija, dlje časa traja do nastopa 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 trajanja 30 sekund pa je ugotovil 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) sta spremljala pojav nizkofrekvenčne in visokofrekvenčne utrujenosti pri maksimalno intenzivnih 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 skoka za 40% pa samo nizkofrekvenčno utrujenost.

Nizkofrekvenčna utrujenost se kaže v motnjah kontraktilnega mehanizma. Čeprav ni prisotnih nobenih električnih ali metaboličnih motenj, mišično vlakno, ki ga stimuliramo z nizko frekvenco npr 20 Hz, ni sposobno proizvesti sile, kar je torej lahko samo posledica slabšega delovanja kontraktilnega mehanizma. Vzrok so v največji meri vse prej omenjene težave v zvezi s koncentracijo Ca^{2+} , izločanjem Ca^{2+} iz SR, vračanjem v SR itd.

Jereb (1998) je ugotovil, da se je periferna utrujenost pri maksimalnem kolesarjenju v 15-ih, 30-ih in 45-ih sekundah s podaljšanim časom povečevala. Pojav visokofrekvenčne in nizkofrekvenčne utrujenosti je povezan tudi s tipom mišične kontrakcije. Koncentrični način mišičnega krčenja kot je kolesarjenje povzroči nizkofrekvenčno utrujenost, visokofrekvenčna utrujenost pa se pojavi pri ekscentrično-koncentričnem načinu mišičnega krčenja kot so

poskoki (Jereb, 1995; 1998; Strojnik in Komi 1998; 2000; Tomažin, 2001), izmerili pa so jo tudi po smučanju.

Po drugi strani so zaporedni poskoki na posebnih saneh pri submaksimalni intenzivnosti, ker so skakali 60% od maksimalne višine (skakali so dokler so dosegali zahtevano višino) povzročili le nizkofrekvenčno utrujenost (Strojnik in Komi, 2000).

1.3 Centralna utrujenost

Centralno upravljanje mišične aktivacije je skupek fizioloških procesov, ki se odvijajo v centralnem živčnem sistemu. Sem spadajo sposobnost generiranja ustreznih in zadostnih centralnih ukazov za izvajanje določene motorične naloge v primarnem motoričnem korteksu, zanesljiv prenos teh ukazov do vključenih motoričnih nevronov in sposobnost vzdrževanja mišične aktivacije.

Centralna mišična utrujenost se kaže kot zmanjšana sposobnost zavestne aktivacije mišice, ki je posledica zmanjšanja števila aktiviranih motoričnih enot in zmanjšanja frekvenc proženja aktiviranih motoričnih enot. Navzven se kaže kot povečana nihanja v proizvedeni sili in nihanja v frekvenci proženja akcijskih potencialov (Bigland-Ritchie 1981; Marsden, Meadows, in Merton, 1983; v Gandevia, 2001)

Centralna utrujenost se kaže kot povečanje sile izzvane z električno stimulacijo motoričnega živca med NHK. Če z dodatno električno stimulacijo živca izzovemo povečanje sile, ki jo proizvaja mišica med NHK, to pomeni, da nekatere motorične enote niso bile aktivirane ali pa niso bile vzdražene z dovolj velikimi frekvencami, da bi povzročile gladke (zlite) kontrakcije. Povečanje razlik v sili izzvani brez dodatne električne stimulacije in z njo, kaže na vpletenost centralnih mehanizmov, ki se odvijajo proksimalno od motorične ploščice in vplivajo na zmanjšanje mišične sile.

Na centralno utrujenost v največji meri vplivajo trije mehanizmi: mehanizem širjenja živčnih akcijskih potencialov v možganih in po hrbtenjači imenovan tudi supra-spinalni mehanizem (Brasil-Neto, 1994; Taylor, Todd in Gandevia, 2006), mehanizem vzdraženja sklada α -motoričnih živčnih vlaken (Bongiovanni in Hagbarth, 1990) in refleksna inhibicija (Garland, 1991). Iz teh mehanizmov izhaja, da so glavni dejavniki, ki vplivajo na pojav centralne utrujenosti motnje na različnih nivojih v možganski skorji, motnje pri širjenju živčnih akcijskih potencialov po hrbtenjači in motnje pri rekrutaciji motoričnih nevronov.

Vzrok za slabše delovanje supraspinalnega mehanizma je ne-optimalno delovanje na nivoju motoričnega korteksa. Učinkovitost supraspinalnega mehanizma lahko ugotovljamo na način, da med NHK stimuliramo motorični korteks s transkraniialno magnetno stimulacijo (TMS). Dobimo skrčku podoben odziv, ki se kaže kot povečanje sile mišice, ki jo stimuliramo s TMS. Pri naporu (izvajanju neke fizične aktivnosti) se ta odziv izzvan s TMS poveča, kljub subjektivemu maksimalnemu naporu – to nekateri imenujejo supraspinalna utrujenost, natančne vzroke zanjo pa še raziskujejo (Taylor idr., 2006).

Dotok živčnih akcijskih potencialov v mišico se med največjim hotenim naprežanjem s časom zmanjšuje. To je bilo potrjeno z zmanjšanjem največje povprečne amplitude EMG in z zmanjšano frekvenčno modulacijo motoričnih enot (Avela, Kyröläinen, Komi, 2001). Velikost zmanjšanja je odvisna od mišice; najverjetneje od prevladujočega tipa nevrona, ki oživčuje mišična vlakna, ki je lahko počasen ali hiter (Gandevia, 2001).

Pri utrujajoči mišični kontrakciji se poslabšajo nekateri refleksni odzivi aktivne mišice in povzročijo pred-sinaptično inhibicijo Ia vlaken (aferentna vlakna, ki prenašajo signale iz senzornih receptorjev), kar pomeni manjšo vzdraženost sklada motoričnih živčnih vlaken in posledično zmanjšanje aktivacije motoričnih enot (Assmusen in Mazin, 1978; Bigland-Ritchie idr., 1986; Fuglevand, Zackowski, Huey in Enoka, 1993; Miller idr. 1987). Refleksno pred-sinaptično inhibicijo povzroči aktivacija tankih aferentnih vlaken skupine III in IV (Bigland – Ritchie, 1986; Garland 1991). Ta se med naporom aktivirajo zaradi povišane temperature v mišici, zaradi povečane koncentracije metabolitov kot sta npr. koncentracija laktata in H^+ v mišici in zaradi mehanskih sprememb v okolju, ki jih zaznajo s svojimi prostimi živčnimi končiči. Neposreden dokaz za zmanjšanje refleksnih odzivov zaradi utrujenosti je zmanjšan količnik H/M (H-refleks/val M) in zmanjšana amplituda (od vrha do vrha) odziva refleksa na nateg (Nicol, Komi, Horita, Kyröläinen, Takala, 1996; Horita, Komi, Nicol in Kyröläinen, 1996; Avela idr., 2001).

V zadnjem času se je z uporabo transkraniialne magnetne stimulacije možganov pri vplivu na centralno mišično utrujenost pokazala vloga humoralnih mehanizmov, natančneje vloga amonija (NH_4^+). Amonij se sprošča v mišici pri procesu kontrakcije. Amonij nastaja v ciklu purinskih nukleotidov, ki je zelo aktiven kadar se mišica krči. Cikel proizvede inozin mono fosfat (IMP) iz adenozin mono fosfata (AMP), vmesni proizvod sta fumarat in amonij. Amonij (NH_4^+) se sprosti pri de-aminaciji AMP v IMP (Brooks, 2000). Amonij je eden od stimulatorjev ključnega glikolitičnega encima (fosfofruktokinaze), vendar je povečana koncentracija amonija toksična za tkivo. Zato se koncentracija amonija zmanjša na način, da

se poveže z glutamatom in sintetizira glutamin. Povečana koncentracija amonija v mišici povzroči njegovo izločanje v kri. Koncentracija amonija v krvni plazmi se med aktivnostjo poveča tudi kot rezultat katabolizma aminokislin, še posebno če je z dodatnim vnosom povečana koncentracija razvejanih aminokislin (van Hall, Raaymakers, Saris, in Wagenmakers, 1995; Watson, Shirreffs in Maughan, 2004). Amonij (v obliki amonijaka NH_3) po krvi zlahka preide v možgane (Bachman, 2002), kjer povečana koncentracija vpliva na cerebralne funkcije, cerebralni krvni pretok, energijski metabolizem, vzdraženost in prenos preko sinaps in metabolizem živčnih receptorjev (nevrotransmitterjev) (Watson, 2008; Nybo, Dalsgaard, Steensberg, Moller in Secher, 2005). Centralni živčni sistem namreč nima cikla ure-e, ki sicer v organizmu odstranjuje škodljivi amonij in je odvisen samo od sinteze glutamina iz glutamata in amonija (Suárez, Bodega in Fernández, 2002).

Raziskave kažejo, da dolgotrajna nizko intenzivna mišična aktivnost povzroči akumulacijo amonija v možganih, ta pa je povezana s pojavom centralne utrujenosti (Nybo idr, 2005).

Pri ugotavljanju centralne utrujenosti ima pomembno vlogo tudi motivacija subjektov. Motivacijo je mogoče spremljati s primerjanjem sile proizvedene z največjo hoteno aktivacijo s »super« naporom in sile, ko je bila mišica med NHK dodatno vzdražena z električno stimulacijo. Pri super naporu subjekt na koncu dolgotrajne pNHK ob dodatni motivaciji razvije višjo silo. Pri dobro motiviranih osebah bo upadanje sile proizvedene med NHK in velikost sile, kjer je bila mišica dodatno stimulirana z elektriko, paralelno. To pomeni, da so bili subjekti sposobni proizvesti in priskrbeti ustrezne centralne ukaze, ki so bili potrebni za izvedbo zadane naloge. V primeru, da se navor med NHK zmanjšuje v večji meri kot navor proizveden z električno stimulacijo, to pomeni, da subjekti za zadano nalogo niso bili dovolj motivirani in posledično niso bili sposobni zagotoviti ustreznih centralnih ukazov za proizvodnjo mišične sile (Enoka, 1995).

Rezultati raziskav, ki so proučevale dejavnike centralne utrujenosti, so različni. Raziskave, kjer so za ugotavljanje aktivacije mišice uporabljali metodo enojnega skrčka, so kazale, da je utrujenost pri zavestni mišični kontrakciji v največji meri perifernega izvora in da je zmanjšanje aktivacije mišice zaradi nepravilnosti ali poslabšanja delovanja centralnega živčnega sistema manj pomembna (Beelen, Sargeant, Jones in de Ruiters, 1995, Merton 1954, Bigland-Ritchie, 1981). Ta predpostavka je bila v največji meri posledica dejstva, da z draženjem mišice z enojnim električnim impulzom, ni bilo mogoče izzvati povečanega mehanskega odziva mišice med NHK in ni bilo mogoče zaznati aktivacije mišice nad 95% optimalne sile (Gandevia idr., 1995).

Druge raziskave, ki so večinoma uporabljale metodo dvojnega in trojnega skrčka ali pa vlaka električnih impulzov, so pokazale srednje velik delež centralne utrujenosti (Kent-Braun, 1999), nekatere pa tudi njen velik delež (Bigland-Ritchie, Jones, Hosking in Edwards, 1978; McKenzie, Bigland-Ritchie, Gorman, Gandevia, 1992).

Videti je, da je predvsem trajanje kontrakcije, ki je seveda povezano z intenzivnostjo obremenitve, tisti dejavnik, ki v veliki meri vpliva na delež centralnih mehanizmov pri zmanjšanju sile zaradi utrujenosti. Znaki centralne utrujenosti se v največji meri pojavljajo pri nizko intenzivnih (do 30% NHK) dlje časa trajajočih neprekinjenih izometričnih kontrakcijah, in manj pri visoko intenzivnih kontrakcijah (Lattier idr., 2004).

Centralna utrujenost se pri izometričnih kontrakcijah pojavi ne glede na to, ali je začetna raven zavestne kontrakcije visoka ali nizka. Zmanjšanje nivoja zavestne aktivacije se pojavi tudi kadar subjekt vzdržuje mišično kontrakcijo na neki submaksimalni ravni (npr 30% NHK) toliko časa, dokler zmore. Prisotnost centralne utrujenosti je bilo ugotovljeno tudi pri ponavljajočih se ekscentričnih in koncentričnih kontrakcijah (Komi in Rusko, 1974) in pri neprekinjenih izometričnih kontrakcijah (Bongiovani in Hagbarth, 1990).

1.4 Spremljanje mišične utrujenosti

1.4.1 Merjenje sil, navorov ali moči

Mišično utrujenost lahko spremljamo na več načinov. Kot pokazatelj utrujenosti najpogosteje uporabljamo upad največje vrednosti mehanskega parametra - sile, navora ali moči, ali pa čas do trenutka, ko subjekt ni več sposoben vzdržati obremenitve na predpisani submaksimalni ravni (npr 60% od največje vrednosti). Zmanjšanje največje sile ali moči, ki jo mišica lahko razvije, se pokaže zelo kmalu po začetku njene aktivnosti in se postopoma povečuje. Najpogostejši način s katerim se lahko oceni mišična utrujenost je, da se prekine aktivnost s katero povzročamo utrujenost in se izmeri največja sila, ki jo mišica lahko razvije prostovoljno ali izzvana z električno stimulacijo, ter se nato primerja z največjo silo izmerjeno na enak način na začetku aktivnosti (Enoka in Duchateau, 2008).

1.4.2 Merjenje mehanskega odziva mišice na električne dražljaje

Najbolj neposredna mera periferne utrujenosti je upad velikosti mišične sile kot odziva sproščene mišice na konstantni električni dražljaj, ki sledi utrujanju. Odziv mišice na enojni dražljaj se imenuje skrček. Običajno ta dražljaj prihaja kot aktivacijski signal, ki ga sproži

živčni sistem, za ugotavljanje kontraktilnih lastnosti mišice pa lahko akcijski potencial sprožimo umetno kot enojni električni dražljaj doveden na mišico. Dobimo odziv sile v času - skrček, ki ga opišemo s tremi merami: kontrakcijskim časom, ki predstavlja mero hitrosti krčenja mišice, največjo amplitudo, ki predstavlja največjo silo oziroma navor in polovični čas sproščanja, ki je potreben, da navor pade za polovico največjega navora. Bolj natančno so parametri opisani v poglavju 4.5.1. *Analiza mehanskega odziva mišice na enojni supra-maksimalni električni dražljaj*, kjer je tudi slika skrčka (Slika 22).

S parametri skrčka ugotavljamo kontraktilne lastnosti mišice. Kontrakcijski čas se uporablja kot mera hitrosti kontraktilnega mehanizma. Ta hitrost je v največji meri odvisna od hitrosti s katero se Ca^{2+} izloča iz sarkoplazemskega retikuluma (Enoka, 2002), ter časa prehoda prečnih mostičev od stanja šibke do stanja močne povezanosti. Če je ta čas dolg, je motorična enota okarakterizirana kot počasna, če je kratek, pa kot hitra. Največja amplituda skrčka se z utrujenostjo zmanjša. Raziskave kažejo, da največja sila, ki jo proizvede ena motorična enota ni povezana s kontrakcijskim časom, kar pomeni, da nekatere hitre motorične enote proizvajajo majhne sile (Bigland-Ritchie, Fuglevand in Thomas, 1998; Van Cutsem, Feiereisen, Duchateau, Hainaut, 1997: v Enoka, 2002). Polovični čas sproščanja je lahko pokazatelj utrujenosti mišice, saj se po utrujajoči mišični kontrakciji podaljša.

Mišična utrujenost se torej kaže kot zmanjšanje mišične sile in podaljšanje trajanja sproščanja mišice po enaki električni stimulaciji (De Ruyter, Jones, Sargeant in De Haan, 1999; Fitts, 1994). Sila izmerjena po utrujanju se izrazi v odstotkih na enak način izmerjene sile pred utrujanjem, lahko pa izračunamo tudi hitrost zmanjševanja sile, torej velikost zmanjšanja v nekem časovnem intervalu.

1.4.3 Merjenje nivoja aktivacije mišice

Med največjo hoteno kontrakcijo lahko mišico dodatno vzdražimo z električnimi impulzi. Z električno stimulacijo dodatno vzdražimo tiste motorične enote, ki med NHK niso bile aktivne. Na ta način je možno oceniti kolikšen del motoričnih enot je bil aktiviran oziroma izmeriti nivo aktivacije mišice.

Pri NHK se najprej aktivirajo počasne motorične enote in šele nato hitre; fenomen se imenuje Hennemanov princip velikosti (Henneman 1957, 1979). Pri električni stimulaciji je rekrutacija motoričnih enot obratna, najprej se vzdražijo hitre motorične enote. Zato lahko z električno stimulacijo mišice dodatno aktiviramo tiste preostale motorične enote, ki med hoteno aktivacijo mišice niso aktivirane ali ne dosežajo polnega tetanusa. Z ugotavljanjem razmerja

med navorom izmerjenim med NHK in navorom izmerjenim, ko je mišica dodatno aktivirana z električno stimulacijo, ugotovimo, do kolikšne mere se mišica lahko aktivira med hoteno aktivacijo. Večja je razlika v navoru, razvitim med NHK, v primerjavi z navorom, razvitim po dodatnem draženju mišice z elektriko, nižji je nivo aktivacije mišice.

Obstaja več metod merjenja nivoja aktivacije mišice. Najpogosteje se uporabljata metoda dodatnega vlaka impulzov in metoda vsiljenih interpoliranih skrčkov. Pri prvi metodi mišico ob največji hoteni mišični kontrakciji vzdražimo z vlakom impulzov, s čimer aktiviramo do tedaj neaktivne motorične enote. Posledica je povečana sila, ki jo proizvaja mišica.

Pri drugi metodi, ki jo je prvi opisal že Merton (1954), izračunamo razmerje med velikostjo skrčka pri draženju z enojnim, dvojnim ali trojnim električnim impulzom izmerjenim med NHK in v mirovanju takoj po NHK (podrobneje v poglavju 4.5.5. *Računanje nivoja aktivacije*). Razmerje amplitud je odvisno od nivoja aktivacije mišice; večje ko je razmerje, manjši je nivo aktivacije mišice.

Primerjava nivoja aktivacije pred utrujanjem in po njem, oziroma znižanje nivoja aktivacije po obremenitvi v primerjavi z nivojem aktivacije na začetku, omogoča ugotavljanje deleža centralne utrujenosti.

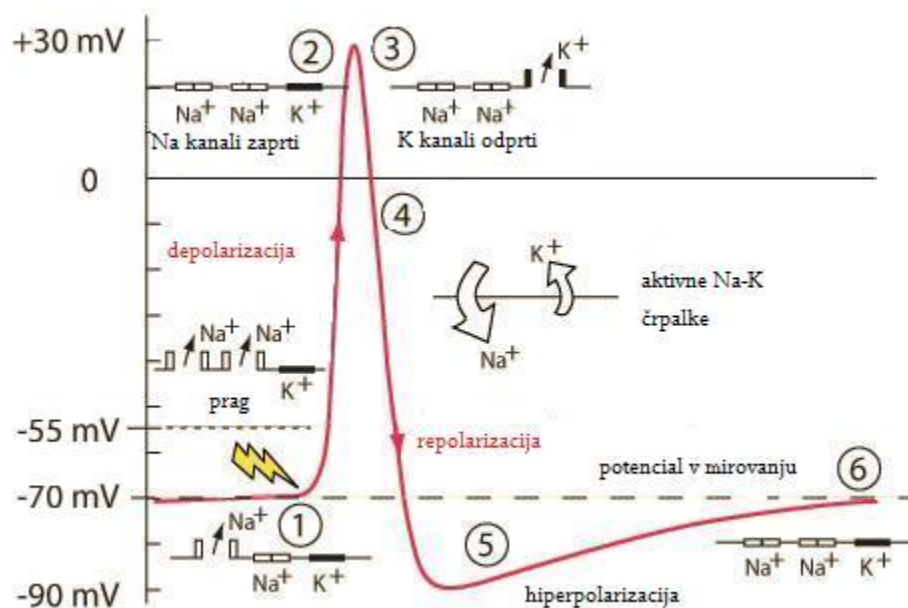
1.5 Spremljanje električne aktivnosti mišic – elektromiografija

1.5.1 Izvor signala EMG

Ime elektromiografija izhaja iz besed »elektro« – elektrika, »myo« – mišica in »graf« - zapis. EMG je torej posnetek akcijskih potencialov, ki se širijo vzdolž sarkoleme od motorične ploščice proti koncema mišičnih vlaken (Enoka, 2002). EMG signal nastane z električno aktivnostjo mišičnih vlaken med kontrakcijo. Izvori signala so od elektrod ločeni z biološkim tkivom, ki deluje kot prostorski filter prepusten za nizke frekvence in na ta način pomembno vpliva na zajeti signal EMG.

Akcijski potencial je v fizikalnem smislu kratkotrajna sprememba v transmembranski napetosti, kjer notranjost celice za kratek čas (red velikosti 1 ms) postane pozitivna glede na zunanost, torej obratno polarizirana kot v električnem mirovanju (Slika 2). Notranjost mišičnih vlaken ima v mirovanju negativen električni potencial -90 do -70 mV glede na zunanost. Na tem nivoju ga nasproti koncentracijskemu gradientu različnih ionov vzdržujejo aktivne Na⁺-K⁺ črpalke. Akcijski potencial, ki se širi po motoričnem živčnem vlaknu, povzroči izločanje acetilholina v predsinaptično režo, to je prostor na področju živčno-

mišičnega stika na motorični ploščici, kjer se živčni končiči zajedajo v mišično membrano. Acetilholin povzroči spremembo prepustnosti membrane mišičnega vlakna za ione Na^+ in K^+ ione in posledično spremembo koncentracijskega gradienta teh ionov. Pride do lokalne depolarizacije, ki se nato širi po mišični membrani v obe smeri proti koncema mišičnega vlakna. Hitrost s katero se akcijski potencial širi po mišičnem vlaknu, je odvisna od lastnosti mišične membrane, ta pa predvsem od tipa mišičnega vlakna in se imenuje hitrost prevajanja. Hitrost prevajanja je najverjetneje odvisna tudi od premera mišičnih vlaken, čeprav se v literaturi pojavljajo nasprotna si mnenja; največ raziskav vendarle poroča, da je hitrost prevajanja višja pri mišičnih vlaknih z večjim premerom (Moritani, Stegeman, Merletti, 2004). Oblika akcijskih potencialov je bolj ali manj konstantna in vsebuje fazo depolarizacije, fazo repolarizacije in s precejšnjo zakasnitvijo še fazo hiperpolarizacije. Oblika akcijskih potencialov se s pojavom utrujenosti spreminja. Širina vrha akcijskega potenciala se podaljša, predvsem zaradi bolj počasne faze repolarizacije, strmina akcijskega potenciala in amplituda pa se rahlo zmanjšata.



Slika 2. Nastanek akcijskega potenciala.

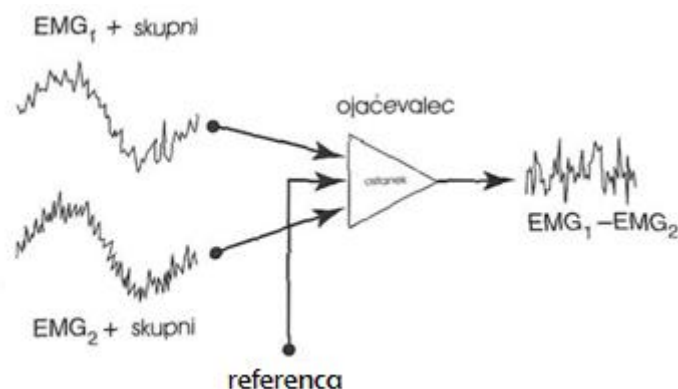
Ko dražljaj doseže prag vzdraženosti (1) se odprejo Na^+ kanali in povzročijo prehajanje Na^+ v celico, napetost se spremeni na $+30 \text{ mV}$, to je depolarizacija. Povečanje koncentracije Na^+ v celici povzroči zaprtje Na^+ kanalov (2) in odprtje K^+ kanalov (3), K^+ prehaja ven iz celice – to povzroči repolarizacijo (4). Napetost se zmanjša pod vrednost napetost v mirovanju – hiperpolarizacija (5), kar povzroči zaprtje K^+ kanalov in ponovno vzpostavitev električnega potenciala kot je bil v mirovanju (6). (www.oecd.ca/.../2004/syed4s0/public_html/ap.htm)

1.5.2 Merjenje signala EMG

EMG zaznamo in posnamemo z elektrodami, ki merijo spremembo napetosti, ki nastane kot posledica širjenja AP potenciala po mišičnem vlaknu. To lahko naredimo na dva načina. Pri

prvem načinu se elektrode namestijo v mišico v neposredno bližino mišičnih vlaken, pri čemer se uporabljajo majhne elektrode, ki jih z iglo vstavimo neposredno na površino mišičnega vlakna. Signal, ki ga tako dobimo, imenujemo znotraj-mišični EMG (*ang. intramuscular EMG* ali *needle EMG*). Na ta način spremljamo napetost AP zelo blizu njenemu izvoru in vpliv okolja na električne tokove, ki jih merimo, je minimalen. Prav tako nam ta način omogoča, da zaznamo akcijske potenciale točno določenih vlaken in zato lahko pri majhnih intenzivnostih mišičnega naprežanja ločimo posamezne motorične enote in jih tudi ločeno obravnavamo (Farina in Merletti, 2004).

Drug, bolj enostaven način je, da elektrode pritrdimo na kožo nad mišico, katere aktivnost želimo meriti – to je površinski EMG (*ang. surface EMG*). Posnamemo ga z eno ali z dvema aktivnima površinskima elektrodama in eno referenčno elektrodo. Boljše je merjenje s parom površinskih aktivnih elektrod, ki se imenuje bipolarno in poteka v dveh fazah (Slika 3). V prvi fazi se izmeri razlika v napetosti med vsako posamezno elektrodo in referenčno (ničelno) elektrodo, v drugi fazi pa se izračuna razlika med dobljenimi vrednostmi. Signal, ki ostane, se ojači z ojačevalcem in prikaže kot spremembe napetosti v času - elektromiogram.



Slika 3. Merjenje EMG s parom površinskih elektrod.

Posamezna aktivna elektroda zazna razliko napetosti glede na referenčno elektrodo. Signal, ki ga vidimo (izmerimo) predstavlja razliko med signaloma izmerjenima z obema aktivnima elektrodama. (Enoka, 2002)

Mioelektrični signal, posnet s površinskimi elektrodami med zavestno mišično kontrakcijo, si lahko predstavljamo kot seštevnik naključnega trenutnega prostorskega položaja vlakov akcijskih potencialov rekrutiranih motoričnih enot (Basmaijan, 1985). Zaradi namestitve na kožo nad mišico površinski EMG predstavlja veliko bolj enostavno meritev, ki pa ima zato veliko večje omejitve kot igelni EMG.

Dejavniki, ki vplivajo na parametre površinskega signala EMG – amplitudo, frekvenčne lastnosti signala in hitrost prevajanja akcijskih potencialov, so (De Luca, 1997):

- oblika in velikost elektrod – določata število zajetih motoričnih enot,
- razmik med elektrodami – določa širino pasu zajemanja signala pod elektrodami,
- postavitev elektrod glede na področje motoričnih točk in glede na mišično-tetivni stik,
- orientacija elektrod – glede na potek mišičnih vlaken,
- presluh (*ang. crosstalk*) – zajem signala sosednje mišice,
- število aktivnih motoričnih enot v kateremkoli trenutku kontrakcije,
- struktura mišice glede na tip mišičnih vlaken – od tipa mišičnih vlaken je odvisna sprememba pH v mišici med kontrakcijami in hitrost prevajanja AP,
- prečni presek mišičnih vlaken – vpliva na amplitudo in na hitrost prevajanja akcijskih potencialov,
- pretok krvi v mišici – določa stopnjo hitrosti dovajanja in odstranjevanja metabolitov med kontrakcijo,
- 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,
- debelina podkožnega (predvsem maščobnega) tkiva med površino mišice in elektrodami – vpliva na filtriranje signala,
- frekvenca proženja motoričnih enot,
- amplituda, trajanje in oblika AP motoričnih enot in
- stabilnost rekrutacije motoričnih enot.

1.5.3 Obdelava signala EMG v časovnem prostoru

Površinski mioelektrični signal, posnet med zavestno mišično kontrakcijo, predstavlja seštevek trenutnega prostorskega položaja vlakov akcijskih potencialov rekrutiranih motoričnih enot (Basmaijan, 1985). To je surovi signal EMG iz katerega lahko vidimo kdaj je določena mišica aktivna in kdaj ne, ter kako se velikost signala iste mišice spreminja. Za nadaljnjo analizo moramo signal obdelati.

Najprej se z visokopasovno prepustnim filtrom (običajna spodnja mejna frekvenca je 5 – 20 Hz), poravna osnovna linija signala, ki zaradi gibanja mišice pri zajemanju EMG signala pogosto niha. Signal filtriramo še z nizkopasovno prepustnim filtrom. Zgornja mejna frekvenca je običajno 500 Hz ali več in tako odstranimo šume, ki nimajo fiziološkega izvora. 95% odstotkov koristnega dela signala je zajetega v pasu do 400 Hz, ostalih 5% pa večinoma predstavlja šum, ki ga proizvajajo elektrode in ostali deli merilne opreme (Herrmens in Freriks, 1999).

Nato signal usmerimo na način, da vse negativne vrednosti preslikamo v pozitivne. Za analizo signala v časovnem prostoru izračunamo amplitudo signala (aEMG) ali integriran EMG (iEMG). iEMG je izračun površine pod krivuljo usmerjenega signala v določenem časovnem intervalu. Enota merjenja je Vs (voltsekunda).

Za oceno amplitude EMG signala se najpogosteje uporablja povprečna absolutna vrednost (ARV – *average rectified value*) in/ali koren povprečne kvadratne vrednosti (RMS – *root mean square value*). ARV predstavlja kolikšna je povprečna amplituda signala, RMS pa, kolikšna je efektivna amplituda signala na določenem intervalu (T). Dobljene vrednosti so v voltih (V). Enačbe prikazujejo izračun vrednosti za časovno zvezne (enačbi 1,3) in diskretne signale (enačbi 2 in 4) (Herrmens in Freriks, 1999):

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

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (3)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4)$$

Pri tem je *ARV* absolutna vrednost in *RMS* koren povprečne kvadratne vrednosti, računane na intervalu dolžine T (enačbi 1 in 3) oziroma N vzorcev (enačbi 2 in 4). T je časovni interval v sekundah (za časovno zvezni primer enačbe). $x(t)$ predstavlja amplitudo signala v času t v voltih, dt 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 $\Delta t = \frac{1}{f_s}$, f_s je frekvenca zajemanja signala, i pa zaporedna številka vzorca.

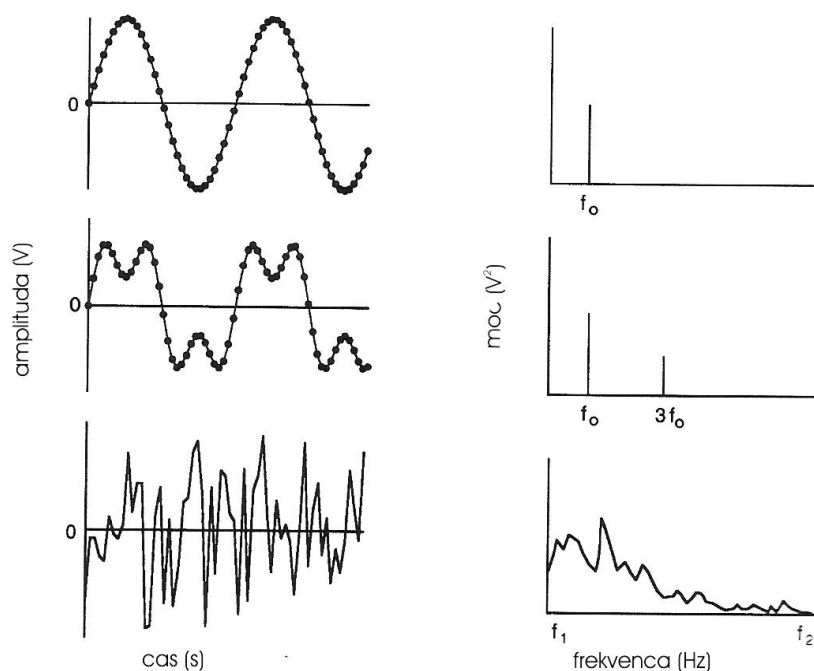
1.5.4 Obdelava signala EMG v frekvenčnem prostoru

Frekvenčna predstavitev signala nam pove, v kolikšni meri se na nekem časovnem intervalu signala pojavlja vsebina pri določeni frekvenci. Osnovno orodje za frekvenčno analizo signalov je Fourierjeva transformacija. Fourierjev transform $X(\omega)$ signala $x(t)$ je definiran v enačbi 5:

$$X(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (5)$$

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

Poenostavljeno si lahko uporabo Fourierjeve transformacije (FT) predstavljamo ob sliki (Slika 4), kjer signal obravnavamo kot vsoto več kompleksnih sinusnih krivulj (sinusoid), ki imajo vsaka svojo frekvenco in amplitudo. Prva sinusoida ima frekvenco $F_1 = 1/T$, n -ta sinusoida pa frekvenco $F_n = n/T$. Amplituda ali moč n te sinusoida 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. (Herrmens in Freriks, 1999). Rezultat FT je torej transformacija signala iz časovnega v frekvenčni prostor.



Slika 4. Primer uporabe Fourierjeve transformacije signala iz časovnega v frekvenčni spekter.

Prvi signal ima samo eno frekvenčno komponento, drugi dve, tretji pa neskončno mnogo. Na desni strani so prikazani ustrezni močnostni spektri (Winter, 1990, v Enoka, 2002).

Enačba 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 tako imenovano 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 (ang. *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.

Za frekvenčno analizo stacionarnih slučajnih signalov kakršen je v določenih primerih signal EMG 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 6 in 7:

$$r_x(\tau) = E[x(t)x(t+\tau)] \quad (6)$$

$$S_x(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} r_x(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (7)$$

Pri tem so: τ časovni zamik (sekunda); ω krožna frekvenca ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$), E operator matematičnega upanja in $x(t)$ vzorčna funkcija oziroma signal slučajnega procesa $X(t)$. Krožna frekvenca ω in frekvenca $f(\text{Hz})$ sta povezani z enačbo $\omega = 2\pi f$.

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 signala EMG 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 8 kot kvadrat absolutne vrednosti Fourierjeve transformacije signala deljenega z dolžino signala T (Farina in Merletti 2000; Jarm in Reberšek 2005).

$$P_x(\omega) = \frac{1}{T} \left| \int_0^T x(t) e^{-j\omega t} dt \right|^2 \quad (8)$$

Končna dolžina signala predstavlja glavno omejitev za kakovost ocene spektra močnostne gostote – ocena PSD bo tem boljša, čim daljši signal oziroma čim daljšo vzorčno funkcijo danega slučajnega procesa imamo na voljo. Najprimernejšo dolžino določimo 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 odrazi na popačeni oceni spektra (Jarm, Reberšek 2005).

Parametra s katerima najpogosteje povzemamo glavne lastnosti močnostnega spektra, sta srednja močnostna frekvenca (SMF, enačbi 9 in 10) in medialna močnostna frekvenca (MMF, enačbi 11 in 12) (Merletti, Knaflitz, De Luca, 1990):

$$SMF = f_{mean} = \frac{\int_0^{f_{max}} f \cdot P_x(f) df}{\int_0^{f_{max}} P_x(f) df} \quad (9)$$

$$SMF = f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (10)$$

$$MMF = f_{med} \quad \int_0^{f_{med}} P(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{f_{max}} P(f) df \quad (11)$$

$$MMF = f_{med} \quad \sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (12)$$

kjer je f_{max} maksimalna frekvenca, 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.

SMF predstavlja povprečno frekvenco močnostnega spektra, MMF pa je tista frekvenca, ki deli močnostni spekter na dva po moči (ploščini pod krivuljo) enaka dela.

Dokazano je bilo, da ima ocena SMF manjšo varianco kot ocena MMF, MMF pa je manj občutljiva na šum in po nekaterih avtorjih tudi nekoliko bolj občutljiva na pojav utrujenosti kot SMF (Herrmens in Freriks, 1999; Merletti in Roy, 1996). Kadar je količnik razmerja signal/šum velik, se za oceno močnostnega spektra priporoča SMF, ker je varianca SMF manjša. Kadar je ta količnik majhen, se priporoča uporaba MMF.

Večina statističnih karakteristik bioloških signalov je nestacionarna, saj se narava signalov iz različnih vzrokov v času spreminja. Če torej signal opazujemo na časovnem intervalu, znotraj katerega se lastnosti signala spreminjajo, moramo signal analizirati z metodo, ki bo omogočala hkraten vpogled v vsebino signala v časovnem in frekvenčnem prostoru. Prvo tovrstno metodo je l. 1946 predstavil Gabor in jo imenoval kratkočasovna Fourierjeva transformacija (*ang. short-time Fourier transform – STFT*). Gre za prilagojeno Fourierjevo transformacijo, ki naenkrat obravnava signal na kratkem časovnem intervalu – oknu, znotraj katerega je signal približno stacionaren. Okno premikamo vzdolž signala od začetka do konca in za vsako lokacijo posebej izračunamo FT oziroma PSD. Na ta način dobimo oceno za to, kako se frekvenčna vsebina signala spreminja v času. Slaba stran metode je, da je frekvenčna resolucija pri analiziranju signala sorazmerna z dolžino okna - z zmanjševanjem dolžine okna zmanjšujemo tudi frekvenčno resolucijo. STFT torej predstavlja kompromis med časovnim in frekvenčnim pogledom na signal – z visoko časovno resolucijo (kratko okno) zagotovimo

stacionarnost signala, vendar je frekvenčna resolucija nizka. In obratno – z nizko časovno resolucijo (dolgo okno) tvegamo naestacionarnost signala, vendar dosežemo visoko frekvenčno resolucijo.

2. PREDMET IN PROBLEM

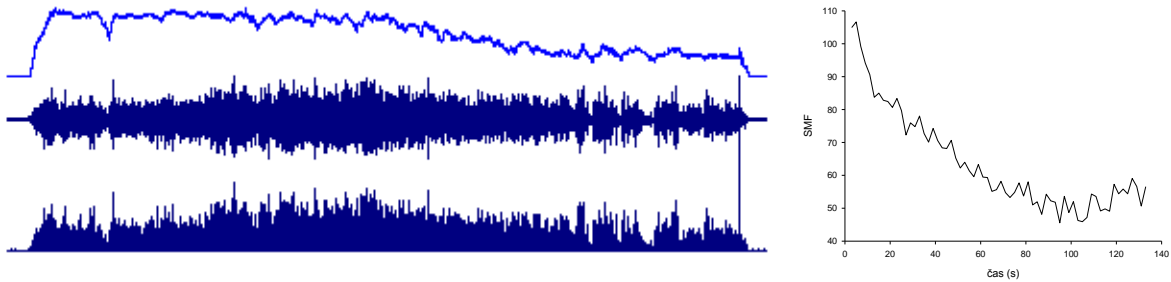
2.1 Elektromiografski znaki utrujenosti

Definicije utrujenosti, ki smo jih podali v poglavju *1.1*, vežejo pojav utrujenosti na zmanjšanje neke mehanske veličine, ki jo lahko zaznamo – zmanjšanje sile, navora ali moči, oziroma skrajšanje časa, ki je določen s trenutkom, ko se to zmanjšanje pojavi. Te definicije predpostavljajo, da se pred temi dogodki, ki jih lahko zaznamo z merjenjem mehanskih veličin, mišična utrujenost ne pojavlja. V resnici so mehanske spremembe samo vidna posledica fizioloških sprememb, ki se v mišici dogajajo od samega začetka njene aktivacije. V tem kontekstu so spremembe, ki se v mišici dogajajo med kontrakcijo in jih lahko zaznamo z merjenjem EMG, definirane kot elektromiografski znaki utrujenosti (Merletti, Rainoldi, Farina, 2004). Ta definicija razume koncept utrujanja kot zvezno funkcijo časa, ki se začne ob samem začetku mišične aktivacije. Elektromiografski parametri izmerjeni v tej študiji bodo obravnavani v kontekstu te definicije.

2.1.1 Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG

Na mišično utrujenost vpliva veliko centralnih in perifernih dejavnikov opisanih v poglavjih *1.1*, *1.2*. in *1.3*.. Vsi ti dejavniki neposredno ali posredno vplivajo tudi na signal EMG. Ker površinski signal EMG predstavlja vsoto signalov, ki jih oddaja večje nedoločeno število motoričnih enot, je težko razločiti, kateri dejavniki bolj in kateri manj vplivajo na signal.

Razvoj utrujenosti mišice pri hoteni submaksimalni kontrakciji (Slika 5) se v začetku (do trenutka, ko mišica ni več sposobna ohranjati zahtevane ali pričakovane sile) kaže v povečevanju amplitude EMG (Petrofsky, Glaser, Phillips, Lind in Williams, 1982; Basmaijan, 1985) in v premiku močnostnega spektra EMG v smer nižjih frekvenc (Kadefors, Kaiser in Petersen, 1968; Petrofski idr., 1982; Viitasalo in Komi, 1977; Basmaijan in De Luca, 1985; De Luca, 1992; Hägg, 1992).



Slika 5. Navor, EMG signal in srednja frekvenca močnostnega spektra (SMF) pri submaksimalni kontrakciji TB pri 60% NHK.

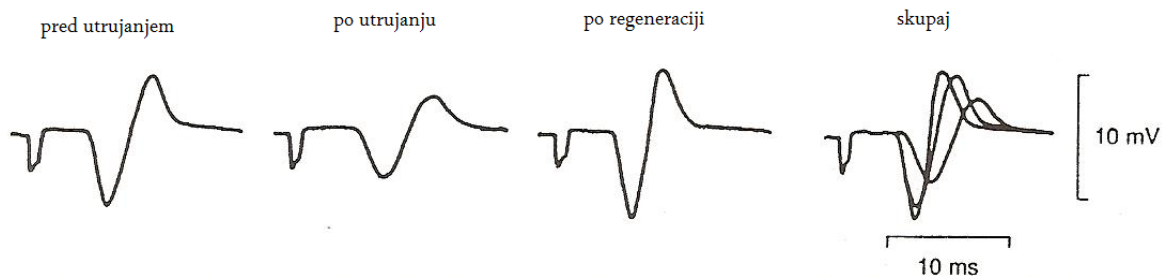
Navor je nekaj časa konstanten (levo, prvi kanal), v tem času se amplituda surovega EMG (levo, drugi kanal) in usmerjenega EMG (levo, tretji kanal) povečuje. Ko se navor začne zmanjševati lahko opazimo tudi zmanjšanje amplitude EMG. SMF (desno) se ves čas kontrakcije znižuje, doseže neko najnižjo vrednost in se čisto na koncu spet malo poviša.

Amplituda EMG signala, najpogosteje izražena kot integrirani EMG (iEMG) na določenem časovnem intervalu, kar je pravzaprav površina pod krivuljo obrnjenega (absolutnega) signala, je mera hotene aktivacije mišice. Med submaksimalnim naprežanjem iEMG narašča iz več razlogov: zaradi rekrutacije novih motoričnih enot, povečanja frekvenc proženja (Moritani, Nagata in Muro, 1982) in zaradi sinhroniziranega proženja akcijskih potencialov (Person in Kudina, 1968). Poleg naštetih centralnih dejavnikov na amplitudo vplivajo tudi periferni, kot je sprememba oblike znotraj-mišičnih akcijskih potencialov. Ti se podaljšajo na račun daljšega trajanja negativne po-potencialne (*ang. after-potential*) faze; amplituda površinskega EMG (pEMG) se lahko poveča tudi takrat, ko se amplitude posameznih akcijskih potencialov zaradi utrujenosti zmanjšajo. Vzrok za spremembo oblike AP je oddaljenost površinskih elektrod od izvora signala (Dimitrov, Arabadzhiev, Hogrel in Dimitrova, 2008; Dimitrova-Dimitrov, 2003). Ugotovljeno je bilo tudi, da se določen del amplitude signala izniči, na način da se identični pozitivni in negativni vrhovi surovega signala seštejejo (*»amplitude cancellation«*), zato pEMG v resnici podcenjuje velikost signalov poslanih iz hrbtenjače v mišico (Day in Hulliger, 2001: v Farina, Merletti, Enoka, 2004).

S temi mehanizmi mišica kompenzira deficit pri razvijanju mišične sile, ko se aktivne motorične enote že utrudijo; ti mehanizmi se vključijo, da mišica lahko še naprej vzdržuje nivo pričakovane sile. Nasprotno se pri maksimalnih naprežanjih amplituda manjša skladno s spremembami v velikosti akcijskih potencialov v mišičnih vlaknih in zmanjšanjem frekvenc proženja (Behm, 2004; Houtman, Stegeman, Van Dijk, Zwarts, 2003; Kuchinad, Ivanova in Garland, 2004; Zijdewind, Zwarts in Kernell, 1999).

Med podaljšano submaksimalno in maksimalno hoteno mišično kontrakcijo ali med kontrakcijo izzvano z električno stimulacijo (ES), površinski signal EMG postaja postopoma »počasnejši«. Signal se upočasni kot posledica manjše vzdraženosti membrane in posledično nižje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov, ki sta v največji meri posledica sprememb v koncentraciji ionov pri pojavu mišične utrujenosti. Na vzdraženost membrane vpliva akumulacija Na^+ , laktata in H^+ znotraj celice in K^+ izven celice (Allen 2004).

Pri utrujanju posameznega mišičnega vlakna z ES je to upočasnjevanje zelo dobro vidno in se kaže kot kombinacija raztezanja signala - podaljšanje v času in zmanjšana amplituda in spremembe oblike vala M (Slika 6). Val M je elektromiografski odziv mišice na draženje s posameznim, navadno supra-maksimalnim električnim dražljajem in se po utrujanju raztegne, podaljša, amplituda se zmanjša (Merletti in Lo Conte, 1997; Enoka, 2002).



Slika 6. Spremembe oblike vala M kot posledica mišične utrujenosti.

Vali M so bili izzvani z draženjem mišice na roki (prvi dorzalni interosseus) v spočitem stanju, po izometričnem naprežanju pri 35% NHK do odpovedi, ter ponovno po 10-minutnem počitku. (Fuglevand, Zackowski, Huey in Enoka, 1993: povzeto po Enoka, 2002).

Spremljanje utrujanja mišice pri zavestni kontrakciji s sledenjem posameznega akcijskega potenciala ni možno, ker se ti signali naključno spreminjajo v času, kar pomeni, da se nikoli ne ponovijo in torej nimamo referenčnega signala, katerega parametre bi lahko primerjali (Merletti in Lo Conte, 1997). Zato signal EMG, zajet pri zavestni mišični kontrakciji obravnavamo statistično kot slučajen signal. V frekvenčnem prostoru lahko lastnosti EMG predstavimo in analiziramo z uporabo značilnih parametrov močnostnega spektra, kot sta medialna (MMF) in srednja (SMF) frekvenca močnostnega spektra. Po nekaterih ocenah je MMF manj občutljiva na šum in bolj občutljiva na biomehanske in fiziološke procese, ki se odvijajo v mišici med dlje trajajočimi kontrakcijami pri pojavu mišične utrujenosti (De Luca, 1984; Merletti in Lo Conte, 1997). Iz lastnih meritev in analize signala EMG pa ugotavljamo, da SMF lahko bolj natančno prilagodimo krivulje, na podlagi katerih odčitavamo nekatere parametre, ki nas zanimajo v raziskavi (Štirn, 2006; Štirn, Jarm in Strojnik, 2008). Razlog za

to je v tem, da ima SMF kot statistična veličina manjšo varianco od MDF (Farina in Merletti, 2004).

Na premik močnostnega spektra EMG v smer nižjih frekvenc v največji meri vpliva zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov v mišici in sinhronizacija motoričnih enot (Bigland-Ritche, 1981; Masuda, Miyano in Sadoyama, 1983). Sinhronizacija motoričnih enot pomeni povečano časovno usklajenost proženja akcijskih potencialov s strani motoričnih živcev, zaradi česar se vrhovi amplitud akcijskih potencialov seštevajo. Vpliv sinhronizacije in v manjši meri znižanja frekvenčne modulacije se pojavita pri intenzivnosti kontrakcij od 80% - 100% NHK (Gabriel in Kamen, 2008). Hitrost prevajanja akcijskih potencialov se spremeni zaradi kopičenja laktata v mišici, znižanja pH, zvišanja koncentracije K^+ v sistemu cevčic T in izčrpanja energijskih substratov (PC in ATP). To povzroči podaljšanje trajanja posameznih akcijskih potencialov motoričnih enot in posledično zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov. Podaljšanje trajanja akcijskih potencialov v bistvu pomeni spremembo njihove oblike. Oblika akcijskih potencialov je v največji meri odvisna od premera mišičnih vlaken, ki sestavljajo motorično enoto in od pozicije elektrod glede na aktivna vlakna (De Luca 1979, iz Merletti 1984). Premer mišičnega vlakna neposredno vpliva na hitrost prevajanja po vlaknu, ta pa neposredno na srednjo oziroma mediano frekvenco močnostnega spektra (Stullen in De Luca 1981, iz Merletti 1984). Oddaljenost elektrod od aktivnih motoričnih enot vpliva na parametre močnostnega spektra, ker mišično tkivo deluje kot nizkopasovno prepustni filter.

Osnova za razmišljanje med povezanostjo hitrosti prevajanja akcijskih potencialov in parametrov močnostnega spektra je Lindstromov matematični model (Lindstrom, Magnusson in Petersen, 1970), ki kaže, da je zamik frekvence linearno povezan z zmanjšanjem HPAP. V resnici zveza ni čisto linearna (Merletti, Knaflitz in De Luca, 1990; Masuda idr., 2001, Dimitrova in Dimitrov, 2002), kar pomeni, da poleg zmanjšanja prevodne hitrosti AP obstajajo še drugi razlogi za premik k nižjim frekvencam. To so lahko centralni dejavniki proženja motoričnih enot, v največji meri sinhronizacija (Zwarts, Bleijenberg in van Engelen, 2008).

Eden od dejavnikov, ki posredno vplivajo na parametre močnostnega spektra, je krvni pretok. Krvni pretok in z njim povezana preskrba mišic s kisikom vpliva na metabolizem mišic. Če je krvni pretok oviran, pomanjkanje kisika predstavlja omejitev oksidativnemu metabolizmu, nesposobnost odstranjevanja stranskih produktov pa povzroči inhibicijo sile, kot je opisano v poglavju *1.1 Mišična utrujenost* (Authier idr. 1987, v Wigmore, Propert in Kent-Braun,

2005). Med mišično kontrakcijo obstaja tesna povezava med pretokom krvi v mišici in mišičnim metabolizmom. S povečanjem intenzivnosti kontrakcije se povečuje tudi potreba po krvnem pretoku, ki naj bi sledil potrebam metabolnega mehanizma po kisiku. (Proctor idr. 1998, Radegran in Saltin,2000; Andersen in Saltin,1985). Vendar pa se s tem, ko se intenzivnost kontrakcije povečuje, povečuje tudi znotraj-mišični tlak, ki povzroči mehanski stisk krvnih žilic v mišici - okluzijo (Degens, Salmons in Jarvis, 1998, Sjøgaard, Kiens, Jørgensen in Saltin, 1986). Do okluzije pride, ko tlak znotraj mišičnih vlaken preseže diastolični arterijski tlak. To povzroči stisk kapilar aktivnih mišičnih vlaken, hkrati pa stisne vene, ki so navadno globoko v trebuhu mišice. Zato se krvni pretok v mišici zmanjšuje, posledica je akumulacija produktov presnove, ki povzroči zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov in posledično zmanjšanje karakteristične frekvence močnostnega spektra.

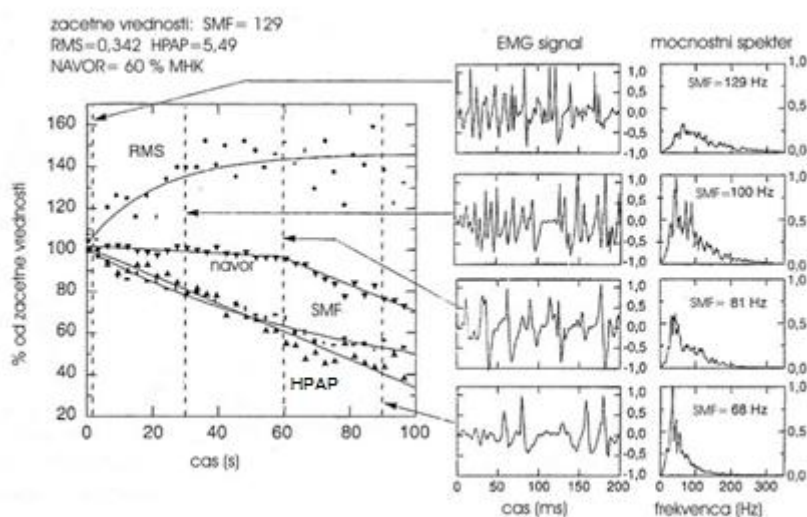
Vpliv okluzije na močnostni spekter EMG signala pri izometričnih kontrakcijah so pokazali Merletti, Sabbahi in De Luca (1984). Najprej so pri neoviranem krvnem pretoku ugotovili, da se je MMF zmanjševala skladno z zmanjševanjem HPAP. Slednja se je bolj zmanjšala pri kontrakciji pri 80% NHK v primerjavi s kontrakcijo pri 20% NHK, kar so pripisali dejstvu, da pri kontrakciji večje intenzivnosti nastaja več stranskih produktov metabolizma, ki v večji meri vplivajo na merjene parametre. Sprememba MMF je bila še večja, ko so na mišici izvedli okluzijo. Ko je bila zapora krvnega pretoka odstranjena se je MMF obnovila na enak ali celo višji nivo kot pred okluzijo. Višje vrednosti MMF so avtorji pripisali dejstvu, da se je povečala temperatura v mišici, ki prav tako vpliva na velikost MMF. Isti avtor (1995) si je s pojavom zmanjšanja sile in posledično povečanjem krvnega pretoka in odplavljanjem produktov presnove, razlagal zmanjšanje upada SMF pri draženju mišice s konstantnim protokolom elektrostimulacije.

Do podobnih ugotovitev so prišli Signorile, Digel, Moccia, Applegate in Perry (1991), ki so merili SMF pri upogibanju roke v komolcu z bremenom 50-60% NHK. Eno serijo so izvajali v normalnih pogojih, pri drugi seriji pa so povzročili okluzijo z velikostjo tlaka na sredini med sistoličnim in diastoličnim tlakom. Pri izvajanju naloge z oviranim krvnim pretokom so izmerili večje znižanje SMF (29.5 Hz) kot v seriji z neoviranim pretokom (7.4 Hz). Ker je bil uporabljen tlak tako velik, da je omogočal pretok arterijske krvi v mišico, oviral pa venski pretok, so vzrok za večje spremembe SMF neposredno pripisali zmanjšani zmožnosti odstranjevanja produktov presnove iz mišice.

Mortimer, Magnusson in Petersén (1970) so ugotovili, da je zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov in posledično SMF večje pri gastrocnemiusu kot pri soleusu. Slednji velja za mišico z večjim deležem počasnih mišičnih vlaken, ki posledično med krčenjem proizvajajo manj anaerobnih produktov. To je v skladu s hipotezo, da akumulacija produktov presnove v mišici zmanjšujejo hitrost prevajanja akcijskih potencialov in posledično srednjo oziroma medialno frekvenco močnostnega spektra (Mortimer idr. 1970).

Amplitudo, srednjo ali medialno frekvenco močnostnega spektra in hitrost prevajanja akcijskih potencialov lahko prikažemo na grafu v odvisnosti od časa in vrednosti na koncu utrujanja izrazimo z vrednostmi na začetku. Na ta način vrednosti posameznih parametrov normaliziramo, kar omogoča primerjavo med mišicami (Merrletti idr., 2004). Takšen graf so omenjeni raziskovalci poimenovali »graf utrujanja« (Slika 7).

Kadar se izmerjene vrednosti parametrov spreminjajo linearno, lahko izračunamo indeks utrujenosti, ki ga predstavlja naklon padajoče premice. Kadar podatki niso linearni, jim moramo prilagoditi eksponentno ali polinomske krivulje in za primerjavo uporabiti parametre teh krivulj. Vrednosti SMF na koncu kontrakcije naj bi bile vsaj 8% nižje od vrednosti na začetku, da lahko rečemo, da je SMF zanesljivo odraz sprememb, ki so posledica mišične utrujenosti. Pri tej velikosti sprememb so spremembe zanesljivo večje od njihovih standardnih napak (Oberg, Sandsjo, Kadefors, 1992, v Christensen, Sogaard, Jensen, Finssen in Sjogaard, 1995).



Slika 7. Graf utrujanja pri submaksimalni kontrakciji *m.tibialis anterior* pri 60% NHK.

Prikazuje amplitudo (RMS), navor, SMF in hitrost prevajanja akcijskih potencialov (HPAP). Na desni strani slike so v prvi, trideseti, šestdeseti in devetdeseti sekundi prikazani signali EMG trajanja dveh sekund in njihove ocene močnostnega spektra. (Merletti, Rainoldi, Farina, 2004).

2.1.2 Spremljanje mišične utrujenosti z merjenjem površinskega EMG pri dinamičnih kontrakcijah

V večini raziskav, v katerih spremljajo elektromiografske parametre, se preučujejo izometrične kontrakcije, ki proizvajajo konstantno silo, saj se na ta način zmanjša variabilnost signala EMG in s tem število dejavnikov, ki vplivajo na njegovo vsebino. Signal EMG izmerjen med izometrično kontrakcijo smemo na krajših intervalih (do dolžine nekaj sekund) obravnavati kot stacionarni signal, saj so dolžina mišice in sila dosledno nadzorovani, medtem ko je hitrost enaka 0. Mišična pripoja mirujeta in dolžina mišičnih vlaken in s tem položaj elektrod glede na njih se ne spreminjata bistveno (v resnici se tudi pri izometrični kontrakciji dolžina vlaken rahlo spremeni, odvisno od lastnosti kit).

To omogoča računanje ocene PSD z metodo STFT (kratko-časovna Fourierjeva transformacija), spremembe SMF in MMF, ki jih na ta način zaznamo, pa lahko pripišemo dejavnikom, ki so posledica utrujenosti mišice.

V primerjavi s signalom EMG izmerjenim med izometričnimi kontrakcijami, je signal EMG izmerjen med dinamičnimi kontrakcijami, izrazito nestacionaren. Mišice pri dinamičnem krčenju niso ves čas na istem mestu glede na elektrode pritrjene na površino kože in trebuh določene mišice ni vedno neposredno pod kožo, ampak je lahko prekrit s trebuh drugih mišic,

s tetivami in različno debelim podkožnim tkivom, kar vse vpliva na sestavo signala EMG. Zaradi premika mišičnih vlaken lahko nekatere motorične enote izpadejo iz območja, ki ga zaznavajo elektrode, in namesto njih zajamemo nekatere druge motorične enote. To je lahko razlog, da se spremenijo amplituda in frekvenčne lastnosti zajetega signala.

Torej je možno, da pri dinamičnih kontrakcijah trenutna SMF in trenutna MMF 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 proizvedene sile.

Nestacionarne dejavnike, ki vplivajo na mioelektrični signal med dinamičnimi kontrakcijami, lahko razdelimo na počasne in hitre. Počasni nestacionarni dejavniki so povezani z akumulacijo biokemijskih produktov v mišici in se torej kažejo kot učinki lokalne utrujenosti. Hitri nestacionarni dejavniki so posledica številnih pojavov, ki so povezani s strategijo kontrole centralnega živčnega sistema ali/in z drugimi dejavniki, povezanimi z biomehaniko gibanja. Kadar želimo prek električne manifestacije spremljati mišično utrujanje med izvajanjem dinamičnih kontrakcij, se hitri nestacionarni dejavniki pojavljajo kot moteči. Potrebno je ločiti počasne nestacionarne dejavnike, ki so posledica utrujenosti (in nas zanimajo), od hitrih, ki so posledica ostalih dejavnikov (povezanih s spremembo položaja elektrod glede na mišice, ki se premikajo) (Knaflitz in Bonato, 1999). Ohraniti torej želimo 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 uporabila metodo STFT, da sta lahko primerjala SMF med statičnim in dinamičnim gibanjem. Merjenci so najprej izvedli kratkotrajno NHK, 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 upogibanjem in iztegovanjem roke v komolcu, so izvedli še tri tri-sekundne izometrične kontrakcije s 7-kilogramsko utežjo pri upogibu roke v komolcu 90° . Primerjala sta zmanjšanje SMF izmerjeno na začetku in na koncu pri izometrični kontrakciji in zmanjšanje SMF izmerjeno na začetku in na koncu pri dinamičnih kontrakcijah. Statističnih razlik med velikostjo zmanjšanja izmerjenih v izometričnih (18.8 ± 4.9 Hz) in dinamičnih pogojih (19.3 ± 8.7 Hz), nista našla.

Christensen idr. (1995) prav tako niso našli razlik v vrednostih RMS, SMF in MMF med statičnimi in dinamičnimi kontrakcijami mišice biceps in triceps brachii pri približno enaki intenzivnosti. STFT so za analiziranje dinamičnih kontrakcij pri iztegovanju kolena uporabili

tudi Cifrek, Tonković in Medved (2000), Masuda idr. (2001) in Morlock, Bonin, Muller in Schneider (1997) pri spremljanju utrujenosti mišic trupa.

Tehnike ocenjevanja SMF na podlagi FFT algoritmov za zadostno frekvenčno resolucijo zahtevajo določene časovne intervale, pogosto trajajoče pol sekunde in več. To pri analizi odnosa sila – pEMG povzroča težave pri kratkih postopno povečujočih kontrakcijah (5 s), ker majhno število intervalov ne bo zadostno za ugotavljanje statistično značilnih razlik. Prav tako naj se klasične metode računanja SMF (kot je Fourierjeva transformacija) ne bi uporabljale v nestacionarnih pogojih, kakršne predstavljajo dinamične kontrakcije (Roy, Bonato, Knaflitz, 1998). Zato se v zadnjem času pri analizi signalov izmerjenih med dinamično kontrakcijo, uporabljajo različne časovno frekvenčne metode, kot so transformacije Cohen-ovega razreda (*ang. Cohen class*) (Bonato, Roy, Knaflitz in De Luca, 2001; Roy, Bonato in Knaflitz, 1998) in metoda valčkov (CWT-continious wavelet transform) (Karlsson in Gerdle, 2000; von Tscherner, 2002; Kumar, Pah in Bradley, 2003; Clancy, Morin in Merletti, 2002). 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) so z računalniško simulacijo in v realnih merjenjih EMG pri statičnih in dinamičnih kontrakcijah primerjali različne metode in ugotovili, da je za ocenjevanje utrujenosti pri dinamičnih kontrakcijah najboljša metoda valčkov (CWT). CWT omogoča bolj natančno analizo in boljšo resolucijo v spremembah pri dveh najpogosteje računanih parametrih pri merjenju pEMG – amplitudi in frekvenci (SMF ali MMF). Na ta način je možna primerjava omenjenih parametrov izmerjenih v izometričnih in dinamičnih pogojih.

Po drugi strani so Sparto, Parnianpour, Barria, & Jagadeesh (2000) in Beck idr. (2005) s primerjavo STFT in WT pri dinamičnih kontrakcijah mišice biceps brachii ugotovili približno enake vrednosti SMF in MMF. Zato menijo, da je STFT kljub problematiki nestacionarnosti signala sprejemljiva in predvsem veliko bolj enostavna metoda za spremljanje utrujanja mišic pri dinamičnih kontrakcijah submaksimalnih intenzivnosti.

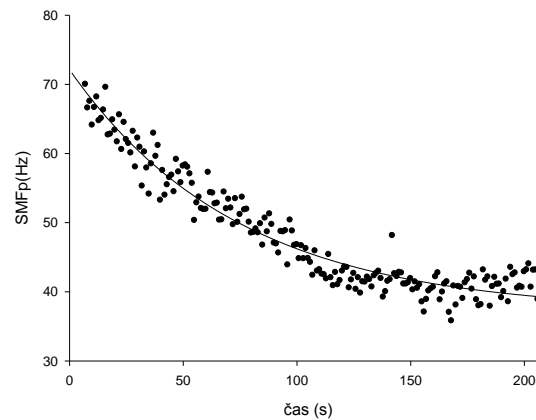
2.2 Problem naloge

Da bi lahko ugotavljali sistematične lastnosti, učinke ali zakonitosti določenih mehanizmov moramo signale EMG izmeriti in analizirati večkrat. Pri tem pogosto želimo (ali pa smo primorani) primerjati signale izmerjene v različnih dneh, na različnih mišicah in pri različnih ljudeh. Signali EMG pridobljeni na takšen način zaradi svoje stohastične narave in enkratnosti pogojev meritve niso neposredno primerljivi. Da bi jih vendarle lahko primerjali jih moramo prej normalizirati.

V časovnem prostoru signal EMG normaliziramo na dva načina: i) s stimulacijo mišice s konstantnim električnim impulzom ali vlakom impulzov in ii) z največjo hoteno izometrično kontrakcijo mišice. Pogostejša je druga varianta. Izvedemo NHK spočite mišice, izmerimo parametre, ki nas zanimajo in jim dodelimo vrednost 100%. Vse kasneje izmerjene vrednosti parametrov izrazimo v odstotkih največje vrednosti izmerjene med NHK. Na ta način lahko glede na največjo amplitudo izmerjeno med NHK določimo (izmerimo) poljubno intenzivnost mišične kontrakcije pri npr. 5% NHK, 50% NHK, 80% NHK itd. Kadar mišica miruje je tako njena absolutna kot normalizirana vrednost amplitude EMG enaka 0 oziroma 0%.

Za ugotavljanje mišične utrujenosti se večinoma uporablja analiza močnostnega spektra EMG signala, oziroma njegova karakteristična srednja frekvenca (SMF). Tudi v frekvenčnem prostoru je potrebno vrednosti SMF normalizirati, če jih želimo primerjati z ekvivalentnimi vrednostmi drugih signalov. Najpogostejši način, ki se uporablja v praksi je, da se vrednosti SMF na koncu mišične kontrakcije (oziroma v kateremkoli trenutku, ki nas zanima) izrazijo v odstotkih od vrednosti SMF na začetku kontrakcije. To pomeni, da se pri takšni normalizaciji upošteva le zgornja meja normalizacijskega intervala, čeprav je znano, da spodnja meja ni enaka 0. Raziskave namreč kažejo, da se pri izometričnem mišičnem naprežanju do odpovedi, SMF prikazana na grafu v odvisnosti od časa, najprej linearno zmanjšuje, nato pa se počasi približuje in na koncu ustali na nekem platoju pri določeni konstantni vrednosti SMF_p kot kaže (Slika 8) (Gerdle, Eriksson in Hagberg, 1988; Ament, Bonga, Hof in Verkerke, 1993; Jereb, 1998, Štirn 2006, Štirn, Jarm, Strojnik 2008). Čas, v katerem SMF pade na najnižjo vrednost (SMF_p), je odvisen od sile, ki jo mišica proizvaja; večja ko je sila, hitreje se utruji oziroma doseže SMF_p . Najnižja in najvišja vrednost SMF od velikosti sile nista odvisni (Merletti in Roy, 1996) in sta ponovljivi (Merletti in Roy, 1996; Štirn, Jarm in Strojnik, 2008), torej naj bi bil razpon med najvišjimi vrednostmi SMF (spočita mišica) in najnižjimi

vrednostmi SMF (po utrujanju) vedno enak, ne glede na intenzivnost izometričnega mišičnega naprežanja.



Slika 8. Primer prileganja eksponentne krivulje eksperimentalnim podatkom.

Podaljšana NHK mišice triceps brachii pri začetni intenzivnosti kontrakcije 60% NHK, Interval ocene PSD

dolžine 500 ms, enačba krivulje je $y = y_0 + ae^{-bt}$

Gerdle idr. (1988) je podobno obnašanje SMF opazil, tudi pri največjem izokinetičnem upogibanju roke v ramenskem sklepu; v prvih 40 ponovitvah (od 150) so se vrednosti SMF mišic trapezius, deltoid, infraspinatus in biceps brachii zmanjševale linearno, v nadaljevanju utrujanja pa so se ustalile na neki konstantni vrednosti. V omenjeni raziskavi so ugotovili tudi veliko povezanost SMF z merjenim navorom, katerega vrednosti so se na začetku prav tako zmanjševale linearno, v drugem delu pa se ustalile na nekaj najnižjih vrednostih. Približno deset let kasneje je isti avtor (Gerdle, Karlsson, Crenshaw in Friden, 1997) v svojih nadaljnjih raziskavah potrdil, da se tudi pri dinamičnem utrujanju navor in SMF mišice, ki navor proizvajata, obnašata zelo podobno oziroma sta močno povezana. Podoben trend obnašanja SMF je bil opažen še pri maksimalnem kolesarjenju (Jereb, 1998) in pri teku na navzgor nagnjeni tekoči preprogi Ament (1993). Pri maksimalno hitrem plavanju na 100 m se plato SMF_p ni pojavil pri nobeni od merjenih mišic rok, možno da tudi zato, ker je plavanje trajalo le približno eno minuto (Štirn, 2006).

Raziskave torej kažejo, da je spreminjanje parametrov močnega spektra pri različnih načinih mišičnega naprežanja podobno, niso pa odgovorile na vprašanja, ali so vrednosti SMF_p izmerjene v različnih pogojih za določeno mišico dejansko enake. Za korektno normalizacijo je potrebna stabilnost normalizacijskih parametrov. Pri tem zgornji del normalizacijskega intervala (najvišja frekvenca) ni sporen, v kolikor je mišica spočita, saj

raziskave kažejo na dobro ponovljivost vrednosti SMF na začetku kontrakcije (Rainoldi idr., 1999; Rainoldi, Bullock-Saxton, Cavarretta in Hogan, 2001).

Namen raziskave je bil ugotoviti ali so vrednosti SMF_p izmerjene pri različnih intenzivnostih in načinih mišičnega naprežanja enake. Za primer, da vrednosti SMF_p izmerjene pri različnih načinih kontrakcij ne bodo kazale visoke ponovljivosti, bomo poskušali ugotoviti ali je med njimi vendarle kakšna sistematična povezava. V ta namen bomo s pomočjo ICC poleg ponovljivosti izračunali še konsistentnost (metode računanja ICC so podrobno opisane v poglavju 4.6. *Statistične metode*). V primeru slabe ponovljivosti, oziroma ujemanja absolutnih vrednosti parametrov, bomo na ta način ugotovili konsistentnost, ki nam bo pokazala ali so relacije med vrednostmi sistematične, npr. vedno v isto smer in za enak delež.

V ta namen smo mišico triceps brachii utrujali na različne načine: izometrično pri 60%, 80% in 100% NHK, dinamično enosklepno (tekoče koncentrično in ekscentrično) in dinamično večsklepno kot sestavni del gibanja v mišični verigi – spuščanje in potiskanje uteži s prsi.

V kolikor bi se izkazalo, da so vrednosti SMF_p ne glede na način in intenzivnost mišičnega naprežanja za določeno mišico enake, potem bi lahko trdili, da SMF_p predstavlja nek fiziološki mejnik (kriterij), na podlagi katerega je moč ugotoviti največjo zmanjšanje SMF mišice oziroma nivo zmanjšanja SMF v vseh drugih primerih. V tem primeru bi ta kriterij lahko uporabili za normalizacijo vrednosti SMF in posredno za oceno utrujenosti mišice v različnih pogojih. Normalizacija vrednosti bo lahko korektna le v primeru, da se izkaže, da so normalizacijski parametri stabilni.

3. CILJI IN HIPOTEZE

Cilj naloge je bil:

- Ugotoviti spremembe v nekaterih mehanskih in elektromiografskih parametrih med izvajanjem različnih tipov (izometrično, dinamično enosklepno, dinamično večsklepno) in različnih intenzivnosti mišičnega naprežanja opisanih v poglavju 4.4.7. *Utrujanje TB z enim od šestih protokolov utrujanja.*
- Ugotoviti ponovljivost najnižje vrednosti SMF (SMF_p) izmerjene pri različnih načinih (izometrično, dinamično, enosklepno, dinamično večsklepno) in različnih intenzivnostih (60% NHK, 80% NHK, 100% NHK) mišičnega naprežanja.

V skladu z zastavljenimi cilji smo postavili hipoteze:

HIPOTEZA 1: med mehanskimi in elektromiografskimi parametri izmerjenimi na začetku in na koncu utrujajočih mišičnih kontrakcij različnih tipov in intenzivnosti mišičnega naprežanja bodo statistično značilne spremembe.

HIPOTEZA 2: med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju v treh zaporednih ponovitvah pri istih pogojih izometričnega ali dinamičnega naprežanja, ne bo statistično značilnih razlik, ugotovljena bo visoka ponovljivost.

HIPOTEZA 3: med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju pri različnih intenzivnostih (60%, 80% in 100% NHK) izometričnega naprežanja, ne bo statistično značilnih razlik, ugotovljena bo visoka ponovljivost.

HIPOTEZA 4: med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri izometričnem naprežanju, dinamičnem enosklepnem naprežanju ter pri dinamičnem večsklepem naprežanju m. triceps brachii pri sestavljenem gibu, ne bo statistično značilnih razlik, ugotovljena bo visoka ponovljivost.

4. METODE DE LA

4.1 Vzorec merjencev

V vzorec merjencev smo zajeli 12 zdravih prostovoljcev, (povprečne starost in standardna deviacija 22.2 ± 2.6 let, telesna višine 182.8 ± 6.2 cm, telesna teža 84.8 ± 7.1), študentov Fakultete za šport, Univerze v Ljubljani, ki so v raziskavi sodelovali 7 tednov. V tem času niso smeli izvajati vadbe za izboljšanje vzdržljivosti ali moči rok. V času merjenja so bili sorazmerno spočiti, kar pomeni, da dva do tri dni pred izvajanjem meritev niso smeli imeti zelo intenzivnih treningov ali tekmovanj, še posebej ne treningov za moč rok.

Vsi merjenci so bili predhodno podrobno seznanjeni z namenom raziskave in merilnimi postopki, ki so bili vsi v skladu s Tokijsko - Helsinško deklaracijo, nato pa so podpisali ustrezne pristopne izjave. Vsak merjenec je imel možnost, da kadarkoli prekine sodelovanje v raziskavi, vendar se to ni zgodilo pri nobenem.

4.2 Potek in organizacija meritev

Raziskava je potekala v Kineziološkem laboratoriju na Fakulteti za šport, Univerze v Ljubljani. Vsebovala je šest različnih merilnih protokolov, ki so opisani v naslednjem poglavju. Zaporedje protokolov meritev je bilo za vsakega merjenca posebej naključno določeno in je prikazano v preglednici 1. Merjenec je vsak teden isti dan izvajal naloge po enem od merilnih protokolov, tako da je bilo med posameznimi protokoli najmanj 6 dni odmora. Po treh zaporednih tednih meritev smo naredili en teden premora in nato merili še tri zaporedne tedne. Z naključno določenim vrstnim redom izvajanja meritev in z odmorom po treh tednih meritev smo se želeli izogniti morebitnemu vplivu adaptacije na nalogo in vplivu utrujenosti na izmerjene rezultate.

Meritve smo organizirali v skladu z urnikom zasedenosti laboratorija in merilne opreme ter razpoložljivim časom merjencev. Zaradi rezervacije prostora in opreme smo meritve izvedli v treh različnih dneh po 4 merjence na dan. Predviden čas za eno meritev za enega merjenca v laboratoriju skupaj s pripravo in ogrevanjem je bil 45 – 60 minut in je zadostoval za vse meritve.

Preglednica 1 Naključno določeno zaporedje meritev za vsakega merjenca.

Številke označujejo protokole utrujanja, glej poglavje 4.4.7.: 1-UI60, 2-UI80, 3-UI100₁, 4-UI100₂, 5-UD1 in 6-UD2

<i>merjenec</i>	<i>1.meritev</i>	<i>2.meritev</i>	<i>3.meritev</i>	<i>4.meritev</i>	<i>5.meritev</i>	<i>6.meritev</i>
M1	6	2	5	3	1	4
M2	1	5	6	4	3	2
M3	5	6	3	4	1	2
M4	3	1	4	2	6	5
M5	5	3	1	2	6	4
M6	4	1	2	5	3	6
M7	5	6	2	3	1	4
M8	1	2	5	6	4	3
M9	3	5	1	2	4	6
M10	3	5	6	2	1	4
M11	2	6	1	4	5	3
M12	1	4	2	3	6	5

Glede na problematiko, ki smo jo želeli raziskati in v skladu s predhodnimi raziskavami, ki smo jih opravili (Štirn, 2006; Štirn, Jarm, Strojnik, 2008), smo se odločili za preučevanje mišice triceps brachii (TB).

TB je iztegovalka v komolčnem sklepu. Medialna glava je aktivna skozi ves obseg giba, ne glede na to ali je gib narejen počasi ali proti upor, medtem ko se lateralna in dolga glava bolj aktivirata pri gibih proti upor. Sinergist iztegovanja v komolcu je tudi mišica anconeus, katerega vloga pri iztegovanju komolce naj bi bila manjša (Jakovljevič, 1998).

Mišica triceps brachii je poleg omenjenih lastnosti dobro dostopna, kar je omogočilo vpetje v zanjo posebej izdelano opornico ter namestitev elektrod za merjenje EMG in elektrod za električno stimulacijo mišice s katero smo ugotavljali njene mehanske lastnosti.

Poleg tega smo v predhodnih raziskavah (Štirn, 2006; Štirn idr., 2008) ugotovili, da je obnašanje parametrov močnostnega spektra (SMF in MMF) med utrujanjem TB primerno za raziskovanje problema.

4.3 Zaporedje izvajanja postopkov priprave in meritev

Postopki priprave in meritev so bili izvedeni v naslednjem časovnem zaporedju:

1. Priprava merjenca na meritev
2. Nameščanje v opornico

3. Standardizirano ogrevanje
4. Merjenje mehanskih parametrov spočite mišice
5. Merjenje navora pri največjem hotenem mišičnem naprežanju-NHK (spočite mišice) in merjenje nivoja aktivacije
6. Utrujanje z enim od šestih protokolov utrujanja (določeno naključno) in hkratnem merjenju navora in EMG
7. Merjenje mehanskih parametrov utrujene mišice

4.4 Opis postopkov priprave in meritev

4.4.1 Priprava merjenca na meritev

Priprava merjenca na meritev je bila vedno enaka. Najprej smo pripravili elektrode za merjenje EMG. Nato smo na desni roki določili (Po priporočilih SENIAM, Hermens in Freriks, 1999) in označili mesta na katera smo elektrode zalepili:

merjenec je sedel z roko v abdukciji 90° v ramenskem sklepu in v fleksiji 90° v komolčnem sklepu tako, da je dlan gledala navzdol kot kaže Slika 9.

Dolga glava: elektrode smo namestili na polovico razdalje, dva prsta nižje (medialno) od črte, ki povezuje posteriorno kristo akromiona in olekranon.



Slika 9. Položaj elektrod – dolga glava

Lateralna glava: elektrode smo namestili na polovico razdalje, dva prsta višje (lateralno) od črte, ki povezuje posteriorno kristo akromiona in olekranon.



Slika 10. Položaj elektrod – lateralna glava

Medialna glava: elektrode smo namestili na četrtno razdalje, tri prste nižje (medialno) od črte, ki povezuje posteriorno kristo akromiona in olekranon.

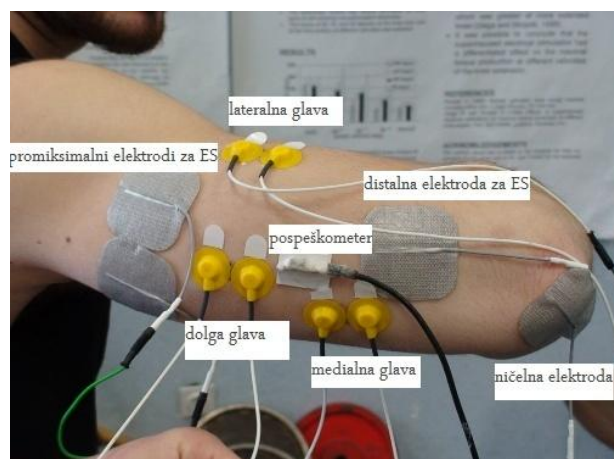


Slika 11. Položaj elektrod – medialna glava

Referenčno elektrodo smo namestili na komolec.

Na teh mestih smo pobrili dlake, nato pa smo z vato in brusnim gelom (Nuprep, D.O. Weaver and Co., Aurora, ZDA), odstranili povrhnjico kože. Tako obrušeno mesto na koži smo očistili z alkoholom in EMG elektrode nalepili nanj. Uporabili smo Ag-AgCl (srebro - srebro kloridne) elektrode, proizvajalec Hellige (Freiburg, Nemčija), oblike diska s premerom 9 mm, razmik med elektrodama 20 mm, upor med elektrodama pa je bil med 1 in 5 k Ω .

Sledila je namestitev elektrod za električno stimulacijo (Axelgaard, Fallbrook, CA),; anoda (5 x 5 cm) je bila postavljena na distalni del mišice, 2 vzporedno vezani katodi (5 x 5 cm) pa na proksimalni del telesa mišice (Slika 12).



Slika 12. Položaj elektrod za merjenje EMG in za električno stimulacijo.

Električni stimulator, s katerim smo dražili mišico smo krmilili s posebej v ta namen izdelanim programom na osebni računalniku. Navor smo merili s tlačno nateznim senzorjem (zmožnost merjenja do 1000 N), ki je bil povezan z ojačevalnikom in z osebnim

računalnikom. Signal EMG in navor smo merili s sistemom za zajem podatkov Biovision (Wehrheim, Nemčija). Signale (EMG in navor) smo posneli z uporabo osebnega računalnika in programa Dasy Lab 7.0 (2002, National Instruments). Vzorčna frekvenca zajemanja je bila 2000 Hz. Za pretvorbo analognega signala iz ojačevalnika v digitalni signal primeren za obdelavo z računalnikom, smo uporabili AD kartico NI DAQ 6024 (National Instrument, Austin, Texas, ZDA).

Z elektrodami opremljen merjenec, je bil tako pripravljen za namestitev v opornico in izvajanje meritve.

4.4.2. Namestitev merjenca v opornico

Za namen raziskave smo izdelali posebno opornico za merjenje navora v komolcu (Slika 13), ki ga merjenec proizvaja z izometričnim mišičnim naprežanjem in za merjenje odziva TB na električni dražljaj.



Slika 13. Opornica za merjenje navora pri iztegovanju komolca.

Zato da bi lahko mišico TB čim bolj izolirano in kontrolirano obremenili, smo merjenca najprej namestili v položaj, ki je najbolj ustrezen in se v namene manualnega testiranja mišice triceps brachii uporablja v fizioterapiji (Jakovljevič in Hlebš,1998):

Merjenec je na merilni mizi ležal na trebuhu, testirani zgornji ud desne roke je bil v 90° abdukciji v ramenskem sklepu in 90° fleksiji v komolčnem sklepu. Podlaket je prosto visela preko roba merilne mize, nadlaket je bila podprta z blazinico. Na ulnarnem distalnem delu podlahti nad zapestjem je bila roka čvrsto vpeta v ročico merilne opornice, tako da je bila podlaket v 90° fleksiji v komolčnem sklepu. Osišče vrtenja podlahti v komolcu je bilo poravnano z osjo vrtenja opornice. Eden od

merilcev je merjenca med izvedbo dodatno stabiliziral s pritiskom na desno lopatico (Slika 14).



Slika 14. Namestitvev in položaj merjenca

Levo: namestitvev merjenca v opornico. Desno: položaj merjenca med izvajanjem izometrične kontrakcije, merilec s potiskanjem stabilizira položaj rame.

Merjenec je v tem položaju v merilni opornici izvajal vsa izometrična naprezanja (pri 100%, 80%, 60% NHK) in meritve mehanskega odziva mišice na enojni in dvojni supra-maksimalni električni impulz.

4.4.3 Standardizirano ogrevanje

Potem, ko smo merjenca namestili v opisani položaj, smo opornico obtežili z majhnim bremenom (manjše od 20% največjega bremena). Merjenec je tri minute iztegoval roko v komolcu v območju od 90° fleksije do popolne iztegnitve (0°). Ritem naprezanja je bil 1 sekunda koncentrično (iztegovanje) in 1 sekundo ekscentrično (upogibanje).

4.4.4 Merjenje mehanskih lastnosti spočite mišice

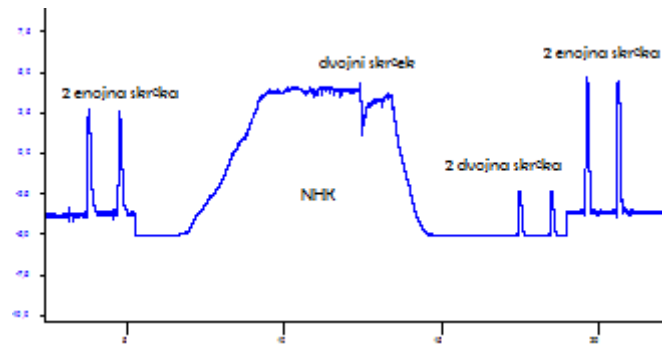
Merjenec je bil nameščen v opornico kot je opisano v poglavju 4.4.2. *Namestitvev merjenca v opornico*. Za merjenje mehanskega odziva mišice smo ročico opornice pritrdili na senzor za merjenje sile, ki je imel konstantno ročico in je omogočal merjenje navora v komolčnem sklepu. Sproščeno mišico TB smo vzdražili z enojnim supramaksimalnim električnim impulzom in na ta način izzvali mehanski odziv mišice (skrček), ki smo ga z opornico izmerili kot spremembo navora v času. Supramaksimalni odziv smo dobili s preizkušanjem; povečevali smo jakost električnega toka, dokler se je odziv mišice (navor) povečeval, in jakost povečali še za 10%, ko se odziv ni več povečeval.

Vrtenje in dvigovanje trupa (rame) je bilo onemogočeno z dodatno stabilizacijo, ki jo je s pritiskom na lopatico izvajal eden od merilcev (Slika 14, desno). Za električno stimulacijo

smo uporabili štiri-kanalni tokovno konstantni stimulator (EMF Furlan & Co., Ljubljana, Slovenija) z galvansko ločenimi kanali. Uporabili smo enojni bifazni električni dražljaj pravokotne oblike trajanja 0.3 ms. Stimulacija mišice je bila izvedena prek elektrod (Axelgaard, Fallbrook, CA), ki so bile postavljene kot je opisano v prejšnjem poglavju. Izmerili smo največjo spremembo navora med električno stimulacijo. Proženje električnih impulzov je bilo računalniško programirano. Pri proženju enojnih impulzov je bilo ojačenje navora povečano v primerjavi z ojačenjem, pri katerem smo merili NHK in dvojne skrčke; zato so navori enojnih skrčkov na sliki navidezno večji od navorov dvojnih skrčkov, v resnici pa seveda ne (Slika 15).

Z električno stimulacijo smo izzvali:

- dva enojna skrčka z vmesnim odmorom ene sekunde pred merjenjem NHK (Slika 15) – za ugotavljanje kontraktilnih lastnosti spočite mišice,
- dvojni skrček med NHK (Slika 15) – za ugotavljanje nivoja aktivacije spočite mišice (glej poglavje 4.5.5. *Računanje nivoja aktivacije*),
- dva dvojna skrčka z vmesnim odmorom ene sekunde v 7. in 8. sekundi po NHK (Slika 15) – za ugotavljanje nivoja aktivacije spočite mišice (glej poglavje 4.5.5 *Računanje nivoja aktivacije*),
- dva enojna skrčka z vmesnim odmorom ene sekunde v 9. in 10. sekundi po NHK (Slika 15) – za ugotavljanje največjega navora potenciranega skrčka spočite mišice, (glej poglavje 4.5.1 *Analiza mehanskega odziva mišice na enojni supramaksimalni električni dražljaj*),
- dva dvojna skrčka v 7. in 8. sekundi po vsaki podaljšani NHK (Slika 17) – za ugotavljanje nivoja aktivacije utrujene mišice (glej poglavje 4.4.6. *Merjenje nivoja aktivacije*)
- dva enojna skrčka v 9. in 10. sekundi po vsaki podaljšani NHK (Slika 17) – za ugotavljanje navora skrčka utrujene mišice (glej poglavje 4.5.1 *Analiza mehanskega odziva mišice na enojni supramaksimalni električni dražljaj*).



Slika 15. Protokol merjenja mehanskih lastnosti spočite mišice pred utrujanjem:

Dva enojna skrčka, največja hotena kontrakcija (NHK), dvojni skrček med NHK, dva dvojni skrčka, dva (potencirana) enojna skrčka. Pri merjenju enojnih skrčkov je bilo ojačenje signala večje, zato sta na sliki enojna skrčka navidezno večja od dvojnih skrčkov.

Zaradi drugačne organizacije meritve, merjenja kontraktilnih lastnosti mišice nismo izvedli pred utrujanjem s potiskom s prsi. Meritev kontraktilnih lastnosti mišice smo torej izvedli pred izvajanjem protokolov utrujanja UI60, UI80, UI100₁, UI100₂, in UD1 v petih različnih dneh (glej poglavje 4.4.7. *Utrujanje TB z enim od šestih protokolov utrujanja*).

4.4.5 Merjenje navora med največjo hoteno kontrakcijo

Merjenec je v času dveh sekund razvil maksimalno silo in jo zadržal 2-3 sekunde (Slika 15). Meritev je izvedel dvakrat z vmesnim odmorom dve minuti.

Iz teh meritev smo izračunali največji povprečni navor na eno-sekundnem intervalu, ki je služil za določanje intenzivnosti izometričnih naprežanj pri 80% in 60% NHK (glej poglavje 4.5.2 *Analiza navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji*). Na podlagi takšne meritve so bila določena tudi bremena pri dinamičnem utrujanju.

Zaradi drugačne organizacije meritve, merjenje navora med NHK, nismo opravili pred utrujanjem s potiskom s prsi. Meritev navora med NHK smo torej izvedli vsakič pred izvajanjem protokolov utrujanja UI60, UI80, UI100₁, UI100₂, in UD1.

4.4.6 Merjenje nivoja aktivacije

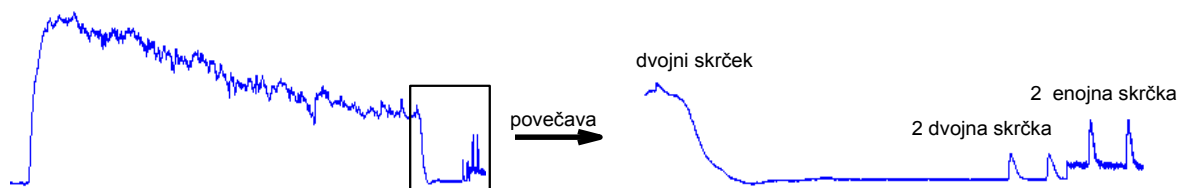
Nivo aktivacije (NA) mišice smo izmerili pred utrujanjem (NA spočite mišice) in na koncu posamezne utrujajoče kontrakcije (NA utrujene mišice).

Nivo aktivacije spočite mišice smo izmerili med merjenjem navora pri NHK opisanem v poglavju 4.4.5. *Merjenje navora med največjo hoteno kontrakcijo*. To smo storili na način, da smo najprej mišico TB med NHK vzdražili z dvojnimi električnimi impulzom in na ta način

izzvali mehanski odziv mišice, ki se imenuje dvojni skrček (Slika 15). V 7. in 8. sekundi po koncu NHK smo sproščeno mišico TB še dvakrat vzdražili z dvojnimi električnimi impulzom in izzvali dva dvojna skrčka. Z uporabo dvojnega skrčka izzvanega med NHK in večjega od dveh dvojnih skrčkov sproščene mišice izzvanih po NHK, smo izračunali nivo aktivacije spočite mišice, kot je to opisano v poglavju 4.5.5. *Računanje nivoja aktivacije*.

Protokol izvajanja NHK in s tem merjenja NA smo pred začetkom utrujanja izvedli dvakrat z vmesnim odmorom 2 minuti.

Nivo aktivacije smo ponovno izmerili tudi na koncu podaljšane NHK (Slika 16 in Slika 17). Ko se je vrednost navora na koncu približno ustalila na nekem konstantnem najnižjem nivoju smo mišico vzdražili z dvojnimi električnimi impulzom, nato pa je merjenec prenehal s kontrakcijo. V 7. in 8. sekundi po prenehanju kontrakcije smo mišico vzdražili z dvojnimi električnimi impulzom. Na način kot je prikazano v poglavju 4.5.5 *Računanje nivoja aktivacije* smo izračunali nivo aktivacije utrujene mišice.



Slika 16. Merjenje nivoja aktivacije na koncu podaljšane NHK.

Na levi strani slike je prikaz navora med izometrično mišično kontrakcijo. Na koncu kontrakcije, ko se je navor ustalil na približno enaki najnižji vrednosti, smo izzvali dvojni skrček, nato je merjenec prenehal s kontrakcijo in v mirovanju, ki je sledilo, smo izzvali še dva dvojna skrčka (in dva enojna); dvojni skrček izzvan na koncu kontrakcije in večji skrček od dveh dvojnih skrčkov po koncu kontrakcije smo uporabili za računanje nivoja aktivacije. Na desni strani je prikazana povečava dogodkov, ki so na levi označeni v kvadratu.

Primerjava nivoja aktivacije na začetku in na koncu pNHK nam je pokazala delež centralnega utrujanja mišice TB.

Za električno stimulacijo je bil uporabljen prej opisani električni stimulator in ustrezne elektrode. Dvojni električni dražljaj je bil sestavljen iz dveh 0.3 ms trajajočih impulzov z vmesnim zamikom proženja 10 ms, ki sta bila bifazna in pravokotne oblike.

4.4.7 Utrujanje TB z enim od šestih protokolov utrujanja

Potem ko je bil merjenec opremljen z elektrodami ter ogret in so bili izmerjeni parametri mišice pred obremenitvijo, kot je opisano v poglavjih od 4.4.1 do 4.4.6., smo izvedli enega od šestih protokolov utrujanja, ki so bili vnaprej naključno določeni za vsakega merjenca posebej (Preglednica 1).

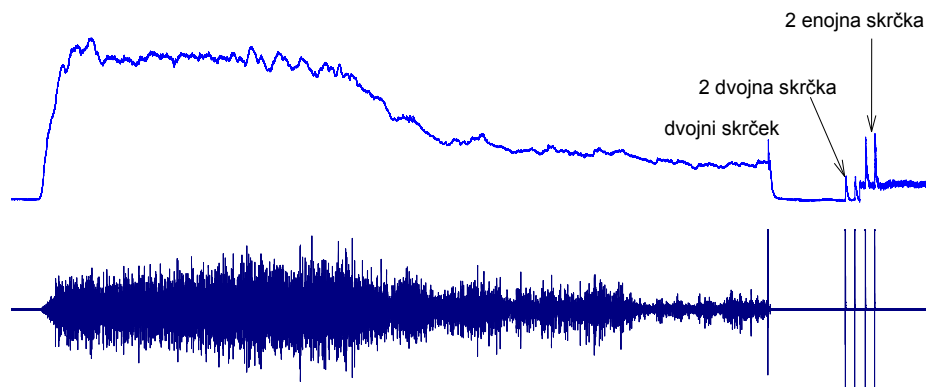
1. Protokol utrujanja UI60 - izometrična kontrakcija pri 60% NHK

Merjenec je izvedel tri ponovitve izometričnega mišičnega naprežanja pri 60% NHK z vmesnim odmorom 60 sekund (Slika 18).

Merjenec je v približno dveh sekundah razvil 60% NHK tako, da je velikost razvitega in zahtevanega navora spremljal na monitorju. Pri tem je poskušal čim bolj enakomerno vzdrževati nivo navora. Ko merjenec ni mogel več vzdrževati zahtevanega navora je nadaljeval z vzdrževanjem največjega možnega navora v tistem trenutku. Kontrakcija (pNHK) je bila končana, ko je glavni merilec na podlagi neposrednega spremljanja poteka navora na računalniškem monitorju ocenil, da se velikost navora ni več zmanjševala.

Tik preden je merjenec končal z pNHK smo mišico vzdražili z dvojnimi električnimi impulzom in tako izzvali dvojni skrček (Slika 17, Slika 16). V 7. in 8. sekundi počitka po pNHK smo izzvali še dva dvojna skrčka, v 9. in 10. sekundi pa še dva enojna skrčka. Z uporabo dvojnega skrčka izzvanega na koncu pNHK in večjega od obeh dvojnih skrčkov po pNHK smo izračunali nivo aktivacije mišice (NA). Večji od obeh enojnih skrčkov izzvanih po pNHK smo uporabili za ugotavljanje spremembe navora tega skrčka glede na navor potenciranega enojnega skrčka spočite mišice (izmerjenega po NHK in pred utrujanjem).

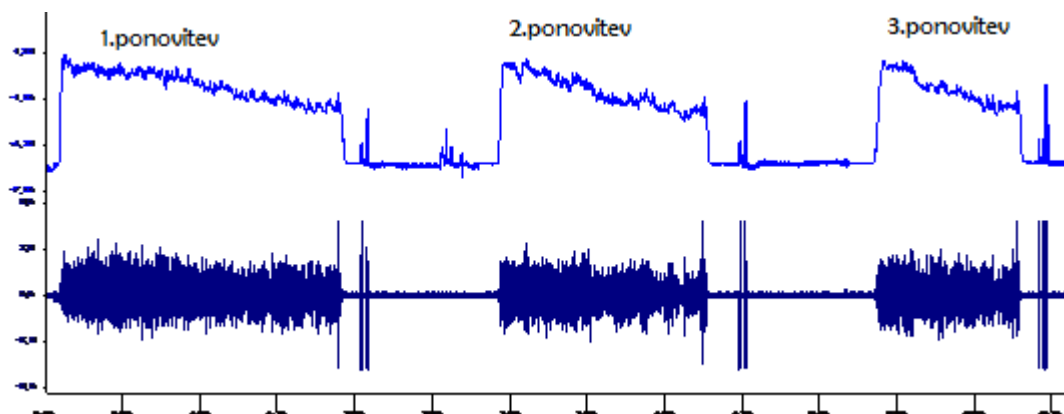
Po eni minuti odmora od prenehanja prve ponovitve izometričnega naprežanja, je merjenec izvedel še drugo in po novi minuti odmora še tretjo ponovitev. Tudi po teh dveh kontrakcijah smo v 7. in 8. sekundi počitka TB vzdražili z dvojnimi, v 9. in 10. sekundi počitka pa z enojnimi električnimi dražljajem, kot je opisano v prejšnjem odstavku (Slika 18).



Slika 17. Merjenje podaljšane največje hotene izometrične kontrakcije (pNHK).

Zgornji kanal prikazuje navor, spodnji pa EMG dolge glave TB. Na koncu pNHK je bil izzvan dvojni skrček pNHK, med počitkom po kontrakciji pa še dva dvojna in dva enojna skrčka. Amplituda enojnih in dvojnih skrčkov ni primerljiva, ker sta ojačitvi različni.

Sedem sekund časa po pNHK do začetka merjenja skrčkov smo izbrali, ker je to čas za katerega smo s preizkusnimi meritvami ugotovili, da bo zadostoval za merjenje skrčkov tudi pri dinamičnih protokolih utrujanja, kjer smo morali po končani kontrakciji najprej odstraniti uteži in nato vpeti roko v opornico (glej točko 5 tega poglavja *Protokol utrujanja UDI*).



Slika 18. Grafični prikaz protokola utrujanja UI60

Tri ponovitve izometrične kontrakcije z vmesnim odmorom 60 sekund. Na koncu vsake ponovitve so bili izzvani skrčki kot je natančneje prikazano na Slika 17. Zgornji kanal prikazuje navor, spodnji kanal pa surovi EMG dolge glave m.triceps brachii. Elektromiograma za lateralno in medialno glavo nista prikazana.

2. Protokol utrujanja UI80: izometrična kontrakcija pri 80% NHK

Enako kot protokol 1, le da je bila zahtevana velikost navora na začetku 80% NHK.

3. Protokol utrujanja UI100₁: izometrična kontrakcija pri 100% NHK

Enako kot protokola 1 in 2, le da je bila zahtevana velikost navora na začetku največja.

4. Protokol utrujanja UI100₂: izometrična kontrakcija pri 100% NHK

Popolnoma enako kot protokol 3; meritev je bila namenjena ugotavljanju ponovljivosti rezultatov protokola UI100 v dveh različnih dneh.

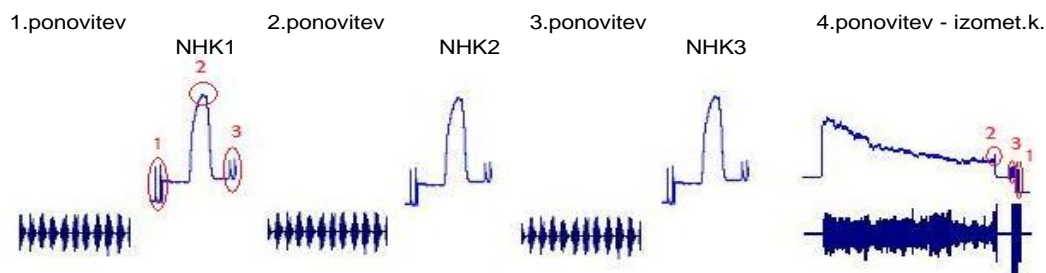
5. Protokol utrujanja UD1: dinamično enosklepno naprežanje – iztegovanje roke v komolcu

Pri izvajanju dinamičnega enosklepnega mišičnega naprežanja je bil položaj merjenca enak kot pri izvajanju izometričnih naprežanj, le da ročica opornice z vpetim zapestjem ni bila pritrjena na merilni senzor, ampak je brez upora omogočala gibanje roke v komolcu v območju od 180° (popolnoma iztegnjena roka v komolcu) do 90° fleksije (sproščena roka). Opornica je bila obtežena z utežmi, ki so določale velikost bremena. Začetna teža bremena je bila 80% največjega bremena, določenega na podlagi izmerjenega navora pri največjem hotenem izometričnem naprežanju (NHK). Navor pri NHK smo normalizirali glede na navor, ki ga je povzročila znana (10 kg) utež in na ta način določili največje breme.

Protokol dinamičnega enosklepnega utrujanja je grafično prikazan na sliki (Slika 19).

Merjenec je v enakomernem ritmu dveh sekund tekoče (brez zaustavljanja) izvajal iztegovanje (ena sekunda) in upogibanje (ena sekunda) roke v komolcu. Ko zaradi utrujenosti mišice ni zmožgal več tekoče slediti ritmu, smo odstranili uteži v velikosti 20% največjega bremena. Merjenec je nadaljeval s 60% bremenom, ko ni zmožgal več, smo breme zmanjšali na 40%, nato na 30% in nazadnje še na 20% največjega bremena. Prva ponovitev utrujanja je bila končana, ko merjenec z 20% bremenom ni več zmožgal slediti ritmu oziroma po največ 30 sekundah dvigovanja z 20% bremenom. Natančnost določanja obremenitve je bila omejena na 0.125 kg kolikor je tehtala najmanjša utež.

Med počitkom smo ročico opornice spet pritrčili na senzor in v 9. in 10. sekundi izmerili dva enojna skrčka (Slika 19), ki smo ju uporabili za ugotavljanje spremembe navora skrčka glede na potencirani skrček spočite mišice izmerjen pred utrujanjem (glej poglavje 4.5.1. *Analiza mehanskega odziva mišice na enojni supramaksimalni električni dražljaj*). Nato je merjenec izvedel 5-sekundno NHK, med katero smo izzvali dvojni skrček, takoj po končani NHK pa smo izzvali še dva dvojna skrčka – dvojne skrčke smo uporabili za računanje nivoja aktivacije mišice kot je to opisano v poglavju 4.5.5. *Računanje nivoja aktivacije*. Med 5-sekundno NHK smo merili tudi navor.



Slika 19. Prikaz protokola dinamičnega utrujanja UDI.

Po vsaki ponovitvi dinamičnega utrujanja smo roko vpeli v opornico in izmerili: dva enojna skrčka (oznaka 1), NHK trajanja 3-5 sekund, en dvojni skrček med NHK (2) in dva dvojna skrčka po NHK (3). Četrta ponovitev je bila izometrična kontrakcija, na koncu katere smo izmerili dvojni skrček (2), nato pa še dva dvojna (3) in dva enojna skrčka (1). Med izvajanjem dinamičnih kontrakcij navor ni bil merjen. Elektromiograma za lateralno in medialno glavo nista prikazana.

Ročico opornice smo ponovno sprostili in po minuti odmora od prenehanja prve ponovitve dinamičnega enosklepnega naprežanja, je merjenec izvedel še drugo in po novi minuti odmora še tretjo ponovitev dinamičnega enosklepnega naprežanja. Tudi po teh dveh ponovitvah smo v minuti odmora izvedli protokol meritev kot so opisane v prejšnjem odstavku.

Po treh ponovitvah dinamičnega enosklepnega naprežanja je po minuti odmora sledila še ena ponovitev izometričnega mišičnega naprežanja (Slika 19) in po njej meritve NA in skrčkov kot je opisano v protokolu izometričnega utrujanja (UI). Namen izometrične ponovitve je bil ugotoviti ali se bodo merjeni parametri še dodatno spremenili, kljub trem predhodnim dinamičnim ponovitvam.

Bremena pri različnih odstotkih največjega bremena so bila izračunana vnaprej, prav tako je bila vnaprej določen načrt odstranjevanja uteži z namenom čim hitrejšega nameščanja zelene vrednosti, s čimer smo dosegli kontinuirano obremenitev s čim manjšimi motnjami ritma.

6. Protokol utrujanja UD2: dinamično večsklepno naprežanje - potiskanje uteži s prsi

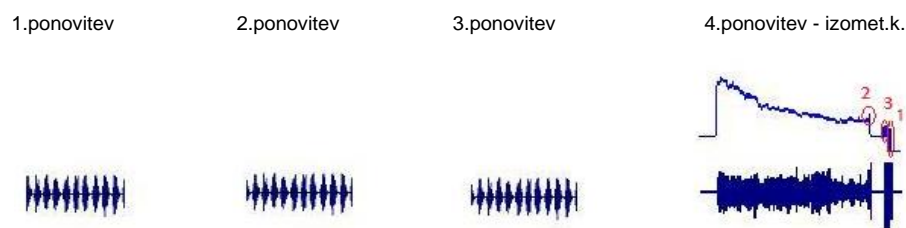
Za izvajanje potiska s prsi, ki je predstavljal dinamično večsklepno utrujanje, je merjenec ležal na hrbtu na klasični vadbeni klopi. Na dveh stojalih je bil nad njim postavljen drog z utežmi, ki ga je merjenec najprej dvignil s stojala nato pa spuščal in dvigal v enakomernem tekočem ritmu – ena sekunda dvig in ena sekunda spust. Pri spustu je bil kot v komolcu 90° , pri dvigu pa nekaj manj kot 180° , torej roka nikoli ni bila popolnoma iztegnjena. To je merjencu onemogočalo prenos teže bremena na skelet in razbremenitev mišic, oziroma onemogočilo počivanje.

Največja teža bremena je bila predhodno določena na podlagi izmerjenega največjega navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji v položaju, kjer je bila roka v 90° abdukciji in 90° fleksiji v komolčnem sklepu. Največji navor izmerjen na ta način je bil normaliziran glede na navor, ki ga je ustvarila znana utež (10 kg); tako smo določili največje (100%) breme.

Merjenec je začel dinamično večsklepno naprežanje z 80% določenega največjega bremena, ki ga je enakomerno in tekoče dvigal. Ko pri dvigovanju tega bremena ni več zmožal slediti ritmu, sta mu dva merilca (vsak na eni strani) v najkrajšem času odstranila uteži v velikosti 20% od največjega bremena. Merjenec je nadaljeval dvigovanje s 60% največjega bremena, nato s 40%, nato 30% in nazadnje z 20% največjega bremena. Meritev je bila končana, ko merjenec z 20% bremenom ni več zmožal slediti ritmu oziroma po največ 30 sekundah dvigovanja z 20% bremenom. Natančnost določanja bremena je bila 2.5 kg na vsaki strani droga za uteži.

Protokol dinamičnega večsklepnega utrujanja UD2 je grafično prikazan na Slika 20. Po minuti odmora od prenehanja prve serije potiskov s prsi, je merjenec izvedel še drugo in po novi minuti odmora še tretjo serijo potiskov s prsi.

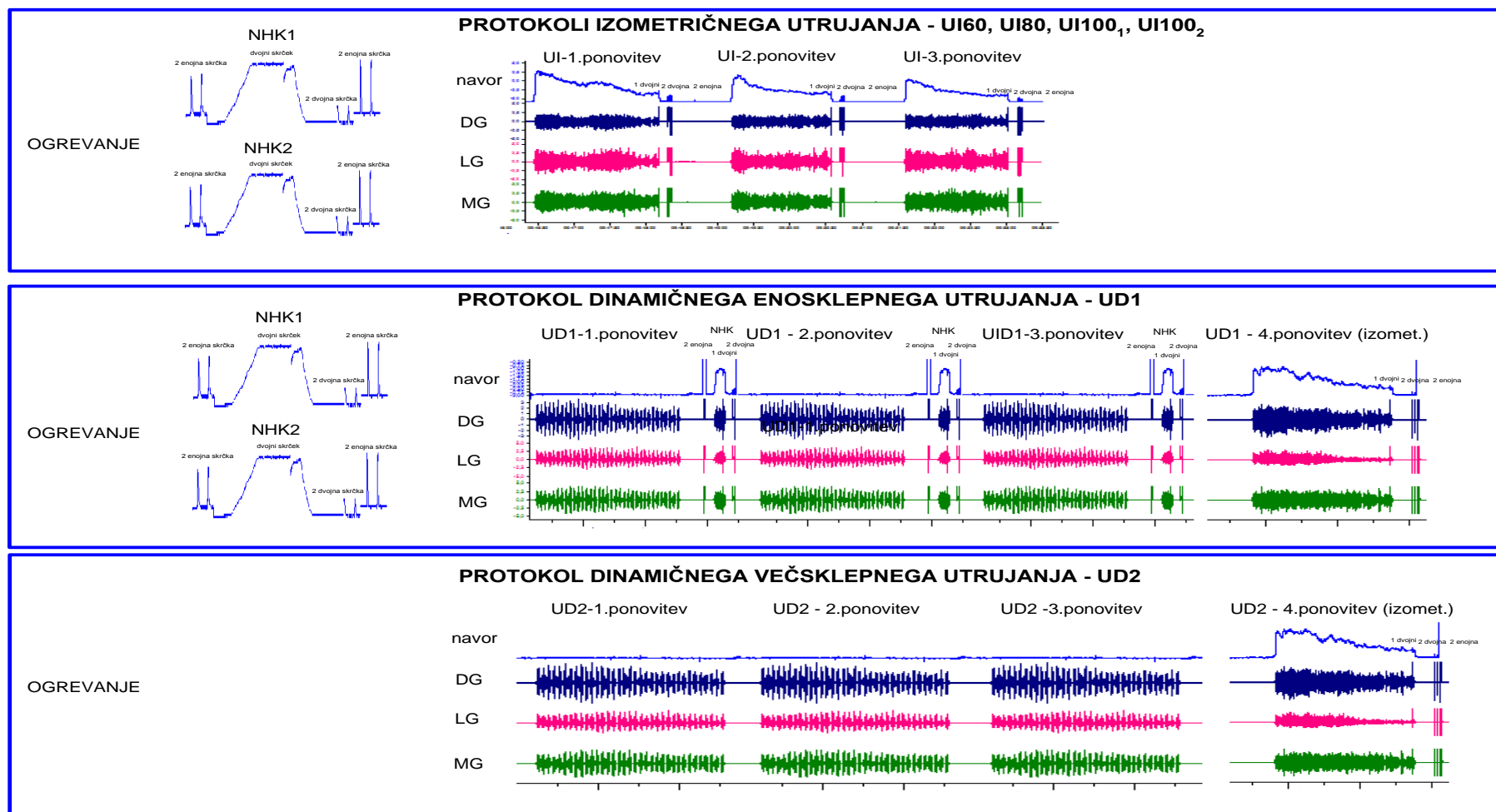
Po treh ponovitvah dinamičnega večsklepnega naprežanja smo merjenca namestili v opornico, tako da smo po minuti odmora od prenehanja zadnjega dinamičnega naprežanja izvedli še eno ponovitev izometričnega naprežanja, ki so mu sledile meritve NA in skrčkov kot je opisano v protokolih izometričnega utrujanja. (Slika 20). Namen izometrične ponovitve je bil ugotoviti ali se bodo merjeni parametri še dodatno spremenili, kljub trem predhodnim ponovitvam dinamičnega večsklepnega naprežanja.



Slika 20. Prikaz protokola dinamičnega večsklepnega utrujanja UD2 - potisk s prsi.

Med izvajanjem dinamičnih kontrakcij navor ni bil merjen. Četrta ponovitev je bila izometrična kontrakcija, na koncu katere smo izmerili dvojni skrček (oznaka 2), nato pa še dva dvojnja (3) in dva enojna skrčka (1). Elektromiograma za lateralno in medialno glavo nista prikazana.

Bremena pri različnih odstotkih od največjega bremena so bila izračunana vnaprej, prav tako je bil vnaprej določen načrt odstranjevanja uteži z namenom čim hitrejšega nameščanja zelene vrednosti in s tem doseganja kontinuirane obremenitve s čim manjšimi motnjami ritma.



Slika 21. Skupni prikaz vseh protokolov utrujanja: štirih izometričnih (UI60, UI80, UI100₁, UI100₂), dinamičnega enosklepnega (UD1) in dinamičnega večsklepnega (UD2). Pred vsako meritvijo je bilo najprej ogrevanje, nato sta bili pred vsemi protokoli utrujanja (razen pri UD2) izvedeni dve meritvi NHK spočite mišice, nato je bil izveden protokol utrujanja, ki je bil določen naključno. Pri izometričnih protokolih smo izmerili tri zaporedne ponovitve z vmesnim odmorom 60 sekund. Pri obeh dinamičnih protokolih je trem zaporednim ponovitvam dinamičnega utrujanja sledila še ena podaljšana izometrična kontrakcija. Tako med merjenjem NHK pred utrujanjem, kot po vsaki utrujajoči ponovitvi, so bili izzvani enojni ali/in dvojni skrčki, kot je opisano v poglavju 4.4.7. Utrujanje TB z enim od šestih protokolov utrujanja.

4.5 Metode analize podatkov

4.5.1 Analiza mehanskega odziva mišice na enojni supramaksimalni električni dražljaj

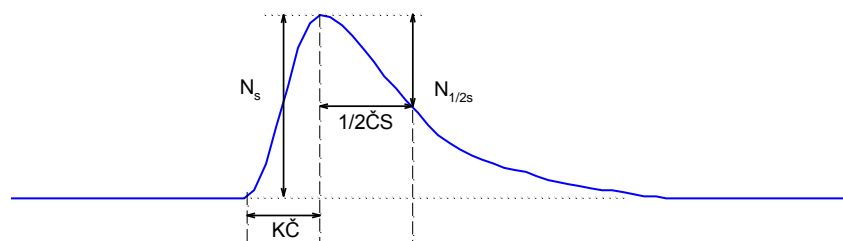
Merjenje skrčka; na sliki 22 je prikaz poteka navora kot posledice mehanskega odziva mišice na posamezni električni dražljaj. Signal smo predhodno zgladili s filtrom pomičnega (tekočega) povprečja pri $N = 5$.

Določili smo vrednosti naslednjih parametrov:

N_s - največji navor enojnega skrčka.

$K\check{C}_s$ - kontrakcijski čas; čas, ki je potreben, da mišica razvije največji navor.

$1/2\check{C}S_s$ - polovični čas sproščanja enojnega skrčka; čas ki je potreben, da se največji navor zmanjša za polovico.



Slika 22: Mehanski in časovni parametri odziva mišice na posamezni električni dražljaj.

Za analizo NHK smo uporabili tisto od dveh meritev NHK (NHK1 in NHK2, Slika 21), pri kateri smo izmerili večji navor. Za vrednotenje zmanjšanja N_s zaradi utrujanja, smo za referenčno vrednost izbrali večjega od obeh potenciranih enojnih skrčkov izmerjenih po izbranem NHK spočite mišice pred utrujanjem (Slika 15) in večjega od dveh enojnih skrčkov po vsaki ponovitvi utrujanja (Slika 17).

Za ugotavljanje kontrakcijskega časa mišice smo vzeli povprečje $K\check{C}$ vseh enojnih skrčkov v mirovanju po ogrevanju in pred izvajanjem NHK.

4.5.2 Analiza navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji

Merjenec je izvedel NHK trajanja do 5 sekund (Slika 15). Na grafu smo označili približno 3-sekundni interval, na katerem je merjenec razvil največji navor. Na tem intervalu smo izračunali povprečne vrednosti navora na eno-sekundnih intervalih s 750 ms prekrivanjem,

toraj enosekundni interval na vsakih 250 ms. Tako dobljena največja povprečna vrednost navora na enosekundnem intervalu je predstavljala navor pri največjem hotenem mišičnem naprežanju (NHK) in je označena z N_{NHK} . Ta vrednost je služila za določanje obremenitev:

$$N_{60\%} = 0.6 * N_{NHK},$$

$$N_{80\%} = 0.8 * N_{NHK},$$

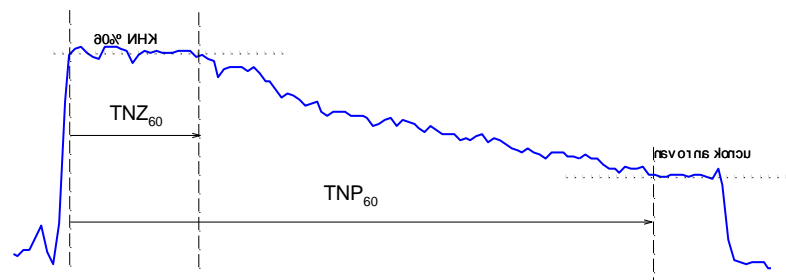
$$N_{100\%} = N_{NHK}.$$

Vrednost NHK je bila za vsako osebo vsak merilni dan (za vsak protokol utrujanja) posebej določena.

4.5.3 Analiza navora med izvajanjem podaljšane submaksimalne in maksimalne izometrične kontrakcije

Merjenec je, odvisno od protokola utrujanja, razvil navor v velikosti 60%, 80% ali 100% NHK. Predpisan navor je vzdrževal najdaljši mogoči čas.

Pri protokolih UI60 in UI80 je merjenec najdaljši mogoči čas vzdrževal navor na predpisani intenzivnosti 60% oziroma 80% od NHK, ko pa tega ni zmožel več je vzdrževal največji (trenutni) možni navor, ki se je zmanjševal dokler se ni ustalil na neki približno konstantni vrednosti. Takrat je merjenec prenehal z naprežanjem. Pri protokolih UI100₁ in UI100₂ je merjenec od začetka razvijal največji možni navor.



Slika 23. Prikaz merjenja velikosti in trajanja navora

Prikaz merjenja navora na začetku podaljšane NHK (na sliki pri 60% NHK, enako pri 80% NHK), časa vzdrževanja predpisanega navora na začetku (TNZ_{60}), najnižjega navora na koncu podaljšane NHK in časa do najnižjega navora na koncu podaljšane NHK (TNP_{60}).

Izmerili smo največji povprečni navor na enosekundnem intervalu na začetku in najmanjši povprečni navor na koncu. Obe vrednosti smo izračunali na enak način kot pri NHK. Navor na začetku in na koncu smo izrazili v odstotkih od navora izmerjenega med NHK .

Izmerili smo čas vzdrževanja navora na predpisani ravni. Najprej smo signal navora pogladili s filtrom s pomičnim povprečjem (dolžine 1s). Nato smo izmerili čas od trenutka, ko je

merjenec razvil predpisan navor (60% ali 80% NHK) do trenutka, ko je navor padel za več kot 5% od predpisanega. Ta čas smo imenovali TNZ60 oziroma TNZ80. Izmerili smo tudi čas, ko je navor padel na najnižjo vrednost in ga označili s TNP60, TNP80, TNP100₁ in TNP100₂, odvisno od protokola utrujanja. Ta čas je bil določen tako, da smo signalu navora na koncu prilagodili vodoravno premico (Slika 23) in odčitali čas kjer je ta krivulja sekala krivuljo navora.

4.5.4 Obdelava signala EMG

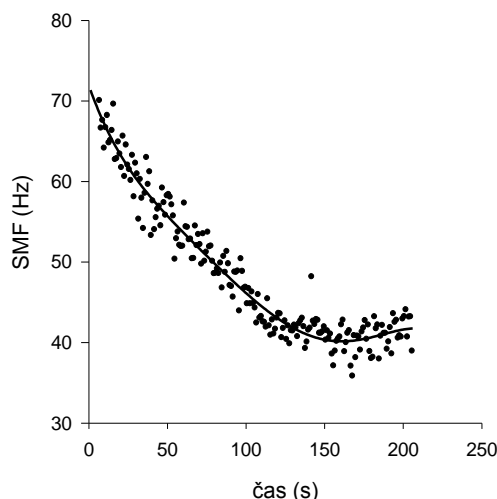
Vse zajete signale EMG smo obdelali s posebej v ta namen izdelanim programom v programskem paketu MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick MA, ZDA).

Signale EMG smo najprej filtrirali s pasovno prepustnim Butherworthovim filtrom 5. reda, s spodnjo mejno frekvenco 5 Hz in zgornjo mejno frekvenco 500 Hz. S pasovno prepustnim filtriranjem smo iz signala izločili frekvenčno vsebino nefiziološkega izvora (Merletti 1999) Nadaljna obdelava je bila odvisna od načina mišičnega naprežanja, med katerim je bil zajet signal EMG (izometrično, dinamično enosklepno, dinamično dvosklepno). V vseh primerih smo za izračun ocene spektra močnostne gostote (PSD) uporabili metodo periodogramov opisano v poglavju 1.5.4. *Obdelava EMG signala v frekvenčnem prostoru.*

4.5.4.1 Izometrične kontrakcije

Po predobdelavi opisani v prejšnjem odstavku smo signale EMG zajete med dolgotrajno izometrično kontrakcijo pri različnih nivojih intenzivnosti razdelili na neprekrivajče se segmente dolžine 1000 vzorcev kar je ustrezalo trajanju 0.5 sekunde. V vsakem intervalu smo izračunali oceno PSD z metodo periodogramov, pri čemer smo pred uporabo Fourierjeve transformacije koristni del signala v intervalu podaljšali z ničlami do skupne dožine 2048 vzorcev. Podaljševanje z ničlami je potrebno zaradi postopka FFT, ki zahteva, da je dolžina segmenta enaka celoštevilski potenci števila 2 ($2^{11} = 2048$). Poleg tega s tem dosežemo tudi večjo resolucijo v frekvenčnem prostoru, seveda pa s tem ne izboljšamo frekvenčne ločljivosti, saj z dodajanjem ničel ne povečamo informacijske vsebine segmenta (Jarm in Reberšek, 2005).

Iz tako dobljenih ocen PSD smo za vsak polsekundni segment signala izračunali vrednost srednje močnostne frekvence (SMF) po enačbi 5 in jo priredili časovnemu trenutku na sredi obravnavanega segmenta.



Slika 24. Grafični prikaz vrednosti SMF v odvisnosti od časa pri izometrični kontrakciji in prilagojena polinomska krivulja 4 reda.

Protokol UI60, dolga glava TB, 1.ponovitev.

Vrednosti SMF izračunane na polsekundnih intervalih od začetka do konca kontrakcije smo prikazali na grafu v odvisnosti od časa, kot prikazuje Slika 24. Pri velik večini signalov zajetih med izometrično kontrakcijo pri vseh treh nivojih začetne intenzivnosti (60% NHK, 80% NHK in 100% NHK) se je izkazalo, da se SMF s časom najprej znižuje, doseže nek minimum, nato pa se proti koncu časa opazovanja kontrakcije deloma spet zviša.

Eden od ciljev protokolov utrujanja je bil določiti najnižjo vrednost SMF, ki jo lahko pri podaljšani NHK dosežemo pri posamezni mišici. To najnižjo vrednost SMF smo označili s SMF_p , ki jo odčitamo iz ustreznega modela prilagojenega eksperimentalnim podatkom. Ker vrednosti SMF v naši študiji niso kazale tendence monotonega zmanjševanja proti platoju ves čas opazovanja (ker je bilo v nasprotju s pričakovanjem, (glej Slika 8), smo za prileganje krivulje eksperimentalnim podatkom namesto običajnega triparametričnega eksponentnega modela morali uporabiti ustrežnejši matematični model, ki je zadovoljivo opisal dejansko spreminjanje SMF med utrujanjem. Kot ustrezna modela smo izbrali polinoma 4. in 5. reda. Odločitev za enega ali drugega je bila odvisna od kakovosti prileganja konkretnemu signalu. Polinoma 4. in 5. reda sta zapisani v enačbi 13 in 14, kjer x predstavlja čas, $f(x)$ pa SMF kot funkcijo časa.

$$f(x) = y_0 + ax + bx^2 + cx^3 + dx^4 \quad (13)$$

$$f(x) = y_0 + ax + bx^2 + cx^3 + dx^4 + ex^5 \quad (14)$$

Iz modela smo odčitali najnižjo vrednost SMF (SMF_p) in trenutek nastopa te vrednosti.

Vrednost SMF na začetku (SMF_z) je bila določena kot povprečna vrednost petih vrednosti SMF izmerjenih od 4-8 sekunde vrednosti; prve tri sekunde nismo upoštevali, ker je bil to čas v katerem so merjenci šele razvijali pričakovani navor.

4.5.4.2 Dinamične kontrakcije

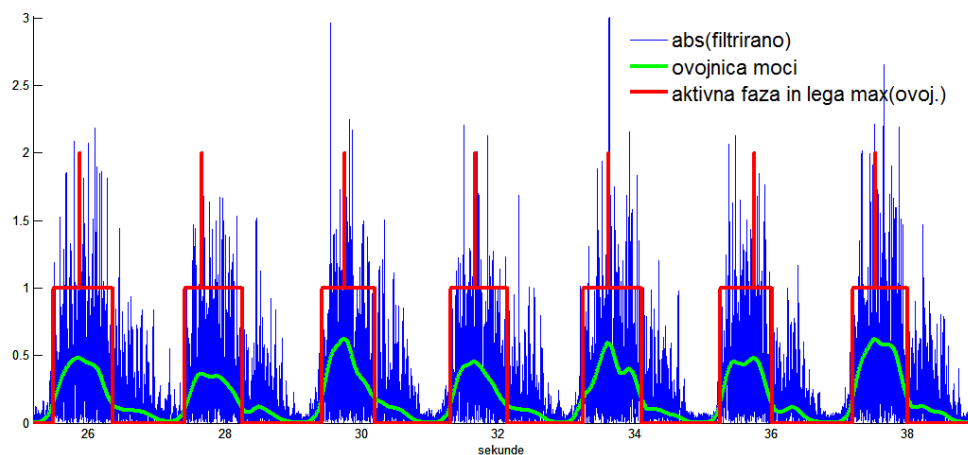
Merjenec je izvajal iztegovanje in upogibanje roke v komolcu ali potiskanje in spuščanje uteži s prsi, kot je opisano v poglavju 4.4.7. *Utrujanje TB z enim od šestih protokolov utrujanja*, alineji 5 in 6.

Po predobdelavi signala smo najprej izračunali ovojnico moči. Moč signala $P(k)$ v trenutku k , je definirana kot povprečje trenutne moči signala na intervalu dolžine n vzorcev, centriranega pri k -tem vzorcu, kot to podaja enačba 15.

$$P(k) = \sum_{i=k-\frac{n}{2}}^{k+\frac{n}{2}-1} x^2(i) * \frac{1}{n} \quad (15)$$

Za dolžino intervala smo izbrali $n = 500$, kar ustreza 250 ms.

S tako dobljeno ovojnico moči smo za nadaljnjo obdelavo določili aktivne faze posameznih kontrakcij. Aktivne faze smo potrebovali zato, da smo iz analize izločili neaktivne faze, ki so predstavljale del signala, ki lahko zaradi nestacionarnosti negativno vpliva na oceno spektra močnostne gostote (PSD). Aktivno fazo posamezne kontrakcije (upogib-izteg) smo definirali kot interval, znotraj katerega je bila vrednost ovojnice moči večja od 30% največje moči znotraj tega intervala (Slika 25).

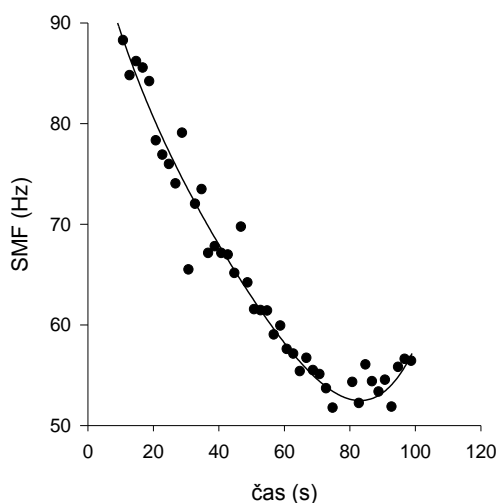


Slika 25. Absolutni signal EMG, ovojnica moči signala, označitev aktivnih faz ter lega lokalnih maksimumov ovojnice moči., ki so bili nato uporabljeni pri nadaljnji obdelavi.

Za vsako aktivno fazo smo izračunali oceno PSD z metodo periodogramov, pri čemer smo pred uporabo Fourierjeve transformacije koristni del signala v intervalu podaljšali z ničlami do skupne dolžine 2048 vzorcev. Iz tako dobljenih ocen PSD smo za vsako aktivno fazo izračunali vrednost srednje močnostne frekvence (SMF) po enačbi 10 in jo priredili časovnemu trenutku na sredini aktivne faze.

Spreminjanje vrednosti SMF v času smo prikazali na grafu, kot prikazuje slika (Slika 24).

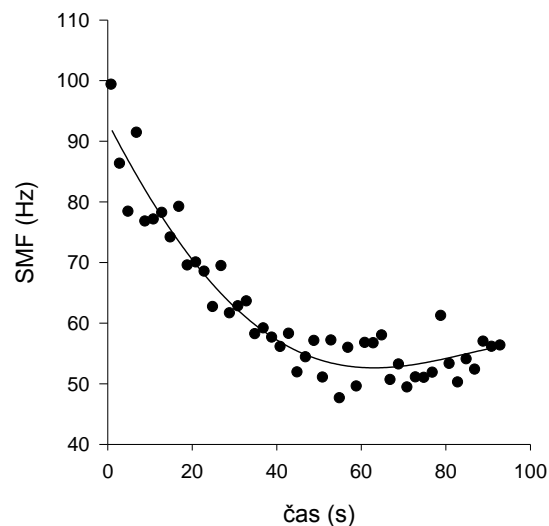
Zaradi podobnih ugotovitev kot pri izometričnih kontrakcijah smo tudi vrednostim SMF izračunanim iz signalov zajetih med dinamičnimi kontrakcijami prilagodili polinom 4. ali 5. Reda (Slika 26). Iz modela smo odčitali najnižjo vrednost SMF (SMF_p) in trenutek nastopa te vrednosti.



Slika 26 Grafični prikaz vrednosti SMF v odvisnosti od časa pri dinamični enosklepni kontrakciji (UD1) in prilagojena polinomska krivulja 4 reda. Protokol UD1, dolga glava TB, 1.ponovitev.

Izkazalo se je, da se aktivacija mišic pri protokolu utrujanja UD2 (dinamično večsklepno, potisk s prsi) ne da obdelati na enak način kot pri UD1 (dinamično enosklepno utrujanje). Za razliko od dinamičnega naprežanja pa pri potisku s prsi faze aktivacije in de-aktivacije nismo mogli zadovoljivo ločiti z ovojnico moči.

Zato smo pri potisku s prsi uporabili enak algoritem za računanje močnostnega spektra kot pri izometričnih kontrakcijah, le da smo interval za računanje PSD podaljšali na 2 sekundi, kar je približno ustrezalo enemu dvigu in spustu uteži. Izbira in prilagajanje modela eksperimentalnim podatkom ter določitev parametrov je bil enak kot pri prejšnjih protokolih utrujanja. Primer eksperimentalnih podatkov in prilagojenega modela je prikazan na sliki (Slika 27).



Slika 27 Grafični prikaz vrednosti SMF v odvisnosti od časa pri dinamični večsklepni kontrakciji (UD2) in prilagojena polinomska krivulja 4 reda.

Protokol UD2, lateralna glava TB, 1.ponovitev.

4.5.5 Računanje nivoja aktivacije

Med NHK spočite mišice pred utrujanjem (Slika 15) in na koncu podaljšane NHK (pNHK) (Slika 16), oziroma med NHK po dinamičnem utrujanju (Slika 19), smo izmerili nivo aktivacije (NA) mišice z metodo dvojnega skrčka. Najprej smo izmerili navor dvojnega skrčka med kontrakcijo (NHK ali na koncu pNHK), nato pa še navor dvojnega skrčka sproščene mišice po kontrakciji. Nivo aktivacije (NA) smo potem izračunali po enačbi.

$$NA = \left(1 - \frac{DS_{NHK}}{DS_{MIR}}\right) * 100 \quad (16)$$

kjer je DS_{NHK} največji navor dvojnega skrčka med NHK (oziroma na koncu pNHK), DS_{MIR} pa največji navor dvojnega skrčka sproščene mišice po kontrakciji.

4.6 Statistične metode

Podatke smo ustrezno statistično obdelali s programom SPSS za Windows 15.0 (LEAD Technologies, ZDA). Za vse podatke smo najprej preverili normalnost porazdelitve in homogenost variance.

Za ugotavljanje ponovljivosti SMF_p v različnih ponovitvah in pri različnih protokolih smo uporabili medrazredne korelacijske koeficiente (*ang. intraclass correlation coefficient*, ICC). ICC se uporablja za ugotavljanje povezanosti med spremenljivkami istega razreda. (McGraw in Wong, 1996). Spremenljivke spadajo v isti razred, kadar imajo enako mersko enoto (skalo merilnega inštrumenta) in enako varianco. (Za ugotavljanje povezanosti spremenljivk različnih razredov se uporablja Pearsonov korelacijski koeficient). ICC predstavlja koeficient med dvema variancama:

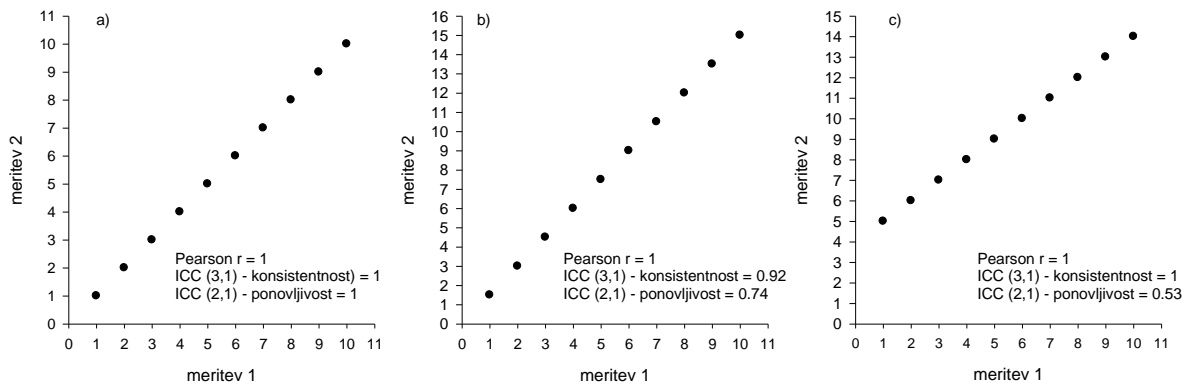
$$ICC = \frac{\sigma_{om}^2}{\sigma_{om}^2 + (\sigma_m^2 + \sigma_e^2)} \quad (17)$$

Kjer je σ_{om}^2 varianca med objekti merjenja, σ_m^2 varianca med posameznimi meritvami (merilci) in σ_e^2 varianca ostanka.

Izračun ICC lahko bazira na modelih enosmerne ali dvosmerne analize variance, računali smo slednjega. Računali smo ICC z absolutnim ujemanjem (*ang. absolute agreement*, oznaka ICC(2,1)), kjer se ugotavlja ujemanje absolutnih vrednosti merjenih spremenljivk – ta koeficient smo uporabili za ugotavljanje ponovljivosti, in konsistentnost (*ang. consistency*, oznaka ICC(3,1)), kjer se ugotavlja ali se vrednosti merjenih spremenljivk sistematično ujemajo na način, da so spremenjene (višje, nižje) za neko konstantno vrednost.

Primerjave med Pearsonovim korelacijskim koeficientom, ICC(2,1) - za ugotavljanje ponovljivosti in ICC(3,1) - za ugotavljanje konsistentnosti, prikazuje Slika 28. V primeru a) so vrednosti meritve 1 enake vrednostim meritve 2; vsi koeficienti so enaki. V primeru b) so vrednosti meritve 2 vedno 1.5-krat višje od vrednosti meritev 1; koeficient ponovljivosti (ujemanje absolutnih vrednosti) je srednje visok, koeficient konsistentnosti je visok, Pearsonov koeficient korelacije je 1. V primeru c) so vrednosti meritve 2 vedno za 5 višje od

meritve 1; Pearsonov koeficient korelacije in koeficient konsistentnosti sta največja, koeficient ponovljivosti je majhen.



Slika 28. Primerjava Pearsonovega koeficienta korelacije, ICC(2,1) in ICC(3,1).

a) Vrednosti meritve 1 so enake vrednostim meritve 2; vsi koeficienti so enaki. b) Vrednosti meritve 2 so vedno 1.5-krat višje od vrednosti meritve 1; koeficient ponovljivosti (ujemanje absolutnih vrednosti) je srednje visok, koeficient konsistentnosti je visok, Pearsonov koeficient korelacije je 1. c) Vrednosti meritve 2 so vedno za 5 enot višje od vrednosti meritve 1; Pearsonov koeficient korelacije in koeficient konsistentnosti sta največja, koeficient ponovljivosti je majhen.

Pri računanju ICC je potrebno upoštevati tudi ali vrednost obravnavane spremenljivke predstavlja enkrat izmerjeno vrednost ali povprečje večkrat izmerjenih vrednosti. V prvem primeru kot rezultat podajamo tako imenovano enojno mero (*ang. single measure*), v drugem primeru pa povprečno mero (*ang. average measure*) (Mc Graw in Wong, 1996). Vrednosti SMF_p , na katere se v večini nanašajo izračuni ICC v tej nalogi, so pri eni analizirani ponovitvi (kontrakciji) podani kot enkrat izmerjena vrednost. Po drugi strani ta vrednost SMF_p predstavlja najmanjšo vrednost na prilagojeni krivulji, ki je prilagojena večkrat izmerjenim vrednostim SMF . Iz tega razloga v nalogi podajamo obe (enojno in povprečno) meri ICC vrednosti.

Računanje ICC je metoda primerna za ugotavljanje ponovljivosti ali konsistentnosti med večkrat izmerjenimi vrednostmi naključno izbranih objektov merjenja, kjer je napaka variance teh merjenj enotna v smislu enakih pogojev merjenja. Vrednosti ICC od 0.80 – 1.00 označujejo odlično, od 0.60 – 0.80 pa dobro ponovljivost (Bratko 1966, v: Merletti, Lo Conte in Sathyan, 1995; Sleivert in Wenger, 1994, v Larsson, Karlsson, Eriksson in Gerdle., 2003).

Za računanje korelacij med različnimi spremenljivkami so bili izračunani Pearsonovi koeficienti korelacije. Za ugotavljanje razlik med vrednostmi SMF_p smo uporabili analizo variance za ponovljene vzorce (RM ANOVA, *ang. repeated measures ANOVA*). Kjer smo s tem testom ugotovili statistično značilne razlike, smo za ugotavljanje razlik med posameznimi pari spremenljivk upoštevali Bonferonijev popravek, oziroma post-hoc test. Meja statistične značilnosti je bila postavljena na $P < 0.05$.

5. REZULTATI

5.1 Rezultati določanja mehanskih parametrov

5.1.1 Analiza merjenja mehanskih lastnosti mišice spočite mišice

Za vsakega merjenja smo iz petih (pred vsemi protokoli utrujanja razen pred UD2, Slika 21) izbranih meritev NHK spočite mišice (od dveh meritev NHK spočite mišice je bila izbrana tista, kjer je bil izmerjen večji navor med NHK, Slika 21), izračunali povprečni kontrakcijski čas (KČ); pri tem smo upoštevali oba enojna skrčka izmerjena pred NHK (Slika 15), skupno torej 10 skrčkov. Povprečni kontrakcijski čas spočite TB, izračunan kot povprečje vrednosti vseh 12 merjencev (120 skrčkov), je bil 62.2 ± 7.1 ms. Najkrajši povprečni čas pri enem merjencu je bil 57.1 ± 6.2 ms, najdaljši pa 69.0 ± 10.4 ms. Kontrakcijski časi se med merjenci niso statistično značilno razlikovali ($P=0.095$).

Povprečna vrednost največjih navorov (N_s , Slika 22) potenciranih enojnih skrčkov izmerjenih po merjenju NHK (Slika 15), pri petih protokolih utrujanja (vsi razen UD2, 10 vrednosti pri vsakem merjencu, Slika 21) je bila 18.0 ± 1.3 Nm. Najnižja povprečna vrednost N_s pri posamezniku je bila 12.1 ± 2.4 Nm, najvišja pa 25.2 ± 1.8 Nm. Zaradi primerjave z nekaterimi drugimi raziskavami, kjer so merili sile, smo navore upoštevajoč ročice preračunali v sile; povprečna sila na senzor vseh izmerjenih skrčkov vseh merjencev je bila 71.8 ± 10.1 N.

5.1.2 Navor pri največji hoteni izometrični kontrakciji

Izmed dveh meritev NHK (NHK1, NHK2) pred vsakim protokolom utrujanja (razen pred UD2), smo za obdelavo izbrali tisto, kjer smo izmerili večji navor (Slika 21). Iz petih meritev NHK, ki so bile izmerjene pred vsakim od petih različnih protokolov utrujanja v petih različnih dneh, smo izračunali povprečni največji navor za vsakega merjenja.

Največji povprečni navor petih meritev NHK spočite mišice, izračunan za vsakega posameznika na eno-sekundnem intervalu med NHK pred utrujanjem, je bil 111.9 ± 5.8 Nm, najnižji pa 69.0 ± 11.9 Nm. Povprečni največji navor izmerjen med NHK za vse merjence skupaj je bil 90.4 ± 9.3 Nm.

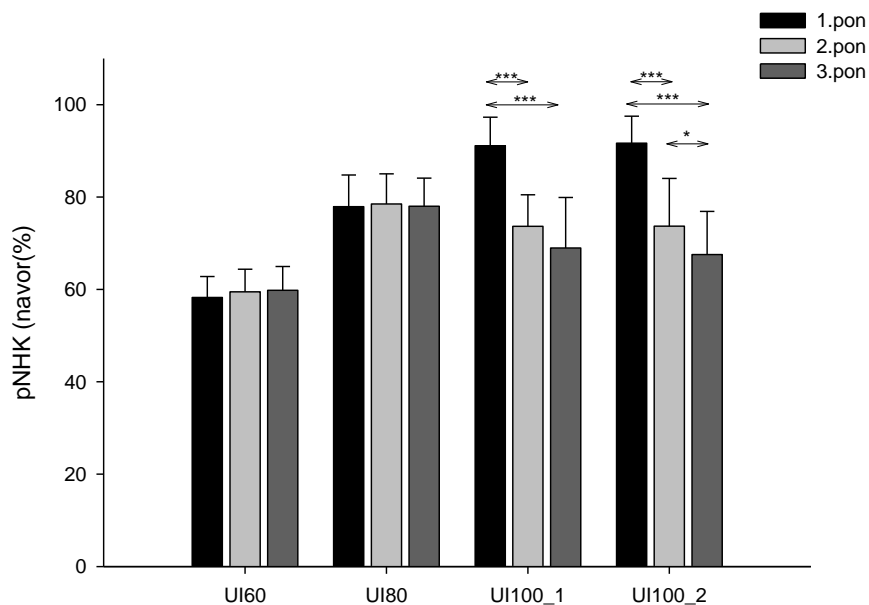
Navore smo, upoštevajoč ročice merjencev, preračunali v sile. Najmanjša povprečna sila, ki jo je med NHK pri petih različnih protokolih utrujanja razvil posameznik, je bila 277.1 ± 48.0 N,

največja 422.3 ± 21.9 N, povprečna največja sila na senzor vseh merjencev skupaj pa 351.5 ± 36.3 N.

5.1.3 Navor med izvajanjem podaljšane največje izometrične kontrakcije

5.1.3.1 Navor na začetku posamezne ponovitve

Začetne vrednosti navorov, izražene v odstotkih od največjega navora med NHK izmerjenega pred protokolom utrujanja, za vse tri ponovitve vseh štirih izometričnih protokolov, so prikazane na sliki (Slika 29). Pri protokolu UI60 so bili začetni navori ciljani na 60% NHK, pri protokolu UI80 pa na 80% NHK. Pri obeh submaksimalnih protokolih so odstopanja od predpisane vrednosti majhna, povprečne vrednosti navora na začetku pNHK med tremi ponovitvami se statistično značilno ne razlikujejo ($P = 0.245$ za UI60 in $P = 0.449$ za UI80). Pri obeh protokolih, kjer je bil od vsega začetka zahtevan 100% navor, lahko vidimo, da je bil le-ta blizu ciljne vrednosti 100% le v prvi ponovitvi, v drugi ni dosegel 80% NHK in v tretji 70% NHK. Odstopanja od 100% so prikazana v preglednici; odstopanja od najvišje vrednosti izmerjene med NHK pred pNHK so v prvi ponovitvi okrog 8%, v tretji ponovitvi pa več kot 30% pri obeh protokolih. Med vrednostmi navorov na začetku pNHK pri protokolih UI100₁ in UI100₂ izmerjenimi v treh zaporednih ponovitvah smo dobili statistično značilne razlike. Pri UI100₁ se prva ponovitev razlikuje od druge ($P = 0.030$) in tretje ($P=0.021$). Pri UI100₂ se navor pri prvi ponovitvi razlikuje od ostalih dveh ($P = 0.001$), razlikujeta pa se tudi začetna navora med 2. in 3. ponovitvijo ($P = 0.014$).



Slika 29. Primerjava navorov na začetku pNHK med različnimi protokoli izometričnega utrujanja pri treh zaporednih ponovitvah.

Navor je izražen v % NHK. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$, *** $P < 0.001$.

Preglednica 2. Odstopanja realiziranega navora na začetku pNHK od predpisanega navora na začetku v %. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte.

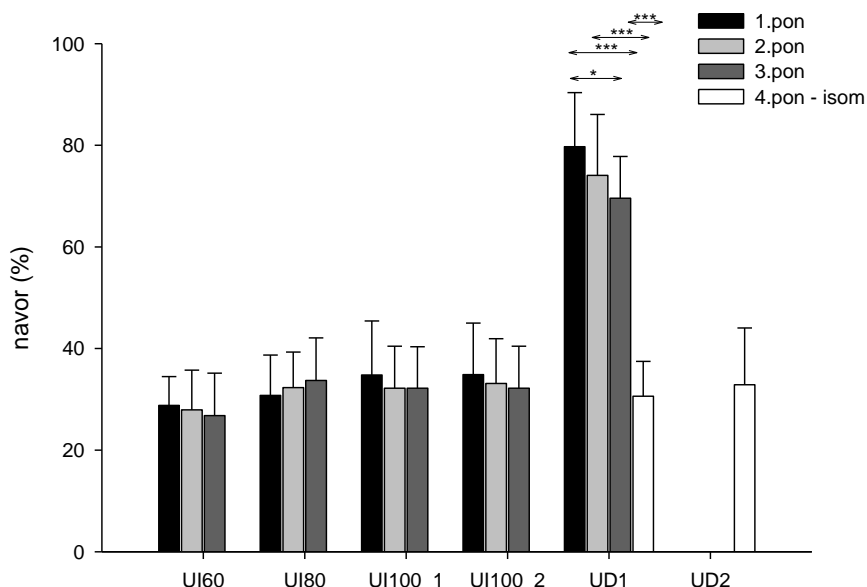
		1.pon %	2.pon %	3.pon %
UI60	povp.v	1,61	0,38	0,01
	SD	4,91	5,29	5,58
UI80	povp.v	1,33	0,58	1,70
	SD	6,88	6,19	6,52
UI100 ₁	povp.v	8,56	26,76	31,17
	SD	6,60	7,28	11,88
UI100 ₂	povp.v	8,68	27,12	33,03
	SD	6,22	10,82	9,93

5.1.3.2 Navor na koncu posamezne ponovitve

Povprečne velikosti navorov na koncu utrujajočih kontrakcij, izražene v odstotkih od največjega navora izmerjenega med NHK pred pNHK, za vse tri ponovitve petih protokolov utrujanja (UI60, UI80, UI100₁, UI100₂, UD1), so prikazane na sliki (Slika 30). Pri protokolu UD1 prvi trije stolpci prikazujejo povprečne vrednosti navora med NHK, izvedeno takoj po seriji dinamičnega utrujanja (NHK1, NHK2, NHK3, Slika 19), četrti stolpec pa predstavlja velikost navora na koncu četrte ponovitve, kjer je bilo mišično naprežanje izometrično. Pri protokolu UD2 je bil izmerjen samo navor v četrti seriji, kjer je bilo mišično naprežanje, tako kot pri UD1, izometrično (Slika 20).

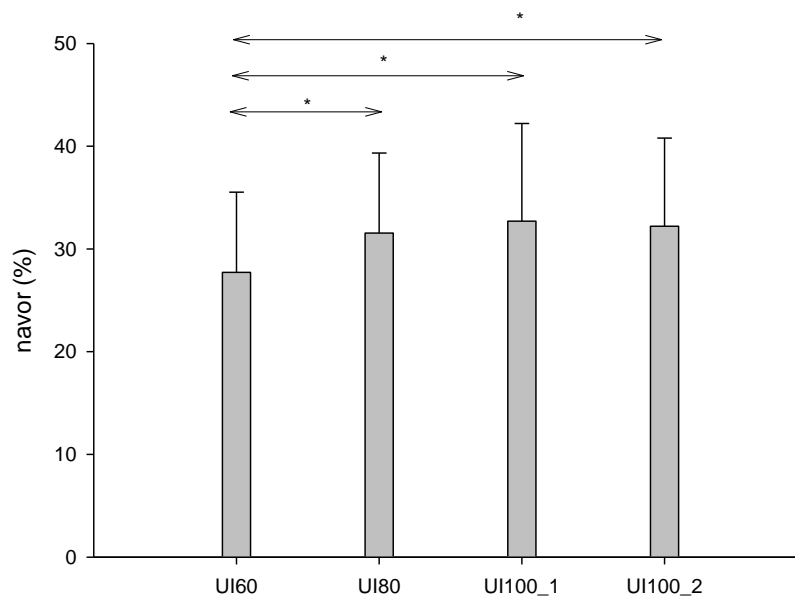
Primerjali smo vrednosti navorov na koncu prve, druge in tretje ponovitve pri vseh izometričnih protokolih (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) in nismo našli statistično značilnih razlik (Slika 30). Povprečne vrednosti navorov na koncu vseh treh zaporednih ponovitev skupaj so od $27.8 \pm 1.0\%$ NHK pri UI60 do $33.4 \pm 1.4\%$ NHK pri UI100₂. Tudi vrednosti navorov na koncu četrte zaporedne ponovitve pri protokolih UD1 in UD2, ki je bila izometrična (Slika 19, Slika 20), so podobne; statistično značilnih razlik med navori na koncu prvih, drugih ali tretjih ponovitev pri izometričnih protokolih (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) in navori na koncu izometričnih kontrakcij, ki so sledile trem ponovitvam dinamičnega utrujanja pri UD1 in UD2, nismo dobili ($P = 0.136$).

Navori izmerjeni med NHK takoj po serijah dinamičnega utrujanja pri protokolu UD1 (Slika 19) so statistično značilno večji, od navorov izmerjenih na koncu izometričnih kontrakcij (Slika 30). Vrednosti so od $79.7 \pm 10.6\%$ NHK po prvi dinamični seriji do $69.6 \pm 8.2\%$ NHK po tretji. Razlike navorov izmerjenih pri merjenju NHK po treh ponovitvah dinamičnega utrujanja UD1 so se statistično značilno razlikovale ($P = 0.011$) in sicer se razlikujeta navora po prvi in tretji ponovitvi ($P = 0.003$). Navori na koncu izometrične kontrakcije, ki so sledile trem ponovitvam dinamičnega utrujanja pri protokolu UD1, so se statistično značilno razlikovali od navorov na koncu tretje dinamične ponovitve ($P < 0.001$).



Slika 30. Primerjava navorov na koncu posameznih ponovitev različnih protokolov utrujanja.

Navor je izražen v % NHK. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$, *** $P < 0.001$.



Slika 31 Primerjava navorov na koncu vseh treh zaporednih ponovitev izometričnega utrujanja med štirimi izometričnimi protokoli utrujanja

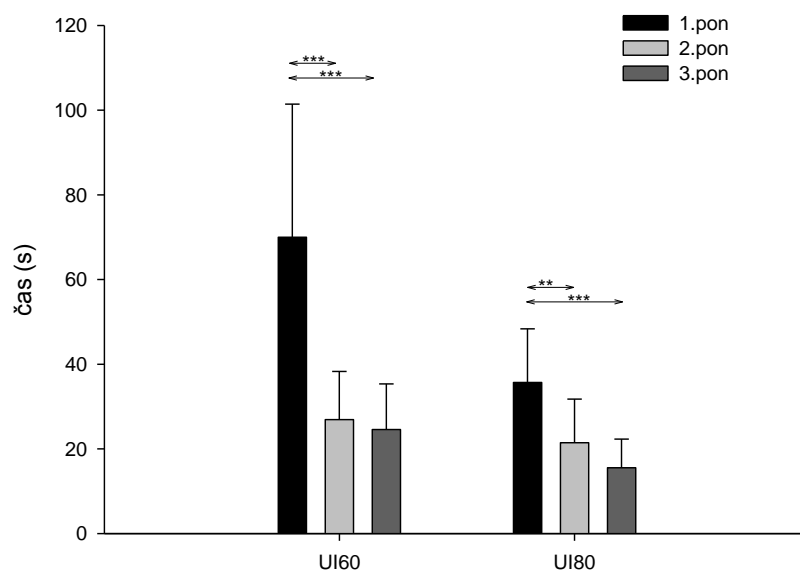
Navor je izražen v % NHK. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$.

Upoštevajoč navore na koncu vseh treh zaporednih ponovitev skupaj smo našli razlike med vrednostmi pri UI60 in ostalimi tremi izometričnimi protokoli (Slika 31): razlika med UI60 in UI80 ($P = 0.037$), med UI60 in UI100₁ ($P = 0.021$) ter UI60 in UI100₂ ($P = 0.006$).

Razlik v navorih na koncu med četrtima (izometričnima) ponovitvama pri obeh dinamičnih protokolih ni ($P = 0.752$, Slika 30). Razlik med posameznimi ponovitvami (vsemi prvimi, vsemi drugimi, vsemi tretjimi) pri vseh izometričnih protokolih na eni strani in med izometrično ponovitvijo pri UD1 in UD2 na drugi strani, prav tako ni ($P = 0.136$).

5.1.3.3 Analiza trajanja predpisanega navora in časov do najnižjega navora

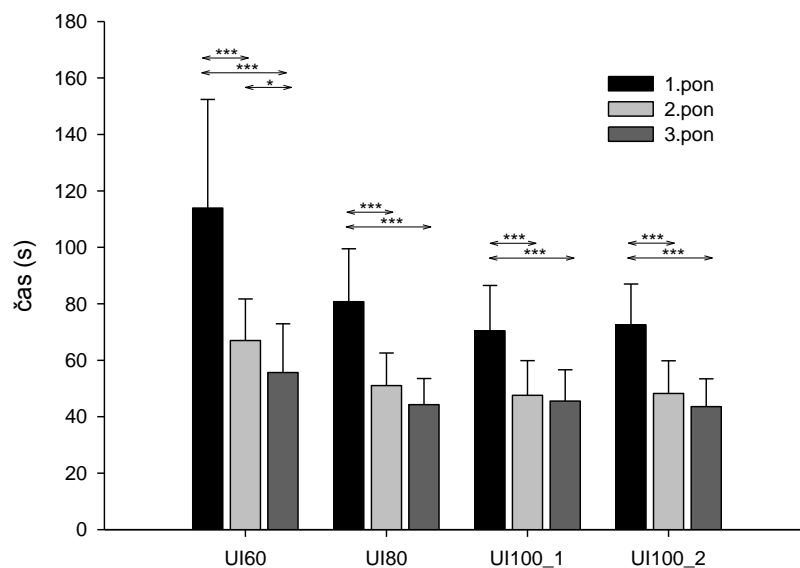
Časi trajanja vzdrževanja navora na predpisani ravni (za protokola UI60 in UI80) in časi do najnižje vrednosti navora so prikazani na slikah (Slika 32 in Slika 33). Časi v prvi ponovitvi se statistično značilno razlikujejo od časov v drugi in tretji ponovitvi ($P < 0.001$) (Slika 33). Časi vzdrževanja navora na predpisani intenzivnosti 60% NHK v prvi ponovitvi (TNZ60₁) so bil najdaljši in so se razlikovali od ustreznih časov v drugi (TNZ60₂) in tretji (TNZ60₃) ponovitvi ($P < 0.001$), medtem ko se časi drugih ponovitev (TNZ60₂) in tretjih ponovitev (TNZ60₃) med seboj niso razlikovali ($P = 1.000$) (Slika 32).



Slika 32 Primerjava časov vzdrževanja predpisanega navora 60% NHK pri UI60 in 80% NHK pri UI60 v treh zaporednih ponovitvah.

Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. ** $P < 0.01$, *** $P < 0.001$.

Časi do najmanjšega navora (TNP60) so se z vsako zaporedno ponovitvijo progresivno krajšali in so se med seboj razlikovali ($P < 0.001$, Slika 33).



Slika 33. Primerjava časov do najmanjšega navora pri štirih izometričnih protokolih v treh zaporednih ponovitvah.

Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$, *** $P < 0.001$.

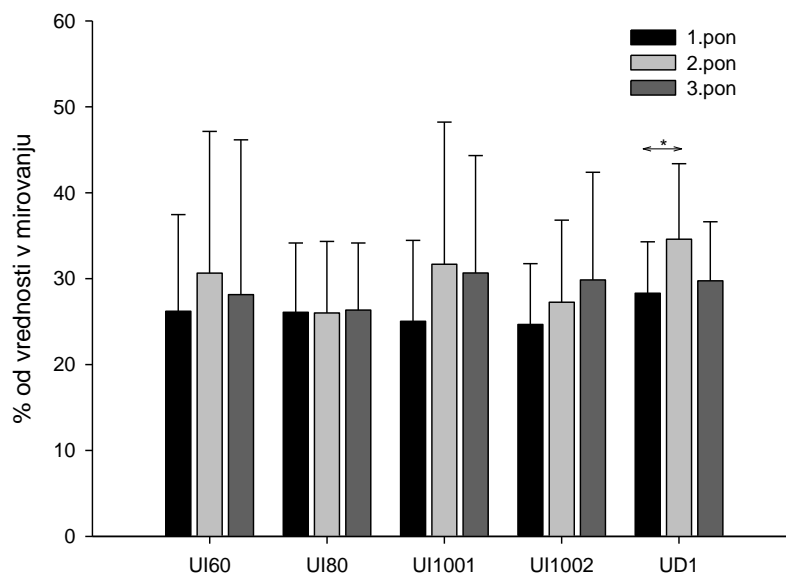
Pri protokolu UI80 so se parametri obnašali podobno; čas vzdrževanja predpisanega navora na začetku (Slika 32) je bil najdaljši v prvi ponovitvi (TNZ80₁), potem pa vsako naslednjo ponovitev krajši, razlike med prvo (TNZ80₁) in drugo (TNZ80₂) ponovitvijo so bile statistično značilne ($P = 0.002$), med drugo (TNZ80₂) in tretjo (TNZ80₃) ponovitvijo pa je bila vrednost P na meji statistične značilnosti ($P = 0.051$). Čas do najmanjšega navora v prvi ponovitvi (TNP80₁) se je razlikoval ($P < 0.001$) od časov v drugi (TNP80₂) in tretji (TNP80₃) ponovitvi, med tem, ko se časa TNP80₂ in TNP80₃ med seboj nista razlikovala ($P = 0.232$).

Časi do najnižjega navora (TNP100) pri protokolih NHK100₁ in NHK100₂ so bili najdaljši pri prvi ponovitvi in so se razlikovali od ekvivalentnih časov v drugi in tretji ($P < 0.001$) ponovitvi, medtem ko se časi drugih in tretjih ponovitev med seboj statistično značilno niso razlikovali niti pri UI100₁ ($P = 1.000$), niti pri UI100₂ ($P = 0.329$).

Primerjava časov do najnižjega navora v prvi ponovitvi vseh štirih izometričnih protokolov utrujanja je pokazala, da je bil ta čas pri kontrakciji pri 60% NHK daljši kot pri 100% NHK; pri primerjavi med UI60 in UI100₁ je $P = 0.005$ in pri primerjavi UI60 in UI100₂ je $P = 0.019$. Razlike med časom do najnižjega navora pri prvi ponovitvi pri UI60 in časom pri prvi ponovitvi pri UI80 so bile na meji statistične značilnosti ($P=0.079$). Časi do najnižjega navora pri prvih ponovitvah pri obeh maksimalnih naprežanjih (UI100₁ in UI100₂) se med seboj niso razlikovali ($P = 1.000$).

5.1.4 Mehanski odziv mišice na enojni supra-maksimalni električni dražljaj po podaljšanju NHK

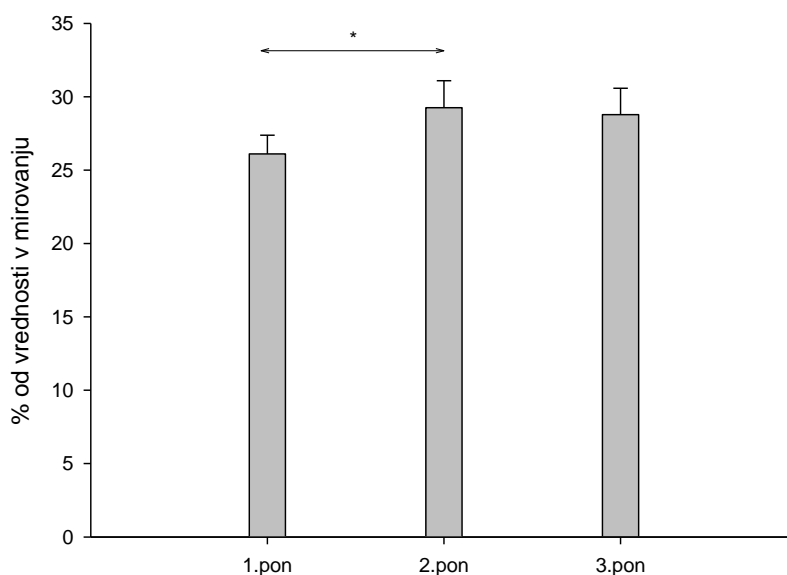
Sprememba velikosti navorov skrčkov po utrujanju, izraženih glede na referenčno vrednost potenciranega enojnega skrčka spočite mišice izmerjenega po NHK pred pNHK, so prikazani na sliki 34. Analiza variance za ponovljene vzorce je pokazala, da med različnimi protokoli utrujanja ni bilo statistično značilnih razlik ($P = 0.285$) v velikosti enojnih skrčkov po utrujanju. Pokazalo se je tudi, da so bile vrednosti skrčkov na koncu prve ponovitve, izražene v odstotkih od vrednosti potenciranih skrčkov spočite mišice, pri protokolu UD1, statistično značilno nižje od vrednosti v drugi ponovitvi ($P=0.022$). Pri izometričnih protokolih (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) se navori skrčkov izmerjeni v treh zaporednih ponovitvah, niso statistično značilno razlikovali ($P > 0.05$).



Slika 34 Velikosti navorov skrčkov po utrujanju.

Navori skrčkov so izraženi v% glede na referenčno vrednost izmerjeno pri spočiti mišici v mirovanju. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$.

Primerjava povprečnih vrednosti navorov enojnih skrčkov vseh protokolov skupaj (Slika 35) kaže, da se povprečna vrednost navorov skrčkov v prvi ponovitvi utrujanja statistično značilno razlikuje od povprečne vrednosti navorov v drugi ponovitvi ($P = 0.014$), ne pa tudi od povprečne vrednosti navorov v tretji ponovitvi ($P = 0.128$).



Slika 35. Primerjava navorov skrčkov izmerjenih pri protokolih utrujanja: UI60, UI80, UI100₁, UI100₂ in UD1 glede na ponovitev pNHK.

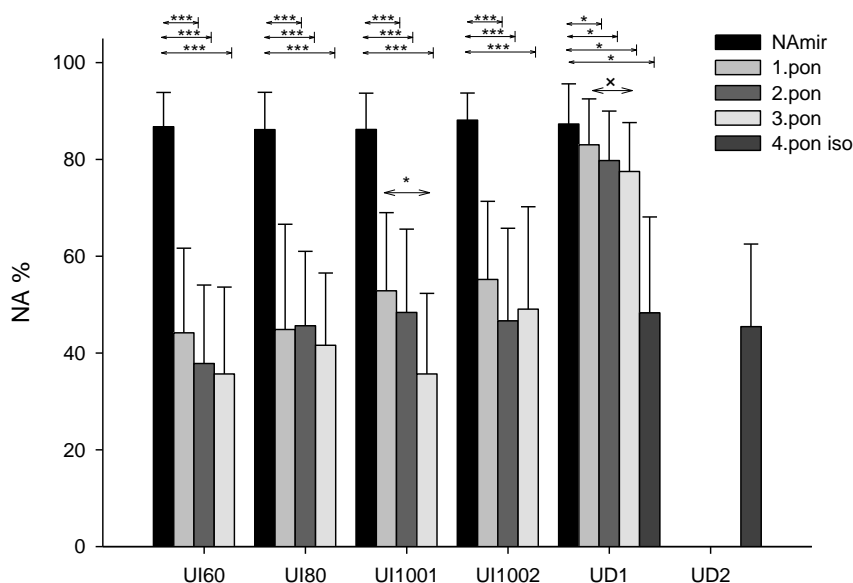
Navori skrčkov so izraženi v % glede na referenčno vrednost izmerjeno pri spočiti mišici v mirovanju. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$.

5.1.5 Nivo aktivacije

Povprečne vrednosti in standardne deviacije nivoja aktivacije (NA) izmerjene po utrujajočih kontrakcijah so prikazane na sliki (Slika 36). Primerjava NA izmerjenih na koncu utrujajočih kontrakcij pri izometričnih protokolih utrujanja (UI60, UI80, UI100₁, in UI100₂) kaže, da med njimi ni statistično značilnih razlik ($P > 0.05$).

NA izmerjeni po dinamičnem utrujanju (UD1) se statistično značilno razlikujejo od NA pri protokolih, kjer je bilo utrujanje izometrično ($P < 0.001$). Vrednost NA na koncu četrte ponovitve pri UD1 in pri UD2, kjer gre za izometrično naprežanje (Slika 21), je podobna ostalim vrednostim NA, dobljenim pri izometričnih kontrakcijah.

Pri vseh protokolih utrujanja se je kazala tendenca, da je bil povprečni NA po prvi ponovitvi najvišji, potem pa po vsaki ponovitvi manjši. Vendar so bile te razlike med ponovitvami statistično značilne le pri protokolu UI100₁ ($P = 0.008$), kjer smo z Bonferonijevim post-hoc testom ugotovili razlike med prvo in tretjo ponovitvijo ($P = 0.023$), medtem ko so bile razlike med drugo in tretjo serijo na meji statistične značilnosti ($P = 0.064$). Na meji statistične značilnosti so bile tudi razlike med tremi ponovitvami pri UD1 ($P = 0.051$), post-hoc test pa je izpostavil razliko med prvo in tretjo ponovitvijo ($P = 0.02$).



Slika 36. Primerjava nivojev aktivacije (NA) izmerjenih med NHK pred utrujanjem (NAmir) ter, po utrujajočih kontrakcijah.

Vrednosti NA so prikazane v%. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$, *** $P < 0.001$, ^x označuje statistično značilnost na meji določenega intervala zaupanja ($P = 0.051$).

5.1.6 Povezanost med navorom in nivojem aktivacije na koncu podaljšane NHK

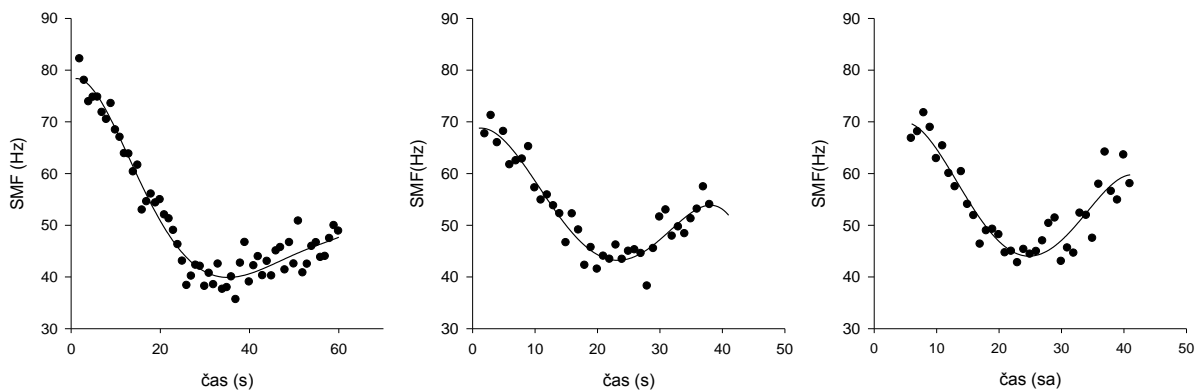
Našli smo statistično značilne korelacije med nivojem aktivacije (NA) in navorom na koncu pNHK pri protokolu utrujanja UI60. Pearsonov koeficient korelacije med NA in navorom na koncu pNHK pri prvi ponovitvi je bil 0.57, pri drugi in tretji ponovitvi pa 0.63.

Korelacij med NA in navori na koncu pNHK pri ostalih protokolih utrujanja nismo našli.

5.2 Rezultati analize signala EMG izmerjenega med izvajanjem podaljšane največje izometrične kontrakcije

5.2.1 Primerjava vrednosti SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v treh zaporednih ponovitvah

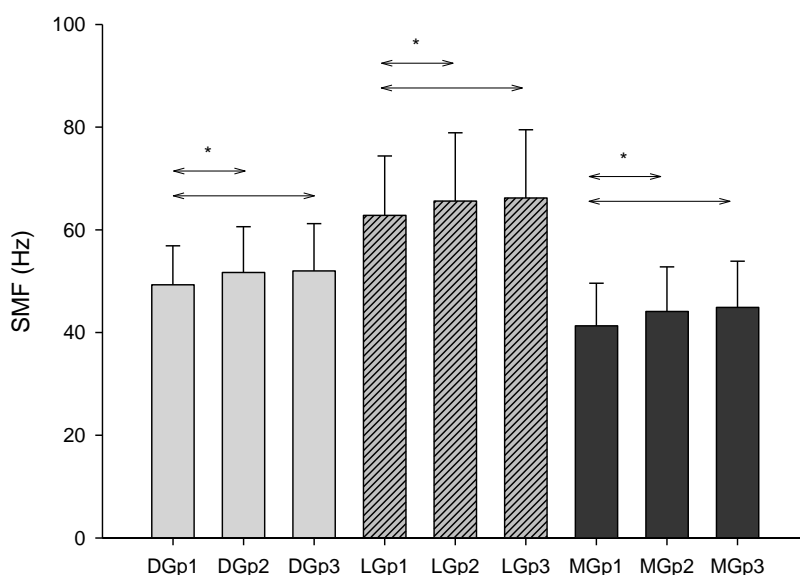
Tipičen primer spreminjanja SMF_p v treh zaporednih ponovitvah izometričnega naprežanja je prikazan na sliki (Slika 37). Vrednostim smo prilagodili polinomske krivulje četrtega ali petega reda in izračunali minimume.



Slika 37. SMF pri izometričnem naprežanju pri treh zaporednih ponovitvah pri 80% NHK

Protokol UI80, mišica DG, merjenec M11. Vrednosti minimumov (SMF_p) v 1., 2. in 3. ponovitvi so 40.4 Hz, 43.2 Hz in 44.5 Hz.

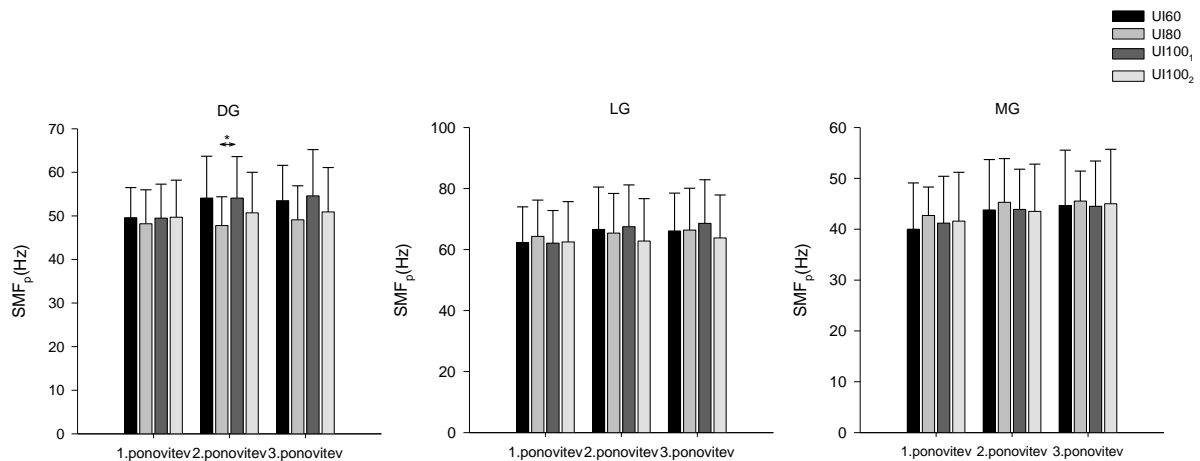
Med vrednostmi SMF_p izmerjenimi v treh zaporednih ponovitvah z enominutnim odmorom pri vseh štirih izometričnih protokolih skupaj (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂), smo našli razlike ($P < 0.05$). S post-hoc testom (Bonferoni) smo ugotovili, da je vrednost SMF_p v prvi ponovitvi statistično značilno različna od SMF_p v drugi in tretji ponovitvi, medtem, ko se SMF_p v drugi in tretji med seboj ne razlikujeta (Slika 38). Razlike v absolutnih vrednostih so majhne. Enako obnašanje SMF_p smo opazili pri vseh treh glavah mišice triceps brachii - DG, LG in MG (Slika 38).



Slika 38. Primerjava vrednosti SMF_p izmerjene v treh zaporednih ponovitvah (p1-p3) z enominutnim odmorom pri vseh štirih izometričnih protokolih skupaj (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂), za DG, LG in MG.

Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD. * $P < 0.05$,

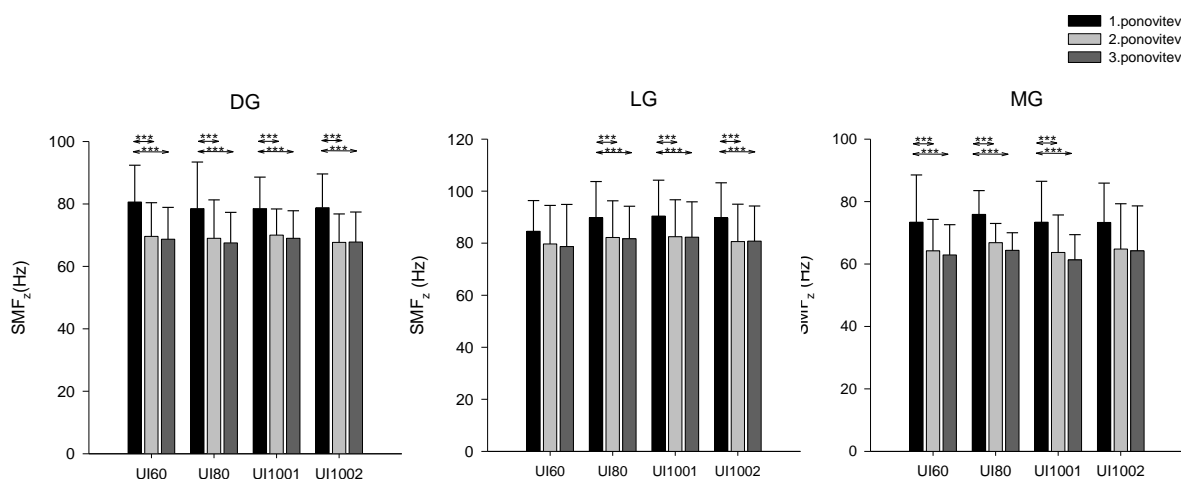
Pri primerjavi SMF_p izmerjenimi med istimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov utrujanja - UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂, nismo našli razlik ($P > 0.05$), razen v drugi ponovitvi pri DG, kjer smo našli razlike med protokoloma UI80 in UI100₁ ($P=0.025$) (Slika 39)



Slika 39. Primerjava med SMF_p izmerjenimi med istimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov utrujanja (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) za DG, LG in MG.

Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$.

Slika 40 prikazuje povprečne vrednosti SMF na začetku (SMF_z) za vsak protokol izometričnega utrujanja posebej za tri zaporedne ponovitve. Začetne vrednosti SMF prve serije so večinoma statistično značilno višje od druge in tretje serije za vse tri glave - DG, LG, MG ($P < 0.001$) pri vseh protokolih, razen pri UI100₂, kjer je za MG statistična značilnost na meji ($P = 0.06$) in pri UI60 za LG. Vrednosti SMF_z druge in tretje serije se ne razlikujejo.



Slika 40 Primerjava med začetnimi vrednostmi SMF (SMF_z) izmerjenimi med istimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov utrujanja (UI60, UI80, UI1001 in UI1002) za DG, LG in MG.

Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$.

5.2.2 Ponovljivost SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v treh zaporednih ponovitvah

Izračunal smo koeficiente ICC, s katerimi smo ocenili ponovljivost SMF_p izmerjene med tremi zaporednimi izometričnimi naprežanji. Upoštevali smo vse štiri izometrične protokole utrujanja (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂), ne glede na različno intenzivnost mišičnega kontrakcije na začetku. Vrednosti koeficientov ICC so prikazane v Preglednica 3. Najvišji je koeficient ICC, ki ocenjuje ponovljivost SMF_p , izračunano iz signalov EMG lateralne glave mišice triceps brachii, vrednost povprečne mere je 0.96, enojne mere pa 0.89 (Preglednica 3).

Preglednica 3. ICC(2,1) za SMF_p in SMF_z med tremi zaporednimi ponovitvami izometričnega naprežanja

ICC(2,1)	DG		LG		MG	
	enojna	povprečna	enojna	povprečna	enojna	povprečna
SMF_z	0.62	0.83	0.80	0.92	0.60	0.82
SMF_p	0.87	0.95	0.89	0.96	0.85	0.94

Vrednosti ICC, s katerimi smo izračunali ponovljivost začetnih vrednosti SMF (SMF_z) pri treh zaporednih izometričnih kontrakcijah so prikazane v Preglednici 3; najvišji koeficient ponovljivosti je bil pri LG (0.80 enojna mera, 0.92 povprečna mera), najnižji pa pri MG (0.60 enojna mera in 0.82 povprečna mera).

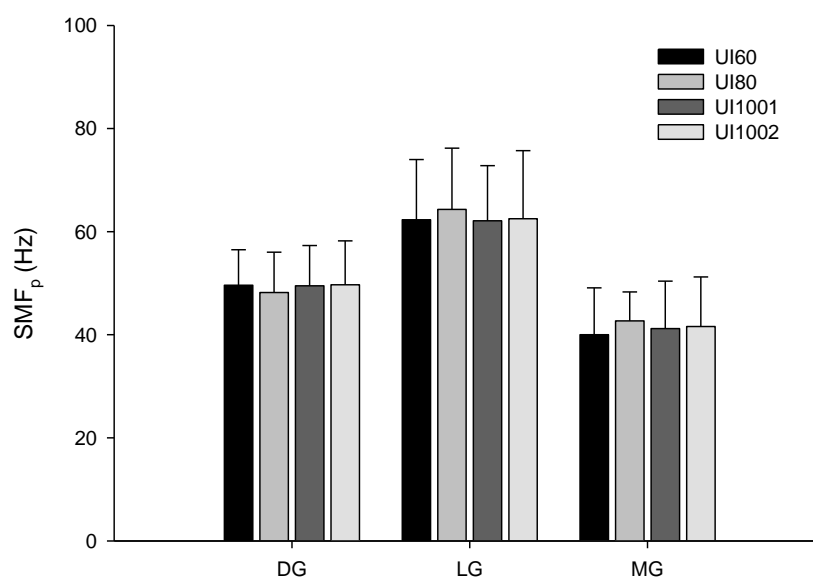
Izračunali smo tudi ICC koeficiente za ugotavljanje ponovljivosti SMF_p med tremi serijami za vsakega od štirih izometričnih protokolov utrujanja posebej (Preglednica 4). Najvišja vrednost ICC (enojna m.) je 0.96 izmerjena pri protokolu UI100₂ iz signala lateralne glave (LG), najnižja pa 0.74 pri UI80 za medialno glavo (MG).

Preglednica 4. ICC za ugotavljanje ponovljivosti SMF_p med tremi ponovitvami za vsakega od štirih izometričnih protokolov utrujanja posebej

ICC(2,1)	ICC	DG	LG	MG
UI60	enojna m.	0,85	0,93	0,91
	povprečna m.	0,94	0,97	0,97
UI80	enojna m.	0,92	0,90	0,74
	povprečna m.	0,97	0,96	0,90
UI100 ₁	enojna m.	0,81	0,79	0,75
	povprečna m.	0,93	0,92	0,90
UI100 ₂	enojna m.	0,91	0,96	0,93
	povprečna m.	0,97	0,99	0,98

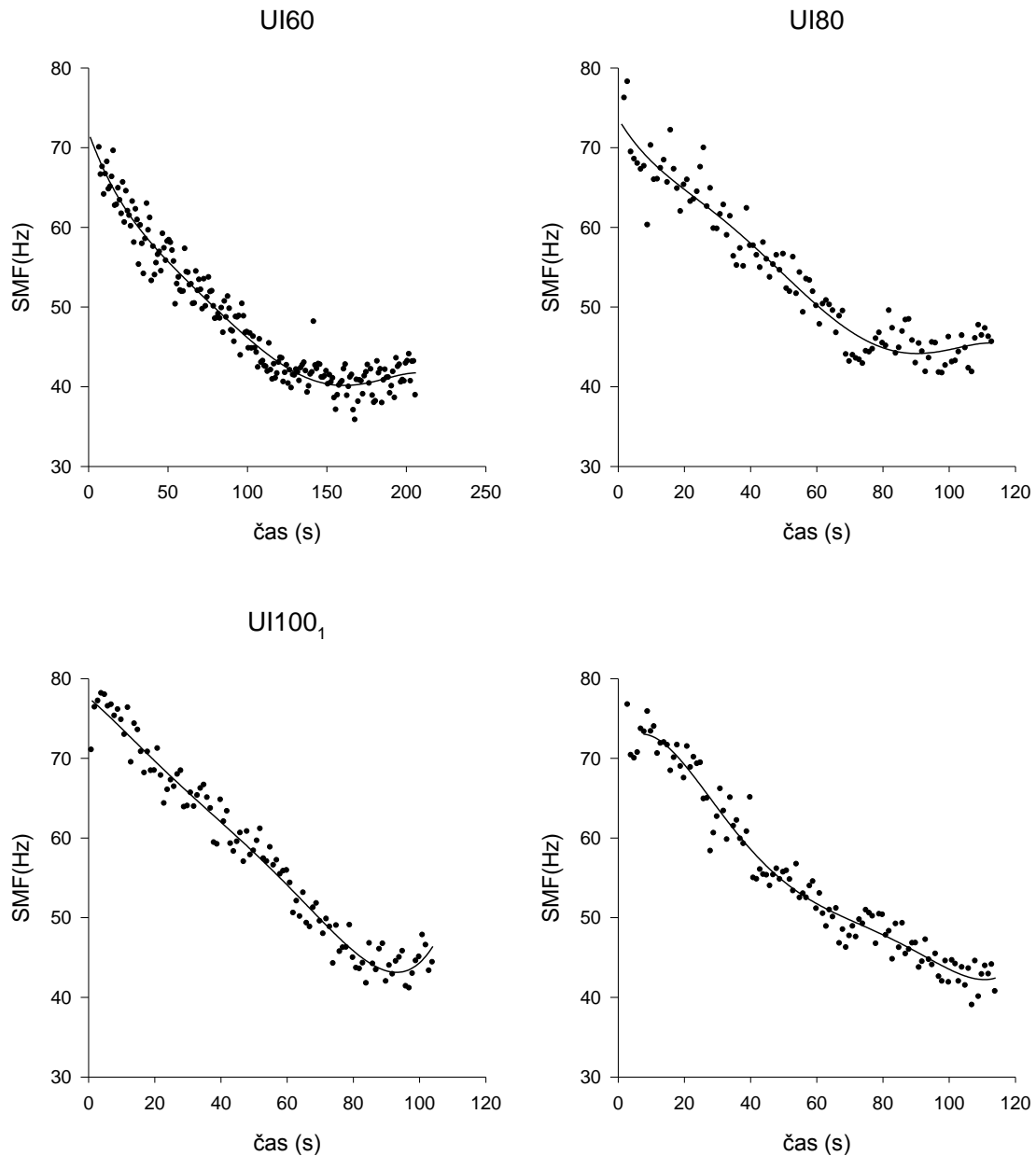
5.2.3 Primerjava vrednosti SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v prvi ponovitvi med štirimi različnimi izometričnimi protokoli utrujanja

Med štirimi različnimi izometričnimi protokoli utrujanja (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) izmerjenimi v štirih različnih dneh, smo primerjali SMF_p izračunane v prvi od treh zaporednih kontrakcij. Med njimi nismo našli statistično značilnih razlik ($P=0.768$, slika 39).



Slika 41. Vrednosti SMF_p v prvi ponovitvi pri štirih izometričnih protokolih utrujanja za vse tri glave mišice TB. Prikazane so povprečne vrednosti \pm SD za vse subjekte. * $P < 0.05$.

Primer grafov, ki prikazujejo vrednosti SMF v času in njim prilagojene krivulje izmerjene v prvi ponovitvi pri vseh štirih izometričnih protokolih, je prikazan na sliki (Slika 42).



Slika 42. Prikaz SMF pri prvi ponovitvi (kontraksiji) mišice DG pri štirih izometričnih protokolih.

Vrednosti SMF_p izračunane iz prilagojenih krivulj, ki jih prikazujejo grafi, so 40.2 Hz, 44.2 Hz, 43.1 Hz in 42,2 Hz za UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂. Merjenec M2. Opomba: časovna os oz. trajanje UI60 je dvakrat daljše od ostalih.

5.2.4 Ponovljivost SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja v prvi ponovitvi med štirimi različnimi izometričnimi protokoli utrujanja

Vrednosti ICC za ugotavljanje ponovljivosti med prvimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov so prikazane v Preglednica 5. Najvišji ICC je pri DG, sledi MG, najmanjšo ponovljivost med tremi glavami pa kaže LG.

Preglednica 5 ICC(2,1) za ugotavljanje ponovljivosti SMF_p med prvimi ponovitvami štirih različnih izometričnih protokolov za vse tri glave TB.

ICC (2,1)	DG	LG	MG
Enojna m.	0,764	0,614	0,722
Povprečna m.	0,928	0,864	0,912

5.2.5 Konsistentnost med vrednostmi SMF_p in SMF_z za vse izometrične protokole utrujanja

Koeficienti konsistentnosti ICC(3,1) med SMF_p in SMF_z za vse izometrične protokole utrujanja (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) so prikazani v Preglednica 6. Najnižje so vrednosti ICC (3,1) pri MG, najvišje pa pri LG.

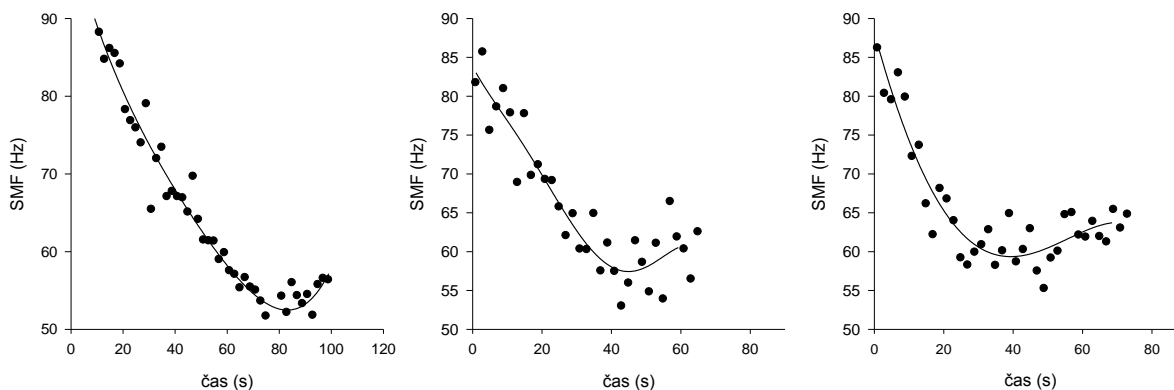
Preglednica 6. ICC (3,1) za ugotavljanje konsistentnosti med SMF_p in SMF_z za vse izometrične protokole utrujanja (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂). P1, P2, P3 – ponovitev 1,2,3.

ICC(3,1)	DG			LG			MG		
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3
Enojna m	0.643	0,720	0.777	0.766	0.891	0.790	0.484	0.605	0.682
Povprečna m	0.783	0.837	0.875	0.867	0.942	0.883	0.652	0.754	0.811

5.3 Rezultati analize signala EMG izmerjenega med izvajanjem dinamičnih enosklepnih kontrakcij pri UD1

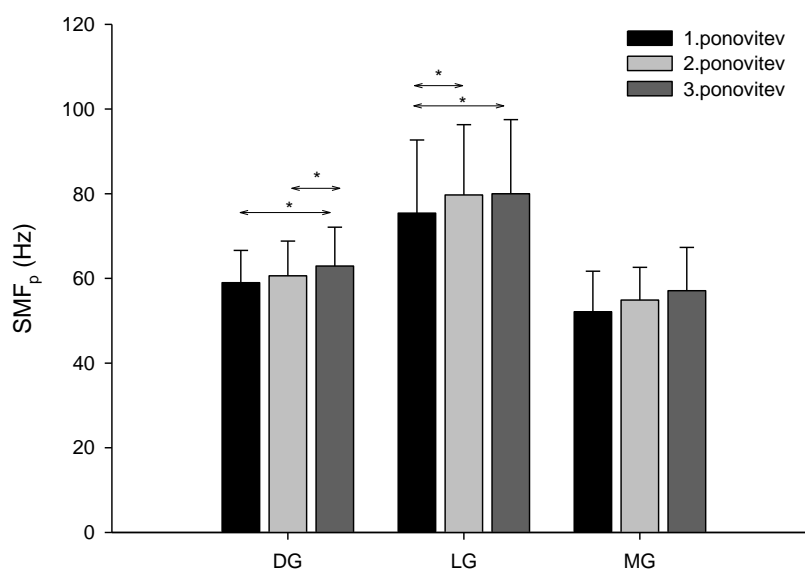
5.3.1 Primerjava vrednosti SMF_p izmerjenih pri dinamičnih enosklepnih kontrakcijah pri UD1 v treh zaporednih ponovitvah

Vrednosti SMF in njim prilagojene krivulje med dinamičnim enosklepnim utrujanjem so prikazane na sliki (Slika 43). Potek spreminjanja SMF_p pri dinamičnem utrujanju (Slika 43) je podoben kot pri izometričnem utrujanju (Slika 37).



Slika 43. SMF pri dinamičnem enosklepnem naprežanju (UD1) pri treh zaporednih ponovitvah za mišico DG. Levo prva ponovitev, v sredini druga, desno tretja ponovitev.

Pri primerjavi vrednosti SMF_p med tremi zaporednimi ponovitvami (Slika 44) smo pri DG dobili statistično značilne razlike ($P = 0.003$). Tretja ponovitev se statistično značilno razlikuje od prve ($P = 0.028$) in druge ($P = 0.047$). Tudi pri LG so razlike med ponovitvami ($P = 0.001$); prva ponovitev se razlikuje od druge ($P = 0.012$) in tretje ($P = 0.018$). Pri MG se vrednosti SMF_p med ponovitvami ne razlikujejo ($P = 0.055$).



Slika 44. Primerjava vrednosti SMF_p med tremi zaporednimi ponovitvami pri dinamičnem enosklepnem utrujanju UD1 za DG, LG in MG.

Prikazane so povprečne vrednosti $\pm SD$ za vse subjekte. * $P < 0.05$.

5.3.2 Ponovljivost pri dinamičnem načinu utrujanja v treh zaporednih ponovitvah

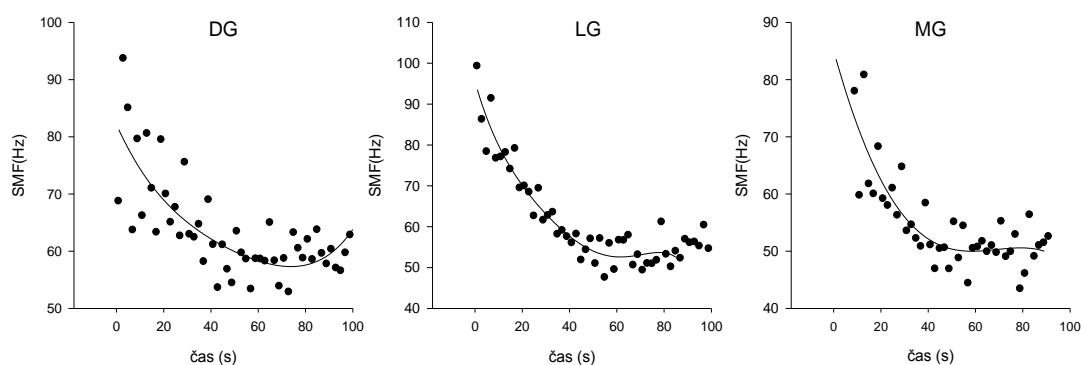
Vrednosti ICC(2,1), ki ocenjujejo ponovljivost SMF_z in SMF_p pri treh zaporednih ponovitvah pri dinamičnem mišičnem naprežanju, so prikazane v Preglednica 7. Najvišje koeficiente ponovljivosti pri dinamičnem naprežanju smo izračunali za LG, najnižje pa za MG.

Preglednica 7. Vrednosti ICC(2,1) za SMF_z in SMF_p pri UD1 za mišice DG, LG, MG

ICC(2,1)	DG		LG		MG	
	Enojna m.	Povprečna m.	Enojna m.	Povprečna m.	Enojna m.	Povprečna m.
SMF_z	0.56	0.79	0.86	0.95	0.58	0.81
SMF_p	0,89	0,96	0,95	0,98	0,72	0,89

5.4 Rezultati analize EMG signala izmerjenega med izvajanjem dinamičnih večsklepnih kontrakcij pri UD2

Vrednosti SMF v odvisnosti od časa za vse tri glave (DG, LG in MG) pri prvi ponovitvi vaje potisk s prsi, so prikazane na sliki (Slika 45). Oblika prilagojene krivulje je podobna kot pri ostalih protokolih utrujanja.



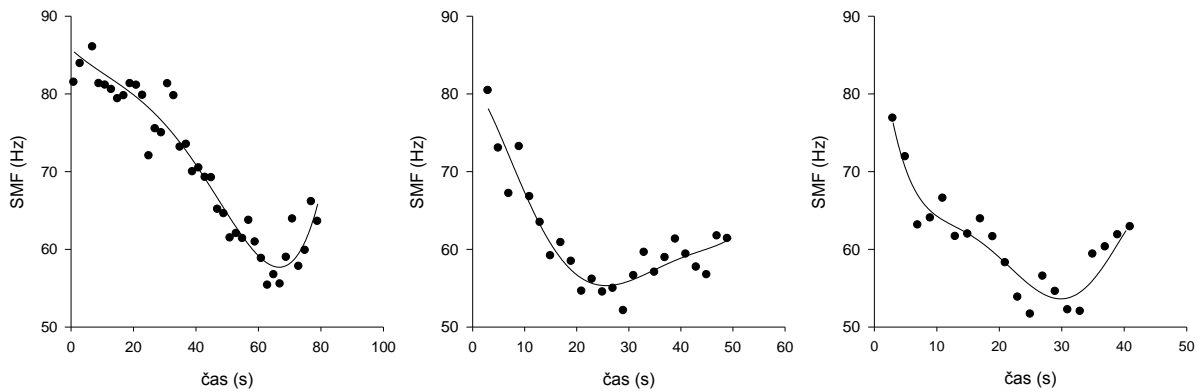
Slika 45. SMF pri dinamičnem večsklepem utrujanju (potisk s prsi, UD2).

Prva ponovitev, mišico DG, LG in MG.

Pri prvi ponovitvi je bil raztros vrednosti SMF podoben kot pri ostalih protokolih utrujanja. V drugi in tretji seriji, predvsem pri mišici MG, je bil raztros podatkov prevelik za nadaljnjo analizo.

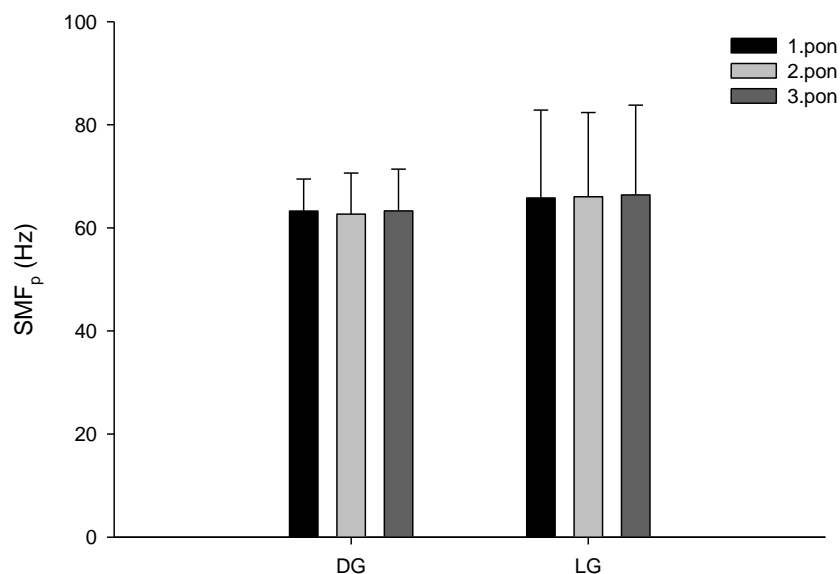
5.4.1 Primerjava vrednosti SMF_p pri UD2 v treh zaporednih ponovitvah

Na sliki 46 so prikazane vrednosti SMF v odvisnosti od časa za LG pri treh zaporednih utrujanjih z vajo potisk s prsi.



Slika 46. Prikaz SMF pri dinamičnem večsklepnem utrujanju (UD2) pri treh zaporednih ponovitvah. Mišica LG, vrednosti SMF_p LG so 57.7 Hz pri prvi, 55.3 Hz pri drugi in 53.6 pri tretji ponovitvi.

Povprečne vrednosti in standardne deviacije SMF_p za vse tri ponovitve protokola utrujanja UD2 za DG in LG so prikazane na sliki 47. Nekaterim vrednostim SMF_p nismo mogli prilagoditi polinomske krivulje (dva primera pri DG in trije pri LG, od skupaj 72). V takšnih primerih smo kot SMF_p vrednost izračunali povprečje zadnjih treh vrednosti SMF. Pri MG so bili v drugi in tretji ponovitvi vrednosti tako razpršene, da jim nismo mogli prilagoditi krivulje, ki bi se zadovoljivo prilegala podatkom.



Slika 47. Primerjava SMF_p pri treh zaporednih ponovitvah dinamičnega večsklepnega utrujanja (UD2). Prikazane so povprečne vrednosti in standardne deviacije SMF_p za vse tri ponovitve protokola utrujanja UD2 za DG in LG. Med vrednostmi ni razlik ($P < 0.05$).

5.4.2. Ponovljivost pri UD2 pri treh zaporednih ponovitvah

ICC ponovljivosti SMF_p v treh zaporednih serijah za DG in LG so zbrani v Preglednica 8. Vrednosti so zelo visoke, še posebej za LG – 0.96 enojna mera, 0.99 povprečna mera.

Preglednica 8. ICC(2,1) za ugotavljanje ponovljivosti SMF_p pri UI2 v treh zaporednih serijah za DG in LG.

ICC(2,1)	DG	LG
Enojna m.	0.76	0.96
Povprečna m.	0.91	0.99

5.5 Primerjave med različnimi parametri izmerjenimi med različnimi protokoli utrujanja

5.5.1 Primerjava časov do končnega navora in časov SMF_p pri izometričnem načinu utrujanja

Izračunali smo vrednosti ICC(2,1) in ICC(3,1) s katerimi smo ugotavljali ponovljivost in konsistentnost med časi, ko je navor dosegel konstantno najnižjo vrednost (TNP) in časi, v katerih so nastopile vrednosti SMF_p (T_{SMF_p}). Vrednosti ICC za vse tri glave, so prikazane v Preglednica 9. Enojne mere vrednosti ICC(2,1) so med 0.76 in 0.79, kar pomeni dobro

ponovljivost časov, povprečne mere ICC pa so vse nad 0.86 kar pomeni odlično ponovljivost. Vrednosti ICC (3,1) so še malo višje od vrednosti ICC(2,1).

Od treh glav TB se s TNP najboljše ujema čas, kjer je SMF_p dosegla medialna glava (MG). Če pa za čas SMF_p vzamemo povprečje časov SMF_p pri DG, LG in MG (T_{SMFp_DLM}), dobimo najboljše ujemanje s TNP; vrednost ICC(2,1) je 0.790 (enojna mera) oziroma 0.883 (povprečna mera).

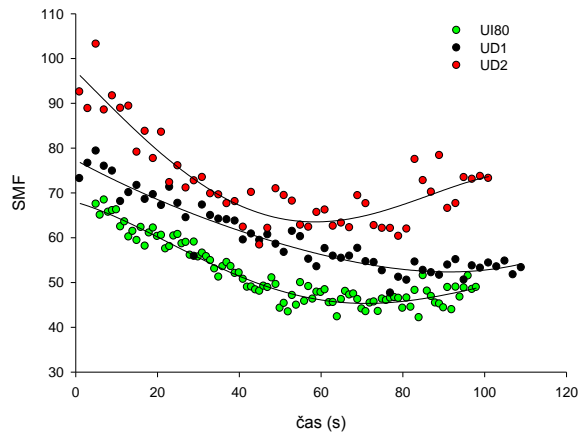
Preglednica 9: Vrednosti ICC za ugotavljanje ponovljivosti - ICC(2,1) in konsistentnosti – ICC(3,1) med časi, ko je navor dosegel konstantno najnižjo vrednost (TNP) in časi, v katerih so nastopile vrednosti SMF_p (TSMF_p) za dolgo (DG), lateralno (LG) in medialno (MG) glavo mišice triceps brachii.

TSMF_p_DLM predstavlja povprečni čas TSMF_p_DG , TSMF_p_LG in TSMF_p_MG. Podani sta enojna in povprečna mera ICC. Vsi koeficienti so statistično značilni.

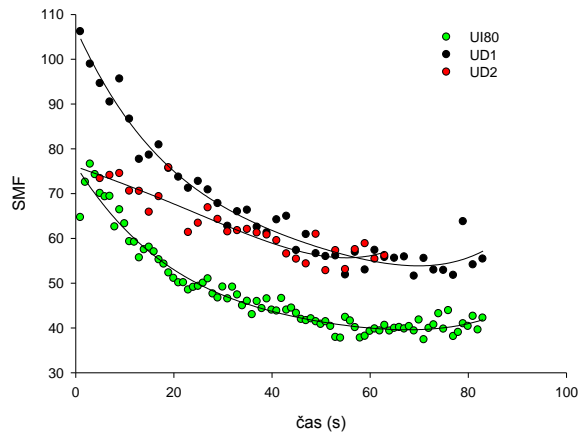
ICC	TNP- T _{SMFp_DG}		TNP - T _{SMFp_LG}		TNP - T _{SMFp_MG}		TNP - T _{SMFp_DLM}	
	ICC(2,1)	ICC(3,1)	ICC(2,1)	ICC(3,1)	ICC(2,1)	ICC(3,1)	ICC(2,1)	ICC(3,1)
	Ponov.	Konsist.	Ponov.	Konsist.	Ponov.	Konsist.	Ponov.	Konsist.
Enojna m.	0.764	0.783	0.755	0.779	0.787	0.790	0.790	0.818
Povprečna m.	0.867	0.878	0.861	0.876	0.881	0.883	0.883	0.900

5.5.2 Primerjava vrednosti SMF izmerjenimi med izometričnimi in dinamičnimi kontrakcijami

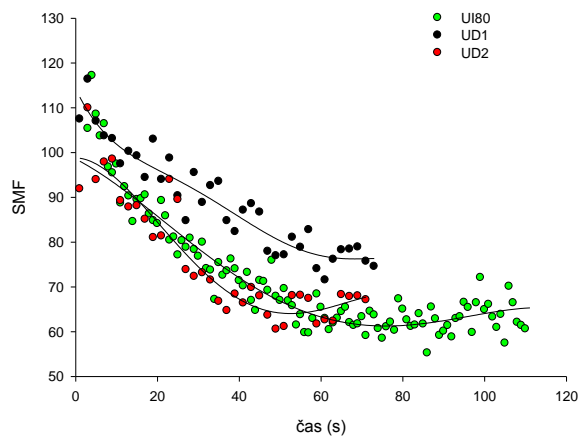
Slika 48, Slika 49 in Slika 50 prikazujejo tri različne primere (merjenje), kjer je prikazana primerjava zmanjševanja SMF pri protokolih UI80, UD1 in UD2, za prvo ponovitev za dolgo glavo TB (DG) Vrednosti SMF izmerjene med izometrično kontrakcijo (UI80) so vedno najnižje, posledično so najnižje tudi vrednosti SMF_p. Celoten niz vrednosti SMF izmerjenih pri dinamičnih enosklepnih kontrakcijah (UD1) je višje na ordinatni osi v primerjavi z vrednostmi SMF izmerjenimi med izometrično kontrakcijo. Vrednosti SMF izmerjene med dinamičnim večslepnim naprežanjem pri UD2 se obnašajo zelo različno; lahko so najvišje (Slika 48), lahko so podobne dinamičnim enosklepnim (Slika 49) ali pa so na nivoju izometričnih (Slika 50).



Slika 48. Primerjava SMF pri UI80, UD1 in UD2, primer 1. Merjenec M3, DG, 1. ponovitev.

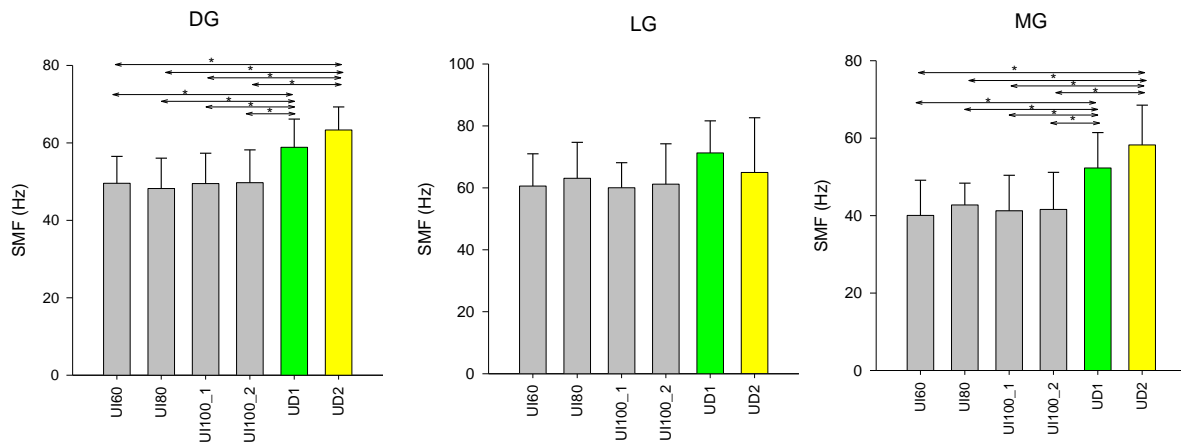


Slika 49. Primerjava SMF pri UI80, UD1 in UD2, primer 2. Merjenec M6, DG, 1. ponovitev



Slika 50. Primerjava SMF pri UI80, UD1 in UD2, primer 3. Merjenec M4, DG, 1. ponovitev

Vrednosti SMF_p izmerjene pri dinamičnem utrujanju (UD1) in pri potisku s prsi (UD2) se statistično značilno razlikujejo od SMF_p izmerjenih pri izometričnih protokolih (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂) za mišici DG in MG ne pa tudi za LG (Slika 51).



Slika 51. Primerjava povprečnih vrednosti SMF_p izmerjenih med različnimi protokoli utrujanja za DG, LG in MG. ($P < 0.05$).

Koeficienti ICC(2,1) s katerimi smo ugotavljali ponovljivost (ujemanje absolutnih vrednosti) SMF_p izmerjene pri UD1 in UD2 glede na SMF_p izmerjeno pri izometričnih protokolih utrujanja, niso pokazali nobenih statistično značilnih vrednosti.

Koeficienti ICC(3,1) s katerimi smo ugotavljali konsistentnost SMF_p izmerjene pri UD1 in UD2 glede na SMF_p izmerjeno pri izometričnih protokolih utrujanja, so prikazani v preglednici (Preglednica 10). Dobro konsistentnost SMF_p (glej poglavje 4.6 *Statistične metode*) smo našli med SMF_p izmerjeno pri izometričnih protokolih in UD1 za DG in MG. Pri LG nismo našli nobene konsistentnosti pri nobenem od dveh dinamičnih protokolov. Pri SMF_p izmerjeni pri UD2 smo našli le majhno konsistentnost s SMF_p izmerjeno pri UI60 in UI80 za DG (Preglednica 10).

Preglednica 10. Konsistentnost(ICC(3,1) SMF_p izmerjene pri UD1 in UD2 glede na SMF_p izmerjeno pri izometričnih protokolih utrujanja.

DG - dolga glava, LG – lateralna glava, MG – medialna glava, ns – ICC ni statistično značilen, $P > 0.05$.

ICC(3,1)	Protokol utrujanja		UI60	UI80	UI100 ₁	UI100 ₂
DG	UD1	enojna m.	0.667	0.719	0.758	0.561
		povpreč.m.	0.800	0.836	0.863	0.719
	UD2	enojna m.	0.546	0.518	ns	ns
		povpreč.m.	0.706	0.682	ns	ns
LG	UD1	enojna m.	ns	ns	ns	ns
		povpreč.m.	ns	ns	ns	ns
	UD2	enojna m.	ns	ns	ns	ns
		povpreč.m.	ns	ns	ns	ns
MG	UD1	enojna m.	0.811	0.321	0.748	0.779
		povpreč.m.	0.895	0.486	0.856	0.876
	UD2	enojna m.	ns	ns	ns	ns
		povpreč.m.	ns	ns	ns	ns

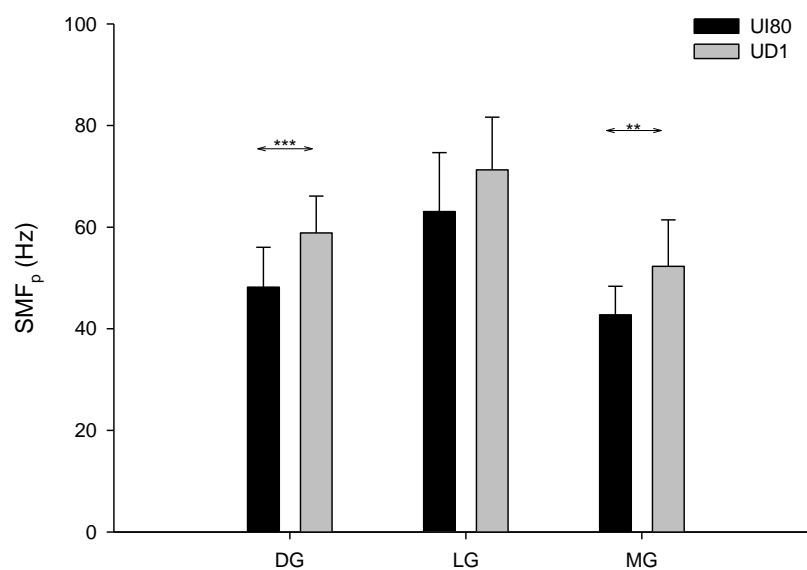
5.5.3 Primerjava vrednosti SMF_p in SMF_z med UI80 in UD1

Ker gre za različen način kontrakcije (izometrično vs dinamično) pri približno enaki intenzivnosti 80% NHK smo primerjali vrednosti SMF_p pri protokolih UI80 in UD1 v prvi ponovitvi. Vrednosti SMF_p pri dinamičnih enosklepnih kontrakcijah (UD1) so večinoma višje od ekvivalentnih vrednosti pri izometričnih kontrakcijah (UI80), razen pri enem merjencu pri DG in pri enem pri MG, ter pri treh pri LG, kjer so nižje. Iz tega razloga smo z ugotavljanjem ICC(3,1) želeli ugotoviti, ali med SMF_p izmerjenimi pri različnih načinih mišične kontrakcije obstaja konsistentnost.

Primerjave povprečnih vrednosti pri UI80 in UD1 za vse tri glave TB so prikazane na sliki (Slika 52). Med vrednostmi SMF_p smo ugotovili statistično značilne razlike pri DG ($P < 0.001$) in MG ($P = 0.003$), ne pa tudi pri LG ($P = 0.166$). Povprečne vrednosti na začetku kontrakcij SMF_z so prikazane na Slika 53; SMF_z pri UI80 so statistično značilno nižje od SMF_z pri UD1 pri vseh treh glavah – DG, LG in MG.

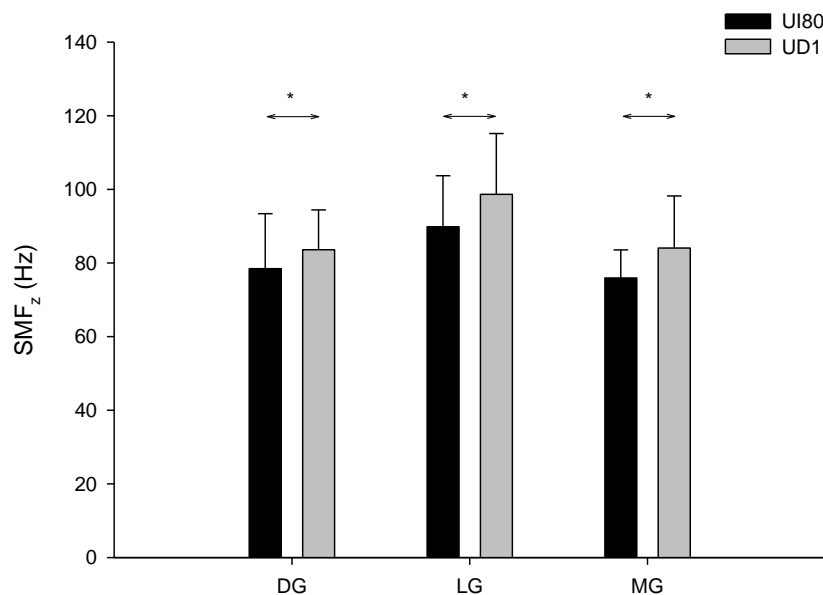
Rezultati analize variance za ponovljene vzorce in ICC(3,1) za SMF_z in SMF_p, s katerimi smo ugotavljali razlike in konsistentnost SMF_p izmerjeno med UI80 in UD2, so prikazani v preglednici 11. Pri LG koeficienti ICC(3,1) niso statistično značilni, kar pomeni, da med SMF_p izmerjenimi pri izometričnem in dinamičnem načinu kontrakcije za to glavo mišice TB

ni konsistentnosti. Vrednosti ICC kažejo na solidno konsistentnost SMF_p med UI80 in UD1 pri DG (0.719 enojna mera in 0.836 povprečna mera) in nizko konsistentnost pri MG.



Slika 52 Primerjava povprečnih vrednosti SMF_p med UI80 in UD1 za DG, LG in MG.

DG - dolga glava, LG – lateralna glava, MG – medialna glava. ** $P < 0.01$, *** $P < 0.001$.



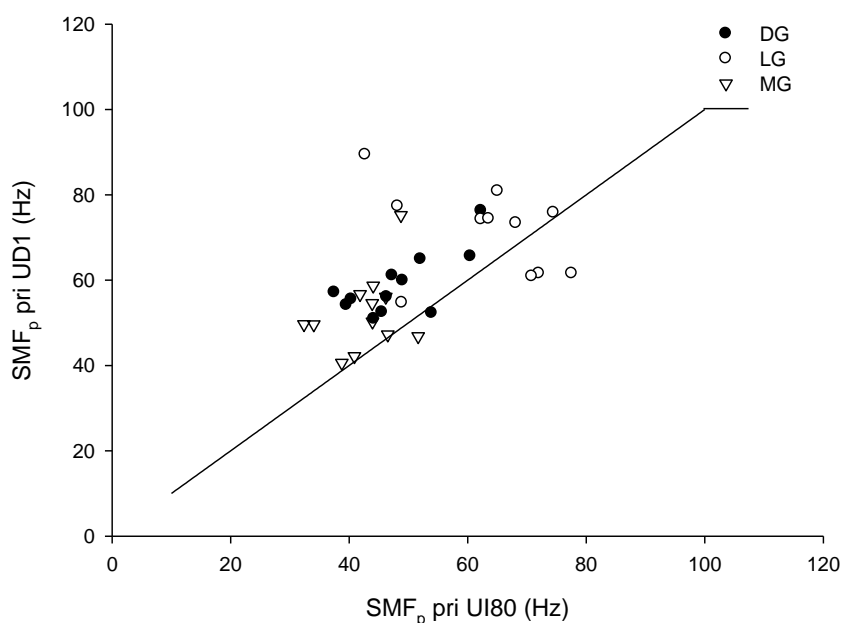
Slika 53. Primerjava povprečnih začetnih vrednosti SMF (SMF_z) med UI80 in UD1.

DG - dolga glava, LG – lateralna glava, MG – medialna glava * $P < 0.05$.

Preglednica 11. Rezultati RMANOVE in ICC za SMF_z in SMF_p med UI80 in UD1.
 DG-dolga glava, LG-lateralna glava, MG- medialna glava, Ns-ni statistično značilen, $p < 0.05$.

	SMF_z			SMF_p		
	DG	LG	MG	DG	LG	MG
RM ANOVA	0.039	0.001	0.003	0.03	ns	0.003
ICC (3,1) enojna m.	0.695	0.441	0.439	0.719	ns	0.321
ICC (3,1) povprečna m.	0.820	0.612	0.610	0.836	ns	0.486

Na Slika 54 je prikazana povezava med SMF_p izmerjenimi pri UI80 in UD1. Srednje velika statistično značilna povezava se je pokazala le pri mišici DG. Slika 54 prikazuje primerjavo vrednosti SMF_p pri UI80 in UD1 za vse tri glave TB. Razlike med SMF_p obeh protokolov za vse tri glave so statistično značilne. Pri DG in MG lahko opazimo, da je skoraj pri vseh merjenjih SMF_p izmerjena pri dinamičnem protokolu višja od SMF_p pri izometričnem protokolu (vse vrednosti so nad črto, ki ponazarja zvezo $SMF_p(\text{UI80}) = SMF_p(\text{UD1})$). Pri LG so pri šestih merjenjih vrednosti SMF_p pri dinamičnem protokolu višje, pri treh nižje, pri enem enake, vrednosti za enega merjenca pa manjkajo.



Slika 54. Primerjava med SMF_p pri UI80 in UD1 za vse tri glave TB.

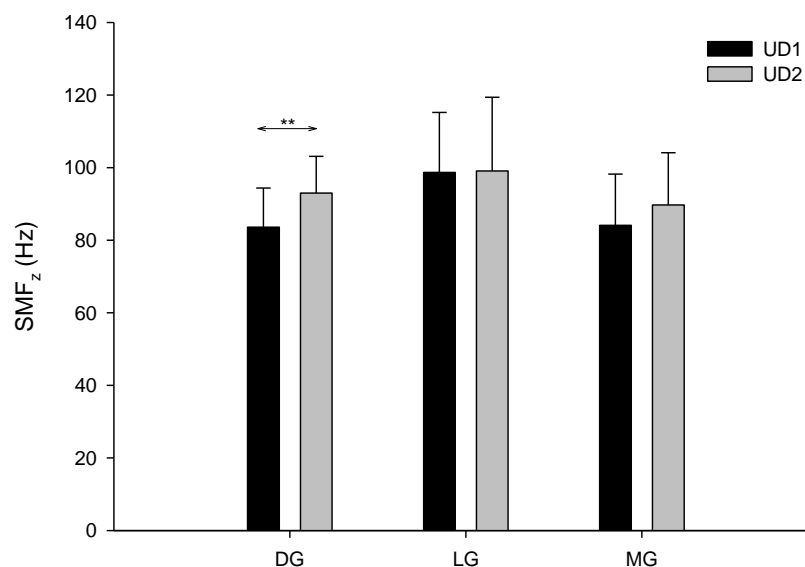
Premica predstavlja zvezo $SMF_p(\text{UI80}) = SMF_p(\text{UD1})$. Večina vrednosti SMF_p je nad premico, kar ponazarja, da so vrednosti SMF_p pri UD1 večinoma višje od SMF_p pri UI80. DG - dolga glava, LG - lateralna glava, MG - medialna glava

5.5.4 Primerjava med dinamičnim enosklepnim (UD1) in dinamičnim večsklepnim protokolom utrujanja (UD2)

Primerjava SMF_p izmerjenih pri protokolih UD1 in UD2 z RM ANOVO kaže, da se vrednosti SMF_p izmerjene pri mišici DG statistično značilno razlikujejo ($P = 0.049$), SMF_p lateralne ($P = 0.298$) in medialne ($P=0.102$) glave pa ne. Vendar so ICC(2,1) s katerimi smo preverili ponovljivost SMF_p pri UD1 in UD2 za vse tri glave TB statistično neznačilni, kar pomeni, da vrednosti SMF_p izmerjene pri enem dinamičnem protokolu pri drugem niso ponovljive.

Izračunali smo tudi ICC(3,1) s katerimi smo preverili konsistentnost med vrednostmi SMF_p dobljenimi pri protokolih UD1 in UD2. ICC (3,1) pri DG je bil na meji statistične značilnosti ($P= 0.065$), vrednost enojne mere 0.443, povprečne mere pa 0.614. Pri LG in MG vrednosti ICC(3,1) niso bile statistično značilne ($P = 0.340$ in $P = 0.167$).

Začetne vrednosti SMF (SMF_z) pri UD1 in UD2 so prikazane na sliki (Slika 55). Pri prvi ponovitvi smo našli razlike v SMF_z , pri DG ($P = 0.006$), pri LG ($P = 0.870$) in MG ($P = 0.261$) pa ne.



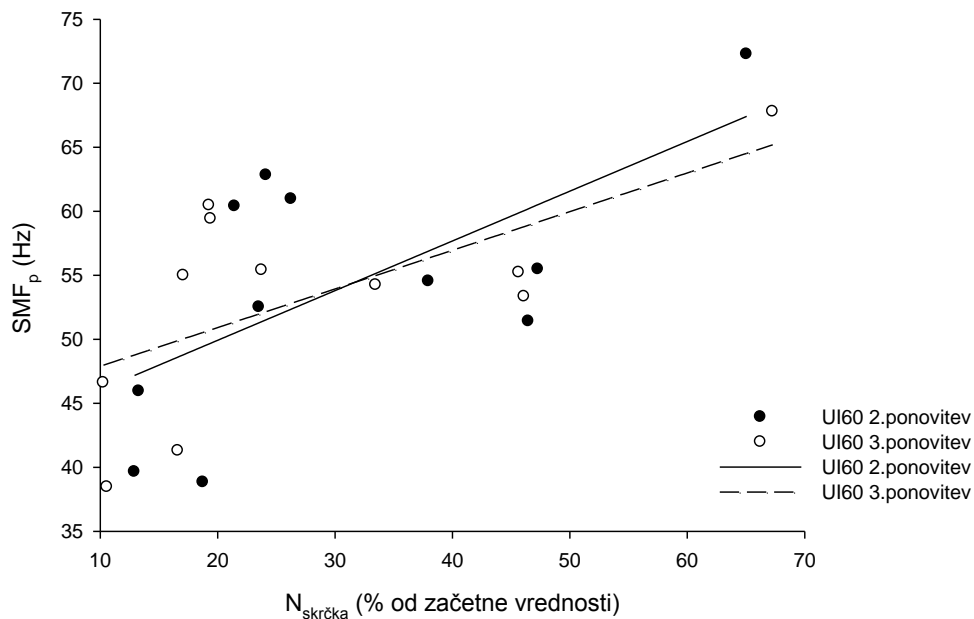
Slika 55. Primerjava SMF_z med protokoloma UD1 in UD2.

DG - dolga glava, LG – lateralna glava, MG – medialna glava ** $P < 0.01$

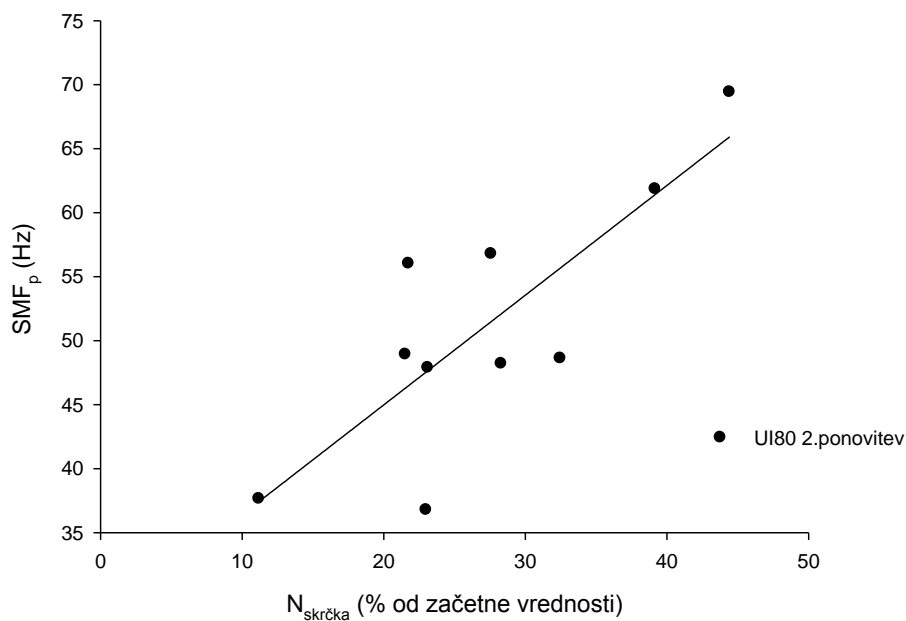
5.5.5 Korelacije med SMF_p in spremembo navora skrčkov po utrujanju

Zanimala nas je povezava med vrednostmi SMF_p in spremembo navora enojnega skrčka po utrujajoči kontrakciji glede na vrednost referenčnega skrčka izmerjenega po NHK pred

utrujanjem. Izračunali smo Pearsonove koeficiente korelacije (r) med spremembo navora enojnih skrčkov in med SMF_p izračunanimi za vse tri glave. Statistično značilno povezavo ($P = 0.035$) smo našli pri UI60 v drugi ($r = 0.636$) in tretji ($r = 0.642$) ponovitvi za DG (Slika 56) in pri UI100₂ (Slika 57) v drugi ponovitvi ($r = 0.81$, $P = 0.004$). Vrednosti ostalih koeficientov niso bile statistično značilne.



Slika 56. Grafični prikaz korelacije med spremembo navora skrčkov in med SMF_p pri UI60 za DG.



Slika 57. Grafični prikaz korelacije med spremembo navora skrčkov in med SMF_p pri UI80, 2.ponovitev za DG.

6. RAZPRAVA

Namen naloge je bil ugotoviti ali so najnižje vrednosti srednje frekvence močnostnega spektra (SMF_p) izmerjene pri različnih načinih, pri zaporednih ponovitvah in različnih intenzivnostih mišičnega naprežanja, enake oziroma ponovljive. Uporabili smo tri različne načine mišičnega naprežanja - izometrično, dinamično enosklepno (iztegovanje in upogibanje roke v komolcu) in dinamično večsklepno (spuščanje in potiskanje uteži s prsi), ter tri različne začetne intenzivnosti pri izometričnem naprežanju - 60% NHK, 80% NHK in 100% NHK. Ugotovili smo odlično ponovljivost vrednosti SMF_p izmerjene pri treh zaporednih ponovitvah pri enakih pogojih mišičnega naprežanja, (enak tip mišične kontrakcije in enaka intenzivnost, ki ju določa posamezen protokol utrujanja), za vse tri glave (dolga glava - DG, lateralna glava - LG, medialna glava - MG) mišice triceps brachii (TB) (Preglednica 3). Kljub visoki ponovljivosti so bile vrednosti SMF_p izmerjene v prvi ponovitvi, pri vseh protokolih utrujanja razen UD2, za vse tri glave TB, statistično značilno nižje od SMF_p izmerjenih v drugi in tretji ponovitvi ($P < 0.05$, Slika 38).

Ugotovili smo, da se vrednosti SMF_p izmerjene v prvi ponovitvi pri izometričnih protokolih utrujanja (UI60, UI80, UI100₁, UI100₂), pri katerih so merjenci izvajali mišično naprežanje pri različni začetni intenzivnosti kontrakcije (60% NHK, 80% NHK, 100% NHK), v različnih dneh, ne razlikujejo (Slika 41) ter med njimi prav tako ugotovili odlično ponovljivost (Preglednica 5).

Pri obeh protokolih dinamičnega utrujanja (UD1 in UD2) smo ugotovili, da se povprečne vrednosti SMF_p pri LG niso razlikovale od ekvivalentnih vrednosti izmerjenih v izometričnih pogojih, pri DG in MG pa so bile višje od njih (Slika 51).

Vrednosti ICC(2,1) niso pokazale ponovljivosti SMF_p izmerjene pri dinamičnem utrujanju, glede na SMF_p izmerjeno pri izometričnem utrujanju. Ugotovili pa smo dobro konsistentnost med SMF_p izmerjeno pri izometričnih kontrakcijah (UI60, UI80, UI100₁, UI100₂) in SMF_p izmerjeno pri dinamičnih enosklepnih kontrakcijah, pri DG in MG, ne pa tudi pri LG (Preglednica 10). Pri ugotavljanju konsistentnosti med SMF_p izmerjenimi pri dinamičnih večsklepnih kontrakcijah in med SMF_p izmerjenimi pri izometričnih protokolih smo našli le nizko konsistentnost s SMF_p izmerjeno pri UI60 in UI80 (Preglednica 10).

Med vrednostmi SMF_p , dobljenimi pri dinamičnih enosklepnih (iztegovanje in upogibanje roke v komolcu) in SMF_p , dobljenimi pri dinamičnih večsklepnih (spuščanje in potiskanje uteži s prsi) kontrakcijah nismo ugotovili ponovljivosti oziroma konsistentnosti.

Analiza EMG v frekvenčnem prostoru pri podaljšanih izometričnih kontrakcijah

Primer časovnega poteka SMF izmerjene na pol-sekundnih intervalih med izometrično kontrakcijo je prikazan na sliki (Slika 37). Vrednosti SMF so se na začetku hitro zmanjševale, nato se je zmanjševanje upočasnilo dokler niso vrednosti SMF dosegle neko najnižjo vrednost in se nato v veliki večini primerov začele spet rahlo povečevati. Takšen model zmanjševanja SMF je bil v nasprotju s pričakovanji; pričakovali smo, da bo SMF monotono padala proti platoju (SMF_p) in se na njem ustalila. Pričakovanim eksperimentalnim podatkom se najbolje prilega eksponentna krivulje z enačbo $y = y_0 + ae^{-bt}$ iz katere se določi najnižjo vrednost SMF_0 , ki je enaka parametru y_0 iz enačbe (Slika 8). Eksponentni model se tudi najpogosteje navaja v literaturi (Merletti, Rainoldi in Farina, 2004). Našim podatkom pri vseh intenzivnostih izometričnega naprežanja in pri dinamičnem naprežanju, so se bolj zadovoljivo prilegale polinomske krivulje četrtega ali petega reda. Namesto platoja smo iz teh enačb izračunali najmanjše vrednosti, minimume, jih poimenovali SMF_p in jih obravnavali kot tisto vrednost, do katere se SMF najbolj zniža med kontrakcijo.

Razlogov za takšno obnašanje SMF ne poznamo natančno. Čeprav ga nismo merili, sklepamo, da je vzrok za to najverjetneje povezan z dinamiko krvnega pretoka skozi mišico. Krvni pretok v mišici se pri povečani aktivnosti poveča, s čimer omogoči zadostno dobavo potrebnih substanc, odstranjevanje produktov presnove in odvajanje toplote. Vendar se ob kontrakciji mišic povečuje tudi znotraj-mišični tlak in povzroči stiskanje krvnih žilic – okluzijo. Do okluzije pride, ko tlak znotraj mišičnih vlaken preseže diastolični arterijski tlak (Sadamoto, Bonde-Petersen in Suzuki, 1983). Ta tlak povzroči stisk krvnih žilic aktivnih mišičnih vlaken, hkrati pa stisne vene, ki so navadno globoko v trebuhu mišice. S tem je krvni pretok oviran ali prekinjen in prej omenjene funkcije dostave, odplavljanja in hlajenja posledično slabše delujejo. Nivoja sile, ki povzroči delno ali popolno okluzijo ni možno določiti, saj se znotraj-mišični tlak v skupini sinergističnih mišic lahko spreminja. Krvni pretok se zmanjšuje sorazmerno s povečevanjem sile, ki jo mišica razvija (Sjogard idr., 1985; 1986). Pri kontrakcijah mišic, ki razvijajo silo pod 15% NHK krvni pretok ni oviran (Gaffney, Sjogaard in Saltin 1990; Sjogaard, 1988). Po nekaterih podatkih tlak znotraj mišice preseže diastoličnega pri približno 50 – 75% NHK (Sadamoto idr., 1983), takrat se pretok krvi popolnoma zaustavi in mišica postane zaprt sistem.

V naši raziskavi je pri izometričnih kontrakcijah, glede na velikost navora pri 60%, 80% in 100% NHK, zagotovo prišlo do delne okluzije. Možno je, da je kopičenje produktov mišičnega metabolizma kot posledica zmanjšane krvnega pretoka, povzročilo zmanjšano

prevodnost mišične membrane in s tem slabšo hitrost prevajanja akcijskih potencialov, ta pa znižanje SMF. Navor pri neprekinjeni izometrični kontrakciji se je s časom zmanjševal (Slika 21), vzporedno z njim se je verjetno zmanjševal tudi znotraj-mišični tlak, okluzija je postopoma popuščala. Posledično se je v mišici v nekem trenutku krvni pretok začel povečevati in odplavljati nakopičene produkte presnove. Mišična membrana je postala bolj prevodna in hitrost prevajanja akcijskih potencialov se je spet povečala. Posledično se je začela zviševati SMF. Po drugi strani so kot posledica neprekinjene NHK še vedno potekali mehanizmi, ki so vplivali na zmanjševanje SMF. Očitno so v nekem trenutku dejavniki, ki so vplivali na zvišanje SMF prevladali nad dejavniki, ki so jo zniževali. Takrat je SMF dosegla neko najnižjo vrednost in se nato spet začela zviševati. To se je zgodilo približno v času, ko je navor dosegel najnižjo vrednost. To potrjujejo visoke vrednosti ICC, s katerim smo preverili ponovljivost in konsistentnost časov, ki so bili potrebni, da se je navor zmanjšal na najmanjši nivo, in časov, ko je bila izmerjena SMF_p , ki so bile nad 0.87 ($P = 0.000$), upoštevajoč povprečno mero (Preglednica 9). To z drugimi besedami pomeni, da so se vrednosti SMF, potem ko so dosegle nek minimum, začele povečevati približno v istem času, kot je mišična sila padla na končno najnižjo vrednost.

Vpliv okluzije na močnostni spekter EMG signala pri izometričnih kontrakcijah so pokazali Merletti, Sabbahi in De Luca (1984). Najprej so pri neoviranem krvnem pretoku ugotovili, da se je medialna močnostna frekvenca (MMF) zmanjševala skladno z zmanjševanjem hitrosti prevajanja akcijskih potencialov. Slednja se je bolj zmanjšala pri kontrakciji pri 80% NHK v primerjavi s kontrakcijo pri 20% NHK, kar so pripisali dejstvu, da pri kontrakciji večje intenzivnosti nastaja več stranskih produktov metabolizma, ki v večji meri vplivajo na merjene parametre. Sprememba MMF je bila še večja, ko so na mišici izvedli okluzijo. Ko je bila zapora krvnega pretoka odstranjena se je MMF obnovila na enak ali celo višji nivo kot pred okluzijo. Višje vrednosti MMF so avtorji pripisali dejstvu, da se je v času okluzije povišala temperatura v mišici, ki prav tako vpliva na velikost MMF. Isti avtor (1995) si je s pojavom zmanjšanja sile in posledično povečanjem krvnega pretoka in odplavljanjem produktov presnove razlagal zmanjšanje upada SMF pri draženju mišice s konstantnim protokolom električne stimulacije. Signorile idr. (1991) so merili SMF pri upogibanju roke v komolcu z bremenom 50 – 60% NHK. Eno serijo so izvajali v normalnih pogojih, pri drugi seriji pa so povzročili okluzijo z velikostjo tlaka na sredini med sistoličnim in diastoličnim tlakom. Pri izvajanju naloge z oviranim krvnim pretokom so izmerili večje znižanje SMF (29.5 Hz) kot v seriji z neoviranim pretokom (7.4 Hz). Ker je bil uporabljen tlak tako velik, da

je omogočal dotok arterijske krvi v mišico, oviral pa venski odtok, so vzrok za večje spremembe SMF neposredno pripisali zmanjšani zmožnosti odstranjevanja produktov presnove iz mišice.

Vrednosti SMF_p izmerjene v treh zaporednih ponovitvah z enominutnim odmorom pri vseh štirih izometričnih protokolih (UI60, UI80, UI100₁ in UI100₂), so se razlikovale ($P = 0.001$, Slika 38); vrednosti SMF_p v prvi ponovitvi so bile nižje od vrednosti SMF_p izmerjenih v drugih dveh ponovitvah. Absolutna vrednost razlik v povprečnih vrednostih je bila od 2 - 4 Hz, kar glede na povprečno absolutno zmanjšanje SMF, ki lahko preseže 50 Hz, pomeni manj kot 8% (Preglednica 2). Če upoštevamo številne dejavnike, ki lahko vplivajo na merjenje signala EMG in na SMF (opisani v poglavju 1.5.2 *Merjenje signala EMG*), to ni veliko. Dejstvo, da so se kljub majhnim razlikam v povprečnih vrednostih pokazale statistično značilne razlike pa kaže, da je zmanjševanje SMF_p pri vseh protokolih utrujanja in za vse tri glave TB precej konsistentno, torej pri vseh protokolih in pri vseh merjenjih precej podobno.

To so pokazale tudi vrednosti ICC (Preglednica 3); vrednosti enojne mere ponovljivosti so od 0.85 – 0.89, še večje so povprečne mere ponovljivosti od 0.94 – 0.96, kar kaže na zelo visoko ponovljivost SMF_p izmerjenih v treh zaporednih ponovitvah. Od treh glav mišice TB največjo ponovljivost SMF_p v treh zaporednih ponovljenih izometričnih kontrakcijah različnih intenzivnosti kaže LG (Preglednica 4).

Izračunane vrednosti ICC za SMF_p so večje kot vrednosti ICC začetnih vrednosti SMF (SMF_z) (preglednica 7). Za SMF_z se je izkazalo, da se v eni minuti ne regenerirajo na vrednost pred pričetkom utrujanja. Pri izometričnih protokolih UI100₁ in UI100₂, kjer je bil začetni navor v vsaki zaporedni ponovitvi manjši (Slika 29), smo manjše vrednosti SMF_z tudi pričakovali, saj naj bi se vrednosti SMF zmanjševale premo sorazmerno z zmanjšanjem sile (Bilodeau idr. 1991; Gerdle idr., 1988). Na sliki (Slika 29) namreč lahko vidimo, da so se vrednostim navora pri 100% NHK približali le v prvi ponovitvi; kljub natančnemu poznavanju naloge (‘z vso močjo od vsega začetka’) in verbalnemu spodbujanju merjencev, so ti v povprečju že v prvi ponovitvi začeli z 2% do približno 8% manjšim navorom, kot so ga razvili pred tem pri meritvi NHK. Manj verjetno je, da sta dve meritvi NHK, med katerima je merjenec v razmiku dveh minut za 3-5 sekund razvil maksimalni navor (Slika 21), povzročili utrujenost, ki bi potem vplivala na razvijanje navora že v prvi ponovitvi protokola utrujanja. Bolj verjetno je šlo za psihološko zavoro, saj so se merjenci zavedali, da jih čakajo tri naporene zaporedne mišične kontrakcije do odpovedi. Maksimalno naprežanje takoj od začetka kontrakcije (protokola UI100₁ in UI100₂) je pri merjenjih povzročilo takšno utrujenost, da v

drugi ponovitvi na začetku niso bili sposobni vzdrževati navora niti pri 80% NHK, v tretji ponovitvi pa niti pri 70% NHK (Slika 29). Pri protokolu UI80, kjer so merjenci na začetku vzdrževali navor pri 80% NHK, jim je to uspelo pri vseh treh zaporednih ponovitvah.

Vendar se trend zmanjševanja SMF_z v drugi ponovitvi ni pojavil samo pri protokolih z maksimalnim utrujanjem od začetka (UI100₁ in UI100₂) ampak pri vseh protokolih in pri vseh treh glavah TB (Slika 40), torej tudi pri protokolih UI60, UI80 in UD1, kjer so bile začetne intenzivnosti kontrakcije enake v vseh treh ponovitvah (Slika 29). SMF_z v prvi ponovitvi je bila višja od začetnih vrednosti v drugi in tretji ponovitvi, ki se praviloma nista razlikovali.

Nezmožnost razvijanja navora na ravni nad 80% NHK, kot se je to zgodilo pri obeh protokolih utrujanja z maksimalnim začetnim naprežanjem (UI100₁ in UI100₂) in zmanjšanje SMF_z v drugi in tretji ponovitvi pri vseh izometričnih protokolih utrujanja, so lahko posledica utrujenosti hitrih motoričnih enot zaradi predhodnega napora; zelo verjeten razlog za to je selektivna utrujenost hitrih motoričnih enot. V prvi ponovitvi (ko je bila mišica še spočita), so se vključile vse razpoložljive motorične enote, v drugi in tretji ponovitvi pa se nekatere zaradi utrujenosti verjetno niso več aktivirale, ker se v minuti odmora niso uspele regenerirati. Najprej so se utrudile večje in hitrejše motorične enote oziroma pripadajoča mišična vlakna. Lastnost hitrih mišičnih vlaken je večji premer v primerjavi s počasnimi, kar omogoča večjo hitrost prevajanja akcijskih potencialov, ki potujejo po vlaknu in se odraža v večji SMF (Stullen in De Luca 1981, v Merletti, Sabbahi in De Luca, 1984). Posledica je bil manjši skupni prečni presek aktivnih mišičnih vlaken in zato manjša hitrost prevajanja akcijskih potencialov. V tretji ponovitvi v primerjavi z drugo ponovitvijo ni prišlo več do nadaljnega zmanjševanja števila aktivnih hitrih motoričnih enot; očitno se je večina hitro utrujajočih motoričnih enot utrudila že pri prvi ponovitvi, zato razlik med vrednostmi SMF_z med drugo in tretjo ponovitvijo ni.

Rainoldi idr (1999) so ugotovili, da pri izometrični kontrakciji intenzivnosti 50% in 70% NHK niti 5 minutni odmor ne zadostuje, za popolno regeneracijo SMF na začetne vrednosti izmerjene v prvi ponovitvi. Tudi Bilcheck idr. (1993) so ugotovili, da se mišična moč v prvi minuti odmora regenerira le do 75% NHK, do popolne obnovitve moči pa so potrebne vsaj še 2-3 minute (Bilcheck idr.,1993).

Na nezmožnost regeneracije kažejo tudi nezmožnost razvijanja največjega navora v drugi in tretji ponovitvi pri protokolih utrujanja UI100₁ in UI100₂, krajšanje časov vzdrževanja predpisanega navora na začetku pri protokolih utrujanja UI60 in UI80 ter krajšanje časov do

najmanjšega navora v vsaki zaporedni ponovitvi pri vseh izometričnih protokolih. Na podlagi teh rezultatov ugotavljamo, da pri zaporednih izometričnih kontrakcijah intenzivnosti 60% NHK in več, med katerimi je ena minuta odmora, začetne vrednosti SMF ne predstavljajo zanesljive mere. To poudarjamo, ker se začetne mere SMF pogosto uporabljajo za normalizacijo vrednosti SMF na koncu utrujanja, te pa služijo za primerjavo med mišicami ali subjekti. Zaradi nezanesljivosti začetnih vrednosti so pri zaporednih izometričnih in dinamičnih kontrakcijah, katerih intenzivnost je najmanj 60% NHK in med katerimi je manj kot minuta odmora, podobno nezanesljivi tudi razponi SMF med najvišjo in najnižjo vrednostjo. Videti je, da so vrednosti SMF_p z vidika zgodovine mišice, ki pove kaj se je pred kontrakcijo dogajalo z njo, še najbolj zanesljive oziroma ponovljive. Iz drugih raziskav je znano, da parametri močnostnega spektra v primerjavi z amplitudo (ARV, RMS), prevodno hitrostjo akcijskih potencialov, valom M in navorom, ki ga proizvede mišica, veljajo za najbolj ponovljive parametre EMG (Merletti, Lo Conte, Sathyan, 1995). Za primerjavo; pri kontrakcijah izzvanih z električno stimulacijo so ICC začetnih vrednosti SMF 0.87, ICC padca SMF pa pod 0.80, pri hoteni kontrakciji so te vrednosti manjše – ICC začetnih vrednosti pri quadricepsu je okrog 0.70 (Rainoldi idr., 2001) do 0.88 za rectus femoris in 0.62 za vastus medialis in vastus lateralis., za biceps brachi pa od 0.60 – 0.72 pri kontrakcijah od 10 – 70% NHK (Rainoldi idr., 1999).

Kot glavni vzrok za zmanjševanje SMF se v literaturi najpogosteje navaja zmanjšanje hitrosti prevajanja akcijskih potencialov, ki je posledica slabše vzdraženosti membrane, ta pa je lahko posledica zvišana koncentracije laktata v mišici, znižanega pH, zvišane koncentracije K^+ v sistemu cevčic T in izčrpanja energijskih substratov (PC in ATP). Našteti dejavniki vplivajo tudi na zmanjšanje navorov skrčkov po utrujajočih kontrakcijah in kažejo na periferno utrujenost. Zato morda ni naključje, da se v tej študiji vrednosti tako navorov skrčkov (Slika 34) kot SMF_p (Slika 38) obnašajo podobno – po prvi kontrakciji so vrednosti statistično značilno manjše, v drugi in tretji pa približno enake. Pearsonovi koeficienti korelacije s katerimi smo preverili povezanost med spremembo navora skrčka po utrujajoči kontrakciji in SMF_p , so statistično značilni pri UI60 v drugi in tretji ponovitvi (obe vrednosti r sta bili 0.64, Slika 56), ter pri UI100₂ v drugi ponovitvi (0.81, Slika 57) za DG. Vprašanje, ki se zastavlja je, zakaj so vrednosti SMF_p in navorov skrčkov po prvi ponovitvi manjše kot v drugi in tretji? Ali to pomeni, da je po prvi ponovitvi prišlo do večje periferne utrujenosti kot v drugi in tretji in zakaj?

Iz znižanih začetnih vrednosti SMF (SMF_z), manjšega največjega navora na začetku ter krajšega časa do najmanjšega navora (Slika 33) v drugi in tretji ponovitvi mišičnega naprežanja, je mogoče sklepati, da so se določene hitre motorične enote, ki so bile aktivne v prvi kontrakciji, tekom prve kontrakcije tudi že utrudile in v drugi in tretji kontrakciji, ki sta sledili z enominutnim premorom, niso več v enaki meri sodelovale pri vzdrževanju mišične sile. Za hitre motorične enote je značilno, da imajo večjo anaerobno moč, kar pomeni, da pri njihovi aktivaciji nastajajo večje koncentracije produktov presnove. Ti se v večji meri kopičijo in v večji meri vplivajo na poslabšanje prevodnosti mišične sarkoleme, kar povzroči manjši odziv na električni dražljaj (manjši navor skrčka) in nižjo SMF_p .

Drugi možni razlog bi lahko bil povečan delež dejavnikov, ki povzročajo centralno utrujenost. Navori izmerjeni na koncu vseh treh podaljšanih kontrakcij pri določenem protokolu utrujanja so približno enaki, med njimi ni statistično značilnih razlik (Slika 30). To pomeni, da morajo biti pri enakem navoru na koncu, ob manj izraženih dejavnikih periferne utrujenosti v drugi in tretji ponovitvi, (ki jih odražajo višji navori skrčkov, Slika 34), bolj izraženi dejavniki centralne utrujenosti. Če pogledamo sliko (Slika 36), ki prikazuje nivo aktivacije (NA) pri treh zaporednih ponovitvah se res kaže tendenca, da je NA v prvi ponovitvi višji od NA v drugi in tretji, kar pomeni manjšo centralno utrujenost v prvi ponovitvi. Vendar so razlike v NA med ponovitvami statistično značilne le pri protokolu $UI100_1$, kjer smo ugotovili razlike med prvo in tretjo ponovitvijo ($P = 0.023$), medtem ko so razlike med drugo in tretjo ponovitvijo na meji statistične značilnosti ($P = 0.064$).

S pojavom centralne utrujenosti lahko razložimo tudi najnižje končne vrednosti navorov pri protokolu utrujanja $UI60$ (Slika 31). Pojav centralne utrujenosti je namreč povezan z intenzivnostjo oziroma trajanjem mišičnega naprežanja. Velikost sile, ki jo lahko proizvaja mišica, je obratno sorazmerna z njenim trajanjem do odpovedi (Clark in Carter, 1985; Clark, Carter in Beemsterboer, 1988). To kažejo tudi naši rezultati. Časi vzdrževanja predpisanega navora ($UI60$, $UI80$) in časi do najmanjšega navora so se pričakovano skrajševali od prve do tretje zaporedne ponovitve kot kažeta Slika 32 in Slika 33. V prvi ponovitvi so merjenci v povprečju lahko vzdržali predpisan navor 60% NHK več kakor minuto, v drugi ponovitvi se je ta čas prepolovil, v tretji pa je bil še malo krajši kot v drugi. Pri vzdrževanju navora pri začetnem nivoju na 80% NHK ($UI80$) je bila razlika v času vzdrževanja predpisanega navora med prvo in drugo ponovitvijo nekoliko manjša kot pri $UI60$, sicer pa je bilo razmerje zmanjšanja zelo podobno (Slika 32). Podobno razmerje skrajšanja časa do najnižjega navora za skoraj polovico med prvo in drugo ponovitvijo kot pri $UI60$, je bilo tudi pri ostalih

izometričnih protokolih utrujanja (UI80, UI100₁, UI100₂, Slika 33), razlik med časom do najnižjega navora med drugo in tretjo ponovitvijo pa pri teh protokolih ni bilo.

Najnižji navori na koncu mišičnih kontrakcij pri UI60 in z njim povezani najdaljši časi do najnižjega navora so lahko posledica večje centralne utrujenosti. Centralna utrujenost se namreč v večji meri pojavlja pri kontrakcijah nižje intenzivnosti in daljšega trajanja (Lattier idr. 2003). Poleg tega smo dobili statistično značilne srednje visoke povezave med navorom in NA na koncu podaljšane izometrične kontrakcije pri vseh treh ponovitvah pri tem protokolu utrujanja (UI60); Pearsonovi koeficienti korelacije za prvo, drugo in tretjo ponovitev so bili 0.57, 0.63 in 0.63, $p < 0.05$. Prav tako so bile absolutne vrednosti NA v primerjavi z ostalimi protokoli utrujanja, najnižje pri UI60 (Slika 36). Tudi primerjava NA v treh zaporednih ponovitvah, med katerimi je bila minuta odmora, pri vseh protokolih utrujanja, kaže, da se je NA ves čas malo zmanjševal, čeprav je bilo to zmanjšanje statistično potrjeno le pri protokolih UI100₂ in UD1 med NA v prvi in tretji ponovitvi (Slika 36).

Povezavo med intenzivnostjo in trajanjem kontrakcije ter centralno utrujenostjo predstavlja mehanizem metabolne inhibicije. Povečana koncentracija produktov presnove, ki se kopičijo v mišici in zvišana temperatura v mišici, ki sta posledica mišičnega dela, povzročita povečano vzdraženost III-IV aferentnih vlaken (Barry in Enoka, 2007; Bigland-Ritchie, 1986; Garland 1991; Garland in Kaufman, 1995; Rotto in Kaufman, 1988). Posledica je zmanjšanje frekvence proženja akcijskih potencialov, kar povzroči zmanjšan NA in zaradi tega zmanjšano mišično silo (Amman idr., 2008; Martin idr., 2006).

Mehanizem metabolne inhibicije in z njo povezan pojav centralne utrujenosti morda lahko pojasni tudi zelo velike vrednosti navorov, ki so bili izmerjeni po vseh treh ponovitvah dinamičnega enosklepnega utrujanja do odpovedi (Slika 30) in prav tako visokih nivojev aktivacije izmerjenih med počitkom približno 15 sekund po odpovedi (Slika 36). Navori izmerjeni po posameznih ponovitvah pri dinamičnem utrujanju so precej višji glede na napore na koncu izometričnih kontrakcij. Razlika je bila v osnovi že v načinu merjenja navora. Pri protokolu dinamičnega enosklepnega utrujanja (UD1) smo v 9 in 10 sekundi za tem, ko je merjenec končal z dvigovanjem in spuščanjem bremena, najprej izzvali enojna skrčka, takoj za tem izvedli 3-5 sekundno izometrično NHK in za njo še dva dvojna skrčka, ki smo ju uporabili za računanje nivoja aktivacije (Slika 19, Slika 21). Vmes je merjenec počival nekaj manj kot 9 sekund, torej tisti čas, ki smo ga potrebovali za fiksacijo ročice opornice na senzor, s katerim smo merili navor, oziroma čas, ki je bil pri vseh protokolih utrujanja enak za merjenje enojnih skrčkov po utrujajoči kontrakciji. (Kratkotrajno 3-5 sekundno NHK nismo

mogli izmeriti pred merjenjem enojnih skrčkov, ker bi lahko povzročili potenciacijo in s tem nerealne vrednosti navorov enojnih skrčkov po utrujanju). Pri izometričnih protokolih v primerjavi z UD1, merjenca po koncu dolgotrajne izometrične kontrakcije nismo razbremenili 9 sekund, ampak smo navor odčitali tik pred prenehanjem kontrakcije.

Kljub opisanemu različnemu timingu merjenja navora in nivoja aktivacije (NA), so razlike, med velikostjo navora na koncu izometričnih kontrakcij ($31.6 \pm 8.3\%$ NHK) v primerjavi z navori po dinamičnih kontrakcijah ($74.5 \pm 10.3\%$ NHK), tako očitne, da poleg metodoloških verjetno obstajajo tudi vsebinski razlogi. Eden med njimi bi lahko bila centralna utrujenost. NA izmerjeni na koncu izometričnih kontrakcij ($45.0 \pm 14.4\%$), so bili precej manjši od NA izmerjenih po dinamičnem ($80.8 \pm 7.7\%$) protokolu utrujanja (Slika 36). NA pri izometričnih kontrakcijah se je zmanjšal za približno 42% , pri dinamičnih pa le za 7%. Po drugi strani so navori skrčkov, kot mera periferne utrujenosti mišice, tako po izometričnih kot dinamičnih kontrakcijah padli na enak nivo, saj med njimi nismo našli razlik (Slika 34). Torej je pri dinamičnem (koncentrično-ekscentričnem) mišičnem naprežanju, prišlo do manjše stopnje centralnega utrujanja kot pri izometričnem. Babault idr., (2006) so pri primerjanju navora in NA med NHK pri izometričnih in koncentričnih kontrakcijah ugotovili približno enako zmanjšanje navora in večje zmanjšanje NA pri izometričnih kontrakcijah v primerjavi z dinamičnimi; pri treh serijah maksimalnih koncentričnih kontrakcij iztegovalk kolena se je navor med NHK zmanjšal za $59.0 \pm 8.1\%$, nivo aktivacije za $26.5 \pm 2.1\%$, pri treh serijah izometričnih kontrakcij pa se je navor zmanjšal za $57.9 \pm 8.6\%$, nivo aktivacije pa za $35.7 \pm 3.8\%$. Gandevia idr. so pri 43 minutnem izometričnem sub-maksimalnem naprežanju upogibalk komolca pri 25% NHK izmerili zmanjšanje navora med NHK za $41.4 \pm 13.2\%$, pri čemer se je NA zmanjšal iz $98.0 \pm 5.1\%$ na $71.9 \pm 38.9\%$, kar pomeni zmanjšanje za 27% . Smith idr. (2007) so pri 70 minutnem vzdrževanju izometrične kontrakcije upogibalk komolca pri 5% NHK ocenili, da je dve tretjini od 28% zmanjšanja navora pri NHK možno pripisati zmanjšanju hotene aktivacije.

Drugi možni dejavnik, ki vpliva na večjo centralno utrujenost, je akumulacija amonija v možganih. Pri daljšem naporu se koncentracija amonija v krvi opazno poveča (Eriksson, Broberg, Björkman in Wahren, 1985; Snow, Carey, Stathis, Febbraio in Hargreaves, 2000). Amonij nastane kot stranski produkt pri razpadu AMP v IMP (inozin mono fosfat) v skeletnih mišicah, bolj poudarjeno se to dogaja v hitrih mišičnih vlaknih (Meyer in Terjung, 1980). Nekaj ga ostane v mišičnih celicah, večina pa preide v kri in po njej v možgane, kjer vpliva na poslabšanje živčnih prenosov, cerebralnega metabolizma in cirkulacije. Amonij je

pospeševalec (stimulator) glikolitičnega encima fosfofruktokinaze, toda akumulacija amonija je lahko toksična (Brooks, 2002). Pri kratkih intenzivnih naprežanjih so možgani sami sposobni regulirati nivo amonija (Dalsgaard, 2004), medtem ko podaljšana aktivnost povzroči prehajanje amonija iz krvi v cerebralno tekočino, še posebej kadar se ta aktivnost izvaja brez dodajanja glukoze (Nybo idr, 2005). Subjekti, pri katerih so izmerili največje koncentracije amonija v krvi in največje prehajanje v možgane, so imeli največ težav pri izvajanju gibalnih nalog, kar kaže, da bi lahko amonij predstavljal povezavo med mišičnim metabolizmom in centralno utrujenostjo, na način da ovira delovanje metabolizma živčnega prenašanja (Banister in Cameron, 1990; Davis in Bailey, 1997, Nybo idr., 2005). V naši raziskavi je možno, da amonij, ki je nastal pri utrujanju v prvi ponovitvi, zaradi okluzije ni prišel v krvni obtok in s tem do možganov, kar pa se je lahko zgodilo v minuti odmora med ponovitvami. Na ta način je možno, da je bil vpliv amonija na centralno utrujenost večji v drugi in tretji ponovitvi v primerjavi s prvo.

Večji delež centralne utrujenosti kaže na nepravilnosti v generiranju sile na nivojih nad perifernim živcem. V področje mišice torej prihaja manjše število akcijskih potencialov za produkcijo sile, kar perifernemu kontraktilnemu mehanizmu na nek način omogoči, da se regenerira. Zato je ta ob vzdraženju z električnim dražljajem po drugi in tretji utrujajoči kontrakciji v povprečju proizvedel višjo silo, kot jo je bil sposoben razviti po prvi utrujajoči kontrakciji (Slika 34, Slika 35).

Zmanjšana frekvenca proženja akcijskih potencialov, ki je posledica inhibicije α -motoričnega nevrona, se zelo malo (Merletti, Rainoldi in Farina, 2004) ali nič (Dimitrov, 2001) ne odraža v SMF. Štirikratno povečanje frekvence proženja impulzov spremeni SMF oziroma MMF za manj kot 5%. (Hermens, Van Bruggen, Baten, Rutten in Boom, 1992; Pan, Zhang in Parker, 1989, v Christiansen idr., 1995).

Poleg tega, da se je SMF v prvi ponovitvi najbolj zmanjšala, je tudi variabilnost SMF vrednosti (v smislu odstopanja od prilegajoče krivulje) najnižja v prvi ponovitvi. Opazimo lahko (Slika 37), da je raztros vrednosti SMF v drugi in tretji ponovitvi v primerjavi s prvo, večji. Še boljše se ta raztros opazi na sliki 43, ki prikazuje SMF vrednosti izmerjene med dinamičnim enosklepnim naprežanjem. Možno je, da je to posledica večje variabilnosti proizvedene sile na koncu druge in tretje ponovitve. Takšen vzorec proizvedenega navora, ki je podoben tresenju, se pojavi, ko merjenci občutijo (subjektivne ocene merjencev) že precejšnjo utrujenost. Gandevia (2001) je opazil, da so takšna nihanja v proizvedenem navoru

ali sili lahko posledica centralne utrujenosti, oziroma jih je označil kar za zunanji znak pojava večje centralne utrujenosti.

Vrednosti SMF_p pri treh zaporednih ponovitvah izometričnega utrujanja niso enake. Pri tem je sicer pomembno, da so absolutne vrednosti razlik zelo majhne, in še bolj pomembno – najnižja vrednost SMF_p , ki nas je pravzaprav zanimala, je pri vseh protokolih utrujanja transparentno dosežena v prvi ponovitvi. Na podlagi teh rezultatov smo ugotovili, da je za določanje najnižje frekvence močnostnega spektra pri izometričnih kontrakcijah, dovolj ena sama neprekinjena kontrakcija.

Na podlagi te ugotovitve smo primerjali SMF_p izmerjene v prvi ponovitvi različnih protokolov izometričnega utrujanja (Slika 41 in Slika 42) in ugotovili, da med njimi ni razlik ($P = 0.768$). Vrednosti SMF_p so bile pri treh različnih protokolih izometričnega utrujanja do odpovedi izmerjene v štirih različnih dneh, med katerimi je bilo od enega do 6 tednov razmika, podobne. Ponovljivost izražena z ICC (Preglednica 5) je bila nekoliko manjša kot ponovljivost med tremi zaporednimi serijami – enojne mere so med 0.614 - 0.764, povprečna mere pa od 0.864 - 0.928. Po kriterijih, ki so splošno sprejeti pri analizi EMG parametrov, te vrednosti še vedno kažejo dobro ($0.60 < ICC < 0.80$) oziroma odlično ($0.80 < ICC < 1.00$) ponovljivost (Bratko 1966, povzeto po Merletti idr., 1995; Sleivert in Wenger, 1994, povzeto po Larsson idr., 2003). Eden možnih razlogov za nekoliko manjšo ponovljivost SMF_p je velik časovni razmik med posameznimi meritvami, drug razlog pa odstranjevanje in ponovno nameščanje elektrod. Z natančnimi postopki priprave, opisanimi v poglavju 4.4.1 *Priprava merjenja na meritev*, smo sicer skrbeli, da bi bila odstopanja v tem smislu čim manjša. Mesto, kjer so bile elektrode zalepljene na kožo je bilo natančno določeno in označeno z medicinskim črnilom, ki se je obdržalo do naslednjih meritev. Kljub temu je lahko prišlo do manjših razlik v namestitvi elektrod, malenkost drugačna je bila lahko tudi priprava kože. Vsakič smo preverjali upornost med elektrodami, ki je bila v predpisanih mejah 1 – 5 k Ω . Glede na občutljivost meritve EMG (dejavniki, ki lahko vplivajo na zajeti signal EMG so opisani v poglavju 1.5.2 *Merjenje signala EMG*) obstaja pomembna razlika med meritvami, kjer se elektrode ne odstranjujejo (tri zaporedne ponovitve v istem dnevu) in meritvami, kjer se odstranijo in ponovno nameščajo (meritve v različnih dneh).

Analiza EMG v frekvenčnem prostoru pri dinamičnih kontrakcijah

S prilagajanjem bremena zmanjševanju moči merjenca smo dosegli, da je meritev pri dinamičnem utrujanju tekoče potekala, dokler končno breme ni predstavljalo le še približno 20% maksimalnega. Na ta način je bil potek spreminjanja SMF izmerjene med dinamičnim naprežanjem v enakomernem tempu (ena sekunda koncentrično in ena sekunda ekscentrično), in prikazane v odvisnosti od časa na grafu, podoben kot pri izometričnih kontrakcijah (Slika 43). SMF se je v začetku najprej hitro zmanjševala, nato se je zmanjševala vedno počasneje, dosegla neko najnižjo vrednost (SMF_p) in se spet rahlo začela povečevati. Tudi tem vrednostim SMF smo prilagodili polinomske krivulje četrtega ali petega reda iz katere smo nato določili najnižjo vrednost SMF_p .

Podobno kot pri izometričnem načinu utrujanja so vrednosti SMF_p v prvi ponovitvi najnižje in v zadnji ponovitvi najvišje. SMF_p pri LG se v smislu ponovljivosti med tremi zaporednimi serijami obnaša podobno kot pri izometričnem naprežanju, tako da je SMF_p v prvi ponovitvi statistično značilno nižja od SMF_p v drugi in tretji ponovitvi ($P = 0.001$) (Slika 44). Pri DG je SMF_p izmerjena v tretji ponovitvi višja od prve in druge ($P = 0.003$), medtem, ko so razlike SMF_p pri MG med ponovitvami samo nakazane, ne pa tudi značilne ($P = 0.055$). Kljub nekaj manj sistematičnemu obnašanju kot pri izometričnih kontrakcijah, kjer so bile SMF_p pri prvi kontrakciji konsistentno nižje kot v drugi in tretji pri vseh treh glavah TB, je skupni imenovalec ta, da so vrednosti SMF_p v prvi ponovitvi najnižje. Na podlagi teh rezultatov ugotavljamo, da je za določanje najnižje vrednosti pri dinamičnih kontrakcijah tako kot pri izometričnih kontrakcijah potrebna ena serija navezanih kontrakcij spočite mišice do odpovedi.

Kljub ugotovljenim razlikam med tremi ponovitvami so vrednosti ICC zelo visoke (Preglednica 7). Vrednosti povprečne mere ICC so od 0.89 - 0.98, kar ni dosti manj od ekvivalentnih vrednosti pri izometričnih kontrakcijah in kaže na veliko ponovljivost izmerjenih SMF_p pri dinamičnem enosklepnem naprežanju. Za primerjavo: Larsson idr. (2003) so pri maksimalnem dinamičnem iztegovanju noge v kolenu, izračunali ICC (1,1), (ki bazira na enosmerni analizi variance), za ugotavljanje ponovljivosti SMF med dvema meritvama en teden narazen in dobili naslednje vrednosti: rectus femoris 0.82, vastus lateralis 0.67, vastus medialis, 0.88, biceps femoris 0.53.

Medtem, ko med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju pri različnih začetnih intenzivnostih izometričnega naprežanja (60%, 80% in 100% NHK), nismo našli razlik, so

vrednosti SMF_p izmerjene pri obeh dinamičnih protokolih (UD1 in UD2) višje od SMF_p izmerjenih pri izometričnih protokolih (Slika 51)

Pokazalo se je, da so višje tudi začetne vrednosti SMF (SMF_z). Pri primerjavi SMF_z pri protokolih utrujanja UI80 in UD1 (Slika 53), kjer je bil začetni nivo navora relativno enak (80% NHK), smo našli statistično značilne razlike pri vseh treh glavah - DG ($P=0.039$), LG ($P=0.001$) in MG (0.003). Torej so se vrednosti SMF v odvisnosti od časa na grafu, pri dinamičnem naprežanju v celoti pomaknile po ordinatni osi navzgor. To se seveda najbolje vidi pri prikazu celotnega poteka zmanjševanja SMF pri izometrični (UI80) in dinamični (UD1) kontrakciji na istem grafu (Slika 48, Slika 49, Slika 50). Z drugimi besedami – videti je kot da so vrednosti SMF pri dinamičnih kontrakcijah pri enakih relativnih naprežanjih (pri obeh protokolih UI80 in UD1 je bila začetna obremenitev 80% NHK) praviloma višje.

To se dobro odraža predvsem pri DG, kjer smo ugotovili statistično značilno povezanost med SMF_p pri UD1 in UI80. Tokrat smo z ICC izračunali konsistentnost (upošteva zamik za določen faktor v eno smer) in ne ponovljivost (ujemanje absolutnih vrednosti) in dobili vrednost 0.72 (enojna mera) oziroma 0.84 (povprečna mera) (Preglednica 11). Na sliki (Slika 52) lahko vidimo, da se MG obnaša podobno (vrednosti pri UD1 so višje v primerjavi z UI80), vendar pa je konsistentnost zelo majhna (Preglednica 11). Največje razlike med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri UD1 in UI80 so pri LG (Slika 54), kjer so vrednosti SMF_p pri dinamičnem naprežanju višje, podobne ali nižje v primerjavi z izometričnimi, kar lahko vidimo iz tega, da so grafično predstavljene pod črto (ki predstavlja zvezo $SMF_p(\text{UI80}) = SMF_p(\text{UD1})$), nad njo in približno na njej. Zaradi tega se povprečne vrednosti SMF_p izmerjene med UD1 in UI80 pri LG statistično značilno ne razlikujejo (Slika 52), vendar pa med posameznimi vrednostmi ni konsistentnosti. Nekonsistentno obnašanje SMF pri LG morda lahko razložimo s tem, da so pomiki pod elektrodami zaradi spremembe dolžine in posledično oblike mišice med gibanjem pri LG zelo izraziti. Zaradi gibanja mišice pod elektrodami, te ne zajemajo konstantnega sklada motoričnih enot, ampak se ta spreminja, prav tako se spreminja oddaljenost motoričnih enot, katerih signal pride v doseg elektrod, zaradi drugačne pozicije se spremenijo koti in s tem oblika akcijskih potencialov itd. To se seveda pri dinamičnih kontrakcijah dogaja pri vseh treh obravnavanih glavah TB, vendar so te spremembe, zaradi oblike mišice najbolj izražene pri LG. Iz navedenih razlogov LG z vidika ugotavljanja konsistentnosti SMF_p med dinamičnimi in izometričnimi kontrakcijami kot elektromiografskega znaka utrujenosti ne moremo obravnavati.

Tudi MG je zaradi svoje anatomije težko dostopna in za merjenje EMG občutljiva mišica. EMG mišic LG in MG smo poleg DG merili zato, da bi lahko preverili, kako mišice med seboj sodelujejo pri razvijanju navora pri iztegovanju komolca in ali to lahko na kakšen način vpliva na parametre, ki jih spremljamo. Razen tega, da SMF_p dosežejo v malo različnih časih med tremi glavami mišice TB nismo našli kakšnih mehanizmov kompenzacije ali sodelovanja. Čeprav nismo eksaktno merili, na podlagi navora in surovih EMG signalov vseh treh glav TB, ki smo jih »naložili« enega na drugega na isto vodoravno os, ocenjujemo, da vse tri glave delujejo skladno, torej ne pride do delitve dela oziroma bremena. Verjetno je kaj takega možno pri kontrakcijah manjših intenzivnosti. Res so v do sedaj edini raziskavi, ki je zaznala delitev dela med štirimi glavami quadricepsa, to uspeli pri enournem vzdrževanju izometrične sile pri le 2.5% NHK (Kouzaki in Shinohara, 2006). V tej študiji smo v vseh protokolih utrujanja od merjencev zahtevali največji možni napor; tudi pri protokolih UI60 in UI80 potem, ko kmalu niso več zmogli vzdržati navora na predpisanem nivoju. Iz navedenih razlogov in zaradi tega, ker se položaj mišice DG pri dinamičnih kontrakcijah relativno najmanj spreminja glede na pozicijo elektrod, je za nadaljnjo analizo razlik med izometričnim in dinamičnim naprežanjem najbolj primerna DG.

Eden od razlogov za višje vrednosti SMF pri dinamičnih kontrakcijah v primerjavi z izometričnimi je v mišični mehaniki. Pri izometrični kontrakciji mišična pripoja mirujeta. Mišična vlakna se le malo krajšajo pri naraščanju izometrične sile, pri ohranjanju izometrične sile pa ne. Pri dinamičnih kontrakcijah se mišična vlakna krajšajo zaradi približevanja mišičnih pripojev. Torej se pri koncentrični kontrakciji zaradi krajšanja mišičnih vlaken relativna hitrost akcijskih potencialov glede na površinske elektrode poveča, povečana hitrost akcijskih potencialov pa vpliva na višjo SMF.

Možni razlog za višje vrednosti SMF pri dinamičnem v primerjavi z izometričnim mišičnim naprežanjem je lahko povezan s pretokom krvi v mišici. Pri približno enaki intenzivnosti je pretok krvi pri izometričnem mišičnem krčenju manjši kakor pri dinamičnem (Sjogaard idr., 1986, v Ušaj, 2001). Laaksonen idr. (2003) so pri dinamičnem iztegovanju noge v kolenu izmerili 60% večji pretok krvi kot v mirovanju. Zaradi tega je pri dinamičnem naprežanju dovod s kisikom obogatene arterijske krvi in predvsem odstranjevanje produktov presnove preko venskega pretoka intenzivnejše. Manjša koncentracija slednjih povzroči boljše prevodnost mišične membrane, s tem omogoči večjo hitrost prevajanja AP po njej in posledično višjo SMF.

Drugi razlog, da so vrednosti SMF pri dinamičnih kontrakcijah pri enakih relativnih napreznjih višje, je lahko v nižjem pragu rekrutacije motoričnih enot. Pri izometrični kontrakciji se motorične enote rekrutirajo po Hennemanovem principu velikosti; nevroni z majhnimi slabo prevodnimi aksoni, ki oživčujejo počasna na utrujenost odporna (*ang. fatigue resistant*) mišična vlakna, se aktivirajo prej kot nevroni z velikimi dobro prevodnimi aksoni, ki oživčujejo hitra mišična vlakna. Rekrutacija novih motoričnih enot se nadaljuje do 50 – 80% NHK, odvisno od mišice, za tem se mišična sila povečuje samo še na račun povečane frekvence proženja aktivnih motoričnih enot. Do danes ni natančno znano, ali Hennemanov princip velja tudi za dinamične, oziroma koncentrične in ekscentrične kontrakcije. Znano pa je, da je prag rekrutacije/aktivacije, ki je definiran kot sila pri kateri se motorična enota rekrutira/aktivira, nižji pri dinamičnih kontrakcijah kot pri izometričnih kontrakcijah (Ivanova, Garland in Miller, 1997; Tax idr., 1989). Torej se mišica v dinamičnih pogojih do največje mere aktivira pri manjših relativnih obremenitvah kot v izometričnih pogojih. Drugače povedano, pri enaki relativni obremenitvi (kot je npr 80% NHK pri protokolih UI80 in UD1) se pri dinamičnih kontrakcijah aktivira več hitrih motoričnih enot.

Pri manjših silah je možno tudi, da pride do selektivne rekrutacije motoričnih enot predvsem v ekscentrični fazi (Nardone in Schieppati, 1988). Razlog za to, da se hitre motorične enote lažje rekrutirajo v ekscentrični fazi, je povezan z vzdraženostjo sklada motoričnih nevronov v različnih pogojih. Izkazalo se je, da je H – refleks manjši (kaže manjšo vzdraženost sklada motoričnih nevronov) v ekscentričnih pogojih v primerjavi s koncentričnimi (Nardone in Schieppati, 1988); počasne motorične enote so med raztegovanjem (podaljševanjem) podvržene večji predsinaptični inhibiciji kot hitre motorične enote, zato hitre motorične enote lažje povečujejo frekvence proženja.

Pri dinamičnem napreznju se torej hitre motorične enote prej aktivirajo. Ker so praviloma večje in omogočajo hitrejše prevajanje akcijskih potencialov po mišici, to pomeni tudi višje SMF. Možno je, da so v tej raziskavi vrednosti SMF pri dinamičnih kontrakcijah iste relativne intenzivnosti kot pri izometričnih, iz tega razloga višje v primerjavi s SMF pri izometričnih kontrakcijah.

Absolutne vrednosti SMF_p pri izometričnem in dinamičnem (enosklepnem in večsklepem) napreznju torej niso ponovljive; vrednosti ICC(2,1) niso bile statistično značilne. Vrednosti SMF_p izmerjene pri dinamičnih kontrakcijah so večinoma višje za v povprečju malo manj kot 25%, vendar so individualne razlike velike. Vrednosti ICC(3,1) s katerimi smo ocenili konsistentnost SMF_p izmerjenih pri dinamičnem enosklepnem načinu utrujanja glede na

SMF_p izmerjene pri izometričnih protokolih utrujanja, so srednje visoke za DG in MG, medtem ko pri LG koeficienti konsistentnosti niso bili statistično značilni (Preglednica 10). Videti je, da pri dobro kontroliranih dinamičnih kontrakcijah, kjer je mišica vpeta v opornico, ki ji omogoča samo določen izoliran gib, pri katerem je obravnavana mišica glavni (edini) agonist kot je bilo to v primeru protokola utrujanja UD1 v naši raziskavi in pri enakomernem ritmu izvajanja giba (brez eksplozivnih kontrakcij), obstaja verjetnost, da so vrednosti SMF_p konsistentno višje od vrednosti SMF_p izmerjenih v izometričnih pogojih. Kljub temu menimo, da posploševanje na osnovi povprečnega odstopanja (25%) ne bi bilo korektno, zato ne upamo trditi, da bodo vrednosti SMF_p pri dinamičnih enosklepnih kontrakcijah za 25% višje od SMF_p pri izometričnih kontrakcijah.

Pri večsklepem dinamičnem naprežanju – spuščanju in potiskanju uteži s prsi, nismo ugotovili niti ponovljivosti niti konsistentnosti SMF_p glede na SMF_p dobljene pri izometričnih protokolih in pri protokolu, kjer je bilo utrujanje dinamično enosklepno. Očitno je ta naloga z vidika pojasnjevanja vzrokov utrujanja precej bolj zahtevna, saj omogoča več strategij gibanja, kar pomeni več stopenj prostosti. Mišica TB, ki smo jo opazovali je pri potisku s prsi delala v kinetični verigi, kjer je odvisna oziroma povezana z ostalimi mišicami, ki sodelujejo pri dvigu (in spustu) uteži s prsi. To je v največji meri velika prsna mišica (PM), potem pa še mišice, ki omogočajo držanje uteži v ravnotežju ter omogočajo stabilizacijo zapestja, komolca, ramenskega sklepa in trupa. Pri potisku s prsi je predvsem PM tista, ki lahko pri nekaterih merjencih predstavlja omejitveni dejavnik, ki onemogoči dvig uteži. Utrujenost PM je lahko vzrok, da merjenec določenega bremena ne zmore več premagovati, čeprav bi bil TB tega morda še zmožna in še ne kaže znakov utrujenosti. V primerih, ko je PM dovolj močna in ne odpove prej kot TB, lahko TB postane tista mišica, ki predstavlja omejitveni dejavnik pri dvigu uteži. Iz tega razloga in podobnih povezav z drugimi sodelujočimi mišicami pri tem gibu, je možno, da se TB pri različnih merjencih različno utruji.

Poleg tega so surovi signali EMG pri večsklepnih dinamičnih kontrakcijah pokazali, da je bila mišica TB, vsaj na začetku, ko je bilo breme veliko, v primerjavi z enosklepnimi kontrakcijami, dlje časa aktivirana. Pri obdelavi signala EMG zajetega med protokolom utrujanja UD2 (potisk s prsi) smo namreč opazili, da si intervali aktivacije in neaktivacije TB, predvsem na začetku utrujanja, ko so bila bremena velika, niso sledili enakomerno, kot je bilo to videti pri protokolu UI1. Razlog je verjetno v koaktivaciji TB, ki je potrebna, da merjenec zadrži ročko z velikim bremenom v ravnotežju in jo kontrolirano spusti na prsi. Iz tega razloga smo tudi pri obdelavi morali uporabiti izračun ocene spektra močnostne gostote

kot pri izometričnih kontrakcijah, le da smo interval računanja podaljšali na dve sekundi, kar je ustrezalo enemu dvigu in spustu uteži.

Zanimivo je da, pri dinamičnih kontrakcijah (UD1 in UD2) prav tako pride do neke najmanjše vrednosti SMF_p , kar morda pomeni, da ta trenutek v resnici predstavlja stanje, kjer so dejavniki, ki vplivajo na zniževanje frekvence v ravnovesju z dejavniki, ki jo zvišujejo. Vsaj za izometrične kontrakcije smo v nekaterih primerih pokazali, da je ta vrednost povezana z navorom skrčka, ki predstavlja mero periferne utrujenosti mišice, ter da čas SMF_p praviloma nastopi približno v istem času, kot najnižji navor, ki se potem (vsaj v krajšem obdobju) ne spreminja več.

Analiza mehanskih parametrov

Izmerili smo še nekaj mehanskih parametrov s katerimi želimo pokazati veljavnost meritev in njihovo primerljivost z ostalimi raziskavami.

Povprečni kontrakcijski čas enojnega skrčka spočite mišice triceps brachii izmerjen pred meritvijo NHK (Slika 21) pri petih protokolih utrujanja (razen pri UD2) v petih različnih dneh, je 62.2 ± 7.1 ms in se ujema s podatki iz literature. Bozec in Maton (1987) sta izmerila čas 68 ± 9 ms, nekaj krajše čase od 70 ms pa so izmerili tudi Harridge idr (1996). Kontrakcijski časi so odvisni od sestave mišice; večji je odstotek počasnih mišičnih vlaken, daljši so časi in obratno. Za mišico triceps brachii velja, da je dokaj hitra mišica, saj je v povprečju le okrog tretjine sestavljena iz počasnih mišičnih vlaken (Bozec in Maton, 1987; Enoka, 2002, Larsson 2003). Na kontrakcijske čase lahko vpliva potenciacija, torej aktivacija mišice tik pred merjenjem kontraktibilnih lastnosti, zato smo jih merili pred meritvijo NHK. Potenciacija je najverjetneje posledica sprememb lastnosti serialnih elastičnih elementov mišic ob kontrakciji mišice. Drugi možni vzrok je fosforilacija miozinske lahke verige, ki povzroči povečano silo skrčka pri obstoječi količini razpoložljivega Ca^{2+} , ki se sprostí ob vsakem akcijskem potencialu (Hamada idr.,2000). Nasprotno smo največji navor skrčkov izmerili po NHK, da smo jih lahko primerjali z navori po utrujajočih kontrakcijah, ki so prav tako verjetno povzročile potenciacijo. Skrčki se med NHK oziroma takoj po njej lahko povečajo tudi za 70% (Hamada idr.,2000). Zato se za merjenje največjih navorov skrčkov, priporoča merjenje po NHK, saj se na ta način izniči efekt potenciacije (Folland & Williams, 2007). Izmerjeni povprečni navori skrčkov posameznih merjencev so bili od 12.1 ± 2.4 Nm do 25.2 ± 1.8 Nm in v povprečju predstavljajo $20.7 \pm 5.1\%$ navora med NHK.

Razpon povprečnega največjega navora izmerjenega v petih različnih dneh med izvajanjem NHK od 69.0 ± 11.9 Nm do 111.9 ± 5.8 Nm se ujema z navori, ki jih je v spočitem stanju, pred merjenjem NHK za mišico triceps brachii pri kotu 90° v komolcu, izmeril Bilodeau (2006). Prav tako se povprečne sile, ki so jih merjenci razvili med največjo hoteno kontrakcijo, ujemajo s podatki Doheny idr. (2008); pri izometričnem iztegovanju roke v komolcu pri kotu 90° v sedečem položaju so izmerili sile okrog 400 N (odčitano iz grafa) pri mešanem vzorcu sedmih žensk in petih moških povprečne starosti 24.7 let. Sile, ki so jih razvili naši merjenci in smo jih izračunali iz prej omenjenih navorov upoštevajoč ročice posameznih merjencev, so bile 277.1 ± 48.0 N do 422.3 ± 21.9 . Pri ugotavljanju ponovljivosti NHK se je potrebno zavedati naključnega vpliva dejavnikov, ki so odvisni od dneva. To so motivacija, razpoloženje, počutje, psihološki dejavniki, ipd. V literaturi so navedene razlike v izmerjenem navoru pri NHK v različnih dneh okrog 10% (Rainoldi idr., 1999; 2001), vendar je bil razmik med dnevi največ en teden. V naši raziskavi so bile razlike med izmerjenimi navori pri polovici merjencev manjše pri drugi polovici pa malenkostno večje od 10%, verjetno zato, ker so meritve trajale relativno dolgo obdobje sedmih tednov. Po treh tednih smo namreč naredili en teden odmora, da bi se izognili morebitnemu efektu adaptacije in nato merili še tri tedne. Efektu adaptacije smo se sicer izognili tudi s tem, da smo žrebali vrstni red izvajanja protokolov utrujanja za vsakega merjenca posebej. Na ta način bi se morale vse eventualno sistematične adaptacije z računanjem povprečij med merjenci izničiti. To ne velja le za omenjeno temveč za vse obravnavane spremenljivke v tej nalogi. Poleg adaptacije na izvajano nalogo, bi na meritve lahko vplivala tudi utrujenost, ki je predstavljala drugi razlog zaradi katerega meritve nismo mogli izvesti v krajšem časovnem obdobju.

Na podlagi rezultatov naloge lahko zaključimo, da najnižja srednja frekvenca močnostnega spektra (SMF_p) signala EMG izmerjena v enakih, čim bolj kontroliranih pogojih mišičnega naprežanja do odpovedi, predstavlja ponovljivo mero, ki jo zato lahko uporabimo kot spodnjo mejo normalizacijskega intervala pri analizi signala EMG v frekvenčnem prostoru. To z drugimi besedami pomeni, da moramo SMF_p , v kolikor jo želimo uporabiti kot normalizacijsko mero, izmeriti pri enakem načinu mišičnega naprežanja kot je tisto, ki ga preučujemo. Pri tem, v primeru izometričnih kontrakcij, začetna intenzivnost (60%, 80%, 100% NHK) ne vpliva na vrednost SMF_p . V primeru dinamičnih enosklepnih in večsklepnih

kontrakcij smo ugotovili ponovljivost SMF_p v treh zaporednih ponovitvah do odpovedi, medtem ko bo ponovljivost dinamičnih kontrakcij v več različnih dneh potrebno preveriti v nadaljnjih raziskavah.

V skladu z dosedanjim vedenjem o mišični utrujenosti lahko potrdimo, da je tudi za ugotavljanje SMF_p potrebno upoštevati tako imenovani princip odvisnosti od naloge (*ang. task dependency*), zato moramo SMF_p , v kolikor jo želimo uporabiti kot mero za normalizacijo, izmeriti pri enakem mišičnem naprežanju kot je tisto, ki ga preučujemo.

7. ZAKLJUČEK

Normalizacija je postopek, ki ga moramo uporabiti, kadar želimo parametre izmerjene v različnih pogojih merjenja med seboj primerjati. Bistvo normalizacijskega postopka je, da so referenčne vrednosti, oziroma meje, ki jih uporabimo za normalizacijo, stabilne. Iz tega razloga smo v tej nalogi poskušali ugotoviti, kako stabilna oziroma ponovljiva je najnižja vrednost SMF (poimenovali smo jo SMF_p) izmerjena med nekaterimi različnimi intenzivnostmi in načini mišičnih kontrakcij. Predvidevali smo, da bi SMF_p lahko predstavljala spodnjo mejo normalizacijskega intervala za ugotavljanje sprememb SMF med mišičnim utrujanjem. Danes se v praksi vrednosti SMF normalizirajo le na njihove najvišje začetne vrednosti, podobno kot se na največjo vrednost amplitude normalizira signal EMG pri analiziranju v časovnem prostoru. Vendar je pomembna razlika ta, da je najmanjša amplituda signala EMG, ki predstavlja spodnjo mejo normalizacijskega intervala v časovnem prostoru, vedno enaka nič. V frekvenčnem prostoru temu ni tako, saj raziskave kažejo, da spodnja meja SMF ni enaka nič in ni vedno enaka; najnižje vrednosti SMF izmerjene pri različnih subjektih in različnih mišicah, so namreč lahko različne, kljub temu pa v praksi pri normalizaciji niso upoštevane.

Zato smo mišico triceps brachii (TB) v šestih različnih dneh utrujali do odpovedi kot to opisujejo protokoli utrujanja v poglavju 4.4.7. Med izvajanjem različnih tipov (izometrično, dinamično enosklepno, dinamično večsklepno) in različnih intenzivnosti mišičnega naprežanja (60% NHK, 80% NHK, 100% NHK), smo ugotavljali spremembe v nekaterih mehanskih in elektromiografskih parametrih z namenom ugotavljanja ponovljivosti (ujemanje absolutnih vrednosti) in konsistentnosti (sistematična povezanost vrednosti za nek faktor) izmerjenih podatkov.

Predpostavili smo, da bomo med mehanskimi in elektromiografskimi parametri izmerjenimi na začetku in na koncu utrujajočih mišičnih kontrakcij različnih tipov in intenzivnosti mišičnega naprežanja, ugotovili statistično značilne spremembe, kar se je tudi zgodilo. Pri vseh protokolih utrujanja so se opazovani parametri izmerjeni na koncu utrujanja opazno spremenili glede na vrednosti na začetku – navor se je zmanjšal, prav tako navor skrčkov izzvanih z električno stimulacijo, nivo aktivacije se je znižal, prav tako se je znižala SMF , ki v tej nalogi predstavlja najpomembnejši parameter.

Med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju v treh zaporednih ponovitvah pri istih pogojih izometričnega ali dinamičnega naprežanja, smo sicer našli statistično značilne razlike;

SMF_p izmerjene v prvi ponovitvi, so manjše od SMF_p izmerjenih v drugi in tretji ponovitvi, absolutne vednosti razlik so majhne. Kljub temu smo z uporabo ICC ugotovili visoko ponovljivost. Prvi del druge hipoteze, ki predpostavlja, da med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju v treh zaporednih ponovitvah pri istih pogojih izometričnega ali dinamičnega naprežanja, ne bo statistično značilnih razlik, moramo torej zavrniti, drugi del, ki predpostavlja visoko ponovljivost SMF_p, pa lahko sprejmemo.

Tretja hipoteza je predpostavljala, da med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju pri različnih intenzivnostih (60%, 80% in 100% NHK) izometričnega naprežanja, ne bo statistično značilnih razlik ter da bo ugotovljena visoka ponovljivost SMF_p. Najnižja SMF_p je bila konsistentno dosežena v prvi ponovitvi, zato smo za preverjanje tretje hipoteze, med seboj primerjali prve ponovitve različnih (po velikosti zahtevanega navora na začetku kontrakcije) izometričnih protokolov. Ugotovili smo, da med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri utrujanju pri različnih intenzivnostih (60%, 80% in 100% NHK) izometričnega naprežanja, ni statistično značilnih razlik, ter da je bila ponovljivost SMF_p zelo visoka. To z drugimi besedami pomeni, da SMF_p izmerjena v izometričnih pogojih mišičnega naprežanja ne glede na intenzivnost 60%, 80% ali 100% od NHK in ne glede na dan merjenja (pomembno z vidika nameščanja in odstranjevanja elektrod) predstavlja ponovljiv, torej stabilen parameter za normalizacijo SMF. Hipotezo 3 lahko v celoti potrdimo.

Ne moremo pa potrditi hipoteze 4, ki je predpostavljala, da med vrednostmi SMF_p izmerjenimi pri izometričnem naprežanju, dinamičnem enosklepnem naprežanju ter pri dinamičnem večsklepem naprežanju m. triceps brachii pri sestavljenem gibu, ne bo statistično značilnih razlik ter da bo ugotovljena visoka ponovljivost. Vrednosti SMF_p izmerjene med dinamičnim in izometričnim utrujanjem se namreč razlikujejo, koeficienti ICC(2,1) pa so bili statistično neznačilni, kar pomeni, da ponovljivosti absolutnih vrednosti SMF_p ni bilo. Z uporabo ICC(3,1) pa smo ugotovili dobro konsistentnost med SMF_p izmerjenimi pri dinamičnem enosklepnem in izometričnem krčenju, za DG in MG, ne pa tudi za LG. Razlogi za to so verjetno v tem, da so zaradi anatomskih značilnosti LG, pri dinamičnem načinu naprežanja, pomiki mišice glede na elektrode tako izraziti, da v veliki meri vplivajo na vrednost SMF, ki se zato razlikuje od vrednosti SMF izmerjenih med izometrično kontrakcijo. Pri analiziranju SMF_p, ki so bile izmerjene pri dinamičnem večsklepem mišičnem naprežanju do odpovedi, smo ugotovili le nizke vrednosti ICC (3,1) za DG, za ostali dve glav mišice TB pa ne.

Pri dinamičnem naprežanju (UD1 in UD2) so v primerjavi z izometričnim pri relativno enaki intenzivnosti kontrakcije (UI80) višje že tudi vrednosti SMF_z na začetku kontrakcije. Pravzaprav so se v večini primerov vrednosti SMF v odvisnosti od časa v celotnem času opazovanja pomaknile navzgor po ordinatni osi, kar pomeni da so bile pri dinamičnih kontrakcijah pri enakih relativnih naprežanjih (80% NHK) vrednosti SMF višje. Vzroki za to so morda v boljšem pretoku krvi v mišici pri dinamičnem naprežanju v primerjavi z izometričnim. Boljši pretok krvi predvsem vpliva na boljše odplavljanje produktov presnove, ki se v mišici akumulirajo med njenim delom. To povzroči hitrejše prevajanje akcijskih potencialov in posledično višje vrednosti SMF. Še drug možni razlog je v tem, da se pri enaki relativni obremenitvi pri dinamičnih kontrakcijah aktivira več hitrih motoričnih enot. Hitre motorične enote omogočajo hitrejše prevajanje akcijskih potencialov, to pa pomeni višje vrednosti SMF.

V skladu z dosedanjimi raziskavami lahko potrdimo, da je tudi za ugotavljanje najnižje vrednosti SMF (SMF_p), potrebno upoštevati tako imenovani princip odvisnosti od naloge (*ang. task dependency*). Ugotovili smo, da ima pri vseh obravnavanih intenzivnostih (60%, 80% in 100%) in načinih (izometrično, dinamično enosklepno in dinamično večsklepno) mišičnega utrujanja zmanjševanje SMF v času podoben potek: vrednosti SMF se na začetku hitro zmanjšujejo, nato se zmanjševanje upočasni dokler ne dosežejo neke najnižje vrednosti (SMF_p) in se nato proti koncu spet rahlo zvišujejo. Vrednostim SMF prikazanim na grafu v odvisnosti od časa lahko prilagodimo polinom 4. ali 5. reda in iz krivulje odčitamo najnižjo vrednost (SMF_p). Ta predstavlja ponovljivo spodnjo mejo SMF pri določenem načinu mišičnega naprežanja in jo v tem smislu lahko uporabimo kot spodnjo mejo normalizacijskega intervala. To z drugimi besedami pomeni, da moramo SMF_p , v kolikor jo želimo uporabiti kot normalizacijsko mero, izmeriti pri enakem načinu mišičnega naprežanja kot je tisto, ki ga preučujemo.

8. REFERENCE

- Allen, D.G., Lamb, G.D., Westerblad, H.(2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88,(1), 287-332.
- Allen, D.G., Lännergren, J., Westerblad, H.(1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*, 80(4),497-527.
- Amann, M., Proctor, L.T., Sebranek, J.J., Eldridge, M.W., Pegelow, D.F., Dempsey, J.A.(2008). Somatosensory feedback from the limbs exerts inhibitory influences on central neural drive during whole body endurance exercise. *Journal of Applied Physiology* 105, 1714-1724.
- Ament, W., Bonga, G. J. J., Hof, A. L in Verkerke, G. J.(1993).EMG median power frequency in an exhausting exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3 (4), 214-220.
- Andersen, P., Saltin, B.(1985). Maximal perfusion of skeletal muscle in man. *Journal of Physiology*,366,233-49.
- Asmussen, E., Mazin, B.A. (1978). Central nervous component in local muscular fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*,38(1),9-15.
- Authier, B., Rossi, A., Albrand, J.P., Decorps, M., Reutenauer, H.(1987). Effects of acute arterial occlusion on muscle energy metabolism. An experimental model using phosphorus NMR spectroscopy in the rat. *Journal des Maladies Vasculaires* 12(4),323-8.
- Avela, J., Komi, P.V.(1998). Interaction between muscle stiffness and stretch reflex sensitivity after long-term stretch-shortening cycle exercise. *Muscle Nerve*, 21(9),1224-7.
- Avela, J., Kyröläinen, H., Komi, P.V. (2001). Neuromuscular changes after long-lasting mechanically and electrically elicited fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4),317-25.
- Bachmann, C.(2002). Mechanisms of hyperammonemia. *Clinical Chemistry and Laboratory Medicine* 40,653-662.
- Barry, B.K., Enoka, R.M.(2007). The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integrative and Comparative Biology* 47(4),465-473.
- Basmaïjan, J. V., in De Luca, C. J.(1985). *Muscles Alive: Their function revealed by electromyography*, 5th edition. Baltimore: Williams and Wilkins.

- 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),190-9.
- Beelen, A., Sargeant, A.J.(1991).Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans.*Journal of Applied Physiology*,71,(6),2332-7.
- Beelen, A., Sargeant, A.J., Jones, D.A, de Ruiter, C.J. (1995).Fatigue and recovery of voluntary and electrically elicited dynamic force in humans.*Journal of Physiology*, 484,227-35.
- Behm, DG. (2004).Force maintenance with submaximal fatiguing contractions.*Canadian Journal of Applied Physiology*,29,274–90.
- Bigland-Ritchie, B. (1981).EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions.*Ciba Foundation Symposia*, 82, 130-156.
- 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.
- Bigland-Ritchie, B., Dawson, N. J., Johansson, R. S., in Lippold, O. C. J. (1986).Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions.*Journal of Physiology*, 379, 451-459.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A., Hosking, G.P., Edwards, R.H. (1978).Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle.*Clinical Science and Molecular Medicine* 54(6),609-14.
- Bigland-Ritchie, B., Rice, C.L., Garland, S.J., Walsh, M.L. (1995).Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions.V Gandevia, S.C. idr. (ur.), *Fatigue*. New York:Plenum Press.
- Bonato, P., Roy, S. H, Knaflitz, M., De Luca, C. J.(2001).Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions.*IEEE transactions on bio-medical engineering*, 48 (7), 745-53.
- Bongiovanni, L.G., Hagbarth, K.E. (1990).Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man.*Journal of Physiology*,423,1-14.

- Bozec, S., 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).
- Brasil-Neto, J.P., Cohen, L.G., Hallett, M.(1994).Central fatigue as revealed by postexercise decrement of motor evoked potentials.*Muscle Nerve*,17(7),713-9.
- Bratko, J.J.(1966).The intraclass corelation coeficient as a measure of reliability.*Psychiatry Reports* 19, 3-11
- 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.
- 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.
- Christensen, H., Sogaard, K., Jensen, B.R., Finssen, L., Sjøgaard, G. (1995).Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions.*Journal of Electromyography and Kinesiology* 5(1),27-36.
- Cifrek, M., Tonković, S., Medved, V. (2000).Measurement and analysis of myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions.*Measurement*, 27, 85-92.
- Clancy E. A., Morin E. L., & Merletti R.(2002).Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography.*Journal of Electromyography and Kinesiology*,2(1),1-16.
- Day, S.J., Hulliger, M. (2001).Experimental simulation of cat electromyogram: evidence for algebraic summation of motor-unit action-potential trains.*Journal of Neurophysiology* 86, 2144–2158.
- De Luca CJ. (1984).Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans.*Critical Reviews in Biomedical Engineering* 11(4),251-79. Review.
- De Luca, C. J.(1992).Spectral compression of the EMG signal as an index of muscle fatigue, v : Kernell, A. J., D. Sargeant (Eds), *Neuromuscular Fatigue*, Proceedings of the symposium, str . 44-51, Royal Nedherlands Academy of Arts and Sciences, Amsterdam
- De Luca, C. J.(1997).The Use of Surface Electromyography in Biomechanics.*Journal of Applied biomechanics*,13,135-163.

- De Ruiter C.J., Jones, D.A., Sargeant, A.J., De Haan, A.(1999).The measurement of force/velocity relationships of fresh and fatigued human adductor pollicis muscle.*European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 80, 386–93.
- Degens, H., Salmons, S., 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., 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.
- Doheny, E.P., Lowery, M.M., FitzPatrick, D.P., O'Malley , M.J.(2008). Effect of elbow joint angle on force–EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18,760–770.
- 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, R., J. Whelen, (1981). *Human muscle fatigue: physiological mechanisms* (str.1-18). London: Ciba foundation symposium 82, Pitman Medical, 1-18.
- Enoka R. M., in Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of applied Physiology*,72, 1631-1648.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Enoka, R.(1995). Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 5 (3), 141-149.
- Enoka, R.M., Duchateau, J.(2008) Muscle fatigue, what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology* 586 , 11–23.
- Eriksson, L.S., Broberg, S., Björkman, O., Wahren, J. (1985). Ammonia metabolism during exercise in man. *Clinical Physiology* 5(4),325-36.
- Farina, D., Merletti, R. (2004). Biophysics of the generation of EMG signals. V: R.Merletti, F. A. Parker (Ur.) : *Electromyography*, 233-253. New Jersey: IEEE Press.

- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96, 1486-1495.
- Finer, J.T., Simmons, R.M., & Spudich, J.A. (1994). Single myosin molecule mechanics: piconewton forces and nanometre steps. *Nature*, 368(6467), 113-9.
- Fitts, R. H. (1994). Cellular Mechanisms of Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 74, 49-89.
- Fitts, R. H., in: Metzger, J. M. (1988). Mechanisms of muscular fatigue. V Poortmans, J. R. (Ur.), *Principles of Exercise Biochemistry* (str. 212 – 229). Basel: Karger.
- Folland, J.P., & Williams, A.G. (2007). Methodological issues with the interpolated twitch technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17, 317–327.
- Fuglevand, A.J., Zackowski, K.M., Huey, K.A., & Enoka, R.M. (1993). Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *Journal of Physiology* 460, 549-72.
- Gabriel, D.A., & 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., Allen, G. M., in McKenzie, D. K. (1995). Central fatigue. Critical issues, quantification and practical implications. *Advances in experimental medicine and biology*. 384, 281-94.
- Gandevia, S.C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-89.
- Garland, S.J. (1991). Role of small diameter afferents in reflex inhibition during human muscle fatigue. *Journal of Physiology*, 435, 547-58.
- Garland, S.J., & Kaufman, M.P. (1995). Role of muscle afferents in the inhibition of motoneurons during fatigue. *Advances in Experimental Medicine and Biology* 384, 271-8.
- Gerdle B, Eriksson N.E., in Hagberg C. (1988). Changes in the surface electromyogram during increasing isometric shoulder forward flexions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 57, 404-8.

- Gerdle, B., Karlsson, S., Crenshaw, A. G, Friden, J.(1997). The relationship between EMG and muscle morphology throughout fatiguing static knee extension at two force levels in the unfatigued and the fatigued states. *Acta Physiologica Scandinavica* 160, 341-352.
- Gibson, H., in Edwards, G. H. T. (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine*, 2, 120 – 132.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J.(1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology* 184(1), 170-92.
- Green, H.J.(2004). Membrane excitability, weakness, and fatigue. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 29(3), 291-307.
- Hägg, G. M.(1992). Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *Journal of Applied Physiology*, 73(4), 1211-7.
- Hamada, T., Sale, D.G., MacDougall, J.D., Tarnopolsky, M.A. (2000). Postactivation potentiation, fibre type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology* 88, 2131–7.
- Harridge, S.D.R., Bottinelli, R., Canepari, R., Pellegrino, M.A., Reggiani, C., Esbjornsson M., in Saltin, B. (1996). Whole muscle and single fibre contractile properties and myosin heavychain isoforms in humans. *Pflügers Archive*, 432, 913-920.
- 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., Van Bruggen, T. A. M., Baten, C. T. M., Rutten, W. L. C., Boom, H. B. K. (1992). The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2(1), 15-25.
- Herrmens, H. J., in Freriks, B. (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. The SENIAM CD-ROM (SENIAM 9). Enschede:Roessingh Research and Development.

- Horita, T., Komi, P.V., Nicol, C., Kyröläinen, H. (1996). Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 73(5), 393-403.
- Houtman, C.J., Stegeman, D.F., Van Dijk J.P., Zwarts, M.J. (2003). Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *Journal of Applied Physiology* 95,1045–54.
- Ivanova, T., Garland, S.J., Miller, K.(1997). Motor unit recruitment and discharge behavior in movements and isometric contractions. *Muscle & Nerve* 20 (1997), pp. 867–874.
- Jakovljević, M., in Hlebš, S.(1998). *Manualno testiranje mišic*. Ljubljana : Visoka šola za zdravstvo.
- Jarm, T., Reberšek, S. (2005). *Obdelava medicinskih signalov*. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko.
- 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.
- Kadefors, R., Kaiser, E., in Petersen, I. (1968). Dynamic spectrum analysis of myo-potentials and with special reference to muscle fatigue. *Electromyography*, 8(1),39-74
- Kandel, E.R. in Sieglbaum, S.A.(1991). Directly gated transmission at the nerve-muscle synapse. V Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessel, T.M.(ur.) *Principles of neural science*, 135-152. New York: Elsevier.
- Karlsson, S., Gerdle B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque--a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11 (2),131-40.
- 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.

- Knaflitz, M., Bonato, P.(1999). Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*,9(5),337-50.
- Komi, P. V. in Tesch P.(1979). EMG frequency spectrum muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology* 42,41-50.
- Komi, P.V., Rusko, H.(1974). Quantitative evaluation of mechanical and electrical changes during fatigue loading of eccentric and concentric work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine Supplement* 3,121-6.
- Kouzaki, M. in Shinohara, M. (2006). The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* 101, 715-720.
- Kuchinad, R.A., Ivanova, T.D., 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* 158,345–55.
- Kumar, D. K., Pah, N. D., Bradley, A. (2003). Wavelet analysis of surface electromyography to determine muscle fatigue. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 11(4), 400-6.
- 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(3), 281-287.
- Lattier, G., Millet, G.Y., Martin A., Martin V. (2004). Fatigue and recovery after high-intensity Exercise. Part I:Neuromuscular fatigue. *International Journal of Sports Medicine* 25, 450 – 455.
- Lewille, L. (1983). Research in swimming: Historical and scientific aspects. V A. P. Hollander, P. A.Huijing, G. De Groot (Ur.) *Biomechanics and medicine in swimming* (7-16). Illinois: Human Kinetics publishers, Inc., Champaign.
- Lindstrom, L., Magnusson, R., in Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography* 10(4), 341-56.
- Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C., Komi, P.V. (2003). Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13,93–101.

- Lowery, M., Nolan, P., in O'Malley, M. (2002). Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12(2),111-8.
- Marsden, C.D., Meadows, J.C., 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.
- Martin, P.G., Smith, J.L., Butler, J.E., Gandevia, S.C., Taylor, J.L.(2006). Fatigue-sensitive afferents inhibit extensor but not flexor motoneurons in humans. *The Journal of Neuroscience* 26,4796-4802.
- 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, T., Miyano, H., in Sadoyama, T. (1983). The propagation of motor unit action potential and the location of neuromuscular junction investigated by surface electrode arrays. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 55(5), 594-600.
- McComas, A.J.(1996). *Skeletal muscle form and function*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- McGraw, K.O., Wong, S.P., 1996. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods* 1, 30-46.
- McKenzie, D.K., Bigland-Ritchie, B., Gorman R.B., Gandevia, S.C.(1992). Central and peripheral fatigue of human diaphragm and limb muscles assessed by twitch interpolation. *Journal Physiology*, 454,643-56.
- Merletti R, Sabbahi MA, De Luca CJ. (1984). Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52(3), 258-65.
- Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9(1): III-IV.
- Merletti, R. in Roy, S. (1996). Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *Journal of Orthopedy and Sports Physical Therapy* 24, 342-353.

- 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., Knaflitz, M. in De Luca, C. J.(1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology* 69(5), 1810-20.
- Merletti, R., Lo Conte, L.R., Sathyan, D.(1995). Repeatability of electrically-evoked myoelectric signals in the human tibialis anterior muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 5(2),67-80.
- Merletti, R., Rainoldi, A. in Farina, D. (2004). Myoelectric manifestations of muscle fatigue. V: R.Merletti, F. A. Parker (ur.) : *Electromyography*, 233-253. New Jersey: IEEE Press.
- Merton, P.A.(1954). Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology* 123, 553-564.
- Miller, R.G., Giannini, D., Milner-Brown, H.S., Layzer, R.B., Koretsky, A.P., Hooper, D., Weiner, M.W. (1987). Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates, force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle Nerve* 10(9), 810-21.
- Moritani T., Stegeman, D., Merletti, R. (2004) Basic physiology and biophysic of EMG signal generation. V: R. Merletti, F. A. Parker (Ur.): *Electromyography*, 233-253. New Jersey: IEEE Press.
- Moritani, T., Gaffney, F., Carmichael, T. in Hargis, J.(1985). Interrelationships among muscle fiber types, electromyogram and blood pressure during fatiguing isometric contraction. V D. Winter, R. Norman, R. Well, K. Hayes, A. Patla (Ur.), *Biomechanics IX-A*, (str. 287-292). Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers.
- Moritani, T., Nagata, A. in Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and science in sports and exercise* 14(3),198-202.
- Morlock, M. M., Bonin, V., Muller, G., 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.
- Mortimer, J.T., Magnusson, R., Petersén, I. (1970). Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum. *American Journal of Physiology* 219(5), 1324-9.
- Nardone, A., Schieppati, M. (1988). Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *Journal of Physiology* 395, 363–381.

- Nicol, C., Komi, P.V., Horita, T., Kyröläinen, H., Takala, T.E. (1996). Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 72 (5-6), 401-9.
- Nybo, L., Dalsgaard, M.K., Steensberg, A., Moller, K., Secher, N.H. (2005) Cerebral ammonia uptake and accumulation during prolonged exercise in humans. *European Journal of Sport Science* 8(2), 8796.
- Oberg, T., Sandsjö, L., Kadefors, R.(1992). Arm movement and EMG mean power frequency in the trapezius muscle: A comparison between surface and intramuscular recording techniques. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*,32, 87-96.
- Person, R. S., Kudina, L. P. (1968). Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 25 (1),58-68.
- 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), 213-23.
- Proctor, D.N., Shen, P.H., Dietz, N.M., Eickhoff, T.J., Lawler, L.A., Ebersold, E.J., Loeffler, D.L., 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., 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), H162-7.
- Rainoldi, A., Bullock-Saxton, J.E, Cavarretta, F., Hogan, N. (2001). Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11 425–438
- Rainoldi, A.,Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L., Merletti, R. (1999). Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9,105–119.
- Rotto, D.M., Kaufman, M. P. (1988). Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. *Journal of Applied Physiology* 64, 2306-2313.
- Roy, S.H., Bonato, P., Knaflitz, M. (1998). EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8, 233–245.

- Sadamoto, T., Bonde-Petersen, F., Suzuki, Y. (1983). Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 51(3), 395-408.
- 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), 213-26.
- Signorile, J.F., Digel, S., Moccia, G. , Applegate, B., 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. (1988). Muscle energy metabolism and electrolyte shifts during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 134(2),181-7.
- Sjøgaard, G., Adams, R.P., Saltin, B. (1985). Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. *American Journal of Physiology* 248,190-6.
- Sjøgaard,G., Kiens, B., Jørgensen, K., Saltin, B.(1986) Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 128 (3), 475-84.
- Snow, R.J., Carey, M.F., Stathis, C.G., Febbraio, M.A., Hargreaves, M. (2000). Effect of carbohydrate ingestion on ammonia metabolism during exercise in humans. *Journal of Applied Physiology* 88 (5):1576-80.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A., 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),433-6.
- Strojnik, V., Komi, P.V.(1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology* 84(1), 344-50.
- Strojnik, V., Komi, P.V. (2000). Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*,32(7), 1314-9.
- Stulen, F.B., DeLuca, C.J.(1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 28(7), 515-23.

- Suárez, I., Bodega, G., Fernández, B. (2002). Glutamine synthetase in brain: effect of ammonia. *Neurochemistry International* 41 (2-3),123-42.
- Štirn, I. (2006). *Ugotavljanje utrujenosti mišic med plavanjem na 100 metrov*. Magistrska naloga. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport
- Štirn, I., Jarm, T., 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.
- Tax, A., Denier van der Gon, J., Gielen, C., van den Tempel, C. (1989). Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Experimental Brain Research* 76 (1), 55–63.
- Taylor, J.L., Todd, G., Gandevia, S.C. (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 33, 400–405.
- Tomažin, K. (2001). *Spremembe površinskega EMG signala pod vplivom periferne utrujenosti*. Doktorska disertacija. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport
- Ušaj, A. (2001). The endurance training effect on the oxygenation status of an isometrically contracted forearm muscle. *Pflügers Arch – European Journal of Physiology*, 442 (suppl 1), 155-156.
- Van Cutsem, M., Feiereisen, P., Duchateau, J., Hainaut, K. (1997). Mechanical properties and behaviour of motor units in the tibialis anterior during voluntary contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology* 22(6):585-97.
- van Hall, G., Raaymakers, J.S., Saris, W.H., Wagenmakers, A.J (1995). Ingestion of branched-chain amino acids and tryptophan during sustained exercise in man: failure to affect performance. *Journal of Physiology* 486:789-94.
- Vandenboom, R. (2004). The myofibrillar complex and fatigue: a review. *Canadian Journal of Applied Physiology* 29(3),330-56.
- Viitasalo, J. H., Komi, P. V. (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 16, 37(2):111-21.

- von Tscharnner, V. (2002). Time frequency and principal - component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12, 479 – 492.
- Watson, P.(2008). Nutrition, the brain and prolonged exercise. *European Journal of Sport Science* 8(2), 87-96.
- Watson, P., Shirreffs, S.M., Maughan, R.J. (2004). The effect of acute branched-chain amino acid supplementation on prolonged exercise capacity in a warm environment. *European Journal of Applied Physiology* 93(3), 306-14.
- Westerblad, H., Allen, D.G., Bruton, J.D., Andrade, F.H., Lännergren, J. (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*,162(3),253-60.
- Wigmore, D.M., Propert, K., Kent-Braun J.A. (2005). Blood flow does not limit skeletal muscle force production during incremental isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology* 96 (4), 370-8.
- 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, 1432–6.
- Zwarts, M.J., Bleijenberg, G., van Engelen, B.G.(2008). Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology* 119(1), 2-10.