

Usporedba konvencionalne površinske elektromiografije i komercijalno dostupne mišićne narukvice za površinsku elektromiografiju s osvrtom na moguću kliničku primjenu

Obradović-Kuridža, Neven

Master's thesis / Diplomski rad

2017

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:105:169708>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-07**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

MEDICINSKI FAKULTET

Neven Obradović – Kuridža

**Usporedba konvencionalne površinske
elektromiografije i komercijalno dostupne
mišićne narukvice za površinsku
elektromiografiju s osvrtom na moguću
kliničku primjenu**

DIPLOMSKI RAD



Zagreb, 2017.

Ovaj diplomski rad izrađen je na Katedri za anatomiju i kliničku anatomiju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu pod vodstvom mentora dr. sc. Ivana Bohačeka i predan je na ocjenu u akademskoj godini 2016./2017.

POPIS KRATICA:

- AAEM – *eng. American Association of Electrodiagnostic Medicine* – Američko udruženje za elektrodijagnostičku medicinu
- AAPB – *eng. Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback* – Udruženje za primjenjenu psihofiziologiju i biološku povratnu spregu
- ACh – *eng. Acetylcholine* – acetilkolin
- AChE – *eng. Acetylcholinesterase* – acetilkolinesteraza
- ADP – *eng. Adenosine diphosphate* – adenzin difosfat
- APNMJ – akcijski potencijal neuromišićne jedinice
- AS – aritmetička sredina
- ATP – *eng. Adenosine triphosphate* – adenzin trifosfat
- ATP-aza – adenzintrifosfataza (adenzin trifosfat fosfohidrolaza)
- BCIA – *eng. Biofeedback Certification International Alliance* – Međunarodno udruženje za certificiranje biološke povratne sprege
- DMN – donji motoneuron
- EMG – elektromiografija
- EMNG – elektromioneurografija
- ENG – elektroneurografija
- GMN – gornji motoneuron
- ISNR – *eng. International Society for Neurofeedback and Research* – Međunarodno društvo za neurološku povratnu spregu i istraživanja
- NMJ – neuromišićna jedinica
- PPV – pozitivna prediktivna vrijednost

SD – standardna devijacija

SEMG – *eng. Surface electromyography* – površinska elektromiografija

SENIAM – *eng. Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* – Površinska elektromiografija za neinvazivnu procjenu mišića

SŽS – središnji živčani sustav

SADRŽAJ

SAŽETAK

SUMMARY

1	UVOD.....	1
2	MEHANIZAM NASTANKA ELEKTRIČNOG POTENCIJALA NA POPREČNO-PRUGASTOM MIŠIĆU; OSVRT NA POVIJESNI RAZVOJ ELEKTROMIOGRAFIJE	2
2.1	Mehanizam nastanka električnog potencijala na poprečno-prugastom mišiću	2
2.2	Povijest elektromiografije.....	10
3	IGLENA ELEKTROMIOGRAFIJA.....	14
3.1	Način provođenja iglene elektromiografije	14
3.2	Prednosti iglene elektromiografije.....	17
3.3	Nedostatci iglene elektromiografije.....	17
3.4	Indikacije i rezultati mjerenja iglene elektromiografije	18
4	POVRŠINSKA ELEKTROMIOGRAFIJA.....	19
4.1	Princip rada površinske elektromiografije.....	19
4.2	Smjernice za provođenje površinske elektromiografije	21
4.2.1	Oblik i veličina elektrode te udaljenost između elektroda	22
4.2.2	Materijal elektrode i konstrukcija senzora	23
4.2.3	Obrada površine kože.....	23
4.2.4	Pozicioniranje elektroda	23
4.2.5	Čimbenici koji utječu na signal dobiven površinskom elektromiografijom	24

4.2.6	Problem okolnog električnog šuma: primjena tehnike „dvostrukog razlikovanja“	26
4.3	Prednosti površinske elektromiografije	29
4.4	Nedostatci i ograničenja površinske elektromiografije	29
4.5	Potencijalne kliničke primjene površinske elektromiografije	30
5	„MYOARMBAND SEMG“ NARUKVICA.....	32
5.1	Publicirana istraživanja vezana uz MyoArmband SEMG uređaj	34
5.2	Potencijalne kliničke primjene MyoArmband SEMG uređaja.....	36
5.2.1	<i>Biofeedback</i> neuromuskularna rehabilitacija	36
5.2.2	Novo-osmišljeni potencijalni <i>biofeedback</i> model primjene MyoArmband SEMG uređaja	38
5.2.3	Potencijalni oblici neurorehabilitacije u djece MyoArmband SEMG uređajem	41
5.2.4	Potencijalno definiranje aktivnog stanja mišića prema amplitudi signala MyoArmband SEMG uređajem	41
5.2.5	Potencijalna detekcija potpunog mišićnog otkaza nastalog umorom MyoArmband SEMG uređajem	43
5.2.6	Potencijalno proučavanje latencije nastanka mišićne kontrakcije MyoArmband SEMG uređajem.....	44
6	ZAKLJUČAK.....	46
7	ZAHVALE	49
8	LITERATURA	50
9	KORIŠTENE ILUSTRACIJE	55
10	ŽIVOTOPIS	57

SAŽETAK

Neven Obradović – Kuridža

Usporedba konvencionalne površinske elektromiografije i komercijalno dostupne mišićne narukvice za površinsku elektromiografiju s osvrtom na moguću kliničku primjenu

Mišići i živci u ljudskom tijelu predstavljaju izvor električne energije. Promjene toka električne energije unutar poprečno-prugastih mišića se mogu bilježiti uz pomoć elektromiografije (EMG). Pritom razlikujemo iglenu EMG i površinsku elektromiografiju (eng. *surface electromyography* (SEMG)). Iglena EMG i SEMG su dijagnostički postupci koji pomažu liječniku utvrditi boluje li pacijent od miopatskog ili neuropatskog poremećaja. U ovom preglednom diplomskom radu je najprije detaljno objašnjena fiziološka podloga procesa mišićne kontrakcije. Potom je opisan način kojim senzori elektromiografskog uređaja bilježe i pretvaraju promjene toka električne energije u mišiću u slikovni prikaz.

Ovaj rad opisuje prednosti i nedostatke iglene EMG i SEMG te indikacije i mogućnosti kliničke primjene istih. Nadalje, opisane su suvremene smjernice za pravilno postavljanje elektroda na površinu kože. Također su opisane i potencijalne primjene SEMG u kliničkom radu.

Kao alternativno rješenje konvencionalnom SEMG, predstavljen je komercijalno dostupan elektromiograf, MyoArmband SEMG uređaj proizvođača Thalmic Labs Inc. (Kitchener, Ontario, Kanada). Objašnjene su njegove glavne prednosti i nedostaci, a navedene su i objavljene studije koje nastoje dokazati primjenjivost navedenog uređaja u klinici. Predložene su i potencijalne kliničke primjene u kojima bi se MyoArmband SEMG uređaj koristio u terapijske i dijagnostičke svrhe. Među njima najviše potencijala ima rehabilitacija biološkom povratnom spregom (eng. *biofeedback*) i kvalitativno mjerenje mišićnog umora te mjerenje latencije nastanka mišićne kontrakcije. Možemo zaključiti kako MyoArmband SEMG uređaj, kao i sama metoda SEMG ima veliki potencijal kliničke primjene. Primjerice, budući da je uređaj neinvazivan, populacija pedijatrijskih pacijenata imala bi velike koristi od potencijalne rehabilitacije biološkom povratnom spregom.

Ključne riječi: elektromiografija, akcijski potencijal, biofeedback, elektrode, MyoArmband

SUMMARY

Neven Obradović – Kuridža

Comparison of conventional surface electromyography and commercially available surface electromyography muscle cuff with a review of possible clinical uses

Muscles and nerves of the human body represent a source of electric energy. Changes in the electric current inside the skeletal muscle can be detected using electromyography (EMG). EMG can be differentiated into needle EMG and surface electromyography (SEMG). Needle EMG and SEMG are both diagnostic methods. They help the clinician to determine whether a patient is being affected by a myopathic or a neuropathic disorder. In this paper, the physiology of the muscular contraction process is firstly explained in detail. Later on, the process of how the EMG sensors register and convert the electric current produced within the muscle into a graphic report are explained as well.

Furthermore, this paper describes both the advantages and disadvantages of EMG and SEMG. Also, the indications and the properties of these diagnostic methods in a clinical setting are described. This paper also describes the current guidelines for the correct placement of SEMG electrodes on the skin. In addition, several new potential clinical applications for SEMG are described.

A commercially available SEMG, the MyoArmband SEMG sensor (Thalmic Labs Inc., Kitchener, Ontario, Canada), is introduced in this paper and represented with its' advantages and disadvantages. Publications concerning the MyoArmband SEMG sensor which support the aforementioned advantages are further discussed. Later, potential clinical applications which tend to prove the therapeutic and diagnostic uses of the MyoArmband SEMG sensor are presented. Among these, biofeedback therapy together with qualitative measurement of muscle fatigue and contraction emergence latency measurement seem to have the best perspective. Altogether, this device, as well as SEMG procedure in general, hold great perspective for clinical use. Due to the non-invasive nature of the device application, paediatric patients would merely benefit from such biofeedback therapy.

Key words: electromyography, action potential, biofeedback, electrodes, MyoArmband

1 UVOD

Elektromiografija (EMG) je metoda koja koristi elektrode za detekciju promjena lokalnog električnog potencijala nastalog tijekom mišićne kontrakcije. Danas, EMG predstavlja dijagnostičku metodu kojom se objektiviziraju oštećenja perifernog živčanog i mišićnog sustava. Neizostavan je dio dijagnostičke obrade oboljelih od neuromuskularnih bolesti. EMG se može provoditi kao zasebna dijagnostička metoda, ali se češće provodi kao dio kliničke elektromioneurografije (EMNG), koja osim EMG uključuje i elektroneurografiju (ENG) (1).

EMG dijelimo na iglenu EMG i površinsku elektromiografiju (*eng. surface electromyography* – (SEMG)). Iglena EMG uključuje postavljanje barem jedne elektrode u obliku igle u sam mišić, dok SEMG koristi elektrode na površini kože (2). Osim navedenog, trenutno je komercijalno dostupan površinski elektromiograf – Myo Armband SEMG narukvica (Thalmic Labs Inc., Kitchener, Ontario, Kanada) kao dobra, jeftina i dostupna potencijalna alternativa konvencionalnom SEMG uređaju. Sve navedene vrste EMG imaju svoje prednosti, nedostatke te indikacije proizašle iz različite metodologije snimanja koje koriste (3).

U ovom preglednom diplomskom radu najprije će biti objašnjen mehanizam nastanka električnog potencijala i posljedične mišićne kontrakcije. Zatim će se prikazati ukratko povijesni razvoj EMG-a, a kasnije će se usporediti najvažnije prednosti i nedostaci iglene EMG i konvencionalne SEMG. Potom će se prikazati prednosti i nedostaci komercijalno dostupnog SEMG-a – Myo Armband SEMG narukvice (Thalmic Labs Inc., Kitchener, Ontario, Kanada) kao dobre, jeftine i dostupne alternative konvencionalnom SEMG uređaju. Naposljetku, opisan će se potencijalna primjena Myo Armband SEMG narukvice u novo-predloženim kliničkim istraživanjima, s posebnim naglaskom na rehabilitacijski postupak šake i/ili podlaktice.

2 MEHANIZAM NASTANKA ELEKTRIČNOG POTENCIJALA NA POPREČNO-PRUGASTOM MIŠIĆU; OSVRT NA POVIJESNI RAZVOJ ELEKTROMIOGRAFIJE

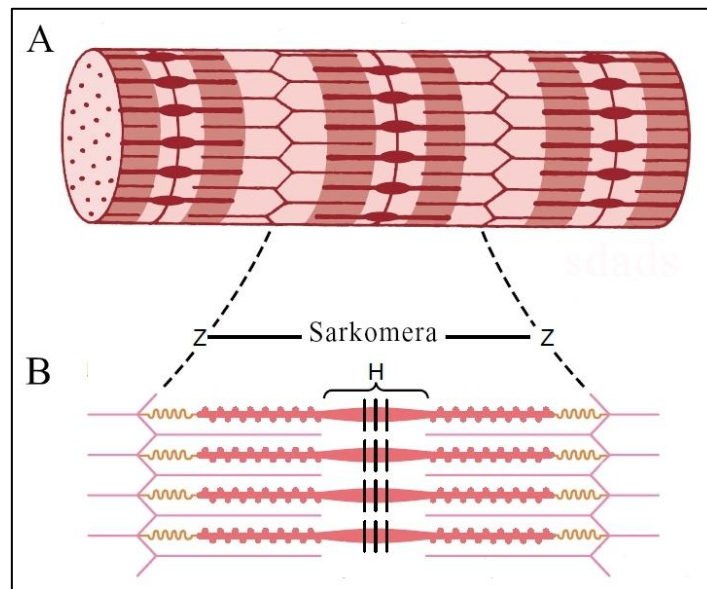
2.1 Mehanizam nastanka električnog potencijala na poprečno-prugastom mišiću

Poprečno-prugasti mišići su oni kojima možemo upravljati svojom voljom. Voljni signal za kontrakciju poprečno-prugastih mišića dolazi iz središnjeg živčanog sustava (SŽS), točnije, iz kore velikog mozga. Svjesno planiranje pokreta počinje u asocijativnim područjima kore velikog mozga, u premotoričkom području i suplementarnom motoričkom području u frontalnom režnju. Živčani signal voljne kontrakcije biva prosljeđen u primarnu motoričku koru, tj. *gyrus precentralis*, također u frontalnom režnju. Živčana vlakna koja prosljeđuju signal su asocijativna i komisuralna vlakna iz drugog i trećeg sloja moždane kore. Raspored neurona unutar navedenih područja kore posjeduje specifičnu topografsku raspodjelu. To znači da određeni dio motoričke kore korespondira s točno određenim mišićima (4,5).

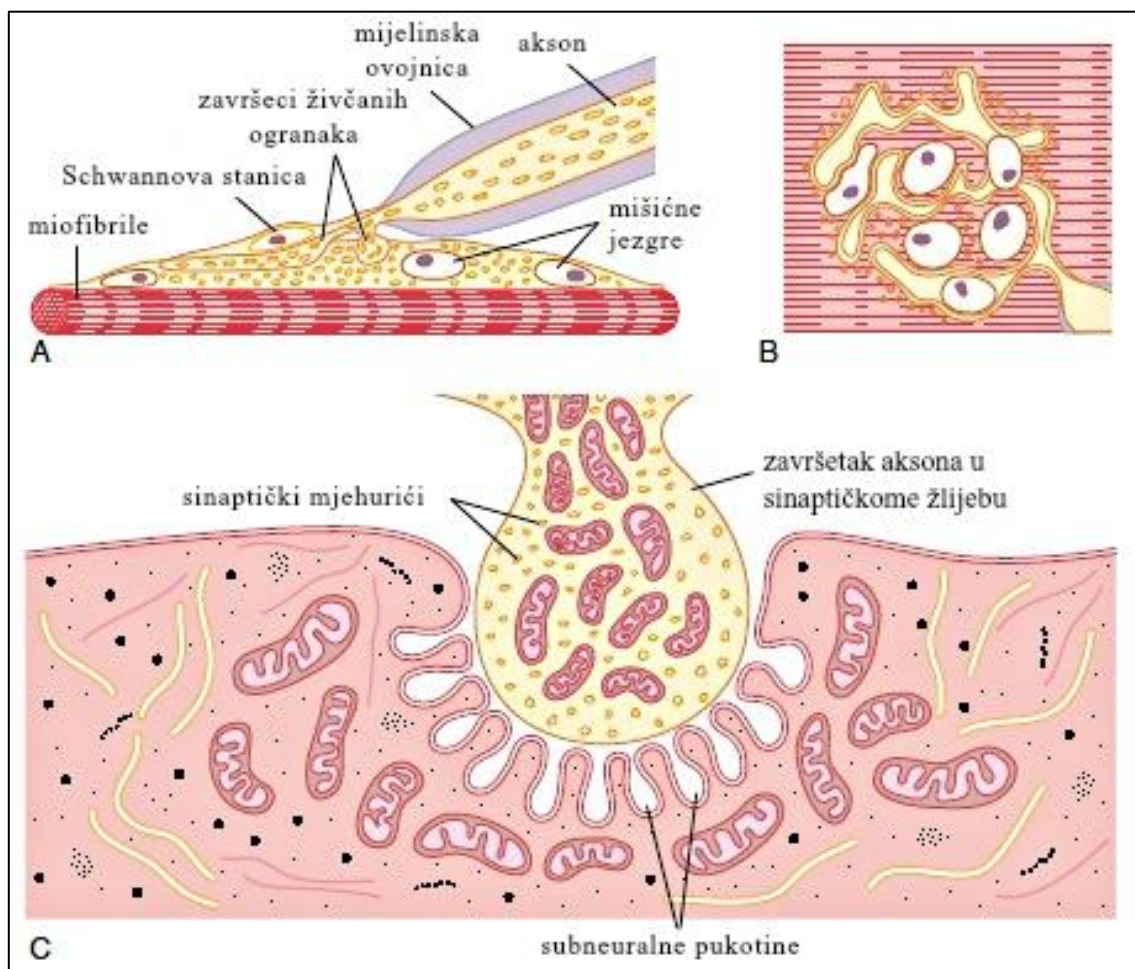
U *gyrusu precentralisu* u petom sloju moždane kore se nalaze tijela gornjeg motoneurona (GMN). Oni putem vlastitih aksona prenose eferentni signal do prednjih rogova kralježnične moždine na tijelo donjeg motoneurona (DMN). Skup tih aksona nazivamo cerebrospinalni ili piramidalni put (5).

Kada DMN zaprimi signal od GMN, akson DMN ga svojim završecima prenosi skeletnom mišiću. To čini vezanjem na površinske miofibrile skeletnih mišića (3). Poprečno-prugasti mišići su građeni od mišićnih vlakana obavijenih sarkolemom. Svako se vlakno sastoji od nekoliko stotina do nekoliko tisuća miofibrila. Miofibrile su sastavljene od brojnih polimeriziranih bjelančevinastih molekula aktina i miozina, oblikovanih u niti (7) (slike 1,5).

Mjesta vezanja aksonskih završetaka i površinskih miofibrila zovemo motoričke završne ploče. One se sastoje od uvrnuća površine miofibrilne membrane, tzv. sinaptičkog žlijeba unutar kojeg manja uvrnuća ograničavaju prostore zvane subneuralne pukotine. U sinaptički žlijeb je uronjen aksonski završetak (6) (slika 2).



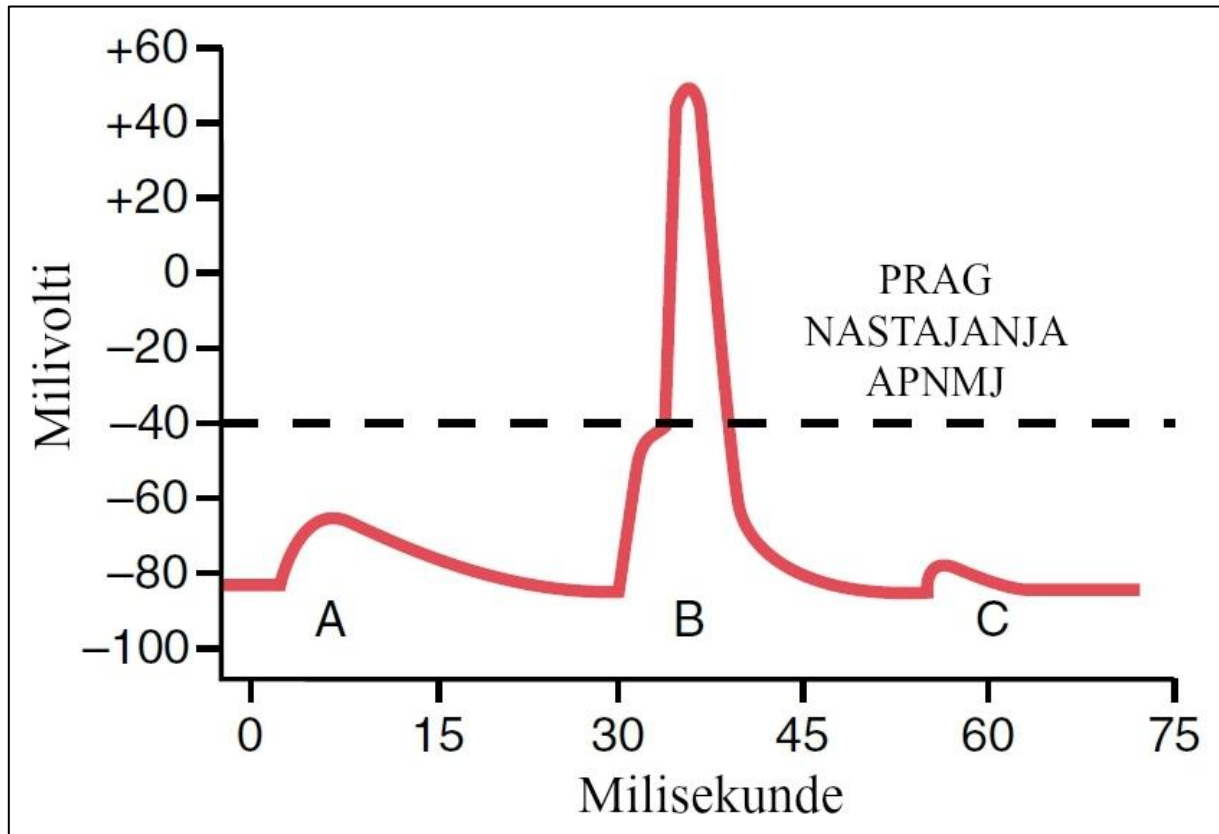
Slika 1 - A - Shematski prikaz miofibrile. B - Shematski prikaz sarkomere. Sarkomera je sastavni dio miofibrile i osnovna kontraktilna jedinica miofibrile, a proteže se između dvaju Z crta koje su mjesta insercije aktinskih niti. H označuje H-zonu, dio sarkomere u kojem postoje samo debele miozinske niti u relaksiranom mišiću. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).



Slika 2 - A, B - Shematski prikaz motoričke završne ploče. C - Mikroskopska shema sinaptičkih žlijebova. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Prijenosom akcijskog potencijala iz SŽS, zbog lokalne depolarizacije na aksonskom završetku dolazi do egzocitoze mjehurića iz citoplazme završetka. Te mjehuriće nazivamo sinaptički mjehurići, a u sebi sadrže neurotransmiter acetilkolin (ACh). ACh se osloboda u subneuralne pukotine i veže se na acetilkolinске receptore na membrani miofibrila koji su smješteni pri ulazu u subneuralnu pukotinu. Acetilkolinски receptori na membranama miofibrila su zapravo ionski kanali aktivirani molekulama ACh. Sastoje se od 5 podjedinica oblikovanih u tubularni kanal. Vežanjem dvije molekule ACh za vezna mjesta dolazi do konformacijske promjene receptora te oblik tubularnog kanala postaje propusniji za katione. Posljedica promjene je nagli ulazak kationa natrija (Na^+), kalija (K^+) i kalcija (Ca^{2+}) u unutarstanični prostor. Ulaskom navedenih kationa nastaje promjena potencijala koja se detektira kao potencijal završne ploče (6).

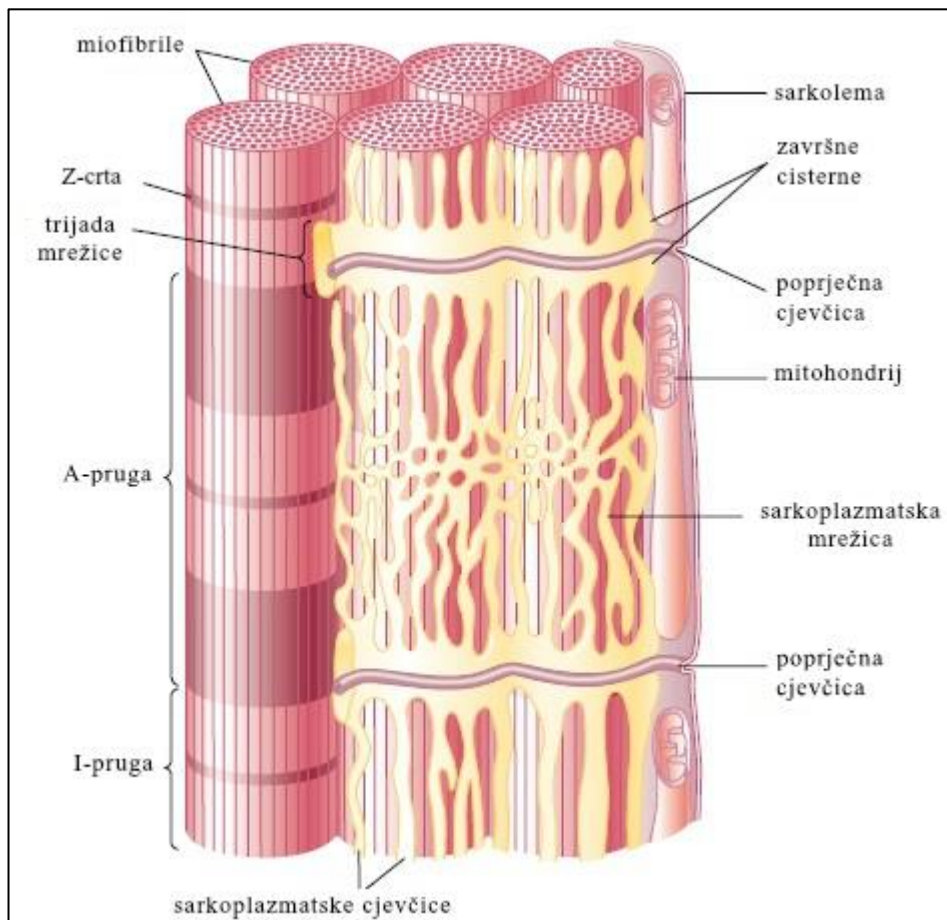
Zbroj više individualnih potencijala završne ploče čini dovoljno veliku lokalnu promjenu potencijala koja izaziva konformacijsku promjenu Na^+ kanala reguliranih naponom. Veličinu potrebne lokalne promjene potencijala za otvaranje spomenutih Na^+ kanala nazivamo pragom nastajanja akcijskog potencijala (6).



Slika 3 - Potencijali završne ploče (u milivoltima). A - Oslabljeni potencijal završne ploče u kurariziranom mišiću. B - Normalni potencijal završne ploče koji prelaskom praga nastajanja APNMJ izaziva APNMJ. C - Oslabljeni potencijal završne ploče u mišiću injektiranom boutlinum toksinom. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Otvaranjem Na^+ kanala reguliranih naponom dolazi do daljnjeg ulaza kationa kroz membranu miofibrile. Tako nastaje akcijski potencijal koji će se proširiti cijelim mišićem kroz sustav uvrnuća membrane koji zovemo poprečne ili T-cjevčice. Na taj se način postiže ujednačena i pravovremena kontrakcija miofibrila. Poprečne ili T-cjevčice su spojene na proširenja endoplazmatskog retikuluma koja nazivamo završnim cisternama, a ispunjene su Ca^{2+} ionima. Dolaskom akcijskog potencijala do završnih cisterni dolazi do oslobađanja Ca^{2+} iona u unutarstanični milje miofibrila (slika 4).

Proces simultanog prijenosa potencijala do završnih cisterni se događa u svim miofibrilama koje inervira jedan DMN koji prosljeđuje signal kontrakcije. Promjena potencijala nastala u jednoj miofibrili se naziva akcijski potencijal miofibrile. Funkcionalnu jedinicu DMN i svih miofibrila koje inervira nazivamo neuromišićnom jedinicom (NMJ). Promjenu potencijala nastalu zbrajanjem promjena potencijala svih miofibrila jedne NMJ (zbrajanjem akcijskog potencijala miofibrila) nazivamo akcijski potencijal neuromišićne jedinice (APNMJ) (8) (slika 3).



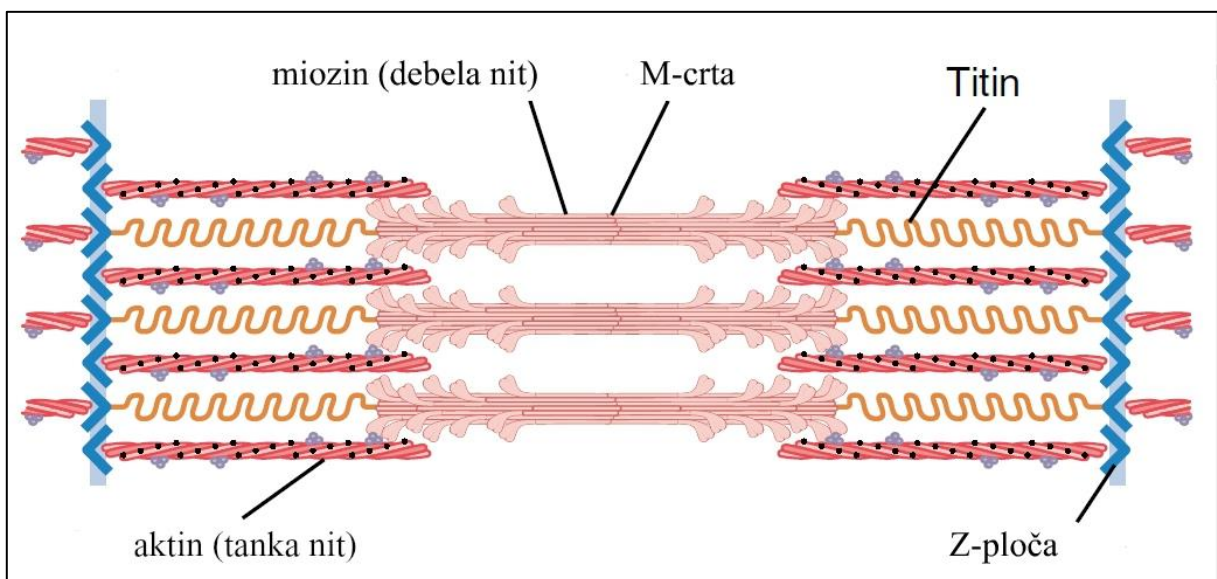
Slika 4 - Prikaz odnosa završnih cisterni i T-cjevčica sa miofibrilama. Z-crta označava mjesto insercije aktinskih niti. A-pruga označava područje preklapanja aktinskih i miozinskih niti. I-pruga označava područje u kojem su prisutne samo aktinske niti. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Prevenција hiperekscitacije mišića opisanim postupkom se sprječava eliminacijom ACh iz sinaptičke pukotine. Dva su mehanizma eliminacije ACh; enzimatska razgradnja ACh i difuzija ACh iz sinaptičke pukotine (6).

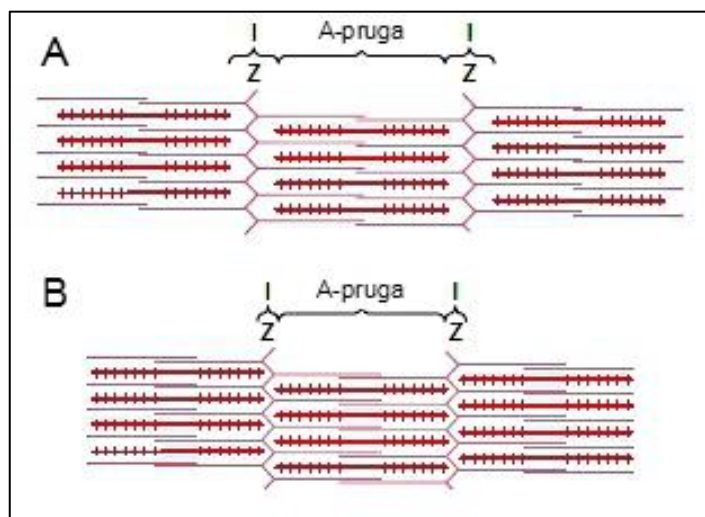
Enzimatska razgradnja je proces koji je odgovoran za kvantitativno značajniju eliminaciju ACh. Katalizirana je pomoću enzima acetilkolinesteraze (AChE) koji se nalazi u sinaptičkoj pukotini i u neposrednoj blizini postsinaptičkog žlijeba. AChE razlaže ACh na kolin i acetoacetat koji se retrogradno resorbiraju u unutarstanični prostor aksona. Difuzija ACh je kvantitativno manje važan proces u kojem dolazi do difuzije molekula ACh izvan sinaptičke pukotine, tj. u područje nižeg koncentracijskog gradijenta (6).

Kako je spomenuto, poprečno-prugasti mišići su građeni od mišićnih vlakana koja se sastoje od velikog broja miofibrila. Miofibrile su sastavljene od bjelančevinastih molekula aktina i miozina, oblikovanih u niti (7) (slike 1,5).

Aktinske i miozinske niti su glavne bjelančevine odgovorne za mišićnu kontrakciju, mehanizmom koji se naziva „mehanizam klizanja niti“ (slika 6).

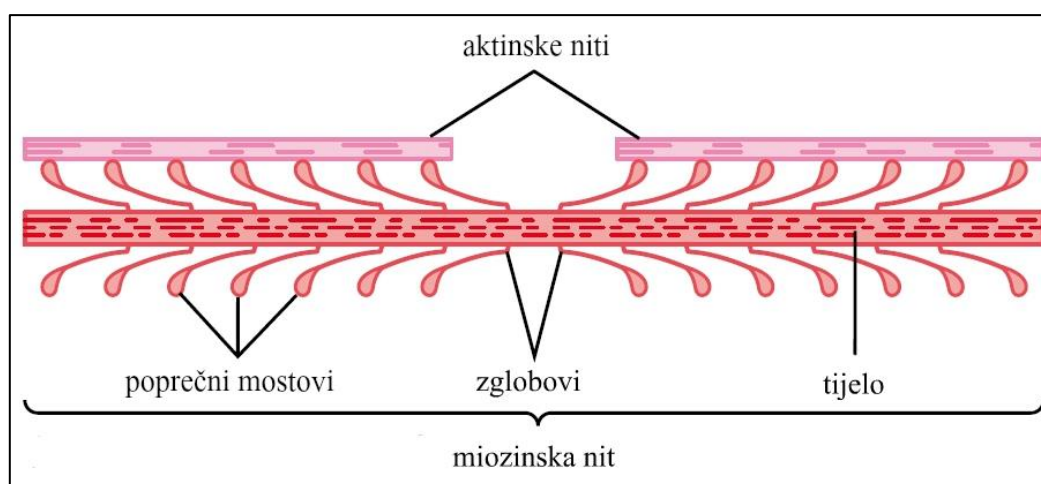


Slika 5 - Međusobni raspored aktinskih i miozinskih bjelančevina (niti) u sarkomeri. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).



Slika 6 - A - Shematski prikaz mehanizma klizanja niti u relaksiranoj miofibrili. B – Shematski prikaz mehanizma klizanja niti u kontrahiranoj miofibrili. Z označava mjesto insercije aktinskih niti. A-pruga označava područje preklapanja aktinskih i miozinskih niti. I označava područje u kojem su prisutne samo aktinske niti. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

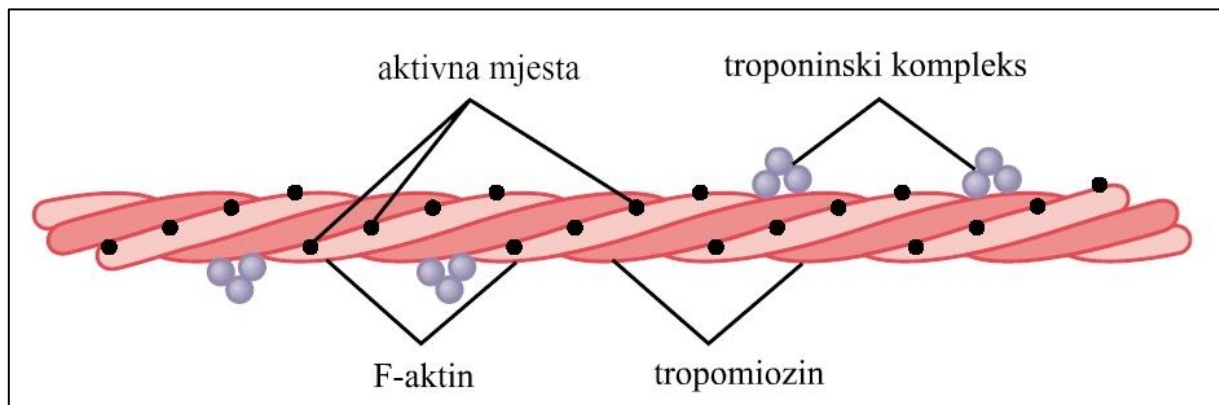
Aktinske i miozinske niti su unutar miofibrile posložene kružno. Svaka je miozinska nit okružena s 6 aktinskih, a svaka aktinska s 3 miozinske niti. Međusobno su vezane i održavaju udaljenost djelovanjem poprečnih mostova na čijem se drugom kraju nalazi glavica. Glavica jest enzim adenzintrifosfataza (ATP-aza). Poprečni most polazi s miozinskih niti tzv. „zglobom“, a glavicom (enzimom) se veže za aktivno mjesto na aktinskoj niti (7) (slika 7).



Slika 7 - Grafički prikaz poprečnih mostova i odnosa aktina i miozina. Zglobovi označavaju mjesto polaska poprečnih mostova sa miozinske niti. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Kontrakcija koristi energiju u obliku adenozin trifosfata (ATP), kojeg poprečni most (ATP-aza) razgrađuje na adenozin difosfat (ADP) i fosfat (PO_4^{3-}). Tako oslobođena energija se koristi za konformacijsku promjenu koja smješta glavicu poprečnog mosta na sljedeće aktivno mjesto. Zbirno, proces prividno izgleda kao da niti kližu jedne između drugih (slika 6). Proces se nastavlja se sve dok traje živčani signal, odnosno dok u miofibrilnom miljeu postoji ATP.

Regulaciju tog procesa rade preostale dvije bjelančevine aktinskog kompleksa osim aktina; tropomiozin i troponin (odnosno troponinski kompleks). Tropomiozin je vezan za aktin preko jednog od proteina troponinskog kompleksa - troponina T. Tropomiozin je postavljen na način da prekriva aktivna mjesta (onemogućuje vezanje glavice poprečnog mosta), ako ne postoji signal za kontrakciju. Dakle, tropomiozin prekriva aktivna mjesta kad god je miofibrila u (re)polariziranom stanju.



Slika 8 - Raspored troponina i tropomiozina oko aktivnih mjesta na aktinskim nitima. Prema: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje. Detalji u poglavlju 9.

Preostali regulatorni proteinski kompleks, tzv. troponinski kompleks, povezuje tropomiozin i aktin. Sastoji se od tri podjedinice – troponina I, troponina T i troponina C. Troponin I pokazuje velik afinitet vezanja za aktin. Troponin T pokazuje velik afinitet vezanja za tropomiozin. Troponin C pokazuje velik afinitet vezanja za Ca^{2+} ione.

Cjelokupni proces mišićne kontrakcije započinje vezanjem Ca^{2+} iona na troponinski kompleks. Ca^{2+} , jednom oslobođen u unutarstanični milje miofibrila, se veže za troponin C. To uzrokuje konformacijsku promjenu troponina I i troponina T, što dovodi do konformacijske promjene tropomiozina. Nastaje prividno „povlačenje“ tropomiozina što oslobađa aktivna mjesta na aktinskoj niti.

Ako je ATP prisutan u miljeu oslobađa se energija ATP-azom i daljnjih konformacijskih promjena vezanjem glavica na druga aktivna mjesta. Tako prividno dolazi do mehanizma „klizanja niti“. Ako se ovaj proces odvija u dovoljno velikom broju miofibrila, na makroskopskom nivou dolazi do mišićne kontrakcije (6).

Sukladno navedenom, brojni procesi prethode makroskopski vidljivoj mišićnoj kontrakciji. Sve navedene promjene potencijala koje nastaju tijekom kontrakcije zbog promjene toka ionskih struja se nastoje zabilježiti uz pomoć EMG. Valja naglasiti da se EMG ne koristi za registriranje potencijala nastalih prolaskom pojedinačnih iona kroz kanale ili receptore. Također se ne koristi za registriranje pojedinačnih potencijala završne ploče. To su to područja istraživanja bazičnih znanosti koja koriste mikrocelularne metode, poput metode "prikovanog" napona (*eng. voltage-clamping*) (9). Metoda "prikovanog" napona koristi dvije elektrode, gdje je jedna umetnuta u stanicu, a druga se nalazi izvan nje. Elektroda izvan stanice mjeri električnu energiju koja teče kroz staničnu membranu. Istodobno se održava napon membrane na unaprijed proizvoljno određenoj, konstantnoj vrijednosti uz pomoć elektrode unutar stanice. To se postiže odgovarajućim "ubacivanjem" električne energije kroz staničnu membranu preko vanjske elektrode. Inače, u većini se elektrofizioloških pokusa električna energija primjenjuje kao podražaj, a mjere se nastale promjene membranskog potencijala. Metoda prikovanog napona taj proces obrne: istraživač primjenjuje napon, a mjeri električnu energiju (9). Budući da navedene mikrocelularne metode nadilaze opseg diplomskog rada, o njima se u ovome radu neće raspravljati. Preostale promjene potencijala (akcijski potencijal miofibrile, APNMJ i ukupni akcijski potencijal svih NMJ (odnosno ukupnu električnu aktivnost) nastojimo zabilježiti EMG-om. To je moguće direktno mjerenjem ili indirektno ekstrapoliranjem zbrojeva potencijala. Rezultati dobivenih mjerenja se koriste u kliničkom radu (1,10).

2.2 Povijest elektromiografije

Rani razvoj EMG vežemo s ranim razvojem elektrodijagnostike, koja je u počecima proučavala djelovanje električne energije na tijelo životinja. Prilikom toga je otkriveno kako i živci i mišići mogu biti izvori električne energije (11). Početci tog povijesnog razvoja sežu do otkrića primitivnih kondenzatora, odnosno spremnika statičkog elektriciteta. Takvi primitivni kondenzatori su nazvani Leydenovski vrčevi, a pojavili su se 40-ih godina 18. stoljeća u

Nizozemskoj. Ti su kondenzatori omogućili tadašnjim neurofiziolozima pohranjivanje električne energije. Galvani je otkrio elektricitet u živim bićima uz pomoć Leydenovskog vrča 1791. godine. Uskoro i Volta otkriva primitivnu bateriju, što je još unaprijedilo pohranjivanje električne energije. Zatim, u prvoj polovici 19. stoljeća je izumljen galvanometar. Njega je naknadno Du Bois - Reymond uvelike poboljšao i dovoljno mu povećao osjetljivost. Njegov je galvanometar mogao detektirati električni impuls koji putuje na površini voljno kontrahiranog mišića. Tako su radom Du Bois - Reymonda počela istraživanja na ljudskim ispitanicima. Paralelno, Duchenne dokazuje da se mišići mogu stimulirati perkutano i razvija svoju tehniku stimulacije mišića elektrizacijom. Usporedno je dizajnirao i elektrode i stimulatore. Također, Erb počinje koristiti faradejsku i galvansku struju za električnu stimulaciju živaca i mišića (11).

Mišići i živci su funkcionalno vezana cjelina i razvoj EMG-a je usko povezan i isprepleten s razvojem EMNG-a. Tako je 1907. godine Piper iskoristio otkrića katodne cijevi i žičanog galvanometra da provede primitivnu EMNG ulnarnog živca. Također uspijeva zabilježiti frekvenciju mišićnih potencijala nastalih tijekom voljne kontrakcije mišića. Zaključio je da je ta frekvencija jednaka frekvenciji živčanih impulsa koje mišić zaprima. Zatim, 1916. godine Adrian uspijeva proizvesti grafičke prikaze održavanja mišićne snage koristeći električnu energiju kao poticaj za kontrakciju mišića. Isti autor kasnije na temelju elektrofizioloških radova provedenih na mačjim freničnim živcima dobiva Nobelovu nagradu za medicinu 1932. godine za otkriće APNMJ (11). Ubrzo, 1934. godine Buchthal razvija mikroelektrodu za osjetljivije detektiranje APNMJ i koristeći istu uspijeva zabilježiti amplitude i trajanje APNMJ. Zaključio je da se APNMJ razlikuju među različitim mišićima i ovisno o godinama starosti ispitanika. Također, Butchal opisuje različite nalaze EMNG u aksonalnim i demijelinizirajućim neuropatijama. Zatim, 1938. godine Denny-Brown otkriva da su fascikulacije posljedica abnormalnog nevoljnog prijenosa živčanih impulsa na mišić. Također otkriva da su fascikulacije odsutne kod aksonalne degeneracije ili pak bloka provođenja. Ujedno opisuje miotonije i kasnije objavljuje prvi udžbenik u kojemu pokušava objasniti uzročnu patologiju koja se nalazi u pozadini pojedinih EMG nalaza. U udžbeniku je prvi opisao smanjenu amplitudu i smanjeno trajanje APNMJ u oboljelih od mišićnih distrofija. 30-tih godina prošlog stoljeća se razvijao i SEMG. Jacobson je koristio SEMG u proučavanju povezanosti varijabilnosti potencijala mišića s učincima relaksacije, emocija i imaginacije (11).

U 1940-tim godinama su nastala nova istraživanja iz područja elektrofiziologije. Tako je Nobelova nagrada za medicinu 1944. godine dodijeljena Erlangeru i Gasseru. Oni su prvi vizualno prikazali akcijske potencijale iz žabljih ishidijčnih živaca koristeći osciloskop. Tako su otkrili i da brzina provođenja živčanih vlakana ovisi o promjeru živčanog vlakna. Na temelju te spoznaje su otkrili i različite vrste živčanih vlakana. Pred kraj drugog svjetskog rata Larrabee koristi oblik SEMG na ratnim ozljeđenim. Uspijeva perkutano stimulirati živce i zabilježiti ukupnu električnu aktivnost mišića. Otkriva da postoje razlike između zabilježene aktivnosti proksimalno i distalno od perifernih ozljeda živaca nastalih kod žrtava rata. Paralelno Dawson uspijeva poboljšati tehniku snimanja koristeći fotografsku superimpoziciju te uspijeva izmjeriti brzinu provođenja kroz živčano vlakno. Na temelju Dawsonovih radova Gilliatt uspijeva prikazati normalizirane vrijednosti brzine provođenja za ularni i medijani živac. Tako je mogao usporediti dobivene normalizirane vrijednosti brzine provođenja s vrijednostima zabilježenim kod pacijenata oboljelih od ularne ili medijane neuropatije. Floyd i Silver u 1950-im godinama koriste SEMG za dobivanje prve dokumentacije o bolnim poremećajima posture. Dokazuju da su erektori kralježnice u neaktivnom stanju kada ispitanici izvode antefleksiju kralježnice (11).

Paralelno se razvijao i interes za proučavanje neuromuskularnog spoja, tj. završnih ploča uz pomoć EMG i SEMG. Katz u 50-im godinama prošlog stoljeća opisuje potencijale završne ploče, presinaptičke kalcijске kanale regulirane naponom i proces otpuštanja ACh. Za svoje radove dobiva i Nobelovu nagradu za medicinu 1970. godine.

Lambert i Eaton tada proučavaju pacijente oboljele od bolesti neuromuskularne spojnice danas poznate kao Lambert-Eatonov sindrom. Opisuju prolazni pad i jak porast amplitude ukupne električne aktivnosti mišića u tih pacijenata. Na temelju njihovog rada je i otkrivena razlika između mijastenije gravis i Lambert-Eatonovog sindroma. Objasnili su razliku između presinaptičkih i postsinaptičkih poremećaja prijenosa kroz neuromuskularnu spojnicu. Stålberg uspijeva 1955. godine izvršiti EMG na jednom mišićnom vlaknu i time povećava osjetljivost pri detekciji poremećaja neuromuskularne spojnice (11).

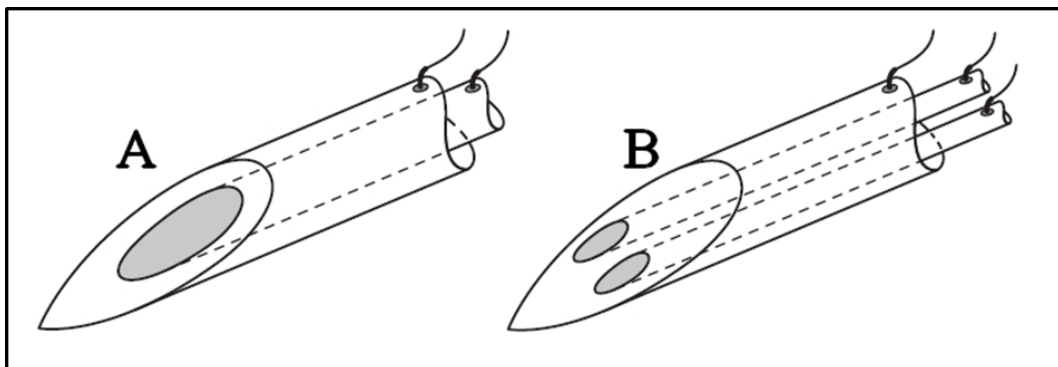
Temeljem svih otkrića nastaje prvi pravi komercijalni EMG uređaj, konstruiran i dizajniran sa svim potrebnim elementima u jednom kućištu. Konstruirali su ga Jasper, Golseth i Fizzel u SAD-u. Isto tako, 1960-ih godina se rađa tehnika rehabilitacije biološkom povratnom spregom (*eng. biofeedback*, zbog uvriježenosti uporabe navedenog termina u stručnoj

literaturi, u daljnjem tekstu se koristi termin *biofeedback*) (pogledati poglavlje 5.2.1 - *Biofeedback* neuromuskularna rehabilitacija). Prvi ju je upotrijebio Whatmore za proučavanje i liječenje emocionalnih poremećaja. Nakon njega Basmajian i Green koriste SEMG u programima relaksacije (12). Drugom polovicom 20. stoljeća EMG se sve više i više razvija i pronalazi svoje mjesto u kliničkom radu, a broj publikacija raste eksponencijalno sve do danas. Rezultati istraživanja vezanih uz SEMG se objavljuju u više od 42 medicinska časopisa, s čak više od 2500 publikacija godišnje (13).

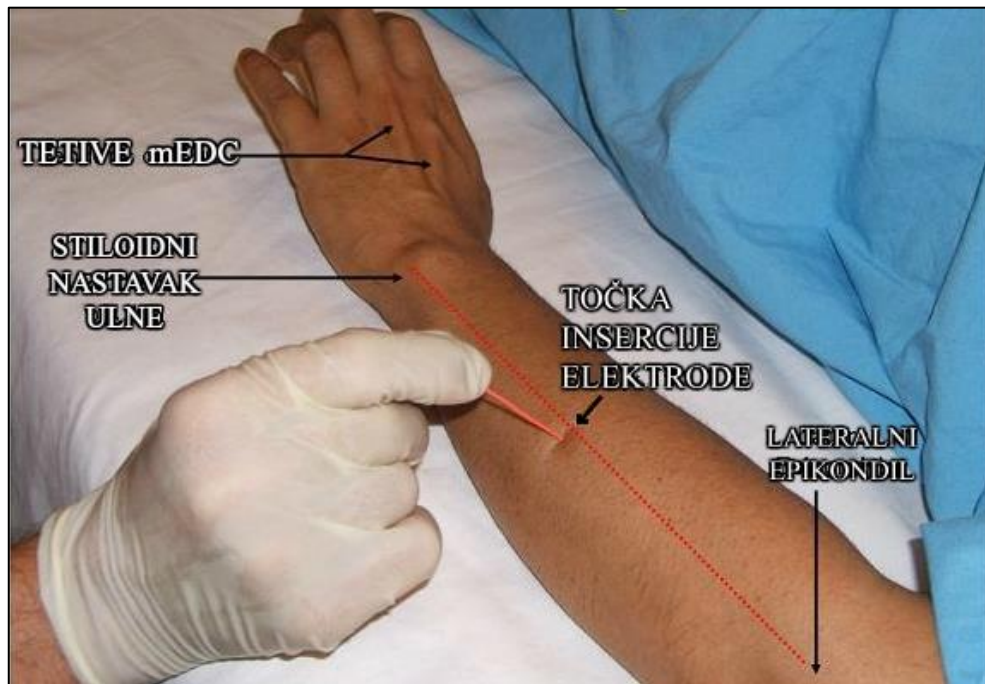
3 IGLENA ELEKTROMIOGRAFIJA

3.1 Način provođenja iglene elektromiografije

Igljena EMG je u trenutnoj kliničkoj praksi daleko zastupljenija od SEMG. Igljena EMG podrazumijeva umetanje elektrode u obliku koncentrične igle u mišić interesa. Na taj način se izravno mjere promjene potencijala između mišića i referentne elektrode. Osim navedenog, moguće je i bipolarno mjerenje kojim se mjeri razlika potencijala između dvije elektrode koje su postavljene u isti mišić (14). Rabe se iglene elektrode jer omogućuju točan uvid o pojedinačnim APNMJ. Razlog tome leži u činjenici što registriraju usko, selektivno područje polumjera od 500 mikrometara (15). Najnovije iglene elektrode registriraju čak i manje područje, a njih nazivamo žičanim elektrodama. One mjere područja veličine 25 do 100 mikrometara, a posebno su pogodne za bipolarna mjerenja.



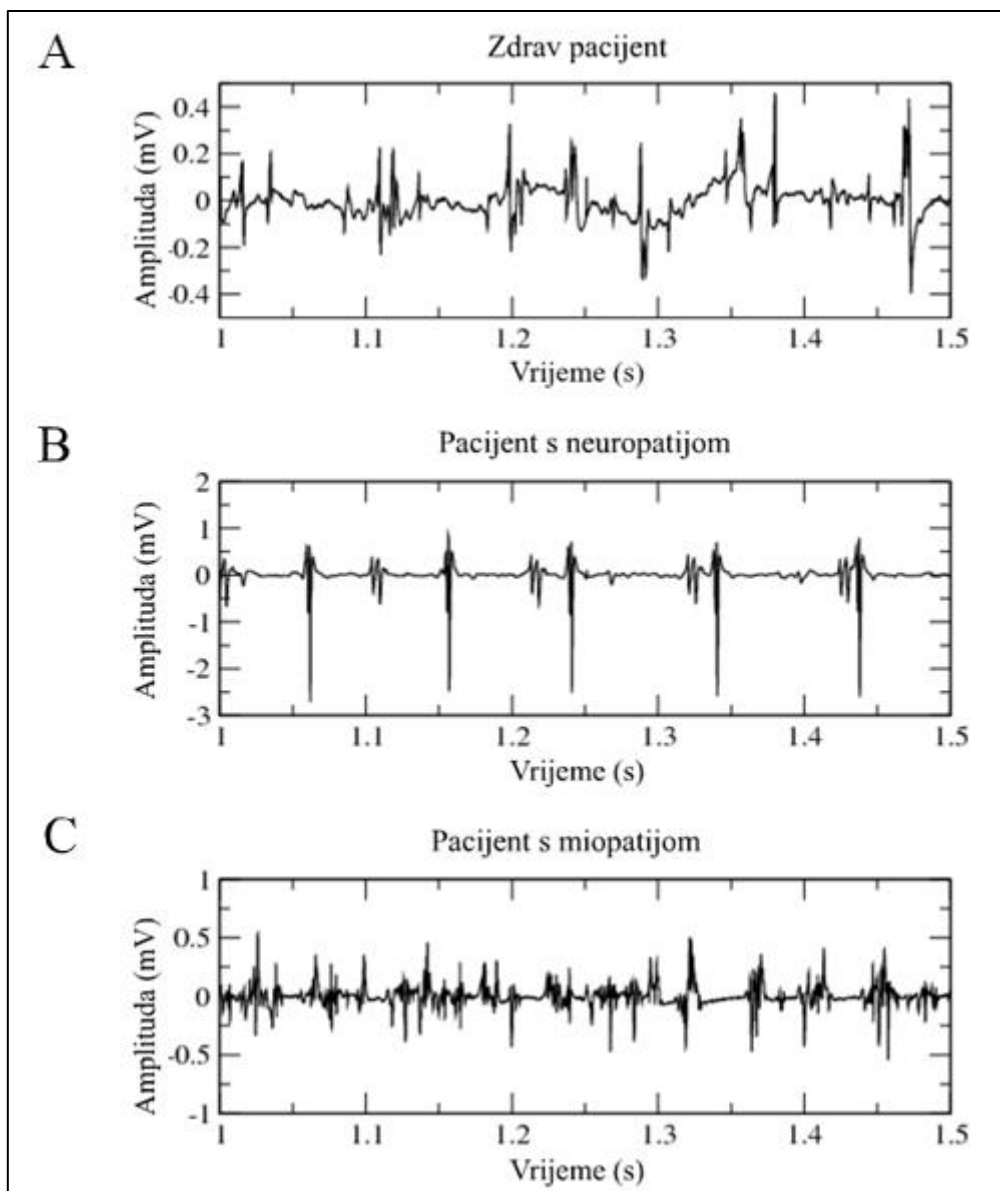
Slika 9 - A - Shematski prikaz koncentrične iglene elektrode. B - Shematski prikaz bipolarne iglene elektrode. Prema: Essentials of electromyography. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).



Slika 10 - Prikaz bilježenja signala iglenom EMG iz *m. extensor digitorum communis*. Referentna elektroda se nalazi u kućištu elektromiografa (nije prikazano na slici). Prema: Electronic Myoanatomic Atlas for Clinical EMG. [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Mogućnost mjerenja pojedinačnih APNMJ dovodi do određenih prednosti iglene EMG u primjeni u kliničkom radu (16). Te su prednosti opisane u poglavlju 3.2 - Prednosti iglene elektromiografije.

Rezultati mjerenja izraženi su grafičkim prikazom promjena veličine (voltaže) različitih potencijala od interesa u vremenu. Grafičke prikaze je potom moguće interpretirati te dobivene zaključke koristimo u kliničkom radu s pacijentima.



Slika 11 - Elektromiogram nastao bilježenjem potencijala tijekom voljne mišićne kontrakcije uz pomoć iglenog elektromiografa iz *m. tibialis anterior* tri različite osobe. A - voljnom kontrakcijom mišića u zdravog pacijenta javljaju se gusti visokovoltazni potencijali. B - voljnom kontrakcijom mišića u pacijenta s neuropatijom javljaju se prorijeđeni pojedinačni visokovoltazni potencijali. C - voljnom kontrakcijom mišića u pacijenta s miopatijom javljaju se gusti niskovoltazni potencijali. Prema: Examples of Electromyograms. [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

3.2 Prednosti iglene elektromiografije

Najveća je prednost iglene EMG mogućnost izravnog mjerenja individualnog APNMJ (16). To znači da će prilikom očitavanja i na krajnjem prikazu signala postojati puno manje artefakata. Praktički neće biti okolnog električnog šuma, budući da se radi o iznimno malenom području s kojega se očitava signal. Korištenjem iglene EMG moguće je i direktno mjerenje brzine provođenja potencijala kroz individualnu NMJ. Naime, u bipolarnom mjerenju moguće je korištenjem dvaju malenih žičanih elektroda neizravno izračunati brzinu provođenja. Izračun koristi omjer poznate udaljenosti između elektroda i vremenske latencije potrebne da distalna elektroda zabilježi promjenu električkog potencijala. Također, kao prednost se ističe dostupnost mjerenja dubljih slojeva velikih mišića te točnija mogućnost mjerenja izotoničnih kontrakcija mišića. Razlog tome leži u činjenici da je elektroda u direktnom kontaktu s promatranim mišićem ili njegovim dijelom. Na taj način ne dolazi do relativnog pomaka elektroda zbog fiziološkog skraćivanja mišića tijekom kontrakcije (16).

3.3 Nedostatci iglene elektromiografije

S obzirom na to da iglena elektroda nužno probija površinu kože postoji povećani rizik od infekcije u odnosu na SEMG (17). Zbog toga je nužno provođenje odgovarajućih mjera dezinfekcije elektroda i površine kože te odgovarajuće zbrinjavanje nastalog infektivnog otpada. Posljedično dolazi do povećanog utroška vremena i novčanih sredstava (16,17). Velik je nedostatak ujedno i sojećaj bola kojeg ispitanici doživljavaju zbog mehaničke traume kože i posljedičnog podraživanja nociceptora. Također, osim proboja kože i mišića potencijalno može doći do direktne mehaničke stimulacije ili ozljede perifernih živaca (18). Prilikom izvođenja pretrage iznimno je važna suradljivost pacijenta i posljedično njegovo uredno stanje svijesti. Naime, neka mjerenja zahtijevaju maksimalnu voljnu kontrakciju promatranoga mišića, koja radi bolnosti pretrage može biti smanjena. To posljedično smanjuje i volju pacijenta jer se osim boli često javlja i strah (19). Svi navedeni čimbenici zajednički otežavaju interpretaciju nalaza. Također, postoji kontraindikacija za pretragu u slučaju da pacijent boluje od bilo kakvih oblika koagulopatija. Koagulopatije povećavaju incidenciju nuspojava krvarenja u mišić zbog proboja kože (17,19). Svim pacijentima se savjetuje da 48 sati prije izvođenja pretrage ne uzimaju lijekove koji imaju učinak na zgrušavanje krvi (17).

3.4 Indikacije i rezultati mjerenja iglene elektromiografije

Najčešće indikacije u vidu subjektivnih tegoba pacijenta za iglenu EMG su subjektivni osjećaj boli, slabosti, trnaca ili drugih abnormalnih senzacija. Na temelju njih kliničar indicira potrebu za ovom pretragom (20).

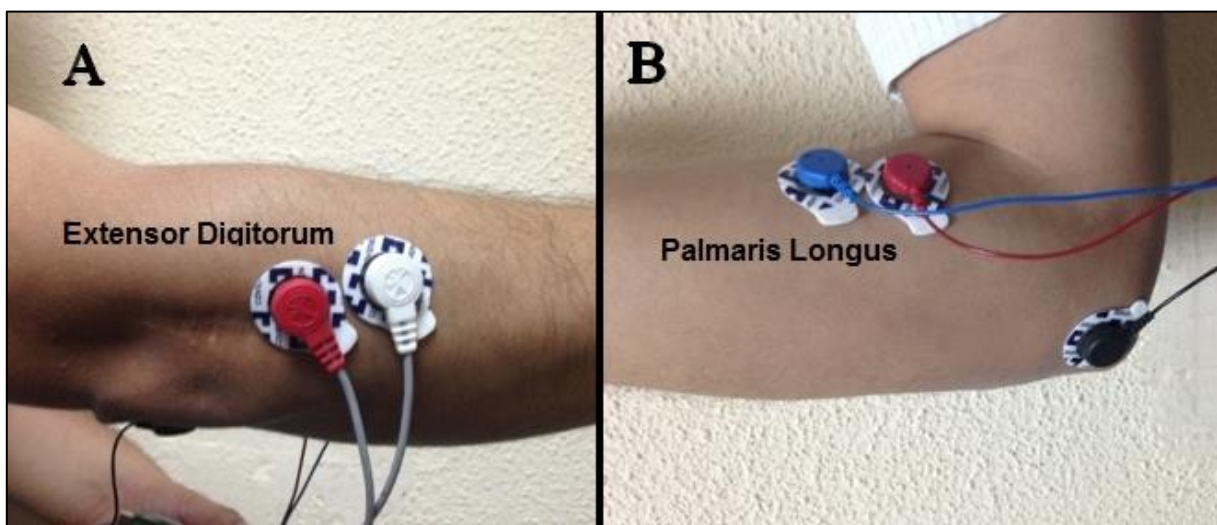
Liječnik kliničar uvidom u rezultate mjerenja iste interpretira u kontekstu kliničke slike pacijenta. Rezultati mjerenja su izraženi grafičkim prikazom promjena veličine (voltaže) različitih električnih potencijala u ispitivanom vremenu. Osim voljne aktivnosti pri kojoj su aktivirane NMJ, u iglenoj EMG se analizira i insercijska i spontana bioelektrična aktivnost (15). U mirovanju zdravi mišić ne pokazuje nikakvu električnu aktivnost osim na neuromuskularnoj spojnici. U bolesnom mišiću pak dolazi do spontanih električkih izbijanja. Ta se spontana aktivnost može manifestirati u obliku fibrilacijskih ili fascikulacijskih potencijala, u tetaniji, miontoniji i dr. Voljnom kontrakcijom zdravog mišića javljaju se gusti visokovoltažni potencijali, dok su kod miopatija potencijali gusti i niskovoltažni. U neuropatijama pronalazimo prorijeđene pojedinačne potencijale, koji su često i visokovoltažni. Normalni fiziološki potencijali koje generiraju mišićna vlakna imaju jasno definirano trajanje, amplitudu, konfiguraciju i brzinu izbijanja. Varijacije u konfiguraciji i obliku potencijala individualnih NMJ su karakteristične za poremećaje neuromuskularnog prijenosa. Lezije mogu uključivati neuralnu ili mišićnu komponentu NMJ ili pak samu neuromuskularnu spojnicu (15). Dijagnostička važnost iglene EMG je u tome što može detektirati poremećaje pojedinačnih NMJ i ukazati na mjesto podležeće lezije. To omogućuje prepoznavanje poremećaja u ranoj fazi kada još nema izrazitih kliničkih simptoma. Međutim, kao što je prethodno navedeno, nalaz EMG-a je nužno promatrati u korelaciji s kliničkim simptomima i ostalim nalazima (2,15,21,22).

Patološka stanja u pozadini abnormalnih nalaza iglene EMG su brojna. Ona uključuju mišićne distrofije poput Duchenneove i Beckerove mišićne distrofije. Također, moguće je analizirati i druge bolesti poput dermatomiozitisa, polimiozitisa, Guillan-Barreovog sindroma, miastenije gravis i Lambert-Eatonovog sindroma. Moguće je detektirati i kompresivne sindrome živaca poput sindroma karpalnog tunela i sindroma kubitalnog tunela te periferne neuropatije i periodičke paralize (23).

4 POVRŠINSKA ELEKTROMIOGRAFIJA

4.1 Princip rada površinske elektromiografije

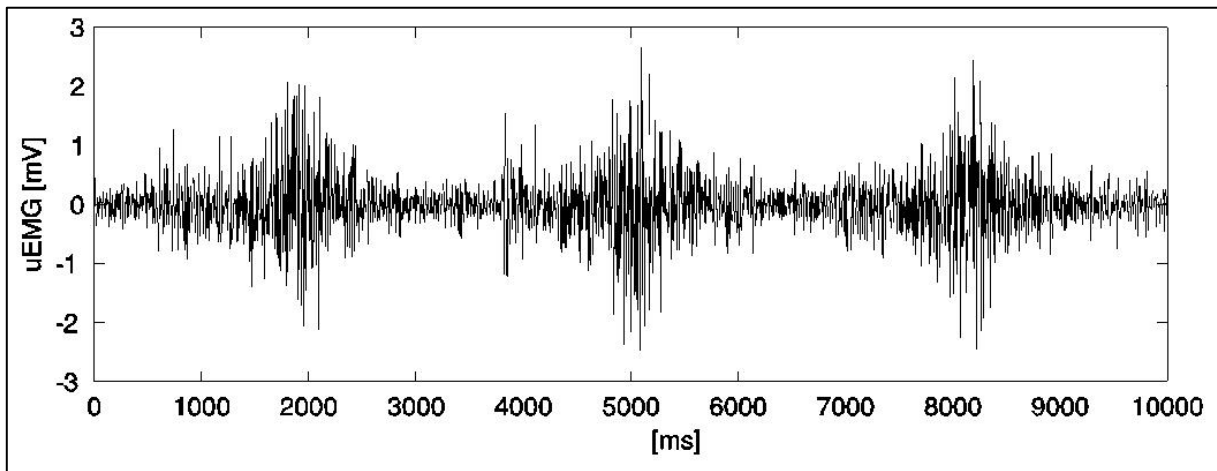
Elektrode postavljene na površinu kože u SEMG registriraju promjene potencijala električnog polja nastale promjenama ionskih struja koje su nastale unutar samog mišića. Najveći dio zabilježenih promjena potencijala nastaje zbrajanjem svih individualnih APNMJ. One nastaju prolaskom kationa kroz ionske kanale i otpuštanjem Ca^{2+} iz završnih cisterna u okolinu miofibrile. Te se promjene potencijala makroelektrofiziološki bilježe uz pomoć SEMG kao ukupna električka aktivnost svih akcijskih potencijala miofibrila u određenom vremenu (3).



Slika 12 - A - Prikaz postavljanja površinskih elektroda na *m. extensor digitorum communis*. B - Prikaz postavljanja površinskih elektroda na: *m. palmaris longus*. Crna elektroda je referentna elektroda; ostale elektrode mjere potencijal iznad navedenih mišića. Prema: Fahardo J., Galileo Bionic Hand - ST Nucleo Example. [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).



Slika 13 - Jedan od oblika površinskih elektroda korištenih u SEMG. Prema: Covidien Kendall Disposable Surface EMG/ECG/EKG Electrodes. [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).



Slika 14 - Površinski elektromiogram nastao bilježenjem tri uzastopne voljne kontrakcije *m. rectus femoris*. Prema: Medved V, Cifrek M., Kinesiological Electromyography. [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Što je jača mišićna kontrakcija, aktivira se više NMJ (makroskopski nastaje prividno sve jača kontrakcija mišića). Analogono će biti prikazana sve veća amplituda prethodno dogovorenog signala (zvučni/vizualni zapis). Razlog tome leži u činjenici da se tako povećava ukupni zbroj svih individualnih APNMJ koji doprinose ukupnoj električnoj aktivnosti (24). Međutim, ne smijemo zaboraviti ostale čimbenike, kako mikroskopske, tako i makroskopske, koji utječu na krajnji ishod signala.

Ti čimbenici utječu na same akcijske potencijale miofibrila i NMJ. Ističu se histološki sastav miofibrile i lokalne promjene unutarstaničnog miljea uzrokovane metaboličkim procesima poput hipoksije. Također se ističu promjene ionskih koncentracija, promjene temperature, razlike u duljini i promjeru miofibrile itd. (25).

4.2 Smjernice za provođenje površinske elektromiografije

SEMG je zbog jako neselektivnog načina snimanja u mogućnosti prikazati samo ukupnu električnu aktivnost promatranog područja interesa (16). Takvo očitavanje signala nije specifično za pojedinačnu NMJ i velik je nedostatak SEMG da će očitavanja biti uvijek nespecifična. Nadalje, preklapanje signala i različite mikrovarijacije dubine smještaja NMJ i njihove različite aktivacije dodatno pridonose nespecifičnosti signala.

Nadalje, značajan nedostatak je činjenica da nije moguće snimati dublje smještene mišiće pokrivenne površinskom muskulaturom ili kostima. U tim je okolnostima nužno koristiti neku vrstu iglenih elektroda (26). Primjerice, u standardnim okolnostima je teško uspoređivati razlike između gornjeg i donjeg dijela *m. trapeziusa*. Razlike mogu postojati ovisno o razlici u veličini mišića ili o pokretu koji proučavamo. Različiti pokret posljedično zahtijeva različite razine aktivacije različitih dijelova mišića. Na taj način signali dobiveni SEMG ne moraju nužno odražavati koliki mišićni rad obavlja pojedini dio mišića. Također, razlike mogu postojati zbog preklapanja električnog signala svih NMJ ispod površine elektrode (3).

Potonje uzrokuje nastanak tzv. fenomena električnog šuma (*eng. crosstalk*). To je artefakt snimanja koji se javlja kada se preklapaju prostorna polja promatranja očitanih električnih potencijala jednog dijela mišića i drugog dijela mišića. Također se pojavljuje ako se preklapaju prostorna polja jednog mišića i potpunog drugog mišića (pogledati 6.2.6 - Problem okolnog električnog šuma: primjena tehnike „dvostrukog razlikovanja“). SEMG je nespecifičan s obzirom na individualnu NMJ i uvijek postoji šansa da će se opisana polja preklapati. Gotovo je nemoguće u potpunosti izolirati signal iz točno određenog područja interesa. Električni šum je nužno eliminirati i upravo zbog električnog šuma postoji nužnost dodatne obrade signala i standardizacije SEMG metode (3). Standardizacija omogućuje dvije mogućnosti u kliničkom radu. Prva je mogućnost uspoređivanja očitavanja SEMG među

pojedincima. Druga je mogućnost uspoređivanja snimanja i studija na nivou različitih medicinskih ustanova bilo gdje u svijetu.

Jedan od pokušaja standardizacije obrade signala dobivenog SEMG-om je izdavanje preporuka za anatomske lokacije postavljanja elektroda. Između ostalih postoje i preporuke za materijal izrade konstrukcije i preporuka za način pripreme površine kože prije snimanja. Preporuke se izdaju u svrhu da se nespecifičnost između svakog signala smanji. To povećava mogućnost usporedbe na temelju toga da se svako očitavanje izvodi u što sličnijim uvjetima. Također, istom analogijom je potrebno osigurati jednakost materijala, oblika i tipa elektroda. Iz tog razloga su se pojavila društva koja redovno izdaju smjernice za provođenje SEMG. Jedno od njih je europsko društvo pod nazivom SEMG za neinvazivnu procjenu mišića (*eng. Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles - SENIAM*), koje broji preko 100 članova iz laboratorija diljem Europe. Okupljeno je kako bi se izradile smjernice za pravilnu izvedbu metode SEMG (26,27). U SAD-u je u istu svrhu osnovano Američko udruženje za elektrodijagnostičku medicinu (*eng. American Association of Electrodiagnostic Medicine - AAEM*) (27).

U daljnjem tekstu slijedi sistematični pregled nedostataka SEMG uz opisane pristupe tim nedostacima prema SENIAM smjernicama.

4.2.1 Oblik i veličina elektrode te udaljenost između elektroda

Ne postoje preporuke za oblik elektrode, ali postoji preporuka da njihova dužina u smjeru mišićnih vlakana nije veća od 10 mm. Udaljenošću između elektroda smatra se udaljenost od središta jedne do središta druge elektrode. Ta udaljenost između dviju vodljivih površina dvije elektrode ne smije biti veća od jedne četvrtine duljine mišićnih vlakana promatranog mišića. Odnosno, preporuke zahtijevaju da se na različite mišiće i njihove različite anatomske dijelove elektrode postavljaju na točno određene različite udaljenosti. Gotovo sve međusobne udaljenosti koje se koriste u praksi iznose više od 20 mm. Njihov popis stoji u SENIAM-ovim smjernicama (25,28).

4.2.2 Materijal elektrode i konstrukcija senzora

Metal od kojega je napravljena elektroda dolazi u kontakt s kožom, a cilj je da taj kontakt bude što kvalitetniji. Kvalitetan kontakt je onaj koji ima nisku impedanciju i stabilnu strukturu tijekom mjerenja. Preporuka je koristiti elektrode od nehrđajućeg čelika ili srebrovog klorida.

Preporuke zahtijevaju da se osigura nepomičnost i jednaka udaljenost među elektrodama, kako je opisano u prethodnom odlomku. To se postiže adekvatno dizajniranom konstrukcijom senzora. SENIAM preporuke uključuju korištenje kablova/elastičnih poveznica koji su načinjeni od materijala malene težine. Preporuke zahtijevaju da budu sastavljene tako da se čim više smanje artefakti snimanja koji nastaju pomicanjem promatranih udova. Iz toga proizlazi da je potrebno održavati jednaku udaljenost među elektrodama (25,27,28).

4.2.3 Obrada površine kože

U svrhu poboljšanja kvalitete dobivenog signala, preporučuje se kožu koja se nalazi iznad ispitivanog mišića obrisati medicinskim alkoholom. Zatim, alkohol treba pustiti da ispari kako bi se postigla suha površina. Ako nije moguće dobiti dobar signal preporučuje se obrijati dlake područja na koje postavljamo elektrode te ponoviti postupak brisanja alkoholom (25,27,28).

4.2.4 Pozicioniranje elektroda

Kako je već opisano, stabilnost EMG snimanja uvelike ovisi o poziciji elektroda na koži. Različite pozicije elektroda mogu prekrivati različit broj i veličinu NMJ čiji će signal uređaj zabilježiti. Javlja se električni šum koji značajno mijenja dobiveni signal te može dovesti do pogrešnog zaključka ili omesti provođenje valjane analize signala. On se najčešće javlja ako je elektroda postavljena na samu granicu ispitivanog mišića. Tako se njeno polje očitavanja nalazi točno na granici dvaju mišića (25,27,28).

SENIAM je posljedično razvio točne preporuke za postavljanje elektroda na 27 različitih mišića. Temeljene su na dvije specifične preporuke za svaki mišić.

Prva preporuka se tiče postavljanja elektrode spram longitudinalnog smjera mišića. Preporučeno je da u longitudinalnom smjeru elektrode budu postavljene na polovici udaljenosti između hvatišta distalne tetive i inervacijske zone mišića. Time bi se efekt i najmanjeg pomaka elektrode na amplitudu signala umanjio za najveću moguću razinu.

Druga preporuka se tiče postavljanja elektrode spram transverzalnog smjera mišića. Preporučeno je da se u transverzalnom smjeru promatraju signali dobiveni iz elektroda postavljenih dalje od anatomskih „rubova“ mišića ili njegovih podjela. Tako se umanjuje električni šum na signal iz svih drugih mišića. Na taj se način otvara mogućnost očitavanja relativno čistog signala iz promatranog mišića.

Kako je već opisano, preporučeno je koristiti elastične poveznice/kablove u konstrukciji cjelokupnog senzora na takav način da ne otežavaju pokrete. Međutim, elektrode moraju biti u dobrom kontaktu s kožom, dobro fiksirane, bez neželjenih pomaka (25,27,28).

4.2.5 Čimbenici koji utječu na signal dobiven površinskom elektromiografijom

Brojni anatomske, fiziološke i tehničke čimbenici čak i nakon provedene standardizacije mogu značajno otežati kvalitetnu interpretaciju nalaza. Oni postoje zbog interakcije živčanog i mišićnog sustava u izazivanju mišićne kontrakcije. Te čimbenike možemo podijeliti na uzročne, posredne i predodređene (25).

Uzročni su čimbenici oni koji imaju osnovni, elementarni utjecaj na signal. Dijelimo ih na intrinzične i ekstrinzične.

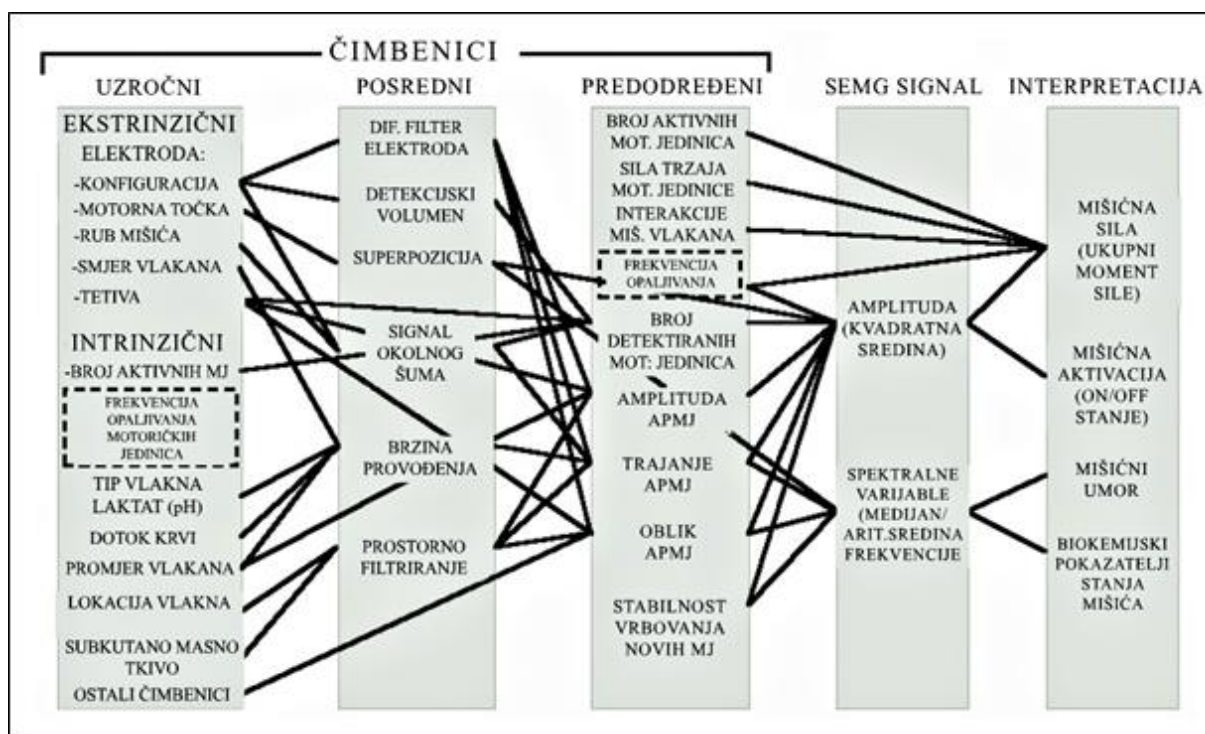
Intrinzični, odnosno unutrašnji čimbenici proizlaze iz fizioloških, biokemijskih i anatomskih svojstava mišića i nije ih moguće kontrolirati. Za početak, različit broj aktivnih NMJ ispod površine kože među ispitanicima svakako utječe na različit signal među ispitanicima (25). Također, ističe se i različit sastav vlakana mišića (crvena i bijela) koji direktno utječe na brzinu promjene pH unutarstaničnog miljea. Opisan je utjecaj promjena pH na signal i potencijalna korelacija promjene pH s porastom mišićnog umora (25). Jednako tako, različit dotok krvi u mišić i različit promjer mišićnih vlakana direktno utječu na brzinu provođenja (25). Nadalje, varijabilna dubina aktivnih vlakana unutar mišića s obzirom na površinu kože je obrnuto proporcionalna s amplitudom i frekvencijom signala. Jednakim mehanizmom

djeluje i debljina kože i samog potkožnog tkiva iznad mišića (25,29). Ekstrinzični čimbenici (prethodno opisani u poglavljima 4.2.1 - 4.2.4) proizlaze iz strukture samog senzora. To su konfiguracija elektrode, usmjerenje elektrode u smjeru vlakana, smještaj elektrode na motornoj točki, smještaj po rubovima mišića itd.

Posredni su čimbenici fizikalni i fiziološki fenomeni koji su sami pod utjecajem uzročnih čimbenika. Posredni čimbenici ujedno imaju izravan utjecaj na predodređene čimbenike. Tu pripada efektivna površina elektrode budući da veći detekcijski volumen može detektirati signal iz više NMJ. Također, tu pripadaju superpozicija (preklapanje) akcijskih potencijala i električni šum iz električnog polja obližnjih mišića koji nam nisu u interesu. Nadalje, posredni su čimbenici i brzina provođenja mišićnih vlakana te na posljeticu relativan smještaj elektrode spram aktivnih NMJ (prostorno filtriranje).

Utjecaj posrednih čimbenika na dobiven EMG zapis se umanjuje primjenom strogo izometričnih kontrakcija u području ispitivanja i istraživanja. Naime, relativan pomak elektrode spram aktivnih NMJ može dovesti do toga da se ispod detekcijske površine elektrode pojave nove NMJ. Paralelno, stare NMJ se izmaknu ispod detekcijske površine. Problem postoji jer se relativan pomak pojavljuje fiziološki jer se miofibrile skraćuju tijekom kontrakcije. Time se potencijalno može dobiti potpuno lažni signal. Također, izometričkom kontrakcijom eliminiraju se i naponi SŽS da ukupnu silu kontrakcije poveća aktivacijom agonističkih mišića u okolici promatranog mišića (25).

Predodređeni su čimbenici oni koji imaju izravan utjecaj na informacije koje dobivamo iz SEMG signala i očitane mišićne sile. Navodi se broj aktivnih NMJ, mehanička interakcija između različitih NMJ, frekvencija aktiviranja NMJ i angažiranje novih NMJ. Također, spominje se trajanje, oblik i amplituda APNMJ (25). Međusobni utjecaj svih navedenih čimbenika i njihov konačan utjecaj na očitani SEMG signal je vidljiv na slici 15.



Slika 15 - Shematski dijagram koji prikazuje utjecaj različitih čimbenika na interpretaciju SEMG signala. Prema: De Luca CJ., The use of surface electromyography in biomechanics. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

4.2.6 Problem okolnog električnog šuma: primjena tehnike „dvostrukog razlikovanja“

Jedan od osnovnih problema u korištenju SEMG i interpretaciji dobivenih nalaza leži u anatomiji ljudskog organizma. Gotovo ne postoji takva mišićna radnja pri kojoj bi mišićni rad odradio samo jedan, izolirani, mišić. Mišići su dio funkcionalnog sustava i agonisti rade sinergistički, sudjelujući u pokretima udova koji se odvijaju u istom funkcionalnom smjeru (7). Primjerice, fleksiju natkoljenice obavljaju sinergistički tri mišića (*m. biceps femoris*, *m. semimembranosus* i *m. semitendinosus*).

Tehnički je iznimno zahtjevno potpuno eliminirati električni šum iz okolnih mišića. Osim opisanog doprinosa okolnih mišića agonista nekoj mišićnoj radnji, svaki mišić održava i određeni tonus u stanju voljnog mirovanja. Voljno mirovanje je stanje bez aktivnog pokušaja kontrakcije voljnim signalom iz SŽS. Nadalje, radi stabilizacije pokreta i samog uda često se kontrahiraju i antagonistički mišići tijekom izvođenja određenih mišićnih radnji (7). Sve opisano također doprinosi ukupnom električnom šumu. Dakle, električni šum može nastati u okolici promatranog mišića iz nekoliko mišića. Nastaje iz aktivnih mišića agonista, iz aktivnih

mišića antagonista i pasivnih mišića u voljnom mirovanju (7,25). Dakle, kretnje koje podrazumijevaju aktiviranje većeg broja mišića u manjem volumenu su od posebnog značaja. One imaju veći električni šum budući da se električna polja APNMJ višestruko preklapaju (25).

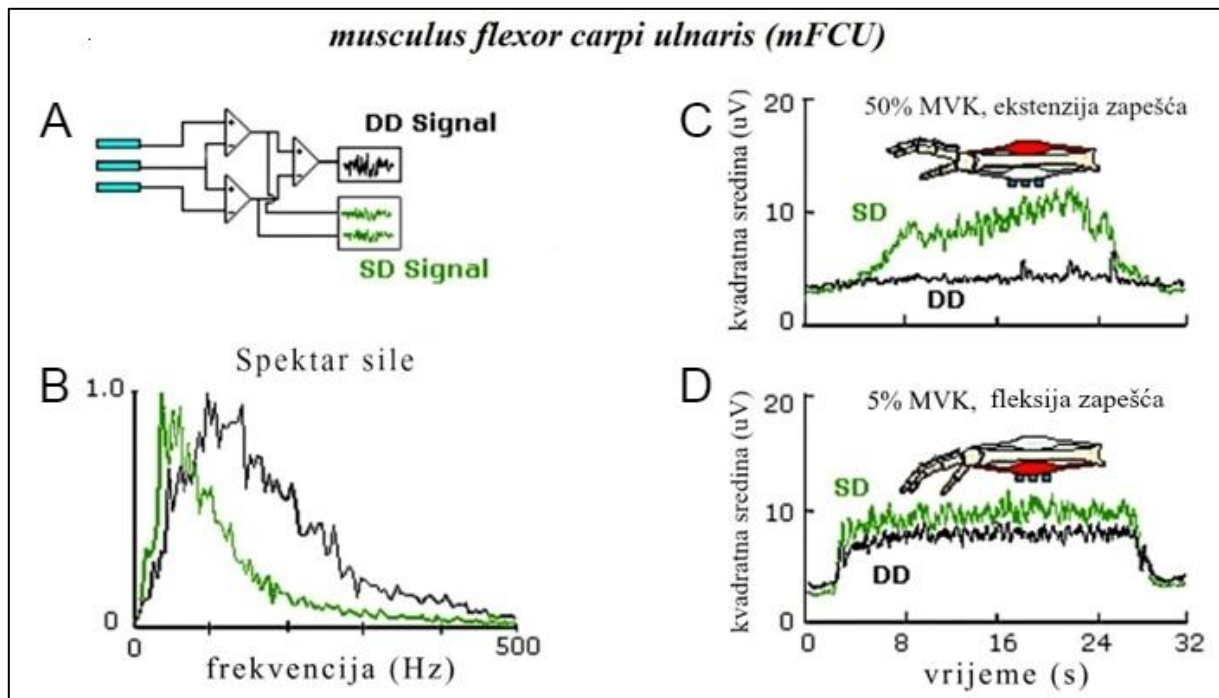
Sve prethodno navedene smjernice dovode do određenog smanjenja električnog šuma. Međutim, one su se bavile pitanjima koja se tiču nastanka potencijala i njegove registracije na površini kože. To su primjerice: odabir metala elektrode, udaljenosti među elektrodama, konstrukcije senzora i pitanje pripreme kože. No, čak i uz promjene čimbenika vezanih uz fiziologiju mišića, dodatno smanjenje električnog šuma je uvijek poželjno. Tako je potrebno uzeti u obzir i čimbenike vezane uz samog ispitivača.

Prvi je takav čimbenik kvalitetno postavljanje metodologije samog istraživanja/kliničkog rada, odnosno povoljan odabir mišića ili mišićnih dijelova od interesa (25). Kako je spomenuto, kretnje koje podrazumijevaju aktiviranje više različitih mišića u malom volumenu imat će veći električni šum. Stoga je potrebno proučavati one mišićne kretnje koje podrazumijevaju manji broj aktiviranih mišića u istom ili većem volumenu. Primjerice, mišićne radnje podlaktice su lošiji izbor za proučavanje mišićnih pokreta od mišićnih radnji nadlaktice. Razlog tome leži u činjenici da u manjem volumenu u istoj radnji sudjeluje veći broj mišića. Primjerice, u fleksiji ručnog zgloba sudjeluje 8 mišića smještenih na fleksornoj strani podlaktice. Ovdje je gotovo nemoguće utvrditi koji je postotak udjela pojedinog mišića u ukupnoj sili fleksije uz pomoć SEMG. Dodatni otežavajući čimbenik je različita anatomska dubina mišića u tkivu podlaktice. S druge strane, u fleksiji nadlaktice kretnju izvodi manji broj mišića, koji nisu anatomski razvrstani u odjeljke po dubini. Površinski su smješteni te je ovo povoljna lokalizacija i mišić interesa za snimanje uz pomoć SEMG sa stajališta metodologije. Isti zaključak vrijedi i za ekstenziju, odnosno fleksiju u koljenom zglobu u usporedbi s plantarnom i dorzalnom fleksijom u gležnju.

Drugi čimbenik na koji istraživači aktivno utječu je pravilna obrada i analiza dobivenih podataka (očitanja signala). Metoda izbora obrade signala SEMG nakon snimanja je tehnika dvostrukog razlikovanja (*eng. double differential technique*). Tehnika se pokazala efektivnom za eliminiranje preostalog električnog šuma (25).

Metoda podrazumijeva da se koriste najmanje tri elektrode (u sljedećem tekstu elektrode 1, 2 i 3). Elektrode daju tri detekcijske površine koje međusobno treba jednako razmaknuti, a svaka

detektira određeni signal. Razlikuje (diferencira) se međusobno dio signala koji nije jednak. Postupak uključuje dobivanje zajedničkog diferenciranog signala iz elektroda 1 i 2, a zatim iz 2 i 3. Naposljetku, rezultate tih razlika se opet diferencira (postupak se provodi dva puta, odakle i naziv dvostruko razlikovanje). Ovako dobiveni krajnji signal je onaj koji se koristi u mjerenjima i analizama. On sadrži potencijal gotovo isključivo promatranog mišića, a električni šum je gotovo u cijelosti eliminiran. Na priloženoj je slici vidljivo kako je takvo rješenje primjenjeno tijekom mjerenja signala iz *m. flexor carpi ulnaris* (Slika 16). Na istoj slici je vidljiv i sam shematski prikaz tehnike (25).



Slika - A - Prikaz sheme tehnike dvostrukog razlikovanja. DD Signal označava dvostruko diferenciran signal. SD Signal označava jednostruko diferenciran signal. B - Crna linija označava dvostruko diferenciran signal, zelena jednostruko diferenciran signal. Dvostruko diferencirani signal je značajno stabilniji pri istoj vremenskoj frekvenciji mjerenja. C - prikaz jednostruko i dvostrukog diferenciranog signala pri 50-postotnoj maksimalnoj voljnoj ekstenziji zapešća. Elektrode su postavljene na fleksornoj strani podlaktice. Korištenjem tehnike dvostrukog razlikovanja elektrode ne bilježe šum nastao na suprotnoj strani podlaktice. D - prikaz jednostruko i dvostrukog diferenciranog signala pri 5-postotnoj maksimalnoj voljnoj fleksiji zapešća. Elektrode su postavljene na fleksornoj strani podlaktice. Korištenjem tehnike dvostrukog razlikovanja elektrode bilježe manji električni šum nastao na istoj strani podlaktice. Prema: De Luca CJ., The use of surface electromyography in biomechanics. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

4.3 Prednosti površinske elektromiografije

SEMG u usporedbi s iglenom EMG predstavlja sigurniju, jednostavniju i neinvazivniju metodu. SEMG omogućava objektivnu kvantifikaciju ukupnih električnih potencijala nastalih tijekom mišićne kontrakcije (3). Postavljanjem više elektroda na različita mjesta na mišiću, moguće je neinvazivno diferencirati kako različiti dijelovi istog mišića izvode različite radnje. Moguće je odrediti odgovara li tonus mišića nalazu palpacije i aktivira li zaista neka kretnja ispitivani mišić (18).

Također, opisano je kako SEMG dobra alternativa iglenoj EMG u kliničkom radu s djecom (29). Istaknut je i tehnološki razvoj SEMG koja sada ima mogućnost istovremenog mjerenja više parametara. Neki od tih parametara su amplituda potencijala, njegova frekvencija te veličina i nivo aktivacije NMJ (29). U toj činjenici nalazi se osnova za neuromuskularnu (re)edukaciju i samostalno vježbanje, *biofeedback*. Može se zaključiti kako je značajno lakše uspostaviti *biofeedback* model rehabilitacije koristeći SEMG nego koristeći iglenu EMG (3,17,29).

4.4 Nedostatci i ograničenja površinske elektromiografije

Postave li se elektrode i senzor po SENIAM-ovim smjernicama te ako rabimo izometričku kontrakciju, moguće je dobiti nekoliko klinički značajnih informacija. Na taj način je moguće kvalitativno utvrditi nalazi li se mišić u aktivnom ili neaktivnom stanju. Također, moguće je utvrditi povećava li mišić ili smanjuje silu kontrakcije u vremenu u kojemu ga promatramo (25). Međutim, iako je amplituda signala direktno proporcionalna jačini sile (jačini kontrakcije), s trenutnom tehnologijom je nemoguće uspostaviti kvantitativni odnos. Trenutno je moguće uspostaviti samo kvalitativan odnos i svaki daljnji zaključak mora početi od te premise (25). Gotovo je nemoguće uspostaviti kvantitativni okvir koji omogućava uspoređivanje pojedinaca i njihovih mišićnih kontrakcija i signala među njima koristeći SEMG.

4.5 Potencijalne kliničke primjene površinske elektromiografije

Već je spomenuto kako službena društva (AAEM/SENIAM) preporučuju iglenu EMG u dijagnostici i liječenju neuromuskularnih poremećaja u kliničkom radu, dok SEMG još uvijek nije preporučena (30). No, razvoj tehnologije i razumijevanja fiziologije mišića je doveo do daljnjeg razvoja SEMG. Tako danas postoje brojne studije koje pokazuju kako je SEMG jednako osjetljiva i specifična metoda kao i iglena EMG u određenim stanjima. Primjerice, retrospektivno je određena dijagnostička vrijednost SEMG. Utvrđeno je da su miopatski poremećaji bili detektirani s osjetljivošću od 85% i specifičnošću od 97%. Utvrđena pozitivna prediktivna vrijednost (PPV) za miopatske poremećaje je iznosila 92%. Neuropatski poremećaji su bili detektirani s osjetljivošću od 68%, specifičnošću od 98% i PPV-om od 91% (31). Prikazano je i kako nema razlike u osjetljivosti između SEMG i iglene EMG za detekciju patoloških APNMJ u pacijenata s poliomijelitisom (32). Trenutno se SEMG najkorisnijom pokazuje u tzv. „funkcionalnim“ ispitivanjima (33), u kojima se koristi za proučavanje dinamičkih sinergističnih radnji mišića. Kako je spomenuto, fiziološki se veliki pokreti udova izvode sinergističkim djelovanjem mišića agonista (3,7). Primjerice, fleksija u laktu se izvodi uz sinergističko djelovanje *m. biceps brachii* i *m. brachioradialis*. Ujedno se SEMG pokazala točnijom od iglene EMG u proučavanjima ukupne istovremene kontrakcije i relaksacije svih mišića lumbalnog područja (33).

Umor je najdominantniji simptom u gotovo svim neuromuskularnim bolestima (32). Na temelju toga je postavljena hipoteza da bi brzina provođenja mišićnog vlakna mogla biti dobra neizravna mjera kvantitativnog umora mišića (32). Zaista, postoji nekoliko istraživanja koja su uz pomoć SEMG pokušala doći do vrijednosti brzine provođenja mišićnih vlakana. Izračun se vrši indirektno iz vremenske latencije provođenja signala i početka mišićne kontrakcije. Postoji statistički značajna razlika u brzini provođenja mišićnog vlakna između kontrolne skupine i pacijenata s Duchenneovom mišićnom distrofijom (34). Statistički značajna razlika postoji i u pacijanta s miotubularnom miopatijom (34). Također, određena je granična (*eng. cut-off*) vrijednost između patološke i fiziološke brzine provođenja mišićnog vlakna koja iznosi 3 m/s (34). Nadalje, postoje dokazi da pacijenti oboljeli od kongenitalne miopatije ne pokazuju pad u brzini provođenja mišićnog vlakna (35). U takvih je pacijenata brzina provođenja mišićnog vlakna stalno jednaka, ali je niske vrijednosti. Zaključeno je kako je stvaranje intramuskularnog laktata u zdravih osoba odgovorno za prikazan fiziološki pad brzine provođenja mišićnog vlakna u zdravih kontrola (35). Opisana je i statistički značajna

razlika u brzini provođenja između zdravih kontrola i pacijenata koji pate od kroničnog sindroma umora. Međutim, pretpostavlja se da je uzrok tome smanjena centralna aktivacija mišića signalom iz SŽS, a ne akumulacija laktatne kiseline (36). U istraživanjima sindroma karpalnog tunela zabilježena je korelacija brzine provođenja mišićnog i žičanog vlakna. Unatoč tome, u zdravih kontrola zabilježena je fiziološka motorna latencija (37).

SEMG već ima čvrsto dokazanu ulogu u modernom proučavanju biomehanike pokreta (26). Navedene potencijalne primjene SEMG poput proučavanja funkcionalnih pokreta skupina mišića i mjerenja brzine provođenja mišićnog vlakna dodatno potvrđuju tu ulogu. SEMG je uzbudljivo, novo područje velikog potencijala. Omogućuje detekciju, ali i rehabilitaciju pacijenata s neuromuskularnim tegobama i bolje iskorištavanje vlastitog somatskog potencijala mišića (13).

5 „MYOARMBAND SEMG“ NARUKVICA

"Myo gesture control Armband SEMG" narukvica, u nastavku teksta MyoArmband SEMG, komercijalno je dostupan SEMG uređaj. Proizvođač je tvrtka Thalmic Labs Inc. (Kitchener, Ontario, Kanada). Sastoji se od kružno postavljenih 8 plastičnih kvadara čije dno sadrži elektrode od nehrđajućeg čelika. Kvadri su povezani elastičnim gumenim okvirom koji osigurava stalnu udaljenost među elektrodama. Unutar samih kvadara se nalaze i baterije (unutar dva kvadra) koje služe za napajanje narukvice. Također, sadrže tiskane pločice koje mehanički i električki povezuju elektroničke komponente. Jedan kvadar sadrži glavnu matičnu ploču s računalnim procesorom, *bluetooth* prijamnikom i malenim vibracijskim motorom. U narukvicu je ugrađen i Invensense MPU-9150 senzor koji služi kao jedinica za mjerenje inercije. Sastoji se od žiroskopa s 3 osovine, akcelerometra s 3 osovine i magnetometra s 3 osovine. Na taj je način omogućeno mjerenje pokreta narukvice u prostoru u ukupno 9 osovina.



Slika 17 - MyoArmband SEMG uređaj. Prema: Thalmic Labs Inc. [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).



Slika 18 - MyoArmband SEMG uređaj postavljen na podlakticu. Prema: Huffington Post [Internet]. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Procesor u matičnoj ploči pretvara električni potencijal u milivoltima u jedinice aktivacije. Na taj način bilo kojem detektiranom potencijalu dodjeljuje cjelobrojnu vrijednost između -128 i +128. Frekvencija zabilježavanja podataka (signala) jest 200 Hz.

Ova je narukvica odabrana za prikaz u ovom diplomskom radu i za prikaz potencijalnih kliničkih primjena SEMG iz nekoliko razloga. Zadovoljava sve opisane SENIAM-ove smjernice, uključujući i one koje se tiču obrade signala. Površina pojedine elektrode na svakom kvadru narukvice iznosi manje od 10 mm u longitudinalnom smjeru. Udaljenost između elektroda pri najmanjem promjeru narukvice (kada gumena konstrukcija nije rastegnuta) iznosi 23,7 mm. Elektrode su napravljene od nehrđajućeg čelika, a gumena elastična konstrukcija održava stalnu međusobnu udaljenost elektroda svakom korisniku narukvice. Također, malene je težine, ne ograničava pokrete, a dobar kontakt s kožom je osiguran elastičnim silama u gumenoj konstrukciji. Nadalje, uređaj je siguran i neinvazivan te tehnički manje zahtjevan za korištenje u *biofeedback* rehabilitaciji u usporedbi s iglenom EMG. Također, moguće je koristiti tehniku dvostrukog razlučivanja za daljnju obradu signala proučavajući barem tri od osam elektroda postavljenih na mišić interesa.

Daljnja je prednost ovog uređaja što je njegova primjena potpuno nevezana za zdravstvene ustanove i može se primijeniti bilo gdje. To otvara mogućnost primjene ovog uređaja u

samorehabilitaciji (rehabilitaciji bez strogog nadzora medicinskog osoblja). Takva se rehabilitacija može provoditi bilo gdje uz prikladno računalo (npr. pacijentovo mjesto stanovanja, teretane i ustanove fizikalne terapije). Jedan razlog za tako praktičnu primjenu leži u konstrukciji tog uređaja. Uređaj je malen, kompaktan i prijenosan, a od perifernih priključaka zahtijeva samo standardni *microUSB* kabel za spoj s računalom. Drugi razlog je “otvoren“, odnosno javno dostupan programski računalni sustav (softver) MyoArmband SEMG uređaja. Zbog njega uređaj nije vezan za pojedino računalo na kojem je dostupan licencirani softver. Također, javno dostupan softver omogućava lakši dizajn metodologije potencijalnih kliničkih studija i bolju prilagodbu individualnom korisniku.

Nedostatci su, kao i kod drugih oblika SEMG, nespecifičnost uređaja zbog velike i nespecifične površine snimanja. Tako je i s ovim SEMG uređajem praktički nemoguće uspostaviti kvantitativne odnose koji se tiču mišićnih kontrakcija, već samo kvalitativne (25). Također, to je moguće samo uz proučavanje izometrične vrste kontrakcije u radu (25).

5.1 Publicirana istraživanja vezana uz MyoArmband SEMG uređaj

Nekoliko skupina istraživača je prepoznalo vrijednost ovog komercijalno dostupnog SEMG uređaja. Nastojali su utvrditi mogućnost uvođenja MyoArmband SEMG uređaja u kliničko okruženje. Rezultati tih ispitivanja su recentno publicirani i opisani su u tekstu koji slijedi (38,39,40,41).

U kirurškim se strukama primamljiva čini opcija korištenja MyoArmband SEMG kao uređaja koji detektira pokrete udova.

Uspoređena je mogućnost korištenja nekoliko uređaja namijenjenih za detekciju pokreta u operacijskoj sali tijekom laparoskopske kirurgije u aseptičnim uvjetima (38). Istraživači su nastojali utvrditi mogu li uređaji za detekciju pokreta omogućiti manipulaciju preoperativnim informacijama bez dodira kirurga s računalom. To bi potencijalno smanjilo rizik od infekcija i povećalo nivo aseptičkih uvjeta tijekom samih operativnih zahvata. Kombinacija MyoArmband SEMG uređaja i glasovnih kontrola računala se pokazala kao najtočnija i najintuitivnija u svinjskom modelu hepatektomije i nefrektomije. Istraživači su zaključili da je MyoArmband SEMG omogućio kirurzima manipulaciju preoperativnim informacijama o

pacijentu na sterilniji način (38). Ipak, ovaj bi zaključak trebalo uzeti sa zadržkom. Naime, standardan postupak dezinfekcije ruku u kirurškim strukama uključuje postupak pranja ruku kirurga do lakta.

Sličan je rad, vođen istom idejom, objavljen u području intervencijske radiologije. Također je istraženo imaju li uređaji za detekciju pokreta ulogu u održavanju sterilnih uvjeta. Međutim, proučavao se postupak manipulacije radiološkim slikama tijekom intervencijskih postupaka u operativnoj sali. Uspoređena je mogućnost korištenja uređaja za detekciju pokreta spram konvencionalnih načina manipulacije slikama u simuliranom postupku neuroradiološke vaskularne dijagnostike. Korišteni uređaji za detekciju pokreta su MyoArmband SEMG i Leap Motion Controller. Leap Motion Controller je uređaj za detekciju pokreta kojeg je proizvela tvrtka Leap Motion Inc. (San Francisco, Kalifornija, SAD). Korišteni konvencionalni načini manipulacije su klasični „joystick“ kontroler i jednostavno delegiranje ostalog osoblja za upravljanje računalom. Istraživači zaključuju kako je MyoArmband SEMG pokazao izvrstan potencijal za jednostavne zadatke poput pukog odabiranja radiološke slike. Međutim, delegacija ostalog osoblja se pokazala kao najbolja metoda za potpunu manipulaciju i interakciju s radiološkim nalazima u kontroliranim uvjetima. Istraživači ističu da bi korištenje uređaja koji detektiraju pokrete moglo imati potencijalnu primjenu u manjim, jednostavnijim i specifičnijim zadacima (39). Također, i ovaj bi zaključak trebalo uzeti sa zadržkom, s obzirom da se kontakt kirurga s preoperativnim nalazima tokom operacije događa iznimno rijetko.

Nadalje, proučavan je i obrazac hranjenja uz pomoć MyoArmband SEMG uređaja (40). Proučavani su osnovni mehanizmi unosa hrane s gledišta samog načina hranjenja. Studija je imala za cilj otkriti potencijalne nove intervencije za promociju zdravog načina hranjenja i prevencije pretilosti. U cilju što lakšeg prikupljanja i obrade podataka istovremeno je korišteno nekoliko novih tehnologija. Korišteno je „*tabletop*“ računalo (računalo koje je ugrađeno u stol s površinom osjetljivom na dodir). Također, korištene su infracrvene kamere i MyoArmband SEMG za što bolju automatizaciju detekcije svakog pojedinog zagrizu hrane. Korišteni se uzorak sastojao od 5 ispitanika koji su napravili ukupno 195 zagrizu hrane. Osjetljivost uređaja je definirana kao postotak uspješno detektiranih zagrizu hrane od svih izvršenih zagrizu. Utvrđeno je da MyoArmband SEMG posjeduje osjetljivost od 86,1% i PPV od 72,1% za detekciju zagrizu. Zaključeno je da je kombinacija „*tabletop*“ računala i MyoArmband SEMG uređaja povoljna za automatsku detekciju i klasifikaciju zagrizu hrane.

Navedena kombinacija posjeduje adekvatnu preciznost što otvara mogućnost daljnje primjene u istraživanjima ove vrste (40).

Nadalje, MyoArmband SEMG je našao primjenu u tzv. „e-učenju“ (učenju teoretskog znanja u pokretu i na daljinu koristeći računalnu tehnologiju). Studija njemačkih istraživača je proučila moguću ulogu MyoArmband SEMG u detekciji, analizi i evaluaciji pokreta ruke u standardiziranom manualnom zadatku. Proučavani manualni zadatak je pranje ruku, odabrano iz nekoliko razloga. Od velike je važnosti u medicinskim ustanovama, a često se ne izvršava pravilno. Također, postoji standardizirani algoritam za pranje ruku preporučen od strane Svjetske Zdravstvene Organizacije. Utvrđeno je da je MyoArmband SEMG detektirao točno definirane pokrete pranja ruku s točnošću od 98,3% ($\pm 1,26\%$). Zaključeno je da se MyoArmband SEMG može koristiti za mjerenje točnosti i pravilnosti izvođenja postupka pranja ruku (41).

5.2 Potencijalne kliničke primjene MyoArmband SEMG uređaja

5.2.1 Biofeedback neuromuskularna rehabilitacija

Definicija *biofeedback*-a je donesena 2008. godine zajedničkim konsenzusom triju najznačajnijih profesionalnih organizacija koje se bave *biofeedback*-om. To su: Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback (AAPB), Biofeedback Certification International Alliance (BCIA) i International Society for Neurofeedback and Research (ISNR) (42):

„*Biofeedback* je proces koji omogućuje pojedincu da nauči kako promijeniti fiziološku aktivnost u svrhu poboljšanja zdravlja i učinkovitosti. Precizni instrumenti mjere fiziološke aktivnosti poput moždanih valova, funkcija srca i disanja, mišićne aktivnosti i temperaturu kože. Instrumenti brzo i točno pružaju povratne informacije korisniku. Prikaz tih informacija (često istovremeno s promjenama razmišljanja, emocija i ponašanja) potiče željene fiziološke promjene. Tijekom vremena poželjne se promjene zadržavaju trajno i bez trajnog korištenja instrumenata.“

Osnova *biofeedback*-a je dakle nastojanje korisnika da ostvare što bolju voljnu kontrolu nad procesima vlastitog tijela (43). Ova intervencija zahtijeva da se te procese prvo elektronički

obradi uz pomoć posebnih senzora (42). Na temelju obrađenih informacija prikazuju se vizualni ili zvukovni signali razumljivi korisniku. Na tom razumijevanju i interpretaciji rezultata počiva daljnji postupak rehabilitacije. *Biofeedback* u osnovi radi na principu učenja instrumentaliziranim kondicioniranjem. Instrumentalizirano kondicioniranje je psihološki fenomen koji korijen pronalazi u biheaviorizmu. Ono je postupak učenja preko pozitivnog poticanja određenih poželjnih radnji. Korisnici *biofeedback* terapije dobivaju povratnu informaciju o radnji koju nastoje izvršiti i svjesno utječu na svaki sljedeći pokušaj te radnje. Tako dolazi do poboljšanja izvršenja radnje učenjem i preko povratnog osjećaja zadovoljstva (pozitivnog poticanja) nakon uspješno izvršene mišićne radnje (43). Posljedično, još se veće poboljšanje izvršenja radnje očekuje ako se koristi statistička obrada prikaza rezultata. Softversko rješenje tada prikazuje statistički obrađene rezultate uz motivacijske poruke i preporuke za daljnju rehabilitaciju.

SEMG *biofeedback* jest zapravo najčešće korišten *biofeedback* u programima rehabilitacije (43). Nastao je 1960-ih godina na temelju istraživanja vezanih uz EMG. Utvrđeno je da se EMG *biofeedback* može koristiti za utjecaj i treniranje neuromuskularnog sustava na njegovom najbazičnijem nivou – individualnoj NMJ (44). Posljedično su se pojavila istraživanja koja su pokušala koristiti i SEMG u *biofeedback* treninzima relaksacije (45). Ubrzo su nastala istraživanja koja su koristila SEMG *biofeedback* za liječenje glavobolja uzrokovanih kontrakcijama mišića (46).

Zanimljiva su istraživanja koja su koristila SEMG u pokušaju izmjena količine ukupne aktivacije određenih mišićnih skupina radi prevencije mišićnih bolova. Dokazano je da je SEMG *biofeedback* terapija mijenjanja stava tijela (posture) vrijedna metoda rehabilitacije. Koristeći SEMG *biofeedback*, dokazano je smanjenje statičkog opterećenja gornjeg dijela *m. trapeziusa* u radnika koji rade za računalom (47). Proučavani su i pacijenti oboljeli od patelofemoralnog bolnog sindroma. Jedna je skupina tih pacijenata bila uključena samo u standardni rehabilitacijski program. Druga je skupina uključena u kombinaciju standardnog rehabilitacijskog programa i SEMG *biofeedback* rehabilitacijske terapije. Dokazano je da je druga skupina brže smanjila količinu boli i da je brže izmjenila nivo patelarne rotacije (48). Zaključeno je da je druga skupina pacijenata brže napredovala u rehabilitaciji jer je na temelju povratnih informacija ostvarila točniji obrazac regrutacije (novačenja) dijelova mišića (48,49).

5.2.2 Novo-osmišljeni potencijalni *biofeedback* model primjene MyoArmband SEMG uređaja

Koristeći MyoArmband SEMG, korisnici mogu u stvarnom vremenu pratiti uspješnost izvođenja mišićne radnje šake i/ili podlaktice. To bi potencijalno moglo dovesti do brže rehabilitacije pacijenata oboljelih od miopatija ili neuropatija šake i/ili podlaktice.

Za početak, nužno je ostvariti računalni spoj s MyoArmband SEMG uređajem preko *bluetooth* principa bežične veze. Softverski program je osmišljen od strane autora ovog diplomskog rada te Marka Marića, studenta 5. godine studija Fakulteta elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu. Na temelju predloženog algoritma (slika 19) napisan je program u Python programskom jeziku. Program prepoznaje pet pokreta šake/podlaktice na temelju informacija koje računalo zaprima od osam elektroda na MyoArmband SEMG uređaju. To su: stisnuta šaka, abdukcija svih prstiju, ekstenzija i fleksija u zapešću i opozicija palca sa srednjim prstom. Osim navedenih, moguće je programirati i druge mišićne pokrete zbog spomenutog otvorenog računalnog sustava.

Potrebno je za svakog pojedinca napraviti posebno učenje računala („predučenje“). Naime, signali dobiveni iz senzora nikad neće biti potpuno isti za dvije različite osobe. Razlog tome leži u svim navedenim čimbenicima obrađenim u prethodnim poglavljima (pogledati poglavlje 4.2 i poglavlja 4.2.1 - 4.2.6). Također je moguće zabilježiti različit signal istoj osobi tijekom izvođenja iste mišićne radnje. Stoga je nužno provesti predučenje računala.

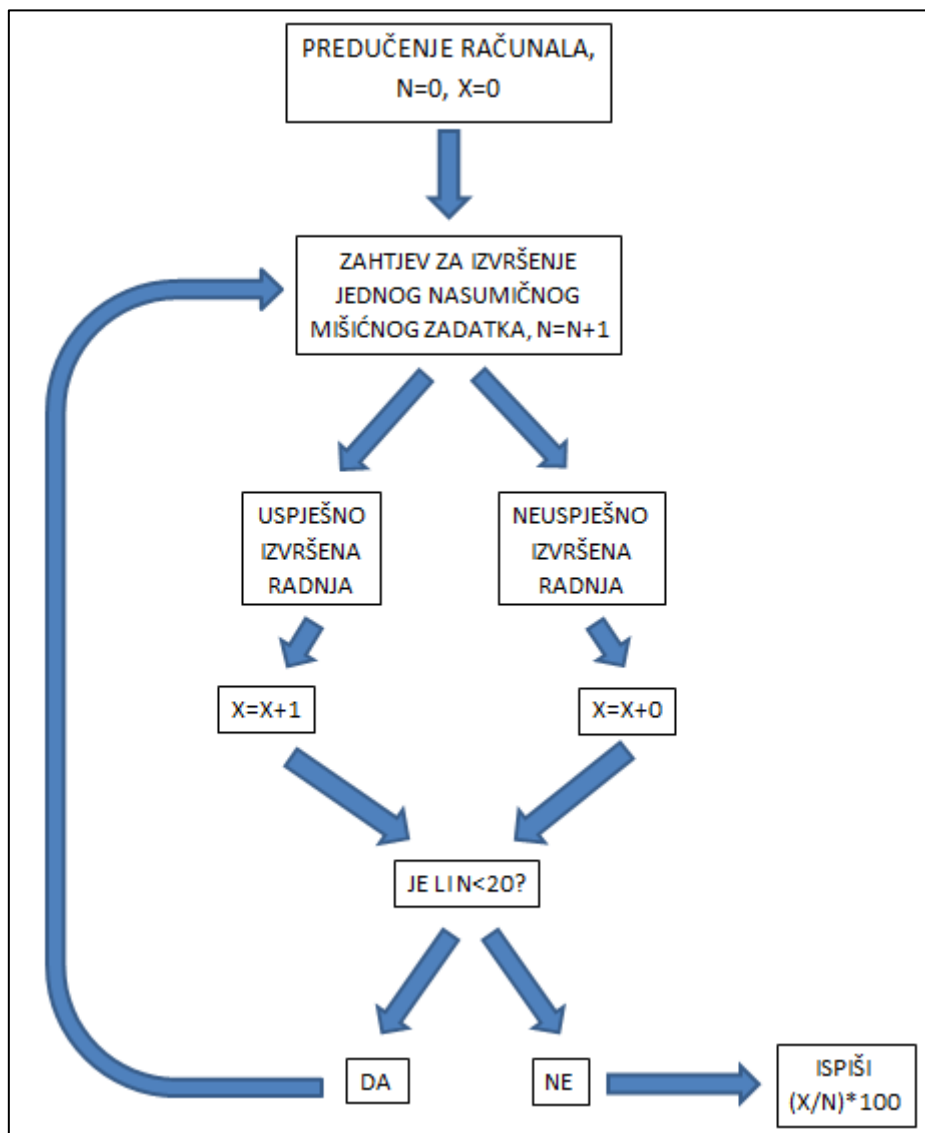
Predučenje računala je proces u kojem prije samog početka *biofeedback* terapije korisnik nastoji izvršiti navedene karakteristične mišićne pokrete što točnije. Računalo zaprima signal od MyoArmband SEMG uređaja i dobiveni signal pohranjuje kao referentan okvir. Referentan okvir je točno određena kombinacija amplituda signala zaprimljenog iz 8 elektroda. Individualan je za svaku mišićnu radnju i za svakog korisnika. Računalo koristi taj referentni okvir za usporedbu istih mišićnih pokreta tijekom rehabilitacijskog postupka za točno određenog korisnika. Program uspoređuje svaki sljedeći pokušaj izvođenja radnje s referentnim okvirom. Ocjenjuje ga kao uspješno, odnosno neuspješno izvršen pokušaj mišićne radnje.

Nakon što se provede osnovno računalno predučenje za svaki položaj šake/podlaktice, pokreće se *biofeedback* model. Osmišljen je kao serija od 20 mišićnih pokreta (računalnih

zahtjeva) odabranih potpuno nasumično od strane računala. Nasumičan se odabir vrši iz pet navedenih mišićnih radnji.

Dvije su osnovne varijable čije se vrijednosti na početku rehabilitacijskog postupka postavljaju na nultu vrijednost. Prva je redni broj zahtjeva za izvođenjem mišićnog pokreta (N). Druga je broj uspješno izvršenih mišićnih radnji na tražen zahtjev računala (X). Varijabla N se povećava za jediničnu vrijednost (jedan) prilikom svakog novog računalnog zahtjeva sve dok N ne iznosi 20. Varijabla X se povećava za jediničnu vrijednost (jedan) samo ako je zahtjev za mišićnim zadatkom ocijenjen kao uspješno izvršen.

Nakon tekstualnog prikaza (zahtjeva) svakog pokreta, korisnik pokušava izvršiti točno taj pokret. Računalo tada uspoređuje referentni okvir dobiven predučenjem za točno tog korisnika s trenutno izvršenom radnjom u stvarnom vremenu. Uz pomoć binarnog modela odluke razlučuje se da li je detektirani pokret izvršen uspješno ili ne. Pozitivno izvedeni pokreti pohranjuju se u računalo. Naposljetku se korisniku prikazuje omjer uspješno izvedenih radnji i ukupnog broja izvršenih radnji u postocima, uz pripadajuću ocjenu i motivacijsku poruku. Potonje je iznimno bitno za povećanje suradljivosti pedijatrijskih korisnika. Pojednostavljen je postupak vidljiv iz sljedećeg algoritma i predstavlja osnovni *biofeedback* algoritam.



Slika 19 - Algoritam zamišljene petlje korištene u programiranju predstavljenog novoosmišljenog *biofeedback* modela. Prema: autorska slika. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Predučenje se može i treba s vremenom ponavljati, kako bi računalo pohranilo novi referentni okvir za daljnju rehabilitaciju. Očekuje se da će korisnik postupno rehabilitacijom povećati kvalitetu konačne izvedbe praćenih radnji.

5.2.3 Potencijalni oblici neurorehabilitacije u djece MyoArmband SEMG uređajem

Kod svih oblika neurorehabilitacije se kao poseban problem naglašava suradljivost pacijenata. Pojednostavljeno, pacijenti se moraju maksimalno pridržavati indiciranog režima rehabilitacije da bi ona ostvarila maksimalni učinak u povratku funkcije ozlijeđenog uda. Ovaj je problem posebice naglašen u kliničkom radu s pedijatrijskom populacijom.

U takvim se okolnostima MyoArmband SEMG uređaj ističe kao potencijalno dobra alternativa, jer je potpuno neinvazivan. Nadalje, moguće je preko računalnog sučelja povezati mišićnu aktivnost pacijenta i računalne kontrole u komercijalnim i besplatnim računalnim igrama. Sama mogućnost korištenja računalnih igara u neurorehabilitaciji ima velik potencijal za podizanje razine suradljivosti pedijatrijskih pacijenata u rehabilitacijskom kliničkom radu.

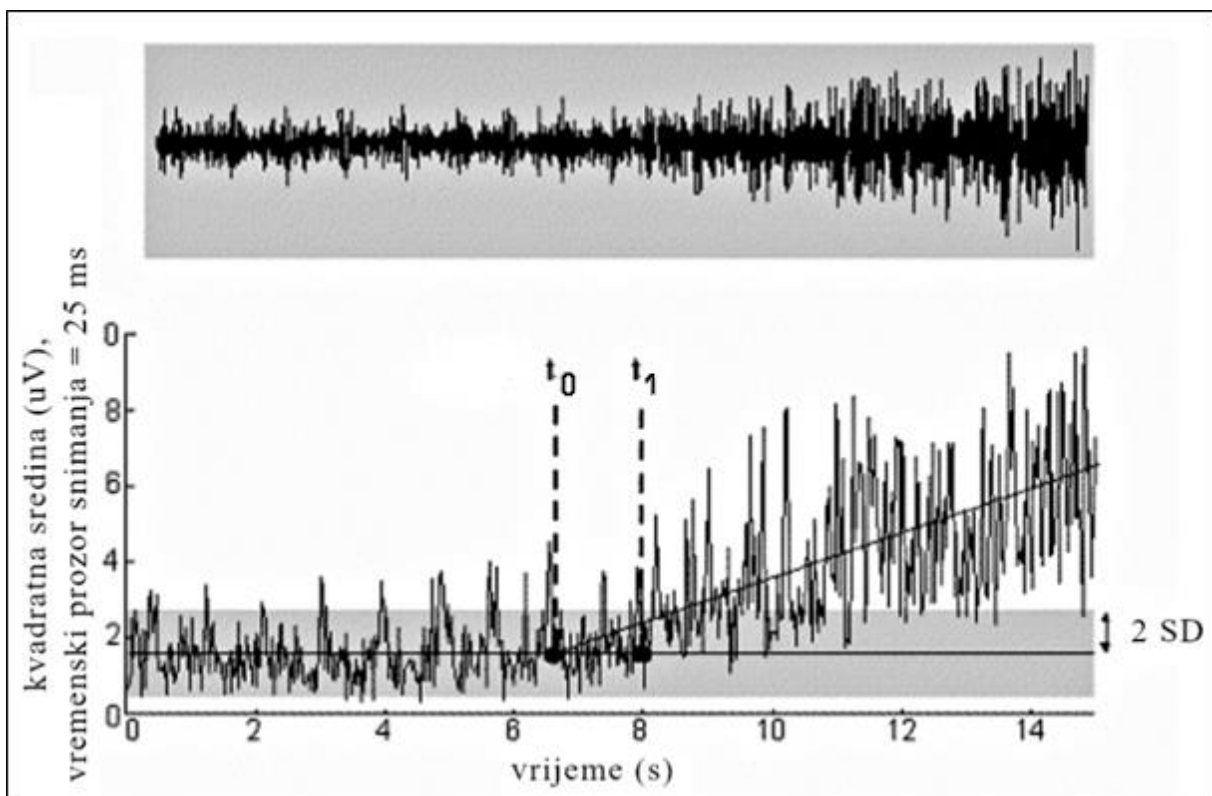
5.2.4 Potencijalno definiranje aktivnog stanja mišića prema amplitudi signala MyoArmband SEMG uređajem

Kao što je već opisano, svaki je mišić u tijelu uvijek u stanju određenog mišićnog tonusa. Tonus mišića se može pojačati ili smanjiti ovisno o položaju uda i radnji koji ud trenutno izvršava. Ova situacija stvara problem zbog tonusa okolnih mišića. Nastaje već spomenuti električni šum (pogledati poglavlje 4.2.6 - Problem okolnog električnog šuma: primjena tehnike „dvostrukog razlikovanja“). Nadalje, tehnički je zahtjevno odrediti je li signal iz promatranog mišića zaista signal njegove stvarne aktivnosti, tj. voljne kontrakcije.

Tako se prije ikakve voljne aktivnosti koje proučavamo preporuča napraviti jednostavna snimka uda u mirovanju u željenom položaju, tzv. „predmjerenje“ (25). Na taj se način zaprima osnovni signal koji korelira s osnovnim mišićnim tonusom. Uz pretpostavku da je sav okolni šum stohastička varijabla, tako zabilježen osnovni signal je nužno statistički obraditi uz pomoć mjera centralne tendencije. Dakle, potrebno je izraziti aritmetičku sredinu (AS) amplitude signala i standardnu devijaciju (SD) amplitude signala. Ako se električni šum promatra kao stohastička varijabla, zaprimljeni se signal može promatrati kao skup vrijednosti amplitude koje snimljenih u nekom vremenu. Promatraju se intervali vrijednosti amplitude signala. Interval od jedne SD manje i jedne SD više od AS ($AS \pm 1SD$) obuhvaća 68% skupa snimljenih amplitude. Povećamo li interval na dvije SD ($AS \pm 2SD$), obuhvaćeno je 95% svih

vrijednosti skupa amplituda (25)(50). Granica sigurnosti u statističkoj obradi (koristimo li p-vrijednost) koja je dogovorno prihvaćena u medicinskim istraživanjima upravo jest 95%. Dakle, smatra se da je mišić aktivan ako zabilježena amplituda tijekom pokušaja kontrakcije premaši AS amplitude predmjerenja za dvije SD (25).

Taj zaključak predstavlja teorijsku osnovu za nekoliko potencijalnih kliničkih primjena u radu s pacijentima oboljelima od neuromuskularnih bolesti. Dakle, moguće je napraviti studiju korištenjem tehnike dvostrukog razlikovanja (pogledati poglavlje 4.2.6 - Problem okolnog električnog šuma: primjena tehnike „dvostrukog razlikovanja“). Ako se tom tehnikom zabilježi da je amplituda signala premašila AS amplitude predmjerenja za dvije SD, smatra se da je mišić aktivan (slika 20).



Slika 20 - Prikaz mjerenja dobivenog uz pomoć SEMG na mišiću erektoru kralježnice. Smatramo ga aktivnim tek nakon što je amplituda signala premašila vrijednost $AS+2SD$ (vremenska točka t_1). Vremenska razlika između t_1 i t_0 je latencija nastanka kontrakcije (pogledati poglavlje 5.2.6 - Mjerenje latencije nastanka kontrakcije). Prema: De Luca CJ., The use of surface electromyography in biomechanics. Detalji u poglavlju 9. (Korištene ilustracije).

Moguće je zabilježiti i obratnu situaciju; odnosno amplitudu signala manju od AS amplitude predmjerenja za dvije SD. Tad se smatra da mišić nije u stanju proizvesti ni tonus mirovanja (25). Razlog tome može biti denervacija mišića, velika ozljeda mišića ili potpuni mišićni otkaz nastao umorom (7,25,51). Ovaj bi model bio od potencijalne velike koristi pri kliničkoj procjeni mišićne snage koju neurolozi koriste u kliničkom radu. Klasičan neurološki pregled uključuje grubo testiranje mišićne snage pod kontrolom oka (51). Mišićna se snaga svrstava u kategorije 0-5 na temelju onoga što je kliničar primjetio na pokušaj kontrakcije mišića pacijenta. 0 označava odsutnost ikakve makroskopske kontrakcije vidljive okom, a 5 označava normalnu snagu kontrakcije mišića. MyoArmband SEMG potencijalno može pomoći u obradi mišićnih kontrakcija koje u neurološkom pregledu nisu vidljive golim okom (kategorija 0). Ako kliničar ne primjećuje kontrakciju, moguće je postaviti MyoArmband SEMG na ud i provjeriti postoji li uopće električna aktivnost mišića. Uvjet nepostojanja električne aktivnosti ostaje isti; amplituda signala mora biti manja od AS amplitude predmjerenja za dvije SD. Kontrolu za svakog individualnog pacijenta predstavlja predmjerenje istog mišića suprotnog uda. U slučaju da električna aktivnost postoji, mišić zasigurno nije denerviran. U slučaju da nema električne aktivnosti mišića, a anamnestički je isključena ozljeda ili umor, potrebno je ispitati mogućnosti reinervacije mišića. Primjerice, šivanje epineuralne ovojnice živca. Dakle, potencijalno MyoArmband SEMG može brzo i neinvazivno u ambulantnom kliničkom radu isključiti poremećaje denervacije mišića.

5.2.5 Potencijalna detekcija potpunog mišićnog otkaza nastalog umorom MyoArmband SEMG uređajem

Koristeći metodu za detekciju potpunog mišićnog otkaza opisanu u prethodnom odlomku, otvaraju se nove potencijalne mogućnosti kliničke dijagnostike. Kako je spomenuto, potpuni otkaz mišića se definira kao pad amplitude zabilježenog signala ispod vrijednosti amplitude zabilježene predmjerenjem umanjene za 2 SD.

Moguće je usporediti nastajanje potpunog mišićnog otkaza zbog mišićnog rada u zdravih pojedinaca i pacijenata oboljelih od neuromuskularnih bolesti.

Obje skupine (kontrolna skupina zdravih pojedinaca i skupina pacijenata oboljelih od neuromuskularnih bolesti) treba izložiti jednakom mišićnom radu. U obje se skupine očekuje

pad vrijednosti amplitude signala ispod vrijednosti dobivenih predmjerenjem za dvije SD u trenu potpunog mišićnog otkaza. Međutim, očekuje se da bi se takav pad amplitude signala u skupini pacijenata dogodio ranije nego u kontrolnoj skupini. Dakle, mjeri se vrijeme od početka izvođenja mišićnog rada do registriranja mišićnog otkaza opisanom metodom. U ovakvoj se studiji očekuje dobiti statistički značajnu razliku između vremena nastanka potpunog mišićnog otkaza dvije navedene skupine. Normizacija navedenih vremena nastanka potpunog mišićnog otkaza bi potencijalno mogla omogućiti bolje razvrstavanje neuromuskularnih bolesti u kategorije težine bolesti.

5.2.6 Potencijalno proučavanje latencije nastanka mišićne kontrakcije MyoArmband SEMG uređajem

Latencija nastanka kontrakcije je vremenski odmak potreban da od voljnog živčanog signala nastane prva zabilježena kontrakcija mišića (7,29) (slika 20). Opisano je da se povećanjem mišićnog umora smanjuje i prijenos signala kroz neuromuskularnu spojnici (7,29).

Za očekivati je da se duža latencija nastanka kontrakcije javlja u pacijenata oboljelih od neuromuskularnih bolesti (posebice bolesti neuromuskularne spojnice) nego u zdravih ispitanika.

Dakle, potrebno je utvrditi točan trenutak nastanka živčanog signala i točan trenutak nastanka mišićne kontrakcije kako bi se odredilao latencija nastanka kontrakcije. Točan trenutak nastanka živčanog signala se može zabilježiti uz pomoć EMNG, dok se točan trenutak nastanka mišićne kontrakcije može zabilježiti uz pomoć MyoArmband SEMG. Trenutak nastanka aktivne mišićne kontrakcije definira se kao onaj trenutak kada je amplituda signala premašila AS amplitude predmjerenja za 2 SD. Oba uređaja moraju nužno biti spojena na isto računalo radi uniformnog mjerenja vremena; vremenska se latencija mjeri u milisekundama (7).

Moguće je istim mehanizmom usporediti i latencije nastanka kontrakcije u zdravih ljudi. Jedna se skupina zdravih pojedinaca postavi kao interventna skupina. Interventna skupina prije mjerenja obavlja teži mišićni rad. Druga se skupina zdravih pojedinaca postavi kao kontrolna skupina. Kontrolna nije izložena nikakvom mišićnom radu. Nakon što interventna

skupina odradi mišićni rad, pristupa se mjerenju voljnih kontrakcija mišića. Očekuje se duža latencija nastanka kontrakcije u interventnoj skupini spram kontrolne skupine koja nije obavljala mišićni zadatak. Normizacija zabilježenih vrijednosti potencijalno omogućuje uspoređivanje brzine nastanka umora ovisno o mišićnom radu, vrsti sporta, sportskoj kondiciji ispitanika. Također, to potencijalno omogućuje objektivno praćenje razvoja fizičke spremne profesionalnih sportaša. Očekuje se da će se rastom fizičke spremne odgoditi povećanje vremenske latencije nastanka mišićne kontrakcije u opetovanim ponavljanjima mišićne radnje.

6 ZAKLJUČAK

EMG i ostali postupci EMNG se koriste u kliničkoj dijagnostici za razlučivanje neuropatskih od miopatskih poremećaja. Također, potvrđuju ili isključuju postojanje navedenih poremećaja u pacijenata. Ključni dijelovi EMG su elektrode, koje mogu biti iglene i površinske. Iglene ostvaruju kontakt ubodom elektrode u mišić. Površinske se postavljaju na površinu kože iznad promatranog mišića. Elektrode mjere promjene električnog potencijala uzrokovane promjenama ionskih struja koje fiziološki nastaju pri mišićnim kontrakcijama. Računalni softver registrirani signal pretvara u razumljiv zapis na računalu koji potom tumači liječnik kliničar.

Iglena EMG je ona koja se koristi u kliničkom radu i njena je glavna prednost mogućnost mjerenja individualnih APNMJ. Razlog tome leži u direktnom kontaktu elektrode s NMJ i uskom području snimanja. Također, to dovodi do nepostojanja gotovo svog okolnog električnog šuma. Nadalje, postoji mogućnost proučavanja mišića koji su lokalizirani dublje ispod površine kože i smještaj elektroda je konstantan tijekom proučavanja izotoničnih kontrakcija. Nedostatci iglene EMG su bolnost pretrage i nužnost provođenja mjera asepse zbog nužnog invazivnog proboja igle kroz kožu. To potiče nastajanje anksioznosti i straha u pacijenata. Također, postoji rizik nastanka komplikacija uzrokovanih razdrom iglom od kojih su najčešći hematomi te direktna stimulacija ili ozljeda živca.

S druge strane, SEMG svoje prednosti pronalazi u činjenici da je neinvazivna i bezbolna, što dovodi do bolje suradljivosti pacijenata. Komplikacije su praktički nepostojeće i SEMG se pokazuje boljom metodom za proučavanje funkcionalnih pokreta velikih skupina mišića. SEMG je također puno pogodnija metoda za provođenje *biofeedback* rehabilitacije. Međutim, SEMG trenutno i dalje nije u mogućnosti proučavati individualne NMJ što ju ograničava u kliničkom dijagnostičkom radu. Nažalost, postoji samo mogućnost samo kvalitativne analize neuropatskog ili miopatskog poremećaja (da li poremećaj postoji ili ne). Još ne postoji mogućnost kvantitativne analize navedenih poremećaja. Daljnji su nedostaci strogi uvjeti provedbe i smještaja elektroda po pitanju anatomske lokalizacije i tipa elektroda. Nedostatak je i nemogućnost proučavanja kontrakcija koje nisu izometričnog tipa i nužnost eliminacije električnog šuma. Potonje se postiže poštivanjem smjernica za provedbu SEMG, pravilnim postavljanjem metodologije od strane kliničara i dodatnom softverskom obradom.

No, i uz navedene se nedostatke SEMG pokazuje kao područje velikog, trenutno neiskorištenog potencijala. Potencijalne primjene SEMG uključuju proučavanje funkcionalnih pokreta velikih skupina mišića i indirektno mjerenje brzine provođenja mišićnog vlakna. Daljnje su potencijalne primjene mjerenje kvalitativnog umora mišića i korištenje *biofeedback* terapije. Postoje pokušaji standardizacije SEMG metode koji se redovito aktualiziraju na temelju novih spoznaja. Pojavljuju se i novi sustavi SEMG koji omogućuju proučavanje lokacija inervacijskih zona, tetivnih regija i duljine mišićnih vlakana (29,52). To će zasigurno približiti SEMG kliničkoj praksi, posebice što očekujemo da će noviji sustavi tako potencijalno omogućiti indirektno promatranje individualnih NMJ (29,52). Zaista, može se očekivati da će u bliskoj budućnosti SEMG postati široko rasprostranjen dijagnostički alat za proučavanje mišićnih funkcija.

Poseban aspekt su nove mogućnosti *biofeedback* terapije. *Biofeedback* je proces koji omogućuje pojedincu da nauči kako promijeniti fiziološke funkcije vlastitog tijela u svrhu poboljšanja zdravlja i učinkovitosti. SEMG je najčešće korištena metoda *biofeedback* terapije. SEMG *biofeedback* terapija je pokazala učinkovitost u liječenju glavobolja, sindroma prenaprezanja, poremećaja posture, patelofemoralnog bolnog sindroma i sl. U procesu je ključan pristup *biofeedback* terapije koji zahtijeva da korisnik zaprima njemu razumljive povratne informacije. Na temelju njih korisnik modificira svoje funkcije, ovisno na kojem funkcionalnom sustavu tijela provodimo *biofeedback* terapiju. Naravno, u praksi se daleko najčešće radi o muskuloskeletnom sustavu.

Pojavom komercijalno dostupnih SEMG uređaja očekuje se pad cijene i širenje dostupnosti *biofeedback* rehabilitacije. Posebno je praktičan komercijalno dostupan MyoArmband SEMG uređaj u obliku narukvice. Dokazana je korisnost MyoArmband SEMG u očuvanju aseptičnih uvjeta unutar operacijskih sala abdominalne kirurgije i intervencijske neuroradiologije. Naime, korištenjem uređaja eliminira se direktan fizički kontakt kirurga s preoperativnim nalazima tijekom same operacije. Ipak, s obzirom da to iznimno rijetko događa, pitanje je koliko je ovaj zaključak klinički značajan. Dokazana je i korisnost primjene MyoArmband SEMG uređaja u proučavanju načina hranjenja. Očekuje se da će novi povećani nivo automatizacije uvelike pomoći istraživačima u proučavanju obrazaca hranjenja. To potencijalno može stvoriti nove načine prevencije pretilosti i nove pretpostavke o zdravim navikama hranjenja. Također, čini se da bi ovakvi SEMG uređaji mogli pomoći smanjiti

incidenciju intrahospitalnih infekcija. Opisana je korist MyoArmband SEMG u učenju pravilnog standardiziranog načina pranja ruku prije operativnog zahvata.

Nadalje, postoje i još neistražene potencijalne primjene MyoArmband SEMG uređaja. Ističu se mogućnost mjerenja vremena detekcije potpunog mišićnog otkaza nastalog zbog umora i mogućnost mjerenja latencije nastanka kontrakcije mišića. Također, koristeći MyoArmband SEMG potencijalno je moguće već u ambulantnom radu isključiti poremećaje denervacije.

Zaključno, SEMG je uzbudljivo, novo područje ogromnog potencijala od kojeg se može naučiti kako pristupiti neuromuskularnim tegobama. Također, omogućava bolje iskorištavanje vlastitog somatskog potencijala mišića. MyoArmband SEMG i ostali komercijalno dostupni SEMG uređaji imaju ogroman potencijal u takvoj primjeni. Ne moraju se koristiti u bolničkim uvjetima i računalni sustav (softver) je javno dostupan. Također, potpuno su neinvazivni i bezbolni. Postoje njihove brojne potencijalne primjene u kliničkom radu, a sami uređaji su relativno jeftini. Kako je interdisciplinarnost oduvijek bila budućnost medicinske struke, očekuje se da će ovakvi uređaji doprinijeti unaprijeđenju dijagnostike i liječenja ozljeda i oštećenja neuromuskularnog sustava.

7 ZAHVALE

Prvenstveno se zahvaljujem svojem mentoru, dr. sc. Ivanu Bohačeku, bez čijeg strpljenja i razumijevanja ovog diplomskog rada ne bi bilo. Dr. sc. Ivan Bohaček je osoba koja u kolegama studentima vidi potencijal, tretira ih kao ravne sebi i imam samo riječi hvale za njega.

Zahvaljujem se i ostalim članovima komisije, doc. dr. sc. Tomislavu Smoljanoviću i prof. dr. sc. Zdravku Petanjeku na njihovom cijenjenom vremenu i savjetima koje su mi pružili tijekom ispravljanja ovog diplomskog rada.

Svojoj majci i sestrama zahvaljujem za svu bezuvjetnu podršku koju su mi pružale tijekom čitavog mog studentskog vijeka, za sve moje pretrpljene živčane trenutke i upaljena svjetla u 5 sati ujutro. One su moja glavna motivacija za sve, ne samo studiranje. Mama, Jasmina i Vesna, volim vas.

Posebnu zahvalu upućujem i ostalim članovima moje obitelji, maminoj sestri i njenoj obitelji, svoj tatinoj braći i sestrama i njihovim obiteljima, posebice stricu Nikoli za svu njihovu pomoć tijekom studija mene i mojih sestara. Također, obitelji Golubić se zahvaljujem za svu podršku i pomoć koju su nam pružili tijekom svih ovih godina. Prijatelju Marku Mariću upućujem veliku zahvalu radi izrade softverskih rješenja za zajedničke ideje ovog diplomskog rada.

Svim kolegama volonterima i djevojkama zaposlenima u Hrvatskom savezu za rijetke bolesti upućujem iskrenu zahvalu, jer je ideja za ovaj diplomski rad i sve u njemu opisano upravo posljedica mojeg volontiranja ondje.

Svim prijateljima, poznanicima, kolegama, obitelji i ostalima koji su na ikakav način doprinijeli izradi ovog diplomskog rada se također zahvaljujem, posebice svim mojim cimerima koji su mi olakšali studentski život.

Na posljetku, veliku zahvalu upućujem članovima Led Zeppelina i AC/DC-a jer su se njihova autorska djela uvjerljivo najviše reproducirala tijekom izrade ovog diplomskog rada.

Tata, volim te i hvala ti za sve. *In memoriam Milan Obradović.*

8 LITERATURA

- 1) Kimura J, ur. *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: Principles and Practice*. 3. izd. New York: Oxford University Press; 2001. str. 20-45.
- 2) *Electrophysiologic and Laboratory Aids in the Diagnosis of Neuromuscular Disease*. U: Ropper AH, Samuels MA, ur. *Adams & Victor's Principles of Neurology*. 9. izd. New York: The McGraw-Hill Companies; 2009. str. 1231-1250.
- 3) The advantages and disadvantages of surface electromyography. U: Criswell E, ur. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. izdanje. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 5-7.
- 4) Cerebral cortex. U: Gould JD, ur. *BRS Neuroanatomy (Board Review Series)*. 5. izd. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2014. str. 297-298.
- 5) Uloga motoričke moždane kore u voljnim pokretima. U: Kostović I, Miloš J. ur. *Temelji neuroznanosti*. Zagreb: Udžbenici Sveučilišta u Zagrebu; 1997. str. 348-355.
- 6) Excitation of Skeletal Muscle: Neuromuscular Transmission and Excitation-Contraction Coupling. U: Hall JE, ur. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 12. izd. London: Elsevier Health Sciences; 2012. str. 83-89.
- 7) Contraction of Skeletal Muscle. U: Hall JE, ur. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 12. izd. London: Elsevier Health Sciences; 2012. str. 71-82.
- 8) The motor unit. U: Criswell E, ur. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. izd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 27-28.
- 9) Biofizički temelji ekscitabilnosti: membranski i akcijski potencijal. U: Kostović I, Miloš J. ur. *Temelji neuroznanosti*. Zagreb: Udžbenici Sveučilišta u Zagrebu; 1997. str. 76-93.
- 10) Instrumentation. U: Criswell E, ur. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. izd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 35.
- 11) Kazamel M, Warren PP. History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers. *Journal of Clinical Neuroscience*. (Elsevier BV). 2017 June 16. doi: 10.1016/j.jocn.2017.05.018. [Epub ahead of print]
- 12) The history of surface electromyography. U: Criswell E, ur. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. izd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 3-5.
- 13) Preface. U: Criswell E, ur. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. izd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 17.

- 14) Türker KS. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Physical Therapy*. 1993;73(10):698-710.
- 15) Miloš O. Utjecaj slušanja glazbe i drugih čimbenika na razinu bolnosti kliničke elektromioneurografije. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet; 2014. str. 1.
- 16) Needle electrodes. U: Kamen G, ur. *Essentials of electromyography*. Champaign: Human Kinetics; 2010. str. 62.
- 17) Indwelling electrodes. U: Kamen G, ur. *Essentials of electromyography*. Champaign: Human Kinetics; 2010. str. 61.
- 18) Miloš O. Utjecaj slušanja glazbe i drugih čimbenika na razinu bolnosti kliničke elektromioneurografije. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet; 2014. str. 5.
- 19) Whittaker RG. The fundamentals of electromyography [Internet]. sv. 12, *Practical Neurology*. BMJ; 2012 - [pristupljeno 30.3.2017.]. str. 187–94. Dostupno na: <http://dx.doi.org/10.1136/practneurol-2011-000198>
- 20) Katirji B. The clinical electromyography examination. An overview. *Neurol Clin*. 2002;20(2):291-303.
- 21) Kishner S, Elliott L. Electromyography and Nerve Conduction Studies: Background, Indications, Contraindications [Internet]. Medscape. 2015 - [pristupljeno 30.3.2017.]. Dostupno na: <http://emedicine.medscape.com/article/2094544-overview>
- 22) Aminoff MJ, Greenberg DA, Simon RP, ur. *Clinical Neurology*. 6. izd. New York: The McGraw-Hill Companies; 2005. str. 346-347.
- 23) Electromyography (EMG) and nerve conduction studies (electromyelogram) - diagnostics. U: Chernecky CC, Berger BJ, ur. *Laboratory Tests and Diagnostic Procedures*. 6. izd. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2013. str. 468-469.
- 24) Preface. U: Kamen G, ur. *Essentials of electromyography*. Champaign, Illinois (SAD): Human Kinetics; 2010. str. 7.
- 25) De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13(2):135-163.
- 26) Medved V, Cifrek M. Kinesiological Electromyography [Internet]. *Biomechanics in Applications*. InTech; 2011 - [pristupljeno 15.6.2017.]. Dostupno na: <http://dx.doi.org/10.5772/21282>
- 27) Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-374.

- 28) Stegeman DF, Hermens H. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)" [Internet]. Roessingh Research and Development; 2006 - [pristupljeno 30.3.2017.]. Dostupno na: <https://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>
- 29) Drost G, Stegeman D, van Engelen B, Zwarts M. Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(6):586-602.
- 30) Documentation. U: Criswell E, ur. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. izd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 169.
- 31) Huppertz HJ, Sselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, Heimann G. Diagnostic yield of noninvasive high spatial resolution electromyography in neuromuscular diseases. *Muscle Nerve*. 1997;20:1360–70.
- 32) Roeleveld K, Sandberg A, Stalberg EV, Stegeman DF. Motor unit size estimation of enlarged motor units with surface electromyography. *Muscle Nerve*. 1998;21:878–86.
- 33) Sihvonen T, Partanen J, Hänninen O, Soimakallio S. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72(13):1080-7.
- 34) Yamada M, Kumagai K, Uchiyama A. Muscle fiber conduction velocity studied by the multi-channel surface EMG. *ClinNeurophysiol*. 1991;31:251–256.
- 35) Linszen WHJP, Jacobs M, Stegeman DF, Joosten EMG, Moleman J. Muscle fatigue in McArdles' disease – muscle fiber conduction velocity and surface EMG frequency-spectrum during ischemic exercise. *Brain*. 1990;113:1779–93.
- 36) Schillings ML, Kalkman JS, van der Werf SP, Van Engelen BG, Bleijenberg G, Zwarts MJ. Diminished central activation during maximal voluntary contraction in chronic fatigue syndrome. *ClinNeurophysiol* 2004;115:2518–24.
- 37) El Dassouki M, Lefaucheur JP. The correlation between muscle and nerve fiber conduction velocities in thenar muscle is lost in case of carpal tunnel syndrome. *Clin Neurophysiol* 2002;113:1121–4.
- 38) Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, Moyano-Cuevas JL, Pérez EM, Maestre J. Use of natural user interfaces for image navigation during laparoscopic surgery: initial experience [Internet]. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. Informa UK Limited; 2017. str. 1–9 - [pristupljeno 25.6.2017.]. Dostupno na: <http://dx.doi.org/10.1080/13645706.2017.1304964>

- 39) Hettig J, Saalfeld P, Luz M, Becker M, Skalej M, Hansen C. Comparison of gesture and conventional interaction techniques for interventional neuroradiology [Internet]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. Springer Nature; 2017 - [pristupljeno 25.6.2017.]. Dostupno na: <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-017-1523-7>
- 40) Manton S, Magerowski G, Patriarca L, Alonso-Alonso M. The “Smart Dining Table”: Automatic Behavioral Tracking of a Meal with a Multi-Touch-Computer [Internet]. sv. 7, Frontiers in Psychology. Frontiers Media SA; 2016 - [pristupljeno 25.6.2017.]. Dostupno na: <http://dx.doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00142>
- 41) Kutafina E, Laukamp D, Bettermann R, Schroeder U, Jonas S. Wearable Sensors for eLearning of Manual Tasks: Using Forearm EMG in Hand Hygiene Training [Internet]. sv. 16, Sensors. MDPI AG; 2016. str. 1221 - [pristupljeno 25.6.2017.]. Dostupno na: <http://dx.doi.org/10.3390/s16081221>
- 42) What is biofeedback? [Internet]. Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback; 2011 - [pristupljeno 18.6.2017.]. Dostupno na: <https://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageID=1>
- 43) Frank DL, Khorshid L, Kiffer JF, Moravec CS, McKee MG. Biofeedback in medicine: who, when, why and how? *Mental Health in Family Medicine*. 2010;7(2):85-91.
- 44) Basmajian JV. Control and training of individual motorunits. *Science*. 1963;141:440–441.
- 45) Green EE, Walters ED, Green A, Murphy G. Feedback techniques for deep relaxation. *Psychophysiology*. 1969;6:371–377.
- 46) Budzynski T, Stoyva J, Adler C, Mullaney DJ. EMG biofeedback and tension study. *Psychosomatic Med*. 1973;35:484–496.
- 47) Madeleine P, Vedsted P, Blangsted AK, Sjogaard G, Sjogaard K. Effects of electromyographic and mechanomyographic biofeedback on upper trapezius muscle activity during standardized computer work. *Ergonomics*. 2006;49(10):921–933.
- 48) Yip SL, Ng GY. Biofeedback supplementation to physiotherapy exercise programme for rehabilitation of patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehab*. 2006;20(12):1050–1057.
- 49) Surface Electromyography Past, Present, and Future. U: Criswell E, ur. Cram's Introduction to Surface Electromyography. 2. izd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers; 2011. str. 237.
- 50) Standard deviation. U: Harris M, Taylor G, ur. Medical statistics made easy. London: Martin Dunitz London New York Independence; 2004. str. 16-19.

- 51) Neurological history, examination, signs. U: Abhinav K, Edwards R, Whone A, ur. Rapid Neurology and Neurosurgery. Chichester: John Wiley & Sons; 2012. str. 17.
- 52) De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH. Decomposition of surface EMG signals. J Neurophysiol 2006;96:1646–57.

9 KORIŠTENE ILUSTRACIJE

- 1) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 6-1, Organization of skeletal muscle, from the gross to the molecular level, str. 72.
- 2) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 7-1, Different views of the motor end plate, str. 84.
- 3) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 7-4, End plate potentials (in millivolts), str. 85.
- 4) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 7-5, Transverse (T) tubule–sarcoplasmic reticulum system, str. 87.
- 5) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 6-3, Organization of proteins in a sarcomere, str. 73.
- 6) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 6-5, Sliding Filament Mechanism of Muscle Contraction, str. 74.
- 7) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 6-6B, Combination of many myosin molecules to form a myosin filament, str. 74.
- 8) Hall JE, ur. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. izdanje. London: Elsevier Health Sciences; 2012. Slika 6-7, Actin filament, str. 75.
- 9) Kamen G. ur. Essentials of electromyography. Champaign: Human Kinetics; 2010. Slika 3.4, Str. 60.
- 10) Electronic Myoanatomic Atlas for Clinical EMG. 2. izdanje. New York: Center for Academic and Scholastic Achievement; [slika s interneta] 2005 - [pristupljeno 18.6.2017.]. The upper extremity muscles (Distal Arm). Dostupno na: <http://www.netemg.com/pictsv1/edc.jpg>
- 11) Rutkove S. Examples of Electromyograms, PhysioBank. [slika s interneta]. 2010 - [pristupljeno 18.6.2017.]. Dostupno na: <https://physionet.org/physiobank/database/emgdb/>
- 12) Fajardo J. Galileo Bionic Hand - ST Nucleo Example, ARM mbed. [slika s interneta]. 2015 - [pristupljeno 18.6.2017.]. Proper placement of disposable electrodes for two

channels of surface EMG. Dostupno na:
<https://developer.mbed.org/media/uploads/julioefajardo/electrodes.png>

- 13) Bio-medical, Warren. [slika s interneta]. 2015 - [pristupljeno 18.6.2017.]. Slika 1, Covidien Kendall Disposable Surface EMG/ECG/EKG Electrodes. Dostupno na:
<http://www.us.all.biz/img/us/catalog/167750.jpeg>
- 14) Medved V, Cifrek M. Kinesiological Electromyography [slika s interneta]. Biomechanics in Applications. InTech; 2011 - [pristupljeno 18.6.2017.]. Slika 1, Raw surface EMG recording for three successive contractions of m. rectus femoris. Dostupno na:
<http://dx.doi.org/10.5772/21282>
- 15) De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 1997;13(2):135-163. Slika 1, Schematic diagram of the factors that affect the EMG signal, str. 139.
- 16) De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 1997;13(2):135-163. Slika 3, Use of the double differential technique to eliminate the presence of crosstalk while detecting the signal from the muscle of interest, str. 145.
- 17) Thalmic Labs Inc., Kitchener, Ontario, Kanada. [slika s interneta]. 2015 - [pristupljeno 2.4.2017.]. Dostupno na:
<https://static.thalmic.com/sapphire/tenFootExperience/hero/myo.png>
- 18) Huffington Post, New York, SAD. [slika s interneta]. 2014 - [pristupljeno 3.7.2017.]. Dostupno na: <http://i.huffpost.com/gen/1910669/images/o-MYO-facebook.jpg>
- 19) Algoritam zamišljene petlje korištene u programiranju predstavljenog biofeedback modela. Autorska slika. Dostupno na upit na: *nobradovic.studmef@gmail.com*
- 20) De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 1997;13(2):135-163. Slika 5, Example of background noise and initiation of EMG signal activation from the erector spinae muscle of the back during a slowly increasing isometric extension of the back, str. 147.

10 ŽIVOTOPIS

Neven Obradović – Kuridža je rođen 30.8.1992. u Bjelovaru, Republika Hrvatska. Osnovnu i srednju školu (opću gimnaziju) završava u Grubišnom Polju i 2010. godine upisuje Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu.

Obavljao je dužnosti demonstratora tijekom fakultetskog obrazovanja; pet akademskih godina na katedri Temelji Neuroznanosti (od 2012. do 2017.) pod vodstvom doc. dr. sc. Gorana Sedmaka i dvije akademske godine na katedri Pedijatrija (od 2015. do 2017.) pod vodstvom prof. dr. sc. Marije Jelušić – Dražić i prof. dr. sc. Ernesta Bilića.

Kao član Studentske ekipe prve pomoći (StEPP) je u razdoblju od 2012.-2014. obnašao dužnosti instruktora prve pomoći srednjoškolcima i mlađim kolegama studentima te je sudjelovao u kreiranju nacionalne javnozdravstvene kampanje „Oživi me“.

Od 2013. do 2016. godine obnašao je dužnost Voditelja Odbora za muški rukomet pri Sportskoj udruzi studenata medicine (SportMEF-u). Od 2014. do kraja svog fakultetskog obrazovanja obnašao je i dužnost podpredsjednika iste udruge. Sudjelovao je u organizaciji sportskih događaja na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, poput „Dana druženja i sporta“ te javnozdravstvene cestovne utrke „162 stube“, za što je i dobio Posebnu Rektorovu nagradu za akademsku godinu 2016./2017.

Aktivan je član Studentske Sekcije Hrvatskog liječničkog zbora od 2014. godine, gdje obnaša dužnosti tehničke službe.

Od 2014. godine postaje volonter Hrvatskog Saveza za rijetke bolesti i za svoj rad dobiva nagradu za najboljeg volontera 2016. godine.

Dobitnik "Dr. Marija Veljača foundation" međunarodne stipendije u akademskoj godini 2014/2015. Dobitnik "SYMPTOMA" međunarodne stipendije za 2017. godinu.

Pobjednik 3. Natjecanja u kliničkim vještinama – Infektivne bolesti, održanog u prostorijama Farmaceutsko – biokemijskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu u svibnju 2017. godine.