



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Detekce EMG artefaktu v reálném EEG záznamu za pomoci
metody na bázi frekvenčního a časového prahu**

**Detection of the EMG artifact in a real EEG record using the
method with frequency and time-based threshold**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Jan Štrobl

Jaromír Chaloupek

Kladno 2019/2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Chaloupek** Jméno: **Jaromír** Osobní číslo: **465393**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Detekce EMG artefaktu v reálném EEG záznamu za pomoci metody na bázi frekvenčního a časového prahu

Název bakalářské práce anglicky:

Detection of the EMG artifact in a real EEG record using the method with frequency and time-based threshold

Pokyny pro vypracování:

Analyzujte metodu detekce EMG artefaktu založenou na principu nastavení frekvenčního a časového prahu. Implementujte zmíněnou metodu v programovém prostředí MATLAB pro různé parametry ovlivňující výsledný práh. Na simulovaném signálu ověřte vliv jednotlivých parametrů na detekci EMG artefaktu. Aplikujte vytvořenou metodu na reálný EEG záznam. Pomocí statistické analýzy validujte nastavení parametrů ovlivňujících výsledný práh. Porovnejte výstup Vámi vytvořené metody pro detekci EMG artefaktu v reálném EEG záznamu s výsledky metody k-means.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Maarten van de Velde, Gerard van Erp and Pierre J. M. Cluitmans, Detection of muscle artefact in the normal human awake EEG, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, číslo 107, 1998
- [2] Krajča V., Mohylová J., Číslicové zpracování neurofyziologických signálů, ed. Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT Praha, 2011, ISBN 978-80-01-04721-7
- [3] Vinay K. Ingle, John G. Proakis, Digital signal processing using MATLAB, ed. Third edition, CENGAGE Learning, 2012, ISBN 978-1-111-42737-5

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

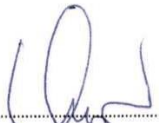
Ing. Jan Štrobl

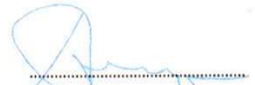
Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Marek Piorecký

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

21. 8. 2019

Datum převzetí zadání

J. Chal

Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Detekce EMG artefaktu v reálném EEG záznamu za pomoci metody na bázi frekvenčního a časového prahu“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 16. 5. 2020

.....

Jaromír Chaloupek

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu, Ing. Janu Štroblovi, za cenné rady, odborné vedení a zprostředkování přístupu k potřebným EEG záznamům. Dále bych rád poděkoval zaměstnancům Národního ústavu duševního zdraví za naměření a analýzu EEG záznamů, které jsem ve své práci využíval.

ABSTRAKT

Elektroencefalografie (EEG) je elektrický signál mozku měřený na temeni hlavy, který je kontaminován různými grafoelementy. Ty ho překrývají, a proto je potřeba je od záznamu oddělit, nebo je alespoň identifikovat. Jedním z těchto grafoelementů je EMG artefakt, kterému nelze při měření předejít. Na jeho detekci, popřípadě odstranění, se používají různé metody, které využívají různé přístupy (umělá inteligence, iterativní metody a další), včetně výpočetně nenáročných metod Velde a kol. (1998) založené na prahových hodnotách v časové a frekvenční oblasti EEG signálu. Cílem této práce je metodu Velde a kol. otestovat v její původní podobě na simulovaném EEG záznamu a po vyhodnocení navrhnout modifikaci metody v programovém prostředí MATLAB. Statistickým porovnáním (ROC analýzou) modifikované metody s původní metodou a metodou k-means jsem následně ověřil, že modifikovaná metoda má z testovaných metod nejvyšší senzitivitu na přítomnost EMG artefaktu, ovšem nižší specifitu. Při použití detekční metody, jako podpůrného nástroje pro zefektivnění práce diagnostika je ovšem nejvýznamnějším parametrem senzitivita metody. V navazující práci je třeba modifikovanou metodu otestovat na robustnějším souboru dat a navrhnout jiné parametry, které umožní sledovat i další grafoelementy v EEG záznamu.

Klíčová slova

EEG, EMG artefakt, detekce EMG artefaktu

ABSTRACT

Electroencephalography (EEG) is an electrical signal of the brain measured at the top of the head which is contaminated with various graphoelements. These graphoelements overlap it, and therefore it is necessary to separate them from the record or at least identify them. One of these graphoelements is the EMG artifact, which cannot be prevented during measurement. Various methods are used for its detection or elimination, which use different approaches (artificial intelligence, iterative methods and others), including the computationally inexpensive method of Velde et al. (1998) based on threshold values in the time and frequency domain of an EEG signal. The aim of this study is the method of Velde et al. to test in its original form on a simulated EEG record and after evaluation to propose a modification of the method in the MATLAB software environment. By statistical comparison (ROC analysis) of my modified method with the original method and the k-means method, I subsequently verified that the modified method has the highest sensitivity of the tested methods to the presence of the EMG artifact, but lower specificity. However, when using the detection method as a support tool for streamlining the work of diagnostics, the most important parameter is the sensitivity of the method. In the following theses, it is necessary to test the modified method on a more robust data set and design other parameters that will allow monitoring of other graphoelements in the EEG record.

Keywords

EEG, EMG artifact, EMG artifact detection

Obsah

1	Úvod	8
2	Přehled současného stavu.....	9
2.1	EEG rytmy.....	9
2.1.1	Delta rytmus	10
2.1.2	Theta rytmus	10
2.1.3	Alfa rytmus	10
2.1.4	Beta rytmus.....	10
2.1.5	Gama rytmus	11
2.1.6	Přechodové vlny	11
2.2	Artefakty v EEG záznamu.....	11
2.2.1	Biologické artefakty	11
2.2.2	Technické artefakty	14
2.3	Detekce EMG artefaktu.....	14
3	Cíle práce.....	16
4	Metody	17
4.1	Simulovaná data	17
4.2	Reálná EEG data	18
4.3	Předzpracování dat	19
4.4	Detekce EMG artefaktu prahovou metodou.....	19
4.5	Modifikace metody detekce EMG artefaktu	20
4.6	K-means	21
4.7	Statistická analýza.....	23
5	Výsledky.....	24
5.1	Simulovaná data	24
5.2	Reálná data	32
6	Diskuse.....	37
6.1	Simulovaná data	37
6.2	Reálná data	38
7	Závěr	41
	Seznam použité literatury	42

Příloha A: Obsah přiložených souborů	44
Příloha B: Obsah přiloženého CD/DVD	45

1 Úvod

Snímání elektrické aktivity mozku je významnou částí medicíny. Ke snímání mozkové aktivity se využívá elektroencefalografie (EEG). EEG je neinvazivní metoda, která slouží ke snímání a zaznamenávání informací o změnách elektrických potenciálů pocházejících z nervových buněk uvnitř mozku. Tyto elektrické potenciály jsou generovány akčními potenciály neuronů v mozku a mozkové kůře, kdy ionty proudí skrz iontovou membránu a následně dochází ke vzniku excitačních (nebo inhibičních) postsynaptických potenciálů. Do EEG signálu se promítají zejména potenciály neuronů nacházející se v mozkové kůře [1]. EEG signál, který je značně zeslabený průchodem přes mozkovou kůru a lebku, je možné zachytit na skalpu hlavy elektroencefalografem. [1,2]

Důležitým úkolem je vyhodnocení takto získaného EEG záznamu. Vizuální zhodnocení záznamů vyžaduje velké množství času a práce i pro zkušeného specialistu [3].

Jedním z trendů při analýze EEG je vytvořit podpůrné nástroje diagnostika, které by diagnostik mohl využívat k urychlení a zefektivnění své práce [3]. Proto je třeba vyloučit z EEG záznamu tzv. artefakty, což jsou rušivé elementy různé povahy vyskytující se v záznamu EEG. Detekování artefaktů umožní následné odstranění úseků EEG záznamu, které artefakty obsahují. Tím se při zpracování a vyhodnocování minimalizují časové ztráty a maximalizuje se efektivita. [3,4]

Svalový artefakt (EMG artefakt) je jedním z artefaktů v EEG záznamu, který je vyvoláván kontrakcí svalových vláken [1]. Nejčastěji se na vzniku EMG artefaktu podílí mimické svaly, svaly čelistí, svaly oka a jazyk [1,4]. Tento artefakt je možné při měření přirozeně odstranit uvolněním všech svalů. To však při měření EEG záznamu není vždy možné po celou dobu měření, protože doba monitorace může dosahovat i více než 24 hodin [3]. Pro detekci svalového artefaktu lze využít charakteristik samotného EMG artefaktu, což je použito v metodě založené na prahových hodnotách v práci Velde a kol. [9].

Předmětem zájmu této práce je problematika detekce svalových artefaktů a úspěšnost vybraných metod.

2 Přehled současného stavu

EEG je standardní neinvazivní zobrazovací metoda, která slouží pro vyšetření centrálního nervového systému. Signál EEG obsahuje celou řadu informací o elektrické aktivitě mozku, a proto je velmi důležitý při diagnostice různých neurologických poruch, např. epilepsie, zranění hlavy, poruchy spánku, psychické poruchy, neurologické poruchy a další. [3]

EEG záznamy jsou kontaminována různými typy artefaktů (rušivých elementů v záznamu), které by mohly při analýze vést k nesprávným závěrům diagnostika a popřípadě k nesprávné léčbě poruchy. Proto bylo třeba vyvinout metody detekce a extrakce, které umožní maximalizovat věrohodnost a cennost dat. Jedním z problémů při zpracovávání EEG signálu je stochastická povaha EEG signálu [4].

Biofyzikální proces generující EEG nemusí být náhodný, může být však natolik složitý, že jej můžeme popsat pouze statisticky [3]. Statické vlastnosti komplexního EEG signálu závisí na čase i prostoru, lze jej však rozdělit do epoch s víceméně stabilními vlastnostmi [3]. Epochy o maximální délce 10 sekund můžeme považovat za stacionární [3].

2.1 EEG rytmy

V EEG záznamu se můžeme setkat s řadou rytmů, které jsou obecně popisovány a charakterizovány frekvenčním rozsahem. Amplituda EEG signálu je přímo závislá na míře synchronizace s neurony mozkové kůry [1]. Frekvenční rozsah EEG rytmů je řízen převážně neurony uloženými v mozku. Obecně jsou rytmy s vysokou frekvencí a nízkou amplitudou spojovány spíše s bdělým stavem jedince a rytmy s nízkou frekvencí a vysokou amplitudou jsou přisuzovány ospalosti. [4]

Amplitudy signálů se zdrojem v mozku, které jsme schopni naměřit na skalpu, se pohybují v rozmezí 2–100 μV (při epileptickém záchvatu až 300 μV). Frekvenční rozsah těchto signálů je v rozmezí 0–100 Hz, přičemž nejvyšší výkon se nachází v rozmezí 0,5–30 Hz. [3]

Podle jejich frekvence rozlišujeme změny potenciálů naměřené na skalpu do několika rytmů uvedených a popsaných níže v Tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Tabulka základních rytmů v EEG záznamu, jejich frekvence, typická amplituda a výskyt [3, 5]

Název rytmu	Frekvenční pásmo [Hz]	Amplituda [μ V]	Příklad výskytu
Delta	0,5–4,0	20–200	Únava, hluboký spánek
Theta	4,0–7,5	0–30	Bdění, stres
Alfa	8,0–12,0	30–80	Zdravý člověk, klid, bdění, při zavřených očích
Beta	13,0–30,0	10–30	Mentální, fyzická činnost
Gama	30,0–100,0	2–10	Aktivní práce mozku, přemýšlení nad problémem

2.1.1 Delta rytmus

Delta rytmus je standardně přítomen při hlubokém spánku, nebo u kojenců v bdělém stavu. V případě, že je delta rytmus identifikován u bdělého dospělého pacienta, jedná se o patologický výskyt. Delta rytmus má významnou úlohu při určování stadií spánku. [2,3,4,6]

2.1.2 Theta rytmus

Vyskytuje se především ve frontální a temporální oblasti. S theta rytmem, který se pravidelně vyskytuje v EEG záznamu dětí, se můžeme setkat při ospalosti, usínání, hlubokém uvolnění, meditaci a v některých fázích spánku. Theta rytmus je spojován s učením a pamětí. V případě, že je amplituda theta rytmu alespoň dvakrát vyšší než amplituda alfa rytmu, považujeme tento stav za patologii. [1,2,3,4,5]

2.1.3 Alfa rytmus

Vyskytuje se typicky v okcipitální a parietální oblasti. Alfa rytmus je dobře detekovatelný u zdravých subjektů ve stavu bdělosti, kdy je subjekt v klidu se zavřenými očima. Je to stav, kdy tělo odpočívá při plné bdělosti. Tento rytmus se ze signálu EEG vytrácí při otevření očí, usínání, soustředěné mentální činnosti a ospalosti. [1,3,5,7]

2.1.4 Beta rytmus

Vyskytuje se typicky ve frontální a centrální oblasti. Vznik beta rytmu je spojován s duševní činností a koncentrací jedince, kdy vznikají změny elektrických potenciálů v aktivní mozkové kůře. Nejzřetelněji je detekovatelný nad frontálními laloky a na temeni hlavy. K útlumu beta rytmu dochází při pohybu, dotykem jedince, vlivem omamných látek a sedativ. [1, 4, 5,7]

Beta rytmus je možné dále dělit na rytmy beta1 a beta2 [15]. Tyto rytmy se liší zastoupenými frekvencemi, ale různé zdroje pro ně uvádí různá frekvenční pásma. V této práci je frekvenční pásmo 13–20 Hz považováno za součást rytmu beta1 a frekvenční pásmo 20–30 Hz je součástí rytmu beta2 [15].

2.1.5 Gama rytmus

Gama rytmus je nejvyšší frekvenční pásmo EEG. Gama rytmus úzce souvisí s bdělým stavem subjektu, který je ve stavu aktivního zpracovávání informací pomocí mozkové kůry. Tento proces obvykle vede k dalším kognitivním, nebo motorickým funkcím [4, 5]. Ačkoli amplitudy těchto rytmů jsou velmi nízké, gama rytmus může být použit pro potvrzení určitých mozkových onemocnění [7]. Oblasti, kde se vyskytují vysoké frekvence pásma gama, leží převážně nad frontální a centrální oblastí hlavy [7].

2.1.6 Přechodové vlny

Kromě již zmíněných klasických rytmů existuje i řada dalších, například přechodové vlny. Přechodové vlny jsou v EEG záznamu charakterizovány přechodem hrot-vlna. V EEG záznamu se vyskytují nepravidelně a nepředvídatelně. Přítomnost těchto vln poukazuje na chybné procesy na úrovni neuronů, což indikuje patologii. Vyskytuje se například u pacientů s epilepsií. Problémem zůstává jejich identifikace, protože se často zaměňují s artefakty v EEG záznamu. [4]

2.2 Artefakty v EEG záznamu

Artefakty v EEG záznamu jsou šумы a části signálu, které kontaminují naměřený signál a zkreslují ho. Při analýze záznamu je proto velmi důležité tyto rušivé elementy rozpoznat a potlačit, protože nepochází z mozkové činnosti [4]. Tyto typy rušení se mohou odstraňovat pomocí algoritmů. Některé artefakty jsou bohužel jen velmi těžce rozpoznatelné od mozkové aktivity, a proto je vyhodnocování EEG záznamu stále závislé na odborném posouzení diagnostikujícího lékaře [1]. Je tedy důležité pomoci lékaři s detekcí artefaktů [1].

Artefakty vyskytující se v EEG záznamu můžeme rozdělit do dvou základních skupin: biologické a technické artefakty.

2.2.1 Biologické artefakty

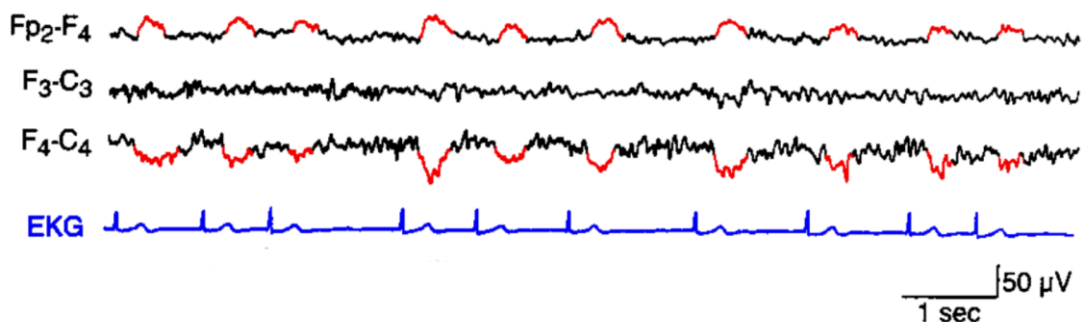
Biologické artefakty jsou artefakty v záznamu, které pochází přímo z měřeného subjektu, ale nepochází z jeho mozkové aktivity.

2.2.1.1 Artefakty srdeční aktivity (EKG artefakty)

Srdce při své činnosti kontaminuje EEG záznam a způsobuje dva různé typy artefaktu.

První typ EKG artefaktu pochází z pulsní činnosti tepny, která se nachází v oblasti pod elektrodou [1]. Tento artefakt se také nazývá pulzní artefakt a v EEG záznamu se projevuje jako kolísavá změna amplitudy, která má frekvenci stejnou jako tepová frekvence, a při špatné klasifikaci může být zaměněn s aktivitou delta (viz Obrázek 2.1). Tento typ EKG artefaktu lze odstranit přemístěním elektrody, která je jím ovlivněna [1].

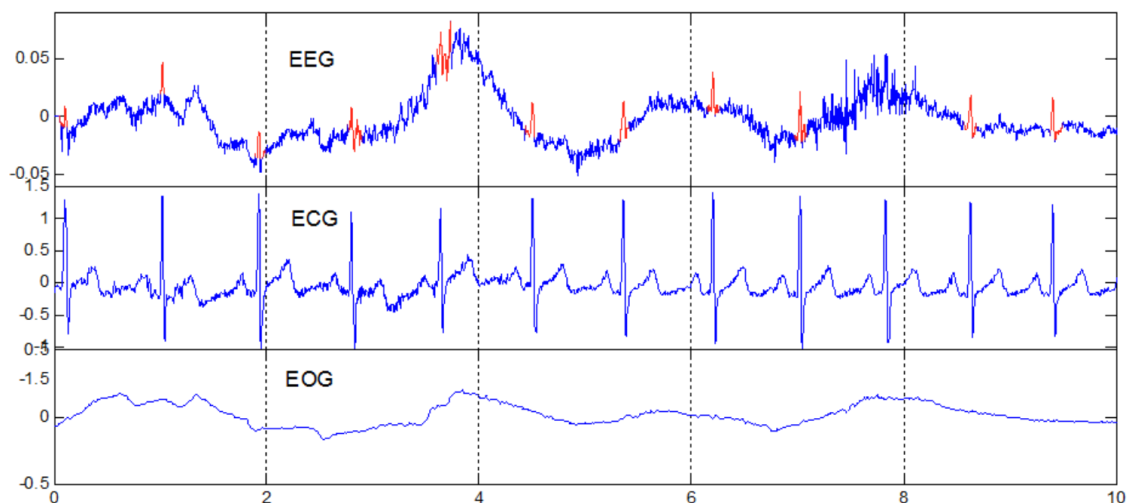
Druhý typ EKG artefaktu má původ v jeho elektrické aktivitě [1]. Množství kontaminace EEG záznamu přímo závisí na vlastnostech těla daného pacienta a způsobu, jakým se EKG aktivita distribuuje tělem. Do EEG záznamu se tento typ promítá jako R vlna, která je součástí QRS komplexu (viz Obrázek 2.2) [1]. Tento typ EKG artefaktu je synchronní s činností srdce, proto se při měření EEG záznamu nahrává současně i EKG (Elektrokardiografii) pro usnadnění rozpoznání tohoto typu EKG artefaktu [1].



Obrázek 2.1: EEG signál obsahující pulsní artefakt vyvolaný srdeční arytmií. Červeně vyznačené části v kanálech FP_2-F_4 a F_4-C_4 jsou projevy pulzního artefaktu vyvolané srdeční arytmií. Modře je zobrazen elektrokardiogram. Převzato z [1]

2.2.1.2 Artefakty vyvolané pohybem očí (EOG artefakty)

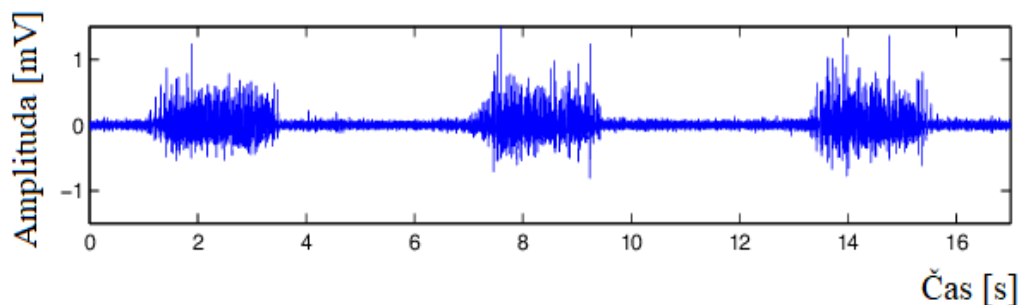
Oční bulva je uspořádaná a má stejné vlastnosti jako dipól, který svými pohyby generuje změny napětí, což se na frontálních elektrodách při snímání EEG projeví jako rušivý signál o vysokých amplitudách. Existuje řada metod pro jeho potlačení. Jednou z používaných metod, podobně jako u artefaktů vyvolaných srdeční aktivitou, je metoda, kdy současně pořídíme záznam pohybu očí a odečteme tyto dvě křivky od sebe. Mezi EOG artefakty patří, např. mrkání či pohyb očí [1]. Příklad realizace EOG artefaktu je zobrazen na obrázku 2.2.



Obrázek 2.2: EKG a EOG artefakty a jejich projevy v EEG záznamu. Červeně vyznačené části v EEG záznamu jsou projevy R hrotu pocházejícího z EKG artefaktu. Současně je zde zobrazen elektrokardiogram (ECG) a elektrookulogram (EOG). Převzato z [1]

2.2.1.3 Artefakty vyvolané svalovou aktivitou (EMG artefakty)

EMG artefakty vznikají při kontrakci svalu, který svým stahem mění elektrické pole a způsobuje změnu potenciálů na elektrodách. EMG artefakt je nejčastěji se vyskytujícím artefaktem v EEG záznamu [9]. Ukázka projevu EMG artefaktu je na obrázku 2.3. Největší podíl na jeho vzniku mají mimické svaly, svaly čelistí a jazyk. Tento artefakt je možné odstranit přirozenou cestou, a to kompletním uvolněním veškerého svalstva. To ovšem není vždy možné, zejména u dlouhodobého nahrávání EEG (i déle než 24 hodin) či při nahrávání spánkového EEG. Proto je snaha detekovat a odstraňovat tento artefakt automaticky za pomoci algoritmu. EMG artefakt se projevuje vysokou amplitudou, která odpovídá síle svalové kontrakce (vyšší než u fyziologické EEG) a pohybuje se ve vyšších frekvencích beta rytmu a v gama rytmu. EMG artefakt je možné na základě těchto dvou parametrů detekovat analyzováním v jeho časové a frekvenční oblasti. [1, 9]



Obrázek 2.3: Ukázka projevu EMG artefaktu v záznamu. Převzato z [16]

2.2.2 Technické artefakty

Technické artefakty, jsou artefakty, které nepochází přímo z měřeného subjektu, ale z aparatury, elektrorozvodné sítě, okolních přístrojů apod. [1]

2.2.2.1 Síťový šum

Síťový šum je artefakt způsobený kmitočtem sítě (v ČR 50 Hz, v USA 60 Hz). Může vznikat jak v samotném encefalografu, tak ve spotřebičích, které se nachází v okolí a jsou zapojené do sítě. Hlavní příčinou vzniku síťového šumu bývá nedostatečná izolace přístroje [1].

2.2.2.2 Elektrodové artefakty

Elektrodové artefakty vznikají jakýmkoli nepatrným pohybem měřících elektrod, což vede ke změnám impedance na rozhraní kůže-elektroda. To se v záznamu projeví jako úzký hrotový vzruch (náhlý strmý kmit) [1]. Další možností vzniku elektrodového artefaktu je nedostatečná vrstva vodivého gelu, či jeho vyschnutí v průběhu měření. Obě tyto možnosti také vedou k nárůstu impedance. [1]

2.3 Detekce EMG artefaktu

Detekce EMG artefaktu v EEG záznamu je podstatná, protože EMG artefakt se v EEG záznamu vyskytuje velmi často a je třeba ho rozeznat od ostatních částí signálu.

Analýza EEG záznamu, popřípadě přímo detekce EMG artefaktu, spolu s velikostí dat takového záznamu vyžaduje adekvátní náročnost na hardware a má logicky souvislost i s cenou. Další limity kladou licenční podmínky, obchodní tajemství a duševní vlastnictví autorů, které navíc omezuje i přístup k popisu použité metodologie. To vše může diagnostikům omezit dostupné možnosti analýzy EEG záznamu.

V dnešní době existuje více způsobů, jak detekovat EMG artefakt v EEG záznamu. Jednou z možností, jak lze EMG artefakt detekovat, je simultánní nahrávání artefaktu a následné zkoumání vzájemných korelací nahraných záznamů. Druhým přístupem může být využití umělé inteligence [10], která by teoreticky mohla vyhodnocovat artefakty podobným způsobem jako diagnostik. EMG artefakt lze detekovat pomocí metod založených na shlukové analýze, mezi které patří například algoritmy k-means, DBSCAN, DENCLUE [11, 12, 13, 14]. Problémem však obecně zůstává, že metody založené na umělé inteligenci musí být často vybaveny velkým množstvím dat pro učení, což obvykle zvyšuje i čas potřebný na jejich učení a správu [3]. Navíc díky patentovým záležitostem bývá část výpočetních algoritmů těchto metod předmětem obchodního tajemství, tedy nevíme přesně, jak, a s jakými parametry, tyto systémy pracují.

Výše uvedená omezení používaných detekčních metod vyhodnocování mě inspirovala k tomu, abych analyzoval metodu na principu prahových hodnot – konkrétně metodu z práce [9] z roku 1998 založenou na využití prahu v časové a frekvenční oblasti

(viz Kapitola 4.4). Tato metoda je velmi dobře popsána, má nízkou výpočetní náročnost a nepotřebuje velkou množinu dat pro učení [9]. Metoda samotná byla navržena v roce 1998 a díky vývoji v oblasti hardwaru jsem předpokládal její potenciál pro rychlé zpracování EEG signálu.

Metoda je snadno aplikovatelná v různých programovacích jazycích a volně dostupných programovacích prostředích využívaných v klinické i experimentální praxi. Pokud diagnostik potřebuje částečnou rychlou predikci možných rizik, nebo naopak jejich vyloučení, nabízí metoda založená na prahových hodnotách zajímavé výsledky. A pokud tato metoda navíc nabízí i zobrazení sporných či anomálních částí signálu s barevnou signaturou, mohla by být využita jako dostupná alternativní detekční aplikace, popřípadě software.

3 Cíle práce

Cílem této práce je recyklovat metodu detekce EMG artefaktu založenou na principu nastavení prahových hodnot v časové a frekvenční doméně z práce [9], zjistit její potenciál a hranice pro různé parametry ovlivňující výsledný práh za použití programového prostředí MATLAB. Následně bych měl analyzovat základní složky EEG záznamu a modelově vytvořit simulovaný signál, který bude reprezentovat základní grafoelementy vyskytující se v EEG záznamu. Dalším cílem je navrhnout vlastní parametry, se kterými nebylo pracováno v původní metodě a jejich výběrem, stanovením optimálního počtu a kombinace, optimalizovat a modifikovat původní metodu.

V práci budu využívat reálná EEG data bez EMG artefaktu (jako referenční data pro základní nastavení prahových hodnot) a reálná EEG data obsahující EMG artefakt (data pro samotnou analýzu). Dále bych měl aplikovat modifikovanou metodu na tyto EEG data. S využitím těchto dat bych měl na základě statistické analýzy validovat nastavení prahu nových parametrů ovlivňujících výsledný práh.

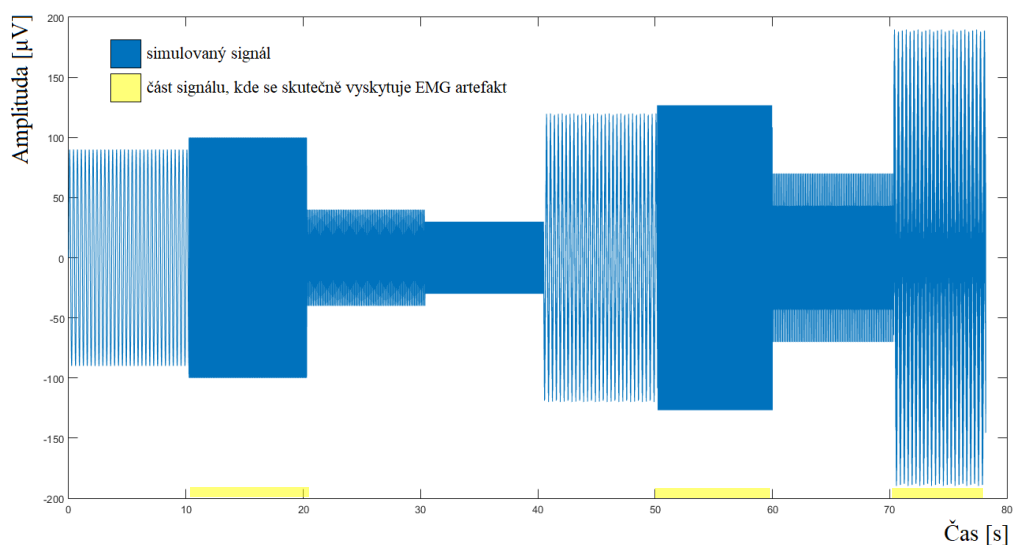
Dalším cílem práce je následně využít navržené parametry v metodě k-means a porovnat modifikovanou metodu s metodou k-means na reálných EEG záznamech a analyzovat zjištěné výsledky.

4 Metody

4.1 Simulovaná data

V této práci jsem nejprve vytvořil simulovaný signál, na kterém jsem ověřil funkčnost implementované metody. Simulovaná data jsem zároveň využil k ověření vlastností jednotlivých parametrů používaných ve studii [9] a k testování návrhu modifikace metody.

Simulovaný signál se skládá z 8 částí (viz Tabulka 4.1 a Obrázek 4.1), které byly do signálu zařazeny, aby co nejlépe reprezentovaly události, které se v reálném EEG záznamu mohou objevit. Nejpodstatnější části simulovaného signálu pro tuto práci jsou části 2, 6 a 8 (číslováno zleva). Ve druhé části simulovaného signálu se vyskytuje samostatný EMG artefakt. V 6. části se vyskytuje EMG artefakt spolu se síťovým šumem a v 8. části se vyskytuje EMG artefakt spolu s EOG artefaktem. Tyto kombinace byly zařazeny, protože se vyskytují i při reálném nahrávání EEG záznamu. Parametry jednotlivých grafoelementů, ze kterých jsou složeny části simulovaného signálu, jsou uvedeny v Tabulce 4.2.



Obrázek 4.1: Vytvořená simulovaná data. Události v jednotlivých částech signálu jsou popsány v tabulce 4.1. Popis použitých grafoelementů je v tabulce 4.2. Simulovaný EMG artefakt se vyskytuje ve 2., 6. a 8. části (zleva).

Tabulka 4.1: Popis částí simulovaného signálu (číslovaných zleva) složených z navržených grafoelementů, které reprezentují události vyskytující se v reálném EEG záznamu.

Část simulovaného signálu	Použité modely
1. část	EOG artefakt
2. část	EMG artefakt
3. část	Fyziologické EEG
4. část	Síťový šum
5. část	EOG artefakt + síťový šum
6. část	EMG artefakt + síťový šum
7. část	Fyziologické EEG + síťový šum
8. část	EOG artefakt + EMG artefakt

Tabulka 4.2: Parametry jednotlivých grafoelementů. Grafoelementy byly použity k tvorbě navržených modelů pro části simulovaného signálu

Typ signálu	Amplituda [μV]	Frekvence [Hz]
EOG artefakt	90	3
EMG artefakt	100	70
Fyziologické EEG	40	10
Síťový šum	30	50

4.2 Reálná EEG data

EEG záznamy (celkem 6 záznamů) byly naměřeny v Národním ústavu duševního zdraví a před měřením subjekt vždy podepsal informovaný souhlas. Záznamy byly pořízeny 256 kanálovým EGI HD EEG systémem ve Faradayově kleci. Měření bylo anonymní, přičemž subjekty byli muži a ženy ve věku 20–45 let. V průběhu nahrávání měřené subjekty náhodně měnily sevření čelisti, zamračení a uvolnění svalů obličeje. Délka jednotlivých záznamů byla v rozmezí 218–236 sekund. Data pro další práci jsem dostal ve standardním formátu, který generuje systém EGI – takzvaný .mff soubor.

Referenční EEG záznam byl měřen u každého subjektu těsně před měřením EEG záznamu obsahujícího svalové artefakty. Referenční záznam byl naměřen tak, aby neobsahoval EMG artefakty a byl použit ke statistickému získání prahových hodnot pro jednotlivé používané parametry. Délka záznamu se pohybovala v rozmezí 218-234 sekund (3,8 minut).

4.3 Předzpracování dat

Veškeré zpracování dat, implementace testovaných metod a statistické vyhodnocení bylo provedeno v programu MATLAB 2015 (MathWorks, USA). Vzorkovací frekvence všech dat byla 1000 Hz. K předběžnému zpracování naměřených EEG dat jsem využil FieldTrip toolbox pro programové prostředí MATLAB. Při předzpracování EEG záznamů jsem použil funkce demean a detrend. Poté jsem data filtroval pásmovou propustí s mezními frekvencemi 1,5 a 80 Hz za pomoci filtru typu FIR (Finite impulse response – filtr s konečnou impulzní odezvou). Síťový šum byl odstraněn pomocí funkce dftfilter. Všechna data v každém kanále byla segmentována fixní časovou segmentací o délce 1 sekunda. K převádění signálu z časové do frekvenční oblasti slouží Fourierova transformace, která je v programovém prostředí MATLAB implementována jako algoritmus FFT (Fast Fourier Transform – rychlá Fourierova transformace) [10]. Tento postup byl inspirován výchozí prací [9].

4.4 Detekce EMG artefaktu prahovou metodou

Velde a kol. detekoval EMG artefakt v práci [9] s využitím metody na bázi časových a frekvenčních prahů. Autoři počítali v časové doméně každého segmentu 3 parametry: maximální amplituda, minimální amplituda, maximum 1. derivace v segmentu. Parametr maximum 1. derivace je citlivý na náhlý nárůst strmosti signálu a poukazuje na zvýšení frekvence v daném segmentu. Maximum 1. derivace použili autoři k detekci EMG artefaktu, protože EMG artefakt se vyznačuje vyššími frekvencemi. [9]

Ve frekvenční doméně počítali autoři práce [9] 3 parametry: SEF (Spectral Edge Frequency – spektrální okrajová frekvence), absolutní výkon ve frekvenčním pásmu beta2 (20–30 Hz), relativní výkon ve frekvenčním pásmu beta2.

SEF byl definovaný jako frekvence, pod kterou se nachází 95 % celkového výkonu frekvenčního spektra [10]. V případě výskytu EMG artefaktu v segmentu došlo k posunutí parametru SEF do vyšších frekvencí. Absolutní výkon ve frekvenčním pásmu beta2 se určoval jako výkon frekvenčního spektra od 20 do 30 Hz. Relativní výkon ve frekvenčním pásmu beta2 vztahoval absolutní výkon ve frekvenčním pásmu beta2 vůči výkonu celého frekvenčního spektra.

Segment byl vyhodnocen jako segment s artefaktem v případě, že parametry překročily nastavené prahové hodnoty. Prahové hodnoty pro každý jednotlivý parametr a kanál byly určeny automaticky pomocí statistické analýzy z části EEG záznamu, ve kterém se EMG artefakt nevyskytoval. Při stanovení hodnoty prahu parametrů určených v časové doméně a parametru SEF autoři využili předpoklad normálního rozdělení sledovaných parametrů.

Prahové hodnoty parametrů byly stanoveny podle rovnice:

$$Prahová\ hodnota = \mu \pm 3\sigma, \quad (1),$$

kde μ je střední hodnota sledovaného parametru, σ je směrodatná odchylka sledovaného parametru a *Prahová hodnota* je konečná prahová hodnota pro sledovaný parametr.

Prahová hodnota zahrnovala 99,5 % segmentů bez artefaktu v případě, že se jedná o normální rozdělení. Absolutní výkonové spektrum se ovšem podle autorů práce [9] řídilo logaritmicko-normálním rozdělením, a proto bylo před výpočtem rovnice (1) nutné převést jeho hodnoty na normální rozdělení využitím přirozeného logaritmu. K výpočtu prahové hodnoty pro parametr relativní beta2 autoři práce [9] využili pro konverzi dat do normálního rozdělení rovnici:

$$R_{konv.} = \ln \left(\frac{R}{1-R} \right) \quad (2),$$

kde R je relativní výkon spektra a $R_{konv.}$ je upravená hodnota relativního výkonu spektra.

4.5 Modifikace metody detekce EMG artefaktu

V této práci jsem modifikoval testovanou metodu. První modifikací byla změna vybraných parametrů. Předpokládal jsem, že minimální a maximální amplituda jsou dva parametry s podobnou informativní hodnotou. Proto jsem místo nich zavedl jeden parametr, který by měl v časové doméně vyjádřit stejnou informaci. Tímto parametrem byl počet překročení absolutní amplitudy. Dále jsem obdobným způsobem přidal parametr počet překročení 1. derivace.

Parametr počet překročení absolutní amplitudy zjišťuje, kolikrát byla překročena automaticky nastavená prahová hodnota pro maximální absolutní hodnotu. Parametr počet překročení 1. derivace zjišťuje, kolikrát byla překročena automaticky nastavená prahová hodnota pro maximální 1. derivaci v segmentu. Na reálném EEG záznamu, který neobsahoval EMG artefakt, jsem následně určil prahové hodnoty jednotlivých parametrů s využitím ROC analýzy (viz Obrázek 5.13–5.14).

Tyto modifikace byly zavedeny k potlačení účinku samostatných vrcholů v analyzovaném segmentu EEG záznamu, které by mohly vést k falešně pozitivním výsledkům při jeho hodnocení. Ve frekvenční oblasti signálu jsem zavedl parametr relativní výkon pásma gama (30–80 Hz). Důvodem byl výskyt artefaktu EMG i ve vyšších frekvencích než 30 Hz. Absolutní hodnotu frekvenčního pásma beta2 jsem již nepoužíval pro přiřazení segmentu mezi segmenty EMG artefaktu. Důvodem je, že absolutní hodnota frekvenčního pásma beta2 udávala pouze sílu v daném frekvenčním pásmu, ale neměla vypovídající hodnotu o celém frekvenčním spektru segmentu.

Prahová hodnota pro parametr maximální absolutní amplituda byla vypočtena podle rovnice (1) v kapitole 4.4, neboť jsem předpokládal normální rozdělení stejně jako

u parametrů: maximální a minimální amplituda. Prahové hodnoty pro parametr počet překročení absolutní amplitudy a pro parametr počet překročení 1. derivace byly určeny podle ROC křivky (viz kapitola 5.2). Prahová hodnota pro parametr reprezentující relativní výkon ve frekvenčním pásmu gama byla vypočítána stejným způsobem jako prahová hodnota pro relativní výkon ve frekvenčním pásmu beta2 (viz rovnice 1 a 2). V kapitole 5.1 jsou ověřeny myšlenky modifikace výběru parametrů.

V modifikaci č.4 nebyly jednotlivé segmenty hodnoceny pouze jako segmenty s artefaktem a segmenty bez artefaktu. Podle počtu parametrů překračujících nastavené prahové hodnoty jsem klasifikoval segmenty do tří kategorií: segmenty s EMG artefaktem, segmenty bez EMG artefaktu, podezřelé segmenty.

Segmenty, ve kterých určité parametry překročily automaticky nastavené prahové hodnoty, klasifikovala modifikace č.4 jako segmenty s EMG artefaktem. Segmenty, které neobsahovaly EMG artefakt, byly označeny mou modifikovanou metodou na základě analýzy zkoumaných parametrů jako segmenty bez artefaktu. Segmenty, ve kterých nedošlo k překročení všech prahových hodnot, ale došlo k překročení některých hodnot, byly označeny jako podezřelé segmenty. Podezřelé segmenty označovaly zejména segmenty, kde se EMG artefakt nevyskytoval v celém segmentu, nebo se zde mohl vyskytovat jiný typ artefaktu (viz Obrázek 5.17 a 5.18). Proto byly tyto segmenty na výstupu barevně odlišeny od segmentů s artefaktem a segmentů bez artefaktu. Dále byly tyto podezřelé segmenty předány odborníkovi ke kontrole.

Podezřelé segmenty varují odborníka před segmenty záznamu, ve kterých není prokazatelně detekovatelný EMG artefakt, ale byly překročeny hodnoty odpovídající mozkové EEG aktivitě. Upravená metoda identifikuje kategorii potenciálně problematických částí signálu (podezřelé segmenty) a do strojové části vyhodnocení je umožněn vstup lidské inteligenci, která může činit konečné závěry. Částečná automatizace procesů klasifikace signálu a jejich transparentní vizualizace dává diagnostikovi do rukou nástroj, který umožňuje činit rychlejší závěry a zkrátit reakční čas samotného rozhodnutí.

4.6 K-means

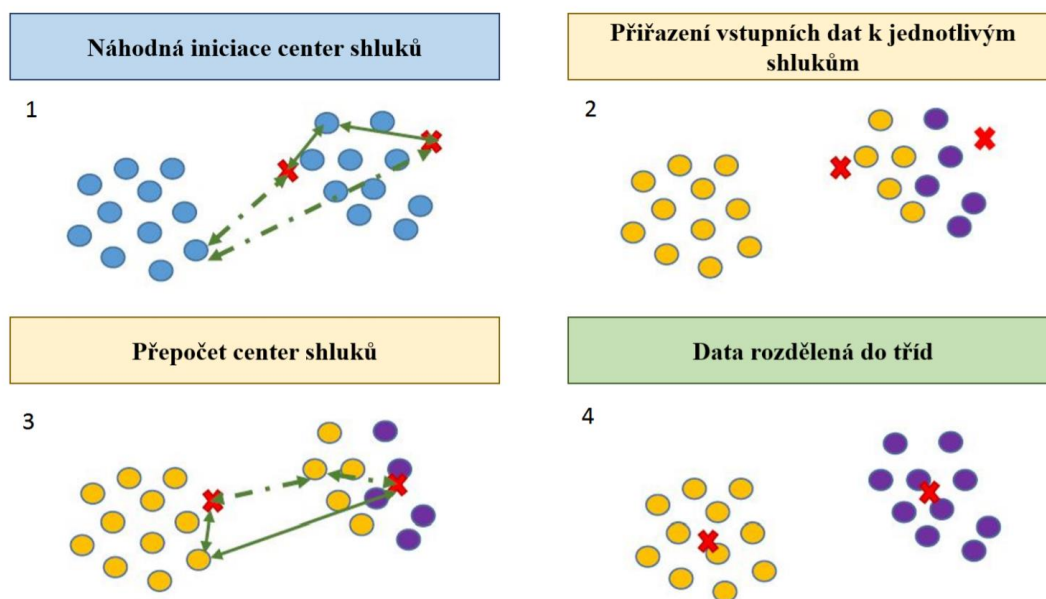
Metoda k-means je jednou z nejpobulárnějších metod fungujících na základě nehierarchické shlukové analýzy [3]. Je založena na postupném přesouvání objektů (v našem případě segmentů EEG záznamu) mezi shluky (skupiny segmentů s podobnými vlastnostmi), které k-means vytváří. Princip metody k-means je znázorněn na obrázku 4.2.

Užití metody k-means na datech EEG umožňuje vidět shluky částí signálu se stejnými (podobnými) vlastnostmi. Tedy na základě k-means lze vyhodnocovat např. artefakty vyskytující se v EEG záznamu, protože každý artefakt má vždy podobné

vlastnosti a měl by se teoreticky po ustálení k-means nacházet ve stejném shluku jako ostatní části záznamu obsahující tento artefakt. [3,11]

Metoda k-means se často využívala pro klasifikaci EMG artefaktu v EEG záznamech, například ve studiích [12, 13].

Metoda k-means uvažuje shlukované objekty jako body eukleidovského prostoru, kdy výsledný počet shluků je předem zadán uživatelem [11]. Do jednotlivých shluků připadají takové objekty, které mají podobné vlastnosti, a proto jsou přiřazeny danému centru („střed shluku“), který představuje těžiště shluku. Objekty se přiřazují podle vzdálenosti k nejbližšímu centru a vzniká shluk. Metoda k-means postupuje iterativními kroky tak, že si na začátku zvolí náhodně polohy pro zadaný počet center a přiřadí k nim příslušné objekty eukleidovského prostoru. Poté přepočítá těžiště daného shluku a znovu přiřadí centra podle jejich nově stanovené polohy. Takto metoda k-means pokračuje, dokud se poloha center neustálí, nebo dokud neproběhne předem nastavený počet iterativních kroků, které zadá uživatel. [3,11]



Obrázek 4.2: Vizualizace procesu klasifikace pomocí metody k-means. Křížky označují centra shluků. Barvy označují objekty s podobnými vlastnostmi.; převzato z [11]

V této práci byla metoda k-means použita jako referenční metoda. Jako vstupní data pro k-means byly použity jednotlivé parametry (v případě k-means nazývané příznaky) pro každý segment modifikovaných metod: počet překročení absolutní amplitudy, počet překročení 1. derivace, SEF, relativní výkonová hustota pásma beta2, relativní výkonová hustota pásma gama. Jednalo se o stejné parametry, jaké byly použity v modifikacích č.1-č.4. Počet shluků, do kterých měl algoritmus k-means rozřadit jednotlivé segmenty byl nastaven na hodnotu 2 tak, aby jeden shluk reprezentoval segmenty s artefaktem a druhý shluk segmenty bez artefaktu. Počet iterativních kroků byl omezen na 10 000.

4.7 Statistická analýza

Pro statistické vyhodnocení výsledků všech testovaných metod jsem použil ROC analýzu. Výsledky jsem porovnával s klasifikací provedenou expertem. Pro každou metodu jsem vypočítal senzitivitu (viz Rovnice 3 níže), specificitu (viz Rovnice 4 níže) a pozitivní prediktivní hodnotu testu (PPV – Positive Predictive Value) (viz Rovnice 5 níže). Senzitivita ukazovala, zda testovaná metoda dokázala najít všechny segmenty, kde se EMG artefakt vyskytoval. Specificita ukazovala, zda testovaná metoda dokázala správně identifikovat segmenty, ve kterých se artefakt nevyskytoval. PPV ukazoval s jakou pravděpodobností byly segmenty označené jako segmenty s artefaktem skutečně pozitivní na přítomnost EMG artefaktu.

$$\text{Senzitivita} = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3),$$

kde TP je počet skutečně pozitivních výsledků a FN je počet falešně negativních výsledků.

$$\text{Specificita} = \frac{TN}{TN+FP} \quad (4),$$

kde TN je počet skutečně negativních výsledků a FP je počet falešně pozitivních výsledků.

$$\text{PPV} = \frac{TP}{TP+FP} \quad (5),$$

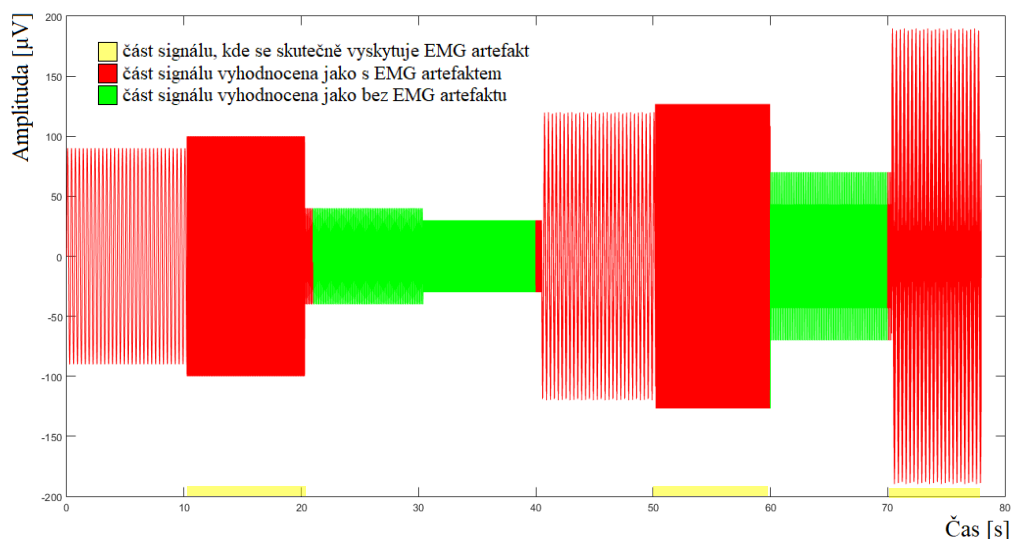
kde TP je počet skutečně pozitivních výsledků a FP je počet falešně pozitivních výsledků.

Výběr správné hladiny pro nastavení prahové hodnoty u parametru počet překročení absolutní amplitudy a parametru počet překročení 1. derivace byl zjištěn pomocí ROC analýzy. ROC analýza zobrazovala vztah mezi senzitivitou a specificitou testu při změně přípustné prahové hodnoty. Parametry byly postupně testovány na reálném EEG záznamu pro různé prahové hodnoty (viz Obrázky 5.13 a 5.14). Jednotlivé parametry byly testovány samostatně (bez využití dalších používaných parametrů).

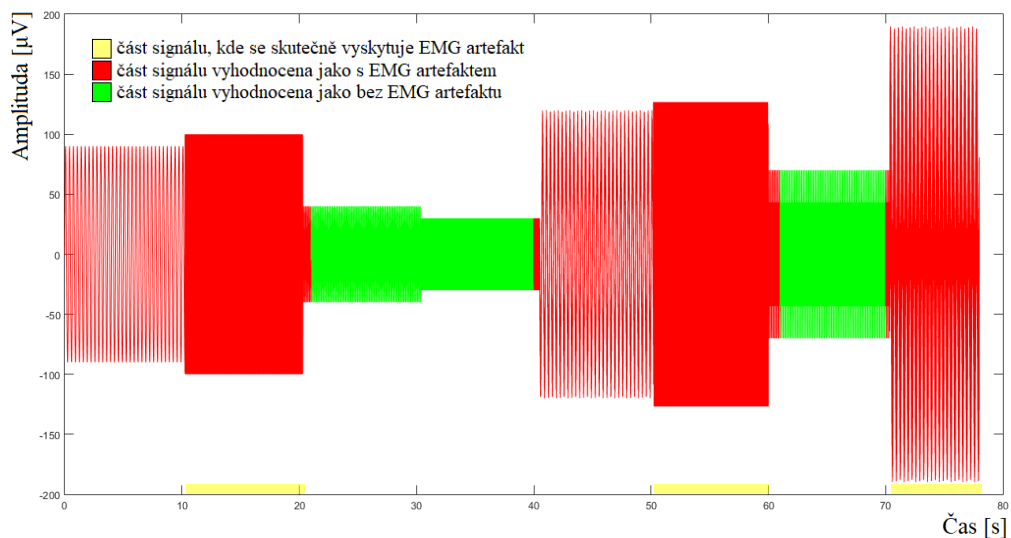
5 Výsledky

5.1 Simulovaná data

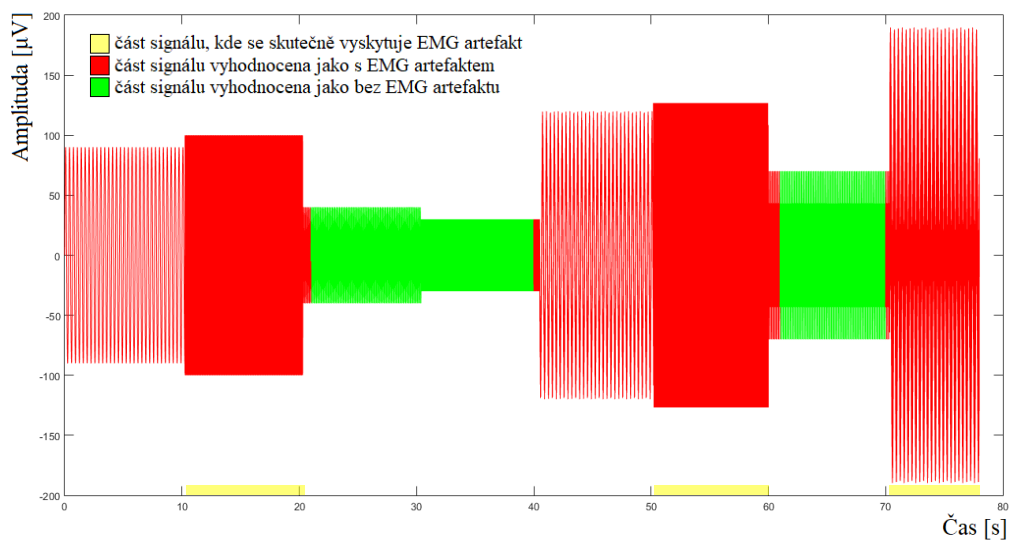
V této části práce jsou zobrazeny výsledky klasifikace simulovaného signálu pro různé testované parametry metody. V časech 10–20 sekund, 50–60 sekund a 70–80 sekund od začátku se v simulovaném signálu vyskytoval EMG artefakt, popřípadě EMG artefakt v kombinaci s dalším artefaktem (viz Tabulka 4.2). Klasifikace signálu s využitím vždy pouze jednoho konkrétního parametru jsou vyobrazeny na obrázku 5.1-5.9. Výsledné hodnoty senzitivity, specificity a PPV pro jednotlivé parametry využitě při klasifikaci mnou vytvořeného simulovaného signálu jsou uvedeny v Tabulce 5.1.



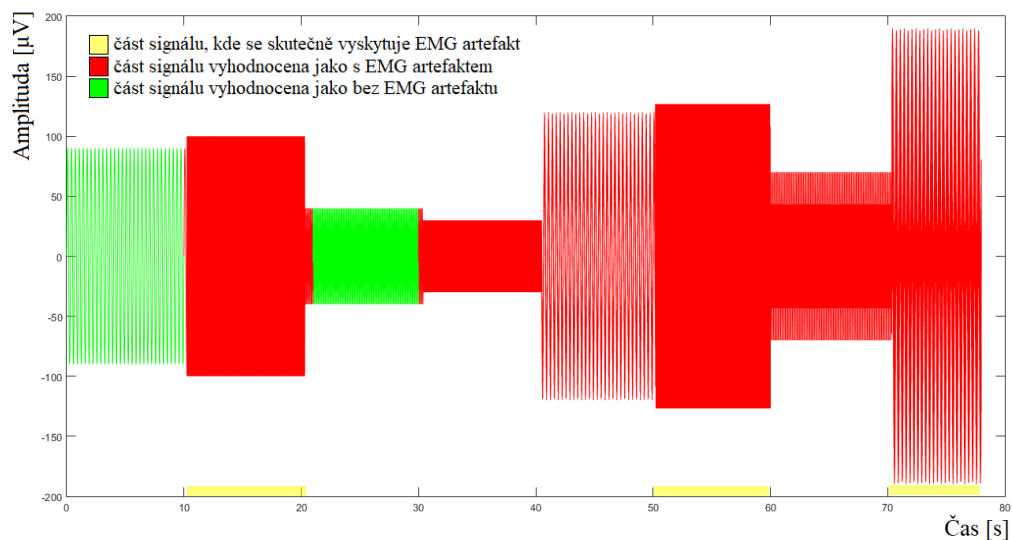
Obrázek 5.1: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **maximální amplituda**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



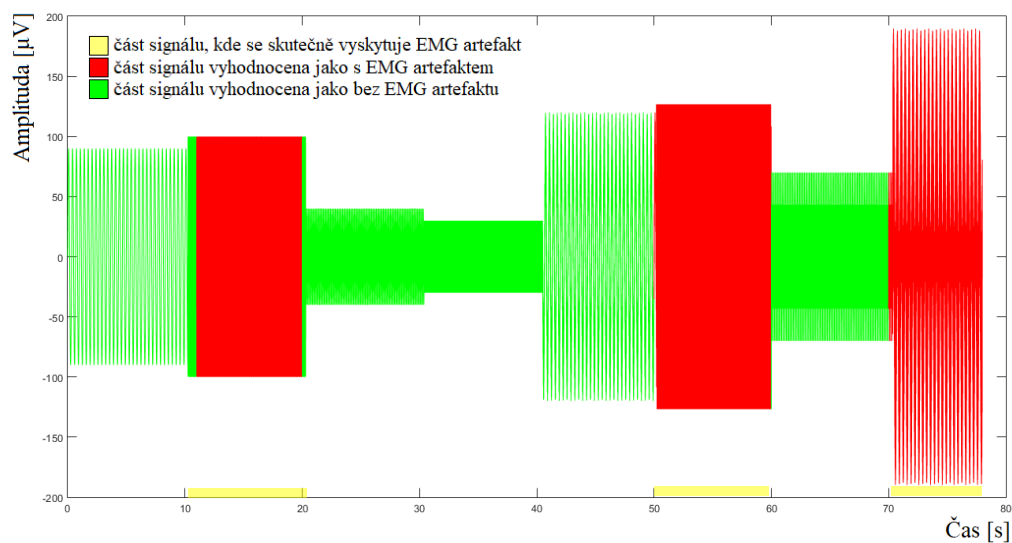
Obrázek 5.2: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **minimální amplituda**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



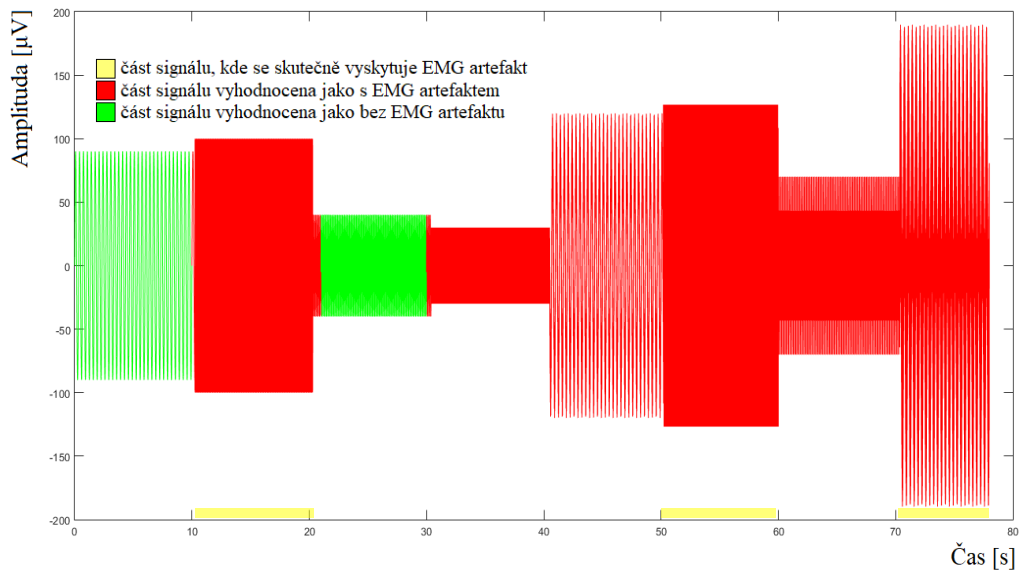
Obrázek 5.3: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **počet překročení absolutní amplitudy**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



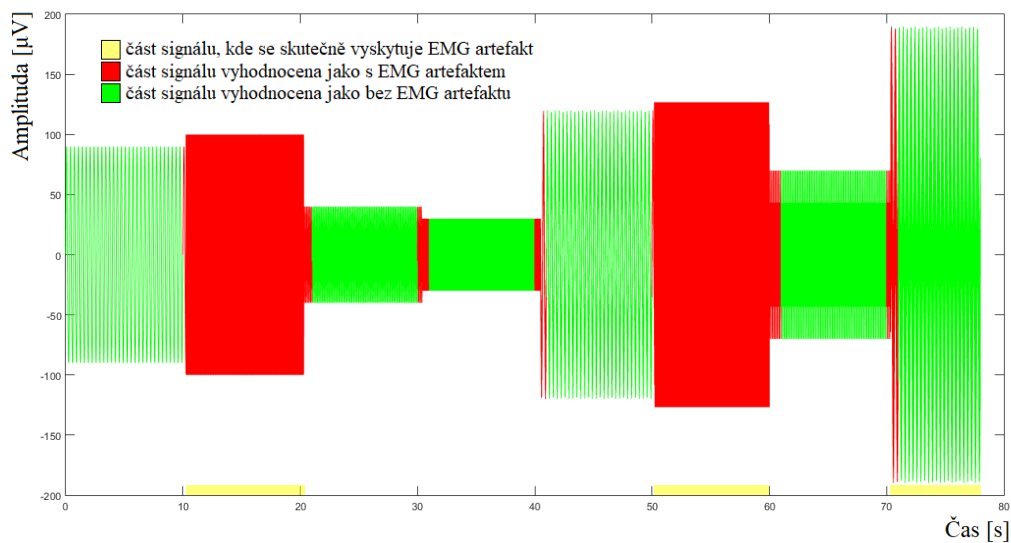
Obrázek 5.4: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **maximální 1. derivace**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



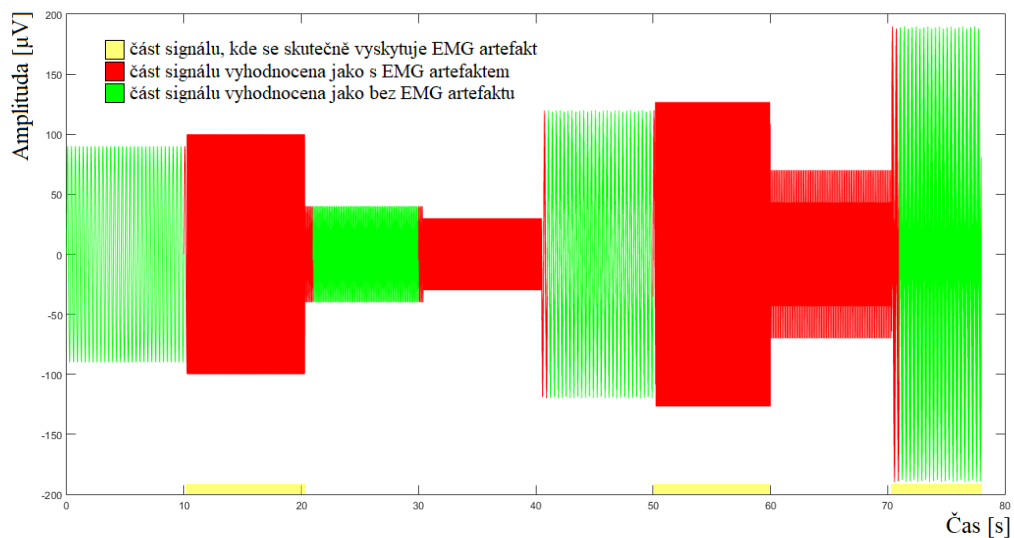
Obrázek 5.5: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **počet překročení 1. derivace**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



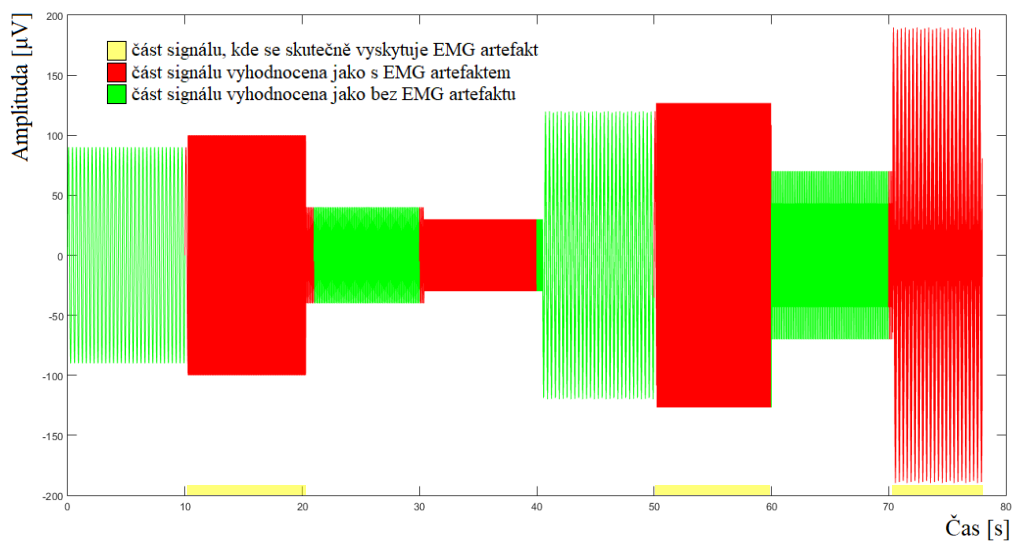
Obrázek 5.6: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **SEF**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



Obrázek 5.7: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **absolutní výkon ve frekvenčním pásmu beta2**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



Obrázek 5.8: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **relativní výkon ve frekvenčním pásmu beta2**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).

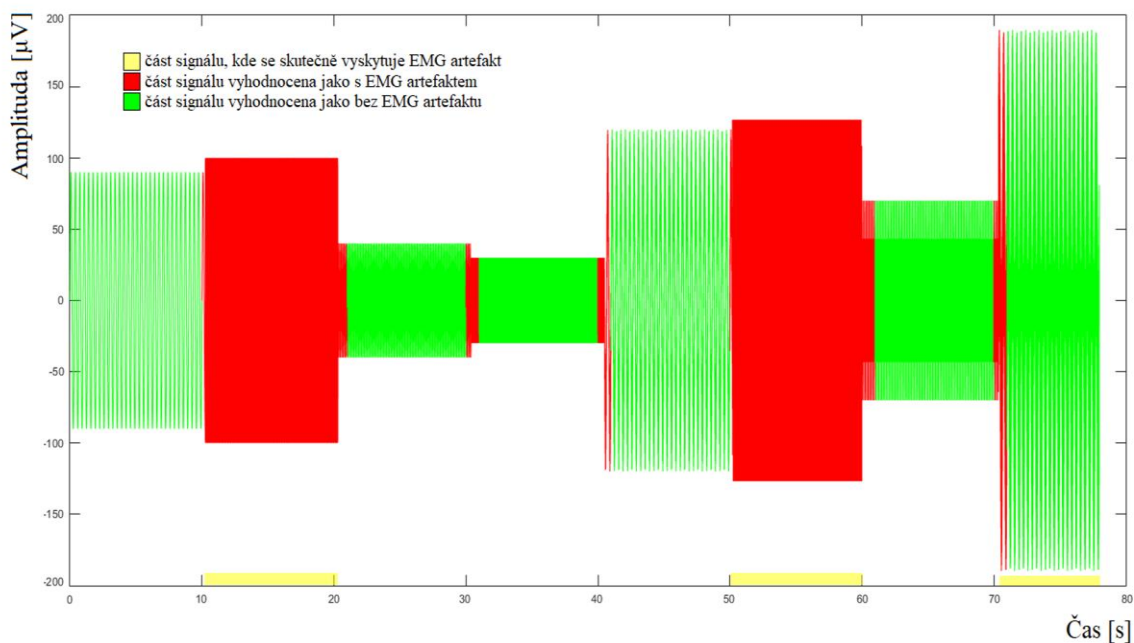


Obrázek 5.9: Klasifikace simulovaného signálu prahovou metodou s využitím parametru: **relativní výkon ve frekvenčním pásmu gama**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).

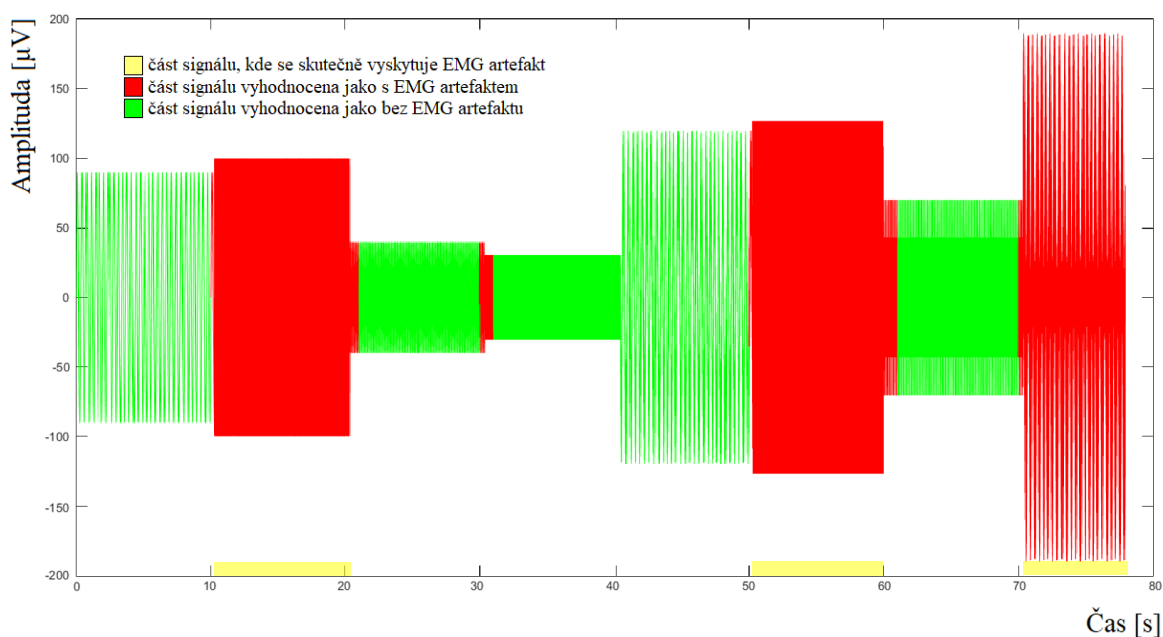
Tabulka 5.1: Výsledné hodnoty senzitivity, specifity a PPV pro jednotlivé parametry využití při klasifikaci simulovaného signálu (vizuální zobrazení klasifikace simulovaného signálu pomocí jednotlivých parametrů – viz Obrázky 5.1–5.9)

PARAMETR	SENZITIVITA	SPECIFICITA	PPV
Maximální amplituda	1,00	0,59	0,59
Minimální amplituda	1,00	0,57	0,58
Počet překročení absolutní amplitudy	1,00	0,59	0,59
Maximální 1.derivace	1,00	0,39	0,49
Počet překročení 1. derivace	0,93	1,00	1,00
SEF	1,00	0,39	0,49
Absolutní výkonová spektrální hustota pásma beta2	0,76	0,94	0,88
Relativní výkonová spektrální hustota pásma beta2	0,76	0,57	0,51
Relativní výkonová spektrální hustota pásma gama	1,00	0,80	0,74

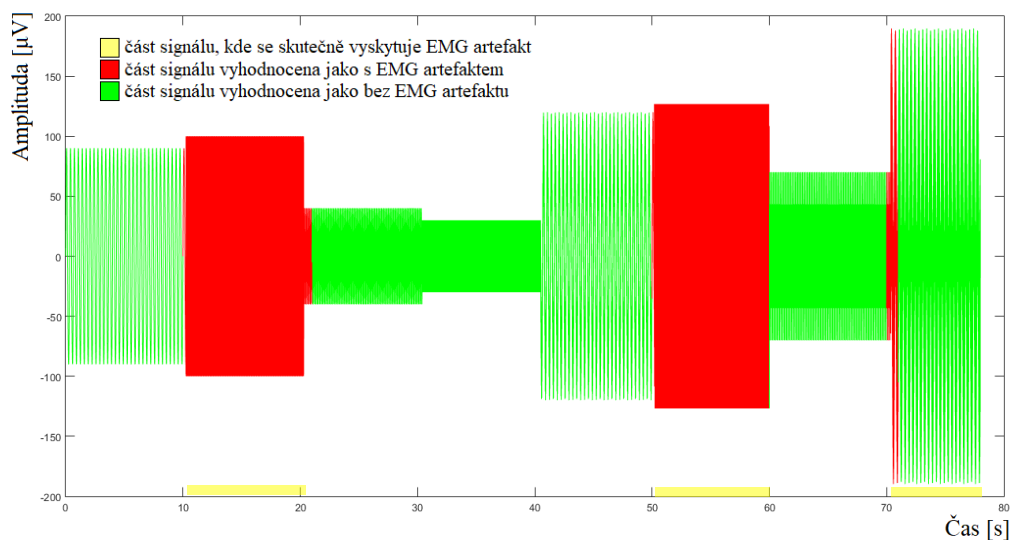
Dále jsou v této části vyobrazeny výsledky klasifikace při použití originální metody a dvou variant modifikované metody (modifikace č.1 a 2) (viz Obrázky 5.10–5.12 níže). Modifikovaná metoda byla na simulovaných datech testována ve dvou variantách. Modifikace metody č. 1 označila jako segmenty s artefaktem ty segmenty, u kterých alespoň 4 z 5 používaných parametrů překročily nastavené prahové hodnoty (viz Obrázek 5.11). V modifikaci metody č. 2 byly segmenty klasifikovány jako segmenty s artefaktem v případě, že všech 5 používaných parametrů překročilo nastavené prahové hodnoty (viz Obrázek 5.12). Výsledky pro jednotlivé metody využívající více parametrů jsou zobrazeny na Obrázku 5.10–5.12 a uvedeny v Tabulce 5.2. V Tabulce 5.2 jsou spočítané hodnoty senzitivity, specifity a PPV pro originální metodu z práce [9], modifikaci metody č. 1, modifikaci metody č. 2.



Obrázek 5.10: Klasifikace simulovaného signálu **originální prahovou metodou ze studie [9]**. Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



Obrázek 5.11: Klasifikace simulovaného signálu **modifikací metody č.1** (pro alespoň 4 parametry překračující prahové hodnoty). Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).



Obrázek 5.12: Klasifikace simulovaného signálu **modifikací metody č.2** (pro 5 parametrů překračující prahové hodnoty). Červeně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty s artefaktem, zeleně označené části simulovaného signálu byly klasifikovány jako segmenty bez artefaktu. EMG artefakt se vyskytoval ve 2., 6. a 8. části (zleva).

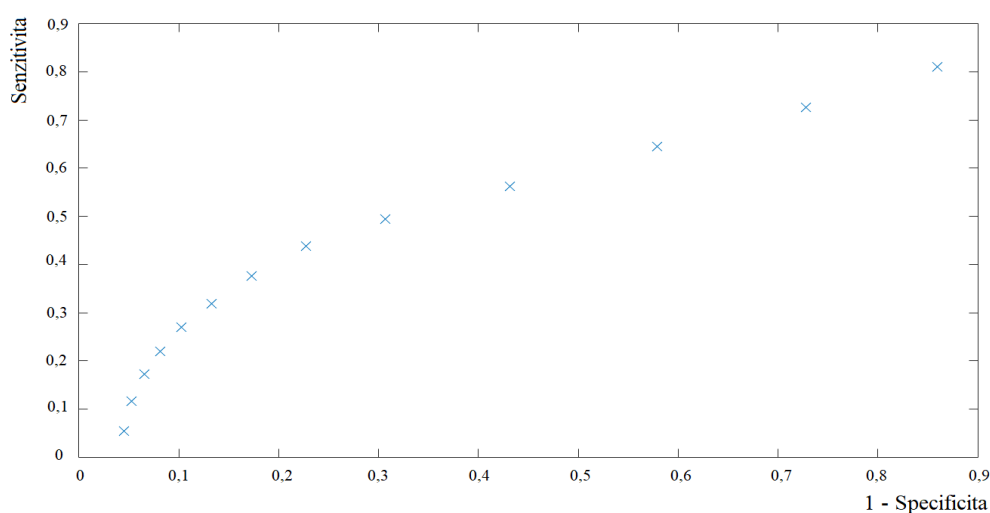
Tabulka 5.2: Výsledné hodnoty senzitivity, specifity a PPV pro jednotlivé testované metody využitě při klasifikaci simulovaného signálu pro originální metodu ze studie [9], modifikaci metody č.1 a modifikaci metody č.2

METODA	SENZITIVITA	SPECIFICITA	PPV
Originální metoda	0,76	0,94	0,88
Modifikace č.1	1,00	0,96	0,94
Modifikace č.2	0,76	1,00	1,00

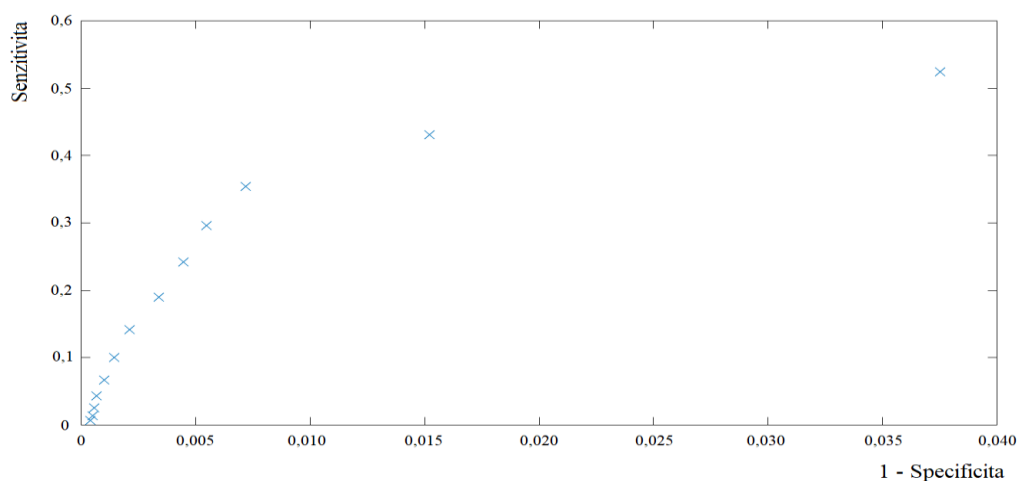
Ze dvou testovaných variant modifikací metody (modifikace č.1 a modifikace č.2) na simulovaném signálu jsem jako základ pro další úpravy vybral modifikaci metody č.1, a to z důvodu vyšší senzitivity na EMG artefakt ověřené na simulovaném záznamu (viz Tabulka 5.2).

5.2 Reálná data

Na reálných EEG datech jsem nejprve určil úroveň hranice pro parametry: počet překročení absolutní amplitudy, počet překročení 1. derivace. Pro určení prahové hodnoty jsem využil ROC analýzu, konkrétně vztah mezi senzitivitou a specificitou při různých změnách prahové hodnoty. Vizuální zobrazení ROC analýzy pro parametr počet překročení absolutní amplitudy je zobrazen na Obrázku 5.13, pro parametr počet překročení 1. derivace na Obrázku 5.14. Práhová hodnota parametru počet překročení absolutní amplitudy byla nastavena na hodnotu 250, kdy senzitivita byla 32 % a specificita byla 93 %. Práhová hodnota pro parametr počet překročení 1. derivace byla nastavena na hodnotu 550, kdy senzitivita na EMG artefakt byla 36 % a specificita byla 99 %. Práhové hodnoty pro ostatní používané parametry byly nastaveny automaticky podle metody [9].



Obrázek 5.13: Graf výstupu ROC analýzy při změně úrovně hranice (od 50 do 650) u parametru **počet překročení absolutní amplitudy**. Jako nejvhodnější vychází hranice nastavená na hodnotu 250.



Obrázek 5.14: Graf výstupu ROC analýzy při změně úrovně hranice (od 50 do 650) u parametru **počet překročení 1. derivace**. Jako nejvhodnější vychází hranice nastavená na hodnotu 550.

V této práci jsem testoval metodu detekce EMG artefaktu založenou na využití prahu v časové a frekvenční oblasti z práce [9] a porovnal jsem ji s modifikací metody č.3 a klasifikací pomocí metody k-means.

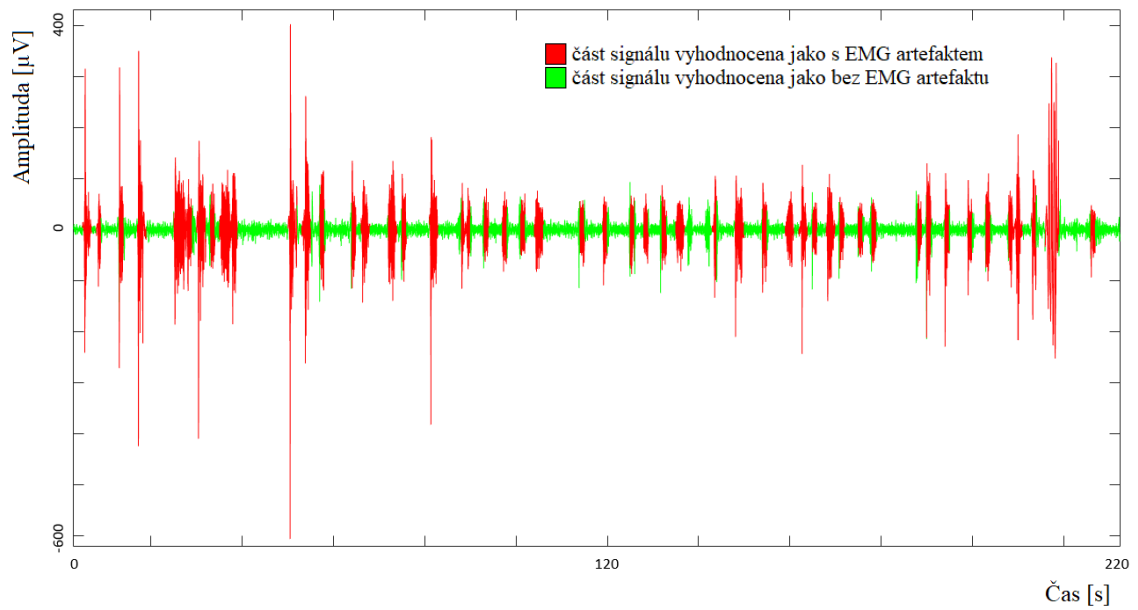
Modifikace č.3 rozšiřuje modifikaci č.1 o možnosti přesnějšího dotazování jednotlivých parametrů při klasifikaci EMG artefaktu v reálném EEG záznamu. Modifikace č.4 upravuje modifikaci č.3 tak, že přidává novou klasifikační skupinu, a to podezřelé segmenty. V rámci statistické analýzy modifikace č.4 nebyly hodnoceny podezřelé segmenty, aby nedošlo ke zkreslení výsledků segmenty, které nepatří ani mezi EMG artefakty, ani mezi segmenty se zdrojem signálu v mozku subjektu (jedná se především o segmenty vzniklé chybou fixní segmentace – viz Obrázek 5.17 a 5.18). V Tabulce 5.3 jsou spočítané hodnoty senzitivity, specifity a PPV pro metodu k-means, původní metodu z práce [9], modifikaci č.3, modifikaci č.4.

Tabulka 5.3: Průměrné hodnoty (ze 6 záznamů) senzitivity, specifity a PPV využití při klasifikaci reálného EEG metodu k-means při klasifikaci na segmenty s artefaktem a segmenty bez artefaktu (vizualizace klasifikace viz Obrázek 5.15), originální metodou ze studie [9] (**původní metoda** – vizualizace klasifikace viz Obrázek 5.16), modifikovanou metodou klasifikující pouze na segmenty s EMG artefaktem a segmenty bez artefaktu při překročení 4 z 5 parametrů (**modifikace č.3**), modifikovanou metodou klasifikující na segmenty s EMG artefaktem, segmenty bez EMG artefaktu a podezřelé segmenty (**modifikace č.4** – vizualizace klasifikace viz Obrázek 5.17).

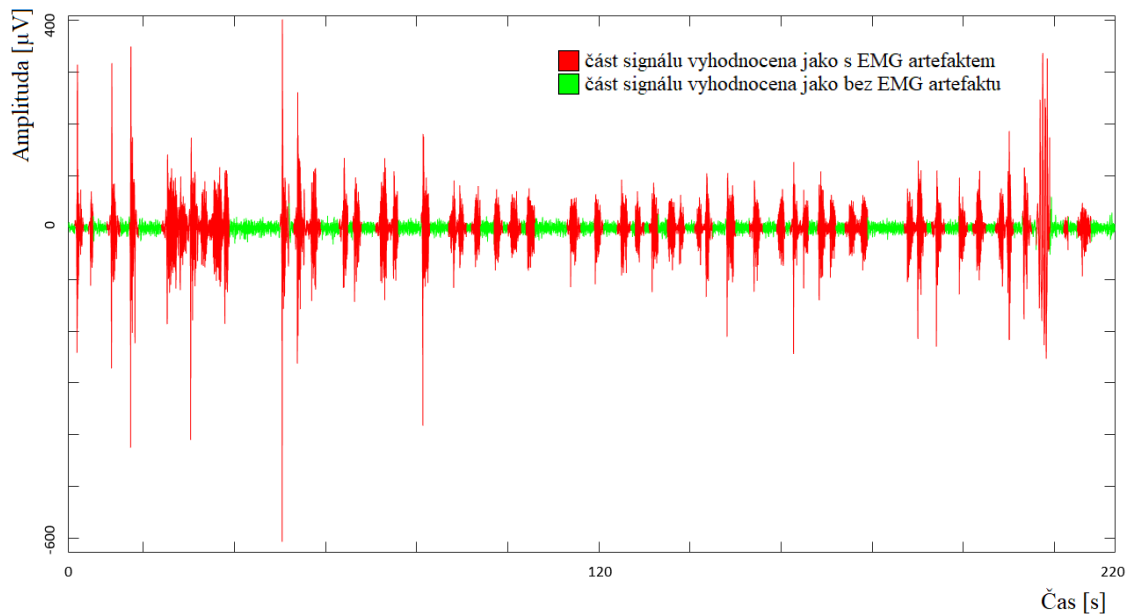
Metoda	Senzitivita	Specifita	PPV
K-means	0,36	0,76	0,63
Původní	0,37	0,93	0,83
Modifikace č.3	0,54	0,69	0,78
Modifikace č.4	0,73	0,49	0,64

Na Obrázku 5.15 je zobrazen příklad klasifikace segmentů s artefaktem (červeně) a segmentů bez artefakt (zeleně) v kanálu E61 u jednoho subjektu s využitím metody k-means. Na Obrázku 5.16 je zobrazen příklad klasifikace segmentů s artefaktem (červeně) a segmentů bez artefakt (zeleně) v kanálu E61 u stejného subjektu s využitím originální metody z práce [9]. Na Obrázku 5.17 je vidět příklad klasifikace segmentů s artefaktem (červeně), podezřelých segmentů (modře), segmentů bez artefaktu (zeleně) v kanálu E61 u stejného subjektu s využitím modifikace č.4.

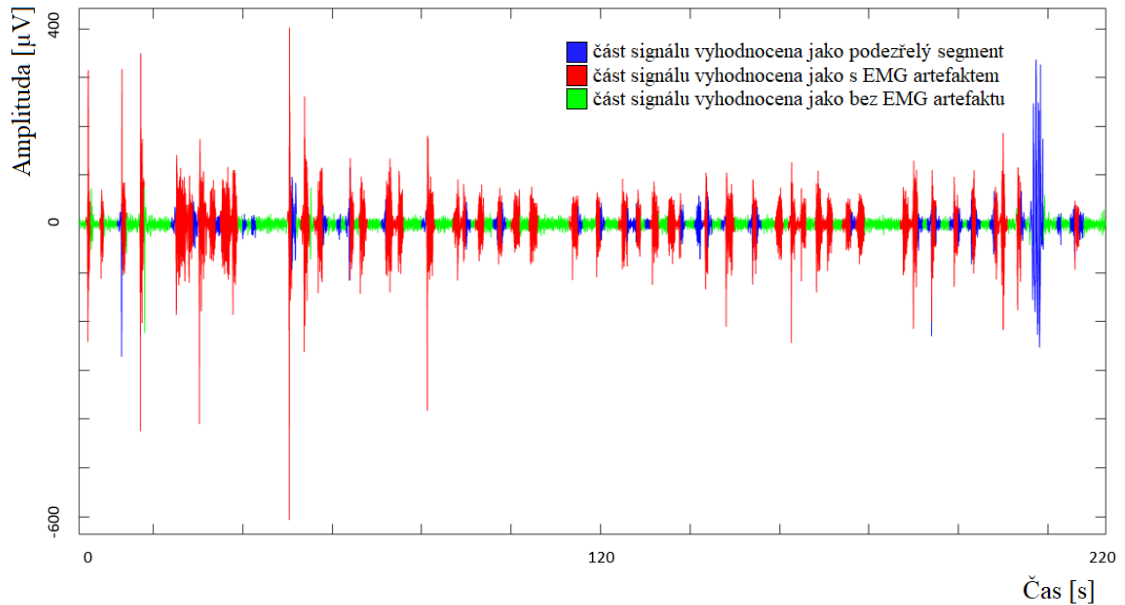
Obrázek 5.18 vznikl přiblížením Obrázku 5.17, přičemž klasifikace byla provedena modifikací č.4. Zobrazení na tomto obrázku je v rozlišení obdobném s typickým zobrazením EEG signálu. Na obrázku 5.18 je zobrazena klasifikace na 3 typy segmentů u části signálu z obrázku 5.17.



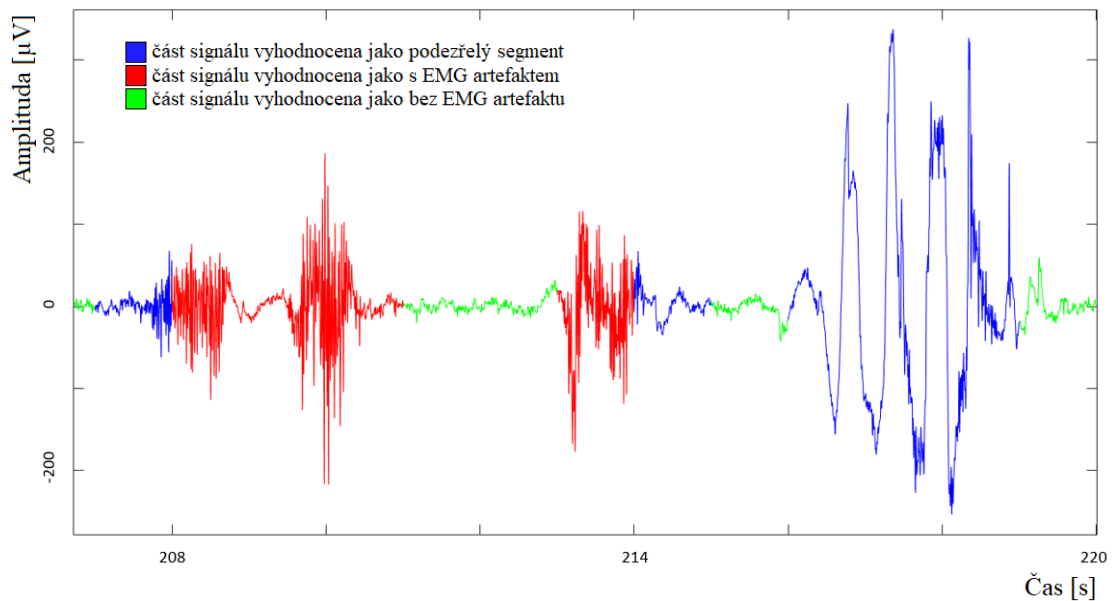
Obrázek 5.15: Příklad klasifikace kanálu E61 **metodou k-means**. Červeně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty s EMG artefaktem, zeleně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty bez EMG artefaktu.



Obrázek 5.16: Příklad klasifikace kanálu E61 **původní prahovou metodou** ze studie [9]. Červeně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty s EMG artefaktem, zeleně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty bez EMG artefaktu.

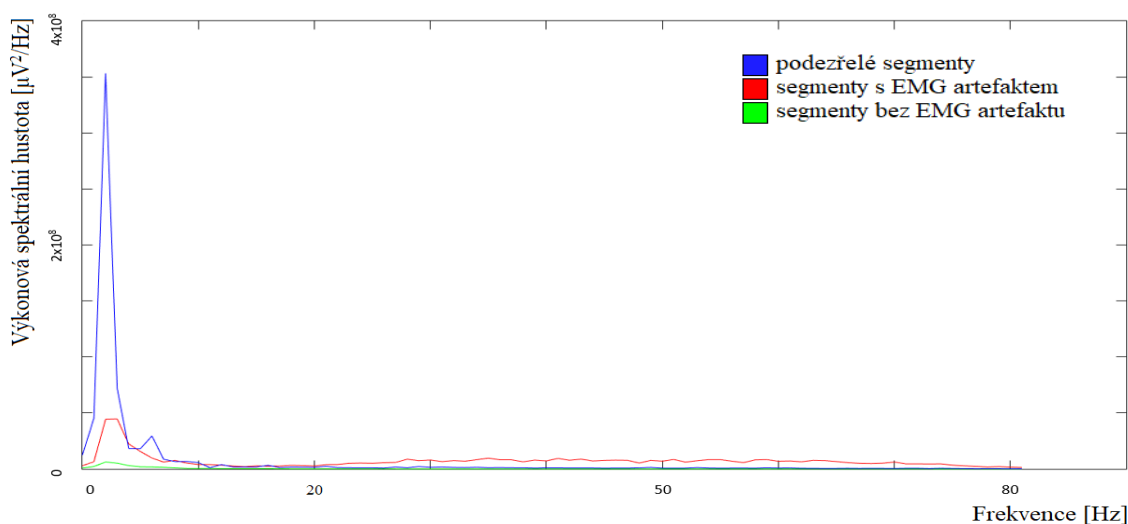


Obrázek 5.17: Příklad klasifikace kanálu E61 **modifikací č.4** (modifikovaná prahová metodou s podezřelými segmenty). Červeně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty s EMG artefaktem, modře označené segmenty byly klasifikovány jako podezřelé segmenty, zeleně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty bez EMG artefaktu.

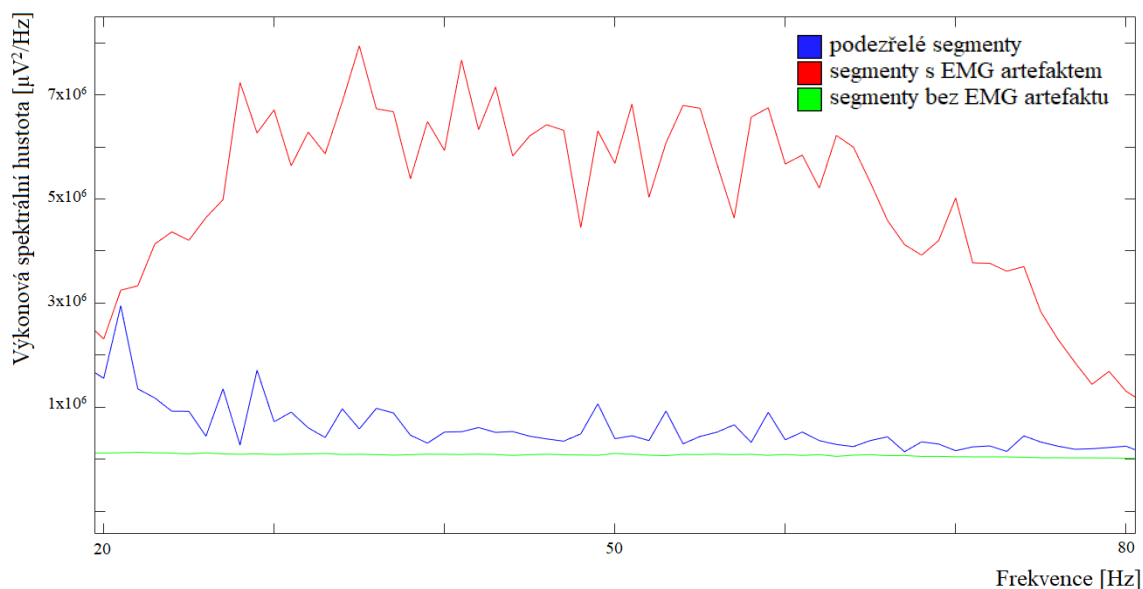


Obrázek 5.18: Příklad klasifikace části kanálu E61 (viz Obrázek 5.17) **modifikací č.4** (modifikovaná prahová metoda s podezřelými segmenty). Červeně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty s EMG artefaktem, modře označené segmenty byly klasifikovány jako podezřelé segmenty, zeleně označené segmenty byly klasifikovány jako segmenty bez EMG artefaktu.

Na Obrázku 5.19 je vidět průměrná výkonová spektrální hustota segmentů od 0 do 80 Hz ohodnocených modifikací č.4 v jednom kanále u jednoho subjektu. Na Obrázku 5.20 je vyobrazena část od 20 do 80 Hz, protože v této oblasti se vyskytují pásma beta2 a gama, která nás zajímají, neboť se v těchto frekvenčních pásmech vyskytuje EMG artefakt. Tyto obrázky ukazují výsledek po použití modifikace č.4.



Obrázek 5.19: Příklad průměrné výkonové spektrální hustoty jednotlivých segmentů klasifikovaných s využitím modifikace č.4 v kanálu E61. Červená křivka byla vypočtena ze segmentů klasifikovaných jako EMG artefakt, modrá křivka ze segmentů klasifikovaných jako podezřelé segmenty, zelená křivka ze segmentů klasifikovaných jako segmenty bez artefaktu.



Obrázek 5.20: Příklad průměrné výkonové spektrální hustoty u stejného subjektu a kanálu, jako na obrázku 5.19 pro pásma beta2 (20-30 Hz) a gama (30-80 Hz). Červená křivka byla vypočtena pro segmenty s artefaktem, modrá křivka pro podezřelé segmenty, zelená křivka pro segmenty bez artefaktu.

6 Diskuse

Hlavním zjištěním práce bylo, že modifikace č.4 oproti původní metodě dokáže zvýšit hodnotu senzitivity. Maximální zvýšení, kterého se podařilo dosáhnout v průběhu práce, byl 36% nárůst.

6.1 Simulovaná data

Z vyhodnocení simulovaného signálu na základě parametrů maximální a minimální amplituda byla patrná duplicita informací (viz Obrázek 5.1 a 5.2). Z tohoto důvodu jsem v časové doméně nahradil parametry maximální a minimální amplituda z práce [9] parametrem počet překročení absolutní amplitudy segmentu (viz Obrázek 5.3). Parametr počet překročení absolutní amplitudy nesl obdobnou informaci, jako parametry maximální/minimální amplituda z práce [9]. Použitím jednoho parametru bylo zamezeno chybě vzniklé větší vahou na duplicitní informaci (viz Tabulka 5.1). Použitím parametru počet překročení absolutní amplitudy byl následně u reálného EEG záznamu potlačen vliv samostatných vrcholů na vyhodnocení přítomnosti EMG artefaktu. Samostatné vrcholy se mohou v EEG záznamu objevovat například při výskytu některých technických artefaktů. Sloučení amplitudových parametrů z práce [9] do parametru počet překročení absolutní amplitudy se dle výsledků jevílo jako užitečnější.

Na Obrázku 5.4 lze vidět, že parametr maximální derivace našel mnoho falešně pozitivních výsledků. Z toho důvodu jsem tento parametr ve všech modifikacích nahradil parametrem počet překročení 1. derivace. Jak lze vidět na Obrázku 5.5 a v Tabulce 5.1, mnou navržený parametr vykazoval daleko lepší specificitu a PPV, přičemž senzitivita obou parametrů byla srovnatelná. Nastavením požadovaného počtu překročení 1. derivace pro označení za artefakt bylo zamezeno vzniku falešně pozitivních výsledků pocházejících z jednorázových a náhodných změn signálu.

Parametr SEF byl citlivý na jakoukoli změnu ve výkonovém spektru segmentu a byl zároveň citlivý na přítomnost síťového šumu (viz Obrázek 5.6), což ovlivnilo jeho výsledky na simulovaném záznamu (viz Tabulka 5.1). Docházelo při tom k falešné pozitivitě segmentů, ve kterých se vyskytoval síťový šum. Proto bylo v reálném EEG záznamu nutné síťový šum odstranit pomocí filtrace s využitím pásmové zádrže.

Parametr absolutní beta2 reprezentující absolutní výkonové spektrum v pásmu beta2, byl u modifikací vyloučen č.1-č.3, neboť se vyskytovala jistá míra duplicity informace s parametrem relativní beta2, který byl citlivý na síťový šum (viz Obrázek 5.7 a 5.8). Dalším důvodem, proč vyloučit parametr absolutní beta2 a nikoli relativní beta2 byl fakt, že parametr absolutní beta2 nevypovídal o vztahu výkonu daného frekvenčního pásma ke zbytku výkonového spektra. Parametr absolutní beta2 byl proto záměrně použit

až v modifikaci č.4, a to pouze při dotazování na konkrétní kombinace parametrů a pouze jako zpřesňující parametr. Celkový výkon spektra se může u jednotlivých EEG záznamů lišit, což absolutní výkonové spektrum nezohledňovalo. Tento nedostatek se u simulovaných dat neprojevil, nicméně jsem s ním počítal u reálných EEG záznamů.

Pro zvýšení senzitivity metody na přítomnost EMG artefaktu jsem u všech modifikací metody zavedl ve frekvenční oblasti náhradní parametr – relativní gama (relativní výkon v gama pásmu EEG). Parametr byl zaveden, protože EMG artefakt se vyskytoval i ve vyšších frekvencích než 30 Hz, kde končí pásmo beta2. Z Tabulky 5.1 je patrné, že parametr relativní gama měl vyšší senzitivitu, specifitu a PPV než parametry relativní a absolutní beta2. Parametr relativní gama byl také citlivý na síťový šum (viz Obrázek 5.9).

Na základě otestování jednotlivých parametrů (zejména frekvenčních) na simulovaném signálu jsem se rozhodl pro odstranění síťového šumu během předzpracování reálného EEG záznamu, což je u analýzy EEG záznamu běžný postup. Síťový šum měl totiž vliv na používané parametry: SEF, relativní beta2, relativní gama.

Na simulovaných datech jsem porovnával metody detekce založené na prahových hodnotách (jednotlivé testované metody jsou popsány v kapitole 5.1). Originální metoda z práce [9] měla stejnou hodnotu senzitivity (76 %), sníženou hodnotu specifity (o 6 %) a sníženou hodnotu PPV (o 12 %) v porovnání s modifikací č.2 (viz Tabulka 5.2, Obrázek 5.10 a 5.12). Modifikace metody č.1 při vyhodnocování splnění alespoň 4 z 5 používaných parametrů (viz Obrázek 5.11) měla výrazně vyšší senzitivitu na úkor snížení specifity a PPV ve srovnání s předchozími dvěma metodami (viz Tabulka 5.2). Modifikace č.1 (při splnění alespoň 4 z 5 parametrů) byla zvolena pro analýzu EEG záznamů kvůli výrazně vyšší senzitivě na EMG artefakt oproti originální metodě. Předpokladem pro použití modifikace č.1 bylo, že snížení specifity a PPV je možné alespoň částečně vykompenzovat novou klasifikační skupinou - podezřelé segmenty (viz kapitola 6.2).

6.2 Reálná data

Na reálném EEG záznamu jsem určil hranici parametrů: počet překročení absolutní amplitudy a počet překročení 1. derivace s využitím ROC analýzy (viz Obrázek 5.13 a 5.14) a určil jsem hodnoty výše zmíněných parametrů. Prahová hodnota parametru počet překročení absolutní amplitudy byla nastavena na hodnotu 250, kdy senzitivita byla 32 % a specifita byla 93 %. Prahová hodnota pro parametr počet překročení 1. derivace byla nastavena na hodnotu 550, přičemž senzitivita na EMG artefakt byla 32 % a specifita byla 99 %. Toto nastavení parametrů se ze statistické analýzy jevílo jako neoptimálnější pro detekci EMG artefaktu, kde byly používány již v kombinaci s ostatními používanými parametry v dalších modifikacích metody.

Na reálném EEG záznamu jsem porovnal výsledky klasifikace originální prahové metody z práce [9], modifikace č.3, modifikace č.4 a metody k-means. Metoda k-means byla použita jako referenční metoda pro srovnání výsledků klasifikace testovaných metod. Z Tabulky 5.3 je patrné, že metoda k-means nebyla pro detekci EMG artefaktu vhodná kvůli své nízké senzitivitě. Modifikace č.4 dokázala poměrně jasně klasifikovat segmenty s EMG artefaktem a bez něj. Ovšem existují části záznamu, kdy byla podmínka překročení některých parametrů splněna, a přesto se evidentně nejednalo o neurální aktivitu. Ve snaze vyřešit každou část signálu, nutí originální metoda z práce [9] ve své původní formě polarizovat každé rozhodnutí (ve smyslu segment s artefaktem, bez artefaktu) za cenu, že části potenciálně rizikového signálu jsou propuštěny jako segment bez artefaktu. Proto jsem zavedl klasifikační třídu podezřelých segmentů, které jsou v modifikaci č.4 podrobeny zkoumání lidské inteligence, která v konečné fázi hodnocení záznamu jako jediná smí činit definitivní závěry.

Podezřelé segmenty v jsou v modifikaci č.4 takové segmenty, které nesplňovaly všechny podmínky pro označení za segment, ve kterém se nachází EMG artefakt. Zároveň však tyto segmenty překročily některé prahové hodnoty testovaných parametrů, a proto nemohly být označeny za segmenty, které EMG artefakt rozhodně neobsahují. Tyto segmenty byly dále předkládány odborníkovi (barevně odlišené viz Obrázek 5.17 a 5.18) k jeho vizuální kontrole. Z Obrázku 5.17 je patrné, že podezřelé segmenty představovaly zejména segmenty s chybou fixní segmentace nebo reprezentovaly přítomnost jiného výrazného artefaktu v EEG záznamu, jako je např. EOG artefakt (viz Obrázek 5.18). Podezřelé segmenty se tedy skládaly převážně ze segmentů v těsné blízkosti segmentů klasifikovaných jako segmenty s artefaktem (viz Obrázek 5.18). Takových segmentů bylo v testovaných EEG záznamech průměrně 8 %. Vzhledem k faktu, že podezřelé segmenty často jen informovaly o segmentu obsahujícímu přechod od neurální informace k EMG artefaktu a obráceně, je na expertovi, aby se rozhodl, zda takové segmenty chce, či nechce vyřadit.

Modifikace č.4 zvýšila senzitivitu metody na 73 %, přičemž specificita metody klesla na 49 % a PPV zůstalo rovnoměrné (viz Tabulka 5.3). Pro účel, kdy výsledky klasifikace budou předkládány diagnostikovi pro konečné rozhodnutí je vhodnější výsledek modifikace č.4 (se zavedením podezřelých segmentů). Důvodem je předpoklad, že identifikace co možná nejvíce EMG artefaktů a jejich vyřazení v co nejranější fázi klasifikace povede k větší efektivitě práce diagnostika a předpokládá výrazné zkrácení času vyhodnocení EEG záznamu.

Při klasifikaci na segmenty obsahující EMG artefakt a segmenty neobsahující EMG artefakt dosáhly obě použité metody (originální a modifikace č.3) podobných výsledků (viz Tabulka 5.3), přičemž modifikace č.3 dosáhla mírně lepších výsledků, ale výsledky obou metod nebyly dostatečně spolehlivé. Nízká senzitivita demonstrovala neschopnost obou metod nalézt všechny EMG artefakty. Tento výsledek byl nejspíše způsoben specifickým EEG záznamem pořízeným speciálně pro analýzu EMG artefaktu,

který obsahoval velké množství EMG artefaktů ve srovnání s EEG záznamem použitým pro testování metody v práci [9]. Odborník u námi používaných EEG záznamů označil jako segment s artefaktem jakýkoli segment, který obsahoval EMG artefakt, byť v malé části. Nízká senzitivita obou metod byla dalším důvodem pro rozšíření klasifikačních skupin o „podezřelý segment“. Tím byl omezen nedostatek klasifikace segmentu způsobený chybou fixní segmentace dat.

Výsledky modifikace č.4 s podezřelými segmenty, jako vyčleněnou skupinou, vykazovaly nejlepší senzitivitu na EMG artefakt z testovaných metod. Modifikace č.4 měla zároveň dobré výsledky PPV, ale došlo ke snížení specifity (viz Tabulka 5.3). Modifikace č.4 tedy dokázala nejlépe detekovat segmenty, ve kterých se vyskytoval EMG artefakt.

Výzvou pro navazující odbornou práci je identifikovat a klasifikovat i další události (např. EOG artefakt) v reálném EEG záznamu s využitím metody na bázi prahu v časové a frekvenční oblasti. Je patrné, že modifikace č.4 klasifikuje i některé EOG artefakty jako „podezřelé segmenty“ (viz Obrázek 5.17 a 5.18). Z výsledků předpokládám, že základní identifikování EOG artefaktu by bylo úpravou této metody možné, podobně jako u EMG artefaktu. Předpokladem pro takovéto rozšíření je hlubší analýza EOG artefaktu (popřípadě i jiných grafoelementů v EEG záznamu) a jeho vydefinování pomocí parametrů a prahových hodnot v časové a frekvenční oblasti.

7 Závěr

V programovém prostředí MATLAB jsem vytvořil skripty a funkce, které mi umožnily opakovaně analyzovat metodu Velde a kol. pro různé parametry ovlivňující výsledný práh. Na simulovaném signálu jsem analýzou ověřil vliv jednotlivých parametrů na detekci simulovaného EMG artefaktu. Analyzované výsledky jsem použil pro úpravu původních parametrů a navrhl nové parametry, kde byla prahová hodnota validována pomocí ROC analýzy. U upravených parametrů se nastavovala prahová hodnota podle metody Velde a kol. za pomoci referenčních EEG záznamů.

Výsledkem je upravená detekční metoda založená na principu prahových hodnot validovaná pro každý subjekt individuálně. Modifikovaná metoda v první fázi testu dělí signál na skupinu s EMG artefaktem a skupinu bez EMG artefaktu (modifikace č.3). Ve druhé fázi testu byla přidána třetí skupina, a to skupina pojmenovaná podezřelý segment, která popisuje ty části záznamu, které nedosáhnou výsledných prahů prvních dvou skupin (modifikace č.4). Pro snadnější a transparentnější vyhodnocení byl analyzovaný EEG záznam prostřednictvím programového prostředí MATLAB 2015 popsán grafickými signaturami, které vizuálně odlišily výše jmenované skupiny. To umožnilo snazší orientaci v EEG záznamu.

Efektivitu modifikace č.3. a modifikace č.4 jsem porovnal s originální metodou a s výsledky metody k-means, která pro detekci EMG artefaktu používá metodologický přístup založený na shlukové analýze. Statistické porovnání hodnot ukazuje, že modifikace č.4 oproti původní metodě vykazuje vyšší hodnotu senzitivity o 36 % se současným poklesem PPV o 20 %. Metoda k-means klasifikující segmenty do dvou tříd (obsahující a neobsahující EMG artefakt) vykazovala nejnižší hodnotu senzitivity (36 %), i PPV (63 %) při použití stejných vstupních parametrů jako u modifikace č.4.

V případě použití modifikace č.4 v kombinaci s diagnostikem je kladena větší důležitost na parametr senzitivity. Přínosem této metody je tak podstatná redukce EEG záznamu, kterému musí diagnostik věnovat plnou pozornost. Modifikace č.4 může diagnostikovi v praxi umožnit rychlejší orientaci v klasifikaci EMG artefaktu tím, že rychle a efektivně klasifikuje EMG artefakty na kategorie, které vyžadují různý stupeň dalšího zkoumání diagnostikem a označené sporné části EEG záznamu navíc vhodně vizualizuje. Záznam EEG může být ihned po vyšetření analyzován pomocí modifikace č.4, která nabízí možnost rychlé a nenáročné základní klasifikace segmentů v EEG záznamu ještě před tím, než bude záznam vyhodnocen samotným specializovaným diagnostikem.

Seznam použité literatury

- [1] Cháberová, J., *Automatická detekce artefaktu v EEG*, Bakalářská práce. 2014. Fakulta elektrotechnická, ČVUT.
- [2] Kaiser, T., *Analýza epileptických EEG signálů*, Bakalářská práce, 2012. Fakulta elektrotechnická, ČVUT.
- [3] Krajča V., Mohylová J., *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*, Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT Praha, 2011, ISBN 978-80-01-04721-7
- [4] HODULÍKOVÁ, T., *Analýza EEG během anestezie*, Diplomová práce. 2016. Fakulta elektrotechnická, ČVUT.
- [5] PROCHÁZKA, Roman a Zuzana VACULČÍKOVÁ SEDLÁČKOVÁ. *Vybrané kapitoly z psychofyziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4490-1.
- [6] BARTOŠOVSKÝ, P. *Analýza signálů EEG* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. 2008.
- [7] SANEI, Saeid a J.A. CHAMBERS. *EEG Signal Processing* [online]. West Sussex, England: John Wiley & Sons, 2007 [cit. 2020-02-07]. DOI: 10.1002/9780470511923. ISBN 9780470511923.
- [8] Klečková, E., *Metody analýzy EEG záznamů obsahujících vizuální evokované potenciály (SSVEP)*, Bakalářská práce, 2014, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni
- [9] VAN DE VELDE, M., VAN ERP, G., CLUITSMAN, P. J. M. Detection of muscle artefact in the normal human awake EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 107(2), pp. 149–158., 1998. DOI: 10.1016/S0013-4694(98)00052-2
- [10] Dhindsa, K. Filter-Bank Artifact Rejection: High performance real-time single-channel artifact detection for EEG. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 38(November), 224–235.
- [11] Piorecký M., *Automatická klasifikace EEG segmentů metodou DBSCAN*, Kladno, 2016, Diplomová práce, ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství

- [12] STASHUK, Daniel William. Decomposition and quantitative analysis of clinical electromyographic signals. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1999, 21(6-7), 389-404 [cit. 2020-04-26]. DOI: 10.1016/S1350-4533(99)00064-8. ISSN 13504533.
Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453399000648>
- [13] PACHECO, O.R. a F. VAZ. Integrated system for analysis and automatic classification of sleep EEG. In: *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286)* [online]. IEEE, 1998, s. 2062-2065 [cit. 2020-04-26]. DOI: 10.1109/IEMBS.1998.747012. ISBN 0-7803-5164-9.
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/747012/>
- [14] Štrobl J., Automatická klasifikace segmentů EEG signálu za pomoci algoritmu DENCLUE, Kladno, 2016, Diplomová práce, ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství
- [15] Babiloni, C., Ferri, R., Binetti, G., Vecchio, F., Frisoni, G. B., Lanuzza, B., Miniussi, C., Nobili, F., Rodriguez, G., Rundo, F., Cassarino, A., Infarinato, F., Cassetta, E., Salinari, S., Eusebi, F., & Rossini, P. M. (2009). Directionality of EEG synchronization in Alzheimer's disease subjects. *Neurobiology of Aging*, 30(1), 93–102. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2007.05.007>
- [16] Abbaspour, Sara & Lindén, Maria & Gholamhosseini, Hamid. (2015). ECG Artifact Removal from Surface EMG Signal Using an Automated Method Based on Wavelet-ICA. *Studies in health technology and informatics*. 211. 10.3233/978-1-61499-516-6-91.

Příloha A: Obsah přiložených souborů

Všechny vytvořené skripty a funkce jsou popsány v hlavičce příslušného skriptu/funkce. Skript a funkce ve složce Reálná data lze spustit po vložení dat ve formátu .mff, která jsem ovšem nemohl přiložit, protože nelze tato data zveřejnit.

- Složka „Simulovaná data“ obsahuje skript a funkce pro vytvoření a analýzu simulovaného záznamu. Součástí složky Simulovaná data jsou:
 - Skript - „*skript_simulovany_zaznam.m*“ – spuštěním tohoto skriptu proběhnou všechny níže zmíněné funkce automaticky
 - Funkce - „*vytvoreni_simul_signalu.m*“ – funkce vytvoří simulovaný signál
 - Funkce - „*simul_mod_1.m*“ – funkce otestuje modifikaci č.1 na simulovaném signálu
 - Funkce - „*simul_mod_2.m*“ – funkce otestuje modifikaci č.2 na simulovaném signálu
 - Funkce - „*simul_VELDE.m*“ – funkce otestuje metodu Velde a kol. na simulovaném signálu
- Složka „Reálná data“ obsahuje skript a funkce pro získání prahových hodnot z referenčního EEG záznamu (bez EMG artefaktu), segmentaci a analýzu EEG záznamu s EMG artefaktem a statistické vyhodnocení výsledků. Součástí složky Reálná data jsou:
 - Skript - „*skript_realny_zaznam.m*“ - spuštěním tohoto skriptu proběhnou všechny níže zmíněné funkce automaticky
 - Funkce - „*zisk_THRESHOLDU.m*“ – funkce stanoví prahové hodnoty pro jednotlivé parametry
 - Funkce - „*metoda_kmeans.m*“ - funkce otestuje metodu k-means na reálném EEG záznamu
 - Funkce - „*metoda_modifikovana.m*“ - funkce otestuje modifikovanou metodu (modifikace č.4) na reálném EEG záznamu
 - Funkce - „*metoda_Velde.m*“ - funkce otestuje metodu Velde a kol. na reálném EEG záznamu

Příloha B: Obsah přiloženého CD

- Elektronická verze bakalářské práce
- Zadání práce
- Abstrakt česky
- Abstrakt anglicky
- Klíčová slova
- Skripty a funkce spustitelné v programovém prostředí MATLAB