

SLEEP STAGES CLASSIFICATION BASED ON PARAMETERS OF HJORTH FROM EEG SIGNALS

Kristyna Kupkova

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xkupko00@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Jiri Kozumplik

E-mail: kozumplik@feec.vutbr.cz

Abstract: This project is focused on distinction between sleep stages from EEG signal. It introduces an automated method for sleep stage scoring, which uses the three parameters of Hjorth (activity, mobility and complexity) to create a vector space, in which, on the basis of similarity of formed shapes, different stages of sleep could be distinguished. The parameters of Hjorth are calculated from both the whole EEG signal and from its bands.

Keywords: Sleep stage classification, EEG signal, the parameters of Hjorth

1. ÚVOD

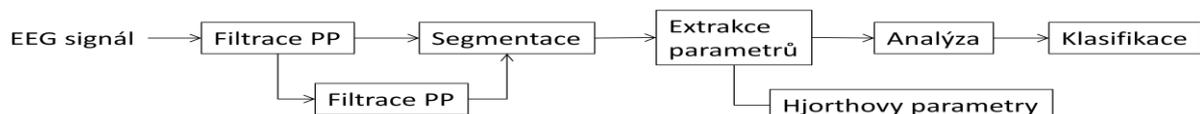
Spánek je základní složkou lidského chování, která zásadně ovlivňuje kvalitu života, a v mnohých případech může být indikátorem leckterých onemocnění. K tomu, aby bylo možné tato onemocnění diagnostikovat, je potřeba celonočního elektroencefalografického záznamu (EEG), v rámci kterého je nejdříve nutné rozlišit jednotlivá spánková stadia. Vizuální klasifikace je ovšem značně časově náročným procesem, který je zároveň zatížen subjektivitou vyhodnocujícího experta, a proto je v současnosti snaha vyvinout automatický systém, který by spolehlivě klasifikoval spánková stadia na základě daných parametrů signálu. Právě automatizace vyhodnocování spánkových stadií je předmětem této práce, kde jsou k posuzování použity takzvané Hjorthovy parametry (aktivita, mobilita a komplexita). V této práci jsou zpracovávány čtyři EEG signály o délce v průměru 7-8 hodin. Tyto signály jsou součástí polysomnografických záznamů (E01, 009, 030, 038) pořízených v nemocnici u sv. Anny v Brně v rámci studie týkající se léčby pacientů s farmakorezistentní hypertenzí.

2. SPÁNKOVÁ STADIA

Podle současných pravidel AASM (the American Academy of Sleep Medicine) je rozlišováno celkem 5 stadií: W (bdělý stav), stadia N1-N3 (non-REM) a stadium R (REM). Skórování je prováděno v rámci 30 sekund dlouhých úseků signálu EEG, takzvaných epoch, kde je v každé epoše vyhodnocen obsah jednotlivých pásem signálu EEG: delta (0,5-4 Hz), théta (4-8 Hz), alfa (8-12 Hz) a beta (12-35 Hz) a na základě obsahu těchto pásem je určeno spánkové stadium v epoše [1],[2].

3. AUTOMATIZOVANÁ KLASIFIKACE

Metoda použitá v této práci je inspirována článkem [3]. Její základní schéma je zobrazeno dále, viz Obrázek 1, kde je vstupní EEG signál nejprve předzpracován pomocí bloků filtrace a segmentace.



Obrázek 1 Blokové schéma navržené metody

Následně jsou extrahovány pro danou metodu důležité parametry, které jsou dále analyzovány a na základně výsledků analýzy jsou jednotlivé segmenty signálu EEG klasifikovány do spánkových stadií.

3.1. PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLUQ

V rámci předzpracování je signál EEG nejdříve podroben filtraci pásmovou propustí (PP), která vymezi užitečné pásmo signálu (0,5-35 Hz) a zbaví jej tak velké části šumu. Následně je možná filtrace další pásmovou propustí, která rozdělí signál EEG na jednotlivá pásma, o jejichž frekvenčním rozsahu již bylo pojednáno v kapitole 2. Dále je signál segmentován na úseky, ve kterých je poté prováděna extrakce parametrů. Segmenty by v ideálním případě měly odpovídat délce epoch použité v klasické vizuální klasifikaci.

3.2. HJORTHOVY PARAMETRY

Hjorthovy parametry jsou tři parametry časové oblasti signálu EEG, které na základě směrodatné odchylky signálu $x(n)$ a jeho první a druhé derivace v segmentu odvodil Hjorth ke kvantifikaci signálu EEG. Parametry jsou počítány z momentů výkonového spektra, kde je j -tý moment výkonového spektra značen M_j a směrodatné odchylky i -té derivace signálu, ze kterých jsou momenty počítány, jsou označeny jako σ_i . Prvním z parametrů je aktivita, která vyjadřuje střední výkon signálu EEG a která je získána podle rovnice (1). Druhý parametr je mobilita, která udává odhad střední (dominantní) frekvence v rámci úseku signálu. Její výpočet ukazuje rovnice (2). Posledním z Hjorthových parametrů je komplexita neboli složitost, která udává odhad šířky pásma signálu a její způsob výpočtu vyjadřuje rovnice (3). V této práci jsou všechny tři parametry počítány z odhadů momentů výkonového spektra z okna délky L , které odpovídá zvolené délce segmentu. Výpočet odhadů momentů výkonového spektra z okna délky L je znázorněn v rovnici (4), kde T představuje periodu vzorkování, f_{vz} vzorkovací frekvenci a $M_j(k)$ j -tý moment výkonového spektra v k -tém segmentu [3], [3]. Rovnice (1)- (4) byly převzaty z **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**

$$H_0 = \frac{1}{2\pi} M_0 = \sigma_0^2 \quad [V^2] \quad (1)$$

$$H_1 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{M_2}{M_0}} = \frac{\sigma_1}{\sigma_0} \quad [Hz] \quad (2)$$

$$H_2 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{M_4}{M_2} - \frac{M_2}{M_0}} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_2}{\sigma_1}\right)^2 - \left(\frac{\sigma_1}{\sigma_0}\right)^2} \quad [Hz] \quad (3)$$

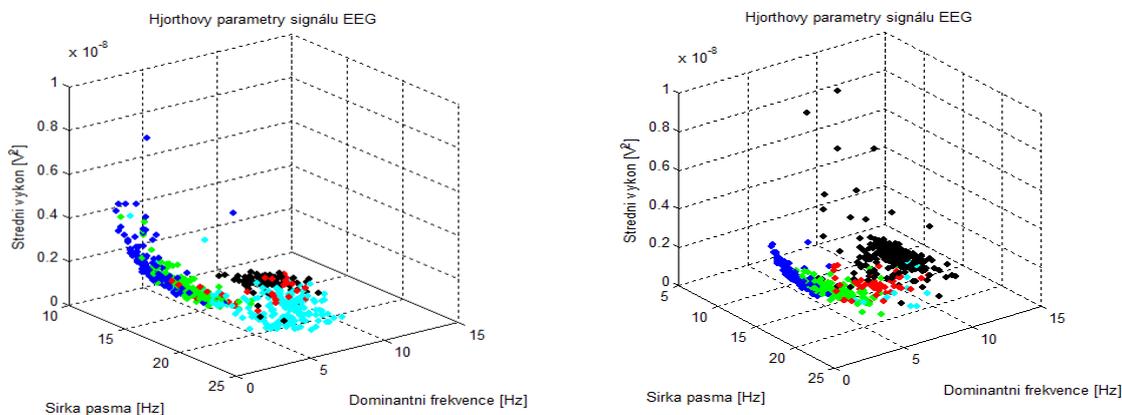
$$M_j(k) \approx \frac{2\pi}{LT^j} \sum_{n=k-L+1}^k \left(x^{j/2}(n)\right)^2 \approx f_{vz}^j \frac{2\pi}{L} \sum_{n=k-L+1}^k \left(x^{j/2}(n)\right)^2 \quad (4)$$

$$j=0,2,4$$

4. PROGRAM

V programu jsou ze segmentů předzpracovaného signálu extrahovány odhady všech tří Hjorthových parametrů podle rovnic (1)-(4), ty jsou následně umístěny do vektorového prostoru tak, že

každý parametr každého segmentu představuje souřadnici v 3D prostoru. Vzniklé body jsou porovnávány s hypnogramem a podle spánkového stadia je každému bodu přiřazena barva (W- černá, N1- červená, N2- zelená, N3- modrá, R-cyanová). Výsledné grafy jsou zobrazeny níže, viz **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**, kde jsou zobrazeny výsledné 3D grafy dvou EEG signálů, konkrétně signálu E01 (vlevo) a 009 (vpravo).



Obrázek 2 Hjorthovy parametry signálu EEG E01(vlevo) a signálu EEG 009 (vpravo)

5. ZÁVĚR

Metoda použitá v této práci používá Hjorthovy parametry k vytvoření bodů ve vektorovém prostoru, ty následně tvoří shluky, ze kterých je možné stanovit některá spánková stadia. Na obrázku výše, viz Obrázek 2, je z grafů obou signálů patrná možnost stanovení stadia bdění (černá), jehož body tvoří poměrně ostře ohraničené shluky. Ze signálu E01 lze dále poměrně přesně určit stadiu REM (cyanová), které tvoří opět ohraničený shluk lišící se od stadia bdění nižší dominantní frekvencí a větší šířkou pásma. Stadium N1 (červená) tvoří v grafu signálu 009 patrný shluk, tento shluk se již ovšem mírně prolíná s ostatními stadii a proto nebude stanovení stadia N1 zcela přesné. Tento jev může být způsoben tím, že stadium N1 je přechodným stadiem mezi bděním a stadiem N2 a má s oběma společné frekvenční složky. Nakonec jsou zde stadia N2 (zelená) a N3 (modrá), ty tvoří v grafech obou signálů poměrně ohraničený útvar od ostatních stadií, avšak mezi nimi navzájem dochází k jistému prolínání. To je patrné zejména ve střední části vzniklého útvaru, od této oblasti směrem k vyšším středním výkonům již převažuje stadium N3 a naopak směrem k nižším středním výkonům stadium N2. Při aplikaci stejné metody v jednotlivých pásmech signálu EEG nebyly prokázány žádné zákonitosti.

REFERENCE

- [1] Schatzmiller, R.: Sleep Stage Scoring. Medscape, 2012. Aktualizováno 2012-05-05 [cit. 2014-02-03]. Dostupné z WWW: < <http://emedicine.medscape.com/article/1188142-overview> >
- [2] Ronzhina, M.: Sleep scoring using artificial neural networks. In: Sleep Medicine Reviews 16, 2012, pp. 251-263
- [3] Van Hesse, P., Phillips., W., De Koninck, J., Van de Walle, R., Lemahieu, I.: Automatic Detection of Sleep Stages Using the EEG. In: Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, Istanbul, 2001, s. 1944-1947
- [4] Walmsley, M.: On the Normalized Slope Descriptor Method of Quantifying Electroencephalograms. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, roč. BME-31, č. 11, 1984, s. 720-723