

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 452

ISSN 1213-4198

thesis IS

Ing. Petr Sadovský

Analýza spánkového EEG

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
Ústav telekomunikací

Ing. Petr Sadovský

ANALÝZA SPÁNKOVÉHO EEG
HUMAN SLEEP EEG ANALYSIS

ZKRÁCENÁ VERZE PH.D. THESIS

Obor: Teleinformatika
Školitel: Doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.
Oponenti: Prof. Ing. Bohumil Koptavý, CSc.
Doc. Ing. František Židek, Ph.D.
Datum obhajoby: 5. října 2007

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektroencefalografie, EEG, Analýza nezávislých komponent, ICA, Číslicová filtrace, Analýza spánkových signálů EEG, Stacionarita spánkových signálů EEG, Spektrální analýza spánkových signálů EEG

KEYWORDS

Electroencephalogram, EEG, Independent Component Analysis, ICA, Digital Filtration, Human sleep EEG analysis, Stationarity of human sleep EEG, Spectral analysis of human sleep EEG

DISERTAČNÍ PRÁCE JE ULOŽENA:

Ústav telekomunikací
Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
Vysoké učení technické v Brně
Purkyňova 118
612 00 Brno
Česká Republika

OBSAH

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY	5
2 METODY HODNOCENÍ SIGNÁLŮ EEG	6
2.1 Analýza spánkového EEG metodou nezávislých komponent	6
2.2 Posouzení stacionarity spánkových signálů EEG	6
2.3 Spektrální analýza spánkových signálů EEG	7
2.4 Filtrace krátkých úseků signálu	7
3 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE	7
4 STACIONARITA SPÁNKOVÝCH SIGNÁLŮ EEG	9
4.1 Segmentace signálů EEG na stacionární úseky	9
4.2 Statistika dob trvání stacionárních úseků EEG	9
5 AMPLITUDOVÉ ROZDĚLENÍ SPÁNKOVÝCH SIGNÁLŮ EEG	9
5.1 Statistika necensurovaných signálů EEG	10
5.2 Statistika stacionárních úseků signálů EEG	10
6 SIGNÁLY EEG VE SPEKTRÁLNÍ OBLASTI	10
6.1 Spektrum stacionárních úseků spánkového EEG	10
6.2 Spektrum necensurovaného spánkového EEG	11
6.3 Náhodné procesy při vzniku signálů EEG	11
6.3.1 <i>Spektrum typu $1/f^2$</i>	12
6.3.2 <i>Statistika amplitud artefaktů</i>	13
6.3.3 <i>Statistika dob mezi artefakty</i>	14
6.3.4 <i>Vliv artefaktů na spektrum EEG</i>	17
6.3.5 <i>Spektrum typu $1/f$</i>	18
7 FILTRACE KRÁTKÝCH ÚSEKŮ SIGNÁLU	18
7.1 Přejíždění děje číslicového filtru	18
7.2 Eliminace přechodného děje filtru IIR	19
7.3 Eliminace přechodného děje filtru FIR	24
8 PŘEHLED A ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ	28
LITERATURA	31

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY

Aktivita mozkové tkáně je provázena vznikem elektrických potenciálů. Tyto potenciály jsou měřitelné na pokožce hlavy a mají velikost v řádech jednotek až desítek μV . Metoda, která se zabývá měřením a grafickým zobrazením těchto potenciálů, se nazývá elektroencefalografie a zkráceně nese označení – EEG.

Elektrické potenciály, zaznamenané pomocí elektroencefalografu na pokožce hlavy, jsou naprosto odlišné od signálů vznikajících uvnitř mozku při aktivitě neuronů. Původní elektrické signály provázející aktivitu uvnitř mozkové tkáně jsou na povrchu hlavy při zobrazení signálu v časové rovině nerozpoznatelné. To je způsobeno průchodem signálů přes nehomogenní tkáň (např. mozková tkáň, mozkomíšní mok, tvrdá mozková plena, lebeční kost, pokožka), kontaktní gel, snímací elektrody, atd.

Změřené signály EEG jsou směsí deterministických i stochastických signálů. Signály obsahují také šum a artefakty způsobené měřicí aparaturou či jinými externími zdroji. Signály EEG rovněž obsahují artefakty, které jsou výsledkem špatných kontaktů snímacích elektrod, svalové aktivity ap. Deterministické úseky signálů byly lékaři klasifikovány a o některých je známo, že odrážejí klinický stav pacienta. Na základě svých expertních znalostí jsou lékaři schopni vyhledat v signálu dané klasifikované úseky a na základě jejich výskytu stanovit diagnózu. Kvalita změřeného signálu EEG je tedy pro stanovení diagnózy určující. Pokud není proveden kvalitní záznam signálů EEG, mohou být důležité úseky signálu, které odrážejí patologický stav organismu a jsou pro stanovení diagnózy nezbytné, nezřetelné, zkreslené a ponořené v šumu či znehodnocené artefakty.

Snahou inženýrů je poskytnout lékařům nové možnosti v pohledu na signály EEG, které by lépe zachycovaly a zvýrazňovaly některé známé jevy přítomné v signálu. Byly vyvinuty a vyzkoušeny různé metody. Od klasických, zahrnujících aplikaci Fourierovy transformace, až po mnohé statistické metody. Výsledky nebyly z technického hlediska nezajímavé a jistě by lékařům práci velmi zjednodušily, ale nové metody často nebyly vůbec uvedeny do praxe. Lékaři jsou, stejně jako lidé v různých jiných oborech, často velmi konzervativní a raději zůstávají u známých, ověřených postupů. To je samozřejmě pochopitelné, protože vytvoření nové banky expertních znalostí a zdlouhavé přeškolení lékařů by bylo nesmírně náročné a z počátku i neekonomické.

Důsledkem zmíněného faktu je bohužel to, že i přes snahu techniků a aplikaci nových progresivních postupů umožňujících efektivnější a snadnější vyhodnocování signálů EEG, se prakticky, od třicátých let minulého století, kdy byl elektroencefalograf sestaven, způsob práce lékařů při stanovování diagnózy pacienta nezměnil.

Předložená práce se zabývá především analýzou spánkových signálů EEG. Tyto signály jsou specifické tím, že obsahují, na rozdíl od signálů EEG měřených v bdělém stavu, některé specifické signály – rytmy a grafoelementy. Rovněž výskyt nedeterministických artefaktů způsobených především svalovou aktivitou, nemůže pacient během spánku vůlí ovlivnit.

2 METODY HODNOCENÍ SIGNÁLŮ EEG

Tato kapitola obsahuje stručný souhrn metod a poznatků, na které tato práce přímo navazuje, či které dále hlouběji rozpracovává.

2.1 ANALÝZA SPÁNKOVÉHO EEG METODOU NEZÁVISLÝCH KOMPONENT

Metoda analýzy nezávislých komponent (ICA – Independent Component Analysis) umožňuje odhalit skryté faktory lineárně závislých signálů tak, že tyto signály rozloží na množinu signálů jiných, statisticky nezávislých. Tyto signály jsou pak nazývány nezávislými komponentami (IC) [7]. Tuto metodu lze využít například pro lokalizaci polohy epileptických ložisek, hledání skrytých faktorů v signálu či odstranění šumu, síťového artefaktu a dalších nedeterministických artefaktů [7].

Jednoduché a intuitivní řešení odstranění artefaktů ze signálu EEG za pomoci metody ICA bylo navrženo v práci [28]. Jde o rozklad signálů EEG na nezávislé komponenty, zvolení komponenty obsahující artefakt, její odstranění a opětovná lineární kombinace nezávislých komponent za účelem získání původního signálu EEG bez artefaktu. Tato jednoduchá metoda je velmi účinná, nicméně neřeší automatickou detekci komponenty obsahující artefakt a také se nezabývá faktem, že mimo zmíněného artefaktu obsahuje daná komponenta často i jiný signál, statisticky nezávislý na ostatních komponentách. Ten je samozřejmě při tomto postupu odstraněn spolu s komponentou [28].

2.2 POSOUZENÍ STACIONARITY SPÁNKOVÝCH SIGNÁLŮ EEG

Na téma stacionarity signálů EEG byla vypracována celá řada studií, například [2] ap. Jedna z klíčových prací je [15]. Tato studie se zabývá problémem stacionarity různě dlouhých úseků signálu EEG. Studie uvádí, že ze všech signálů EEG měřených v klidovém stavu, méně než 50% všech úseků (segmentů), jejichž velikost je 2,5 s až 5 s, splňuje podmínku stacionarity.

Doposud nebyly zveřejněny studie, které by byly zaměřeny na stacionaritu spánkových signálů EEG, přičemž speciálně problematika stacionarity je v tomto případě odlišná od signálů EEG měřených v bdělém stavu. Jde především o přítomnost pohybových artefaktů, které nelze během spánku vůlí ovlivnit.

Dále existuje celá řada prací, která se zabývá postupy pro automatickou segmentaci stacionárních úseků signálu, případně detekci epileptických hrotů, což je vlastně podobný problém. Tyto metody jsou založeny například na použití šablon [22], na druhé derivaci signálu [3], na autoregresní filtraci [25], na analýze parametrů EEG [13], [20], na multikanálové korelaci a expertních systémech [6], na diferenční a mediánové filtraci [10] ap. Zajímavou metodou je metoda segmentace signálu pomocí rozdílů dvou těsně po sobě jdoucích plovoucích oken [11], [12].

2.3 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA SPÁNKOVÝCH SIGNÁLŮ EEG

V současné lékařské praxi se využívá spektrální analýza signálů EEG k podpoře stanovení diagnózy pacienta. Je založena na analýze krátkých úseků signálu EEG [10]. Za krátké se považují úseky signálu s dobou trvání 1 s až 4 s. Důvodem je, že u takto krátkých úseků signálu EEG existuje mnohem větší pravděpodobnost, že tyto zpracovávané úseky budou stacionární. Zobrazení výsledků této krátkodobé spektrální analýzy se provádí formou zhuštěné spektrální kulisy, která v pseudo-3D zobrazení ukazuje vývoj jednotlivých krátkodobých spekter na čase [10], [23].

Hlavním problémem při spektrální analýze signálů EEG zůstává výskyt nedeterministických artefaktů. Ty mají za následek nestacionaritu signálu, díky které není možné provádět spektrální analýzu dlouhých úseků signálů EEG [8].

Velkou nevýhodou krátkodobé spektrální analýzy je malá rozlišovací schopnost ve spektru, která je dána vzdáleností dvou sousedních spektrálních čar [26]. To samozřejmě snižuje vypovídací schopnost této analýzy [18].

2.4 FILTRACE KRÁTKÝCH ÚSEKŮ SIGNÁLU

Číslicová filtrace je jednou ze základních a často používaných metod při analýze a zpracování signálů. Její využití v oblasti zpracování signálů EEG a polysomnografických dat tkví především v omezení spektra analyzovaných signálů. Slouží tedy k separaci signálů EEG, jejichž spektrální výkonová hustota se nachází především na nízkých kmitočtech, od šumu a technických či svalových artefaktů s bohatým spektrem především v oblasti vyšších kmitočtů. Problematiku číslicové filtrace signálů EEG s cílem odstranění artefaktů řeší řada prací, například [5], [17].

Při automatickém zpracování signálů EEG, kdy dochází k jeho segmentaci na krátké úseky reprezentující jednotlivé grafoelementy a transienty, není možné použít pro zpracování či analýzu těchto krátkých signálů číslicovou filtraci ať již pro omezení spektra či pro klasifikaci za pomoci banky filtrů [10]. Důvodem jsou přechodné děje, které vznikají při filtraci na začátku signálu.

3 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

Tato práce úzce navazuje na výsledky řešení grantu FRVŠ č.1717/2002 *Dlouhodobé sledování EEG a dalších biologických signálů ve spánku* a některé další práce, které byly řešeny především na Ústavu biomedicínského inženýrství Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysokého učení technického v Brně.

Hlavním cílem této práce je analýza spánkových signálů EEG. Tuto analýzu lze rozdělit do čtyř hlavních oblastí:

1. Analýza spánkových signálů EEG metodou nezávislých komponent.
2. Posouzení stacionarity spánkových signálů EEG.
3. Spektrální analýza spánkových signálů EEG.
4. Číslicová filtrace krátkých úseků signálů EEG.

Analýza spánkových signálů EEG metodou ICA

V minulých letech prošla metoda nezávislých komponent bouřlivým vývojem a hledáním aplikací, ve kterých by mohla poskytovat zajímavé výsledky. Aplikace na signály EEG nebyla výjimkou. Přestože již existuje řada prací, které aplikují tuto metodu na signály EEG a interpretují dané výsledky, obecně je poměrně málo prací, které se zabývají validitou výsledků těchto analýz. Několik zásadních poznámek k validitě dat získaných analýzou signálů EEG je uvedeno v práci [7], nicméně jde o poměrně stručný popis.

Cílem této práce je tedy především zjistit, za jakých podmínek je analýza signálů EEG metodou ICA platná a zda vůbec signály EEG splňují nezbytná kritéria pro analýzu touto metodou. Na základě těchto zjištění pak posoudit jaké informace lze z výsledků analýzy metodou ICA vůbec získat. Cílem je rovněž interpretovat a popsat, co v oblasti analýzy signálů EEG metodou nezávislých komponent znamená předpokládaný lineární model vzniku směsi signálů. Dále analyzovat kombinační proces vzniku signálů EEG ze statisticky nezávislých zdrojů a v neposlední řadě analyzovat a případně rozšířit využití metody ICA pro odstranění artefaktů ze signálů EEG.

Posouzení stacionarity spánkových signálů EEG

Posouzení stacionarity spánkových signálů EEG je dalším cílem této práce. Doposud zpracované studie se věnují analýze stacionarity signálů EEG měřených za bdělosti. Proto je cílem vypracovat studii, která by posoudila stacionaritu signálů EEG během spánku.

Je nezbytné nalézt, navrhnout či inovovat vhodnou metodu, která umožní přesnou segmentaci signálů EEG na kvazistacionární úseky. Tyto jednotlivé stacionární úseky je pak nezbytné analyzovat z hlediska jejich výskytu a doby trvání.

Spektrální analýza spánkových signálů EEG

Cílem spektrální analýzy signálů EEG prováděné v rámci této práce je získání spekter spánkových signálů EEG s velkou rozlišovací schopností na kmitočtové ose. Jde tedy o spektrální analýzu dlouhých úseků signálu. Dále je cílem analyzovat vliv artefaktů na výsledné spektrum signálů EEG a analyzovat, jaké procesy se podílejí na vzniku jednotlivých signálů obsažených v měřené směsi signálů EEG a jak se tyto signály projevují ve spektrech s velkým rozlišením.

Filtrace krátkých úseků signálu

V oblasti číslicové filtrace je hlavním cílem analyzovat příčiny vzniku přechodných dějů vznikajících během filtrace na začátku signálů po průchodu číslicovým filtrem. Dále pak navrhnout metodu, která by umožnila při automatickém zpracování krátkých úseků signálů EEG, eliminovat tyto přechodné děje a to u číslicových filtrů typu IIR i pro číslicové filtry typu FIR.

4 STACIONARITA SPÁNKOVÝCH SIGNÁLŮ EEG

Na téma stacionarity signálů EEG byla vypracována řada studií, které jsou uvedeny v kapitole 2.2. Z výsledků těchto studií vyplývá, že dosud nebyla provedena analýza stacionarity spánkových signálů EEG. Signály EEG pořízené v bdělém stavu se odlišují od spánkových výskytem typických rytmů a transientů. Rovněž výskyt pohybových artefaktů je jiný, protože pohyb těla ve spánku nelze vůlí regulovat. To se promítá do doby trvání úseků signálů, který lze prohlásit za stacionární. Dále závěr, že méně než 50% všech úseků signálu, jejichž velikost je 2,5 s až 5 s, splňuje podmínku stacionarity [15], byl získán analýzou signálů EEG měřených v bdělém stavu.

4.1 SEGMENTACE SIGNÁLŮ EEG NA STACIONÁRNÍ ÚSEKY

Segmentace signálů na stacionární úseky byla provedena metodou dvou těsně po sobě jdoucích klouzavých oken [11], [12]. Tato metoda byla modifikována za účelem zpřesnění stanovení hranic stacionárních úseků signálu a to tak, aby posouzení stacionarity signálu EEG bylo provedeno za základě definice stacionarity v širším smyslu podle Chinčina [14].

4.2 STATISTIKA DOB TRVÁNÍ STACIONÁRNÍCH ÚSEKŮ EEG

Přibližně 40 hodin záznamu spánkových signálů EEG bylo segmentováno na stacionární úseky. Doba trvání získaných stacionárních úseků a jejich četnost výskytu v signálech EEG byla statisticky vyhodnocena. Na základě této analýzy byla získána empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti dob trvání stacionárních úseků spánkového EEG.

Na základě průběhu empirické funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti byla testována hypotéza, že toto rozdělení je exponenciální. Tato hypotéza byla za pomoci Kolmogorova-Smirnovova jednovýběrového testu hypotéz potvrzena.

5 AMPLITUDOVÉ ROZDĚLENÍ SPÁNKOVÝCH SIGNÁLŮ EEG

Analýza signálů metodou nezávislých komponent předpokládá, že analyzované signály nesmí mít normální rozdělení hustoty pravděpodobnosti. Existují studie, které se zabývají amplitudovým rozdělením signálů EEG (například [15]), ale doposud nebyla publikována studie, která by ověřovala rozdělení hustoty pravděpodobnosti u spánkových signálů EEG. Proto byla tato analýza provedena v rámci této práce.

Amplitudové rozdělení hustoty pravděpodobnosti bylo zkoumáno u dvou statistických souborů spánkových signálů EEG:

1. Soubor necensurovaných signálů EEG, které po naměření nebyly nijak upraveny.
2. Soubor stacionárních úseků signálů EEG, který byl vybrán podle kritérií uvedených v kapitole 4.1 ze souboru všech signálů EEG.

5.1 STATISTIKA NECENSUROVANÝCH SIGNÁLŮ EEG

Ze souboru necensurovaných signálů EEG, které po naměření nebyly nijak upraveny byla získána empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti. Vzhledem k tomu, že křivka této funkce měla tvar křivky funkce normálního rozdělení hustoty pravděpodobnosti, byla, za pomoci Kolmogorova-Smirnovova jednovýběrového testu hypotéz, testována hypotéza, že statistické rozdělení necensurovaných spánkových signálů EEG je normální. Tato hypotéza však nebyla potvrzena.

5.2 STATISTIKA STACIONÁRNÍCH ÚSEKŮ SIGNÁLŮ EEG

Ze souboru stacionárních úseků signálů EEG byla rovněž získána empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti a vzhledem k jejímu průběhu byla také pomocí Kolmogorova-Smirnovova jednovýběrového testu hypotéz testována hypotéza, že se jedná o rozdělení normální. Tato hypotéza byla pro soubor stacionárních úseků signálů EEG potvrzena.

6 SIGNÁLY EEG VE SPEKTRÁLNÍ OBLASTI

Stanovení diagnózy pacienta se běžně provádí především pomocí expertního posouzení signálů EEG v časové oblasti lékařem. Z tohoto důvodu jsou standardní elektroencefalografy přizpůsobeny především analýze v časové oblasti.

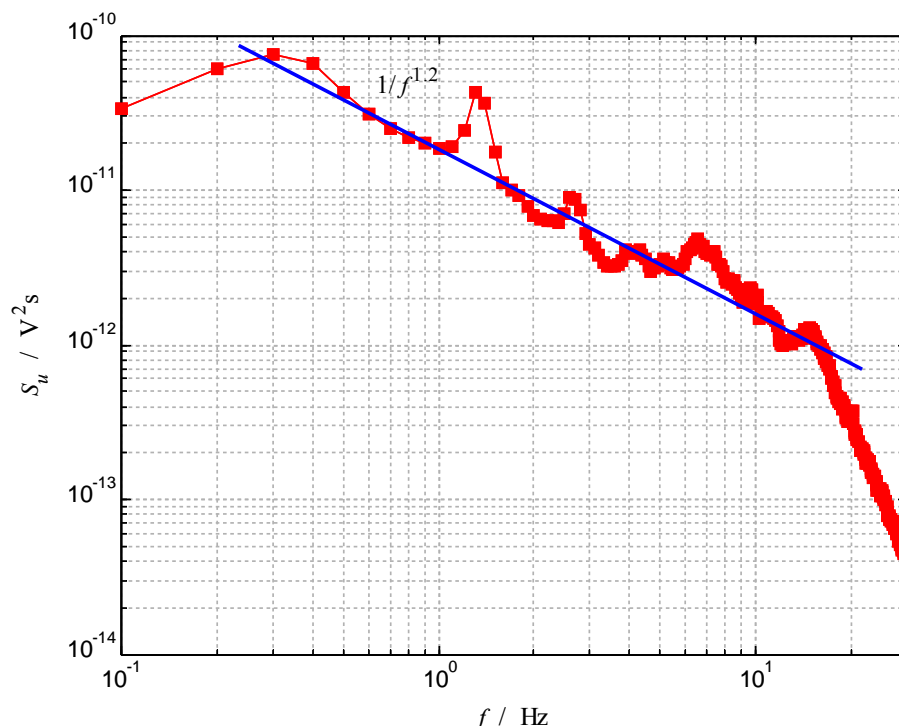
Vzhledem k obecné nestacionaritě signálů EEG [15] je možné přistoupit ke spektrální analýze několika způsoby:

1. Analyzovat pouze krátké úseky signálu, u nichž je větší pravděpodobnost, že budou stacionární. Výhodou tohoto přístupu je především rychlost analýzy a možnost zachycení vývoje spektra v závislosti na čase. Nevýhodou je velmi malá rozlišovací schopnost na kmitočtové ose ve spektrální oblasti a citlivost na nestacionaritu analyzovaných úseků signálů.
2. Analyzovat pouze úseky signálů EEG, u kterých byla prokázána stacionarita. Tento způsob má výhodu, že spektrum určené pomocí DFT je skutečně přesným obrazem časového průběhu. Nevýhodou však je pak poměrně velká komplikovanost a časová náročnost této analýzy (viz podrobněji kapitola 4).

6.1 SPEKTRUM STACIONÁRNÍCH ÚSEKŮ SPÁNKOVÉHO EEG

Stacionární úseky spánkových signálů EEG lze na základě kvantovaných statistických momentů m_1 , M_2 a M_4 rozdělit do několika skupin. Na obrázku 6.1 je zobrazeno spektrum stacionárních úseků spánkového signálu EEG, jehož poměrné zastoupení mezi všemi nalezenými stacionárními úseky je největší a činí 76,45% z celkové doby trvání všech stacionárních úseků signálu. V oblasti 0,3 Hz až 17 Hz je pokles spektrální výkonové hustoty signálu $1/f^{1,2}$. Jedná se tedy o spektrum typu $1/f$. Spektrální čáry, které se vyskytují na křivce klesající spektrální výkonové hustoty signálu $1/f^{1,2}$,

zachycují aktivitu některých deterministických imaginárních zdrojů. Reprezentují jednotlivé rytmy např. α , δ , θ ap. [18].



Obrázek 6.1. Spektrum stacionárního úseku spánkového signálu EEG

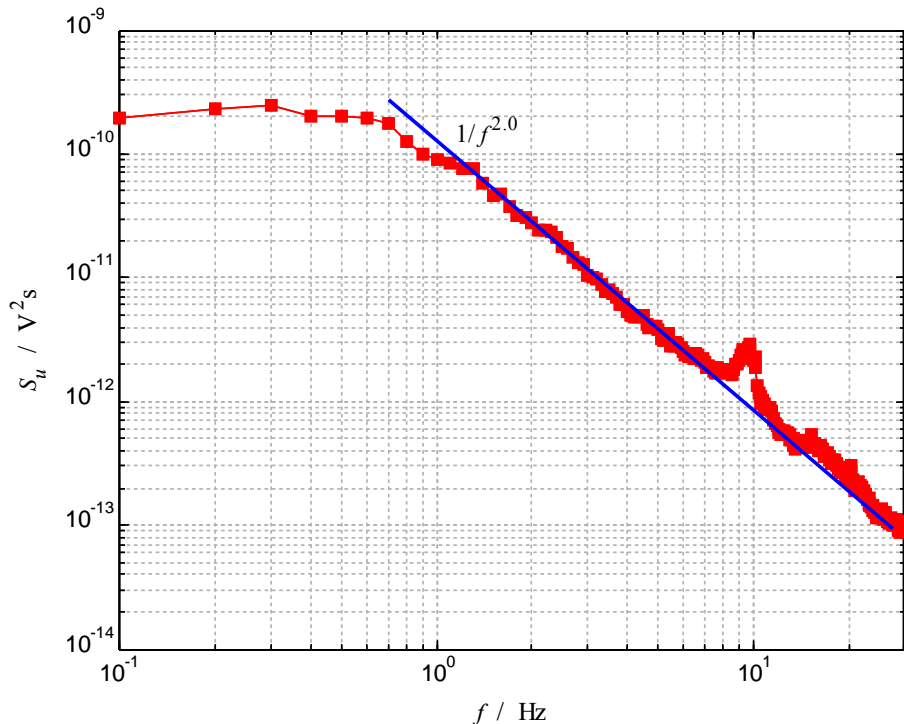
6.2 SPEKTRUM NECENSUROVANÉHO SPÁNKOVÉHO EEG

Na obrázku 6.2 je zobrazeno spektrum úseku spánkového signálu EEG bez ohledu na ověřování stacionarity analyzovaného úseku. Z obrázku je patrné, že v oblasti 0,1 Hz až 1 Hz se nachází úsek s konstantní výkonovou hustotou signálu v řádu $2 \cdot 10^{-10} \text{ V}^2/\text{Hz}$. Od kmitočtu 1 Hz výše pak spektrální výkonová hustota signálu stále klesá v celé další sledované kmitočtové oblasti a to $1/f^2$ vyjma kmitočtu 10 Hz, kde se nachází spektrální čára silného deterministického signálu (α -rytmu).

Spektra tohoto typu bývají výsledkem tzv. generačně rekombinačních procesů (GR procesy), pro které je typické, že ve spektrální oblasti pro kmitočty vyšší než je mezní kmitočet f_c , spektrální výkonová hustota klesá s rostoucím kmitočtem a to $1/f^2$ [21].

6.3 NÁHODNÉ PROCESY PŘI VZNIKU SIGNÁLŮ EEG

Z provedených spektrálních analýz vyplývá, že signály EEG obecně obsahují deterministickou složkou a složkou náhodou. Deterministická složka vede ke vzniku monochromatických spekter, tedy spekter sestavených převážně z úzkých spektrálních čar. Pokud spektrální čáry nejsou dostatečně úzké, pak lze předpokládat, že i do vzniku těchto deterministických signálů zasahuje určitá náhodná složka, nebo jsou výsledkem superpozice několika náhodných jevů.



Obrázek 6.2. Spektrum spánkového signálu EEG určené z jednoho kanálu bez ověření stacionarity analyzovaných úseků signálu

Ze zobrazených spekter signálů EEG a teorie náhodných procesů lze říci, že na vzniku signálů EEG se podílí minimálně dva náhodné procesy, které generují signály, jejichž spektra jsou typu $1/f^2$ a $1/f$.

6.3.1 Spektrum typu $1/f^2$

Spektrum typu $1/f^2$ je výsledkem procesů, které charakterizuje střední doba přechodu do vyššího stavu a střední doba přechodu do nižšího stavu. Pro tyto procesy je charakteristický vznik signálu, který se skládá [1]:

1. Z impulsů s konstantní amplitudou a exponenciálním rozdělením dob trvání mezi jednotlivými impulsy.
2. Z impulsů s náhodně proměnnou amplitudou s exponenciálním rozdělením a s exponenciálním rozdělením dob trvání mezi jednotlivými impulsy.

Statistika dob mezi impulsy

Vzhledem k tomu, že oba signály vedou ke stejnému spektru, bude podrobně popsán pouze případ pro náhodné signály s konstantní amplitudou a proměnnou dobou mezi impulsy. Tento náhodný proces může být popsán postuláty [1], na základě kterých lze sestavit rovnici:

$$P(N, t + \Delta t) = (1 - \lambda \Delta t)P(N, t) + \lambda \Delta t P(N - 1, t) \quad (6.1)$$

kde $P(N, t)$ označuje pravděpodobnost jevu, že v intervalu $(0, t)$ vzniklo N impulsů, t je čas, Δt je časový interval, N je počet vzniklých impulsů, λ je intenzita přechodu soustavy z jednoho stavu do druhého [9].

Řešení této rovnice vede k hustotě pravděpodobnosti náhodné veličiny udávající dobu mezi počátky sousedních impulsů. Ze vztahu zřejmé, že jde o exponenciální rozdělení:

$$f(\tau) = \lambda e^{-\lambda\tau} \quad (6.2)$$

Statistika dob mezi impulsy pro více zdrojů signálů

Z posouzení průběhu naměřených signálů EEG lze předpokládat, že na vzniku náhodných impulsních artefaktů, se mohou podílet různé vzájemně nezávislé zdroje. Intenzity přechodu soustavy lze označit $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$ a $F_1(t), F_2(t), \dots, F_n(t)$ pak příslušné distribuční funkce. Bylo dokázáno, že funkce hustoty pravděpodobnosti potom je:

$$f(\tau) = \frac{dF(\tau)}{d\tau} = \lambda e^{-\lambda\tau} \quad (6.3)$$

kde

$$\lambda = \sum_{k=1}^n \lambda_k. \quad (6.4)$$

Z uvedeného vyplývá, že pokud je signál dán superpozicí n dílčích náhodných signálů, jejichž rozdělení dob mezi dvěma impulsy je exponenciální s intenzitou přechodu λ_k , potom rozdělení dob mezi dvěma po sobě následujícími impulsy je opět exponenciální s intenzitou přechodu danou vztahem (6.4). Na základě toho, že výsledný proces je Poissonovský, nelze tedy odvodit, jaký konkrétní imaginární zdroj náhodného signálu se podílí na vzniku konkrétního artefaktu.

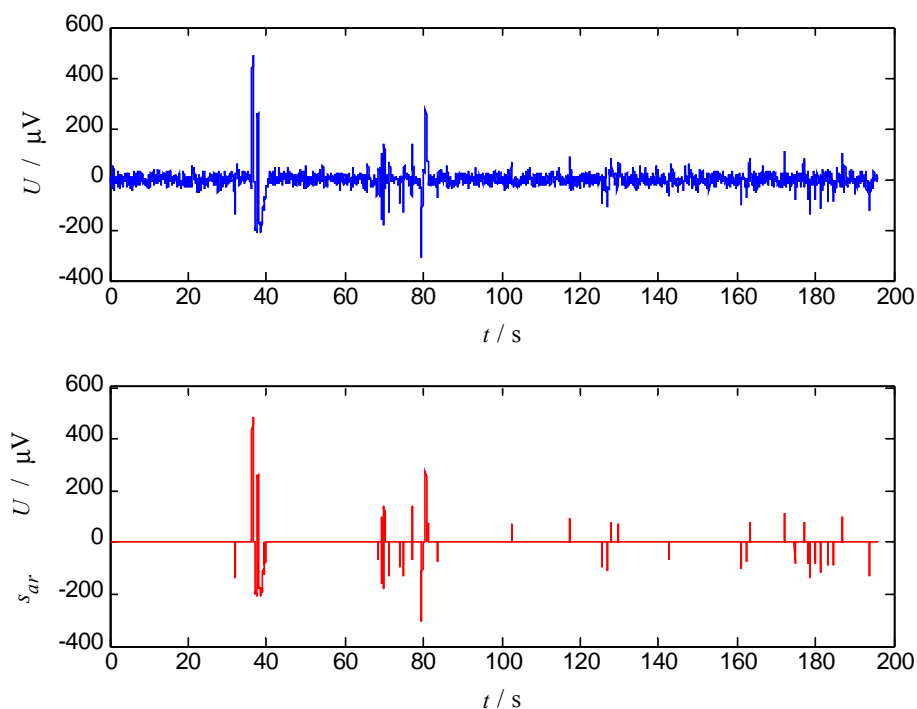
Spektrální výkonová hustota takto definovaného náhodného procesu je podle [21] dána vztahem:

$$S(\omega) = \frac{\lambda\vartheta^2 \overline{|B|^2}}{2\pi(1 + \omega^2\vartheta^2)} \quad (6.5)$$

kde ω je úhlový kmitočet, ϑ je časová konstanta, λ je intenzita přechodu soustavy a $\overline{|B|^2}$ je disperse veličiny B .

6.3.2 Statistika amplitud artefaktů

Každý záznam signálu EEG obsahuje ve větší či menší míře artefakty, přesněji náhodné signály z více imaginárních zdrojů. V horní polovině obrázku 6.3 je zobrazen úsek signálu EEG, na kterém jsou zřetelně vidět artefakty. Ve spodní polovině tohoto obrázku je pak zobrazen signál s_{ar} obsahující pouze tyto artefakty se zachovanou informací o jejich časové pozici. Z obrázku je zřejmé, že artefakty mohou být chápány jako sled po sobě jdoucích impulsů s náhodnou velikostí amplitudy a náhodnou dobou výskytu.



Obrázek 6.3. V horní části obrázku je zobrazen jeden kanál signálu EEG, který obsahuje artefakty. Spodní polovina obrázku zachycuje signál s_{ar} , který tvoří výhradně artefakty.

V rámci této práce byla provedena statistická analýza amplitud signálu s_{ar} , aby bylo zřejmé, jakých hodnot a s jakou pravděpodobností mohou nabývat. Na základě této statistiky byla určena empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti amplitudového rozdělení artefaktů [19], která je zobrazena na obrázku 6.4 v semilogaritmických souřadnicích. Je zřejmé, že tato funkce je exponenciální.

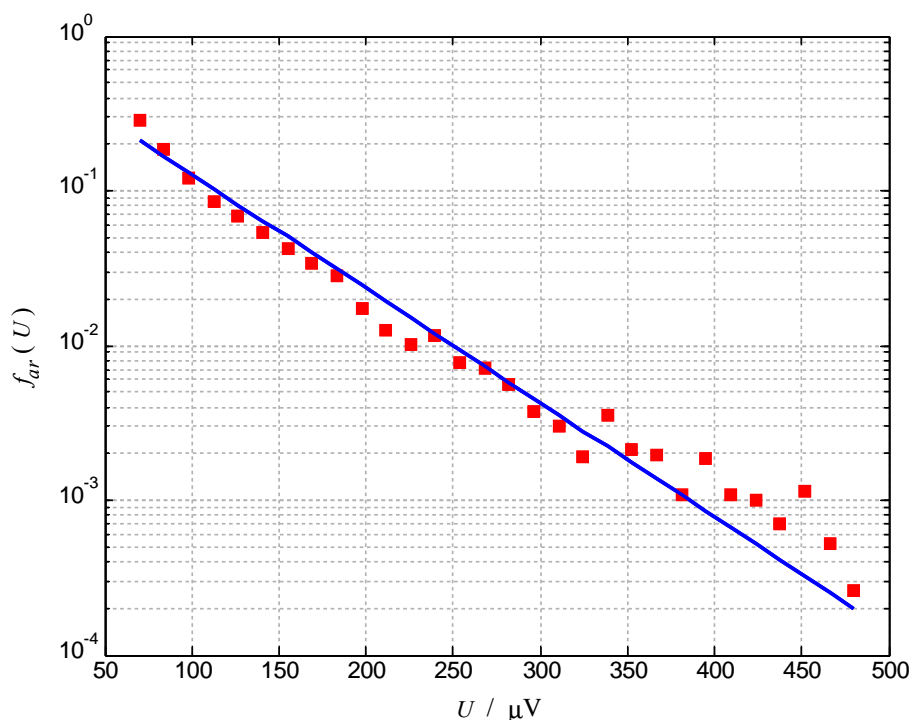
Na základě obrázku 6.4 byla testována hypotéza, že funkce amplitudového rozdělení hustoty pravděpodobnosti je exponenciální. To se však za pomoci Kolmogorova-Smirnovova jednovýběrového testu hypotéz ze souboru naměřených dat nepodařilo potvrdit.

6.3.3 Statistika dob mezi artefakty

Na obrázku 6.3 dole je zobrazen úsek signálu s_{ar} nesoucí informaci o poloze a velikosti artefaktu nacházejícího se ve spánkovém signálu EEG. Analýzou tohoto pomocného signálu s_{ar} bylo zjištěno, že se artefakty vyskytují vždy v určitých skupinách. Rychle po sobě jdoucí artefakty jsou od sebe vždy odděleny delším časovým intervalem a poté opět následuje skupina rychle po sobě jdoucích artefaktů.

Tento časový průběh signálu vede k úvaze, že artefakty obsažené v signálech mohou být výsledkem součinnosti více náhodných procesů. Z obrázků 6.3 a 6.5 je zřejmé, že náhodný signál s_{ar} z obrázku 6.3 může být generován dvěma náhodnými procesy $\xi_{ar2}(t)$ a $\xi_{ar3}(U, t)$, které generují náhodné signály zobrazené na obrázku 6.5.

Signál s_{ar} nesoucí informaci o poloze a velikosti amplitudy artefaktů nacházejících se ve spánkovém signálu EEG pak vzniká díky vzájemné podmíněnosti náhodných



Obrázek 6.4. Empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti amplitud artefaktů v semilogaritmických souřadnicích

procesů $\xi_{ar2}(t)$ a $\xi_{ar3}(U, t)$. Pomalý náhodný proces $\xi_{ar2}(t)$ generuje signál $s_{ar2}(t)$, který může nabývat pouze dvou hodnot a to 0 a 1, mezi kterými náhodně přechází (viz obrázek 6.5 dole). Pravděpodobnost, že artefakt nabude v čase t hodnotu napětí U , je dána podmíněnou pravděpodobností, že signál $s_{ar}(t)$ bude nabývat právě konkrétní hodnoty napětí U v čase t , pokud bude i hodnota signálu $s_{ar2}(t)$ rovna jedné. Platí tedy, že

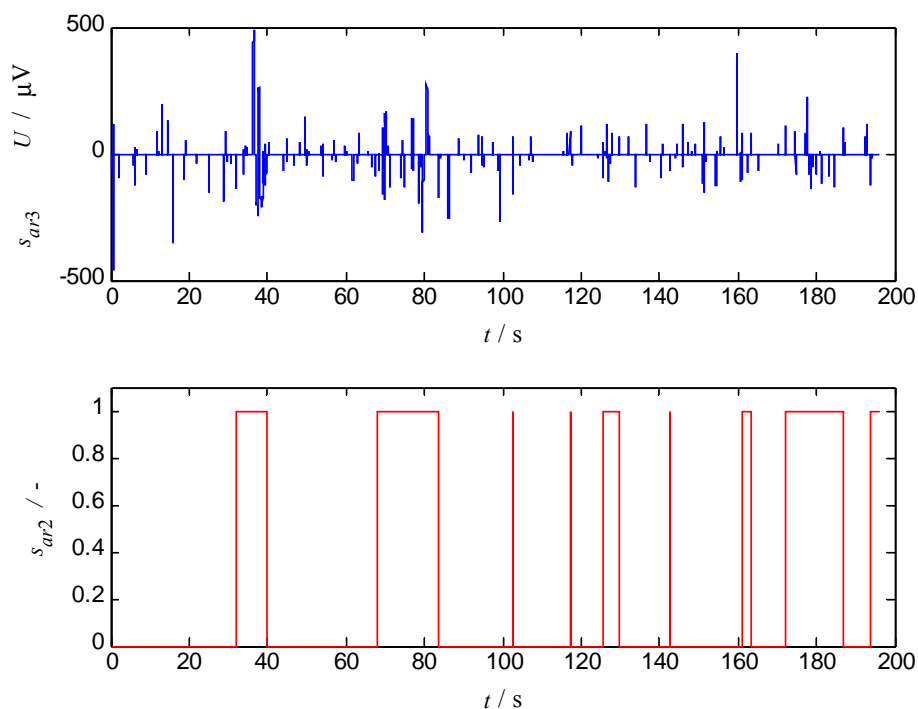
$$P(s_{ar}(U, t)) = P(s_{ar3}(U, t) | s_{ar2}(t)) \quad (6.6)$$

kde $P(s_{ar}(U, t))$ označuje pravděpodobnost, že artefakt nabude v čase t hodnotu napětí U , $s_{ar}(U, t)$ je náhodná proměnná výskytu artefaktu v signálu a $s_{ar2}(t)$ je rovněž náhodná proměnná výskytu artefaktu v signálu.

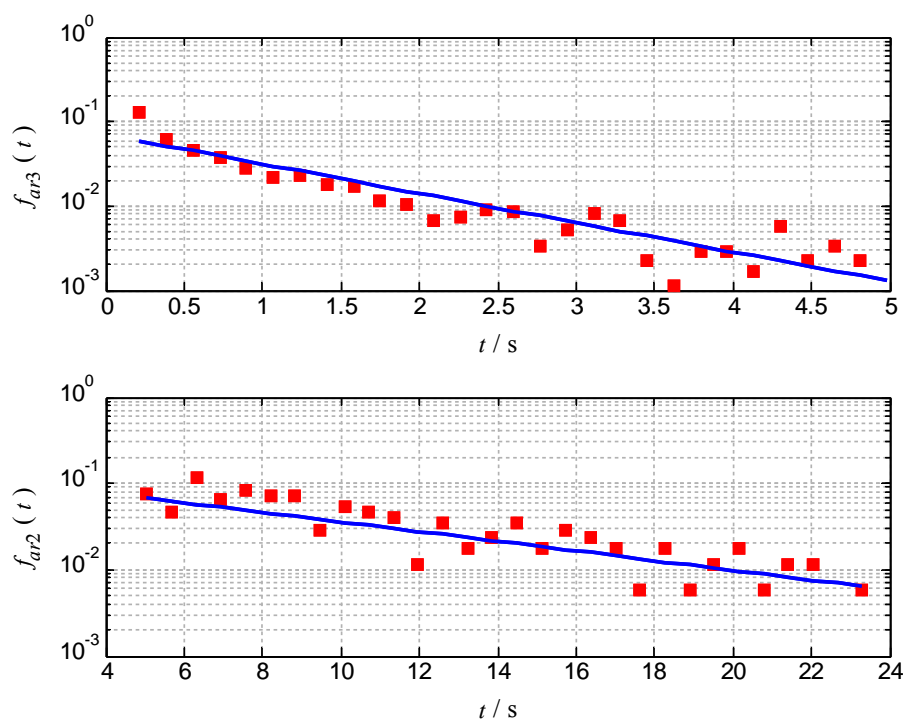
Signály zobrazené na obrázku 6.5 byly analyzovány za účelem zjištění jejich statistického rozdělení v čase.

Statistika signálu s_{ar3}

V horní polovině obrázku 6.6 je zobrazena empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti pro vzdálenosti jednotlivých artefaktů signálu s_{ar3} od sebe v čase v semilogaritmických souřadnicích. Je zřejmé, že tato empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti má exponenciální průběh. Byla tedy testována hypotéza, že funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti f_{ar3} je exponenciální. Tuto hypotézu však Kolmogorovův-Smirnovův jednovýběrový test hypotéz nepotvrdil.



Obrázek 6.5. Pomocné signály s_{ar3} nahoře a s_{ar2} dole, které nesou informaci o časové pozici jednotlivých artefaktů



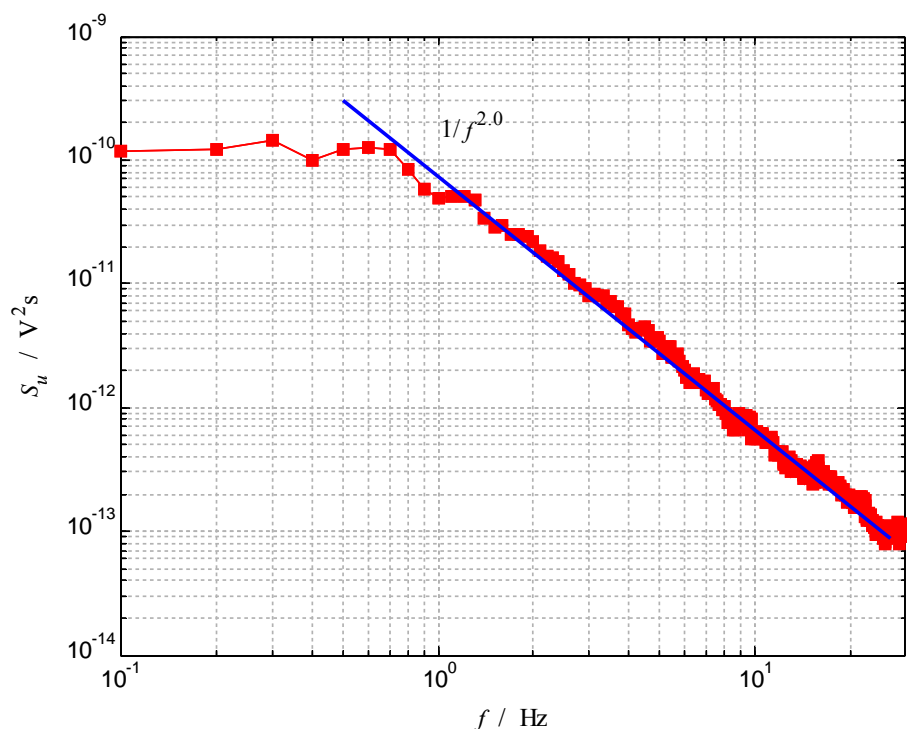
Obrázek 6.6. Empirické funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti pro vzdálenosti jednotlivých artefaktů signálu, s_{ar3} nahoře a s_{ar2} dole, od sebe v čase v semilogaritmických souřadnicích

Statistika signálu s_{ar2}

Ve spodní polovině obrázku 6.6 je zobrazena empirická funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti pro vzdálenosti jednotlivých impulsů od sebe v čase signálu s_{ar2} , kterým je modulován signál s_{ar3} . Tato funkce má rovněž exponenciální průběh. Byla tedy testována hypotéza, že funkce rozdělení hustoty pravděpodobnosti f_{ar2} je exponenciální. Tato hypotéza byla také testována za pomoci Kolmogorova-Smirnovova jednovýběrového testu hypotéz a byla tímto testem potvrzena. Rozdělení hustoty pravděpodobnosti, vyjadřující vztah náhodného časového rozestupu mezi skupinami artefaktů ve spánkovém signálu EEG, je tedy exponenciální.

6.3.4 Vliv artefaktů na spektrum EEG

Na obrázku 6.7 je zobrazeno spektrum signálu s_{ar} , který obsahuje pouze artefakty a nikoli signál EEG (signál s_{ar} zachycuje obrázek 6.3 dole). Z obrázku je patrné, že spektrální výkonová hustota je na kmitočtu 1 Hz několikrát vyšší, než spektrální výkonová hustota stacionárních úseků signálů EEG, která je zobrazena na obrázku 6.1. Na kmitočtu 10 Hz však je již spektrální výkonová hustota obou signálů srovnatelná a začíná převládat signál EEG. To vede ke vzniku spektra zobrazeného na obrázku 6.2, které je určeno ze signálů EEG bez kontroly stacionarity.



Obrázek 6.7. Spektrum signálu s_{ar} , který obsahuje pouze artefakty bez signálu EEG. Signál s_{ar} je zobrazen na obrázku 6.3 dole)

Z toho lze učinit závěr, že díky artefaktům dojde na kmitočtech nižších než 10 Hz k překrytí spektra signálů EEG, které, pokud neobsahuje zmíněné artefakty, je přibližně o řád menší.

6.3.5 Spektrum typu $1/f$

Spektrum typu $1/f$ vzniká při superpozici náhodných signálů s proměnnou střední dobou relaxace. Mění-li se střední doba relaxace exponenciálně, potom lze získat superpozici GR šumu, kde spektrální výkonová hustota je definována vztahem (6.5), spektrum typu $1/f$, případně $1/f^a$, kde exponent a je v rozsahu $0,8 - 1,2$ a souvisí se změnou střední doby relaxace. To znamená, že pro vznik šumu typu $1/f$ musí dojít v jednom řádu kmitočtů k superpozici náhodných signálů a to minimálně ze tří zdrojů, jejichž signál je generován GR procesy. Tyto zdroje se musí vyznačovat různými středními dobami relaxace τ s exponenciálním rozdělením. Například na jeden řád přibližně $\tau_l = 2 s, 4 s, 8 s$ [27].

7 FILTRACE KRÁTKÝCH ÚSEKŮ SIGNÁLU

Při analýze jednotlivých konkrétních grafoelementů signálu EEG, jako jsou například vřeténka, K-komplexy ap., tedy velmi krátkých úseků signálu v rozmezí desítek milisekund až několika sekund, vyvstává problém s odstraněním šumu a artefaktů. K tomuto účelu se často využívá číslicová filtrace [24]. Signály EEG se nacházejí ve spektrální oblasti především na nižších kmitočtech. Šum, technické a svalové artefakty mají bohaté spektrum zejména v oblasti vyšších kmitočtů.

Při číslicové filtraci krátkých úseků signálu dochází vlivem přirozené odezvy číslicového filtru ke vzniku přechodného děje, který zkreslí výstupní signál na jeho počátku. Čím vyšší je řád filtru, tím delší je jeho přirozená odezva a tím je rovněž delší i přechodný děj. Zatímco při filtraci dlouhých či kontinuálních signálů je tento problém zanedbatelný, při filtraci krátkých úseků signálu se stává markantním, neboť filtrované signály mohou v přechodném ději zcela zaniknout.

7.1 PŘECHODNÉ DĚJE ČÍSLICOVÉHO FILTRU

Výsledná odezva číslicového filtru je dána součtem tak zvané přirozené a vynucené odezvy [24]. Přirozená odezva je odezvou diskrétního systému na počáteční podmínky, které jsou dány hodnotami vnitřních stavových proměnných, které jsou uloženy v paměťových buňkách číslicového filtru. Vynucená odezva je odezvou diskrétního systému na vstupní signál. Přirozená odezva bývá zpravidla odezvou na tak zvané nulové počáteční podmínky. To znamená, že číslicový filtr má před započítím filtrace všechny hodnoty vnitřních stavových proměnných nulové.

Přechodný děj vzniká na začátku signálu součtem přirozené a vynucené odezvy číslicového filtru. Protože však amplituda přirozené odezvy většinou rychle exponenciálně klesá, začne ve výsledném signálu více převládat odezva vynucená [24]. Díky tomu lze přechodný děj po relativně krátké době zanedbat. Tato doba souvisí s řádem číslicového filtru. Číslicový filtr po odeznění přechodného děje přechází do ustáleného stavu.

Analýzou signálů, způsobujících přechodné děje při číslicové filtraci na začátku signálu, bylo zjištěno, že na vzniku přechodných jevů se podílí především:

- Nenulová úroveň prvních vzorků signálu.
- Nenulová stejnosměrná složka signálu.

U signálů, které mají relativně krátkou dobu trvání vzhledem k řádu použitého číslicového filtru, jímž jsou filtrovány, a lze o nich říci, že se vyznačují některou z výše uvedených vlastností, existuje reálná možnost, že při jakékoli číslicové filtraci za nulových počátečních podmínek mohou zcela zaniknout v přechodném ději filtru.

7.2 ELIMINACE PŘECHODNÉHO DĚJE FILTRU IIR

Navržená metoda eliminace přechodného děje vznikajícího při číslicové filtraci na začátku signálu spočívá v nastavení vhodných hodnot vnitřních stavových proměnných číslicového filtru před započítáním filtrace tak, aby v konečném součtu přirozené a vynucené odezvy byl přechodný děj na začátku signálu eliminován.

Nechť existuje libovolný číslicový filtr jednoznačně popsáný přenosovou funkcí:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_M z^{-M}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_N z^{-N}} \quad (7.1)$$

kde a_i a b_i jsou rovněž konstantní koeficienty [24]. Aby byl číslicový filtr jednoznačně definován, necht' je splněna podmínka $y(n) = x(n) = 0$, pro $n < 0$ a podmínka $M \leq N$.

K takto definovanému číslicovému filtru lze najít vhodné hodnoty vnitřních stavových proměnných, které mají nenulovou hodnotu, a při jejich vložení do paměťových buněk vnitřních stavových proměnných číslicového filtru nevznikne při stejnosměrném posunu signálu nebo při jeho nenulových prvních vzorcích přechodný děj na jeho začátku.

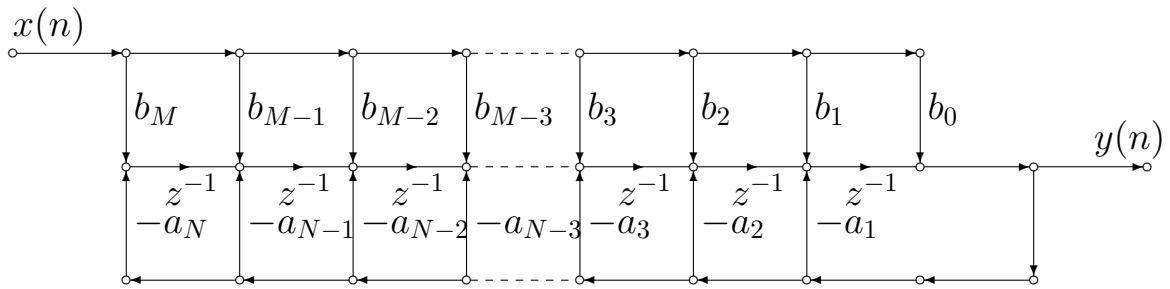
Pro realizaci číslicového filtru IIR je nejčastěji používána první kanonická forma [24] (viz graf signálových toků zobrazený na obrázku 7.1). Vnitřní stavový popis vyplývající z realizace první kanonické formy popisují rovnice:

$$\mathbf{V}(n) = \mathbf{A}\mathbf{V}(n-1) + \mathbf{B}X(n) \quad (7.2)$$

$$Y(n) = \mathbf{C}\mathbf{V}(n-1) + \mathbf{D}X(n) \quad (7.3)$$

kde \mathbf{A} , \mathbf{B} , \mathbf{C} a \mathbf{D} jsou vnitřní stavové matice diskrétního systému, $X(n)$ je vstupní hodnota signálu, $Y(n)$ je výstupní hodnota signálu, $\mathbf{V}(n)$ je vektor vnitřních stavových proměnných a n je diskrétní čas [24].

Pokud je číslicový filtr realizován jako první kanonická forma, pak lze jeho vnitřní stavový popis vycházející z rovnic (7.2) a (7.3) rozepsat do tvaru, který je uveden například v [24]. Na základě tohoto popisu lze odvodit pro vstupní signál (jednotkový skok), který způsobuje při filtraci přechodné děje na začátku signálu, soustavu N lineárních rovnic o N neznámých (7.4), jejímž řešením jsou hodnoty vnitřních stavových proměnných, při jejichž přednastavení před začátkem filtrace nevzniká na za-



Obrázek 7.1. Graf signálových toků číslicového filtru IIR realizovaného jako první kanonická forma

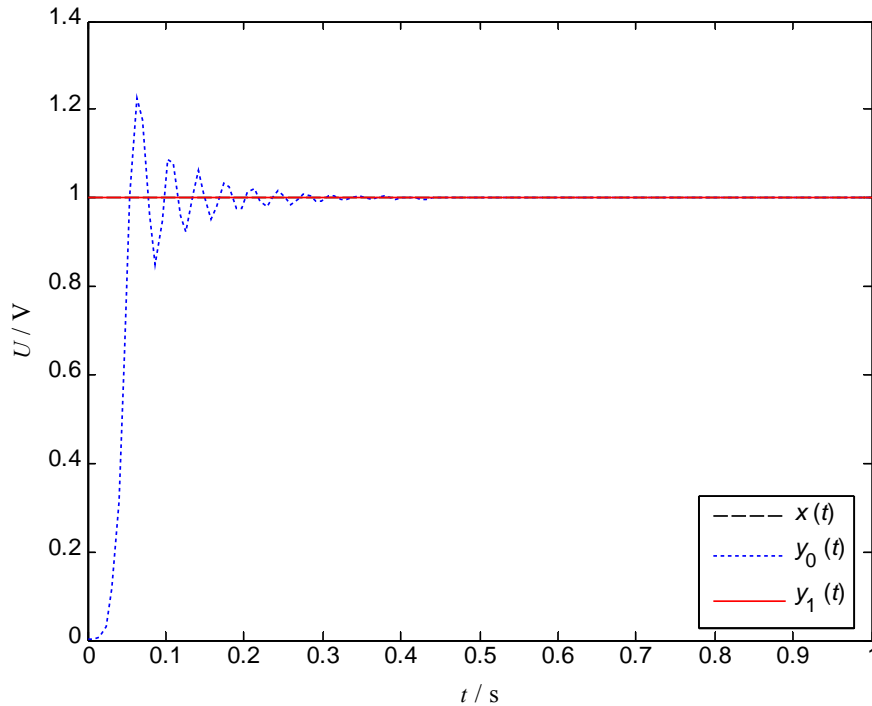
čátku signálu, pro který byla tato soustava rovnic odvozena (jednotkový skok), přechodný děj.

$$\begin{bmatrix} 1 + a_1 & -1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ a_2 & 1 & -1 & 0 & \dots & 0 \\ a_3 & 0 & 1 & -1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{N-1} & 0 & 0 & 0 & \dots & -1 \\ a_N & 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_N(n) \\ v_{N-1}(n) \\ v_{N-2}(n) \\ \vdots \\ v_2(n) \\ v_1(n) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_1 - b_0 a_1 \\ b_2 - b_0 a_2 \\ b_3 - b_0 a_3 \\ \vdots \\ b_{M-1} - b_0 a_{N-1} \\ b_M - b_0 a_N \end{bmatrix} \quad (7.4)$$

Obrázek 7.2 zachycuje signál $x(t)$ (jednotkový skok) před filtrací. K filtraci tohoto signálu byl použit číslicový filtr šestnáctého řádu typu dolní propust s mezním kmitočtem 30 Hz a s aproximací typu Butterworth. Zobrazený signál byl vzorkován vzorkovacím kmitočtem 128 Hz. Číslicovou filtrací tímto filtrem za nulových počátečních podmínek vznikne signál $y_0(t)$, který je rovněž zobrazen na obrázku 7.2. Na tomto signálu je zřetelně vidět vzniklý přechodný děj, který je výrazný od začátku signálu až do doby $t=0,5$ s. Pokud by byl filtrovaný signál kratší než 0,5 s, pak by v přechodném ději zcela zanikl.

Pokud však jsou před započítáním filtrace vnitřní stavové proměnné číslicového filtru naplněny hodnotami vypočtenými podle maticové rovnice (7.4), pak je výsledkem signál $y_1(t)$, který, jak je z obrázku 7.2 patrné, naprosto překrývá vstupní signál $x(t)$. Přechodný děj u něj vůbec nenastává.

Vzhledem k tomu, že metoda výpočtu hodnot vnitřních stavových proměnných, umožňujících eliminaci přechodného děje na začátku signálu, byla odvozena pro konkrétní typ signálu (jednotkový skok), je nezbytné tuto metodu zobecnit. Zobecnění vychází z předpokladu, že typ přechodného děje vznikajícího na začátku signálu po průchodu číslicovým filtrem, je stejným typem přechodného děje vznikajícího u signálu, pro který byla tato metoda odvozena.



Obrázek 7.2. Filtrace jednotkového skoku filtrem IIR typu DP. Signál $y_1(t)$ naprosto překrývá signál $x(t)$

Zobecnění metody na všechny typy signálů způsobujících při filtraci přechodné děje spočívá ve vynásobení hodnot vnitřních stavových proměnných určených podle vztahu (7.4) hodnotou prvního vzorku vstupního signálu $x(1)$. To lze zapsat vztahem:

$$v'_i(0) = x(1)v_i(0) \quad (7.5)$$

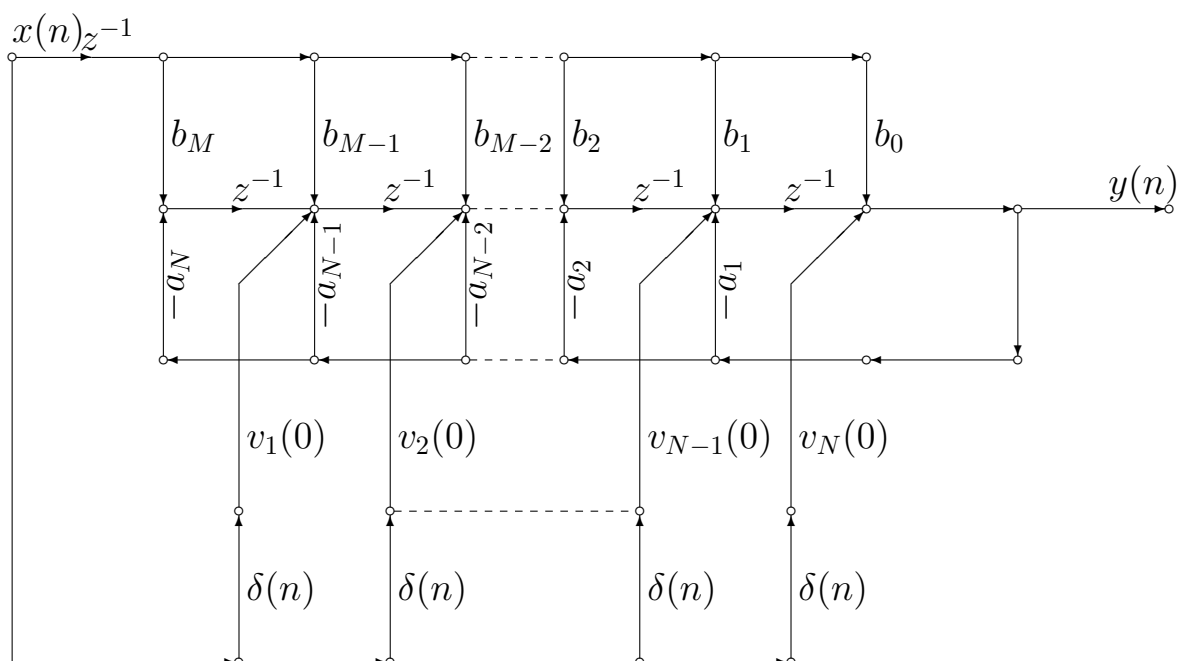
kde v_i je hodnota vypočtené vnitřní stavové proměnné dle vztahu (7.4), v'_i je nová hodnota vnitřní stavové proměnné, $i \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$, N je řád číslicového filtru a $x(1)$ je první vzorek vstupního signálu.

Realizaci navrženého systému zachycuje graf signálových toků na obrázku 7.3.

Zatímco v nultém kroku před vstupem vstupního signálu $x(n)$ do číslicového filtru je první vzorek signálu $x(1)$ zpožděn o jeden takt, do paměťových buněk vnitřních stavových proměnných se v tomto nultém kroku uloží hodnoty získané vynásobením prvního vzorku vstupního signálu $x(1)$ s hodnotami vypočtenými podle vztahu (7.4) a funkcí $\delta(n)$ (jednotkový impuls). Vlastností funkce $\delta(n)$ je to, že jen a pouze v okamžiku kdy $n = 0$ je její hodnota rovna jedné. V ostatních případech nabývá nulových hodnot. Díky této funkci dojde k ovlivnění vnitřních stavových proměnných pouze v nultém kroku činnosti číslicového filtru.

Vztah pro určení vnitřních stavových proměnných lze tedy zapsat:

$$v'_i(0) = x(1)v_i(0)\delta(n) \quad (7.6)$$



Obrázek 7.3. Graf signálových toků číslicového filtru IIR realizovaného jako první kanonická forma s eliminací přechodných jevů na začátku signálu

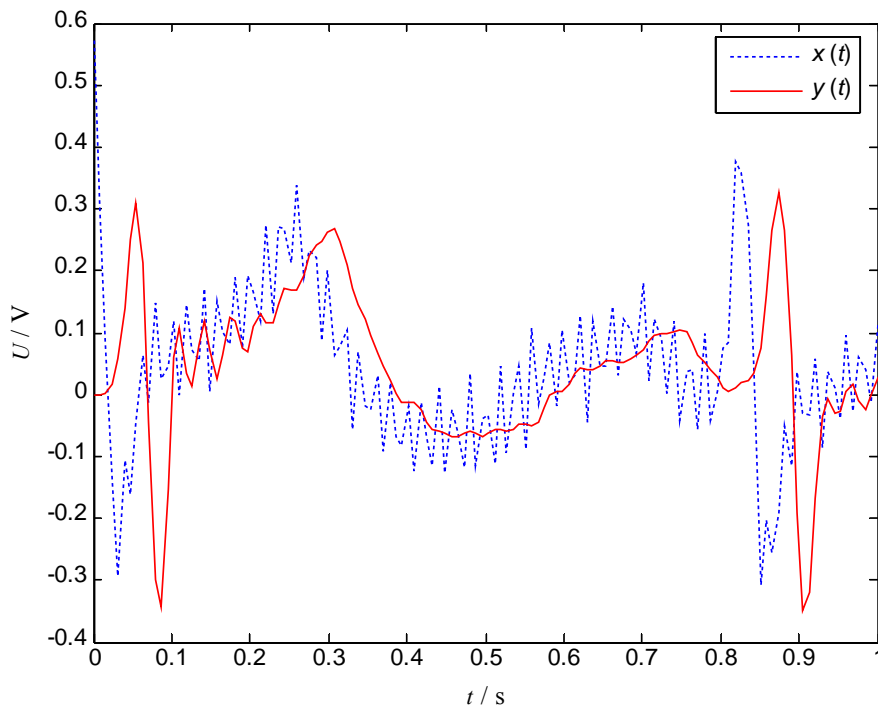
kde v_i je hodnota vypočtené vnitřní stavové proměnné dle vztahu (7.4), $v_i^!$ je nová hodnota vnitřní stavové proměnné, $i \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$, N je řád číslicového filtru a $x(1)$ je první vzorek vstupního signálu.

Metoda číslicové filtrace s přednastavením hodnot vnitřních stavových proměnných za účelem filtrace krátkých úseků signálu EEG byla ověřena na vybraných grafoelementech polysomnografických dat. Pro názornost byl na následujících obrázcích ilustrujících využití metody na reálných signálech použit QRS-komplex signálu EKG, protože, na rozdíl od grafoelementů signálu EEG, je jeho tvar běžně znám. Na obrázku 7.4 je zobrazen tento grafoelement v intervalu $R - R^1$ před filtrací označený jako $x(t)$ a po filtraci za nulových hodnot vnitřních stavových proměnných číslicového filtru označený jako $y(t)$. Z obrázku je zřejmé, že na tomto grafoelementu je pravděpodobně superponován šum. Za účelem odstranění tohoto šumu byl signál filtrován stejným číslicovým filtrem, který byl použit pro filtrace jednotkového skoku z obrázku 7.2.

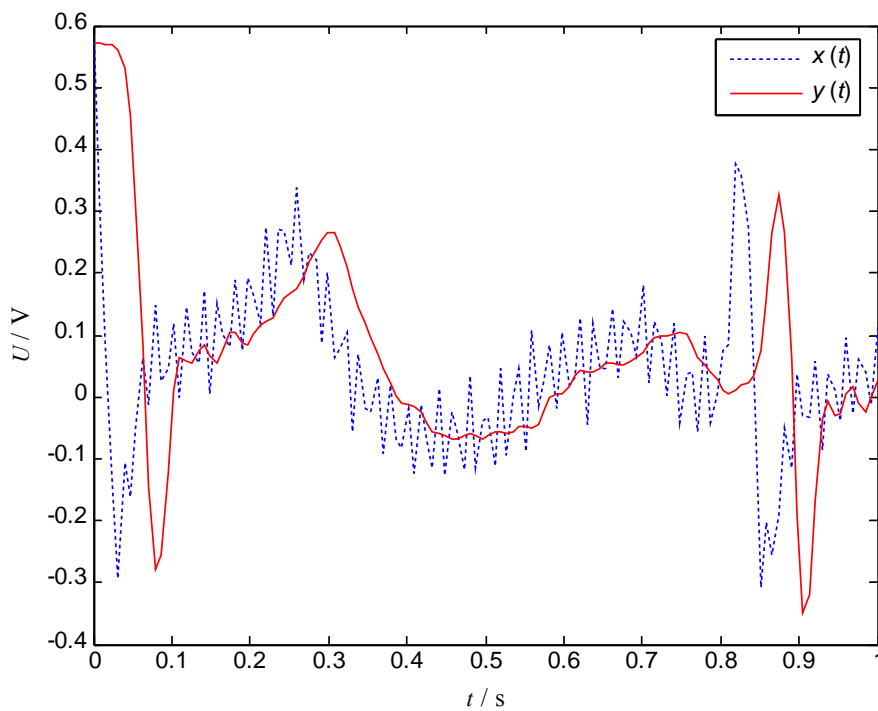
Na obrázku 7.4 je rovněž zachycen výstupní signál $y(t)$ po číslicové filtraci. Porovnáním obrázků 7.2 a 7.4 je zřejmé, že stejný přechodný děj, který deformuje signál na obrázku 7.2, deformuje i začátek grafoelementu signálu EKG, a to nejvýrazněji v prvních desetínách sekundy. Srovnání lze provést vzhledem ke stejnému měřítku časové osy.

Na obrázku 7.5 je opět zobrazen vstupní signál $x(t)$ a signál $y(t)$, tentokrátě však po průchodu stejným filtrem, ale při přednastavených hodnotách vnitřních stavových

¹Grafoelementem signálu EKG je křivka QRS, která má vrcholy PQRST(U). Jednotlivá písmenka označují jednotlivé vlny, ze kterých se křivka skládá. P – depolarizace síní; QRS – depolarizace komor; T – repolarizace komor; (U – repolarizace Purkyněho vláken)



Obrázek 7.4. Grafoelement signálu EKG před a po filtraci za nulových hodnot vnitřních stavových proměnných



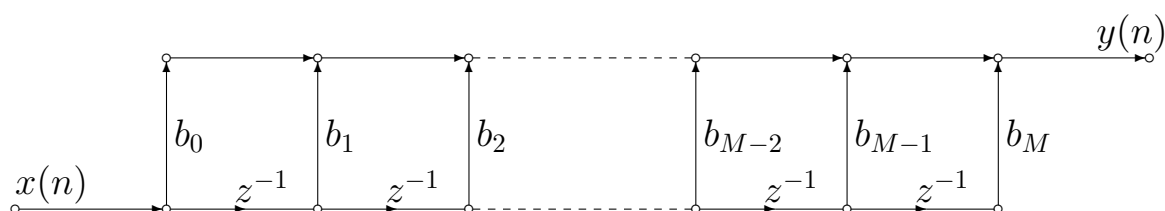
Obrázek 7.5. Grafoelement signálu EKG před filtrací a po filtraci za přednastavených stavových proměnných určených dle vztahu (7.4) s eliminovaným přechodným dějem

proměnných. Tento filtr byl realizován strukturou navrženou na obrázku 7.3. Hodnoty $v_i(0)$ byly stanoveny podle vztahu (7.4).

Z obrázku 7.5 je patrné, že eliminace přechodného děje na začátku signálu způsobená nenulovou hodnotou prvního vzorku vstupního signálu $x(t)$, byla úspěšná. Výstupní signál $y(t)$ obsahuje na svém začátku pouze časové zpoždění, jenž je úměrné řádu filtru. Pokud má být realizovaný číslicový filtr kauzální, pak toto časové zpoždění systému nelze nijak eliminovat [24].

7.3 ELIMINACE PŘECHODNÉHO DĚJE FILTRU FIR

Odvození metody eliminace přechodného děje založené na přednastavení hodnot vnitřních stavových proměnných číslicového filtru typu FIR je založeno na druhé kanonické formě (viz obrázek 7.6), která umožňuje snadnou implementaci [24]. Předpokladem také je, že vstupní signál způsobující při filtraci na začátku signálu přechodný děj bude mít parametry uvedené v kapitole 7.1. Vzhledem k tomu, že číslicový filtr typu FIR nemá žádné zpětné vazby, přechodný děj je konečný a je dán řádem filtru [24].



Obrázek 7.6. Graf signálových toků číslicového filtru FIR realizovaný jako druhá kanonická forma

Nechť existuje libovolný číslicový filtr popsáný přenosovou funkcí:

$$H(z) = b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_N z^{-N} \quad (7.7)$$

kde b_i jsou konstantní koeficienty a N je přirozené celé číslo určující řád číslicového filtru typu FIR [24].

Vnitřní stavový popis číslicového filtru typu FIR realizovaného jako druhá kanonická forma vychází opět z obecných vztahů (7.2) a (7.3).

Jak bylo odvozeno, pokud je vstupním signálem $x(n)$ opět jednotkový skok a před začátkem číslicové filtrace splňují všechny vnitřní stavové proměnné podmínku:

$$v_i(0) = 1, \quad (7.8)$$

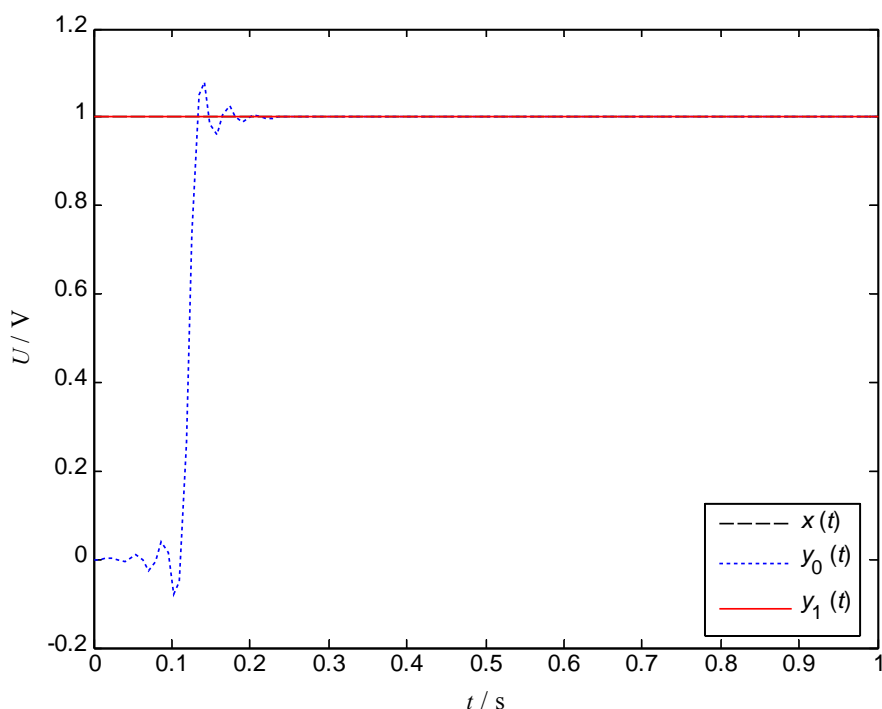
kde $v_i(0)$ jsou vnitřní stavové proměnné a $i \in \{1, 2, \dots, N\}$ a kde N je přirozené číslo určující řád číslicového filtru, pak přechodný děj na začátku signálu vůbec nevznikne.

Uvedené tvrzení lze zobecnit. Pokud se bude realizovat algoritmus číslicové filtrace druhou kanonickou formou a všechny vnitřní stavové proměnné $v_i(0)$ číslicového filtru budou před započítím filtrace nahrazeny hodnotou prvního vzorku vstupního signálu $x(1)$, jak to popisuje vztah (7.9), proběhne algoritmus filtrace bez přechodného

děje způsobeného stejnosměrným posunem signálu nebo nenulovými počátečními vzorky vstupního signálu.

$$v_i(0) = x(1). \quad (7.9)$$

Na obrázku 7.7 je zobrazen vstupní signál $x(t)$ (jednotkový skok). Tento signál je filtrován číslicovým filtrem FIR s lineární fázovou charakteristikou 32. řádu typu dolní propust s mezním kmitočtem 30 Hz. Výstupní signál $y_0(t)$, po průchodu číslicovým

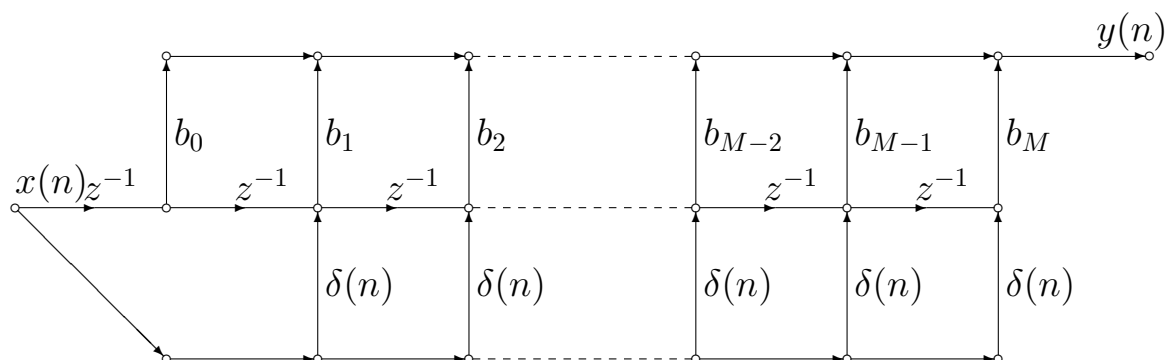


Obrázek 7.7. Filtrace jednotkového skoku filtrem FIR typu DP. Signál $y_1(t)$ naprosto překrývá signál $x(t)$

filtrem, jehož vnitřní stavové proměnné mají před započítím filtrace nulové hodnoty, má výrazný přechodný děj. Pokud však byly před započítím filtrace vnitřní stavové proměnné naplněny hodnotami dle vztahu (7.9), pak je výsledkem signál $y_1(t)$, který na obrázku 7.7 naprosto překrývá vstupní signál $x(t)$. Přechodný děj u něj nenastává.

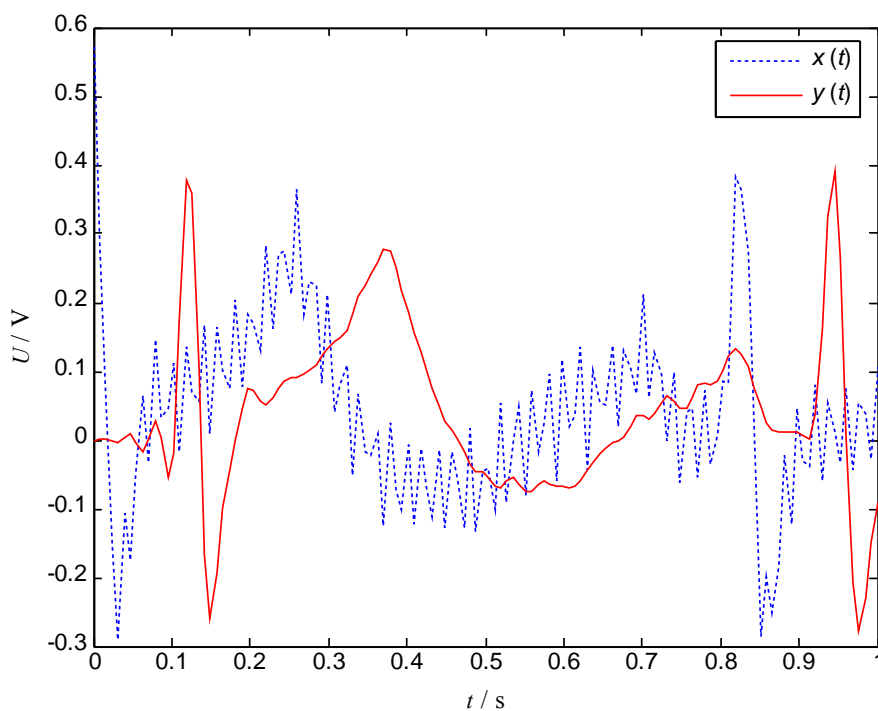
Způsob realizace číslicového filtru FIR s eliminací přechodného děje na začátku signálu je zachycen na obrázku 7.8. Vstupní signál $x(n)$ je v nultém okamžiku na vstupu prvním zpožděvacím členem zpožděn o jeden krok. V tomto okamžiku se ve spodní větvi grafu signálových toků vynásobí funkcí $\delta(n)$. Tímto způsobem se hodnota prvního vzorku signálu $x(n)$ přepíše do všech paměťových buněk reprezentujících vnitřní stavové proměnné $v_i(0)$.

Filtrace signálu $x(n)$ tak, jak je zobrazena na obrázku 7.8, proběhne bez přechodného děje na jeho počátku. Metoda číslicové filtrace, založená na přednastavení vnitřních stavových proměnných filtru FIR za účelem filtrace krátkých úseků signálů EEG, byla rovněž ověřena na vybraných grafoelementech polysomnografických dat.



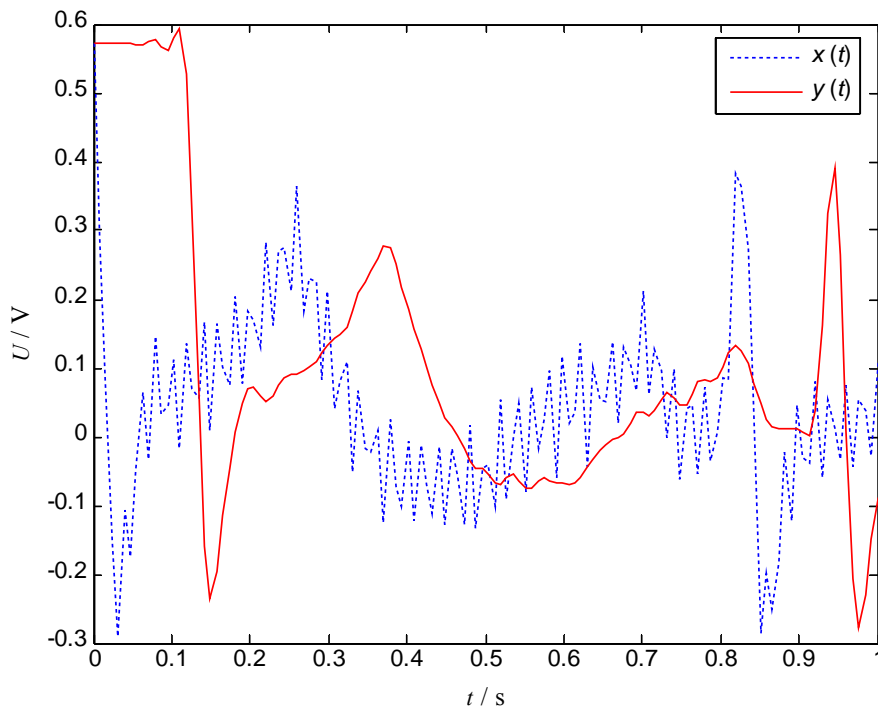
Obrázek 7.8. Graf signálových toků číslicového filtru FIR realizovaný jako druhá kanonická forma s eliminací přechodných jevů na začátku signálu

Na obrázku 7.9 je zobrazen jako vstupní signál $x(t)$ úsek křivky EKG, který obsahuje QRS-komplex v intervalu R – R. Signál byl filtrován stejným číslicovým filtrem jako signál z obrázku 7.7. Na obrázku je zachycen výstupní signál $y(t)$ z číslicového filtru při filtraci za nulových počátečních podmínek. Porovnáním obrázků 7.7 a 7.9 je zřejmé, že stejný přechodný děj, který deformuje začátek signálu na obrázku 7.7, deformuje i začátek grafoelementu signálu EKG a to nejvýrazněji v prvních desetínách sekundy. Srovnání lze provést vzhledem ke stejnému měřítku časové osy.



Obrázek 7.9. Grafoelement úseku signálu EKG před filtrací a po filtraci číslicovým filtrem FIR za nulových počátečních podmínek

Na obrázku 7.10 je opět zobrazen vstupní signál $x(t)$ a signál $y(t)$ po průchodu stejným filtrem tentokrát však při přednastavených hodnotách vnitřních stavových



Obrázek 7.10. Grafoelement úseku signálu EKG před filtrací a po filtraci za přednastavených hodnot vnitřních stavových proměnných určených dle vztahu (7.9) s eliminovaným přechodným dějem

proměnných za účelem odstranění přechodného děje na začátku signálu. Tento filtr byl realizován strukturou navrženou na obrázku 7.8. Hodnoty koeficientů vnitřních stavových proměnných $v_i(0)$ byly stanoveny podle vztahu (7.9).

Z obrázku 7.10 je patrné, že eliminace přechodného děje byla úspěšná. Na začátku signálu $y(t)$ se projeví jako časové zpoždění. Přechodný děj na počátku signálu byl tedy eliminován.

8 PŘEHLED A ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Výsledky dosažené v rámci této práce lze rozčlenit do několika kategorií:

Metoda nezávislých komponent

1. Byl zaveden pojem imaginárního zdroje signálu, který může reprezentovat buď skutečný zdroj signálu (například zdroj síťového artefaktu 50 Hz), nebo imaginární zdroj signálu, který může být například výsledkem superpozice signálů z různých zdrojů, které od sebe nelze odlišit.

Na základě definice metody ICA byl navržen a popsán model způsobu vzniku signálů EEG na principu lineární kombinace signálů pocházejících z konkrétních imaginárních zdrojů signálu. Tento model je určen především pro analýzy vycházející z metody ICA.

2. Byl analyzován vzájemný vztah mezi jednotlivými kanály EEG s cílem zjištění možnosti použití analýzy nezávislých komponent a interpretace jejich výsledků. Velká míra korelace mezi jednotlivými kanály EEG, zvláště mezi sousedními kanály, vede ke zbytečné redundanci měřených dat. Pro analýzu metodou nezávislých komponent se ukázalo jako postačující využití pěti až sedmi kanálů EEG. Snímací elektrody by měly být rozmístěny tak, aby jejich vzájemná vzdálenost byla co možná největší.

Vzhledem k definici metody nezávislých komponent byla provedena analýza amplitudového rozdělení, které může nabývat naměřený spánkový signál EEG. Bylo zjištěno, že obecně empirická distribuční funkce spánkových signálů EEG nemá normální rozdělení hustoty pravděpodobnosti.

Dále byl analyzován případ rozdělení amplitud stacionárních úseků signálu EEG. Bylo dokázáno, že amplituda v daném konkrétním stacionárním úseku spánkového signálu EEG se řídí distribuční funkcí normálního rozdělení. Tento fakt vede k závěru, že metodou nezávislých komponent lze více méně úspěšně vzájemně separovat signály EEG od signálů jiného původu, které nemají normální rozdělení, ale nelze touto metodou vzájemně rozlišit signály EEG pocházející z různých imaginárních zdrojů signálu. To znamená, že signály EEG v navrženém lineárním modelu vzniku signálů EEG musí být nutně tvořeny pouze jedním imaginárním zdrojem signálu.

3. Bylo zjištěno, že odhad kombinační matice $\tilde{\mathbf{A}}$ metodou nezávislých komponent realizovanou metodou FastICA, není citlivý na stacionaritu kombinační matice $\mathbf{A}(t)$ ve smyslu stacionarity definované pro náhodné procesy. Dále bylo zjištěno, že klíčové je především zachování podobnosti kombinačních matic $\mathbf{A}(t)$ v každém časovém okamžiku.

Změny podobnosti kombinačních matic $\tilde{\mathbf{A}}$ jsou vázány především na výskyt výrazných pohybových artefaktů v signálech EEG. Nejčastěji nastávají pro velikosti

analyzovaných oken přibližně o tisíci vzorcích. Při větším množství vzorků pak výskyt změn podobnosti kombinačních matic klesá.

4. Bylo rozšířeno využití metody nezávislých komponent pro eliminaci nedeterministických artefaktů. Byla navržena metoda automatického rozpoznání komponenty obsahující artefakt využitím centrálního statistického momentu čtvrtého řádu a následná lokalizace artefaktu v čase za pomoci metody sledování energie. Tato metoda spolehlivě identifikuje nedeterministické artefakty obsažené v signálech. Metoda je vhodná pro automatické zpracování dlouhých úseků signálů.

Výškové kvantování signálů EEG

5. V rámci této práce byla pro usnadnění analýzy signálů EEG navržena metoda statistického stanovení kvantovacích hladin pro účely výškového kvantování signálů. Ukázalo se, že tato metoda je univerzální, tedy aplikovatelná prakticky na všechny typy stochastických signálů. Její využití je možné především pro kompresi měřených dat, kde při srovnatelně podrobném kvantování může dosahovat podle konkrétního typu signálu třetinových a nižších objemů dat bez jakéhokoli speciálního kódování. Dále pak tato metoda umožňuje snadnou klasifikaci při automatickém zpracování signálů.

Stacionarita spánkových signálů EEG

6. Byla inovována metoda segmentace signálů EEG pomocí dvou plovoucích oken, aby umožnila přesnou segmentaci signálů EEG na stacionární úseky s využitím definice stacionarity podle Chinčina.
7. Nalezené stacionární úseky spánkových signálů EEG byly analyzovány za účelem jejich statistického posouzení, které doposud nebylo pro spánkové signály EEG provedeno. Bylo zjištěno, že rozdělení délek trvání stacionárních úseků spánkových signálů EEG je exponenciální.

Spektrální analýza spánkových signálů EEG

8. Na základě provedené spektrální analýzy bylo zjištěno, že každý záznam EEG obsahuje stochastické signály z více imaginárních zdrojů a signály deterministické. Spektrum typické pro stacionární úseky spánkových signálů EEG je typu $1/f$ se zřetelnými spektrálními čarami deterministických signálů.

Spektrální výkonová hustota náhodného signálu tvořeného pouze nedeterministickými artefakty je typu $1/f^2$. Vzhledem k tomu, že nedeterministické artefakty mají řádově větší hodnoty spektrální výkonové hustoty na kmitočtech nižších než 10 Hz, překryjí v této oblasti spektrum signálů EEG.

9. Za účelem zjištění, že spektrum typu $1/f^2$ je způsobeno nedeterministickými artefakty, byla provedena analýza náhodného signálu tvořeného výhradně těmito artefakty. Testovaly se statistické vlastnosti, které mají vliv na vznik daného typu spektra.

Test hypotéz nepotvrdil, že rozdělení amplitud signálu tvořeného nedeterministickými artefakty má exponenciální rozdělení. Analýzou nedeterministických artefaktů bylo zjištěno, že tyto artefakty jsou výsledkem několika, minimálně však dvou, vzájemně podmíněných náhodných procesů. Výsledkem je, že se tyto artefakty vyskytují v signálech EEG vždy ve skupinách, které jsou od sebe v čase více či méně posunuty. Test, že náhodný proces ξ_{ar3} má exponenciální rozdělení dob mezi jednotlivými impulsy, vedl v testovaném souboru k zamítnutí této hypotézy. Naopak pro náhodný proces ξ_{ar2} , který se podílí na vzniku skupin impulsů nedeterministických artefaktů, se podařilo prokázat, že má exponenciální rozdělení dob mezi jednotlivými skupinami impulsů.

Analýzou nedeterministických artefaktů a procesů, které se na jejich vzniku podílejí, se tedy podařilo dokázat, že spektrum typu $1/f^2$ je výsledkem právě těchto procesů.

Filtrace krátkých úseků signálu

10. Byla rozpracována problematika číslicové filtrace krátkých signálů se zaměřením na významné úseky a grafoelementy signálů EEG a polysomnografických dat. V rámci této práce byla provedena analýza signálů, které způsobují přechodné děje při číslicové filtraci na začátku signálu. Bylo zjištěno, že konkrétní vlastnosti signálů způsobujících při číslicové filtraci přechodné děje jsou nenulová úroveň prvních vzorků signálů a nenulová stejnosměrná složka signálů.
11. Pro číslicový filtr typu IIR, realizovaný jako první kanonická forma, byla navržena metoda eliminace přechodného děje vznikajícího na začátku signálu založená na přednastavení hodnot vnitřních stavových proměnných před začátkem filtrace. Byla navržena a popsána obecná realizace číslicového filtru IIR s implementovanou eliminací přechodných dějů.
- Vlastnosti navržené metody byly ověřeny na reálných signálech EEG a EKG. Výsledky těchto testů ukázaly, že tato metoda je vhodná pro filtrace krátkých signálů.
12. Vzhledem k tomu, že je pro implementaci algoritmu číslicové filtrace filtrem FIR používána druhá kanonická forma, byla pro tento způsob realizace také odvozena metoda eliminace přechodného děje založená na přednastavení vnitřních stavových proměnných. Rovněž byla navržena a popsána realizace filtru FIR, realizovaného jako druhá kanonická forma s eliminací přechodného děje na začátku signálu, založená na přednastavení vnitřních stavových.

Za účelem ověření vlastností navržené metody, byla tato metoda aplikována na reálné signály EEG a EKG, kde se osvědčila.

Na základě výše uvedených bodů lze konstatovat, že cíle disertace byly splněny v celém rozsahu.

LITERATURA

- [1] BHARUCHA-REID, A. *Elements of the theory of Markov processes and their applications*. Dover Publications, Inc., Mineola, NY,, 1960.
- [2] BLANCO, S., GARCIA, H., QUIROGA, R., ROSSO, L. R. O. Stationarity of the EEG series. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, sv. 14, s. 395 – 399, 1995.
- [3] CARRIE, J., FROST, J. Clinical evaluation of a method of quantification of generalized spike-wave EEG patterns by computer during prolonged recordings. *Comput Biomed*, sv. 10, s. 449 – 457, 1977.
- [4] *FastICA*. <http://www.cis.hut.fi/projects/ica/fastica/>, 2005 poslední revize 21.10.2005.
- [5] GARREFFAA, G., CARNYA, M., G GUALNIERAE AND, G. R., BOZZAOD, L., CARLIA, D., MORASSOE, P., PANTANOD, P., COLONNESEC, C., ROMAF, V., MARAVIGLIAA, B. Real-time MR artifacts filtering during continuous EEG/MRI acquisition. *Magnetic Resonance Imaging*, sv. 21, s. 1–12, 2003.
- [6] GLOVER, J., KTONAS, P., RAGHAVAN, N., URUNUELA, J., VELAMURI, S., REILLY, E. A multichannel signal processor for the detection of epileptogenic sharp transients in the eeg. *IEEE Biomed Engineering*, s. 1121 – 1128, 1986.
- [7] HYVÄRINEN, A., KARHUNEN, J., OJA, E. *Independent Component Analysis*. Wiley – Interscience, 2001.
- [8] KIRK, B., LACOURSE, J. Vigilance monitoring from the eeg power spectrum with a neuralnetwork. *Biomedical Engineering*, sv. 3, s. 1218 – 1219, 1997.
- [9] KOKTAVÝ, P. *Využití impulsních náhodných procesů pro diagnostiku materiálů a součástek*. Disertační práce, Vysoké učení technické v Brně, 2006.
- [10] KRAJČA, V., PETRÁNEK, S. Počítačová elektroencefalografie – supplementum. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, sv. 1, s. 1–38, 1995.
- [11] *Multichannel adaptive segmentation of the EEG: a suggestion of a new algorithm and comparsion to other approaches.*, 1991 2nd East European Conference of Biomedical Engineering.
- [12] KRAJČA, V., FORMÁNEK, J., PETRÁNEK, S. Srovnání tří přístupů k adaptivní segmentaci signálů. *Lékař a technika*, sv. 4, s. 68 – 74, 1986.

- [13] KTONAS, P. Automated analysis of abnormal electroencephalograms. *IEEE Biomed Engineering*, s. 39 – 97, 1983.
- [14] LEVIN, B. *Teorie náhodných procesů a její aplikace v radiotechnice*. SNTL, 1965.
- [15] MCEWEN, J., ANDERSON, G. Modeling the stationarity and gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity. *Biomedical Engineering*, sv. 22, s. 361 – 369, 1975.
- [16] MORÁŇ, M. *Praktická elektroencefalografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995.
- [17] NARASIMHAN, S., NARAYANA, D. Application of lms adaptive predictive filtering for muscle artifact (noise) cancellation from EEG signals. *Computers and Electrical Engineering*, sv. 22, č. 1, s. 13–30, 1996.
- [18] NEVŠÍMALOVÁ, S., ŠONKA, K. A KOL. *Poruchy spánku a bdění*. Maxdorf s.r.o., 1997.
- [19] NEČAS, J. *Aplikovaná matematika I*. SNTL, Praha, 1977.
- [20] RAMABHADHAN, B., FROST, J., GLOVER, J., KTONAS, P. An automated system for epileptogenic focus localization in the electroencephalogram. *Clinical Neurophysiology*, s. 59 – 68, 1999.
- [21] RYTOV, S. *Vvedenie v statističeskiju radiofiziku, Časť I., Slučajnyje procesy*. Nauka, Moskva, 1976.
- [22] SALZBERG, B., HEATH, R. G. The detection of surface EEG correlates of deep brain spiking in schizophrenic patients using matches digital filters. *Encephalography and Clinical Neurophysiology*, sv. 38, s. 550 – 555, 1971.
- [23] SKLAR, B., HANLEY, J., SIMMONS, W. A computer analysis of eeg spectral signatures from normal and dyslexic children. *Biomedical Engineering*, sv. 20, s. 20 – 26, 1973.
- [24] SMÉKAL, Z. *Číslicové filtry*. FEI VUT Brno, 1995.
- [25] LOPES DA SILVA, F., DIJK, A., SMITS, H. Detection of nonstationarities in EEG using the autoregressive model – an application to EEGs of epileptic. *CEAN Computerized EEG analysis*, s. 180 – 199, 1975.
- [26] ŠEBESTA, V., SMÉKAL, Z. *Signály a soustavy*. FEKT VUT Brno, 2003.
- [27] ŠIKULA, J. *Stochastické jevy v polovodičích*. Disertační práce, Vysoké učení technické v Brně, 1979.
- [28] ČERNOŠEK, A., KRAJČA, V., PETRÁNEK, S., MOHYLOVÁ, J. Praktické zkušenosti s aplikací metody analýzy nezávislých komponent a anlyzy hlavních komponent pro eliminaci EEG artefaktů. *Lékař a technika*, sv. 2, s. 31–38, 2000.