

METODA KONTINUÁLNÍHO SLEDOVÁNÍ SPEKTRÁLNÍCH PÁSEM EEG SIGNÁLU

Mgr. Jiří Donát¹, prof. MUDr. Josef Faber, DrSc.²

¹doktorand Společné laboratoře spolehlivosti systémů FD ČVUT a ÚI AV ČR

²externí spolupracovník Společné laboratoře spolehlivosti systémů FD ČVUT a ÚI AV ČR

V práci je prezentována nová metoda grafického zpracování EEG záznamu vhodná pro sledování časového průběhu přítomnosti jednotlivých spektrálních pásem EEG signálu a jejich vzájemných poměrů. Jádrem metody je algoritmus úpravy vykreslovaných časových řad, který sestává z postupu pro odstranění krátkodobých artefaktů z původní časové řady přítomnosti spektrálních pásem a z následného vyhlazení takto upravené časové řady metodou klouzavých průměrů. K použití metody postačuje záznam z jediného EEG kanálu a lze ji použít nejen pro následnou analýzu EEG signálu, ale i v reálném čase. Z těchto důvodů se popisovaná metoda může stát velmi dobrým nástrojem k monitoraci změn vědomí pacienta zejména na anesteticko-resuscitačních jednotkách a v operačních sálech při operacích v celkové narkóze.

Klíčová slova: analýza EEG, grafická prezentace EEG, identifikace artefaktů, analýza bdělosti.

1. Současný stav problematiky

Přes všechny pokroky, kterého se podařilo v minulých letech dosáhnout, je analýza EEG signálu dodnes doménou proškoleného a zkušeného odborníka. Přibývá ovšem nástrojů, které mohou tomuto odborníkovi asistovat, a díky kterým může odborník rozlišit i takové charakteristiky signálu, které jsou prostým okem nerozeznatelné. Jednou z tříd těchto metod jsou metody, které sledují dlouhodobější chování základních vlastností signálu v čase. Právě do této oblasti směřuje předložená práce.

2. Cíle popisované metody

Dosud běžně používané metody zobrazují jen krátký výsek EEG měření, případně vytvářejí grafy charakteristik záznamu vypočtené na určitém krátkém intervalu (do 10 s); popisovaná metoda si oproti tomu klade za cíl poskytnout základní přehled o trendech jednotlivých kmitočtových pásem spektra EEG záznamu v delším období, případně i v EEG záznamu jako celku. Podstatnými vlastnostmi metody jsou její použitelnost v reálném čase a skutečnost, že k jejímu využití postačuje signál z jediného EEG kanálu.

Cílem naší práce tedy bylo navrhnout takovou metodu zpracování EEG signálu, která by byla vhodná k dlouhodobé monitoraci změn vědomí pacienta, a která by díky tomu mohla najít své klinické uplatnění například na anesteticko-resuscitačních jednotkách nebo na operačních sálech při operacích v celkové anestézii. V oblasti experimentální si pak tato metoda klade za cíl přispět k ověření některých hypotéz o vztahu mezi vývojem přítomnosti jednotlivých spektrálních frekvencí v EEG záznamu a přesně definovanými mentálními stavy pacienta.

3. Metody zpracování

Naši metodu jsme testovali na EEG záznamech pokusných (testovaných) osob,

které byly natočeny v rozmezí let 2001–2004 ve Společné laboratoři spolehlivosti systémů FD ČVUT a ÚI AV ČR. Popisy záznamů provedl prof. MUDr. Faber, DrSc. Použité EEG záznamy byly pořízeny během různých typů mentálních činností dle standardizovaného protokolu vytvořeného prof. Faberem, který sestává z Ravenova testu, provádění jednoduchých a dvoucíferných součtů, čtyřminutové hyperventilace a klidného úseku, ve kterém je testovaná osoba vyzvána k relaxaci. V celém průběhu měření je navíc měřen reakční čas testované osoby na náhodně vytvářené zvukové podněty, díky čemuž lze zpřesnit vyhodnocení bdělosti a pozornosti testované osoby. Všechny pokusné osoby byly ve stavu spánkové deprivace. Pro zpracování naší metodou jsme vybrali ty záznamy, které obsahují spánek. K testování i k realizaci naší metody jsme použili software Matlab 6.

Prvním krokem zpracování poté, co je EEG záznam importován do software Matlab, je provedení spektrálního rozkladu pomocí Welchovy metody (s použitím funkce pwelch). Takto získaná spektrální hustota je posléze rozdělena do jednotlivých spektrálních pásem Theta, Delta, Alpha a Beta. Pro toto základní zpracování signálu je třeba zvolit dva parametry: délku okna, ze kterého je každý bod spektrálního rozkladu počítán, a délku posunu mezi dvěma sousedícími body časové řady. Provedli jsme řadu experimentů s různým nastavením parametrů a nakonec jsme zvolili délku okna se 384 vzorky, což reprezentuje 3 sekundy původního signálu (každá sekunda záznamu původního signálu obsahuje 128 vzorků). Takto zvolená délka okna je navíc v souladu s běžným postupem používaným v tradičních vyhodnocovacích softwarových nástrojích. Jako krok časové řady jsme zvolili 256 vzorků, což reprezentuje 2 sekundy signálu. Každý bod časové řady průběhu spektra je tedy

počítán ze třísekundového okna původního signálu s překryvem jedné sekundy do okna, ze kterého je počítána bezprostředně předcházející a jedné sekundy do okna, ze kterého je počítána bezprostředně následující hodnota. Tímto způsobem vznikly základní grafy prezentované v naší práci.

Vyhlazení grafu metodou klouzavých průměrů

Takto získané grafy již samy o sobě poskytují dobrou orientaci v průběhu EEG záznamu testované osoby. Pro další zlepšení čitelnosti navrhujeme ale ještě dodatečné kroky. Především je vhodné odstranit krátkodobé oscilace, které jsou v grafech permanentně přítomny. K tomuto očistění jsme použili techniku vyhlazení grafu metodou klouzavých průměrů. Je však nutno stanovit optimální délku průměrovaného posuvného okna, která již vede k dobrému vyhlazení, zároveň však ještě nezkrusí časový průběh hlavních trendů EEG záznamu. Tento parametr jsme stanovili experimentálně a postup stanovení parametru jsme dokumentovali v [3] a [4]. Z příkladů, které dále ve zmíněných publikacích uvádíme, je vidět, že metoda je relativně robustní – i při extrémním nastavení, jakým je vyhlazování dvaceti pěti po sobě jdoucích vzorků, tedy padesáti dvou sekund původního EEG záznamu, dochází jen k velmi malému časovému posunu hlavních trendů a špiček oproti originálnímu signálu. Optimální nastavení je však mezi pěti až deseti vzorky (kdy se průměruje 12 až 22 s záznamu); při tomto nastavení je již signál dostatečně vyhlazen, přesto v něm však zůstávají zachovány všechny podstatné výkyvy. Testováním jsme zjistili, že vhodnější je průměrování deseti vzorků, neboť při něm navíc optimálně vynikne cyklický průběh přítomnosti Alpha aktivity před usínáním, který jsme ve větší či menší míře pozorovali u všech

testovaných osob. Tuto hodnotu jsme proto také zvolili pro naše další zpracování.

Hlavní problém metody klouzavých průměrů

Samotná metoda klouzavých průměrů ale pro zpracování grafů časového průběhu spektrálních pásem EEG signálu není vhodná. Tato metoda sice vyhladí signál, zároveň však zvýrazní i veškeré artefakty. Vzhledem k tomu, že artefakty se v našich grafech projevují přinejmenším několikanásobným, ale mnohem typičtěji spíše řadovým nárůstem velikosti zobrazovaných hodnot, dojde ke značnému zkreslení grafu. Z původně malých úzkých špiček se stávají velké a ploché výkyvy, které je nesnadné odlišit od skutečných změn trendů.

Z tohoto důvodu jsme náš postup doplnili algoritmem, který má za cíl tyto špičky způsobené artefakty ještě před zpracováním metodou klouzavých průměrů odstranit.

Algoritmus pro odstranění krátkodobých artefaktů

Vzhledem k tomu, že jsme naší metodou zpracovali řadu grafů, povšimli jsme si některých základních charakteristik společných pro všechny testované osoby a všechny záznamy. Především, naprostá většina artefaktů se vyskytuje krátkodobě. Tato vlastnost je samozřejmě dána tím, že pro zpracování naší metodou jsme vybrali technicky kvalitní grafy; tuto skutečnost ale můžeme oprávněně předpokládat i pro další použití naší metody, a můžeme ji proto přijmout jako předpoklad. Druhou společnou vlastností artefaktů je, že zvýšení hodnoty spektrálních pásem je v průběhu artefaktu velmi vysoké a typicky dosahuje několikanásobku výše signálu bezprostředně před artefaktem.

Pro odstranění tohoto typu artefaktů proto navrhujeme následující algoritmus. Úsek, který bude identifikován jako artefakt, nahradíme hodnotou, která tomuto úseku bezprostředně předchází. K identifikaci artefaktu přitom použijeme následující podmínku:

Graf A je v intervalu $(i; i+d)$ zvýšen v důsledku artefaktu právě tehdy, když nejvíce d hodnot bezprostředně následujících po prvku A_i překročí hodnotu p předem daný násobek p hodnoty A_i , tedy

Rovnice 1

$\exists k \in \mathbb{N}; 0 < k \leq d: A_{i+j} > pA_i, \forall j \in \{1, \dots, k\}$ a zároveň $A_{i+k+1} \leq pA_i$, kde $d \in \mathbb{N}$ a $p \in \mathbb{R}^+$ jsou předem dané parametry.

Za artefakt je tedy považován úsek, ve kterém vzroste hodnota signálu nad předem definovaný násobek hodnoty, která artefaktu bezprostředně předchází. Násobek hodnoty je dán prvním parametrem, který nazýváme práh pro spuštění algoritmu. Zároveň se však

musí jednat o úsek „dostatečně krátký“, přitom maximální délku, kterou lze ještě považovat za artefakt, stanovuje druhý parametr d . Pokud je zvýšený úsek delší, algoritmus se neprovede a v grafu zůstanou zachovány původní hodnoty.

Nahrazení signálu v oblasti artefaktu poslední hodnotou, která artefaktu předchází, je korektním řešením, neboť cílem naší metody je dlouhodobé sledování trendů v delším období záznamu. Cílem „automatického odstranění artefaktů“ je tedy pouze odstranění těch částí záznamu, které by mohly být mylně interpretovány právě jako změna trendu. Úseky s krátkodobými a zároveň velmi výraznými výkyvy změnou trendu nejsou (platí ve fyziologickém EEG záznamu, s výjimkami, které popíšeme v závěru), a je tedy korektní je ze záznamu vypustit.

Volba optimálních parametrů algoritmu

Parametry algoritmu je nutno nastavit velmi obezřetně. Čím vyšší je práh pro spuštění algoritmu p , tím jistější je, že odstraňujeme pouze artefakty; tím méně artefaktů však zároveň odstraníme. Pro druhý parametr d , uvádějící maximální „šířku“ artefaktu, platí opačný vztah – čím je parametr menší, tím spíše nahrazujeme pouze skutečné artefakty (nikoliv delší trendy, které začínají prudkou změnou hodnoty). Se snižováním tohoto parametru se ale zároveň vystavujeme nebezpečí, že některé delší artefakty v signálu ponecháme. Z těchto úvah by se mohlo zdát, že optimálně nastavit tyto parametry může být velmi složité. „Ladění“ parametrů p a d navíc musí provést erudovaný elektroencefalografista, který nejprve odečte artefakty z původního EEG signálu.

Diskuze robustnosti parametrů

Testování však ukázala překvapivou robustnost této metody v obou těchto parametrech, zejména pak v parametru p . Ten můžeme jen s relativně malým nebezpečím chybného zpracování grafu výrazně snižovat. Se snižováním parametru p sice naroste počet případů, kdy se „artefaktový“ algoritmus spustí; v případě, kdy se na tomto místě ale nejedná o artefakt, ale o skutečnou změnu trendu, však zároveň vysoce vzroste pravděpodobnost, že přinejmenším celý následující úsek délky d zůstane nad tímto (nízkým) násobkem. V důsledku toho dojde k překročení maximální povolené délky artefaktu d , a algoritmus je v tomto místě zrušen. Artefakty proto identifikujeme správně, zatímco změny trendu chybně neodstraníme.

Parametr d je méně robustní; zde nám ale přijde na pomoc jedna ze základních vlastností grafů časových řad vývoje spektrálních pásem. Tyto grafy ze své podstaty vysoce os-

cilují. U různých probandů je míra této oscilace různá, ale u všech je tato oscilace dostatečně vysoká na to, aby zabránila chybnému zpracování příliš dlouhého úseku grafu i při extrémně vysokém parametru d . Pravděpodobnost, že totiž od určitého místa zůstane graf v určitém intervalu trvale nad p násobkem své předchozí hodnoty, je velmi malá, a se zvětšováním délky tohoto intervalu postupně konverguje k nule. Pokud tedy parametr d výrazně zvyšujeme, začne se zároveň zvyšovat pravděpodobnost, že se hodnota záznamu vrátí v intervalu délky d pod p -násobek své předchozí hodnoty. S růstem parametru d se tato pravděpodobnost zvyšuje k jedné. Jakmile k tomuto návratu dojde, algoritmus vyjímání „příliš vysokých hodnot“ se v tomto bodu ukončuje; problémem je ovšem skutečnost, že celý zvýšený úsek před touto hodnotou, který mohl obsahovat i skutečný fyziologický trend, byl algoritmem odříznut. Platí tedy následující tvrzení: jakmile se hodnota parametru d zvýší nad určitou úroveň, její další zvyšování má na metodu již jen zanedbatelný vliv. Vliv chybně (tedy příliš vysoko) nastaveného parametru d navíc klesá s růstem parametru p .

Zbývá prodiskutovat poslední případ: extrémní vybočení grafu směrem dolů (tj. náhlé snížení hodnoty vykreslovaného spektrálního pásma), díky kterému by následné hodnoty vysoce převyšovaly hodnotu tohoto vybočení a při příliš vysoké hodnotě parametru d by hrozilo odříznutí celé následující části grafu. Pokud je ale toto vybočení skutečně extrémní, znamená to, že v podstatě jakékoliv smysluplné nastavení parametru d bude dostatečně malé k tomu, aby byl celý následný úsek delší než maximálně povolená „délka artefaktu“ a spuštěný algoritmus je v takovém případě automaticky zrušen.

Plnou diskuzi ke stanovení parametrů p a d včetně ilustrace experimentálního stanovení optimálních parametrů uvádíme v [4].

Doporučený postup zpracování signálu

Pro zpracování grafů tedy doporučujeme následující postup: z grafu nejprve odstraníme pomocí výše popsaného algoritmu artefakty a očištěný graf pak vyhladíme metodou klouzavých průměrů.

Jako optimální nastavení metody odstranění artefaktů a metody klouzavých průměrů doporučujeme následující parametry: $p=3$, $d=15$ a šířku okna klouzavého průměru = 10 vzorků; přitom uspokojivé výsledky dávají hodnoty tohoto parametru mezi 5 a 10 vzorky (vyhlazujeme tedy vždy 12 až 22 sekund originálního EEG záznamu).

Poznamenejme ještě, že u podílových grafů (jako jsou například Alpha/Theta či Alpha/Del-

ta) provádíme odstranění artefaktů z časových řad původních frekvencí, nikoliv z podílu. Podíl pak spočteme teprve z očištěných časových řad, a tento podíl pak následně vyhladíme metodou klouzavých průměrů. Postup odstranění artefaktů u grafů jednotlivých frekvencí můžeme totiž dobře zdůvodnit (což jsme učinili výše). V podílu se oproti tomu mohou artefakty projevat mnoha různými způsoby, které nelze tak jednoznačně analyzovat.

4. Výsledky

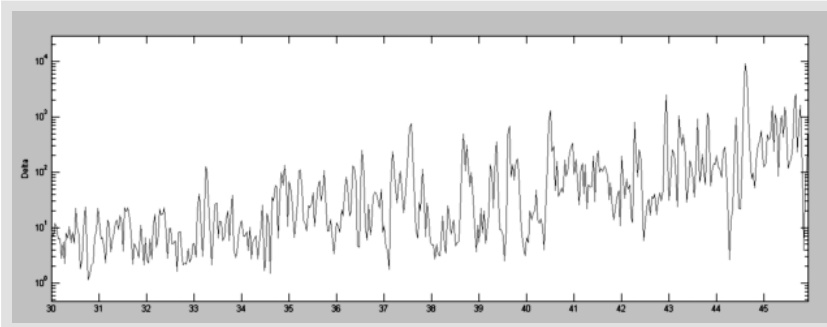
Naši metodu jsme otestovali na šesti reálných EEG záznamech, které byly pořízeny v rozmezí let 2001–2004 ve Společné laboratoři spolehlivosti systémů FD ČVUT a ÚI AV ČR. Délka nejkratšího záznamu činí 25 minut, nejdelší záznam má 46 minut. Do vzorku byly zařazeny jak záznamy normální, tak i záznamy na hranici normy a jeden záznam abnormální. V EEG záznamech byl zvolen vždy jeden z kanálů temporo-okcipitální krajiny, a to ten, který byl nejméně ovlivněn artefakty. Temporo-okcipitální krajina byla vybrána proto, neboť vykazuje maximální vyjádření Alpha aktivity, která je důležitým markerem stavu bdělosti. Také v případném budoucím praktickém použití je vhodné doporučit individuální volbu jednoho z kanálů této oblasti.

V [4] uvádíme úplné grafy časových řad spektrálních pásem Delta, Theta, Alpha a Beta a časových řad poměrů Alpha/Theta, Alpha/Delta a Delta/Beta v celém rozsahu záznamu všech testovaných osob. V tomto článku se z prostorových důvodů omezíme jen na několik časových výšek vybraných pásem dvou testovaných osob.

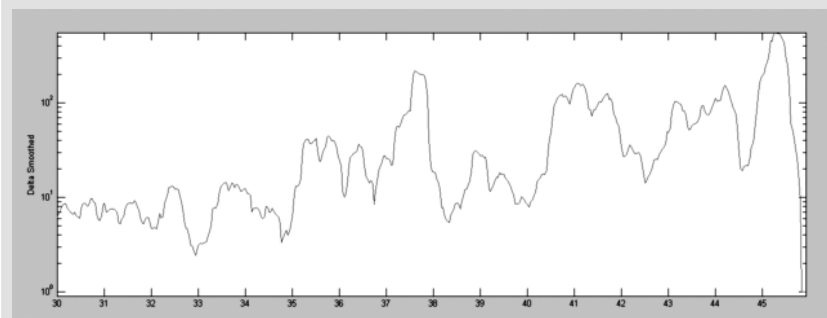
Proband T. R. (elektroda O1)

U této testované osoby se Alpha aktivita chová inverzně k Delta a Theta aktivitě, výrazně pak klesá od 31. minuty, kdy dochází nejprve k somnolenci a postupně ve 37. minutě až ke spánku 3. stadia NONREM. Nejzajímavější částí záznamu je somnolence a usínání mezi 31. a 37. minutou. V této části záznamu můžeme v grafech pozorovat postupně se snižující přítomnost frekvence Alpha, a k ní inverzně narůstající přítomnost Delta a Theta. Na grafu vývoje frekvence Alpha si povšimneme velkého rozkmitu přítomnosti Alpha aktivity před spánkem a těsně po jeho nástupu (přítomnost Alpha aktivity tedy v tomto období výrazně a pravidelně kolísá). Zajímavé je, že podobné chování Alpha aktivity jsme pozorovali i u ostatních probandů. Nemůžeme zde sice hovořit o „grafoelementu“, neboť pojem grafoelement je chápán jako výraz vztahující se k obrazci přímo v původním EEG záznamu. Přesto nabízejí naše grafy, byť se jedná o grafy vypočtených hodnot,

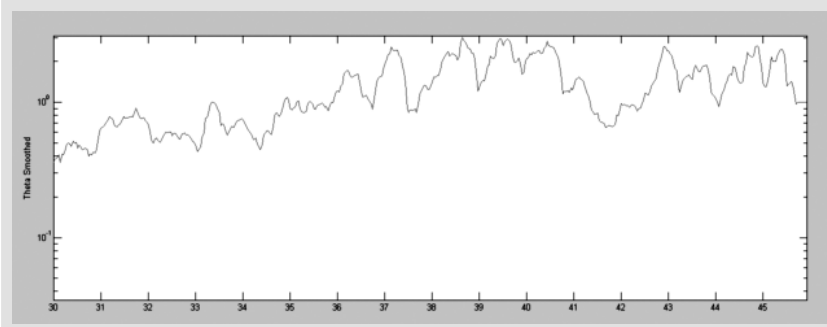
Obrázek 1. Vývoj časové řady přítomnosti Delta aktivity na elektrodě O1 u probanda T. R.



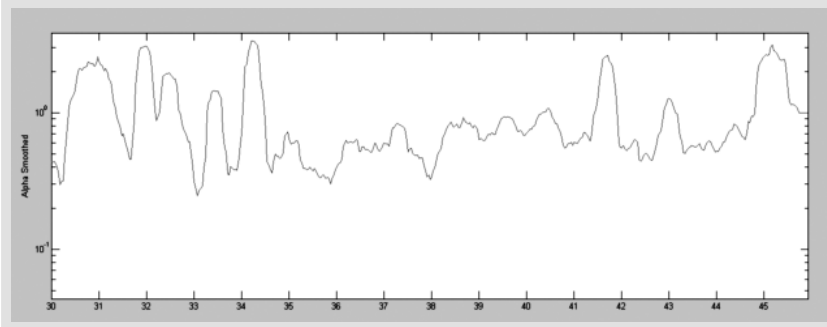
Obrázek 2. Časová řada Obr. 1 zpracovaná algoritmem pro odstranění artefaktů a metodou klouzavých průměrů



Obrázek 3. Vývoj časové řady přítomnosti Theta aktivity probanda T. R. na elektrodě O1 zpracovaný algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů



Obrázek 4. Vývoj časové řady přítomnosti Alpha aktivity probanda T. R. na elektrodě O1 zpracovaný algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů



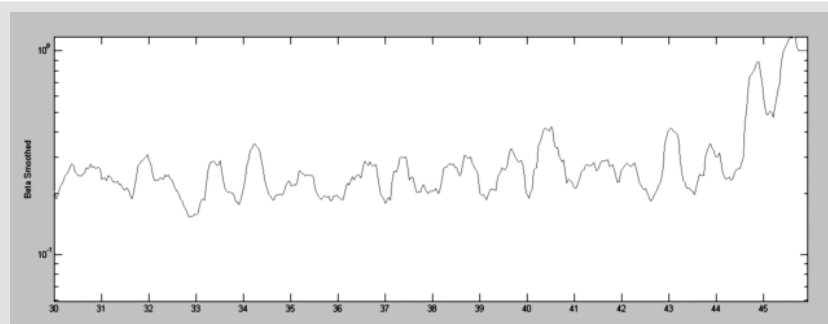
zajímavou analogii ke grafoelementům v jejich původním slova smyslu a jistě by se tímto směrem mohl ubírat i další výzkum.

V článku nyní uvedeme grafy okolí zmíněné části záznamu obsahující somnolenci a usínání mezi 31. a 37. minutou. U Delta aktivity budeme prezentovat jak původní graf časové řady vývoje přítomnosti této části spektra, tak i graf zpracovaný naším algoritmem pro

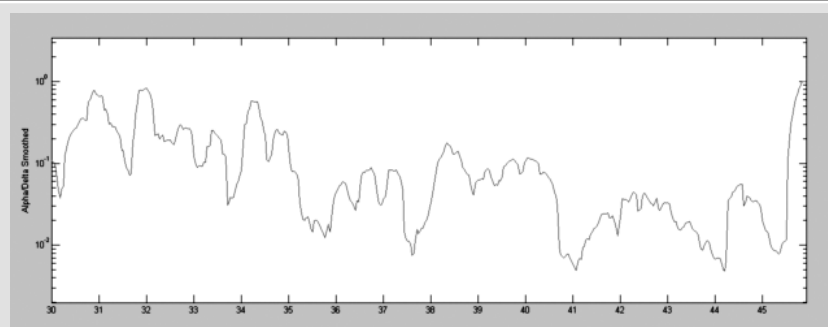
odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů; u ostatních frekvencí se z prostorových důvodů omezíme již jen na prezentaci grafů zpracovaných naším přístupem.

Nyní uvedeme vybrané markery ze synoptického popisu grafu. V popisu i dále v textu uvádíme vždy nejprve čas v minutách a sekundách a následně popis s využitím následujících zkratk: OO (Oculi Operti) ote-

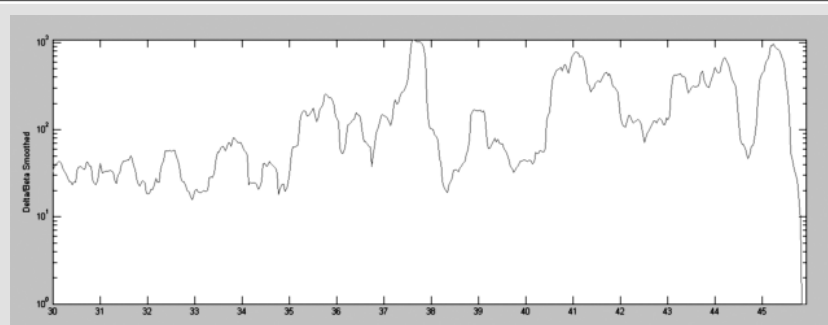
Obrázek 5. Vývoj časové řady přítomnosti Beta aktivity probanda T. R. na elektrodě O1 zpracovaný algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů



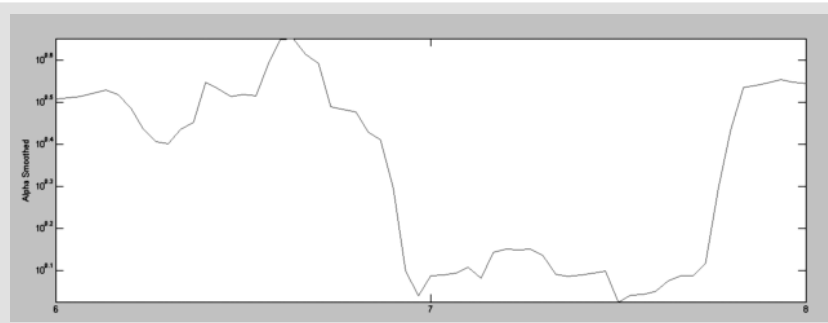
Obrázek 6. Vývoj časové řady přítomnosti poměru aktivit Alpha/Delta probanda T. R. na elektrodě O1. Jednotlivé aktivity byly zpracovány algoritmem pro odstranění artefaktů a jejich poměr vyhlazen metodou klouzavých průměrů



Obrázek 7. Vývoj časové řady přítomnosti poměru aktivit Delta/Beta probanda T. R. na elektrodě O1. Jednotlivé aktivity byly zpracovány algoritmem pro odstranění artefaktů a jejich poměr vyhlazen metodou klouzavých průměrů



Obrázek 8. Vývoj časové řady přítomnosti Alpha aktivity probanda P. B. na elektrodě T6 zpracovaný algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů v úseku mezi 6. až 8. minutou záznamu



vřené oči; OC (Oculi Clausi) zavřené oči; RT (Reaction Time) reakční čas; Calc (Calculus) počty; HV (Hyper Ventilation) hyperventilace. Základní markery prezentovaného grafu jsou tedy následující: 22:01 RT 449 ms; 33:00 Somnolence; 33:11 RT 484 ms; 34:51 RT 585

ms; 36:28 RT 570 ms; 37:07 RT 381 ms; 38:35 RT 1052 ms.

Na obrázku 1 je zakreslen vývoj časové řady přítomnosti Delta aktivity na elektrodě O1 ve vybraném úseku EEG záznamu probanda T. R. Osa x představuje v našich grafech vždy

čas v minutách, osa y je logaritmická a zobrazuje přítomnost silového spektra dané frekvence na zvolené elektrodě. Tento význam os je stejný také u všech následujících prezentovaných grafů.

Obrázek 2 zobrazuje stejnou časovou řadu jako obrázek 1, která ale byla zpracována naším algoritmem pro odstranění artefaktů a následně vyhlazena metodou klouzavých průměrů.

Na dalších obrázcích již budeme prezentovat pouze časovou řadu přítomnosti dané části spektra po zpracování algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazení metodou klouzavých průměrů. Obrázek 3 prezentuje vývoj přítomnosti Theta aktivity.

Na obrázku 4, který zobrazuje vývoj Alpha aktivity, je velmi názorně vidět zmíněný rozkmit přítomnosti Alpha aktivity v období usínání před 35. minutou. Podobné chování Alpha aktivity jsme při usínání pozorovali i u jiných probandů a bude velmi dobře patrné i na obrázku 10 probanda P. B., který uvedeme dále.

Obrázek 5 prezentuje vývoj přítomnosti Beta aktivity.

Obrázky 6 a 7 ukazují, že poměr Delta/Beta se chová inverzně k poměru Alpha/Delta. To je v dobrém souladu s teorií.

Proband P. B. (elektroda T6)

Graf probanda P. B. názorně demonstruje vzájemně opačné chování Alpha aktivity a aktivit Theta, Delta a Beta. Tento vztah je nejvýraznější v úseku 6:15–7:41 minuty, kdy probíhá Ravenův test. Úsek je uzavřen OC v 7:44. Alpha je ve většině tohoto úseku výrazně potlačena, jak ukazuje i obrázek 8.

V průběhu Ravenova testu narůstá Delta aktivita, což můžeme pozorovat na obrázku 9.

Podívejme se ještě na úsek grafu mezi 13:00 až 35:00 minutou, ve kterém proband z bdělosti usíná, prochází spánkem NONREM 2 a NONREM 3 a nakonec se ve 34:05 probouzí. Tuto klasifikaci jsme učinili na základě značek hodnocení stavu bdělosti vytvořených v průběhu natáčení a na základě průběžně měřeného reakčního času testované osoby. V daném časovém intervalu lze tedy graf rozdělit na následující úseky:

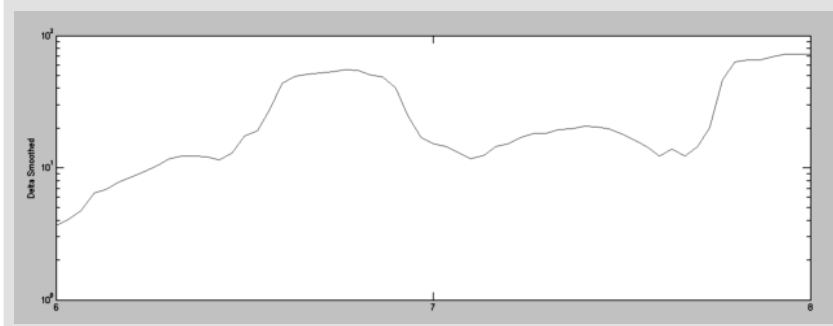
- 15:29–24:05 – somnolence, která postupně přechází do spánku
- 24:05 – 34:01 – spánek
- 34:05 – 33:08 – vigília.

Na obrázku 10 si povšimněme výrazné oscilace výskytu frekvence Alpha před přechodem do spánku; toto kolísání se pak vyskytuje i v průběhu spánku.

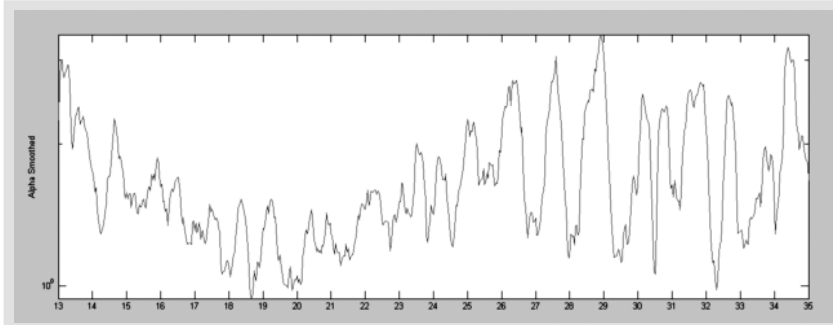
5. Závěr

Testování metody potvrdilo předpoklad, že u většiny osob poskytuje metoda dobrou

Obrázek 9. Vývoj časové řady přítomnosti Delta aktivity probanda P.B. na elektrodě T6 zpracovaný algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů v úseku mezi 6. až 8. minutou záznamu



Obrázek 10. Vývoj časové řady přítomnosti Alpha aktivity probanda P.B. na elektrodě T6 zpracovaný algoritmem pro odstranění artefaktů a vyhlazený metodou klouzavých průměrů v úseku mezi 13. až 35. minutou záznamu



a rychlou orientaci v průběhu základních charakteristik EEG signálu v rámci celého pořizovacího EEG záznamu. Metoda je užitečná pro identifikaci potenciálně zajímavých úseků, ve kterých došlo například ke zvýšené pozornosti či naopak k somnolenci a k usínání. Následné srovnání se synoptickými hlášeními připojenými k EEG záznamu poskytlo ve většině případů velmi dobré vysvětlení těchto epizod.

Výsledky dosažené testováním naší metody jsou navíc v souladu s následujícími hypotézami: přítomnost frekvence Alpha nepřímo odpovídá pozornosti pacienta (Dolce a Waldeier v [2]); přítomnost frekvence Delta přímo odpovídá mentální aktivitě pacienta a je přímo úměrná subjektivně pociťované míře jeho duševní námahy (Faber v [8]). Oba tyto vztahy sice závisely na individuálních charakteristikách EEG signálu, přesto je však bylo možné pozorovat ve všech zkoumaných záznamech.

Věříme, že prezentovaná metoda by mohla doplnit škálu dosavadních výzkumných i analytických nástrojů jak ve výzkumu, tak v klinické praxi. Klinický význam metody vychází ze skutečnosti, že ji lze použít nejen k následné analýze záznamu, ale také v reálném čase.

Navrhovaná metoda by se proto mohla stát velmi užitečným nástrojem pro průběžnou analýzu bdělosti pacienta, zejména na anesteticko-resuscitačních jednotkách a v operačních sálech při monitorování úrovně bdělosti pacienta během operačních zákroků v celkové anestézii.

Závěrem ještě poznamenejme, že naše metoda si neklade ambice být použitelnou univerzálně. Předpoklady, na kterých je postavena, vylučují její použití zejména v případě epileptických záchvatů nebo při výskytu vzorce Burst Suppression Pattern (BSP). Tyto

stavy jsou provázeny krátkodobým výrazným zvýšením amplitudy EEG signálu, díky čemuž skokově vzroste i vypočtené hodnoty našich grafů. Vzhledem k tomu, že se jedná o zvýšení krátkodobá (v případě hrotů jde o grafoelementy trvající 40–80 ms, v případě ostrých vln je trvání grafoelementu 80–200 ms, u vzorce BSP 1,5 až 6 sekund), byla by přinejmenším některá tato zvýšení naší metodou interpretována jako artefakty. V takových případech je vhodné naši metodu doplnit dalšími specializovanými postupy, jako je například metoda počítání hrotů, kterou aplikuje prim. MUDr. Ing. Svojmil Petránek, Csc. Vzhledem k tomu, že tyto specializované metody ovšem nedokáží sledovat dlouhodobý vývoj změn vědomí pacienta, je nasazení naší metody v intenzivistickém prostředí smysluplné a po odeznění záchvatu nebo vzorce BSP se k ní lze vrátit jako k primárnímu nástroji monitorace změn vědomí pacienta.

Dále jsme si vědomi skutečnosti, že v intenzivistickém prostředí může docházet ke vzniku artefaktů způsobených přítomností přístrojů a pohyby pacienta (včetně pohybů pasivních). V případech, kdy se bude jednat o artefakty dlouhého trvání, budou opět porušeny předpoklady použití naší metody. Pokud se ale jedná o artefakty způsobené elektrickými přístroji, jejich většina se dle našich zkušeností projevuje na frekvenci 50 Hz. Vzhledem k tomu, že pro naši metodu jsou podstatné frekvence do 20 Hz, je možné vyšší frekvence odfiltrovat, a tím rušivý vliv tohoto druhu artefaktů eliminovat.

Metoda prokázala svoji užitečnost při rychlé orientaci v prezentovaných EEG záznamech, přispěla k ověření výše uvedených EEG hypotéz, a pokud bude podpořena dalším výzkumem, může se jednoho dne stát běžnou součástí EEG praxe.

Literatura

- Berger H. Über das Elektroencephalogramm des Menschen. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 1929; 87: 527–570.
- Dolce G, Waldeier H. Spectral and multivariate analysis of EEG changes during mental activity in man. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 1974 Jun; 36(6): 577–584.
- Donát J. Method of Continual Monitoring of EEG Spectral Bands, Neural Network World, Praha, in print.
- Donát J. Grafické přístupy k analýze EEG signálu, Disertační práce, Praha, LSS FD ČVUT 2004.
- Faber J, Tuháček M, Ságová K, Kramářová D, Pšeničková J, Tazichmanová Z. EEG analysis during psycho-tests. Čas. Lék. čes. 1983; 122: 67–73.
- Faber J, Vladyka V. Antiepileptic effect of electric stimulation of the locus coeruleus in man. Activ. nerv. sup., 1983; 25,4: 304–308.
- Faber J, Vladyka V, Šubrt O. Consciousness and EEG. (In Czech.) Lékařský sborník, 93, 1991; No.7–8: 239–248.
- Faber J. Qualitative and quantitative EEG analysis as a mean of psychophysiological diagnosis. Galén Praha, in print.
- Tichý T, Leso M, Faber J, Novák M. Detekce snižování bdělosti lidského činitele. Výzkumná zpráva, Praha, LSS FD ČVUT a ÚI AV ČR 2000.