

# APLICAÇÃO DA TRANSFORMADA DE HILBERT PARA REDUÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA MULTICANAL DE LONGA DURAÇÃO

T. M. de Melo, M. Cagy e A. F. C. Infantosi

Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: tmdmelo@ufrj.br

**Resumo:** Pacientes de Unidades de Terapia Intensiva (UTI) podem apresentar crises subclínicas e não convulsivas que, sem prognóstico, podem levar a um agravamento de lesão cerebral do paciente. A dificuldade de diagnóstico clínico e limitação do eletroencefalograma (EEG) de rotina fazem com que a monitoração do EEG de longa duração ( $\geq 24$  h) seja essencial para detecção de crises subclínicas. No entanto, o grande volume de dados, principalmente na aquisição multicanal, demanda métodos complementares para detecção de eventos e redução de dados. A redução também facilita a sua transmissão, o que ameniza o problema ocasionado pela ausência de especialistas nas UTIs. Este trabalho tem como objetivo desenvolver um método de redução de EEG de longa duração, com a obtenção do envelope do sinal através da Transformada Discreta de Hilbert (TDH). A aplicação da TDH no EEG multicanal permitiu realçar trechos de crise, enquanto a filtragem em bandas clínicas revelou padrões que permitiram distinguir trechos contendo crise de falsos positivos. Este método será aplicado no EEG de pacientes de UTI com vistas à identificação de segmentos ictais e transmissão remota dos dados.

**Palavras-chave:** Eletroencefalograma, Unidade de Terapia Intensiva, Crises, Redução de Dados, Transformada Discreta de Hilbert.

**Abstract:** *Intensive Care Unit (ICU) patients may develop sub-clinical and non-convulsive seizures that, without a prognosis, may worsen the patient's brain lesion. The difficulty of clinical diagnosis and routine electroencephalogram (EEG) limitations makes long-term EEG ( $\geq 24$  h) monitoring essential for sub-clinical seizures identification. However, the great amount of data, especially for multichannel acquisition, demands complementary methods for event detection and data reduction. This reduction also facilitates data transmission, which eases the issue of absent specialists in the ICU. The objective of this work is to develop a method of long-term EEG reduction, obtaining the signal envelope by the Discrete Hilbert Transform (DHT). DHT application in multichannel EEG highlighted seizure segments, while clinical band filtering revealed patterns that enabled distinguishing seizure segments from false positives. This method will be applied in the EEG from ICU patients to identify ictal segments and for remote data transmission.*

**Keywords:** *Electroencephalogram, Intensive Care Unit, Seizures, Data Reduction, Discrete Hilbert Transform.*

## Introdução

Nas Unidades de Terapia Intensiva (UTI), pacientes podem apresentar crises e *status epilepticus* não convulsivos por causa de limitações motoras devido ao estado de coma, sedativos e medicações anticonvulsivas [1]. Somada a isso está a dificuldade de identificar crises, cuja natureza é transitória, no eletroencefalograma (EEG) de rotina de 30-60 min [1], assim como a ausência do especialista nas UTIs. Sem prognóstico, o paciente pode apresentar agravamento de sua condição, aumento do dano cerebral e estada prolongada na UTI [1]. Esses fatores tornam importante o monitoramento do EEG de longa duração para detecção de crises subclínicas [1], assim como sua transmissão para especialistas em locais remotos.

Entretanto, a dificuldade de avaliação e transmissão de grande volume de dados demanda técnicas de redução que permitam observar características de interesse, como padrões de crise. Um método tradicional de redução do EEG é o *amplitude-integrated EEG* (aEEG), que tem origem no Monitor de Função de Cerebral (MFC) [2]. Este método consiste, resumidamente, na representação de um sinal como mínimos e máximos de segmentos do seu envelope ao longo do tempo. O MFC tradicional utiliza apenas uma derivação bipolar (P3-P4), filtragem passa-banda com ênfase de 2-15 Hz e obtenção da envoltória por filtragem passa-baixa [3]. Este método foi originalmente empregado na monitoração de pacientes que sofreram parada cardíaca [2], e encontrou aplicação proeminente na medicina neonatal, principalmente por não-especialistas, devido à sua simplicidade [4].

Outra forma de obter a envoltória de um sinal é através da sua representação na forma analítica, um sinal complexo cuja parte real equivale ao sinal original e a parte imaginária equivale à Transformada de Hilbert deste. Outro parâmetro que pode ser obtido desta forma é a frequência instantânea do sinal. Este método foi empregado na detecção automática de picos de crise [5,6] e na classificação de padrões de sono em neonatos [7].

Este trabalho propõe, como extensão do aEEG, o uso da Transformada de Hilbert, método aqui denominado como HaEEG, tendo em vista a sua aplicação em um sistema de monitoração contínua de EEG multicanal, transmissão remota desses dados e identificação de padrões de crises. Diferente do MFC tradicional, este método é voltado para análise por especialistas e

apresenta, além de EEG multicanal, filtragem do sinal nas bandas do espectro clínico. O uso de múltiplos canais e filtragem em diferentes bandas tem como intuito apresentar maior correspondência com a análise tradicional do EEG e a observação de padrões além do que é possível pelo aEEG convencional.

## Materiais e métodos

**Casuística** – Foram utilizados dois registros de EEG de longa duração, publicamente disponíveis, de pacientes adultos com epilepsia de lobo mesial temporal [8–10]. Os registros apresentam 21 canais de EEG, com eletrodos posicionados de acordo com o sistema 10-20, taxa de aquisição  $F_s = 250$  Hz e referência média comum. Os sinais apresentam duração total de 10 h 45 min e 12 h 04 min, cada um anotado com um segmento de crise com duração de 1 min 15 s e 1 min 24 s, respectivamente. A derivação bipolar P3-P4 foi obtida aritmeticamente, levando em conta o seu uso tradicional no MFC.

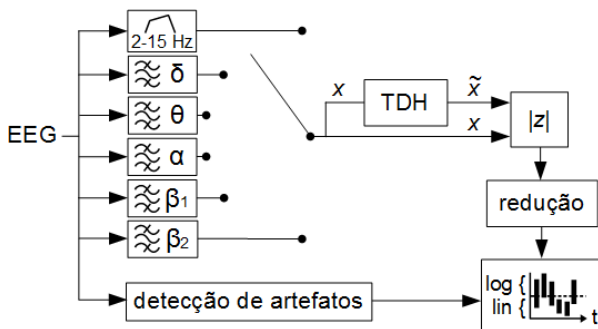


Figura 1: Diagrama de blocos do HaEEG. Os detalhes de cada etapa estão descritos no texto.

**Deteção de artefatos** – Foi aplicado um algoritmo de detecção de artefatos no EEG bruto de cada canal. Por critério, cada trecho de 5 s é demarcado com presença de artefato se o mesmo apresentar, do total de pontos, mais que 5% consecutivos ou 10% não consecutivos acima de um limiar fixo de  $120 \mu\text{V}$  [11].

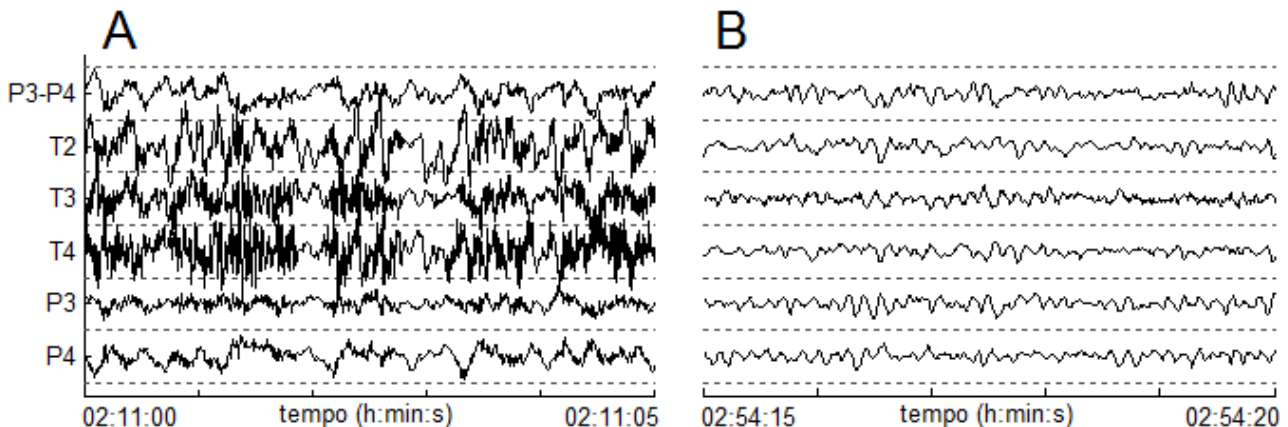


Figura 2: Trechos de 5 s de duração do EEG multicanal de um indivíduo com epilepsia do lobo mesial temporal: (a) trecho representativo de crise; (b) atividade normal. As linhas tracejadas representam uma faixa de excursão de  $-50$  a  $50 \mu\text{V}$  para cada derivação.

**Filtragem** – Cada derivação foi filtrada nas seguintes bandas clínicas de EEG: delta ( $0,25-4$  Hz), theta ( $4-8$  Hz), alfa ( $8-12$  Hz), beta1 ( $12-20$  Hz) e beta2 ( $20-30$  Hz). Para cada uma dessas faixas, foram projetados filtros *Butterworth* passa-banda de 2ª ordem. Adicionalmente, foi utilizado um filtro assimétrico, com ganho de  $60$  dB/década de  $0$  a  $2$  Hz,  $12$  dB/década de  $2$  a  $15$  Hz e atenuação de  $120$  dB/década de  $15$  a  $F_s/2$  Hz [3], implementado como um filtro IIR. Visando fase nula, os filtros foram aplicados em sentido direto e reverso.

**Cálculo do envelope** – Foi utilizado um algoritmo de cálculo do sinal analítico com base na FFT [12]. Um sinal digital  $x[n]$  com número par  $N$  de elementos e  $X[k] = \text{fft}(x[n])$  pode ser representado como um sinal complexo:

$$Z[k] = \begin{cases} X[k] & , k = 0 \\ 2X[k] & , 1 \leq k \leq \frac{N-1}{2} \\ 0 & , \frac{N+1}{2} \leq k \leq N-1 \end{cases} \quad (1)$$

$$z[n] = \text{ifft}(Z[k])$$

A partir de  $z[n]$ , é possível recuperar o sinal original,  $x[n]$ , e obter a sua Transformada Discreta de Hilbert (TDH),  $\tilde{x}[n]$ :

$$\begin{aligned} x[n] &= \text{real}(z[n]) \\ \tilde{x}[n] &= \text{imag}(z[n]) \end{aligned} \quad (2)$$

O envelope de  $x[n]$ ,  $A[n]$ , é obtido a partir do módulo de  $z[n]$ :

$$A[n] = \sqrt{x^2[n] + \tilde{x}^2[n]} \quad (3)$$

O cálculo do envelope foi realizado em segmentos de 1024 pontos (~4 s), para viabilizar o cálculo da FFT, e com sobreposição de 50% para diminuir o efeito de artefatos nas bordas do sinal.

**Redução do sinal** – Para cada segmento de 5 s do envelope do sinal, foram obtidos os percentis de 10 e 90, o que reduz o tamanho do sinal para 0,16% do original. Os pares compostos pelos valores inferior e superior de cada segmento são traçados como barras verticais, de forma densa ao longo do tempo. O eixo das ordenadas é representado em escala linear de 0 a 10  $\mu\text{V}$  e em escala logarítmica de 10 a 100  $\mu\text{V}$ .

Todo o processamento de sinais e projeto de filtros foi realizado com o programa Matlab® (The MathWorks Inc.).

## Resultados

Na Figura 3, está representado o HaEEG de um dos registros, com a filtragem assimétrica de 2-15 Hz usual do aEEG. Trechos de crise epiléptica, como o exemplificado na Figura 2a, apresentam no aEEG um padrão caracterizado pelo encurtamento vertical do traçado, causado por um aumento de amplitude que é mais acentuado nos valores mínimos do envelope [4]. Esse padrão está indicado pela seta verde e pode ser observado em todas as derivações da Figura 3, exceto em P3, e é mais acentuado nas derivações T2, T3 e T4. A seta vermelha indica trechos que poderiam ser interpretados como padrões de crise, porém, no EEG correspondente (Figura 2b), nota-se que este trecho apresenta atividade normal. O outro registro de EEG apresentou resultados semelhantes, porém com uma quantidade maior de artefatos.

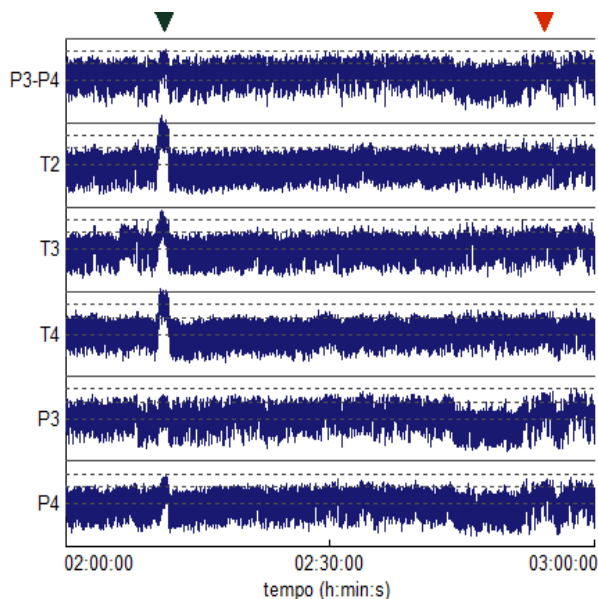


Figura 3: HaEEG multicanal na banda assimétrica de 2-15 Hz. As setas verde e vermelha indicam,

respectivamente, crise e atividade normal no EEG e apontam os trechos de EEG de 5 s de duração mostrados na Figura 2. Cada derivação está representada numa faixa de 0 a 100  $\mu\text{V}$ . As linhas tracejadas, em cada sinal, indicam 10, 25 e 50  $\mu\text{V}$ .

A Figura 4 ilustra o HaEEG da derivação P3-P4, com filtragem assimétrica e em cada uma das bandas clínicas, do mesmo registro e no mesmo intervalo de tempo da Figura 3. No trecho de crise, indicado pela seta verde, é possível observar um “salto” na amplitude da banda delta e picos nas bandas beta1 e beta2. Esses padrões não são observados no trecho de atividade normal indicado pela seta vermelha, o qual poderia ser confundido com um padrão de crise na filtragem assimétrica.

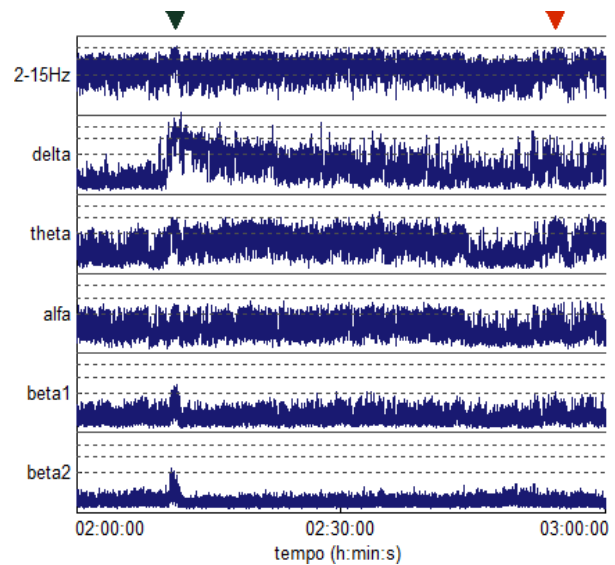


Figura 4: HaEEG da derivação P3-P4, filtrado em bandas clínicas e na banda assimétrica de 2-15 Hz. As medidas e indicações são as mesmas da Figura 3.

## Discussão e Conclusão

A aplicação do filtro assimétrico e uso da TDH para a obtenção do envelope permitiu a identificação de trechos de crise no EEG. No entanto, como foi observado na Figura 3, derivações além da usual no MFC podem apresentar padrões mais nítidos, o que realça a importância do uso do EEG multicanal. Rooij *et al.* e Shah *et al.* sugerem o uso do aEEG de 2 canais, utilizando uma derivação em cada hemisfério, com vistas à identificação de eventos focais em neonatos [13,14]. Em adultos, a monitoração multicanal pode ser considerada ainda mais importante, já que os mesmos apresentam, em relação a neonatos, sistema nervoso mais desenvolvido eletrofisiologicamente.

O filtro do MFC apresenta ganho assimétrico de forma a compensar a perda de energia em componentes de frequência mais alta no escalpo, além de atenuação brusca para frequências menores que 2 Hz e maiores que 15 Hz para evitar artefatos de baixa e alta frequência [2,3]. No entanto, o aEEG ainda é suscetível

a outros tipos de artefatos, como ventilação de alta frequência, que podem gerar padrões semelhantes a crises [4]. A filtragem em bandas clínicas, como observado na Figura 4, revelou padrões que podem auxiliar a distinguir trechos de crise e descartar falsos positivos presentes na banda do filtro assimétrico. Para transmissão do sinal, essa informação compensa a menor redução ocasionada pelo uso de bandas adicionais.

Para obtenção dos limiares do envelope, foram utilizados percentis de 10 e 90, em vez de mínimos e máximos, no intuito de evitar artefatos causados por valores extremos. Esses percentis são próximos aos valores otimizados descritos na literatura (9% e 93%) [3]. No entanto, esta otimização é calculada com base nos limiares obtidos por um CFM e pode variar de acordo com a razão sinal-ruído do EEG [3].

Neste estudo preliminar, a amplitude instantânea da Transformada de Hilbert foi aplicada a somente dois sinais EEG multicanal de longa duração. Os resultados desta aplicação e a utilização de filtragem em bandas de relevância clínica mostraram-se eficazes na identificação de padrões de crise. Em sua forma final, este método será utilizado em uma interface que permita, com a seleção de partes de interesse do sinal reduzido, recuperar dinamicamente trechos do EEG em local remoto, o que permitirá ao especialista um diagnóstico mais criterioso. Em etapa posterior deste projeto, será estudada a distribuição do envelope de trechos de EEG normais e de crise, com vistas a otimizar a escolha dos percentis em função da ocorrência de artefatos. Também serão feitas análises quantitativas para comparar a TDH com a filtragem passa-baixas do sinal retificado na obtenção do envelope.

#### Agradecimentos

Às agências de financiamento CNPq e FAPERJ.

#### Referências

- [1] Kennedy JD, Gerard EE. Continuous EEG monitoring in the intensive care unit. *Current neurology and neuroscience reports*. 2012; 12(4):419–28.
- [2] Maynard D, Prior PF, Scott DF. Device for continuous monitoring of cerebral activity in resuscitated patients. *British medical journal*. 1969; 4(5682):545–6.
- [3] Zhang D, Ding H. Calculation of compact amplitude-integrated EEG tracing and upper and lower margins using raw EEG data. *Health*. 2013; 05(05):885–91.
- [4] El-Dib M, Chang T, Tsuchida TN, Clancy RR. Amplitude-integrated electroencephalography in neonates. *Pediatric neurology*. 2009; 41(5):315–26.
- [5] Witte H, Eiselt M, Patakova I, Petranek S, Griessbach G, Krajca V, et al. Use of discrete Hilbert transformation for automatic spike mapping: a methodological investigation. *Medical & biological engineering & computing*. 1991; 29(3):242–8.
- [6] Hoffmann K, Feucht M, Witte H, Benninger F, Bolten J. Analysis and classification of interictal spike discharges in benign partial epilepsy of childhood on the basis of the Hilbert transformation. *Neuroscience letters*. 1996; 211(3):195–8.
- [7] Melges DB, Infantosi AFC, Ferreira FR, Rosas DB. Using the Discrete Hilbert Transform for the comparison between Tracé Alternant and High Voltage Slow patterns extracted from full-term neonatal EEG. In: IFMBE Proceedings. Seoul, Korea. 2007. p. 1111–4.
- [8] Transforms Methods for Electroencephalography (EEG) - Databases [Internet]. [cited 2014 May 30]. Available from: <http://web.archive.org/web/20100612092409/http://www.cs.tut.fi/~gomezher/projects/eeg/databases.htm>
- [9] De Clercq W, Vergult A, Vanrumste B, Van Paesschen W, Van Huffel S. Canonical correlation analysis applied to remove muscle artifacts from the electroencephalogram. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 2006; 53(12 Pt 1):2583–7.
- [10] Vergult A, De Clercq W, Palmini A, Vanrumste B, Dupont P, Van Huffel S, et al. Improving the interpretation of ictal scalp EEG: BSS-CCA algorithm for muscle artifact removal. *Epilepsia*. 2007; 48(5):950–8.
- [11] Chiappa KH. *Evoked Potentials in Clinical Medicine*. 3<sup>a</sup> ed. Philadelphia: Lippincott-Raven. 1997.
- [12] Marple SL Jr. Computing the discrete-time “analytic” signal via FFT. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 1999; 47(9):2600–3.
- [13] Shah DK, Lavery S, Doyle LW, Wong C, McDougall P, Inder TE. Use of 2-channel bedside electroencephalogram monitoring in term-born encephalopathic infants related to cerebral injury defined by magnetic resonance imaging. *Pediatrics*. 2006; 118(1):47–55.
- [14] Van Rooij LGM, de Vries LS, van Huffelen AC, Toet MC. Additional value of two-channel amplitude integrated EEG recording in full-term infants with unilateral brain injury. *Archives of Disease in Childhood Fetal and Neonatal Edition*. 2010; 95(3):F160–168.