

## АНАЛИЗ НА МЕТОДИ ЗА ФИЛТРИРАНЕ НА БЕЛИЯ ШУМ В ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМИ

**Пламен Маноилов**

*Русенски университет "А. Кънчев",  
факултет ЕЕА, катедра КТТ, Русе, България,  
ул. "Студентска" № 8, п. к. 7017  
email: pmanoilov@ecs.ru.acad.bg*

**Keywords: BCI, EEG data analysis, MMI, white noise**

**Abstract.** *Human's brain cortex emitted signals based communication system (Brain-computer interface, BCI) is a system that allows user to control specialized computer applications, using electrical signals, emitted by the brain cortex during various mental tasks' performance, which stimulate an activity in various groups of neurons. These signals do not go through the natural pathway of peripheral nerves and muscles. The classified signal could be used as much by completely paralyzed user for wheelchair control as by healthy user for any other device's control or for physiological assessment of the functional state of pilots during the fly [6]. As a result of wide used noninvasive (from the scalp) method of electroencephalogram's (EEG) record, among useful signal, random signals, because of neighbor neurons activity, appear in EEG. These signals amplitudes are commensurable to the clean EEG potential's amplitude. They have a power spectrum of a white noise and impede EEG analysis. In the paper an analysis of two methods for white noise filtering in EEG for BCI is made.*

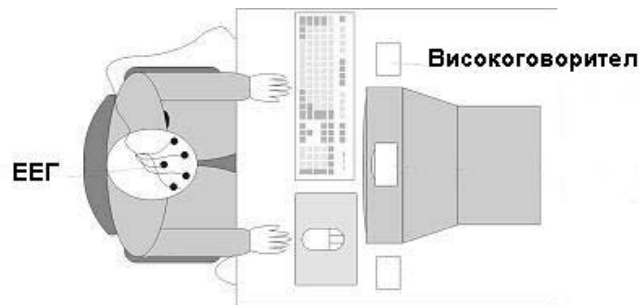
### **ВЪВЕДЕНИЕ**

ЕЕГ е изключително сложен сигнал, изобразяващ електрическата активност на милиарди неврони, връзките помежду им в мозъчната кора и структурите непосредствено под нея [5]. Спонтанна мозъчна активност (СМА), се наблюдава напрекъснато у всяко живо същество дори когато е в безсъзнание. Честотният спектър на СМА е от около 0,5 до 50 Hz. Пред вид сложната анатомия и електрически характеристики на черепа, сигналът е чувствително отслабен. СМА измерена на повърхността на скалпа има в най-благоприятния случай стойност под 100  $\mu\text{V}$ , докато на повърхността на мозъчната кора е 1-2 mV. Важна характеристика на ЕЕГ, измерена от скалпа, е изключителната неповторимост на сигнала. Докато мозъкът може да емитира изпълнение на определена задача с добра степен на повторимост, емитираните от мозъка сигнали, които могат да се запишат, включват електрическата активност на различни групи от неврони и са различни при всяко повторение [9]. В резултат ЕЕГ, съответстваща на определена мисловна задача варира при всяко конкретно изпълнение.

Развитието на науката и технологиите промени това положение. Бяха демонстрирани зависимости между сигнали от ЕЕГ и действителни движения както и между сигнали от ЕЕГ и мисловни задачи [2, 3, 8]. С появата на достъпен бърз хардуер стана възможна сложната обработка в реално време на многоканални ЕЕГ, [9], което повиши степента на разпознаване. Електрическите сигнали емитирани от определен изолиран неврон могат да се следят посредством имплантирани в мозъчната кора на субекта електроди [4], но за широко приложение този метод е неудобен. Неговото преимущество в сравнение с неинвазивния метод на запис се изразява в чувствително по-високото ниво на сигнала и по-високата степен на повторимост, което прави комуникацията по-бърза и надеждна. Предвид хирургическия риск, прилагането му е оправдано само при потребители страдащи от тежка парализа.

## ЕКСПЕРИМЕНТ

ЕЕГ са записвани от трима доброволци (25, 31 и 49 годишни) от Техническия университет в гр. Делфт, Холандия. Субектът е инструктиран да седи спокойно и да се движи минимално през време на записа, Фиг.1. Обръщано е специално внимание на премигванията на очите на участника в изследването, което значително намалява електроокулографските артефакти в изходните данни. Използвани са 19 електрода, разположени съгласно международната система "10-20". Записът е направен с честота на дискретизация 256 Hz.

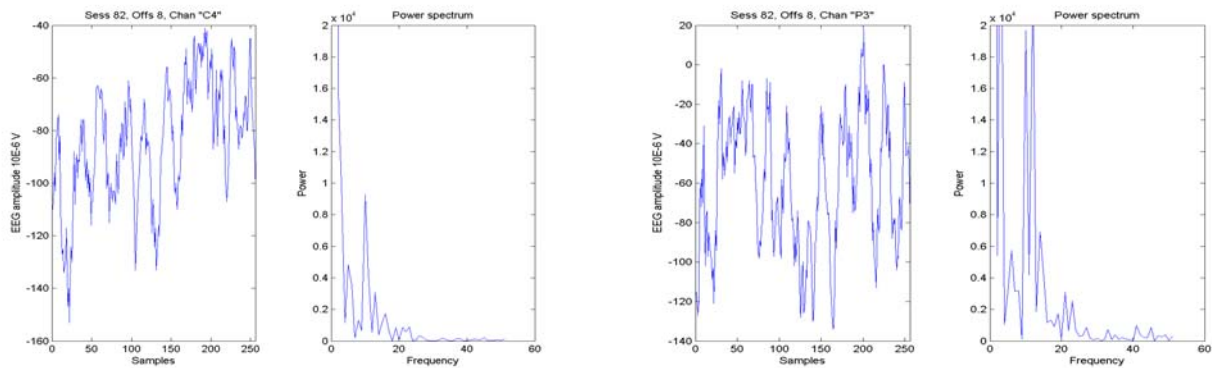


Фиг. 1. Скица на експерименталната постановка

Изпълняваните мисловни задачи са избрани така, че да предизвикат активност в различни области на мозъка. Те са представени пред субекта посредством компютърно аудио приложение и от ръководителя на опита, съответно на програмата на изследването.

## СРАВНИТЕЛЕН АНАЛИЗ НА МЕТОДИ ЗА ФИЛТРИРАНЕ НА БЕЛИЯ ШУМ

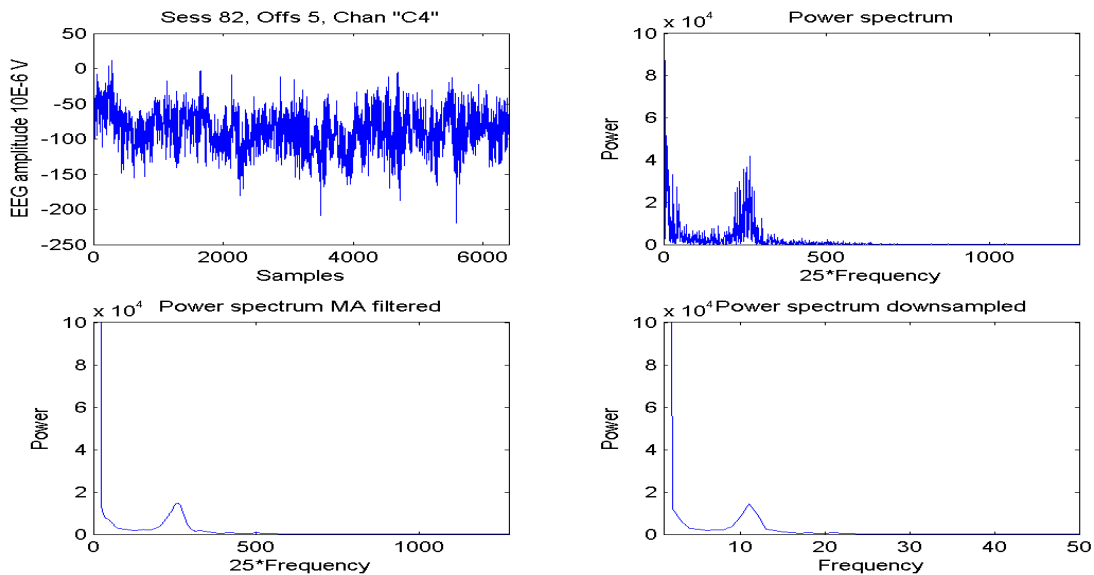
Шумът в ЕЕГ е преди всичко широкоспектърен бял шум в резултат на хаотичната и непоследователна активност на милиарди неврони. Стойността на шума в ЕЕГ в един момент е напълно независима от стойността му в предишния момент и не се поддава на прогнозиране. За белия шум се приема, че има средна стойност нула и Гаусова вероятностна функция на разпределение [1]. Получава се припокриване между спектрите на сигнала и шума. Стойността на шумовите напрежения в ЕЕГ, записана от скалпа, е съизмерима с амплитудата на мозъчните ритми, Фиг.2, и многократно по-висока от промените, които настъпват в тях под влияние на външно приложен стимул (в случая мисловна задача). Описани са две техники, които се прилагат за повишаване на отношението сигнал/шум в ЕЕГ.



Фиг. 2. EEG и нефилтриран енергиен спектър на електродите C4 и P3

### А. Филтриране посредством НЧ филтър

Спектралният шум може да бъде намален посредством използване на цифров нискочестотен филтър и следващо редуциране разделителната способност по честота. За целта сегментът от ЕЕГ, който се преобразува трябва да е  $M$  пъти по-дълъг. След извършване на дискретно преобразуване на Фурие (ДФФ) върху този сегмент се получава честотен спектър с  $M$  пъти по-висока разделителна способност. Така полученият сигнал се пропуска през цифров нискочестотен филтър, за да изглади спектъра и след това се подлага на децимация, като по такъв начин спектралният шум се намалява за сметка на разделителната способност, Фиг. 3.



Фиг. 3. Филтриране на енергияния спектър чрез НЧ филтър при  $M = 25$

Независимо от своето просто действие, филтърът “бягаща средна стойност” (англ. moving average, MA) е оптимален за редуциране на случайния шум, като в същото време запазва бързата реакция на стъпаловиден сигнал. От всички линейни филтри, бягащата средна стойност дава най-нисък шум при лимитирана стръмност на фронтовете. От друга страна това е най-бързият цифров филтър. По тази причина той е предпочитан за филтриране на сигнали във временния домейн [7]. Филтърът

изчислява стойността на една точка от изходния сигнал, като средно аритметично на определен брой точки от входния си сигнал.

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i + j] \quad (1)$$

или

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x\left[i - \text{fix}\left(\frac{M}{2}\right) + j\right], \text{ където} \quad (2)$$

$x[]$  - входният сигнал

$y[]$  - изходният сигнал

$M$  - броят точки, използвани за пресмятане на "бягащата средна стойност"

$\text{fix}()$  - закръгляване на резултата от делението към по-малко цяло число

Равенство 1 използва точките само от дясната страна на изходния номер на дискретата а в 2 изходната дискрета е разположена симетрично спрямо входните.

Коефициентът на редукция на шума  $k$  е

$$k = \sqrt{M} \quad (3)$$

### **Б. Филтриране посредством усредняване на енергийния спектър от множество измервания.**

При условие, че за определен временен интервал  $\Delta t$ , се разполага с установена стойност на полезния сигнал  $s(t)$  (мозъчен ритъм) в състава на ЕЕГ сигнала  $r(t)$  и за всеки момент от времето е в сила равенството

$$r(t) = s(t) + e(t), \text{ където} \quad (4)$$

$r(t)$  - амплитудата на входния ЕЕГ сигнал,

$s(t)$  - полезният (без смущения) сигнал,

$e(t)$  - шумовият сигнал,

след прилагането на ДПФ само за един сегмент от този временен интервал, с дължина  $\frac{\Delta t}{M}$ , (където  $M$  е цяло число), в честотния домейн ще се получи енергийният спектър на  $r(t)$ , включващ и белия шум, фиг. 4.:

$$FFT(r(t)) = FFT(s(t)) + FFT(e(t)), \text{ където} \quad (5)$$

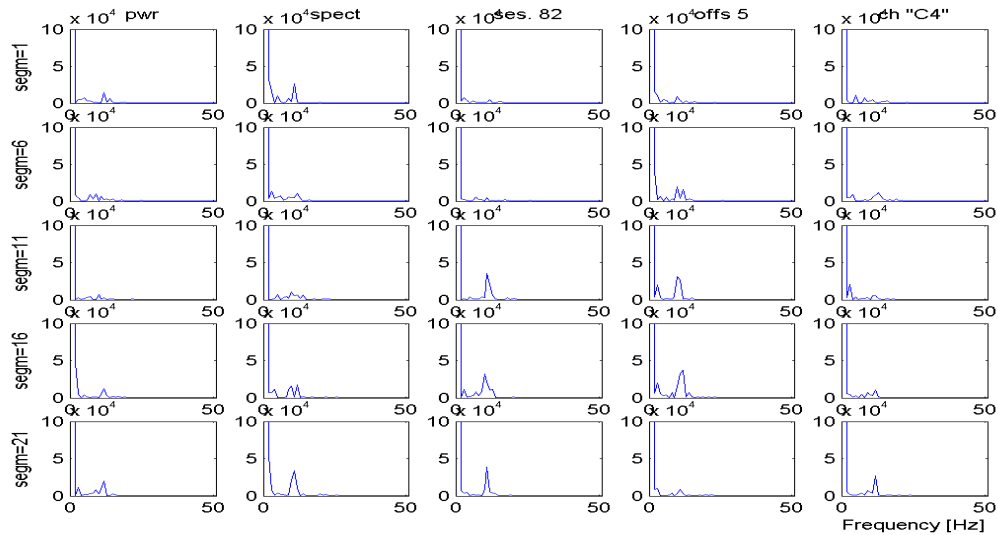
$FFT$  - Fast Fourier Transform, бързо преобразуване на Фурие

ДПФ се прилага поотделно за всеки сегмент и получените енергийни спектри на всички  $M$  сегменти се усредняват според равенството 6.

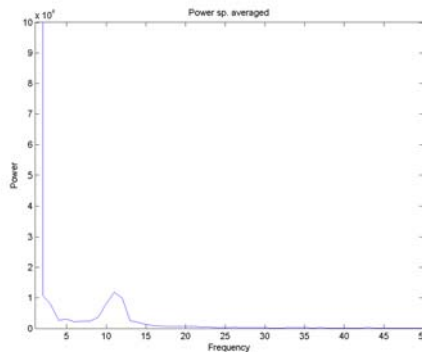
$$a(r(t)) = \frac{FFT_1(s(t)) + FFT_2(s(t)) + \dots + FFT_M(s(t))}{M} + \frac{FFT_1(e(t)) + FFT_2(e(t)) + \dots + FFT_M(e(t))}{M} \quad (6)$$

Първата съставка е енергийният спектър на полезния сигнал  $s(t)$ . В продължение на периода  $\Delta t$  той е установен и неговият честотен спектър не се е променял. В съответствие с дефинирането на белия шум, колкото по-голям брой сегменти  $M$  участват ( $M \rightarrow \infty$ ), толкова по-вече стойността на второто събираемо на равенство 6

се приближава към нула. За краен брой сегменти  $M$ , амплитудата на шума се редуцира  $\sqrt{M}$  пъти [7], Фиг. 5.



Фиг. 4. Енергиен спектър на отделните сегменти



Фиг. 5. Усреднен енергиен спектър за електрод C4

## ИЗВОДИ И БЪДЕЩА РАБОТА

От гледна точка на построяване на МКИ, филтрирането посредством НЧ филтър би изисквало наличието на достатъчно дълги и ненарушени от артефакти сегменти от данни, което е трудно постижимо. Това би наложило използването на сложни и отнемащи време методи за изчистване на ЕЕГ от електроокулографски (ЕОГ) артефакти в сравнение с простото отхвърляне на замърсените сегменти.

Съгласно теорията, при достатъчно голямо  $M$ , филтрирането чрез усредняване е еквивалентно на прилагането на НЧ филтър. Разликата в графиките на филтрирания сигнал на фиг. 3 и фиг. 5 се получава от крайния брой сегменти на ЕЕГ, използвани за илюстрация и неизбежната грешка при намаляване броя на дискретите след филтрирането. В зависимост от използваната в средата за статистически пресмятания формула, от значение е и дали при намаляване на броя дискрети след усредняването се оставят дискрети 1, 26, 53, ... или 13, 38, 63, .... Правилно е енергията на останената

дискрета да бъде в резултат от усредняване на енергиите само на съставките за тази честота, а не в резултат и от енергиите на съставките и на съседните честоти.

Прилагането на филтриране чрез усредняване дава възможност от записаната ЕЕГ да бъдат отхвърлени сегменти, които съдържат ЕОГ артефакти и независимо от разкъсването на поредицата стойности във временната област, следващите сегменти да бъдат използвани.

Резултатите от изследването ще бъдат използвани за получаване на входните вектори за обучение на класификатора за създаване на МКИ, базиран на разпознаване на характеристики, получени при изпълнение на различни мисловни задачи.

## **ЛИТЕРАТУРА**

1. Akay M., Biomedical Signal Processing, San Diego, CA, Academic press, 1994.
2. Gysels E., Celka P., Phase Synchronization for the Recognition of Mental Tasks in a Brain–Computer Interface, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 12, No. 4, December, 2004
3. Kamousi B., Liu Z., He B., Classification of Motor Imagery Tasks for Brain-Computer Interface Applications by Means of Two Equivalent Dipoles Analysis, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 13, No. 2, June, 2005
4. Kennedy P. R., Bakay R. A. E., Moore M. M., Adams K., and Goldwithe J., Direct Control of a Computer from the Human Central Nervous System, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8, No. 2, June, 2000.
5. Malmivuo J., Plonsey R., Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Oxford University Press, New York, 1995.
6. Offenloch K., Zahner G., Computer aided physiological assessment of the functional state of pilots during simulated flight, In: AGARD Conference Proceedings No. 490 – Safety Network to Detect Performance Degradation and Pilot Incapacitation, North Atlantic Treaty Organization, Chapter 9, 1988, pp. 1–9.
7. Smith S. W. , The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, California Technical Publishing, ISBN 0-9660176-3-3 , 1997, <http://www.castscope.com/dspguide.zip>
8. Townsend G., Graitmann B., Pfurtscheller G., Member IEEE, Continuous EEG Classification during Motor Imagery—Simulation of an Asynchronous BCI, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 12, No. 2, June, 2004
9. Wolpaw J., McFarland D., Multichannel EEG-based brain-computer communication, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology , 1994, vol. 71, pp. 444–447.