

Dekompozicija dinamičnih površinskih elektromiogramov s prilagodljivo obtežitvijo prispevkov motoričnih enot

Vojko Glaser¹, Aleš Holobar¹

¹Fakulteta za elektrotehniko, računalništvo in informatiko, Univerza v Mariboru
E-pošta: vojko.glaser@um.si, ales.holobar@um.si

Decomposition of dynamic surface electromyograms with adaptive weighting of motor unit contributions

Abstract. *Analysis of electromyograms (EMG) is of great importance in neurophysiology, rehabilitation, neurology, ergonomics and prosthetics. In the last decade, method called Convolution Kernel Compensation (CKC) was developed in System Software Laboratory at the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor. This method successfully decomposes surface EMG signals into contributions of individual motor units. It has been extensively tested in different experimental conditions and has proven to be very efficient in the case of isometric muscle contractions. However, in dynamic muscle contractions, geometrical deformations of muscle tissue severely affect performance of CKC method.*

In this manuscript, we study surface EMG in dynamic muscle contractions and introduce new surface EMG decomposition approach. The algorithm builds on dynamical weighting of contributions from individual motor units in CKC and adapts very well to the dynamic changes of motor unit action potentials. In moderate dynamic contractions of vastus lateralis muscle of three healthy young subjects the method accurately identified firing patterns of 6.3 ± 1.3 motor units per contraction.

1 Uvod

Dekompozicija signalov EMG je že več desetletij predmet intenzivnih znanstvenih preučevanj, saj omogoča neposreden in zelo natančen vpogled v živčni kod izhodnih plasti človeškega motoričnega živčevja [10]. Centralni živčni sistem (CŽS) nadzoruje mišično krčenje s spreminjanjem števila aktivnih motoričnih enot (ME) in njihovih hitrosti proženja. Vsako proženje ME prispeva akcijski potencial (APME). Zaradi asinhronega proženja ME in medsebojnega izničevanja pozitivnih in negativnih delov APME je izmerjen signal EMG navadno precej interferenčen, njegova interpretacija pa je precej zahtevna [1, 2, 3, 10].

Tkivo, ki leži med ME in merilnimi elektrodami, deluje kot nizkoprepustno sito, zato je amplituda in oblika APME odvisna od velikega števila težko izmerljivih faktorjev, kot so velikost ME, oddaljenost merilne elektrode od mišičnih vlaken in prevodnost tkiva med mišičnimi vlakni in merilno elektrodo. Ker je s stališča kontrolnih strategij CŽS oblika APME

nepomembna, skuša dekompozicija signalov EMG ločiti informacije o prožilnih vzorcih ME in njihovih APME. S tem v bistvu loči informacije o centralnih strategijah aktivacije skeletnih mišic od informacij o perifernih lastnostih mišic [10].

Dolga desetletja je bila dekompozicija signalov EMG v domeni igelnih meritev [3]. Slednje omogočajo zelo selektiven zajem signalov EMG, saj je detekcijski volumen igelnih elektrod omejen na nekaj mm³. S stališča zahtevnosti dekompozicije posnetih signalov EMG na prispevke posameznih ME je to zaželena lastnost. Vendar pa nudi s stališča uporabnika površinski elektromiogram številne prednosti pred klinično bolj uveljavljenimi igelnimi preiskavami, med drugim večjo ponovljivost meritev, večje preiskovančevu udobje in boljše sprejemanje preiskav, nižje stroške in manjše tveganje okužbe. Zaradi teh prednosti se površinski EMG vedno bolj uporablja v nevroznanosti, rehabilitaciji, patofizioloških preiskavah, usposabljanju športnikov in pri naprednejših vmesnikih človek-stroj [1, 2, 3]. Glavni izziv vseh teh aplikacij je natančna identifikacija motoričnih ukazov iz posnetih signalov EMG. Zaradi majhne selektivnosti merilnih elektrod, ki jih namestimo na površino kože nad preiskovano mišico, so površinski signali EMG namreč sestavljeni iz veliko večjega števila APME kot igelni signali. Poleg tega na obliko APME v površinskih signalih EMG izdatneje vplivajo še mišična anatomija in razporejenost in električna prevodnost podkožnega in kožnega tkiva.

V zadnjem desetletju je bila raziskovalna skupina Laboratorija za sistemsko programsko opremo (LSPO) na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru pionir napredka dekompozicije površinskih signalov EMG. Razvili smo metodo kompenzacije konvolutivnih jeder (ang. *Convolution Kernel Compensation – CKC*) [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10] in dokazali, da je možno iz površinskih signalov EMG, posnetih v izometričnih mišičnih skrčitvah, povsem zanesljivo in v popolnosti oceniti aktivnosti do 60 sočasno aktivnih ME.

V primerjavi z izometričnimi pogoji je analiza površinskega EMG med dinamičnimi skrčitvami veliko zahtevnejši izziv. Med dinamičnimi skrčitvami se namreč razdalje med merilnimi elektrodami in aktivnimi mišičnimi vlakni zvezno spreminjajo, kar povzroči intenzivno spreminjanje APME.

Negativni vpliv sprememb APME je bil v do sedaj objavljenih študijah mišičnih skrčitev popolnoma prezrt. Še več, večina raziskovalcev je stopnjo vzbujanja skeletnih mišic ocenjevala iz lahko izračunljivih

energijskih ovojnica signalov EMG, čeprav so te odvisne tako od centralnih kontrolnih strategij kot tudi oblik APME [3]. Objavljeni postopki imajo torej izrazito metodološko pomanjkljivost in ni jasno, v kolikšni meri odsevajo energijske ovojnice EMG skupne geometrijske spremembe preiskovanih mišic in kolikšni meri vzorce njihovega centralnega vzbujanja. Omenjene nejasnosti je mogoče rešiti z ločitvijo vpliva oblik APME od prožilnih frekvenc ME v posnetih površinskih signalih EMG, torej z dekompozicijo signalov EMG na prispevke posameznih ME. Identifikacija ME med dinamičnimi skrčitvami ponuja torej edinstven in zelo natančen vpogled v živčne kode, s katerimi CZS krmili periferno mišičevje.

2 Dekompozicija dinamičnih elektromiogramov

Tako kot pri izometričnih mišičnih skrčitvah [4, 5] lahko tudi pri dinamičnih mišičnih skrčitvah zajete večkanalne meritve signalov EMG predstavimo kot diskreten, linearen in pomično neodvisen sistem z J vhodi in I izhodi, pri čemer moramo upoštevati, da se sistemski odzivi spreminjajo z geometrijsko spremembo mišice:

$$x_i(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{l=0}^{L-1} h_{ij}(n, l) s_j(n-l), \quad i = 1, \dots, I$$

kjer je $x_i(n)$ i -ti kanal površinskega signala EMG, $h_{ij}(n, l)$ je L vzorcev dolg sistemski odziv oziroma APME j -te ME, izmerjen v i -tem kanalu ob času n . $s_j(n)$ je vlak K_j Diracovih impulzov, ki označujejo trenutke proženj j -te ME $T_j(k)$:

$$s_j(n) = \sum_{k=1}^{K_j} \delta(n - T_j(k))$$

Z vektorsko notacijo lahko ta podatkovni model zapišemo kot

$$\mathbf{x}(n) = \mathbf{H}(n)\mathbf{s}(n)$$

kjer so

$$\mathbf{x}(n) = [x_1(n), \dots, x_I(n)]$$

$$\mathbf{s}(n) = [s_1(n), s_1(n-1) \dots s_2(n) \dots s_J(n-L+1)]$$

$$\mathbf{H}(n) = \begin{bmatrix} \mathbf{h}_{11}(n) & \dots & \mathbf{h}_{1J}(n) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{h}_{I1}(n) & \dots & \mathbf{h}_{IJ}(n) \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{h}_{ij}(n) = [h_{ij}(n, 0), h_{ij}(n, 1), \dots, h_{ij}(n, L-1)]$$

Podobno kot pri izometričnih skrčitvah [4, 5], je tudi tukaj sistem enačb običajno poddeterminiran. To lahko omilimo z razširitvijo vektorja meritev z zakasnjnimi ponovitvami posamezne meritve [4, 5].

Predlagana dekompozicija dinamičnih signalov EMG sledi korakom metode CKC [4, 5]. Vendar moramo, ker signal EMG med dinamičnimi mišičnimi skrčitvami ni ergodičen na celotni časovni podpori, proženja ME oceniti na krajših časovnih intervalih:

$$\hat{s}_j(n) = \mathbf{c}_{s_j, \mathbf{x}}(a_1, a_2, f) \mathbf{C}_{\mathbf{x}\mathbf{x}}^{-1}(a_1, a_3) \mathbf{x}(n)$$

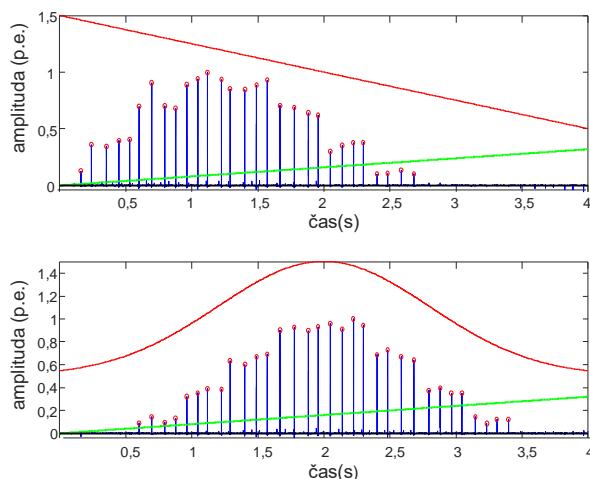
kjer je $n \in [a_1, a_3]$, $a_1 < a_2 < a_3$

$$\mathbf{C}_{\mathbf{x}\mathbf{x}}(a_1, a_3) = \sum_{p \in [a_1, a_3]} \mathbf{x}^T(p) \mathbf{x}(p)$$

$$\mathbf{c}_{s_j, \mathbf{x}}(a_1, a_2, f) = \sum_{p \in [a_1, a_2]} (f(p) \cdot \hat{s}_j(p)) \mathbf{x}(p)$$

in smo s $f(n)$ označili okensko funkcijo, ki ustrezno obteži impulse v $\hat{s}_j(n)$. Zgornji enačbi za $\mathbf{c}_{s_j, \mathbf{x}}$ in $\hat{s}_j(n)$ izmenično ponavljamo dokler ni sprememba $\hat{s}_j(n)$ zanemarljivo majhna [4, 5], začetno oceno $\hat{s}_j(n)$ pa pridobimo s pomočjo klasične metode CKC [4, 5].

Funkcija $f(\cdot)$ lahko ojači impulse na začetku, na sredini ali pa na koncu vlaka $\hat{s}_j(n)$ (Slika 1) in s tem nadzira prehod k detekciji prožilnih trenutkov ME na novem časovnem intervalu. Za uspešno detekcijo vseh proženj, moramo torej $\hat{s}_j(n)$ oceniti na različnih prekrivajočih se časovnih intervalih $[a_1, a_3]$ in z različnimi funkcijami $f(\cdot)$, nato pa ocene $\hat{s}_j(n)$ sešteti. Hitrejša je mišična skrčitev, krajši so časovni intervali $[a_1, a_3]$, na katerih lahko ocenimo $\hat{s}_j(n)$. Ta lastnost torej omeji hitrost mišične skrčitve, pri kateri je še možno uspešno razpoznati proženja posameznih ME.



Slika 1. Primer vpliva različnih okenskih funkcij $f(\cdot)$ (rdeča črta) na razpoznavo impulzov ME (modre črte) v simuliranem dinamičnem signalu EMG. Linearno padajoča funkcija $f(\cdot)$ poudari impulse na začetku preučevanega časovnega intervala (zgornji graf). Gaussova funkcija $f(\cdot)$ poudari impulse na sredini preučevanega časovnega intervala (spodnji graf). Zelena črta označuje simulirano geometrijsko skrčitev mišice.

3 Eksperimentalni protokol

Učinkovitost predlagane metode smo preverili na meritvah štiriglave stegenske mišice, in sicer mišice vastus lateralis, med skrčitvijo kolenskega sklepa. V eksperimentu so sodelovale tri osebe (starost 32 ± 4 let, višina 174 ± 3 cm, teža 70 ± 10 kg). Vsi merjenci so bili podrobno seznanjeni s potekom in namenom meritev in so pred meritvami podali pisno izjavo o zavestni in svobodni privolitvi k sodelovanju v raziskavi. Študija je bila odobrena s strani Komisije Republike Slovenije za medicinsko etiko.

Signale EMG smo zajeli z ojačevalcem USB-EMG2 (OT Bioelettronica, Torino, Italija) [11], ki podpira zajem 256 kanalov signalov EMG in 16 dodatnih analognih vhodnih signalov v 12-bitni ločljivosti. Frekvenca vzorčenja je znašala 2048 Hz. Vse meritve so bile zajete v monopolarnem načinu in filtrirane s pasovnoprepustnim sitom med 10 in 500 Hz.

Na prvi analogni vhod ojačevalca je bil priključen prožilni signal iz naprave Fastrack (Polhemus, ZDA) [12], ki omogoča sledenje gibanju v prostoru in v realnem času vrača podatke za 6 prostorskih stopenj (tri pozicije in tri orientacije), pri čemer je skupna vzorčevalna frekvenca za 4 možne senzorcje 120 Hz. V našem primeru smo s pomočjo Fastracka pridobili podatke o kotu kolenskega sklepa. Uporabili smo samo dva izmed štirih možnih senzorcjev, kar pomeni, da je frekvenca vzorčenja posameznega senzorcja znašala 60 Hz.

Obe napravi za zajem signalov sta bili preko povezave USB priključeni na standardni osebni računalnik. Za zajem signalov iz ojačevalca USB-EMG2 smo uporabili aplikacijo OTBiolab (OT Bioelettronica, Italija) [11]. Za zajem podatkov iz Fastracka in sproti prikaz povratne informacije o kotu skrčitve smo uporabili lastno skripto, napisano v programskem jeziku matlab [13]. Ker je zajem podatkov iz naprav potekal asinhrono in z različnimi frekvencami vzorčenja, smo signale naknadno sinhronizirali.

Signale EMG smo posneli z dvema dvodimenzionalnima poljema elektrod ELSCH064NM2 (OT Bioelettronica, Italija) [11]. Vsako polje je vsebovalo 64 elektrod. Medelektrodna razdalja je znašala 8 mm. Obe polji elektrod smo namestili zaporedno s stolpci vzdolž mišičnih vlaken.

Prvi senzor Fastracka je bil pritrjen na fiksno vodoravno podlago pred merjencem in z osjo x usmerjen stran od merjenca. Drugi senzor je bil položen na konice prstov na nogi in z osjo x usmerjen proti prvemu senzorcju.

Merjenec je sedel vzravnano na stolu z višinsko prilagodljivim sedalom. Obe roki sta mirovali na držalu za roke. Vsaka oseba je izvedla tri ponovitve naslednjih nalog:

1. Počasna dinamična ekstenzija kolena:

Dinamična mišična skrčitev, pri kateri se je kot kolena z enakomerno hitrostjo v 20 sekundah spremenil od 100 do 160 stopinj in nazaj. Gleženj je miroval pri kotu 100 stopinj. V posamezni

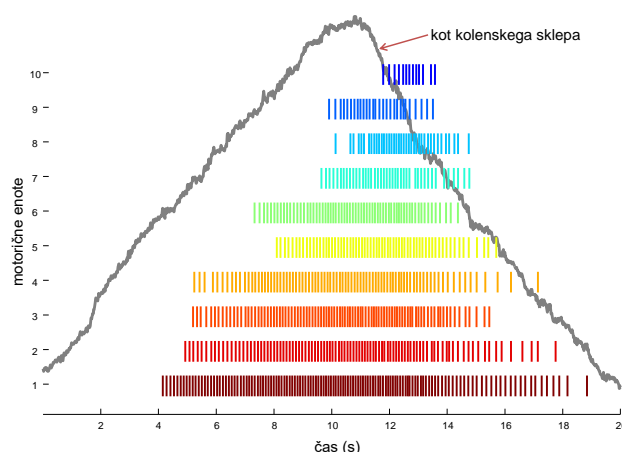
meritvi je merjenec izvedel štiri zaporedne ponovitve giba, pri čemer smo sproti prikazovali želeni in dejanski kot kolena. Stopalo je bilo obteženo z utežmi s skupno težo 1 kg, ki so bile nameščene okrog zgornjega dela stopala (pri prstih). Skupna dolžina meritve je znašala 80 s.

- 2. Hitra dinamična ekstenzija kolena:** Dinamična mišična skrčitev, pri kateri se je kot kolena z enakomerno hitrostjo v 10 sekundah spremenil od 100 do 160 stopinj in nazaj. Gleženj je miroval pri kotu 100 stopinj. V posamezni meritvi je merjenec izvedel osem zaporednih ponovitev giba, pri čemer smo sproti prikazovali želeni in dejanski kot kolena. Stopalo je bilo obteženo z utežmi s skupno težo 1 kg, ki so bile nameščene okrog zgornjega dela stopala (pri prstih). Skupna dolžina meritve je znašala 80 s.

Natančnost razpoznave proženj ME smo merili z razmerjem impulzi-šum (ang. *Pulse to Noise Ratio* – PNR), ki je bilo predstavljeno in uspešno preizkušeno v [9]. Razmerje $PNR > 30$ dB ustreza natančnosti razpoznave $> 95\%$ [9]. Koeficient variabilnosti medprožilnega razmika (KV_{MPR}) smo izračunali kot razmerje med standardnim odklonom in povprečno vrednostjo medprožilnega razmika motoričnih enot.

4 Rezultati

V povprečju je opisana metoda zaznala $6,3 \pm 1,3$ ME na skrčitev (Tabeli 1 in 2). Razpoznane motorične enote so se precej razlikovale po številu proženj (Slika 2, Tabeli 1 in 2). Razmerje PNR je v povprečju znašalo 33 ± 2 dB.



Slika 2. Prožilni trenutki ME, razpoznani iz dinamičnih površinskih signalov EMG mišice vastus lateralis med počasno dinamično ekstenzijo kolena. V prikazanem primeru je bilo razpoznanih 10 ME, ki so na sliki označene z različnimi barvami. Vsako proženje ME je označeno z navpično ravno črto. Debela siva črta prikazuje izmerjen kot kolenskega sklepa. Zaradi preglednosti je prikazana samo ena izmed štirih izmerjenih ponovitev mišične skrčitve.

Tabela 1: Število ME, razpoznanih z dekompozicijo površinskih signalov EMG mišice vastus lateralis med počasno skrčitvijo kolenskega sklepa, število razpoznanih proženj ME, razmerje PNR in koeficient variabilnosti medprožilnega razmika (KV_{MPR}). Podane so povprečne vrednosti in standardni odkloni.

Oseba	Št. ME	Št. proženj	PNR (dB)	KV_{MPR} (%)
1	$7,0 \pm 1,0$	701 ± 85	33 ± 3	28 ± 2
2	$6,3 \pm 1,2$	535 ± 129	31 ± 2	34 ± 3
3	$4,3 \pm 2,0$	468 ± 62	33 ± 3	35 ± 4

Tabela 2: Število ME, razpoznanih z dekompozicijo površinskih signalov EMG mišice vastus lateralis med hitro skrčitvijo kolenskega sklepa, število razpoznanih proženj ME, razmerje PNR in koeficient variabilnosti medprožilnega razmika (KV_{MPR}). Podane so povprečne vrednosti in standardni odkloni.

Oseba	Št. ME	Št. proženj	PNR (dB)	KV_{MPR} (%)
1	$7 \pm 1,5$	647 ± 110	34 ± 2	27 ± 2
2	$7,7 \pm 1,6$	511 ± 85	32 ± 2	32 ± 4
3	$5,3 \pm 2,3$	385 ± 119	33 ± 2	35 ± 9

5 Diskusija

Razvili smo nov postopek za dekompozicijo večkanalnih površinskih signalov EMG, posnetih med dinamičnimi skrčitvami skeletnih mišic. Podrobneje smo preučili število razpoznanih ME mišice vastus lateralis in natančnost njihove razpoznavne med zmerno dinamično ekstenzijo kolena treh zdravih oseb (18 skrčitev preučevane mišice). Metoda je vrnila od 2 do 10 sočasno aktivnih ME, pri čemer so bile med obema testiranima hitrostna skrčitev nebitvene razlike. Razpoznane ME so imele razmerje PNR 33 ± 2 dB, kar je malo nižje od običajnih vrednosti pri izometričnih kontrakcijah, a še vedno nad priporočeno vrednostjo 30 dB [9].

Razlogi za nekoliko nižjo vrednost metrike PNR se verjetno skrivajo v dinamičnih spremembah APME, ki preko nepopolne kompenzacije mešalne matrike \mathbf{H} vplivajo na višino impulzov v ocenjenih vlakih impulzov. To nakazuje, da vrednosti metrike PNR, ki je bila priporočena za izometrične skrčitve ne moremo enostavno posplošiti na dinamične skrčitve in da je v primeru slednjih metrika PNR dragoceno, a relativno konzervativno merilo natančnosti dekompozicije. To razlago potrjujejo tudi razpoznani prožilni trenutki ME (Slika 2), ki izkazujejo precejšnje ujemanje s fiziološko pričakovanimi vrednostmi frekvenc proženja. Slednje lepo odražajo v literaturi dobro dokumentirano razliko med ekscentričnimi in koncentričnimi fazami mišične skrčitve [14]. V vseh prikazanih primerih je bila namreč frekvenca proženja motoričnih enot med koncentrično fazo skrčitve višja kot med ekscentrično fazo skrčitve. Kakovost ocen proženj ME je torej popolnoma primerljiva z rezultati dekompozicije izometričnih skrčitev [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10].

Zahvala

Študija je bila izvedena v okviru projekta Neposredno ocenjevanje kontrolnih strategij mišic in njihovih koaktivacijskih vzorcev v robotsko podprti rehabilitaciji po možganski kapi (J2-7357), ki ga je iz državnega proračuna sofinancirala Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije.

Literatura

- [1] Farina D, Rehbaum H, Holobar A, Vujaklija I, Jiang N, Hofer C, Salminger S, van Vliet HW, Aszmann OC.: Noninvasive, accurate assessment of the behavior of representative populations of motor units in targeted reinnervated muscles. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* Jul;22(4):810-9, 2014.
- [2] Keenan, K.G., Farina, D., Maluf, K.S., Merletti, R., Enoka, R.M.: Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *J. Appl. Physiol.* 98, 120–131, 2005.
- [3] Farina D., Holobar A.: Characterization of human motor units from surface EMG processing, *Proceedings of the IEEE*, sprejeto v objavo, 2016.
- [4] Holobar, A., Zazula, D.: Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. *Med Biol Eng Comput* 42, 487–495. 2004.
- [5] Holobar, A., Zazula, D. Multichannel Blind Source Separation Using Convolution Kernel Compensation. *Signal Processing, IEEE Transactions On* 55, 4487 – 4496, 2007.
- [6] Holobar, A., Farina, D., Gazzoni, M., Merletti, R., Zazula, D.: Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram. *Clin Neurophysiol* 120, 551–562, 2009.
- [7] Holobar, A., Minetto, M.A., Botter, A., Negro, F., Farina, D.: Experimental analysis of accuracy in the identification of motor unit spike trains from high-density surface EMG. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 18, 221–229, 2010.
- [8] Holobar, A., Glaser, V., Gallego, J.A., Dideriksen, J.L., Farina, D.: Non-invasive characterization of motor unit behaviour in pathological tremor. *J Neural Eng* 9, 056011, 2012.
- [9] Holobar A, Minetto MA, Farina D. Accurate identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG and validation with a novel signal-based performance metric. *J Neural Eng.* 2014.
- [10] Holobar A, Farina D. Blind source identification from the multichannel surface electromyogram. *Physiol Meas.* Jul;35(7):R143-65, 2015.
- [11] OT Bioelettronica, <http://www.otbioelettronica.it/index.php?lang=en>
- [12] Polhemus Fastrak, <http://polhemus.com/motiontracking/all-trackers/fastrak>
- [13] Matlab, <https://www.mathworks.com/>
- [14] Duchateau J, Enoka RM: Neural control of lengthening contractions, *J Exp Biol.* 2016 Jan;219(Pt 2):197-204. doi: 10.1242/jeb.123158, 2016.