

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko

Miha Sužnik

Ocena bolečine pri monofazni in bifazni električni stimulaciji

Diplomsko delo

Mentor: izr. prof. dr. Alenka Maček-Lebar, univ.dipl.inž.el.

Ljubljana, 2014

ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorici izr. prof. dr. Alenki Maček-Lebar za vso pomoč pri izvedbi diplomskega dela. Zahvaljujem se tudi prostovoljcem, ki so nesebično sedli na stol in pomagali z neprijetnimi poskusi ocenjevanja bolečine.

Hvala tudi mami za lektoriranje diplomskega dela in celotni družini za vsa leta podpore in spodbude.

IZJAVA

Spodaj podpisani Miha Sužnik, rojen 4. 10. 1988 v Ljubljani, izjavljam, da sem diplomsko delo izdelal samostojno pod vodstvom mentorice izr. prof. dr. Alenke Maček-Lebar. Vsi ostali, ki so pomagali pri diplomskem delu, so navedeni v zahvali.

Ljubljana, november 2014

Miha Sužnik

KAZALO VSEBINE

Izjava	iii
Kazalo vsebine	iv
Seznam slik	vi
Povzetek	vii
Abstract	viii
UVOD	1
1 ELEKTRIČNA STIMULACIJA	2
1.1 Zgodovina	2
1.2 Sodobne tehnike 20. stoletja	3
1.2.1 TENS in PENS	3
1.2.2 SCS	4
1.2.3 HTEMS	5
1.2.4 FES	5
1.3 Magnetna stimulacija	8
2 BOLEČINA	10
2.1 Nocicepcija	10
2.2 Bolečinske poti	12
2.3 Mehanizem lajšanja bolečine	13
2.4 Učinek TENS terapije na bolečino	15
2.5 Merjenje bolečine	15
3 Namen naloge	17
3.1 ocena bolečine pri električni stimulaciji z dražljajem, podobnim inducirani napetosti, ki jo v tkivu povzroča magnetna stimulacija	17
3.2 Primerjava bolečine pri električni stimulaciji z monofaznim, bifaznim in izmeničnim signalom	17
4 Metode	20
4.1 Oprema	20
4.2 Oblike signalov električne stimulacije	20
4.3 Protokol meritve	21
4.4 Primer meritve	22
4.5 Vprašalnik	25
4.6 Obdelava podatkov	26
4.7 Rezultati	26

4.8	Pregled rezultatov z izločitvijo nekaterih meritev.....	35
4.9	Pregled ocen bolečine signala, podobnega tistemu, ki ga inducira magnetno polje naprave za magnetno stimulacijo	41
5	Diskusija.....	43
6	Citirana dela	45

SEZNAM SLIK

Slika 1: Franklinov čarobni kvadrat [1]	2
Slika 2: Odziv različnih vlaken na daljši vročinski dražljaj	12
Slika 3: Ilustracija teorije vrat. Ko se vzdražijo debela vlakna (na sliki L) se aktivira tudi inhibicijski nevron, zato se projekcijske celice, ki pošiljajo signal o bolečini v možgane, ne aktivirajo. Kadar so aktivna le tanka vlakna (S), inhibicijski nevron ni aktiviran in projekcijske celice so aktivne	13
Slika 4: simbolična predstava treh različnih oblik signalov. Tudi signal, ki posnema magnetno terapijo je bifazne oblike.	18
Slika 5: Z generatorjem Grass generirani stimulacijski impulzi prikazani na ekranu osciloskopa.	19
Slika 6: Vezava stimulatorja in izolacijskih enot	20
Slika 7: primer meritve	24
Slika 8: graf rezultatov vas vprašalnika	27
Slika 9: pogostost deskriptorjev pri monofaznem signalu frekvence 30 HZ	28
Slika 10: pogostost deskriptorjev pri bifaznem signalu frekvence 30 HZ	28
Slika 11: pogostost deskriptorjev pri izmeničnem signalu frekvence 30 HZ	29
Slika 12: pogostost deskriptorjev monofaznega signala pri 80 Hz	32
Slika 13: pogostost deskriptorjev bifaznega signala pri 80 Hz	32
Slika 14: pogostost deskriptorjev izmeničnega signala pri 80 hz	33
Slika 15: Povprečje VAS Ocen za signale pri 80 Hz	35
Slika 16: pogostost deskriptorjev monofaznega signala pri 30 Hz po izločitvi nekaterih meritev	36
Slika 17: pogostost deskriptorjev bifaznega signala pri 30 Hz po izločitvi nekaterih meritev	36
Slika 18: pogostost deskriptorjev izmeničnega signala pri 30 Hz po izločitvi nekaterih meritev	37
Slika 19: pogostost deskriptorjev monofaznega signala pri 80 Hz po izločitvi nekaterih meritev	38
Slika 20: pogostost deskriptorjev bifaznega signala pri 80 Hz po izločitvi nekaterih meritev	38
Slika 21: pogostost deskriptorjev izmeničnega signala pri 80 Hz po izločitvi nekaterih meritev	39
Slika 22: pogostost deskriptorjev za signal, ki posnema magnetno stimulacijo pri 30 hz	41

POVZETEK

Diplomska naloga obravnava merjenje bolečine, ki jo povzroča električna stimulacija pri različnih oblikah električnih signalov.

Najprej je predstavljena kratka zgodovina električne stimulacije, od skromnih začetkov do sodobnih rešitev in potenciala določenih tehnologij v prihodnosti. Sledita opis bolečine kot pojava in razlaga mehanizmov njenega delovanja. Nato je razložen še mehanizem lajšanja bolečine z električno stimulacijo, kar je eden izmed glavnih ciljev električne stimulacije. Na kratko je predstavljen tudi mehanizem lajšanja bolečine s transkutano električno stimulacijo.

Merjenje bolečine je svojevrsten izziv, zato smo na kratko opisali razvoj McGillovega bolečinskega vprašalnika, ki smo ga uporabili v nalogi. V nalogo sta vključena tudi sam vprašalnik in primer meritve, ki bolj točno razloži posamezne korake poskusa.

Pri našem poskusu je sodelovalo 19 zdravih prostovoljcev, od tega 10 moških in 9 žensk. Sprednjo golenično mišico prostovoljcev smo vzdražili s sedmimi različnimi električnimi signali. Po vsaki stimulaciji so izpolnili en McGillov bolečinski vprašalnik.

Signali, katerih bolečinski učinek so ocenjevali prostovoljci, se ločijo na štiri tipe. Prvi signal je nekoliko drugačen od ostalih, saj smo z električno stimulacijo poskušali posnemati električni signal, ki ga v tkivu povzroča magnetna stimulacija.

Drugi trije signali so bolj klasični predstavniki električne stimulacije. Poimenovali smo jih monofazni, bifazni in izmenični signal. Med seboj se ločijo le po obliki pulza, saj smo želeli primerjati učinek oblike pulza na bolečino.

Predpostavljali smo, da bo največjo bolečino povzročil monofazni signal. Bolj prijeten od monofaznega signala naj bi bil bifazni signal. Hipotezo smo predpostavili glede na izkušnje pacientov in terapevtov.

Naši rezultati kažejo, da je razlika v bolečini med različnimi signali sicer komaj opazna, vendar pa je monofazni signal za večino pacientov bolj neprijeten od bifaznega in izmeničnega signala.

Nazadnje podajamo tudi predloge za boljše ocenjevanje bolečine v podobnih raziskavah.

Ključne besede: električna stimulacija, bolečina, merjenje bolečine, McGillov vprašalnik, magnetna stimulacija, monofazni, bifazni, izmenični signal, razlika v bolečini

ABSTRACT

The thesis deals with the measurement of pain caused by electric signals of different shapes.

First we present a short overview of the history of electric stimulation, from its humble beginnings to modern applications and their potential for the future. This is followed by a description of pain as a phenomena and its mechanism of action. After that we describe the mechanism of pain relief with electric stimulation as this is one of the main goals of this technology. We briefly discuss how transcutaneous electrical stimulation works.

Measuring pain is a specific challenge in its own right so we give a quick description of the development of the McGill pain questionnaire which we used for our thesis. We include the questionnaire itself in the thesis along with an example measurement with a more detailed explanation of each step of our experiment.

We had 19 volunteers helping with the experiment of which 10 were male and 9 were female. The volunteers were stimulated with seven different electric signals. They filled out one pain questionnaire after each stimulation.

We can divide the signals into four categories. The first one is a signal which mimics the electric signal induces in tissue by magnetic stimulation.

The remaining three signals are more classic representatives of electric stimulation. We called them monophasic, biphasic and alternating signals. The only difference between them is the shape of the electric pulse as it was our goal to compare the different shapes' effects on pain.

We expected the monophasic signal to be the most painful while the biphasic signal should be more tolerable. Our hypothesis was based on experience of patients and therapists.

Our results show that the difference between these signals is almost indistinguishable, however, the result imply the biphasic and alternating signal shapes to be more pleasant.

In the end we suggest certain ideas for better pain measurements in similar experiments in the future.

Key words: electric stimulation, pain, pain measurement, McGill questionnaire, magnetic stimulation, monophasic, biphasic, alternating signal, difference in pain

UVOD

Električna stimulacija je vse bolj razširjena oblika terapije, s katero pacientu prek elektrod dovajamo električne signale, ki stimulirajo različne mišice. Na ta način lahko olajšamo okrevanje po poškodbah, povečamo učinkovitost fizioterapije, odpravljamo nehotene mišične krče, upočasnimo obrabo sklepov, lajšamo bolečino in izvajamo elektroterapijo – terapijo, pri kateri z električno napetostjo olajšamo prehod zdravil v celice. Z razvojem področja postajajo dostopne tudi naprave, ki jih lahko uporabljamo doma in služijo večanju mišičnega tonusa, kot dodatek športnemu treningu in podobno.

Negativen stranski učinek električne stimulacije je lahko bolečina. Bolečina je kompleksna zaznava z različnimi čustvenimi in senzoričnimi značilnostmi. Pojavi se kot opozorilo na nevarnost ali poškodbo in nas sili k ukrepanju. Pri električni stimulaciji je bolečina v veliki meri posledica krčenja mišice, čeprav ni nujno edina, saj prihaja tudi do segrevanja tkiva, stimulacije živca in tako dalje.

Povezava med bolečino in stopnjo mišične kontrakcije je dobro znana, saj večja kontrakcija pomeni tudi večjo bolečino. Podobno velja za povezavo med električno napetostjo in bolečino, saj višja napetost pomeni tudi večjo bolečino.

Manj znana in raziskana pa je povezava med obliko električnega signala in občutjem bolečine. Terapevti, raziskovalci in pacienti sami so opazili, da so bifazni signali načeloma manj neprijetni kot monofazni. V diplomski nalogi smo poskušali ugotoviti, ali je temu res tako.

V ta namen smo pripravili protokol meritev oziroma ocene bolečine, kjer prostovoljcu na mišico Tibialis (dvigovalka stopala) prevajamo električne signale različnih oblik. Poskrbeli smo, da je pri vsakem signalu prišlo do enake mišične sile in da je bil doveden pri enaki napetosti in frekvenci. Vsakič smo dovedli tudi enako število pulzov, torej bi na izkušnjo bolečine morala vplivati le sama oblika signala.

Merjenje bolečine predstavlja svojevrsten problem, saj gre za subjektivno izkušnjo, ki jo je težko ovrednotiti. Zato smo izbrali prilagojeno različico priljubljenega bolečinskega vprašalnika, ki je bil prirejen za vrednotenje električne stimulacije.

Prostovoljci so najprej ocenili splošno občutje bolečine po metodi VAS (Visual analog scale), pri kateri na daljici označimo stopnjo bolečine od 0 do 10. Potem so izpolnili še tabelo vprašalnika, v kateri so ocenjevali posamezne občutke in čustvovanja o bolečini. Nato so še enkrat ocenili splošno občutje bolečine.

S tabelo v vprašalniku smo želeli ugotoviti, ali je bolečina pretežno mišičnega ali živčnega izvora, saj bi s tem morda lahko pojasnili razliko med različno bolečinsko zaznavo prvega in drugega signala.

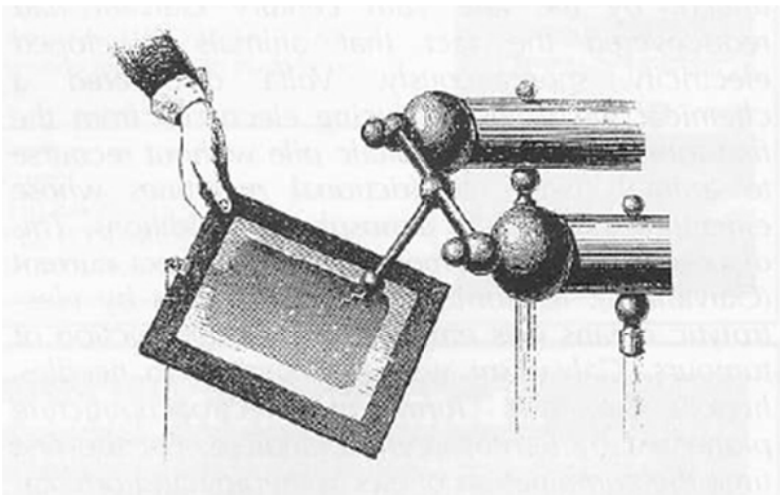
1 ELEKTRIČNA STIMULACIJA

1.1 ZGODOVINA

Uporaba električne stimulacije v najbolj osnovni obliki sega še v čas starega Egipta. Stari Egipčani so v terapevtske namene uporabljali električne some (*Malapterurus electricus*), ki plavajo v Nilu in proizvajajo električne šoke. Podobno terapijo je kasneje, okoli leta 420 pr. n. št. uporabil tudi grški zdravnik Hipokrat. Tehniko je 400 let kasneje opisal še rimski zdravnik Scribonius Largus, ki je stik z električnimi ribami priporočil pacientom z glavobolom, artritisom in protinom. Takšne živali sicer proizvajajo napetosti med 8 in celo 220 V [1].

Bolj tehničen pristop k električni stimulaciji je nastopil v 18. in 19. stoletju, ko so naravne vire elektrike nadomestili umetni. Obdobje lahko ločimo na štiri faze.

Prva je franklinizem, kjer je električni vir statična elektrika ali atmosferska elektrika. Zanj so značilne visoke napetosti in nizki, miliamperski tokovi, pridobljena pa je navadno s frikcijskim pogonom, za katerega so značilni nenadni udari in iskrenje. Kot nakazuje ime, je eno izmed bolj znanih naprav izumil ameriški naravoslovec in politik, Benjamin Franklin. Njegov izum, t. i. čarobni kvadrat (angl. Magic Square) je bil pravzaprav kondenzator, ki je lahko dovajal močne električne sunke na boleča mesta [1]. Vidimo ga na sliki 1.



SLIKA 1: FRANKLINOV ČAROBNI KVADRAT [1]

Druga faza je galvanizem, ki omogoča neposreden prenos elektrike na telo brez šoka in isker. Začetnik te faze je Luigi Galvani, ki je leta 1780 odkril, da lahko odrezane žabje krake spodbudi k gibanju, če skozi požene električni tok. Galvani je odkritje razlagal kot *živalsko elektriko*, čemur je oporekal njegov sodobnik Alessandro Volta. Da bi svojo teorijo dokazal, je Volta zgradil Voltov stolp, prvo sodobno obliko baterije. Galvanizem je služil lažšanju mnogih težav, tudi depresije, tako da so baterijo položili na teme pacientove glave. Tu lahko omenimo še elektroakupunkturo, ki jo je prvi demonstriral francoski zdravnik Jean-Baptiste Sarlandière [1].

Galvanski tok pa je imel tudi stranske učinke. Daljša uporaba je vodila v odmiranje tkiva. To destruktivno lastnost so kasneje izkoristili za uničevanje tumorjev na površini telesa in celo raka na prostati [1].

Tretja faza je faradizem. Britanski znanstvenik Michael Faraday je leta 1832 odkril, da lahko elektriko inducira s prekinitvami ali v obratni smeri. Stimulacija je lahko potekala v kratkih pulzih (pod 1 milisekundo), pri takem načinu ni možnosti za poškodbe tkiva. Največji zagovornik te tehnike je bil francoski zdravnik Guillaume Duchenne, poznan tudi kot oče elektroterapije, ki je 1849. leta izjavil: »Faradizem je najboljša oblika mišične elektrike in jo lahko prakticiramo pogosto in dolgo časa /.../ Rezultati so zelo pomembni.« [1]

Četrta faza je odkritje visokofrekvenčnih tokov, ko je leta 1888 francoski zdravnik Jacques Arsène d'Arsonval opazil, da frekvence nad 5000 Hz zmanjšajo vzdraženje mišic [1].

V 19. stoletju je bil blažilni učinek elektrike na bolečino dobro poznan in priljubljen. Elektroterapija je uživala zlato dobo in se je razširila na področja zobozdravstva, nevrologije, psihiatrije in celo ginekologije.

Predvsem zaradi razvoja učinkovitih protibolečinskih tablet pa tudi zaradi različnih šarlatanov, ki so elektroterapijo prodajali kot čudežno znanost, je zanimanje za to področje zamrlo [1].

1.2 SODOBNE TEHNIKE 20. STOLETJA

V drugi polovici 20. stoletja je elektroterapija spet postala aktualna kot racionalen pristop k lajšanju mnogih bolečih zdravstvenih stanj in vzbujanja različnih mišic – celo srca. Nove tehnike stimulacije v tem obdobju so transkutana električna stimulacija (TENS), perkutana električna stimulacija (PENS), stimulacija hrbtenjače z elektrodo v epiduralnem prostoru (angl. spinal cord stimulation ali SCS), funkcionalna električna stimulacija (FES) in visokofrekvenčna transkutana električna stimulacija (angl. High tone external muscle stimulation ali HTEMS). Naprave se razlikujejo glede na amplitudo napetosti ali toka, frekvenco, trajanje in obliko stimulacijskega signala, obliko elektrod pa tudi glede na namen [1].

Sledi hiter pregled najbolj razširjenih oblik terapij in nekateri njihovi učinki, mehanizmi in rezultati.

1.2.1 TENS IN PENS

TENS ali transkutana električna stimulacija je zelo pogosta oblika električne stimulacije, pri kateri na kožo pritrdimo različne oblike elektrod, skozi njih pa pošiljamo različne oblike električnih signalov. TENS je trenutno najbolj razširjena nefarmakološka oblika lajšanja bolečine [1]. Temelji na opazovanjih Walla in Sweata iz leta 1967. Raziskovalca sta odkrila, da je mogoče lajšati kronično kožno bolečino s stimulacijo ustreznih živcev s pravokotnimi pulzi z aktivnim delom 0,1 ms pri frekvenci 100 Hz. Napetost sta dvigala, dokler pacient ni občutil ščemenja. Kronična bolečina je pri polovici pacientov popustila za naslednje pol ure [2].

TENS navadno sestavljajo elektrode, ki jih postavimo na kožo, in ohišje z električnim virom, ki je ali napetostni ali tokovni. Glede na frekvenco stimulacije lahko ločimo naprave z visokimi frekvencami (nad 50 Hz – High Frequency TENS ali HF-TENS), nizke frekvence (pod 10 Hz – Low Frequency TENS ali LF-TENS) in spremenljive frekvence. Intenzivnost oz. amplitudo napetosti ali toka navadno lahko nastavljamo. Navadno je amplituda pri višjih frekvencah nižja, kar se na koži občuti kot žgečkanje. Obratno velja za nižje frekvence, kjer je amplituda

višja, zato se že pojavi mišično krčenje, ki pa naj ne bi bilo neprijetno. Bolečina, ki jo poskušamo olajšati, po terapiji navadno izgine zelo hitro, vendar učinki niso dolgotrajni [1].

PENS je podobna tehnika kot TENS, le da gre za igelne elektrode, zato se metoda večkrat imenuje kar elektro-akupunktura. Navadno gre za nižje frekvence in višje amplitude, igle pa namestimo na mišice ali na akupunkturne točke. Navadno se uporablja do 10 igel hkrati [1].

V študiji je PENS uspešno olajšala bolečino periferne nevropatije pri sladkornih bolnikih v primerjavi s kontrolno skupino. Izboljšala se je tudi telesna pripravljenost pacientov, izboljšanje pa so prek vprašalnika zaznali tudi v psihičnem stanju [3].

V drugi študiji se je pri odpravljanju bolečine v križnem predelu hrbta PENS izkazala za boljšo terapijo kot TENS [4].

1.2.2 SCS

Leta 1967 sta Shealy in Mortinor prvič neposredno stimulirala hrbtenjačo pacienta s kronično bolečino v prsih in pooperativno bolečino. Elektrodo sta krmilila prek žičnate povezave, vsadila pa sta jo k vretencu D3 [5].

Njun poskus je bil zelo uspešen, zato sta predlagala razvoj radijsko krmiljenih elektrod in nadaljnje raziskovanje tega področja [5]. V naslednjih letih je sledil razvoj elektrod, ki jih lahko krmilimo z radijskimi valovi [1].

SCS ali angl. spinal cord stimulation je invazivna metoda. Elektrodo injiciramo v epiduralni režanj med hrbtenico in hrbtenjačo. Elektroda je povezana s sprejemnikom, ki navadno leži v trebušni votlini [6]. SCS se uporablja za blaženje hude kronične bolečine, ki je ni moč ustaviti z drugačnimi metodami.

Tehnika je zelo uspešna pri pacientih z neozdravljivo angino pectoris. Zabeležili so izboljšave krvnega tlaka, izboljšanje EKG slike, zmanjšane so bolečine v prsih, sposobnost za telovadbo je večja [7]. Najbolj pomembno je, da se SCS po uspešnosti lahko primerja z obvodom koronarne arterije, ki je resen operativni poseg [8].

Podoben pozitiven učinek ima metoda za paciente s periferno arterijsko boleznijo, za katere vaskularna rekonstrukcija ni več na voljo. SCS občutno zmanjša bolečino in podaljša čas do amputacije ali jo sploh popolnoma prepreči [9]. Pri dializnih pacientih s kritično ishemijo SCS kritično olajša bolečino in izboljša kvaliteto življenja. Učinki so vidni še 6 do 12 mesecev in jih pripisujejo tudi povečanju mikrovaskularne prekrvavitve v nogah [1].

SCS je učinkovita metoda tudi za nevropatično bolečino bolnikov s sladkorno boleznijo. Uveljavila se je tudi kot ena izmed standardnih terapij za lajšanje bolečine pri kompleksnem regionalnem bolečinskem sindromu. Poskusno so zaznali tudi zmanjšanje spastičnosti pri pacientih z multiplo sklerozo [1].

Pri metodi SCS se na žalost lahko pojavijo tudi zapleti. Terapija ne učinkuje za 3–4 % ljudi, 3–5 % oseb pa razvije infekcijo [10]. Najbolj pogosta težava je zlom ali premik zunanje elektrode (11–36%) [1].

SCS v prihodnosti kaže potencial tudi za bolnike s Parkinsonovo boleznijo, ki so sedaj podvrženi veliko bolj invazivnim postopkom globoke možganske stimulacije [1].

1.2.3 HTEMS

High tone electrical muscle stimulation ali HTEMS je najnovejša oblika elektroterapije, kjer se frekvenca sproti spreminja od 4,096 Hz do 32,786 Hz. Hkrati s frekvenco se spreminja tudi amplituda napetosti [1]. Metoda se je že izkazala kot bolj učinkovita od klasičnega TENS-a [11]. Raziskovalci so primerjali učinke obeh terapij na sladkornih bolnikih z polinevropatijo v kratki, tri dni dolgi raziskavi s 30 minutnimi terapijami. HTEMS se je za blaženje bolečine izkazal kot trikrat bolj učinkoviti [11].

Ena izmed študij je terapijo s HTEMS-om spremljala na dializnih pacientih s simptomatično periferno polinevropatijo (25 pacientov z diabetesom in 15 z uremično periferno polinevropatijo). Elektrode so pritrčili na stegenske mišice. Pacienti so imeli terapije po 60 minut, trikrat tedensko. Po enem do treh mesecev je več kot 70 % bolnikov opazilo veliko izboljšanje v nevropatiji in motnjah spanja. Paciente so opazovali še nadaljnjih 12 mesecev. Pozitivni učinki so še vedno obstajali, vrnilo se je le motnje v spanju [12].

Placebo učinki so na področju lajšanja bolečine dobro znani, vendar ta učinek zbledi z večkratnimi terapijami. V primeru HTEMS terapije je protibolečinski učinek lahko zaznati tudi po obdobju enega leta, kar kaže na dobro delovanje tovrstne terapije [1].

1.2.4 FES

Za razliko od zgoraj omenjenih naprav in metod, ki so v prvi vrsti namenjene lajšanju bolečin in krepitvi mišic, pod pojmom FES (Functional electrical stimulation) največkrat opisujemo vzbujanje mišic za potrebe gibanja (vzbujanje skeletnih mišic) ali nadzora nad telesnimi funkcijami (gladke mišice) [13].

Ko sta Hodgkin in Huxley predstavila teoretični opis širjenja akcijskega potenciala, sta omogočila tudi razvoj umetnega srčnega spodbujevalnika. Nekaj različnih naprav so različni avtorji patentirali že v petdesetih letih prejšnjega stoletja [13].

Razvoj elektronike je Wladimirju Libersonu omogočil izum stimulatorja, ki preprečuje padec noge v hemiplegičnih pacientih. Stimulator je vklopilo stikalo v peti čevlja, ki ga je oseba nosila na prizadeti nogi. Elektrode stimulatorja so bile postavljene na peronalni živec. Ko oseba dvigne peto, se sproži stimulacija, ki povzroči dvig stopala [13].

Tako se je odprlo novo področje sodobnih rehabilitacijskih metod, ki jim pravimo funkcionalna električna stimulacija. Leta 1967 so FES opisali kot »električno stimulacijo mišice, ki je ostala brez nadzora živčevja z namenom, da bi mišico spodbudili k krčenju in s tem dosegli funkcionalno gibanje« [13]

Poleg vzbujanja krčenja srčne in skeletnih mišic, lahko FES uporabimo tudi za nadzor mehurja, zmanjšanje epileptičnih napadov, zaviramo napredek skolioze, izboljšamo prekrvavitev, pospešimo rast in celjenje kosti, nadziramo dihanje in stimuliramo slušni živec in celo vizualni korteks [13].

FES lahko uporabimo na perifernem živčevju in s tem povzročimo krčenje skeletnih mišic pri pacientih, ki imajo še vedno vzdražljiv spodnji motorični nevron, torej pri pacientih, ki so paralizirani zaradi poškodb pri zgornjem motoričnem nevronu. Najbolj uporabna je za hemiplegične bolnike, osebe s poškodovano hrbtenjačo, otroke s cerebralno paralizo in za paciente, ki trpijo za poškodbami ali boleznimi centralnega živčnega sistema, recimo poškodbami glave in multiplosklerozo [13].

Poškodbe hrbtenjače sodijo med najhujše poškodbe živčnega sistema. Posledice tovrstnih poškodb navadno niso ozdravljive in pacientom močno otežijo življenje. Število tovrstnih ljudi ni zanemarljivo. V Ameriki bolnišnice vsako leto sprejmejo 10 000 tovrstnih poškodovancev, še hujše pa je, da je kar polovica mlajša od 25 let. Njihova pričakovana življenjska doba je danes že skoraj enaka kot pri preostali populaciji. Njihova mobilnost je trenutno še vedno omejena na vozičke in v redkih primerih na pasivne opornice [13].

FES za takšne bolnike predstavlja novo obliko rehabilitacije. Raziskovalci so v 70. letih prejšnjega stoletja začeli poskusno stimulirati mišice rok tetraplegikov. Poročali so o odpiranju rok pri hemiplegičnih bolnikih [Vodovnik] in stegovanju in krčenju prstov [Peckham] pri pacientih s tetraplegično poškodbo.

Četrto stoletja kasneje so FES sistemi veliko bolj razviti in dostopni, tako, da jih pacienti lahko uporabljajo tudi doma. Peckham je s sodelavci razvil nevroprotezo za osebe s poškodbami vretenc C5 in C6. Taki poškodovanci imajo paralizirane roke [14].

Razvili in testirali so tudi sistem z osmimi kanali, ki se ga povsem vsadi v pacienta. Komercialno ime sistema je FreeHand (Neural Control Corp., Cleveland, ZDA).[14] Obstajajo pa še bolj zapletene naprave s 24 kanali, ki so namenjene tetraplegikom s poškodbo vretenca C5. Takšen je »Handmaster« (NESS Ltd., Ra'anana, Israel), ki ima integrirano tudi podporo za zapestje za osebe s C5 tetraplegijo ali bolnike po kapi [14].

Glede na vrsto poškodbe ločimo naprave za pomoč po kapi in naprave za pomoč tetraplegikom. Slednje se ločijo tudi glede na stopnjo poškodbe, saj so razlike med tetraplegičnimi poškodovanci velike [14]. Stopnjo poškodbe opišemo kar z oznako vretenca, pri katerem je hrbtenjača poškodovana.

Najtežje je pomagati pacientom s poškodbo pri vretencu C4, saj lahko samostojno le privzdigujejo rame. FES sistem za to populacijo mora nadzirati prste, palec, zapestje, komolec in ramenske sklepe. Niti trideset kanalov, kolikor je trenutna zmožnost najbolj zapletenih FES sistemov, ni dovolj, da bi vse te sklepe vodili natančno. Ker imajo pacienti tako omejeno gibanje (samostojno lahko nadzirajo le dihanje, glavo, glas in dvig ramen), FES težko upravljajo dovolj natančno. S tako majhnim številom ukazov morajo namreč nadzirati zelo veliko sklepov. FES mora proizvesti vse, od postavitve in iztega roke do odpiranja dlani in prijemanja. Povsod po svetu se laboratoriji ukvarjajo s tem izzivom, vendar do zdaj še niso proizvedli naprave, ki bi bila pripravljena na komercialno rabo [14].

Posamezniki s poškodbo pri C5 lahko napnejo, iztegnejo ramo, napnejo komolec in počnejo vse, kar lahko počnejo tudi ljudje s poškodbo pri C4. S pomočjo težnosti lahko tudi iztegnejo komolec, če ramo zavrtijo navzven. Takšni poškodovanci so že boljši kandidati za FES, saj mora sistem nadzirati zapestje, prste in palec za odpiranje dlani in za prijemanje. Še nekoliko lažje je FES prirediti ljudem s poškodbo pri C6, saj lahko ti do neke mere odpirajo dlan in je glavni namen sistema proizvodnja dodatne moči prijema. Takšni uporabi FES-a konkurira operativni poseg, ki prav tako uspešno vrača takšne sposobnosti v roko [14].

Za hemiplegične bolnike je zgodba drugačna. Ti ljudje imajo prizadeto eno stran telesa. Bolniki lahko z neprizadeto roko opravljajo praktično vse življenjske aktivnosti. Trenutno FES sistemi v prizadeto roko vračajo sposobnost iztega, odpiranja dlani in prijemanja, vendar vse te funkcije pacient krmili z zdravo roko. To seveda ni praktično. Če bo razvit sistem z dobrim

vmesnikom, ki omogoča hkratno uporabo obeh rok, bo hemiplegija postala velika tarča FES-a [14].

Trenutno imajo FES sistemi za zgornje okončine še veliko težav. Ker gre za hotene, precizne gibe, se močno razlikujejo od hoje, ki je lahko tudi nezavedna. Velika težava so zato uporabniški vmesniki, kjer se v prihodnosti lahko nadejamo uporabe EEG-ja, morda pa tudi bolj naprednih sistemov, ki bi povrnili čut za prostorsko pozicijo, dotik, pritisk, bolečino, temperaturo in tako dalje. V razvoju so vsadki z povratno znančno regulacijo, ki bo omogočila bolj natančne gibe, zato pa bodo potrebni tudi senzori pozicije, senzori pritiska za nadzor stiska roke in tako naprej. Vseh teh inovacij ne bomo videli kmalu, vendar ima področje še veliko možnosti za razvoj [14].

Zelo zanimiva je seveda tudi stimulacija nožnih mišic pri paraplegikih. Prvi tovrsten poskus je izvedel Kantrowitz leta 1963. Na kvadricepse in gluteus maximus pri T3 paraplegikih je postavil elektrode in te mišice stimuliral. Pacienti so lahko nekaj minut stali pokonci [13].

Kmalu za tem sta Wilemon in Reswick v kalifornijski bolnišnici Rancho Los Amigos izvedla podoben poskus. Stimulirala sta tudi femoralne živce, da bi dosegla kontrakcijo kolenskih ekstenzorjev. Bolnica s poškodbo pri T5 je lahko stala in celo hodila z iztegnjenimi koleni, vendar je za to potrebovala pomoč druge osebe in bergle. Atrofične mišice so na poskus pripravili s programom električne stimulacije, ki je potekal 12 ur na dan, dva meseca [13].

Prve klinične poskuse je začel Kralj leta 1972. Izmeril je silo mišične kontrakcije, ki jo proizvede stimulacija s FES-om pri 50 pacientih, ki so se razlikovali v starosti, spolu, času poškodbe. Pokazalo se je, da je mogoče stimulirati mišice pri pacientih, ki imajo poškodbo nad vretencem T12. Raziskava je pokazala še, da s FES-om pacienti lahko vstanejo ali se usedejo brez zunanje pomoči.

Leta 1979 so isti avtorji predlagali FES sistem, ki omogoča stanje tako, da zaklene ekstenzorje kolena. Leto kasneje je ista skupina opisala recipročno hojo povsem paraliziranega pacienta. Pri tem so izkoristili refleks umika, da so dosegli sinhrono, ritmično hojo. Tako so definirali najmanjše število kanalov stimulacije, ki je potrebno za hojo paraplegika.

V zdravstvo je vstopil štirikanalni stimulator, ki ga je konec osemdesetih uporabljalo 70 pacientov. Od tega 10 paraplegikov, ki so s pomočjo bergel lahko hodili tudi izven doma. Drugih 10 je s pomočjo hojc hodilo po svojih domovih. Še 30 pacientov je doma vadilo vstajanje [13].

Danes je zelo aktualna metoda stimulacije sprednje veje živca v ledvenem delu hrbtenjače. Prvi uspeh tovrstnih stimulatorjev je bilo nadziranje mehurja prek sakralne stimulacije. Tehnologija je zato postala zanimiva tudi za nadzor nad gibanjem. Zaradi namestitve na korenino spinalnega živca, takšni stimulatorji z manj kanali lahko krmilijo več funkcij, slabost pa je, da lahko pride tudi do nehotenih krčev, ki se jim zaradi anatomije ni moč izogniti. Njihovo pogostost lahko zmanjšamo z zelo skrbno izbiro stimulacijskih pulzov. Raziskovalci te naprave so že demonstrirali stanje, hojo in kolesarjenje s pomočjo [14].

Eden izmed najnovejših sistemov, Praxis24, združuje nadzor mehurja in posameznih živcev za nadzor krčenja mišic in premikanja udov. Velik izziv tovrstne stimulacije predstavlja vsaditev stimulatorja [14].

Trenutno predstavlja FES stimulacija veliko pomoč pacientom s poškodbami hrbtenjače. Tetraplegiki s poškodbo pri C5-C6 lahko odprejo dlani, primejo, držijo in spustijo predmete. Paraplegiki s poškodbo od T1 do T12 lahko vstanejo, stopijo in se drugače namestijo na stolu. Tetraplegiki s C3 poškodbo lahko dihanje brez pomoči naprav za umetno dihanje. Stalna fizična vadba, ki jo paraplegikom omogoča FES, ogromno pomeni za splošno zdravstveno stanje teh oseb [14].

Trenutno so FES sistemi pri paraplegikih in tetraplegikih še najbolj uporabni za telesno vadbo, medtem ko za paciente z enostranskim omrtvičenjem zaradi kapi pomenijo še mnogo več. FES lahko v gibljivih pacientih izboljša videz, simetrijo, energijsko učinkovitost in sigurnost koraka, bolniki pa lahko z njegovo pomočjo prehodijo različne terene, tudi stopnice in klanke [14].

Napredek FES stimulacije trenutno poganja predvsem razvoj drugih področij elektrotehnike, ki so za FES stimulacijo ključnega pomena. To so miniturizacija elektronike, močnejši mikroprocesorji in baterije z večjimi avtonomnimi dobami [14].

1.3 MAGNETNA STIMULACIJA

Posebna oblika električne stimulacije je magnetna stimulacija, ki deluje na povsem drugem principu, to je indukciji električnih tokov v tkivu zaradi spremenljivega magnetnega polja. Učinek na telo je do neke mere primerljiv z električno stimulacijo, zato smo tudi v naš poskus vključili en tip električnega signala, ki do neke mere posnema učinek magnetne stimulacije.

Magnetna stimulacija ima, podobno kot električna, zelo dolgo zgodovino. Prve poskuse so opravili na koncu 19. stoletja. Arsenne d'Arsonval je glave pacientov postavil v magnetno polje tuljave, kjer so doživeli vrtoglavost, omedlevico in podobne neprijetne učinke. Na začetku 20. stoletja so odkrili tudi učinke magnetofosfenov, to so svetlobni pojavi v očesu, ki jih lahko zaznamo v šibkem magnetnem polju [15].

V drugi polovici 20. stoletja so izvedli prve poskuse, ki so omogočili terapevtsko rabo magnetne stimulacije. 1959 leta je Kolin stimuliral živce pri žabi, 1965 leta pa sta Bickford in Fremming magnetno vzbujala človeške živce [15]. V 80. letih so raziskovalci veliko zanimanja posvetili magnetni stimulaciji možganov, kar je področje, ki se zelo uspešno razvija še danes in ponuja nove oblike zdravljenja depresije in drugih mentalnih težav [16].

Magnetna stimulacija danes tako kot električna obsega več področij uporabe, različne naprave in različne učinke. Je dobro sprejeta v medicinskih krogih in večkrat lahko nadomesti ali podpre bolj klasične oblike zdravljenja. Najbolj zanimivi in najbolj razširjeni metodi sta PEMF in TMS.

TMS ali transcranial magnetic stimulation je bila sprva razvita za diagnostične potrebe. Gre za nevrofiziološko tehniko, ki omogoča neinvazivno stimulacijo možganov. Lahko se jo kombinira z različnimi metodami slikanja možganov, denimo elektroencefalografijo, pozitronsko emisijsko tomografijo in funkcionalno magnetno resonanco za opazovanje plastičnosti, vzdraženja nevronov in drugih možganskih procesov. Repetitive transcranial magnetic stimulation ali rTMS lahko začasno prekine določene nevronske aktivnosti, učinek pa traja še nekaj časa po končani terapiji. Takšen vpliv na procese v možganih je potencialno uporaben tako za raziskovanje povezave delovanja možganov in obnašanja posameznika kot tudi za zdravljenje mnogih nevroloških in psihiatričnih težav [17].

Pulsed electromagnetic field ali PEMF je terapija, kjer rane in poškodbe izpostavimo magnetnemu polju nizke frekvence (med 30 in 50 Hz). Študije kažejo, da se rane, zlomi in podobno ob prisotnosti magnetne terapije celijo veliko hitreje. Sam mehanizem delovanja še ni popolnoma raziskan, učinek pa so že potrdile mnoge različne študije [16].

V našem primeru smo želeli preizkusiti tudi občutje bolečine v primeru signala električne stimulacije, ki bi bil karseda podoben električnemu signalu, ki ga inducira PEMF.

2 BOLEČINA

IASP (International Association for the Study of Pain) bolečino definira kot neprijetno senzorično in čustveno občutje, povezano z dejansko ali potencialno okvaro tkiva. Bolečina posameznika motivira, da se umakne iz nevarnih situacij, zavaruje ranjene dele telesa, dokler se ne zaceli in da se podobnih situacij v bodočnosti izogne. Največkrat bolečina izgine takoj, ko je njen razlog odstranjen, ne pa vedno [18].

Bolečina je glavni simptom mnogih zdravstvenih težav in največkrat glavni razlog za obisk zdravnika. Gledano širše je nelajšana bolečina glavni problem javnega zdravstva [18].

Pot do občutenja bolečine sestavljajo štiri procesi [19]:

1. transdukcija – pomeni preoblikovanje dražljajev v električne signale, ki se lahko prenesejo po živčevju;
2. transmisija – pomeni prevajanje akcijskih potencialih po aksonih;
3. modulacija – pomeni spreminjaje informacije na poti do nevronov v višjih predelih osrednjega živčevja;
4. percepcija – zaznavanje bolečine. Doživetje bolečine ima poleg zaznave še čustveno-motivacijsko in spoznavno-vrednotenjsko komponento.

Bolečina je torej tesno povezana s senzorično zaznavo, vendar je s to ne smemo enačiti. Bolečina se namreč lahko pojavi tudi v odsotnosti senzoričnega signala, zato ločimo:

- Nocicepcijo: kot nevrofiziološki pojav, ki pomeni aktivnost živčnih poti za prenašanje bolečinskih signalov.
- Bolečino kot čustveno izkušnjo, doživetje, ki spremlja (ali pa tudi ne) nocicepcijo. K bolečini štejemo tudi posameznikov odziv nanjo.

Ker sta pojma bolečine in nocicepcije ločena, sta drugačna tudi pragova teh dveh pojavov. Ni nujno, da se ob nocicepciji pojavi občutek bolečine, saj je prag nocicepcije enak tisti jakosti dražljaja, ki depolarizira nociceptorje in sproži akcijski potencial. Prag za bolečino je običajno višji. Dosežen je, ko je jakost dražljaja dovolj močna, da je za posameznika boleča. Omeniti moramo še prag tolerance bolečine, ki je presežen, ko bolečina postane nevzdržna.

Bolečino lahko delimo tudi drugače [19]:

- glede na lokacijo, pri čemer ločimo somatsko, visceralno, lokalno, preneseno in projicirano bolečino;
- glede na trajanje, pri čemer ločimo akutno in kronično bolečino;
- glede na pomen, pri čemer ločimo fiziološko in patološko bolečino.

2.1 NOCICEPCIJA

Bolečinski receptorji ali nociceptorji so prosti živčni končiči A δ in C vlaken (III. in IV. vrste). Reagirajo le ob dovolj velikih, škodljivih, mehaničnih ali termičnih dražljajih [6].

Nociceptorje najdemo v praktično vseh organih (razen v možganih). Najbolj raziskano je delovanje nociceptorjev, ki se nahajajo v koži, kjer so najbolj dostopni, vendar imajo nociceptorji v drugih tkivih podobne lastnosti. Nociceptorji se od drugih čutil v koži ločijo predvsem po visokem pragu vzdražnosti in po polimodalnosti [6].

Nociceptorje med seboj ločimo glede na hitrost prevajanja njihovega aksona. V vlaknih skupine C ta znaša manj kot 2 m/s, v vlaknih A pa je višja od 2 m/s [18].

Ta ločitev je tudi vzrok za dvojno oz. zakasnjeno bolečino. V primeru bolečinskega odziva na vročino najprej občutimo ostro, zbadajočo bolečino – to je odziv nociceptorjev tipa II A. Po krajšem premoru sledi daljša pekoča bolečina, ki je posledica odziva nociceptorjev z vlakni C. Dvojna bolečina je najbolj opazna v udih, manj pa recimo na obrazu, kjer mora bolečinski signal prepotovati krajšo pot in je zakasnitev zato manj opazna [18].

Nociceptorje glede na delovanje ločimo na več razredov [18].

Med nociceptorji z nemieliziranimi vlakni ločimo:

- CMH so mehanotermični nociceptorji s temperaturnim pragom med 39 in 41 stopinj celzija, prag za pritisk pa je 2,2 bara za von Freyve sonde. Na tope predmete se CMH-ji ne odzivajo.
- C-MIA ali mehansko neobčutljivi receptorji se odzivajo na kemične dražljaje, v primeru poškodbe ali vnetja pa lahko postanejo občutljivi tudi na pritisk.

Nociceptorji z miealiziranimi A vlakni imajo lahko vlakna tipa I ali tipa II. Razlike podaja tabela št. 1 [18]:

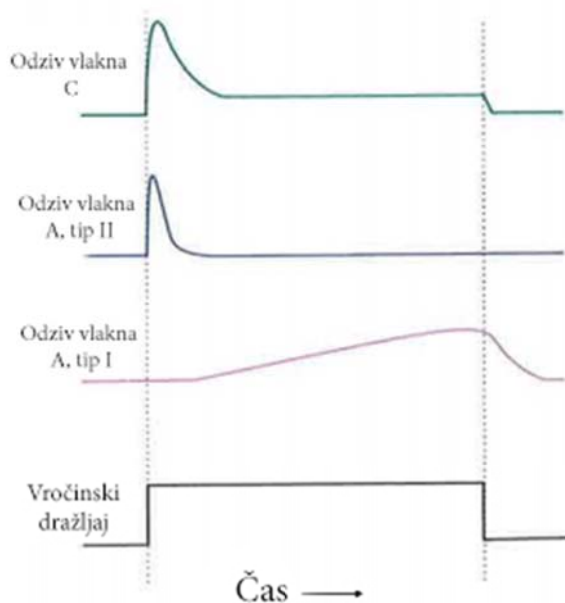
TABELA 1: RAZLIKE MED NOCICEPTORJI TIPA I IN II

Lastnost	Tip I	Tip II
Temperaturni prag (kratek dražljaj)	Visok	Nizek
Temperaturni prag (dolga dražljaj)	Nizek	Nizek
Odziv na vročino	Počasen odziv, počasen dvig odziva	Hiter odziv, hitra adaptacija
Mehanski prag	Nizek	Visok
Hitrost prevajanja	A δ in A β	A β
Sensetizacija po opeklini	Da	Ne
Lokacija	Poraščena in neporaščena koža	Poraščena koža

Različne vrste vlaken, njihov premer in hitrost prevajanja podaja naslednja tabela št. 2 [6]:

TABELA 2:

Skupina	Premer (μm)	Hitrost prevajanja (m/s)
A α	10–20	60-120
A β	7–15	40-90
A δ	4–8	30-45
A γ	2–5	15-25
B	1–3	3-15
C	0,3–1,5	0,5-2



SLIKA 2: ODZIV RAZLIČNIH VLAKEN NA DALJŠI VROČINSKI DRAŽLJAJ

Električna stimulacija navadno hkrati aktivira nociceptorje z vlakni C in A. Ko z elektriko stimuliramo senzorične živce pri ljudeh, navadno sprožimo celo vrsto občutkov, vključno z bolečino, saj se aktivirajo vsa periferna vlakna. Zaradi neselektivnosti aktivacije in zaradi sinhronizacije aferentnega odziva so ti občutki nenavadni in nevsakdanji. Pri električni stimulaciji se aktivirajo tudi termični receptorji, ki sicer nimajo nobene vloge pri nocicepciji [19].

2.2 BOLEČINSKE POTI

Nociceptorji so prosti končiči primarnih aferentnih nevronov, telesa teh nevronov pa ležijo v ganglijih zadnjih korenin hrbtenjače in v trigeminalnih ganglijih. Vlakna A δ in C se v dorzalnem korenu hrbtenjače cepijo vzdolžno za enega od treh segmentov kot trakt Lissauerja, nakar tvorijo sinapse v obrobni coni (lamina I), želatinasti snovi (substantia gelatinosa, lamine II in III) in v globljih laminah [6].

Nevroni prvega reda se v zadnjem rogu hrbtenjače prek sinaps povezujejo na nevrone drugega reda, ki potekajo naprej kot spinotalamična proga. Tu se jim pridruži tudi nitje, ki pride iz visceralnih nociceptorjev. Vlakna sekundarnih nevronov večinoma prestopajo na kontralateralno stran, manjši del pa potuje ipsilateralno [20].

Spinotalamična proga prevaja impulze po dveh poteh v anterolateralnem funiklu hrbtenjače [20]:

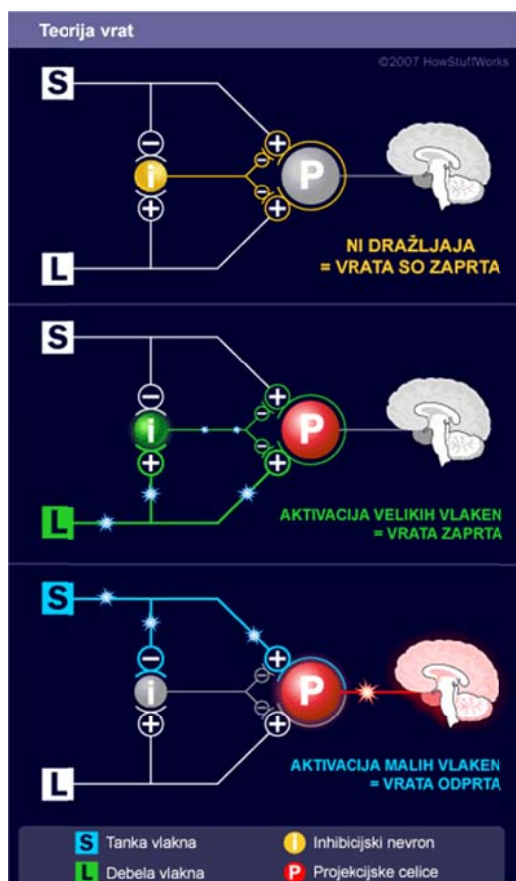
- *Tractus spinothalamicus anterior*. To nitje poteka do retikularne formacije možganskega debla, kjer tvori številne sinapse, od tu naprej pa v jedra talamusa in v periventrikularno sivo substanco 3. ventrikla.
- *Tractus spinothalamicus lateralis* pa prevaja večji del impulzov in je najpomembnejša bolečinsko-temperaturna proga. Tu so vlakna somatotopično organizirana, kar je klinično pomembno. Proga poteka preko možganskega debla do jeder talamusa.

Svojo pot začnejo v talamusu in potujejo do možganske skorje, vendar ta del ni bistven za občutenje bolečine, saj tudi osebe z okvaro obsežnih delov možganske skorje občutijo bolečino. Imajo pa različni predeli možganske skorje vlogo v lokalizaciji bolečinskih dražljajev in v čustvenem odzivu na bolečino [20].

2.3 MEHANIZEM LAJŠANJA BOLEČINE

Leta 1965 sta Melzack in Wall razvila teorijo vrat. Avtorja sta predlagala, da se v celicah želestinaste snovi substantia gelatinosa v zadnjem rogu hrbtenjače srečajo velika mielinizirana vlakna Aβ, ki prenašajo signale dotika in tanka vlakna Aδ in C, ki nosijo bolečinsko informacijo. Obe vrsti vlaken delujeta na celice antagonistično, celice substantia gelatinosa pa povzročajo presinaptično inhibicijo na senzoričnih vlaknih, ki sinapsirajo s spinoalamičnimi nevroni T [6].

Glede na to hipotezo, nociceptorji tipa Aδ in C pri kronični bolečini držijo »vrata« v relativno odprtem položaju, medtem ko stimulacija večjih, mehanoreceptorskih Aβ vlaken lahko ta vrata zapre. Vlakna Aβ se vzdražijo z dotikom, pod pritiskom ali z vibracijami, vzdražimo pa jih lahko tudi z elektriko. Manjša nociceptična vlakna zaznamuje višji prag vzdraženja kot mehanoreceptorska vlakna, zato stimulacija le-teh prepreči nadaljnjo zaznavo bolečine. »Vrata« se zaprejo in bolečinski signal se ne prenese do možganov. Mehanizem ilustrira slika 3.



SLIKA 3: ILUSTRACIJA TEORIJE VRAT. KO SE VZDRAŽIJO DEBELA VLAKNA (NA SLIKI L), SE AKTIVIRA TUDI INHIBICIJSKI NEVRON, ZATO SE PROJEKCIJSKE CELICE, KI POŠILJAJO SIGNAL O BOLEČINI V MOŽGANE, NE AKTIVIRAJO. KADAR SO AKTIVNA LE TANKA VLAKNA (S), INHIBICIJSKI NEVRON NI AKTIVIRAN IN PROJEKCIJSKE CELICE SO AKTIVNE.

Danes vemo, da teorija vrat ni povsem pravilna, saj nevrofiziološki poskusi stimulacije debelih vlaken niso dokazali presinaptične inhibicije na tankih vlaknih [6]. Jedro teorije sicer še vedno ostaja enako, vendar je očitno, da je prava razlaga tega mehanizma bolj zapletena.

Četudi teorija ni pravilna v podrobnostih, so se nekatera njena klinična predvidevanja pokazala kot silno uporabna. Koncept Melzacka in Walla je vodil v razvoj šibke električne stimulacije s pomočjo elektrod na koži – prej omenjeni TENS [6].

Pomemben del teorije je tudi mehanizem t. i. centralne kontrole. Ta z višjim možganskim središč nadzoruje spino-talamično aktivnost in določuje prag, od koder zaznavamo bolečino, dopušča pa tudi descendenti vpliv na zaznavo bolečine [6].

Danes vemo, da imajo velik vpliv pri teh mehanizmih nevrotransmitorji. Raziskave kažejo na povezavo med opiatsko analgezijo in stimulacijsko analgezijo. Opiatni receptorji so namreč razporejeni na približno enakih mestih, na katerih analgezijo dosežemo s stimulacijo. Mikroinjekcije morfija na teh mestih povzročijo analgezijo, ki je ni moč doseči, če morfij injiciramo le nekaj mm stran. Sočasna šibka stimulacija in majhne doze morfija povzročijo veliko analgezijo, ki je samo s stimulacijo ali samo z morfijem ni mogoče doseči. To pomeni, da se učinka seštevata, kar pomeni tudi, da imata v osnovi podobne mehanizme delovanja. Med najboljše dokaze štejejo poskus z naloksonom, ki blokira delovanje morfija, skoraj enako močno pa blokira tudi učinke stimulacije [6].

Opiatski receptorji se na nivoju hrbtenjače nahajajo na presinaptičnih koncih nocinevronov in na interneuronskih plasteh IV do VII v dorzalnem rogu. Aktivacija opiatskih receptorjev na nivoju interneuronov hiperpolarizira nevrone, ki zato ne morejo sproščati snovi P, nevrotransmitorja za prenos bolečine [6]. Nitje, ki ga sestavljajo siva snov periakvadukta (PAG) v zgornjem delu možganskega debla, locus coeruleus (LC), veliko jedro rafe (NRM) in nucleus reticularis gigantocellularis (RGC) sestavljajo descendenco pot za supresijo bolečine in bolečino zaustavijo že na ravni hrbtenjače [21].

Opiati reagirajo z opiatskimi receptorji na različnih nivojih centralnega živčnega sistema. Ti receptorji sprejemajo nevrotransmitorje in endogene opiate, denimo endorfine. Rezultat vezave takšnih snovi na receptor je sprememba elektrofizioloških lastnosti teh nevronov in modulacija informacije o bolečini [6].

Kako se vzdraži PAG? Ugotovili so, da škodljiva stimulacija vzdraži nevrone v RGC-ju (nucleus reticularis gigantocellularis). Ta se povezuje tako na PAG in NRM. Iz PAG-a gredo aksoni do NRM-a, iz NRM-a pa gredo aksoni do hrbtenjače. Raziskave so pokazale tudi, da bilateralne lezije dorzalnega spleta (DLF) blokirajo analgezijo električne stimulacije in analgezijo, ki bi jo sicer povzročila mikroinjekcija opiatov v PAG in NRM. Ta opažanja podpirajo hipotezo, da so descendente živčne poti v DLF-u ključnega pomena za opiatsko in stimulacijsko analgezijo.

Opiatski receptorji se nahajajo tudi v dorzalnem rogu hrbtenjače. Ti spinalni opiatski receptorji inhibirajo nevrone dorzalnega roga, ki prenašajo nociceptično informacijo. Zdi se, da morfij deluje tako v hrbtenjači kot v možganskem deblu (PAG, NRM). Morfij se veže na receptorje v obeh in tako sproži analgezijo. Ko se veže na receptorje možganskega debla, se aktivira descendenta serotonergična proga do hrbtenjače (DLF), ki ima pri hrbtenjači opiatsko-upravljano sinapso.

Ta opažanja kažejo, da so škodljiva vzdraženja (in ne neškodljiva, kot pravi teorija vrat) zelo pomembna za aktivacijo descendente modulacije bolečine. Električna stimulacija torej zavre bolečino prek descendente DLF poti [21].

2.4 UČINEK TENS TERAPIJE NA BOLEČINO

Zaradi TENS-a se območji PAG in RVM aktivirata, kar sproži izločanje opioidov in serotonina. V hrbtenični tekočini artritičnih podgan je LF-TENS povečal ravni delta-opioidov, HF-TENS pa njihovo koncentracijo. Ko so podgane prejele nalokson in naltrindol, snovi, ki blokirata δ in μ opioide, je to zavrlo delovanje LF in HF TENS-a. Tudi pri človeku sta HF in LF-TENS terapiji povezani z višjimi stopnjami beta endorfinov v krvi in hrbtenični tekočini [1].

Še en pomemben mehanizem pri terapiji s TENS-som je transmittor GABA, ki zavira hiperalgezijo. HF-TENS povzroča večje izločanje GABA receptorjev v rogu hrbtenjače, tako LF in HF-TENS aktivirata GABA-A receptorje [22].

Vsakodnevno prejemanje TENS terapije lahko že četrty dan povzroči toleranco spinalnih opioidnih receptorjev, vendar raziskave kažejo, da se toleranci lahko izognemo ali jo vsaj zakasnimo s hkratno aktivacijo μ -opioidnih in δ -opioidnih receptorjev. Zato je najboljše izvajati terapijo mešanih frekvenc (HF in LF v eni terapiji) ali ju menjati iz dneva v dan [23].

2.5 MERJENJE BOLEČINE

Merjenje bolečine predstavlja svojevrsten izziv, saj gre za subjektivno občutje, ki ni odvisno le od vzdraženja bolečinskih receptorjev. Eno izmed ključnih orodij za merjenje bolečine je postal McGillov vprašalnik, katerega skrajšano obliko smo uporabili tudi za potrebe te diplomske naloge.

McGillov vprašalnik izvira iz 70. let prejšnjega stoletja in se imenuje po McGillovi univerzi. Razvila sta ga Melzack in Torgerson, prvi je celo svoje raziskovalno življenje posvetil bolečini (je tudi avtor zgoraj omenjene teorije vrat), drugi pa je bil izjemen poznavalec statistike, kar je bilo za bolečinski vprašalnik ključnega pomena [24].

Pred McGillovim vprašalnikom so na McGillovi univerzi bolečino poskušali zmanjšati na merljivo občutje s svojo mersko enoto – dolom. V ta namen so razvili tudi inštrument, dolimeter, ki točko na pacientovi roki segreva z usmerjeno toploto iz močne žarnice. Intenziteta toplote, pri kateri je pacient rekel »auč«, je veljala za prag bolečine; intenziteto, pri kateri je pacient umaknil roko, pa so zabeležili kot prag tolerance bolečine [25].

Melzack je želel bolečino opisati bolj življenjsko, saj je iz izkušenj z amputiranci in drugimi bolniki vedel, da fantomsko bolečino opisujejo z različnimi, pa vendar specifičnimi besedami. Videl je tudi, da določene skupine besed ustrezajo določeni stopnji in obliki bolečine. Zbral je več kot 100 besednih opisov in jih s pomočjo Torgersona uvrstil v primerne skupine, iz katerih je nastal McGillov vprašalnik. Izkaže se, da večina besednih opisov bolečine na relativni lestvici zaseda enaka mesta za različne ljudi [25].

McGillov vprašalnik opise bolečine razdeli na štiri večja področja: [25]

- senzorično (npr. utripajoča, zbadajoča, ostra, ščipajoča, itd),
- čustveno (utrujajoča, strašna, kruta, ubijalska, itd),
- vrednotno (neprijetna, zaskrbljujoča, bedna, intenzivna, neznosna),

- mešano (se širi, prodirajoča, grozna, mučna, hladna, mrzla, itd).

Pacient iz prve skupine izbere tri besede, ki ustrezajo njegovim občutkom. Iz druge skupine izbere dve, iz tretje in četrte pa eno besedo. Na koncu ima izbranih 7 besed, ki naj bi opisale njegovo stanje. Poleg tega pacient oceni še splošen občutek bolečine na skali od 0–5 [25].

Takšen vprašalnik je za nekatere aplikacije preveč zamuden, zato je Melzack kmalu razvil tudi skrajšano različico. Še dodatno je omejil izbiro besed, tako da so na voljo le najpogostejše, pacient pa vsako od besed oceni s številko od 0 do 3. Ocena 0 predstavlja nič bolečine, 1 blago bolečino, 2 zmerno in 3 zelo hudo bolečino. Pacient oceni še splošno občutje bolečine na vizualni skali od 0 do 10 (t. i. visual analog scale ali VAS ocena) in na skali PPI (trenutna intenzivnost bolečine ali angl. Present Pain Intensity) od 0 do 5 [26].

McGillov vprašalnik je odlično orodje za ugotavljanje narave bolečine, medtem ko je metoda VAS eden najbolj preprostih, vendar učinkovitih načinov merjenja intenzivnosti bolečine. Zato smo za naše potrebe uporabili skrajšan in nekoliko prilagojen vprašalnik, ki prav tako vključuje VAS in PPI oceno bolečine.

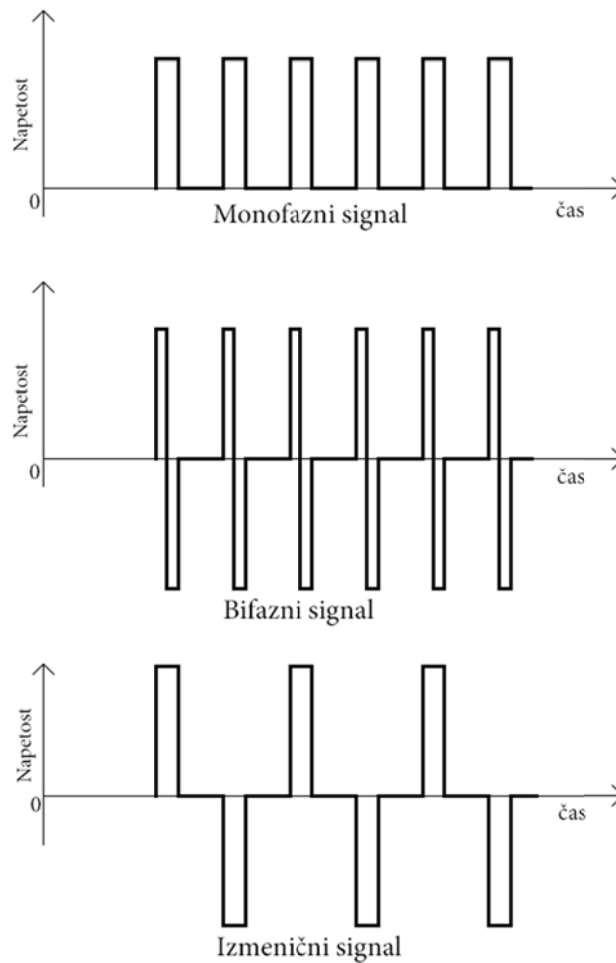
3 NAMEN NALOGE

3.1 OCENA BOLEČINE PRI ELEKTRIČNI STIMULACIJI Z DRAŽLJAJEM, PODOBNIM INDUCIRANI NAPETOSTI, KI JO V TKIVU POVZROČA MAGNETNA STIMULACIJA

V prvem delu naloge smo generirali električni signal podobne oblike kot se inducira v tkivu ob magnetni stimulaciji. Ocenili smo bolečino, ki jo povzroča takšen signal. Pri magnetnem stimulatorju sprememba magnetnega polja inducira napetostni pulz. Z našo opremo točno takšnega signala nismo mogli generirati, zato smo uporabili nekoliko prilagojeno obliko, ki pa ohranja bistvene lastnosti – bifaznost, enako trajanje pulza (340 μ s) in frekvenco 30 Hz. Takšni so namreč parametri Teslastim naprave, ki je služila za osnovo primerjave.

3.2 PRIMERJAVA BOLEČINE PRI ELEKTRIČNI STIMULACIJI Z MONOFAZNIM, BIFAZNIM IN IZMENIČNIM SIGNALOM

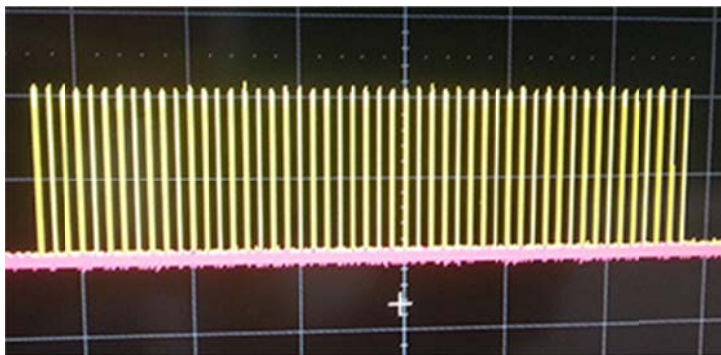
V tem delu smo primerjali občutek bolečine pri različnih oblikah signalov med električno stimulacijo. V ta namen smo prednjo golenično mišico prostovoljca dražili z monofaznimi, bifaznimi ter izmeničnimi pravokotnimi impulzi. Ta del poskusa je potekal v dveh fazah. Prostovoljec je vse našete signale najprej preizkusil in ocenil pri frekvenci 30 Hz, kar je približno enako tetanični frekvenciprednje golenične mišice. V drugi fazi je prostovoljec ocenil monofazne, bifazne in izmenične pravokotne impulze še pri frekvenci 80 Hz, kar je gotovo več od tetanične frekvence. Z izjemo frekvence so ostale lastnosti signalov pri prvi in drugi fazi tega dela poskusa enake.



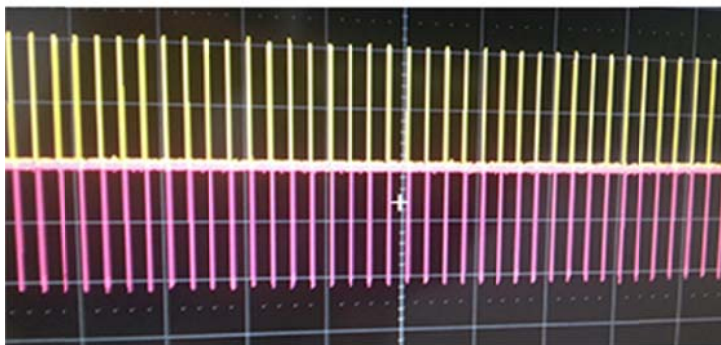
SLIKA 4: SIMBOLIČNA PREDSTAVA TREH RAZLIČNIH OBLIK SIGNALOV. TUDI SIGNAL, KI POSNEMA MAGNETNO TERAPIJO, JE BIFAZNE OBLIKE.

Prvi signal je monofazen, torej gre za vlak pulzov iste polaritete. Z imenom bifazni signal smo poimenovali vlak pulzov, ki so sestavljeni iz enako dolgega pozitivnega in negativnega dela. Trajanje obeh delov je enako trajanju enega pulza v monofaznem signalu. Aktivna dolžina vseh signalov je 2 ms. Pri bifaznem signalu to pomeni, da je polariteta 1 ms pozitivna, 1 ms pa negativna. Simbolično predstavitev signalov kaže slika 4. Slika 5 kaže, kako so signali vidni na osciloskopu.

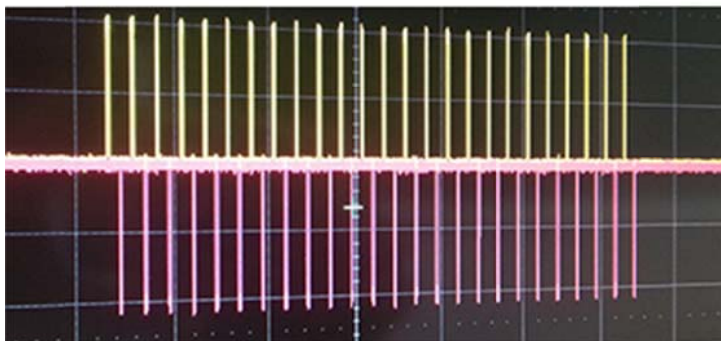
Pri zadnjem signalu se polariteta spreminja z vsakim pulzom. Pravzaprav je izmenični signal, kot smo ga poimenovali, po definiciji tudi bifazen, vendar predpostavljamo, da je njegov bolečinski učinek odvisen predvsem od frekvence. V primeru visoke frekvence signal učinkuje podobno kot bifazni, v primeru nizke frekvence pa se vse bolj približa delovanju monofaznega signala.



Monofazni signal



Bifazni signal



Izmenični signal

SLIKA 5: Z GENERATORJEM GRASS GENERIRANI STIMULACIJSKI IMPULZI, PRIKAZANI NA EKRANU OSCILOSKOPA.

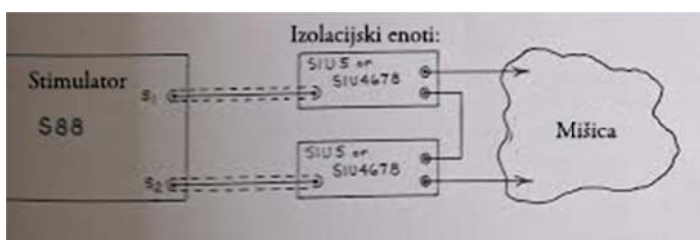
4 METODE

4.1 OPREMA

Za naš poskus smo izbrali naslednjo opremo:

- stimulator Grass S8800 (Natus Neurology ZDA) z dodatnima izolacijskima enotama za obračanje polaritete;
- osebni računalnik s programsko opremo AcqKnowledge (BIOPAC Systems, ZDA);
- ojačevalnik Biopac (BIOPAC Systems, ZDA);
- prilagojen stol z merilnikom navora v gležnju;
- ojačevalnik med računalnikom in merilnikom sile;
- elektrode.

Meritve smo morali zasnovati z opremo, ki je bila na voljo v Laboratoriju za biokibernetiko na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani. Osrednje orodje je predstavljal stimulator Grass S8800, ki lahko generira različne signale pravokotnih oblik. Potrebovali smo še dve izolacijski enoti, ki smo ju priključili na izhod stimulatorja in smo ju za generiranje bifaznih signalov morali vzporedno vezati med seboj. Grass S88 sam namreč ne zmore generirati signalov negativne napetosti. Zato je potrebno s posebno vezavo poskrbeti, da drugi izhod generatorja postane negativen. Vezavo kaže slika 6.



SLIKA 6: VEZAVA STIMULATORJA IN IZOLACIJSKIH ENOT

Programska oprema AcqKnowledge poskrbi za beleženje sile mišice dvigovalke stopala. Silo merimo s senzorjem, ki temelji na uporovnih lističih in je bil prav tako že na voljo v laboratoriju. Za naše potrebe je deloval dovolj hitro in dovolj natančno, saj nas sama vrednost sile niti ni zanimala. Želeli smo le zagotoviti, da je mišica stalno aktivirana do enake mere.

4.2 OBLIKE SIGNALOV ELEKTRIČNE STIMULACIJE

Pri poskusu smo uporabili 9 različnih signalov. Dva smo potrebovali za določanje amplitude električne napetosti za posameznega prostovoljca, pri sedmih signalih pa so prostovoljci ocenjevali bolečino.

Tu podajamo vse oblike signalov, njihove lastnosti, vlogo in vrstni red v poskusu.

1. Vlak bifaznih signalov za določanje amplitude napetosti pri ocenjevanju bolečine, ki posnema magnetno stimulacijo.
Dolžina vlaka pulzov: 645 ms, dolžina pulza: 340 μ s, frekvenca: 30 Hz.
2. Vlak bifaznih signalov za ocenjevanje bolečine, ki posnema magnetno stimulacijo.
Dolžina vlaka pulzov: 2045 ms, dolžina pulza: 340 μ s, frekvenca: 30 Hz.

3. Vlak monofaznih signalov za določanje amplitude napetosti.
Dolžina vlaka pulzov: 260 ms, dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 30 Hz.
4. Vlak monofaznih signalov za ocenjevanje bolečine.
Dolžina vlaka pulzov: 658 ms, , dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 30 Hz.
5. Vlak bifaznih signalov za ocenjevanje bolečine.
Dolžina vlaka pulzov: 658 ms, dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 30 Hz.
6. Vlak izmeničnih signalov za ocenjevanje bolečine.
Dolžina vlaka pulzov: 658 ms, dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 30 Hz.
7. Vlak monofaznih signalov za ocenjevanje bolečine.
Dolžina vlaka pulzov: 658 ms, dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 80 Hz.
8. Vlak bifaznih signalov za ocenjevanje bolečine.
Dolžina vlaka pulzov: 658 ms, dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 80 Hz.
9. Vlak izmeničnih signalov za ocenjevanje bolečine.
Dolžina vlaka pulzov: 658 ms, dolžina pulza: 2 ms, frekvenca: 80 Hz.

4.3 PROTOKOL MERITVE

Tako za primerjavo monofaznih, bifaznih in izmeničnih signalov kot tudi za dražljaj, ki je podoben inducirani napetosti in jo v tkivu povzroča magnetna stimulacija, je protokol meritve zelo podoben.

Prostovoljca posedemo na prilagojen stol in nogo prostovoljca pričvrstimo na opornico s senzorjem navora. Zanima nas sila, ki jo povzroča sprednja golenična mišica, ko dviguje stopalo. Ker ročica pri navoru ostaja enaka, je sila mišice premosorazmerna navoru. Ker ne potrebujemo dejanske vrednosti sile, temveč bi radi le primerjali sile mišice pri različnih signalih, za naše potrebe zadostuje merjenje navora.

Prostovoljcu najprej z alkoholom očistimo kožo nad sprednjo golenično mišico in na očiščeno kožo namestimo elektrodi. Elektrodi priključimo na izolacijski enoti stimulatorja.

Zdaj lahko pričnemo z določanjem amplitude napetosti, pri kateri bomo izvajali ocenjevanje bolečine. Iščemo amplitudo stimulacije, ki bo pri dani postavitvi elektrod povzročila največjo mišično silo. S povečevanjem amplitude prenehamo, ko se sila ne poveča več.

Za določanje amplitude napetosti smo uporabili dva različna signala. Enega za določanje napetosti pri signalu, ki posnema magnetno stimulacijo in enega za določanje napetosti pri primerjavi različnih oblik signalov.

Poskus pričnemo s signalom, ki posnema učinek magnetne stimulacije. Za določanje napetosti uporabimo bifazen signal dolžine pulza 340 μ s, frekvenca 30 Hz in dolžine vlaka pulzov 645 ms oziroma 20 pulzov. Pacient najprej prejme vlak pulzov napetosti 60 V. Potem napetost dvigujemo po 10 V in spremljamo naraščanje navora. Ko se ta ustali, smo našli iskano napetost.

Sledi signal za določanje amplitude napetosti, pri kateri bomo merili bolečino signalov, ki smo jih poimenovali monofazni, bifazni in izmenični. Signal za določanje amplitude je sestavljen iz monofaznih pulzov. Vlak traja 260 ms pri frekvenci 30 Hz, torej obsega 8 pulzov. Pulzi so dolgi 2 ms. Pacient spet najprej prejme vlak pulzov napetosti 60 V, potem pa napetost povečujemo po 10 V, dokler navor gležnja ne preneha naraščati.

Ko najdemo napetost, pri kateri se sila ne povečuje več, lahko pričnemo z ocenjevanjem bolečine. Napetost za potrebe ocenjevanja bolečine znižamo na 75 % najdene vrednosti, ko ocenjujejo bolečino signala, ki posnema magnetno stimulacijo. Za ocenjevanje bolečine monofaznega, bifaznega in izmeničnega signala uporabimo 80 % vrednosti najdene napetosti. Pri ocenjevanju bolečine signala, ki posnema magnetno stimulacijo, smo iz previdnosti izbrali še 5 % manjšo amplitudo napetosti, saj je vlak pulzov zelo dolg.

Pri ocenjevanju bolečine, ki jo povzroča signal, ki posnema magnetno stimulacijo, so parametri sledeči. Dolžina vlaka je 2045 ms, frekvenca je 30 Hz, dolžina pulza pa je 340 μ s. Od tega je 170 μ s pulz pozitivne polaritete, 170 μ s pa negativne.

Pri ocenjevanju bolečine monofaznega, bifaznega in izmeničnega signala, prostovoljec najprej prejme vse tri oblike stimulacije pri frekvenci 30 Hz. Potem prejme vse tri oblike stimulacije v enakem vrstnem redu še pri frekvenci 80 Hz. Oblika signala, amplituda napetosti in dolžina trajanja vlaka pulzov ostajajo enake kot pri stimulaciji s frekvenco 30 Hz. Dolžina vlaka je 658 ms. Za signale pri 30 Hz to pomeni 20 pulzov, za signale pri 80 Hz pa 52 pulzov.

Takoj po prejetju posamezne oblike stimulacije, prostovoljec izpolni vprašalnik o bolečini. Za vsako naslednjo obliko se lahko sklicuje tudi na že izpolnjene vprašalnike, da bi bila primerjava kar se da kvalitetna. Celoten poskus traja 20 do 30 minut.

Večjih težav pri poskusih ni bilo, morali pa smo biti pozorni na možne zaplete. Najpomembnejši je iskanje pravilne postavitve elektrod, saj morajo biti v dobrem stiku s kožo in morajo biti pravilno postavljene. Samo s pravilno postavitvijo namreč dosežemo maksimalen mišični odziv. To pomeni, da sta elektrodi postavljeni vsaka na svoj konec trebuha mišice – eno postavimo na zgornji konec, drugo na spodnji konec trebuha mišice.

Druga težava je omejena z opremo. Grass S88 namreč ne zmore generirati višjih napetosti kot 150 V. Pri nekaterih prostovoljcih bi sila mišice verjetno še naraščala tudi nad to vrednostjo, vendar smo določanje sile morali končati pri tej amplitudi.

Pri večini pacientov je bila bistvena zahteva – enakovredna sila pri primerljivih oblikah signala - še vedno dosežena.

Nekaj prostovoljcev je že med določanjem napetosti za izvajanje stimulacije občutilo preveliko bolečino, da bi še lahko povečevali napetost. V tem primeru smo poskus izvedli pri nižji napetosti, rezultate pa smo upoštevali le, če je bila sila pri primerljivih signalih enakovredna.

4.4 PRIMER MERITVE

Poglejmo si primer meritve, kot smo jo zabeležili s programom AcqKnowledge. Na sliki 7 je posnet navor gležnja, kot ga meri senzor. Pri tem prostovoljcu smo poskus po prvih treh pulzih začeli znova, saj smo morali znova pritrditi eno od elektrod.

Prvi mišični pulz ustreza stimulacijski napetosti 60 V, drugi 70 V in tako naprej do 150 V. Vlaki električnih pulzov za določanje napetosti so dolgi 645 ms, gre za signal, ki posnema učinek magnetne stimulacije.

V tem primeru se sila noge ni ustalila, temveč je naraščala do maksimalne napetosti, ki jo lahko generira naš stimulator (150 V). V takem primeru za merjenje bolečine uporabimo 75 % od maksimalne napetosti, torej 112 V.

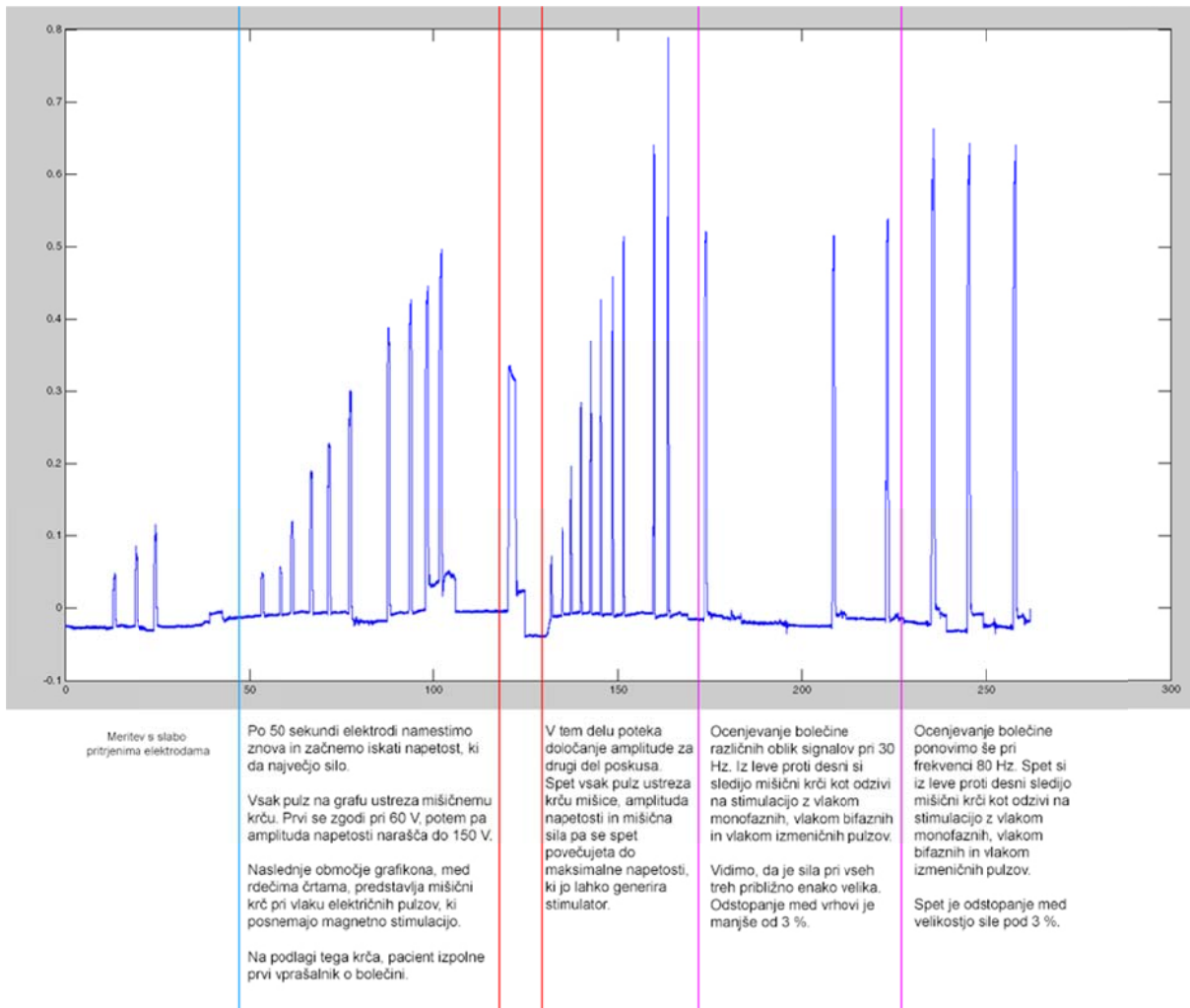
Okoli 125. sekunde na grafu prejme prostovoljec električno stimulacijo, ki posnema magnetno stimulacijo. To je vlak pulzov bifazne oblike (trajanje vlaka 2045 ms, dolžina pulza 340 μ s, amplituda 112 V). Prostovoljec za tem izpolni prvi vprašalnik o bolečini.

Potem določimo napetost za drugi del poskusa, s katerim primerjamo bolečino monofazne, bifazne in izmenične električne stimulacije. Določanje napetosti spet začnemo s 60 V in jo višamo, dokler se navor gležnja ne ustali. Tokrat prostovoljcu dovajamo vlak osmih pulzov s frekvenco 30 Hz. Dolžina vlaka je 260 ms, dolžina pulza pa 2 ms. Tudi v tem primeru je sila naraščala še pri napetosti 150 V, kar je največja napetost, ki jo lahko generira stimulator. Za ocenjevanje bolečine uporabimo 80 % od maksimalne napetosti, torej 120 V.

Potem sledijo vlaki pulzov, po katerih prostovoljec oceni bolečino. Prvi je vlak monofaznih pulzov (dolžina pulza 2 ms, frekvenca 30 Hz, dolžina 658 ms oziroma 20 pulzov), sledi vlak bifaznih pulzov z enakimi parametri. Nato sledi še vlak izmeničnih pulzov, spet z enakimi parametri. Za vsakim vlakom pulzov prostovoljec izpolni vprašalnik.

Nato prostovoljec oceni še enake signale pri 80 Hz, kjer so vsi ostali parametri enaki, tudi dolžina. To pomeni, da prejme 52 pulzov, kar je tudi glavni razlog, da so poskusi pri 80 Hz bolj neprijetni in da je mišična sila nekoliko višja.

Iz grafa je lepo vidno, da so zadnji trije mišični krči približno enako intenzivni, isto velja tudi za tri pulze pred tem, kar je bistvenega pomena za naš poskus – dejanska razlika med pulzi navora je med 1 in 3 odstotki. V območju med vijoličnima črtama si od leve proti desni sledijo odzivi na vlak monofaznih, bifaznih in izmeničnih pulzov frekvence 30 Hz. Zadnji trije odzivi pa ustrezajo enakim signalom pri frekvenci 80 Hz.



SLIKA 7: PRIMER MERITVE

4.5 VPRAŠALNIK

Na začetku vprašalnika prostovoljec vpiše svoje ime in priimek, napetost, pri kateri poteka poskus, in obkroži, za kateri signal in katero frekvenco gre. Potem sledi skrajšan McGillov bolečinski vprašalnik, ki obsega VAS oceno, tabelo deskriptorjev in PPI oceno bolečine.

Ime in priimek / Name and surname: _____

Napetost: _____

Signal:

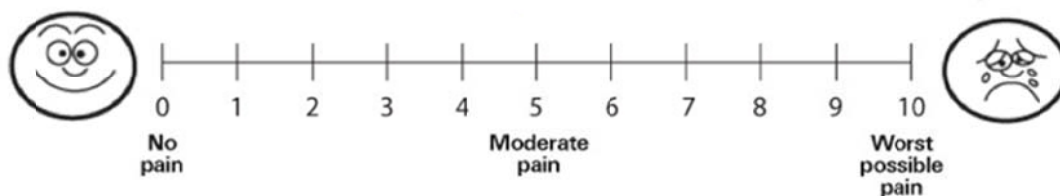
MONO,

BI,

GOR DOL

MAGNET1

Frekvenca: 30 Hz 80 Hz



	Ni bolečine / No pain (0)	Blaga bolečina / Light pain (1)	Zmerna bolečina / Reasonable pain (2)	Zelo huda bolečina / Very severe pain (3)
Udarja / Pounding				
Strelja /shooting				
Zbada / Stinging				
Reže / Cutting				
Krč / Cramping				
Stisne / Wrenching				
Peče / Burning				
Topa / Dull				
Težka / Heavy				
Mehka / Tender				
Razbija / Beating				
Utrujenost / Tiring				
Slabost / Sickening				
Strah / Fearful				
Mučenje / Torturing				

Brez bolečine (0) / No pain (0)

Blaga bolečina (1) / Light Pain (1)	
Neprijetna bolečina (2) / Uncomfortable pain (2)	
Zelo neprijetna bolečina (3) / Very uncomfortable pain (3)	
Strašna bolečina (4) / Terifying pain (4)	
Mučenje (5) / Torture (5)	

4.6 OBDELAVA PODATKOV

Rezultate vprašalnikov smo prepisali v programsko okolje Excel, v katerem smo izračunali povprečno vrednost VAS ocene bolečine in povprečno vrednost PPI ocene bolečine za vsak signal. Potem smo pregledali še deskriptorje bolečine.

Pri vsakem signalu smo za vsak deskriptor sešteli, kolikokrat je bil ta uporabljen, to pomeni, da je prostovoljec deskriptorju pripisal oceno višjo od 0. Če je pacient izbral številko 0, pomeni, da deskriptor občutku pri stimulaciji ni ustrezal.

Pogostost uporabe deskriptorjev za posamezne signale smo izrazili procentualno in jih prikazali v obliki grafov.

Izračunali smo tudi povprečno vrednost posameznega deskriptorja. Višja povprečna vrednost seveda pomeni višje ocene intenzivnosti občutka.

Ker so nekateri rezultati vprašalnika nekoliko izstopali, smo preverili še vse zajete podatke o silah. Želeli smo izključiti vse rezultate, ki ne ustrezajo kriterijem meritve. To so tisti rezultati, kjer je mišična sila pri primerljivih signalih preveč različna. V takem primeru ne moremo več reči, da razliko v bolečini povzroča le razlika v obliki signala, temveč tudi bolj ali manj intenzivna aktivacija mišice.

Vse zajete podatke o sili, ki smo jih pridobili s programom Acquire smo naložili v Matlab in preverili, kakšne so razlike med silami. Ločeno smo preverili razlike med odzivi na signale pri 30 Hz in posebej še razlike med odzivi na signale pri 80 Hz. Kjer so razlike med silami presegle 10 %, smo rezultate vprašalnika izločili in še enkrat obdelali preostale podatke.

4.7 REZULTATI

V raziskavi je sodelovalo 19 oseb, od tega 10 moških in 9 žensk. Najprej si pogledajmo rezultate prirejenega McGillovega vprašalnika za signale pri 30 Hz. Prostovoljec lahko vsakemu deskriptorju poda oceno od 0 do 3. Najprej je na grafu predstavljena le frekvenca izbire deskriptorjev, torej vsak primer, pri katerem so prostovoljci posameznemu občutku podali oceno višjo od 0. Frekvenca deskriptorjev je lepo vidna na slikah 9, 10 in 11.

Prvih nekaj deskriptorjev ustreza bolečinskim občutkom živčnega izvora (udarja, strelja, zbada, reže), potem sledijo občutki, ki so bolj povezani z mišičnim izvorom (krč, stisne, peče, topa, težka). Zadnji štirje deskriptorji so psihične narave in osvetlijo čustveno dožemanje bolečine med poskusom.

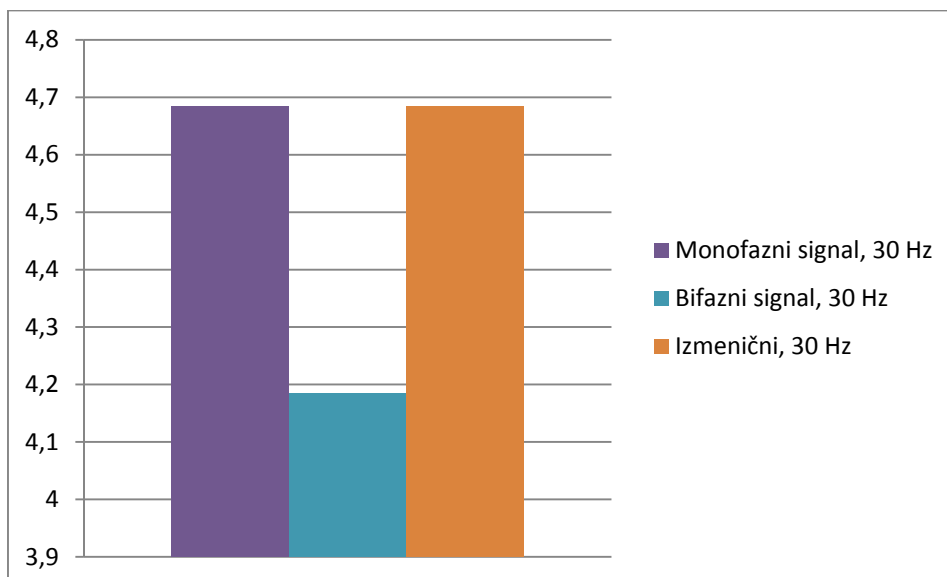
Pri pregledu razlik med monofaznim in bifaznim signalom pri 30 Hz lahko opazimo veliko razliko v pogostosti deskriptorjev krč, strah in mučenje. Vsi naštetni so precej bolj pogosti in bolj intenzivno ocenjeni pri monofaznem signalu.

Pregled tabeliranih podatkov poleg frekvence ponuja tudi pregled povprečne ocene. Povprečna vrednost deskriptorja krč je 0,63 pri monofaznem signalu in 0,37 pri bifaznem.

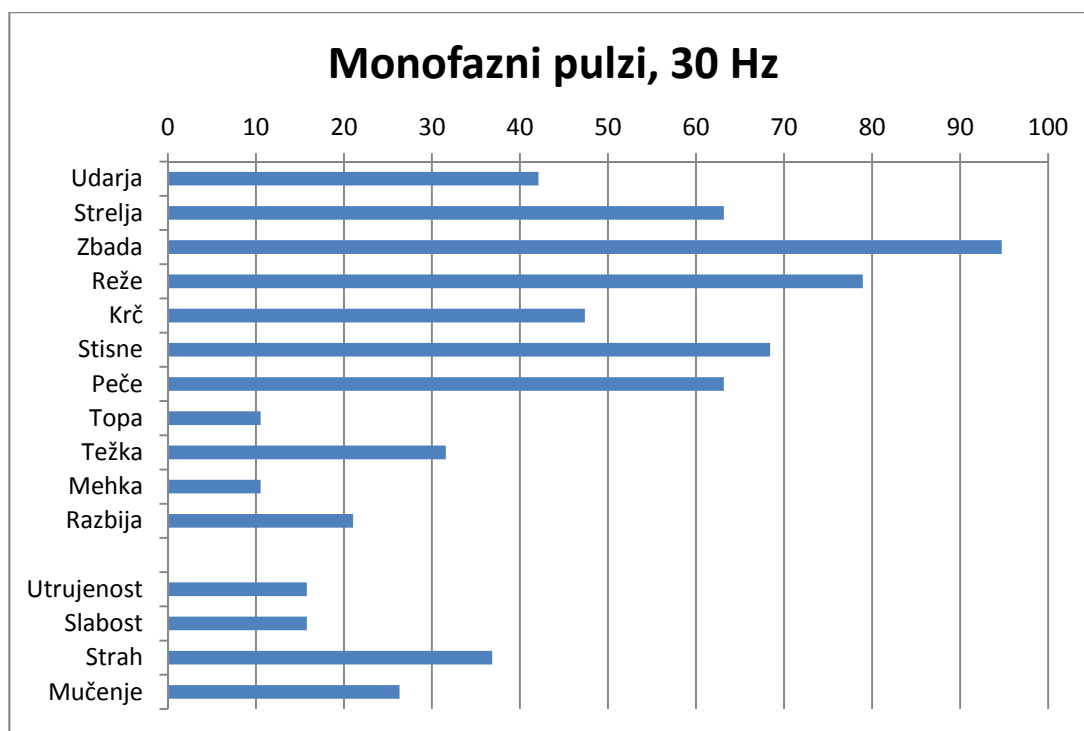
Deskriptor mučenje ima pri monofaznem signalu povprečno oceno 0,32, pri bifaznem pa le 0,11. Enako velja za strah, ki ima pri monofaznem signalu oceno 0,47, pri bifaznem pa 0,11.

Poglejmo si še rezultate ocenjevanja bolečine z metodo VAS. Povprečna vrednost ocene bolečine pri monofaznem signalu je 4,68 mm. Pri bifaznem signalu je ocena bolečine nižja, in sicer znaša 4,18 mm. Pri izmeničnem signalu je bolečina spet enaka monofaznemu signalu (glej sliko 8).

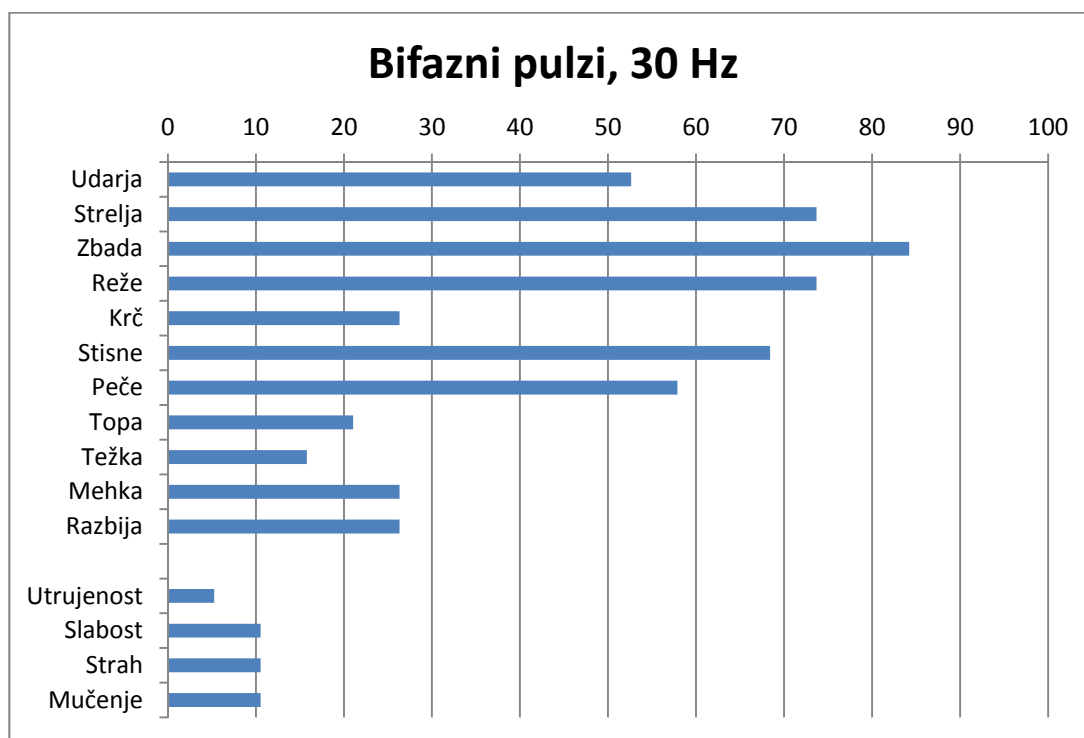
Glede na deskriptorje, je izmenični signal pri frekvenci 30 Hz nekje med bifaznim in monofaznim signalom. Frekvenca fizičnih deskriptorjev je podobna kot pri monofaznem signalu, podobne so tudi povprečne vrednosti. Pri ocenah psihičnih občutkov so povprečne vrednosti približno pol nižje od monofaznih, še vedno pa nekoliko višje od povprečja bifaznih ocen.



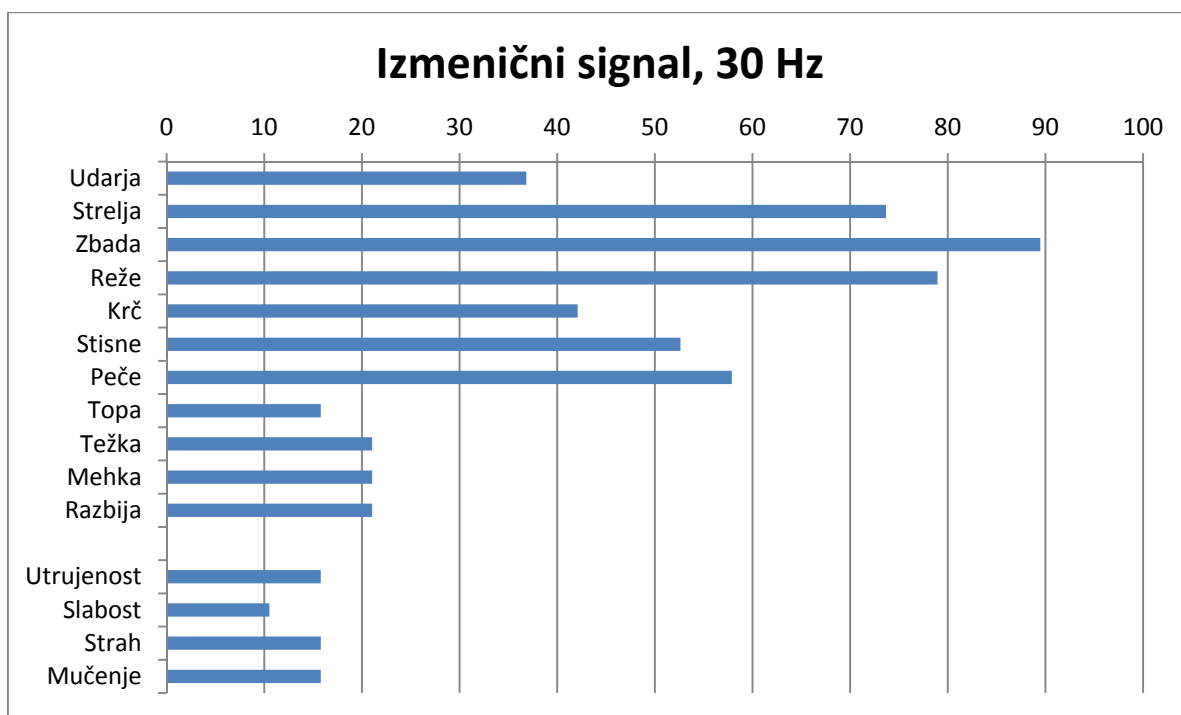
SLIKA 8: GRAF REZULTATOV VAS VPRAŠALNIKA



SLIKA 9: POGOSTOST DESKRIPTORJEV PRI MONOFAZNEM SIGNALU FREKVENCE 30 HZ



SLIKA 10: POGOSTOST DESKRIPTORJEV PRI BIFAZNEM SIGNALU FREKVENCE 30 HZ



SLIKA 11: POGOSTOST DESKRIPTORJEV PRI IZMENIČNEM SIGNALU FREKVENCE 30 HZ

TABELA 3: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV REZULTATI MONOFAZNEGA SIGNALA PRI 30 HZ

Mono, 30 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,58	42
Strelja	0,95	63
Zbada	1,63	95
Reže	1,37	79
Krč	0,63	47
Stisne	0,89	68
Peče	0,89	63
Topa	0,11	11
Težka	0,47	32
Mehka	0,11	11
Razbija	0,26	21
Utrujenost	0,16	16
Slabost	0,21	16
Strah	0,47	37
Mučenje	0,32	26

TABELA 4: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV BIFAZNEGA SIGNALA PRI 30 HZ

Bifazno, 30 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,58	53
Strelja	1,11	74
Zbada	1,32	84
Reže	1,16	74
Krč	0,37	26
Stisne	0,89	68
Peče	0,79	58
Topa	0,21	21
Težka	0,21	16
Mehka	0,26	26
Razbija	0,32	26
Utrujenost	0,05	5
Slabost	0,11	11
Strah	0,11	11
Mučenje	0,11	11

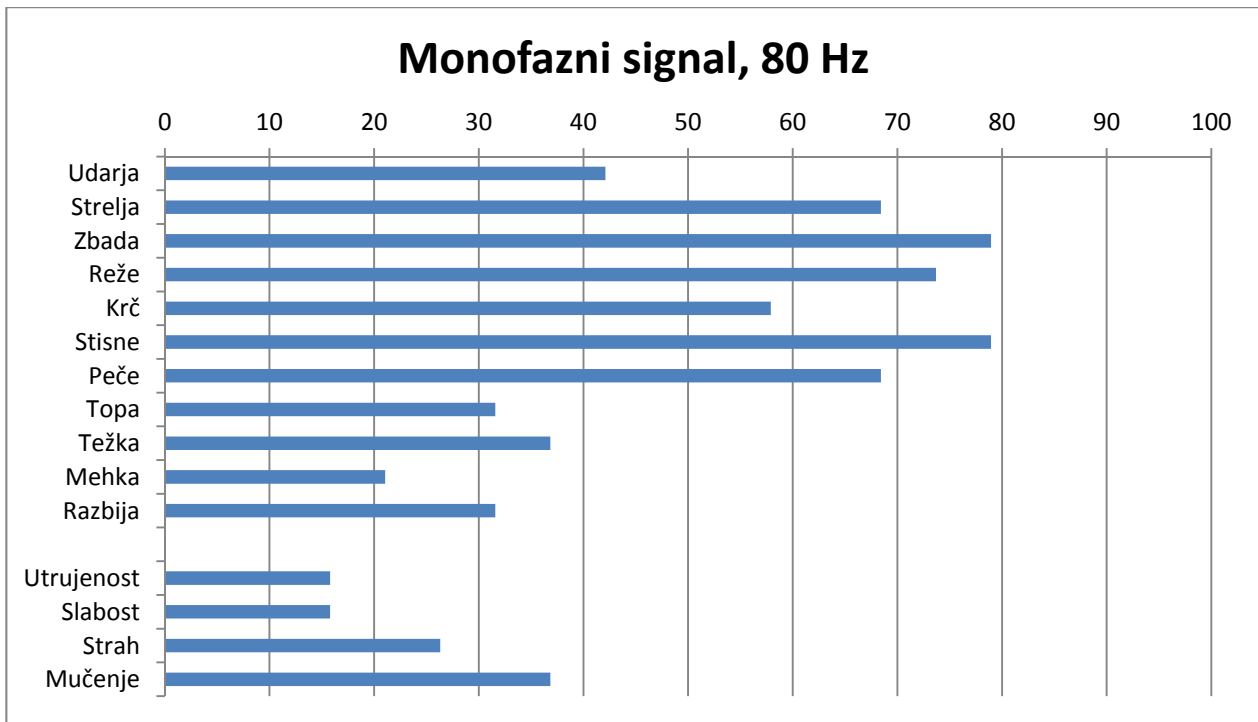
TABELA 5: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV IZMENIČNEGA SIGNALA PRI 30 HZ

Izmenični, 30 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,58	37
Strelja	1,26	74
Zbada	1,42	89
Reže	1,37	79
Krč	0,47	42
Stisne	0,53	53
Peče	0,89	58
Topa	0,16	16
Težka	0,21	21
Mehka	0,21	21
Razbija	0,26	21
Utrujenost	0,16	16
Slabost	0,16	11
Strah	0,21	16
Mučenje	0,16	16

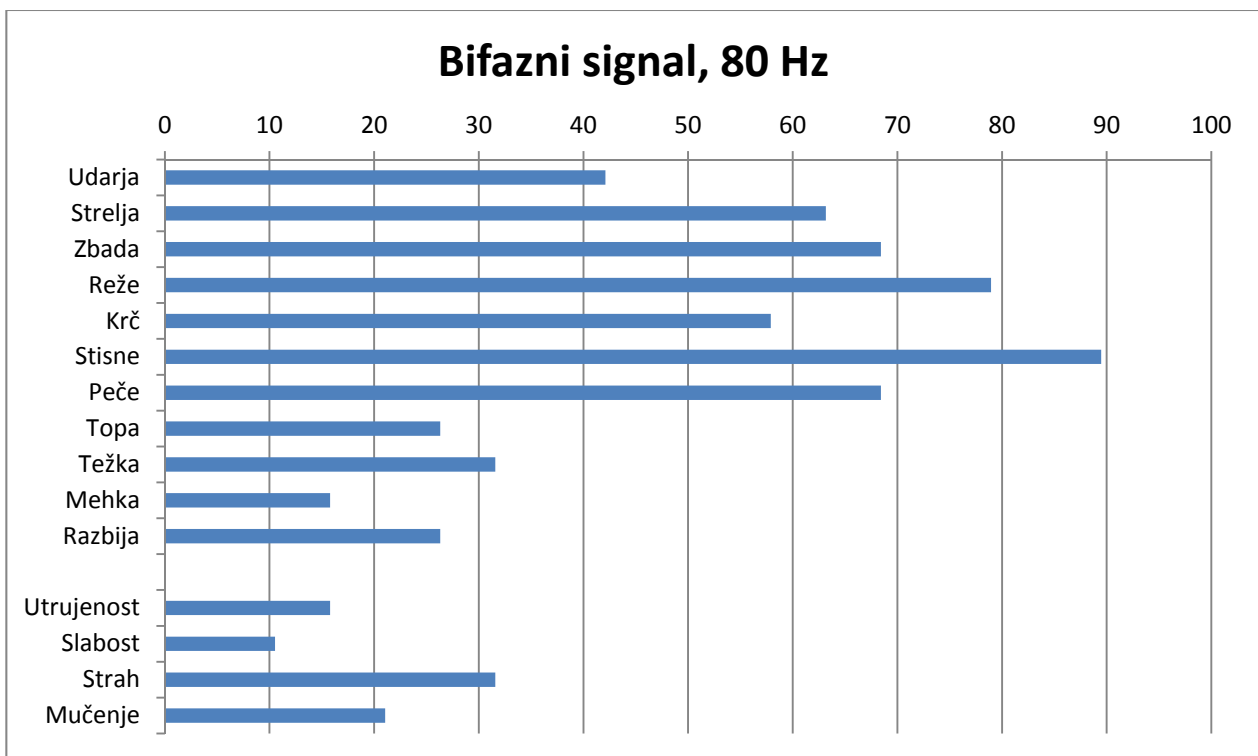
Razlika v deskriptorjih je pri 80 Hz manj opazna, sploh pri fizičnih opisih. Deskriptor krč je pri monofaznem in bifaznem signalu približno enako pogost in ima enako povprečno vrednost. Podobno velja za druge deskriptorje, ki so med seboj skoraj identični. Velika razlika pa se vseeno pozna v psihičnem občutku bolečine. Tako je deskriptor mučenje skoraj dvakrat bolj pogost pri monofaznem signalu. Povprečna vrednost deskriptorja mučenje je 0,42, za bifazni signal pa le 0,26.

Izmenični signal je spet zelo podoben obema drugima signaloma, čeprav pri psihičnem opisu spet dosega vrednosti, ki so bolj podobne bifaznemu kot monofaznemu signalu. To velja tako za frekvenco kot za povprečno vrednost deskriptorjev. Tudi na VAS skali ima podobno oceno kot bifazni signal.

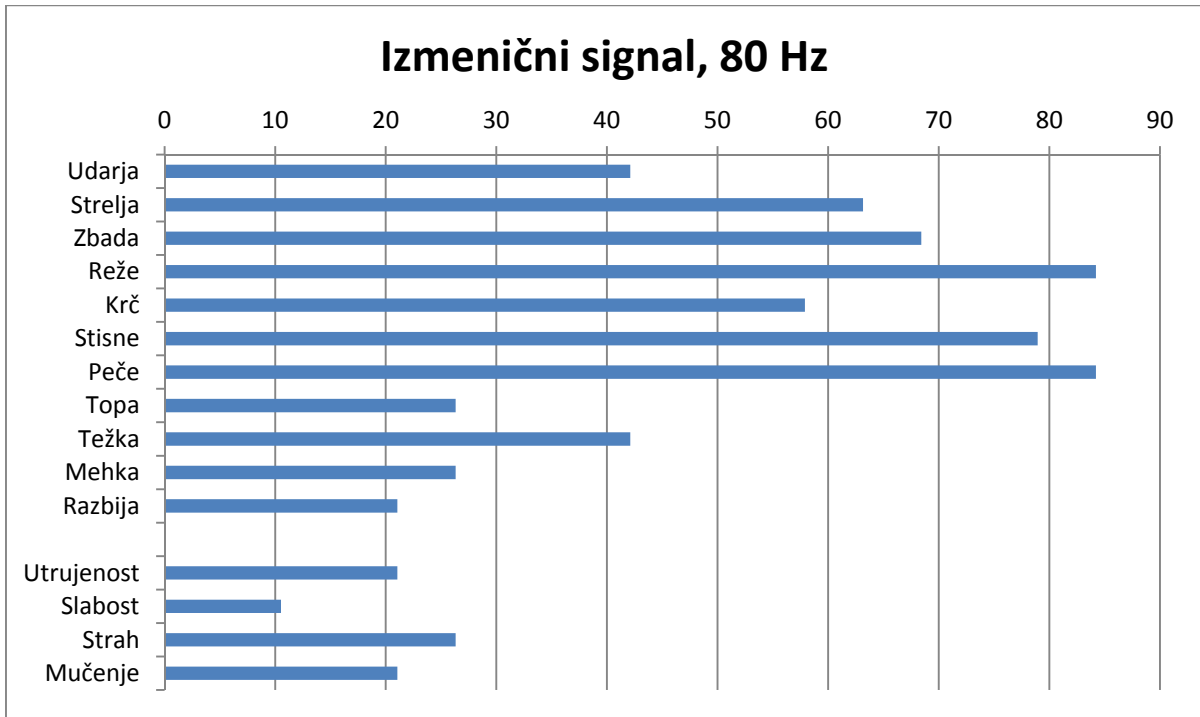
Frekvenco deskriptorjev kažejo slike 12, 13 in 14.



SLIKA 12: POGOSTOST DESKRIPTORJEV MONOFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ



SLIKA 13: POGOSTOST DESKRIPTORJEV BIFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ



SLIKA 14: POGOSTOST DESKRIPTORJEV IZMENIČNEGA SIGNALA PRI 80 HZ

TABELA 6: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV MONOFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ

Monofazni, 80 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,63	42
Strelja	1,42	68
Zbada	1,42	79
Reže	1,32	74
Krč	0,89	58
Stisne	1,21	79
Peče	1,16	68
Topa	0,32	32
Težka	0,53	37
Mehka	0,21	21
Razbija	0,47	32
Utrujenost	0,21	16
Slabost	0,26	16
Strah	0,37	26
Mučenje	0,42	37

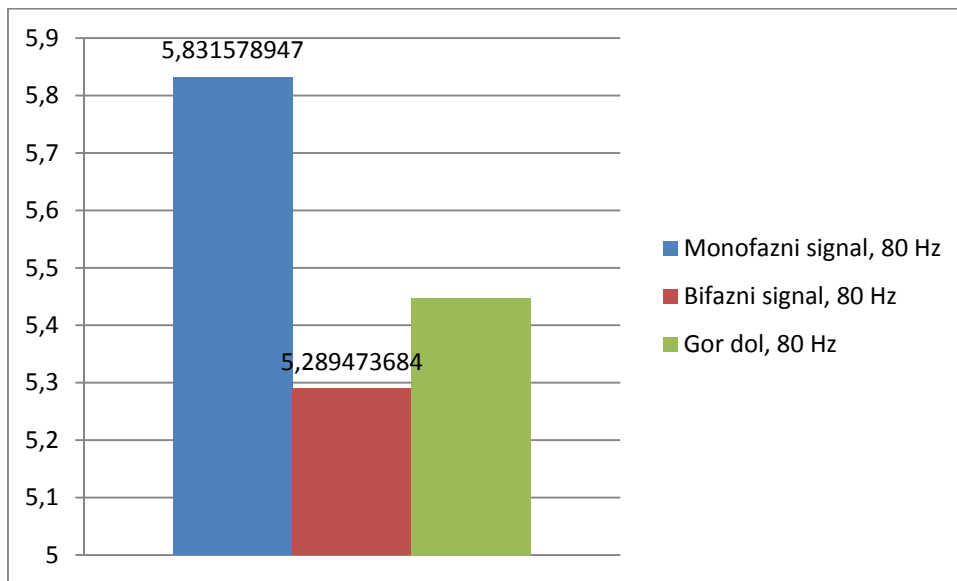
TABELA 7: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV BIFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ

Bifazni, 80 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,74	42
Strelja	1,26	63
Zbada	1,37	68
Reže	1,26	79
Krč	0,84	58
Stisne	1,21	89
Peče	1,11	68
Topa	0,32	26
Težka	0,37	32
Mehka	0,16	16
Razbija	0,42	26
Utrujenost	0,16	16
Slabost	0,16	11
Strah	0,37	32
Mučenje	0,26	21

TABELA 8: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV IZMENIČNEGA SIGNALA PRI 80 HZ

Izmenični, 80 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,84	42
Strelja	1,26	63
Zbada	1,26	68
Reže	1,47	84
Krč	0,74	58
Stisne	0,95	79
Peče	1,32	84
Topa	0,32	26
Težka	0,58	42
Mehka	0,32	26
Razbija	0,32	21
Utrujenost	0,21	21
Slabost	0,21	11
Strah	0,37	26
Mučenje	0,26	21

VAS pri 80 Hz pokaže podobno razliko kot prej, le da so vsi signali bolj boleči za približno 10 mm (glej sliko 15).



SLIKA 15: POVPREČJE VAS OCEN ZA SIGNALE PRI 80 HZ

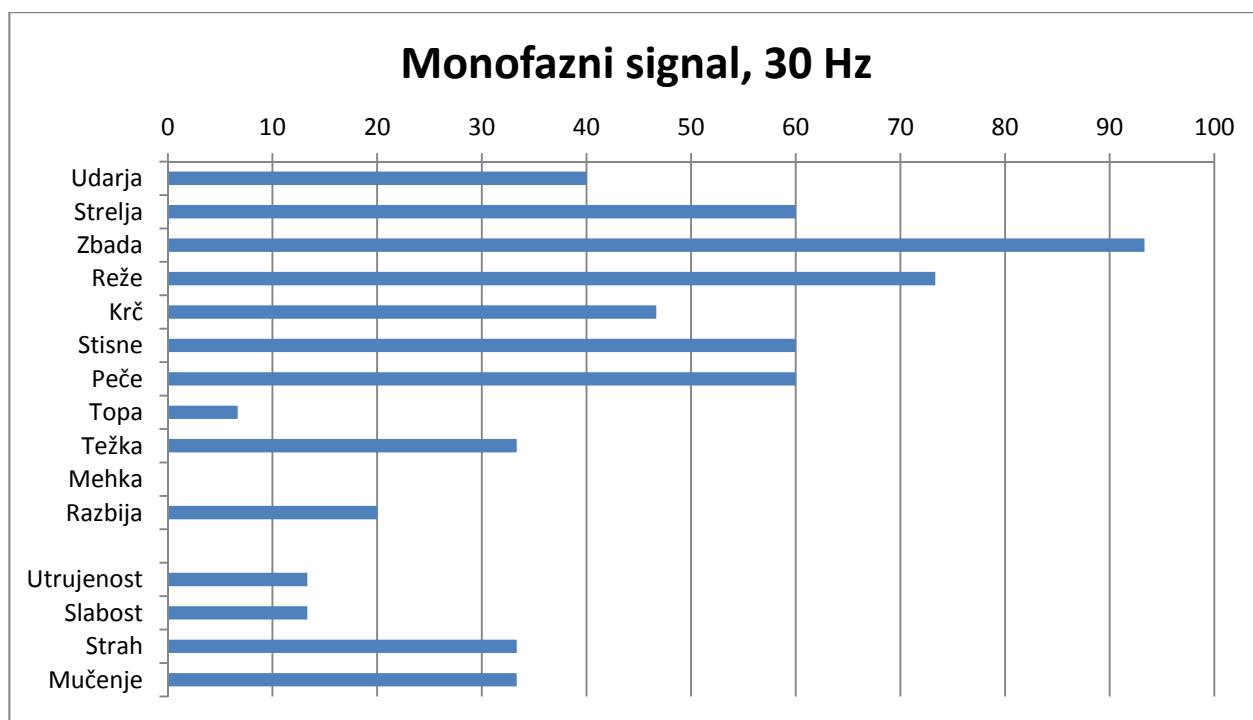
Poglejmo še povprečne vrednosti PPI ocene bolečine v McGillovem vprašalniku. Te za signale pri 80 Hz znašajo 2,47 za monofazni signal, 2,16 za bifazni in 2,21 za izmenični signal. Pri 30 Hz je razlika med ocenami še manjša, in sicer te znašajo 1,84 za monofazni, 1,74 za bifazni in 1,95 za mešani signal.

4.8 PREGLED REZULTATOV Z IZLOČITVIJO NEKATERIH MERITEV

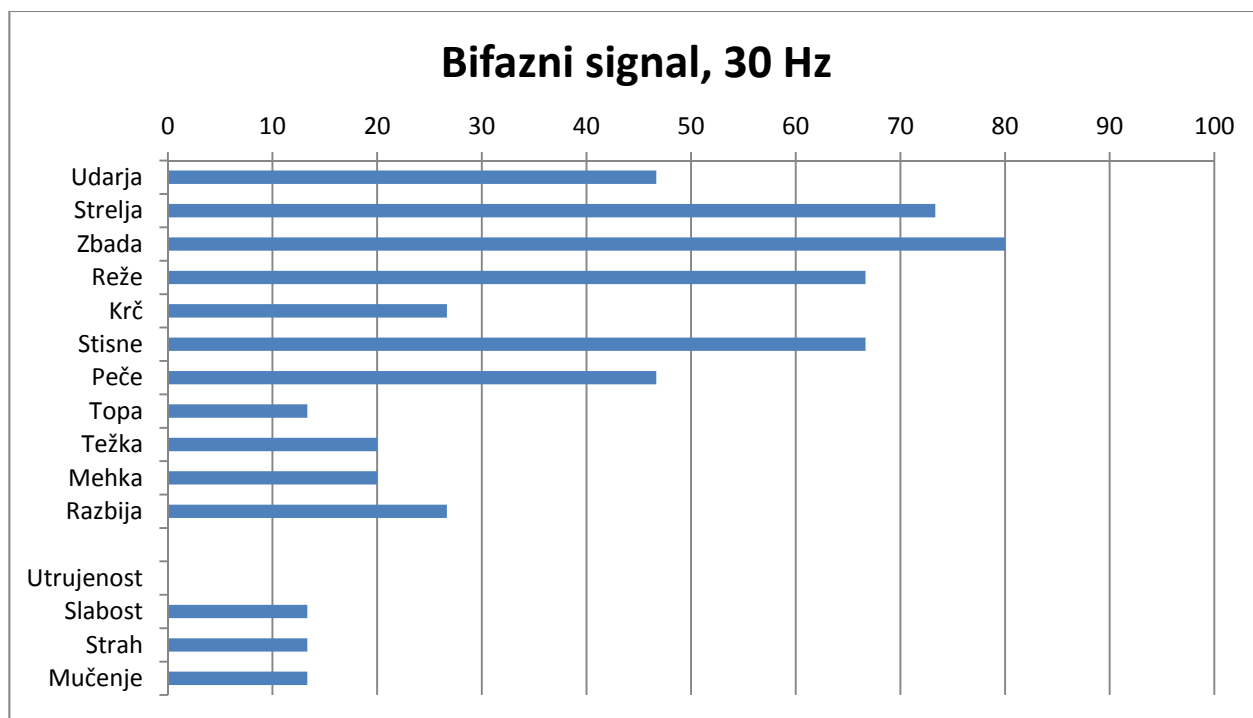
Pregled podatkov o silah med meritvijo pokaže, da imamo pri signalih s frekvenco 30 Hz štiri meritve, ki jih je smiselno izločiti, saj se sile razlikujejo za več kot 10 %. Pri signalih s frekvenco 80 Hz je po istem kriteriju potrebno izločiti šest rezultatov vprašalnika.

Na VAS skali ima sedaj monofazni signal pri 30 Hz povprečno oceno bolečine 4,42 mm, podobno oceno ima primerljiv izmenični signal, in sicer 4,29 mm, primerljiv bifazni signal pa 3,87 mm.

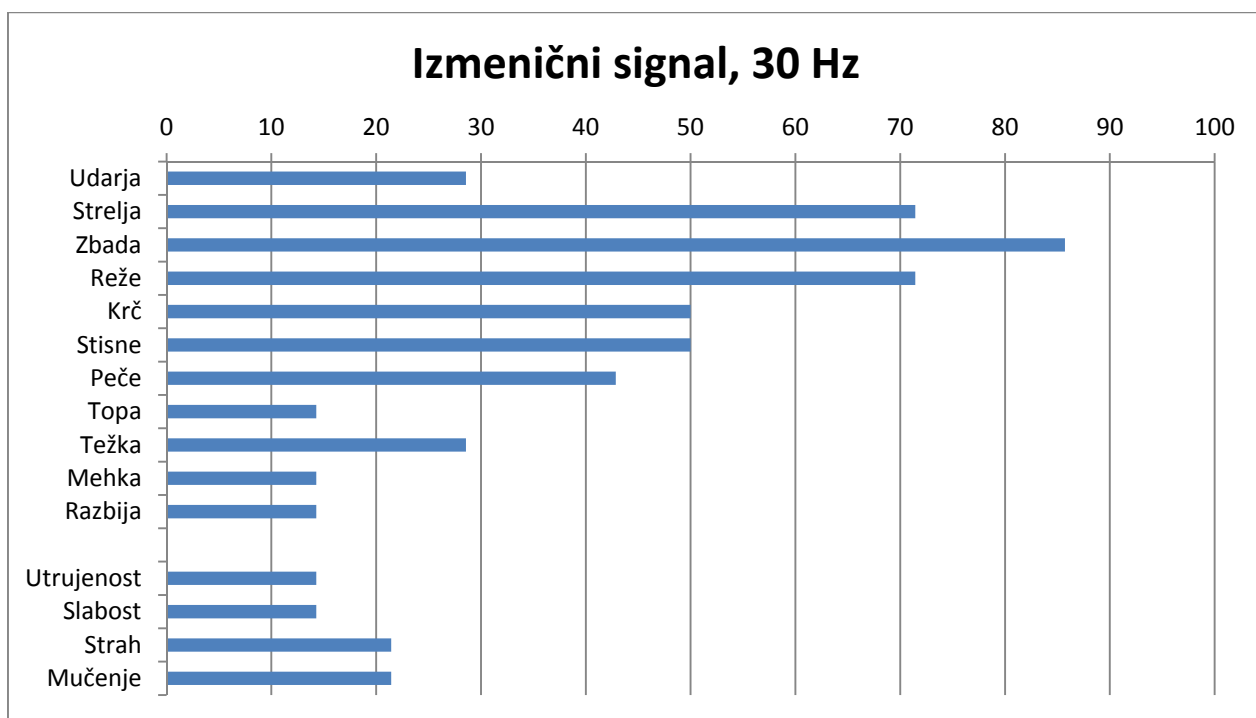
Sledi še pregled deskriptorjev. Pogostost le teh kažejo slike 16, 17 in 18:



SLIKA 16: POGOSTOST DESKRIPTORJEV MONOFAZNEGA SIGNALA PRI 30 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV



SLIKA 17: POGOSTOST DESKRIPTORJEV BIFAZNEGA SIGNALA PRI 30 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV



SLIKA 18: POGOSTOST DESKRIPTORJEV IZMENIČNEGA SIGNALA PRI 30 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV

Grafi kažejo podobno sliko kot prej. Največja razlika je še vedno pri deskriptorjih krč, strah in mučenje. Pri monofaznem signalu je deskriptor krč izbralo kar 47 % pacientov, pri bifaznem pa le 27 %. Podobno velja za deskriptorja strah in mučenje, ki ju je pri monofaznem signalu izbrala kar tretjina vprašanih, pri bifaznem pa le 13 % prostovoljcev.

Razliko najdemo tudi v povprečni vrednosti teh deskriptorjev. Strah in mučenje imata pri monofaznem signalu povprečni vrednosti 0,47 in 0,40. Pri bifaznem so številke precej nižje. Povprečna vrednost je enaka 0,13 za oba deskriptorja.

Poglejmo še izmenični signal. Deskriptorji krč, mučenje in strah so spet višje ocenjeni od primerljivega bifaznega signala, vendar so številke malenkost nižje od primerljivega monofaznega. Krč je izbralo 50 % prostovoljcev, mučenje in strah pa 21 %.

Povprečna vrednost teh deskriptorjev je naslednja. Krč ima povprečno vrednost 0,57, strah 0,29, mučenje pa 0,21.

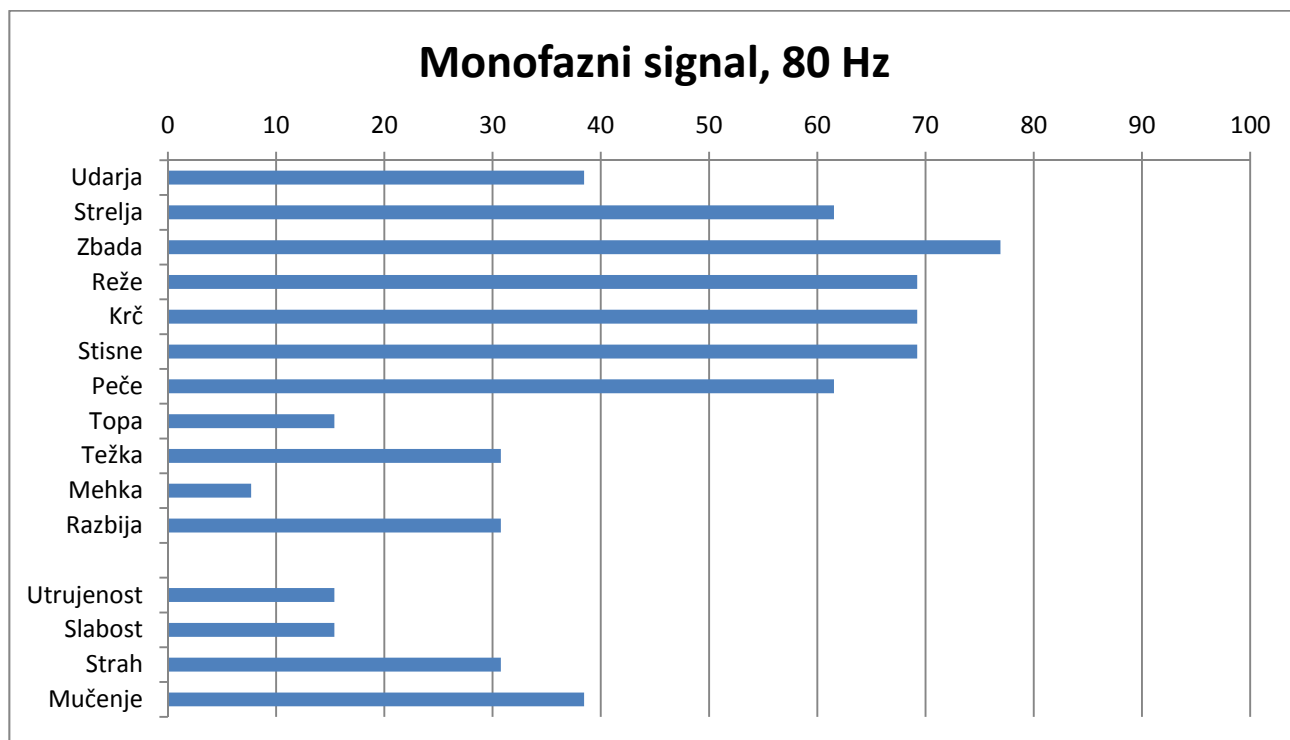
PPI ocene za vse tri oblike signalov so naslednje: 1,87 za monofazni signal, 1,67 za bifazni in 1,71 za izmenični.

Poglejmo si še rezultate ocenjevanja bolečine pri primerljivih signalih frekvence 80 Hz. VAS ocene kažejo na še nekoliko večjo razliko kot prej. Monofazni signal ima povprečno oceno 6,08, bifazni pa 5,19. Izmenični signal je prejel povprečno VAS oceno 5,54 mm.

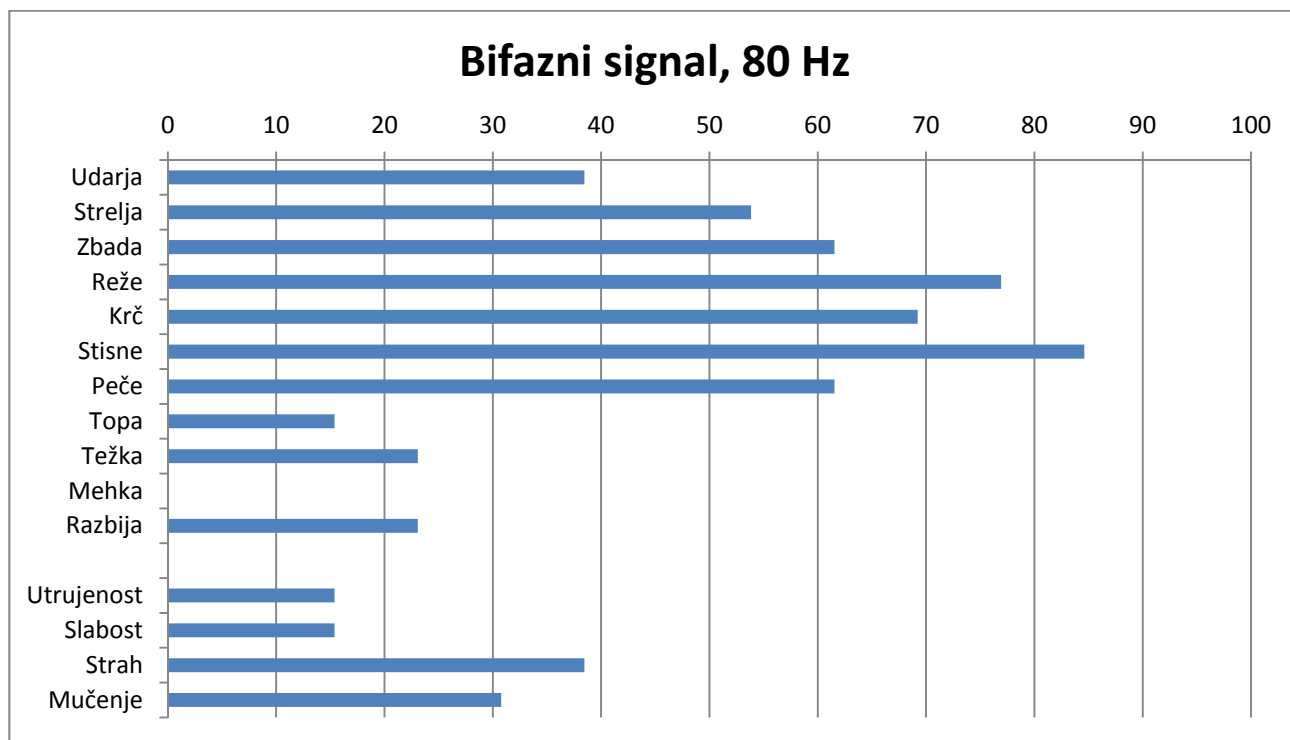
Tudi pri PPI oceni bifazni signal prejme nižjo oceno bolečine. PPI ocena za monofazni signal je 2,62, za bifazni pa 2,15.

Zanimivo je, da se tudi izmenični signal obnaša podobno kot bifazni in je podobno ocenjen tudi po VAS in PPI oceni. Oceni znašata 2,15 za PPI in 5,54 za VAS.

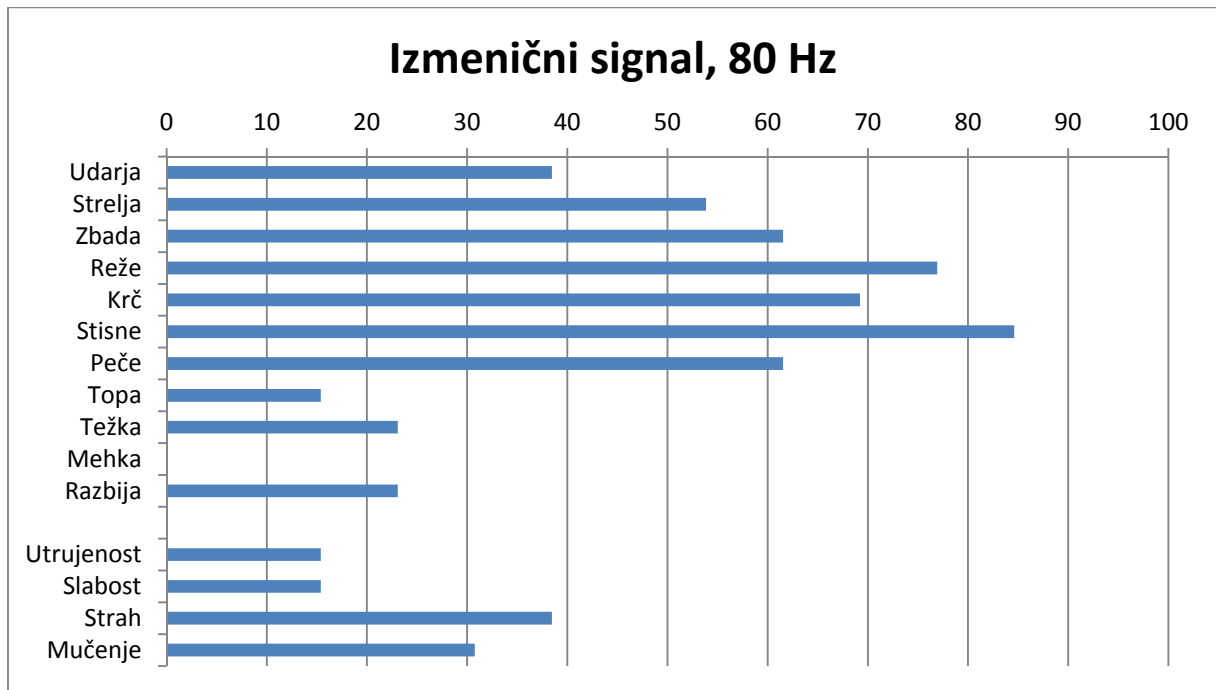
Manjšo razliko najdemo pri deskriptorjih, kot kažejo slike 19, 20 in 21:



SLIKA 19: POGOSTOST DESKRIPTORJEV MONOFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV



SLIKA 20: POGOSTOST DESKRIPTORJEV BIFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV



SLIKA 21: POGOSTOST DESKRIPTORJEV IZMENIČNEGA SIGNALA PRI 80 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV

Deskriptorji imajo pri vseh signalih zelo podobne vrednosti. Za nekaj odstotkov je sicer pogostejši deskriptor mučenje pri monofaznem signalu, vendar sta deskriptorja krč in strah pogostejša pri bifaznem in pri izmeničnem signalu.

Primerljive so tako povprečne vrednosti, kot tudi pogostost večine opisnih besed:

TABELA 9: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV MONOFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV

Monofazni, 80 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,62	38
Strelja	1,31	62
Zbada	1,31	77
Reže	1,15	69
Krč	1,08	69
Stisne	1,00	69
Peče	1,08	62
Topa	0,15	15
Težka	0,46	31
Mehka	0,08	8
Razbija	0,46	31
Utrujenost	0,23	15
Slabost	0,23	15
Strah	0,38	31
Mučenje	0,46	38

TABELA 10: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV BIFAZNEGA SIGNALA PRI 80 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV

Bifazni, 80 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,54	38
Strelja	1,08	54
Zbada	1,23	62
Reže	1,15	77
Krč	1,00	69
Stisne	1,23	85
Peče	0,92	62
Topa	0,15	15
Težka	0,23	23
Mehka	0,00	0
Razbija	0,31	23
Utrujenost	0,15	15
Slabost	0,23	15
Strah	0,46	38
Mučenje	0,38	31

TABELA 11: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV IZMENIČNEGA SIGNALA PRI 80 HZ PO IZLOČITVI NEKATERIH MERITEV

Izmenični, 80 Hz	Povprečje:	Odstotek:
Udarja	0,62	38
Strelja	1,00	54
Zbada	1,00	62
Reže	1,38	85
Krč	0,77	62
Stisne	0,85	69
Peče	1,23	77
Topa	0,08	8
Težka	0,38	31
Mehka	0,08	8
Razbija	0,23	15
Utrujenost	0,15	15
Slabost	0,31	15
Strah	0,46	31
Mučenje	0,38	31

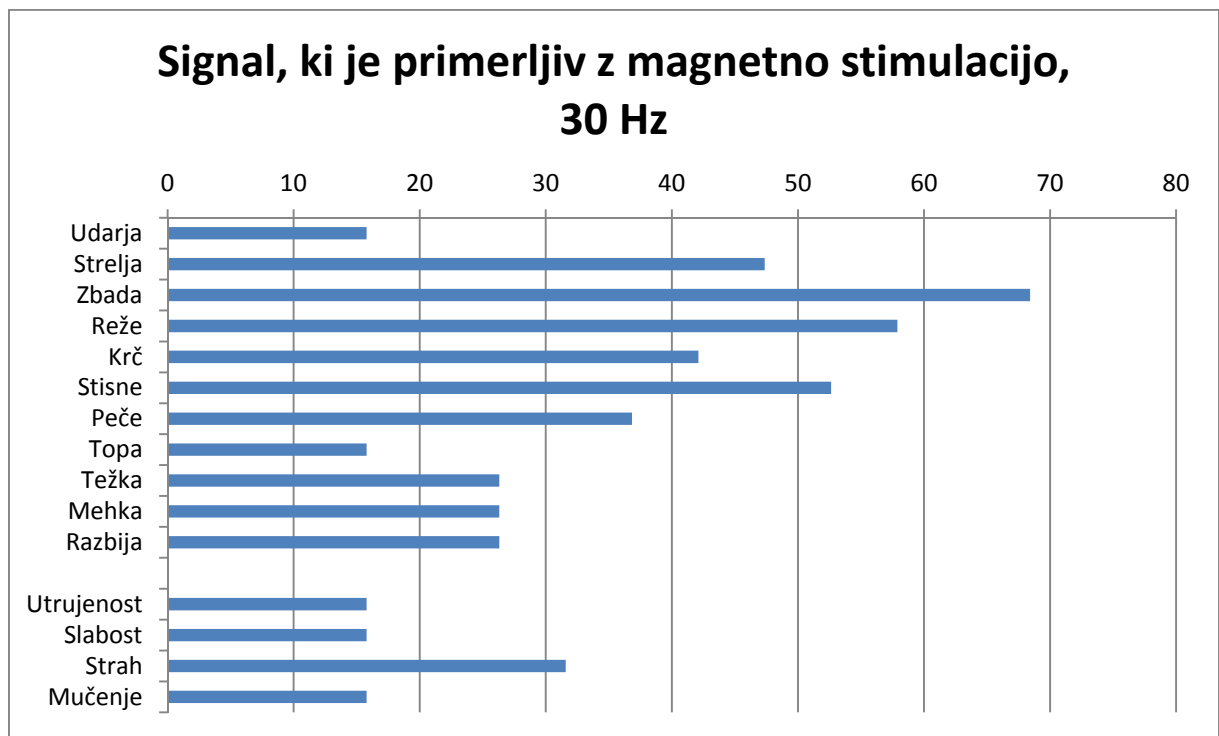
Izločitev nekaterih meritev je najbolj vplivala na razliko pri deskriptorju mučenje. Ta je sedaj med signali približno primerljivo ocenjen, prej pa je bila razlika precejšnja. Pri večini izločenih podatkov je bila sila pri monofaznem signalu precej večja, zato je logično, da so ga ti prostovoljci ocenili kot še posebej neprijetnega.

4.9 PREGLED OCEN BOLEČINE SIGNALA, PODOBNEGA TISTEMU, KI GA INDUCIRA MAGNETNO POLJE NAPRAVE ZA MAGNETNO STIMULACIJO

Signal, ki je primerljiv s takšnim, ki ga v tkivu inducira magnetna stimulacija, smo prostovoljcu predstavili le pri frekvenci 30 Hz. Ker rezultata mišične sile ne moremo z ničemer primerjati, nismo izločali nobenih rezultatov. Sledijo ocene bolečine 18 prostovoljcev, ki so ocenili bolečino tega signala. En prostovoljec ocene zaradi tehničnih težav ni podal.

Graf pogostosti fizičnih deskriptorjev (slika 22) je podobne oblike kot pri monofaznih, bifaznih in izmeničnih signalih, vendar so frekvence načeloma nižje, prav tako so nižje tudi povprečne vrednosti. Še najbolj izstopa pogostost deskriptorjev udarja in topa, ki sta manj pogosta v primerjavi z drugimi. Pri psihičnih deskriptorjih zelo izstopa strah, ki ga je izbralo kar 32% prostovoljcev.

Največjo razliko najdemo pri povprečjih VAS in PPI skal. Rezultati znašajo 3,43 mm za VAS in 1,33 za PPI oceno bolečine, kar je precej manj kot pri drugih signalih.



SLIKA 22: POGOSTOST DESKRIPTORJEV ZA SIGNAL, KI POSNEMA MAGNETNO STIMULACIJO PRI 30 HZ

TABELA 12: POVPREČNA VREDNOST IN POGOSTOST DESKRIPTORJEV SIGNALA, KI POSNEMA MAGNETNO STIMULACIJO

	Povprečje	Pogostost
Udarja	0,28	16
Strelja	0,67	47
Zbada	1,17	68
Reže	0,78	58
Krč	0,56	42
Stisne	0,67	53
Peče	0,56	37
Topa	0,17	16
Težka	0,39	26
Mehka	0,28	26
Razbija	0,39	26
Utrujenost	0,22	16
Slabost	0,22	16
Strah	0,44	32
Mučenje	0,17	16

5 DISKUSIJA

Pregled rezultatov kaže, da je razlika med signali v smislu bolečine majhna, vendar zaznavna.

Nekaj omejitev pri zaznavi predstavljajo tudi naša orodja (vprašalnik), za katere lahko predlagamo nekaj izboljšav.

Najmanjša razlika med primerljivimi signali je v ocenah PPI. Majhno razliko je mogoče razložiti z obnašanjem prostovoljcev, ki so bolečino na PPI skali največkrat ocenili enako za vse tri signale. V redkih primerih so enemu izmed signalov pripisali eno točko več (vedno je bil to monofazni signal). Sumimo, da pet stopenj bolečine, ki jih opisuje PPI ne omogoča dovolj velike ločljivosti, da bi se prostovoljcem zdelo smiselno uvrstiti občutje v različne skupine.

Težava je tudi v uporabi opisnih besed ob številih, ki se stopnjujejo; brez bolečine, blaga bolečina, neprijetna bolečina, zelo neprijetna bolečina, strašna bolečina in mučenje. Večina prostovoljcev je izbrala opis neprijetne ali zelo neprijetne bolečine za vse vrste signalov, saj opis strašna bolečina ali mučenje pomensko nista ustrezala njihovim predstavam, kar pa ne pomeni, da se jim en signal ni zdel bolj neprijeten od drugega.

Razliko v bolečini precej bolje zajame VAS skala vprašalnika. Ker so prostovoljci lahko primerjali trenutno oceno s prejšnjo, so lahko zavestno izbrali višje ali nižje vrednosti v primerjavi s prejšnjimi signali. Navadno so se odločili, da bodo bolj neprijetnemu signalu pripisali za 10 mm višjo oceno bolečine. S tem so posredno potrdili tudi, da je razlika med bolečinami pri vseh naštetih signalih v končni fazi majhna.

To ni pretirano presenečenje, saj smo raziskavo zastavili tako, da bi bila razlika med učinkom signalov čim manjša. Vsi so bili dovedeni na isto mesto, z enako napetostjo, frekvenco, številom pulzov in aktivnim delom pulza. Vsi so mišico stimulirali približno enako močno. Razlike med signali so torej pričakovano minimalne, vseeno pa se kaže tendenca, da bi monofazne signale opisali kot bolj neprijetne.

Zanimivo je obnašanje izmeničnega signala. Zdi se, da ta pri nižjih frekvencah vzbuja podobne občutke kot monofazni, pri višjih frekvencah pa so občutki bolj primerljivi z bifaznim signalom. Da bi razumeli, ali je res tako, bi morali raziskati mehanizem, ki je odgovoren za razlike v občutkih, hipotezo pa bi za začetek lahko preverjali tudi pri več različnih frekvencah.

Ko smo po pregledu meritev iz rezultatov odstranili nekatere ocene bolečine, smo vseeno prišli do podobnih zaključkov kot prej. Seveda so odstotki pogostosti deskriptorjev zaradi drugačnega števila pacientov drugačni, vendar razmerja med deskriptorji ostajajo podobna. To še posebej drži za nižje frekvence.

Pri višji frekvenci 80 Hz smo morali odstraniti nekaj rezultatov pacientov, kjer je monofazni signal povzročil veliko višji mišični odziv kot druga dva primerljiva signala. Ko te rezultate odstranimo, so deskriptorji po pogostosti veliko bolj uravnoteženi. Zdi se, da je monofazni signal sicer še vedno bolj neprijeten, vendar so razlike minimalne – veliko pacientov jih niti ni zaznalo. Menimo, da je to posledica visoke frekvence in dolge dolžine aktivnega dela signalov. Pulzi naših signalov so dolgi 2 ms, pri električni stimulaciji za terapevtske namene pa se navadno uporabljajo pulzi med 0,05 in 0,25 ms dolžine.

Naslednjim raziskovalcem tega področja priporočamo uporabo večjega števila različnih signalov in prilagoditev bolečinskega vprašalnika. PPI oceno bi bilo morda smiselno razdeliti na več stopenj, saj bi z dodatno ločljivostjo prostovoljci lažje opisali razlike v občutkih.

Vprašalniku bi bilo smiselno dodati še eno obliko merjenja bolečine. To je metoda, kjer pacient najprej zapiše poljubno številko, s katero oceni neko občutje. Denimo, da je to število 100. Naslednje občutje primerja s prejšnjim, kar upošteva tudi pri številčni oceni. Če je bolečina pol manj intenzivna, bo zapisal število 50, če je dvakrat hujša pa število 200. Na ta način bi prostovoljci lažje bolj neposredno primerjali občutke in jim pripisali svojo številčno skalo, s katero bi lažje izrazili majhne razlike v bolečini.

Zadnja izboljšava, ki jo predlagamo, je še merjenje priljubljenosti posameznih signalov, ki jo spet lahko izvedemo z metodo VAS. Gre za nasprotje merjenja bolečine, pri katerem prostovoljec izbere, kateri signal mu je ljubši, in to poskuša tudi kvantificirati na skali. Na ta način bi neposredno merili, kateri signal imajo prostovoljci raje, ne glede na bolečino.

Rezultati kažejo tudi, da je signal, ki spominja na magnetno stimulacijo, načeloma manj boleč od drugih signalov pri frekvenci 30 Hz. Tako na VAS kot tudi na PPI lestvici namreč dosega nižje ocene. To ni naključje, saj je aktivna dolžina pulzov veliko krajša kot pri drugih signalih (0,34 ms proti 2 ms). Pulzi krajše aktivne dolžine namreč mišice ne aktivirajo tako intenzivno kot daljši pulzi.

Pri deskriptorjih je slika malo drugačna, saj so ocene primerljive, kar bi spet lahko pripisali nizki ločljivosti te tehnike (dovoljuje le 4 stopnje ocene posameznega deskriptorja). Pri tem posebej omenimo deskriptor strah, ki je nekoliko bolj pogost. To ni presenetljivo, saj gre za prvi signal, ki ga prostovoljec ocenjuje, kar se kaže v višjih vrednostih psihičnih deskriptorjev.

6 CITIRANA DELA

- [1] A. Heidland, G. Fazeli, A. Klassen, K. Sebekova, H. Hennemann, U. Bahner in B. D. Iorio, „Neuromuscular electrostimulation techniques: historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle waisting,“ *Clinical Nephrology*, zv. 78, 2012.
- [2] S. W. Wall PD, „Temporary abolition of pain in man,“ *Science*, zv. 155, pp. 108-9, 1967.
- [3] H. MA, W. PF, C. WF, G. ES, A. HE, P. TJ, N. CE, V. AS in G. N, „Percutaneous electrical nerve stimulation: a novel analgesic therapy for diabetic neuropathic pain,“ *Diabetes Care*, zv. Mar;23(3), št. 23, pp. 365-70, 2000.
- [4] G. EA, C. WF, W. PF, A. HE, H. MA, H. BN, G. NM, H. PJ in G. RJ, „Percutaneous electrical nerve stimulation for low back pain: a randomized crossover study,“ *JAMA*, št. Marec, pp. 818-23, 1999.
- [5] S. CN, M. JT in R. JB, „Electrical inhibition of pain by stimulation of the dorsal columns: preliminary clinical report,“ *Anesthetics and Analgesia*, zv. 46, pp. 489-491, 1967.
- [6] L. Vodovnik, Nevrokibernetika, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko in računalništvo, 1991.
- [7] C. Mannheimer, L. E. Augustinsson, C. A. Carlsson, K. Manhem in C. Wilhelmsson, „Epidural spinal electrical stimulation in severe angina pectoris,“ *Br Heart J*, zv. 59, št. 1, pp. 56-61, 1988.
- [8] M. C, E. T, A. LE, B. C, E. H, L. S, N. H in H. A, „Electrical stimulation versus coronary artery bypass surgery in severe angina pectoris: the ESBY study,“ *Circulation*, zv. 97, pp. 1157-1163, 1998.
- [9] K. HM, S. GH, S. EW, H. JD, v. U. H in E. S. Group, „Spinal-cord stimulation in critical limb ischaemia: a randomised trial,“ *Lancet*, zv. 353, pp. 1040-1044, 1999.
- [10] T. JK, S. PJ, R. PL in B. DJ, „Risk of infection with electrical spinal-cord stimulation,“ *Lancet*, zv. 349, p. 729, 1997.
- [11] R. L, L. S, Z. D in M. S, „Effective treatment of symptomatic diabetic polyneuropathy by high-frequency external muscle stimulation,“ *Diabetologia*, zv. 48, pp. 824-828, 2005.
- [12] K. A, D. I. B, G. P, B. U, H. A in D. S. N, „High-tone external muscle stimulation in end-stage renal disease: effects on symptomatic diabetic and uremic peripheral neuropathy,“ *J Ren Nutr*, zv. 18, pp. 46-51, 2008.
- [13] A. Kralj in T. Bajd, Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury, Boca Raton, Florida: CRC Press, 1989.

- [14] M. Munić in M. Ichie, „Current Status and Future Prospects for Upper and Lower Extremity Motor System Neuroprostheses,“ *Neuromodulation, Volume 4, Number 4*, p. 176–186, 2001.
- [15] J. Mäkelä, „A brief history of magnetic stimulation,“ BioMag Laboratory at Helsinki University Central Hospital, [Elektronski]. Available: <http://www.biomag.hus.fi/tms/history.html>. [Poskus dostopa 5 september 2014].
- [16] I. Rawe, „Pulsed radio-frequency electromagnetic field (PEMF) therapy as an adjunct wound healing therapy,“ *Wounds International*, zv. 3, št. 4, 2012.
- [17] J. C. Horvath, J. M. Perez, L. Forrow, F. Fregni in A. Pascual-Leone, „Transcranial magnetic stimulation: a historical evaluation and future prognosis of therapeutically relevant ethical concerns,“ *J Med Ethics*, zv. 37, pp. 137-143, 2011.
- [18] M. Ringkamp in R. A. Meyer, „Physiology of Nociceptors,“ v *The Senses: a Comprehensive Reference*, Oxford, Elsevier Inc., 2008, pp. 97-115.
- [19] D. L. Bars, M. Gozariu in S. W. Cadden, „Animal Models of Nociception,“ *Pharmacological Reviews*, zv. 53, št. 4, p. 597–652, 2001.
- [20] J. Tomaž, J. Petra, J. Jana, K. Lea, K. Kanueng, K. Tina in M. Stanislav, „Bolečina - seminarska naloga,“ 2005.
- [21] N. Dafny, „Chapter 8: Pain Modulation and Mechanisms,“ The University of Texas, [Elektronski]. Available: <http://neuroscience.uth.tmc.edu/s2/chapter08.html>. [Poskus dostopa 5 september 2014].
- [22] M. Y, L. TL, V. CG in S. KA, „Release of GABA and activation of GABA(A) in the spinal cord mediates the effects of TENS in rats.,“ *Brain Res*, zv. 1136, pp. 43-50, 2007.
- [23] D. JM, S.-F. VJ in S. KA, „Modulation between high- and low-frequency transcutaneous electric nerve stimulation delays the development of analgesic tolerance in arthritic rats,“ *Arch Phys Med Rehabil*, zv. 89, pp. 754-760, 2008.
- [24] R. Melzack, *Pain Measurement and Assessment*, New York: Raven Press, 1983.
- [25] R. Melzack, „The McGill Pain Questionnaire: From Description to Measurement,“ *Anesthesiology*, zv. 103, pp. 199-202, 2005.
- [26] R. Melzack, „The short-form McGill Pain Questionnaire,“ *Pain*, zv. 30, pp. 191-197, 1987.