

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
CAMPUS DE BOTUCATU

Giordano Bruno Sanches Seco

**OTIMIZAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO DO RITMO ALFA EM SINAIS DE EEG
OBTIDOS COM DISPOSITIVO PORTÁTIL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Instituto de Biociências, Campus de Botu-
catu, UNESP.

Botucatu, Maio de 2016.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
CAMPUS DE BOTUCATU

Giordano Bruno Sanches Seco

**OTIMIZAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO DO RITMO ALFA EM SINAIS DE EEG
OBTIDOS COM DISPOSITIVO PORTÁTIL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Instituto de Biociências, Campus de Botu-
catu, UNESP.

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Rybarczyk Filho

Botucatu, Maio de 2016.

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Seco, Giordano Bruno Sanches.

Otimização da quantificação do ritmo alfa em sinais de EEG obtidos com dispositivo portátil / Giordano Bruno Sanches Seco. - Botucatu, 2016

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu
Orientador: José Luiz Rybarczyk Filho
Capes: 31301010

1. Eletroencefalograma. 2. Fourier, Transformadas de.
3. Eletroencefalografia de ritmo alfa.

Palavras-chave: Eletroencefalograma; Emotiv EPOC; Matching pursuit; Ritmo alfa; Transformada Rápida de Fourier.

Agradecimentos

- Ao CNPq pelo auxílio financeira durante a graduação: processo 181963/2014-0 (Bolsa ITI), processo 185855/2014-8 (Bolsa de ITI) e pelo processo 458810/2013-4 (Edital Tecnologias Assistivas) para a aquisição dos equipamentos;
- Ao Professor Dr. José Luiz Rybarczyk Filho pela excelente orientação e apoio;
- Ao Professor Dr. Gunther Johannes Lewczuk Gerhardt pelo auxílio na análise dos dados;
- À Professora Dra. Suzana Veiga Schonwald pelo auxílio na análise dos dados;
- Ao meu pai Adalberto e a minha mãe Marcia pelo apoio e incentivo durante todo esse tempo;
- Aos meus amigos Alex Augusto Biazotti, André Luiz Molan e Carlos Alberto de Oliveira Biagi Junior pela amizade e ajuda na confecção deste trabalho;
- Aos demais colegas de laboratório, professores e funcionários que de alguma forma tenham contribuído para a realização deste trabalho;
- À Deus pela vida.

Resumo

O aparecimento de dispositivos portáteis de baixo custo para a captação de sinais eletrofisiológicos tem permitido que a pesquisa destes sinais biológicos seja realizada em uma escala nunca antes vista. Por essa razão a disponibilidade de ferramentas computacionais para quantificação destes sinais é algo de importância primordial para os pesquisadores. Este estudo teve como objetivo avaliar a capacidade de quantificação de sinais de EEG do método alternativo Matching Pursuit (MP) em relação ao já estabelecido método da aplicação da Transformada Rápida de Fourier (FFT). A coleta de sinais foi realizada em 10 indivíduos com o dispositivo *Emotiv Epoc*, que digitalizava e realizava a remoção de artefatos dos sinais internamente antes de transmiti-los via *Wi-Fi* para um módulo de aquisição onde eram armazenados para posterior análise com FFT e MP. Os segmentos de sinais possuíam 1 minuto de duração onde o indivíduo permanecia de olhos abertos e mais um minuto onde os indivíduos permaneciam de olhos fechados. Após a análise dos sinais determinou-se o poder de separação entre grupos (olhos abertos/olhos fechados) de cada um dos métodos para diversos pares de canais. O MP apresentou uma melhor capacidade de separação entre os grupos (olhos abertos/olhos fechados) do que a FFT.

Lista de Figuras

- 1.1 Arranjo para aquisição de um registro de eletroencefalograma (EEG) (adaptado de <http://healthcare.utah.edu>). p. 1
- 1.2 Primeiros traçados de EEG realizados por Hans Berger. Estes traçados foram publicados em seu artigo “Über das elektrenkephalogramm des menschen” [Berger 1929] no ano de 1929. (<http://www.brainclinics.com/historie-van-het-eeeg>) p. 3
- 1.3 Estrutura do neurônio (<http://exercicios.brasilecola.uol.com.br>) p. 4
- 1.4 Potencial de repouso. O potencial de membrana é mantido pelo funcionamento da bomba de sódio e potássio e dos canais iônicos dependentes de voltagem. (<http://blogdabiologiaegestaoambiental.blogspot.com.br>) p. 5
- 1.5 Potencial de ação se propagando através do axônio (<http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso1.asp>). p. 6
- 1.6 O potencial pós-sináptico excitatório (PPSE) e o potencial pós-sináptico inibitório (PPSI) (adaptado de <https://www.studyblue.com/notes/note/n/sistema-autnomo-e-transmisso-neuronal>) p. 6
- 1.7 Dipolo formado nos neurônios pelos potenciais pós-sinápticos (adaptado de [Gomes 2015]). Dipolo elétrico formado por PPSE e PPSI em neurônio cortical. No PPSE o influxo de cargas positivas deixa o meio extracelular em volta dos dendritos com carga negativa em relação ao meio extracelular restante. No PPSI o meio extracelular em volta dos dendritos fica positivamente carregado em relação ao meio extracelular restante. Isso causa a formação de dipolos em volta do neurônio. p. 7
- 1.8 Posicionamento dos eletrodos no escalpo humano de acordo com o sistema 10-20. p. 8
- 1.9 Alguns tipos de ondas cerebrais e suas respectivas faixas de frequência. (adaptado de <https://errantesengris.wordpress.com/2011/05/30/>). p. 9

3.1	O dispositivo <i>Emotiv Epoc</i> . Da esquerda para a direita: pendrive para transferência de dados via <i>Wi-Fi</i> , <i>neuroheadset</i> com os eletrodos, recipiente para armazenagem dos eletrodos. Os eletrodos devem ser acoplados para uso e desacoplados e armazenados após uso para preservá-los. Um material esponjoso esta presente na superfície de contato dos eletrodos que é utilizado para aplicação de uma solução salina para facilitar a condução de elétrons entre o eletrodo e o escalpo.	p. 12
3.2	Posições dos eletrodos no escalpo para o dispositivo <i>Emotiv Epoc</i>	p. 13
3.3	Aquisição de dados: (A) o <i>neuroheadset</i> e seus eletrodos são posicionados corretamente no escalpo do paciente, uma vez que os eletrodos foram hidratados com a solução salina e devidamente acoplados. Depois de posicionar o <i>neuroheadset</i> corretamente e avaliar a qualidade do contato dos eletrodos com escalpo se inicia a coleta dos sinais; (B) Os dados são transmitidos para um computador via <i>Wi-fi</i> , onde são armazenados; (C) Interface de visualização do sinal.	p. 14
3.4	A FFT aplicada a um sinal qualquer com o pacote “Tisean 3.0.1”. Em (A) é representado um sinal qualquer e em (B) o espectro de frequências gerado pela aplicação da FFT ao mesmo sinal mostrado em (A).	p. 15
3.5	Distribuição de tempo e frequência da densidade de energia de 20 segundos de EEG do sono; estruturas de A-F correspondem a fusos do sono, cada estrutura é um átomo de Gabor (adaptado de [Durka 2007])	p. 18
4.1	Comparação de valores médios (com desvio padrão) entre olhos abertos e olhos fechados, feita com pares de canais. Note que os canais occipitais são os melhores separadores, como esperado. O dado que teve o melhor poder de separação, e que também teve a maior significância estatística, foi o número de átomos (N). Aqui $*p \leq 0.05$, $**p \leq 0.01$, $***p \leq 0.001$	p. 20
4.2	$S(p)$ para todas as variáveis, mostrando que N tem o melhor poder separação.	p. 22

Lista de Tabelas

- 4.1 Descrição Demográfica para os canais occipitais: Valores médios são apresentados por indivíduos e desvio padrão para as quatro variáveis p.21

Sumário

Resumo	p. iv
1 Introdução	p. 1
1.1 Eletroencefalograma	p. 1
1.2 A eletroencefalografia e sua história	p. 2
1.3 A fisiologia do eletroencefalograma	p. 3
1.4 Os eletrodos e seu posicionamento	p. 8
1.5 O sinal de eletroencefalograma e as ondas cerebrais	p. 9
1.6 Análise do sinal	p. 10
2 Objetivos	p. 11
3 Material e Métodos	p. 12
3.1 O dispositivo	p. 12
3.2 Participantes	p. 13
3.3 Aquisição de Dados	p. 13
3.4 A Transformada Rápida de Fourier (FFT)	p. 14
3.5 O Matching Pursuit (MP)	p. 16
3.6 Análise Estatística	p. 18
4 Resultados	p. 20
5 Discussão	p. 23
6 Conclusão	p. 25

1 Introdução

1.1 Eletroencefalograma

O eletroencefalograma (EEG) é um exame em que eletrodos são posicionados no escalpo de um indivíduo, de acordo com um padrão internacional para medir os potenciais elétricos gerados pelo cérebro. O registro dos potenciais elétricos em função do tempo gera o sinal de EEG (Figura 1.1). Na maioria das vezes é um exame não invasivo, mas em alguns casos específicos pode ser realizado de maneira invasiva [Shah e Mittal 2014].

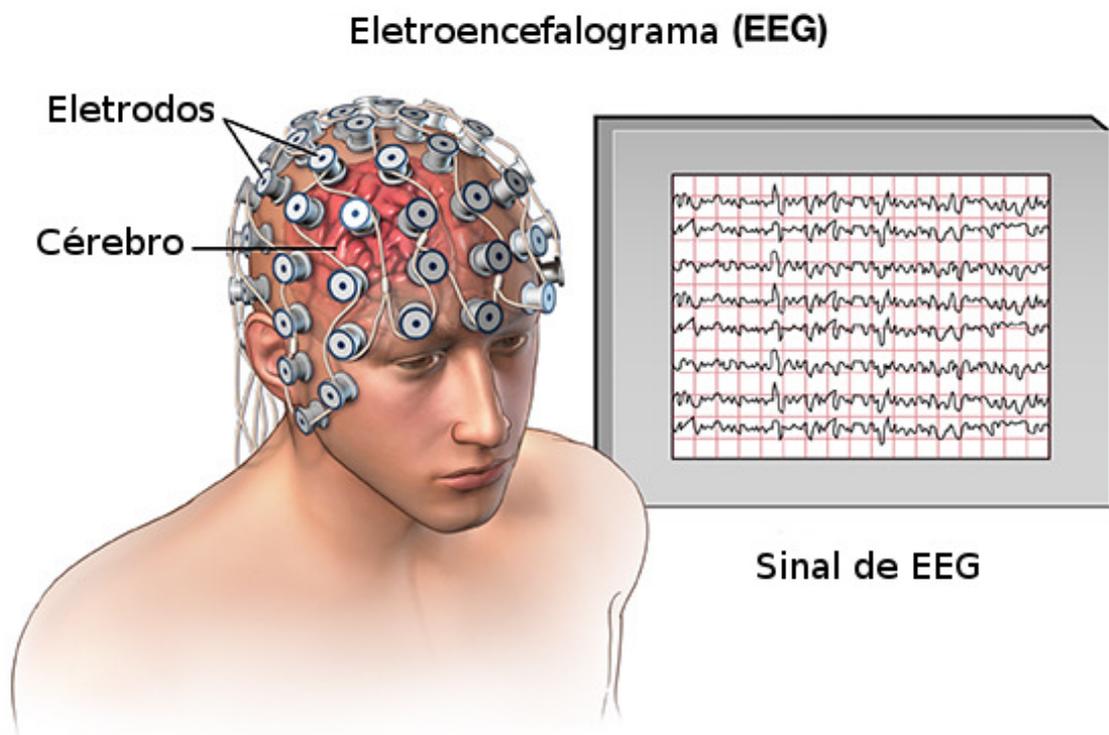


Figura 1.1: Arranjo para aquisição de um registro de eletroencefalograma (EEG) (adaptado de <http://healthcare.utah.edu>).

O EEG permite a coleta de dados sobre a atividade do cérebro de maneira não invasiva,

algo de grande interesse para neurocientistas. No entanto, a sua mensuração sempre esteve ligada a dificuldades técnicas (maquinaria complexa), algo que tornava difícil a portabilização do equipamento de medida. Portanto medidas de EEG para situações cotidianas sempre foram difíceis de serem realizadas [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011]. Esta dificuldade foi superada nos últimos anos com o surgimento de dispositivos portáteis no mercado que podem capturar o sinal EEG com boa resolução e baixo custo em comparação com máquinas de EEG clínico [Aspinall et al. 2013, Epoc]. Apesar desses dispositivos não serem adequados para a prática clínica, têm permitido junto ao desenvolvimento da microeletrônica, dos *software* e da capacidade de processamento e armazenamento de dados, o desenvolvimento de uma nova ciência para a Interface Cérebro-Computador (BCI) [Aspinall et al. 2013, Mayaud et al. 2013, Badcock et al. 2013].

1.2 A eletroencefalografia e sua história

As bases da eletrofisiologia, e portanto do EEG, foram fundadas pelo trabalho de diversos cientistas. Luigi Galvani (1737-1798) utilizando cabos metálicos em coxas de rãs observou que a eletricidade era conduzida em tecido muscular e também criou um dos primeiros detectores de corrente elétrica. Galvani também cunhou o termo “eletricidade animal” para definir o que ele acreditava ser a eletricidade intrínseca do tecido [Garcia 2002].

Alessandro Volta (1755-1832) focou-se no estudo das propriedades elétricas dos metais, algo que o levou a refutar o conceito de eletricidade animal cunhado por Galvani através da criação da primeira pilha elétrica, provando que a eletricidade não era um fenômeno criado exclusivamente por organismos. Os trabalhos de Georg Simon Ohm (1787-1854) e Michael Faraday (1791-1897) ajudaram o compreender a natureza da corrente elétrica e do potencial elétrico [Collura 1993].

Carlo Matteucci (1811-1868) e Emil Du Bois-Reymond (1818-1896) focaram seus estudos em fenômenos elétricos gerados fisiologicamente. Matteucci observou que correntes elétricas eram geradas pelo músculo antes de se contraírem, esta corrente que percorria os nervos antes de causar a contração muscular viria a ser definida como potencial de ação por Emil Du Bois-Reymond que utilizou-se de instrumentos mais sensíveis do que os utilizados por Matteucci [Collura 1993].

A eletroencefalografia começou de fato com os experimentos de Richard Caton (1842-1926) que conseguiu registrar a atividade elétrica no cérebro de animais. Em 1875, Richard Caton mostrou através de experimentos utilizando um galvanômetro de espelho a existência de

correntes elétricas no cérebro de coelhos e macacos [Collura 1993]. Richard Caton também considerou a possibilidade de associação de tais correntes elétricas com funções biológicas [Collura 1993]. No ano de 1890 o fisiologista polonês Adolf Beck (1863-1939) observou a existência de potenciais elétricos evocados por estímulos sensoriais em cães e coelhos. Foi no ano de 1924 que foi realizado pela primeira vez o eletroencefalograma em humanos por Hans Berger (1873-1941), um fisiologista e psiquiatra alemão [Collura 1993] (Figura 1.2). Somente 20 anos depois, o exame viria a ter utilidade clínica.

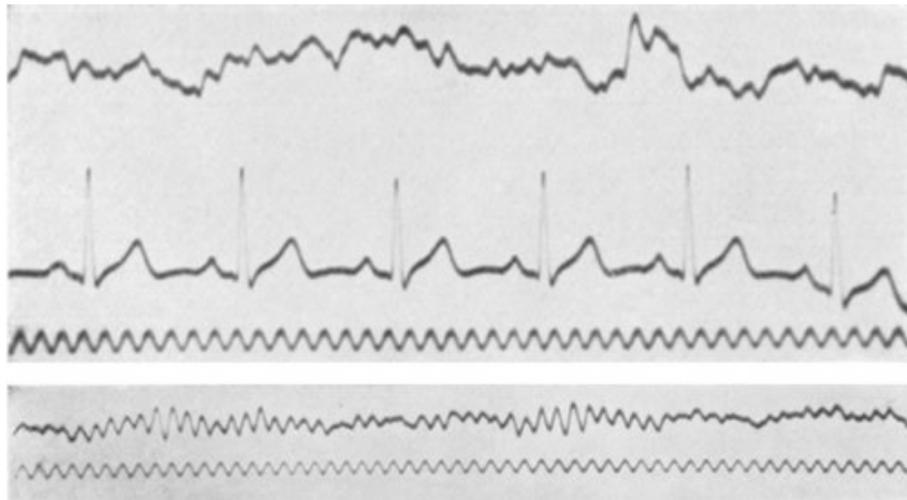


Figura 1.2: Primeiros traçados de EEG realizados por Hans Berger. Estes traçados foram publicados em seu artigo “Über das elektrenkephalogramm des menschen” [Berger 1929] no ano de 1929. (<http://www.brainclinics.com/historie-van-het-eeq>)

1.3 A fisiologia do eletroencefalograma

O neurônio é uma célula eletricamente excitável que compõe a maior parte do sistema nervoso central (SNC) e nos ganglios do sistema nervoso periférico (SNP). A função destas células altamente especializadas é o processamento e transmissão de informação através de sinais químicos e elétricos [Hammond 2015].

É composta por um corpo celular, axônio e dendritos. O corpo celular é onde se localizam o núcleo e a maior parte das organelas da célula. O axônio é um longo prolongamento do corpo celular, sua função é conduzir o impulso elétrico. É revestido por células de Schwann no SNP e oligodendrócitos no SNC. O citoplasma das células de Schwann e oligodendrócitos envolvem o axônio gerando uma camada de mielina, uma substância lípidica que funciona como isolante elétrico. As bainhas de mielina permitem a ocorrência do fenômeno da condução saltatória, onde os impulsos elétricos viajam através dos espaços entre as partes mielinizadas aumentando

significativamente a velocidade com que um impulso nervoso atravessa o axônio, tais espaços são chamados de **Nódulos de Ranvier**. Os dendritos são prolongações do corpo celular que recebem os sinais eletroquímicos do axônio de um outro neurônio [Hammond 2015]. A figura 1.3 mostra a estrutura básica de um neurônio.

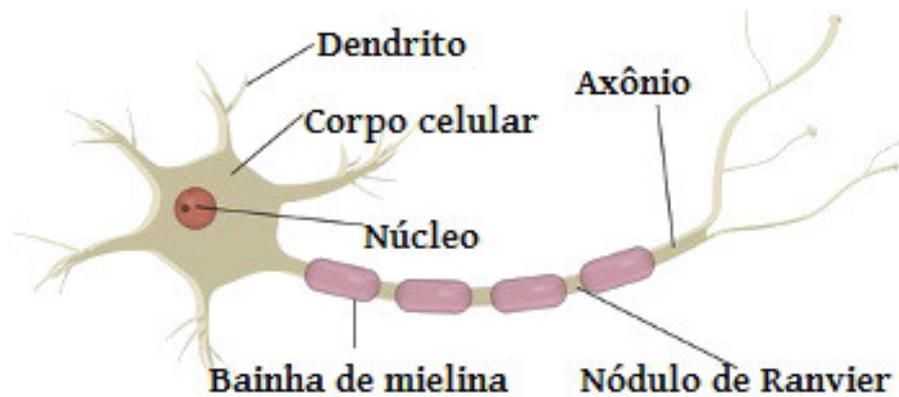


Figura 1.3: Estrutura do neurônio (<http://exercicios.brasilecola.uol.com.br>)

O potencial de membrana do neurônio é a diferença de potencial elétrico entre o interior e o exterior da célula, resultante diferença de concentração de íons de sódio e potássio dentro e fora da célula. Essa diferença de concentração iônica é mantida pela membrana celular constituída de uma bicamada lipídica com proteínas incorporadas a ela. A bicamada lipídica isola o meio intracelular do extracelular e possui permeabilidade seletiva a íons (membranas dos neurônios possuem alta permeabilidade ao íon potássio), o que gera a diferença na concentração dos íons entre o meio intracelular e o meio extracelular. Grande parte das trocas entre esses meios é realizado por canais iônicos e bombas iônicas. Os canais iônicos permitem o transporte passivo de íons a favor de seu gradiente de concentração. As bombas iônicas realizam o transporte ativo de íons contra o seu gradiente de concentração [Hammond 2015].

Quando a célula está em repouso, os canais iônicos voltagem-dependentes permanecem fechados e as bombas iônicas geram uma diferença de concentração de íons entre o meio externo e interno. No caso da bomba de sódio e potássio, para cada três íons de sódio que são bombeados para fora dois íons de potássio são bombeados para dentro. Assim o meio interno fica negativamente carregado em relação ao meio externo. Esse potencial permanece aproximadamente inalterado no estado de repouso [Hammond 2015] (Figura 1.4).

Quando o neurônio recebe um estímulo, a voltagem interna atinge um limiar que permite a abertura dos canais de sódio voltagem-dependente, permitindo o influxo de íons sódio e fazendo com que o interior da célula fique positivamente carregado em relação ao meio externo. Essa mudança abrupta da carga é chamada de despolarização. Isso estimula a abertura de canais de

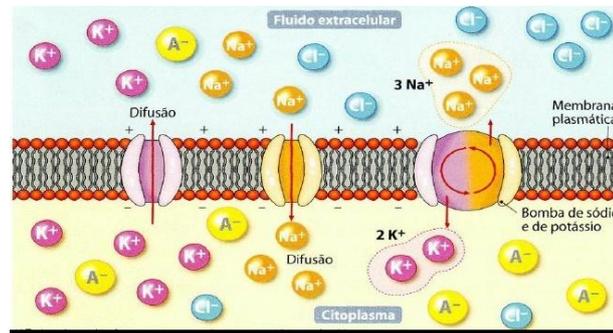


Figura 1.4: Potencial de repouso. O potencial de membrana é mantido pelo funcionamento da bomba de sódio e potássio e dos canais iônicos dependentes de voltagem. (<http://blogdabiologiaegestaoambiental.blogspot.com.br>)

potássio fazendo os íons potássio fluir para o meio exterior que é a direção do seu gradiente de concentração. A carga no interior da célula volta a ficar negativa e posteriormente fica hiperpolarizada (mais negativa do que no estado de repouso), os canais voltagem-dependente se fecham até que recebam outro estímulo e o funcionamento da bomba de sódio e potássio faz com que a carga interna da célula se eleve levemente, mantendo assim o potencial de repouso. O influxo de sódio estimula, simultaneamente, a abertura dos canais de sódio vizinho, dessa maneira a despolarização e a repolarização percorrem o axônio como uma corrente elétrica. Esse fenômeno é chamado de impulso nervoso ou potencial de ação [Hammond 2015]. A figura 1.5 ilustra o disparo do potencial de ação.

O impulso nervoso percorre todo o axônio até o seu terminal onde estimula a liberação de substâncias chamadas neurotransmissores na fenda sináptica, o espaço existente entre o terminal do neurônio pré-sináptico e os dendritos do neurônio pós-sináptico. Quando liberados, os neurotransmissores se ligam a receptores na membrana dos dendritos do neurônio pós-sináptico, influenciando o neurônio pós-sináptico de maneira excitatória ou inibitória [Hammond 2015]. O potencial pós-sináptico excitatório (PPSE) (EPSP em inglês) estimula a entrada de cargas positivas no neurônio pós-sináptico, elevando a carga interna da célula e aumentando as chances de disparo de potencial de ação. O potencial pós-sináptico inibitório (PPSI) (IPSP em inglês) estimula a entrada de cargas negativas no neurônio pós-sináptico, diminuindo a carga interna da célula e as chances de disparo de potencial de ação.

O eletroencefalograma é o registro das flutuações de voltagem no escalpo. Essa atividade elétrica registrada se deve a movimentação iônica nos neurônios. As principais formas de atividade elétrica dos neurônios são o potencial de ação (uma rápida despolarização e repolarização da membrana) e as despolarizações lentas que caracterizam o PPSE e PPSI. Um único neurônio possui potencial elétrico pequeno demais para ser medido, portanto o EEG reflete o somatório

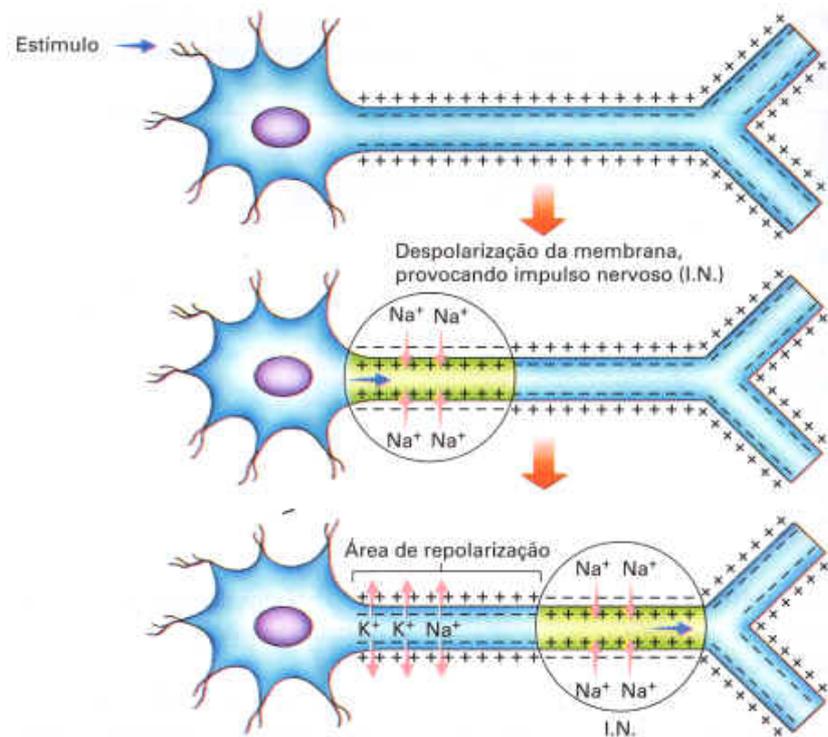


Figura 1.5: Potencial de ação se propagando através do axônio (<http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso1.asp>).

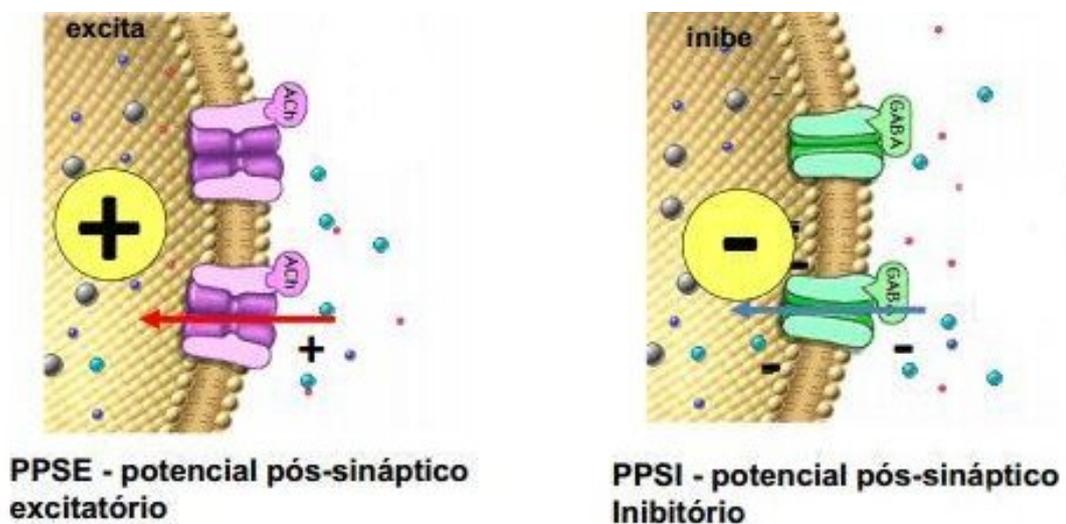


Figura 1.6: O potencial pós-sináptico excitatório (PPSE) e o potencial pós-sináptico inibitório (PPSI) (adaptado de <https://www.studyblue.com/notes/note/n/sistema-autonomo-e-transmisso-neuronal>)

da atividade elétrica (envolvendo PPSEs e PPSIs) de muitos neurônios [Gomes 2015] (Figura 1.6).

Os PPSEs e PPSIs causam a formação de dipolos ao redor dos neurônios. Grupos de dipolos individuais podem somar-se e criar um dipolo equivalente que pode ser grande o suficiente para ser detectado, dependendo das condições do grupo de neurônios (orientação espacial, sincronização e proximidade com o escalpo). Potenciais de ação não contribuem muito para a formação do sinal de EEG pois: possuem curta duração, ocorrem em superfícies pequenas, a atividade dos neurônios geralmente não é sincronizada e a orientação espacial dos mesmos não é favorável. Assim o sinal do EEG resulta principalmente do registro dos potenciais elétricos dos dipolos formados pelos PPSEs e PPSIs (Figura 1.7). Esses tem maior duração, envolvem uma grande área da membrana e a existência de conjuntos de neurônios com orientação espacial similar, e com atividade elétrica relativamente sincronizada permite que os potenciais gerados pelo dipolo elétrico equivalente sejam grandes o suficiente para serem detectados pelos eletrodos no escalpo [Gomes 2015].

Os neurônios piramidais corticais são os principais responsáveis pela atividade elétrica detectada em um EEG pois, estão dispostos paralelamente entre si e perpendicularmente ao escalpo, e possuem atividade relativamente sincronizada [Gomes 2015].

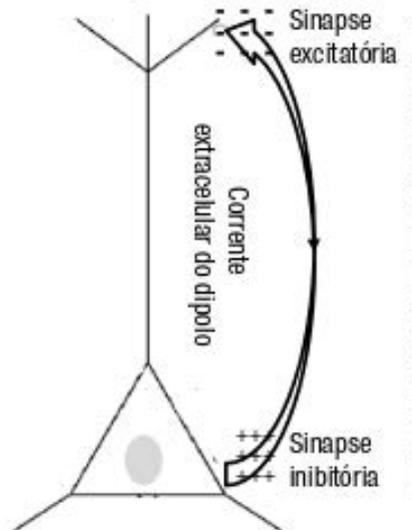


Figura 1.7: Dipolo formado nos neurônios pelos potenciais pós-sinápticos (adaptado de [Gomes 2015]). Dipolo elétrico formado por PPSE e PPSI em neurônio cortical. No PPSE o influxo de cargas positivas deixa o meio extracelular em volta dos dendritos com carga negativa em relação ao meio extracelular restante. No PPSI o meio extracelular em volta dos dendritos fica positivamente carregado em relação ao meio extracelular restante. Isso causa a formação de dipolos em volta do neurônio.

1.4 Os eletrodos e seu posicionamento

O registro da atividade elétrica do cérebro se dá através do posicionamento de eletrodos metálicos no escalpo de um indivíduo, geralmente um gel condutor é utilizado para a imobilização do eletrodo. Quando um dipolo está presente em um meio condutor a corrente é conduzida até os seus limites, fenômeno que recebe o nome de condução de volume. No caso do cérebro o limite seria o escalpo, dessa maneira os eletrodos podem detectar a movimentação de íons [Rutkove 2007].

Os eletrodos são posicionados de acordo com o sistema 10-20 (Figura 1.8), um método de posicionamento reconhecido internacionalmente. Foi criado para garantir a reprodutibilidade de resultados em exames ou experimentos. O sistema 10-20 [Teplan 2002] é chamado desta maneira porque os pontos de posicionamento dos eletrodos são marcados em proporções de 10% e 20% da distância existente entre os pontos de referência *nasion*, *inion* e entre os pontos pré-auriculares. O plano existente entre o *nasion* e o *inion* é chamado de **plano medial** enquanto o plano entre os pontos auriculares é chamado de **plano perpendicular**. Os eletrodos recebem seus nomes de acordo com a região onde se localizam: Fp = frontal polar; F = frontal; T = temporal; C = central; P = parietal e O = occipital.

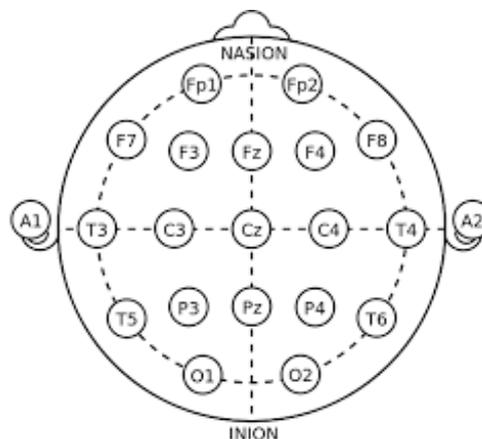


Figura 1.8: Posicionamento dos eletrodos no escalpo humano de acordo com o sistema 10-20.

Os eletrodos localizados sobre a linha média são indexados pela letra “z” de “zero”. Os eletrodos ao lado esquerdo da linha média recebem numeração ímpar e os do direito numeração par [Teplan 2002]. O sistema 10-20 possui tipicamente um total de 21 canais, dos quais 2 são pontos de referência anatômicos. Os eletrodos de referência assim são chamados porque o potencial elétrico de uma região só pode ser medido com relação à outra região.

1.5 O sinal de eletroencefalograma e as ondas cerebrais

O EEG pode ser realizado com o equipamento analógico ou digital. No equipamento analógico o potencial elétrico é registrado através das deflexões de uma caneta sensível sobre um papel, gerando um conjunto contínuo de dados. Atualmente o EEG digital, onde um conjunto contínuo de dados é convertido em um conjunto discreto, é o mais utilizado, especialmente para fins de pesquisa pois este possui muitas vantagens em relação ao EEG analógico como a maior capacidade para armazenagem dos dados, as filtragens que permitem remover artefatos do sinal, a análise de uma faixa de frequência específica e a seleção de montagens. A seleção de montagens é a maneira como o potencial é mensurado, isto é, que eletrodo é usado como referência [Van Cott e Brenner 1998].

O sinal do eletroencefalograma é descrito principalmente em função de oscilações rítmicas chamadas de **ondas cerebrais**, as principais ondas cerebrais são: delta, theta, alfa, beta (Figura 1.9). Cada uma dessas ondas possui uma faixa de frequência específica e está relacionada a algum tipo de situação [Teplan 2002].

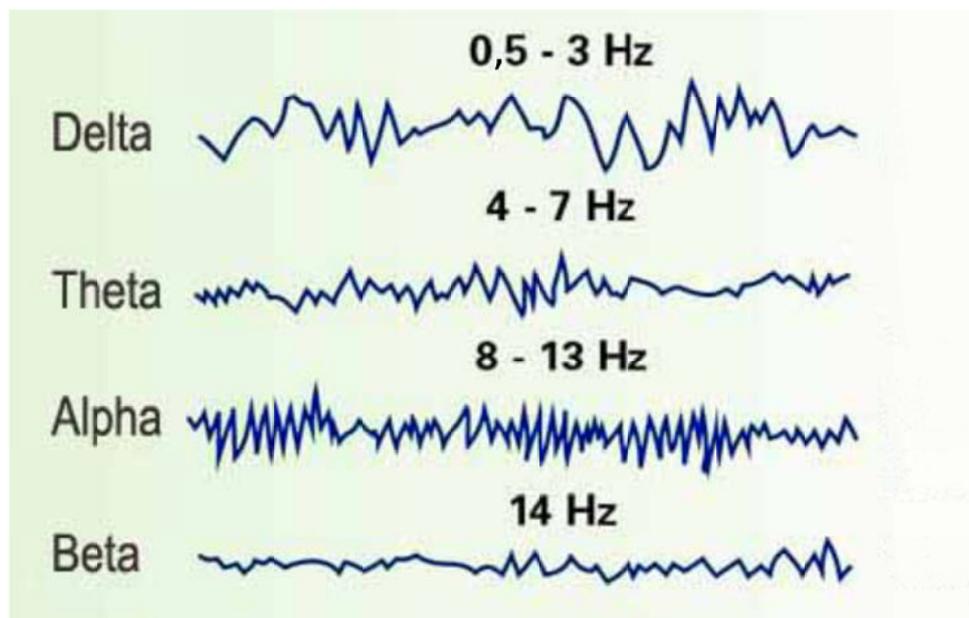


Figura 1.9: Alguns tipos de ondas cerebrais e suas respectivas faixas de frequência. (adaptado de <https://errantesengris.wordpress.com/2011/05/30/>).

As ondas delta aparecem em estado de sono profundo e costumam ser as ondas mais lentas e de maior amplitude [Hiltunen et al. 2014], ondas theta são encontradas em estado de sonolência e meditação profunda, ondas alfa são encontradas em estado de vigília quando

o indivíduo está relaxado ou fecha seus olhos [Teplan 2002] e as ondas beta são encontradas em estado de elevada atividade motora [Pfurtscheller e Lopes da Silva 1999]. As ondas alfa são especialmente interessantes, pois estas ondas tem sua amplitude drasticamente reduzida quando os indivíduos permanecem de olhos abertos, fenômeno chamado de **Efeito Berger**, um dos mais simples de serem detectados em um EEG [Kirschfeld 2005, Berger 1929, Niedermeyer, Schomer e Silva 2011]. A mais simples forma de quantificação de ondas alfa utiliza a Transformada de Fourier e foi historicamente aplicado no EEG desde 1932 [Dietsch 1932]. O uso da Transformada Rápida de Fourier (FFT) em sinais de EEG digitalizados permite a fácil detecção de ondas alfa e a distinção entre olhos abertos e fechados. Entretanto, existe uma alta variabilidade de ritmos cerebrais em indivíduos normais e aproximadamente 90% da população produz ondas alfa detectáveis em seus sinais de EEG. Isso é bem descrito em [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011], mas somente na coleta em larga escala de sinais EEG essa variabilidade se torna um fator importante para o uso de dispositivos portáteis de EEG.

1.6 Análise do sinal

A análise do sinal de EEG pode ser feita tanto de maneira qualitativa quanto quantitativa. Na análise qualitativa, o especialista faz uma análise visual do sinal gerado para extrair informações de interesse. A análise quantitativa utiliza-se de *software* para realizar análise matemática e estatística do sinal. A evolução da microeletrônica e crescente implementação de métodos matemáticos e estatísticos na computação tornam a digitalização dos sinais biológicos e sua análise quantitativa uma tarefa cada vez mais fácil. Isso é interessante tanto para prática clínica quanto para pesquisa de sinais biológicos, uma vez que este tipo de análise é capaz de extrair informações que dificilmente seriam visíveis em uma análise qualitativa [Teplan 2002].

2 *Objetivos*

O objetivo deste trabalho é testar a capacidade de captação do ritmo alfa em um aparelho de EEG portátil (*neuroheadset*) e a respectiva análise quantitativa do sinal via o método adaptativo Matching Pursuit (MP) em relação ao já estabelecido método da Transformada Rápida de Fourier (FFT).

3 *Material e Métodos*

3.1 O dispositivo

O sistema *Emotiv Epoc* utiliza eletrodos de ouro fixos a braços plásticos de um headset sem fio. Este *neuroheadset* possui 16 eletrodos alinhados de acordo com o sistema 10-20: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, FC4, M1, e M2. Um mastóide (M1) serviu como referência “terra” com a qual a tensão de todos os outros eletrodos foi comparada. O outro mastóide (M2) serviu de referência para controle por alimentação para reduzir interferência elétrica externa. A figura 3.1 mostra as partes principais do dispositivo e a figura 3.2 mostra um mapa com as posições dos eletrodos no escalpo para o *Emotiv Epoc*.



Figura 3.1: O dispositivo *Emotiv Epoc*. Da esquerda para a direita: pendrive para transferência de dados via *Wi-Fi*, *neuroheadset* com os eletrodos, recipiente para armazenagem dos eletrodos. Os eletrodos devem ser acoplados para uso e desacoplados e armazenados após uso para preservá-los. Um material esponjoso está presente na superfície de contato dos eletrodos que é utilizado para aplicação de uma solução salina para facilitar a condução de elétrons entre o eletrodo e o escalpo.

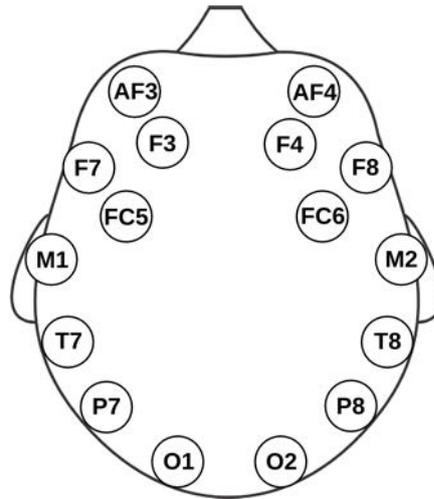


Figura 3.2: Posições dos eletrodos no escalpo para o dispositivo *Emotiv EPOC*.

3.2 Participantes

O projeto teve participação de 10 voluntários (idade média de 27,1 anos, desvio padrão 8, todos pertenciam ao sexo masculino), todos os participantes eram integrantes do grupo de pesquisa, os quais doaram os seus sinais. O protocolo desse estudo foi conduzido de acordo com orientações clínicas e a declaração de Helsinki [Association 1964]. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento informado.

3.3 Aquisição de Dados

Cada participante contribuiu com 30 segmentos de sinal de 1 minuto de duração com olhos abertos e mais 30 segmentos com 1 minuto de duração com olhos fechados. Os sinais foram coletados em iluminação natural. Os sinais foram digitalizados internamente a 2048 Hz (16-bit) e subsequentemente filtrados por um filtro passa-baixo (43 Hz) e tiveram sua frequência de amostragem reduzida para 128 Hz antes de serem transmitidos para o módulo de aquisição. O *neuroheadset* foi ligado (via *Wi-Fi*) a um notebook com a plataforma *SDK Emotiv*. Este sistema é amplamente utilizado em muitos estudos [Badcock et al. 2013]. Finalmente os sinais foram convertidos para ASCII para realizar a FFT e o MP (Figura 3.3).

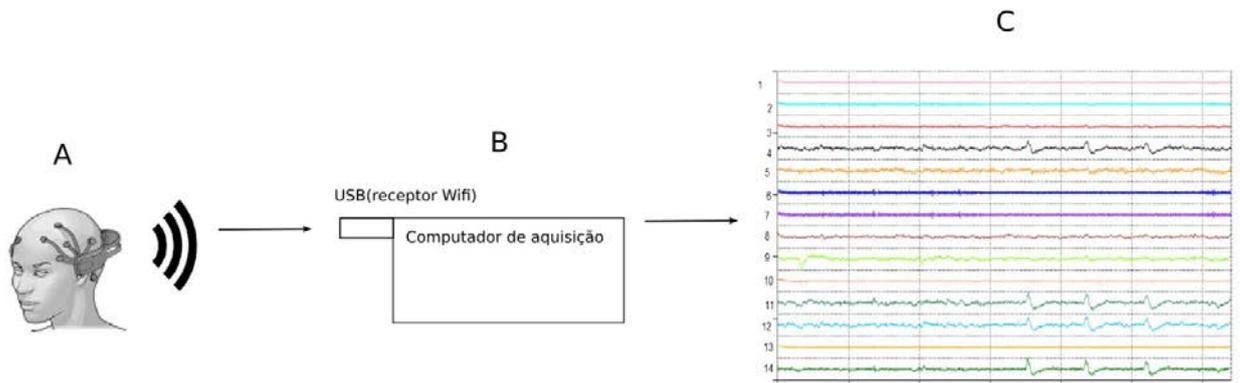


Figura 3.3: Aquisição de dados: (A) o *neuroheadset* e seus eletrodos são posicionados corretamente no escalpo do paciente, uma vez que os eletrodos foram hidratados com a solução salina e devidamente acoplados. Depois de posicionar o *neuroheadset* corretamente e avaliar a qualidade do contato dos eletrodos com escalpo se inicia a coleta dos sinais; (B) Os dados são transmitidos para um computador via *Wi-fi*, onde são armazenados; (C) Interface de visualização do sinal.

3.4 A Transformada Rápida de Fourier (FFT)

A FFT nada mais é do que um algoritmo para aplicação e otimização computacional da Transformada Discreta de Fourier (DFT), que por sua vez é a Transformada de Fourier aplicada a um conjunto de dados discretos (digitalizados). A DFT pode ser escrita como:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{i2\pi kn}{N}} \quad (3.1)$$

onde, X_k é a quantidade da frequência k no sinal; x_n corresponde ao valor do sinal no ponto n ; N é a quantidade de pontos do sinal. A DFT converte o sinal no domínio do tempo para o domínio da frequência, na forma de um espectrograma que mapeia a contribuição de cada frequência no sinal. Essa transformada pode ser invertida, gerando a Transformada Discreta Inversa de Fourier (IDFT), que realiza a operação inversa da DFT levando um sinal no domínio da frequência para o domínio do tempo. A IDFT pode ser escrita como:

$$x_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X_k e^{\frac{i2\pi kn}{N}} \quad (3.2)$$

Este algoritmo foi primeiramente desenvolvido por Gauss em 1805 e permaneceu inalterado até 1965, quando J.W. Cooley e John Tukey publicaram um trabalho descrevendo uma maneira conveniente de utilizar o algoritmo em computadores [Cooley 1965]. O algoritmo é

capaz de reduzir o número de cálculos necessários para processamento de N pontos, de $2N^2$ para $N \log_2 N$.

Para a aplicação da FFT foi utilizado pacote Tisean 3.0.1, escrito em Fortran. Este pacote foi desenvolvido por Rainer Hegger, Holger Kantz e Thomas Schreiber e está disponível para download de forma gratuita em http://www.mpipks-dresden.mpg.de/~tisean/Tisean_3.0.1/index.html. A função “spectrum” representa a FFT e seu código tem por base o algoritmo de Cooley-Tukey (Figura 3.4). Mais informações sobre as bases teóricas do código podem ser encontradas em [Press et al. 2007].

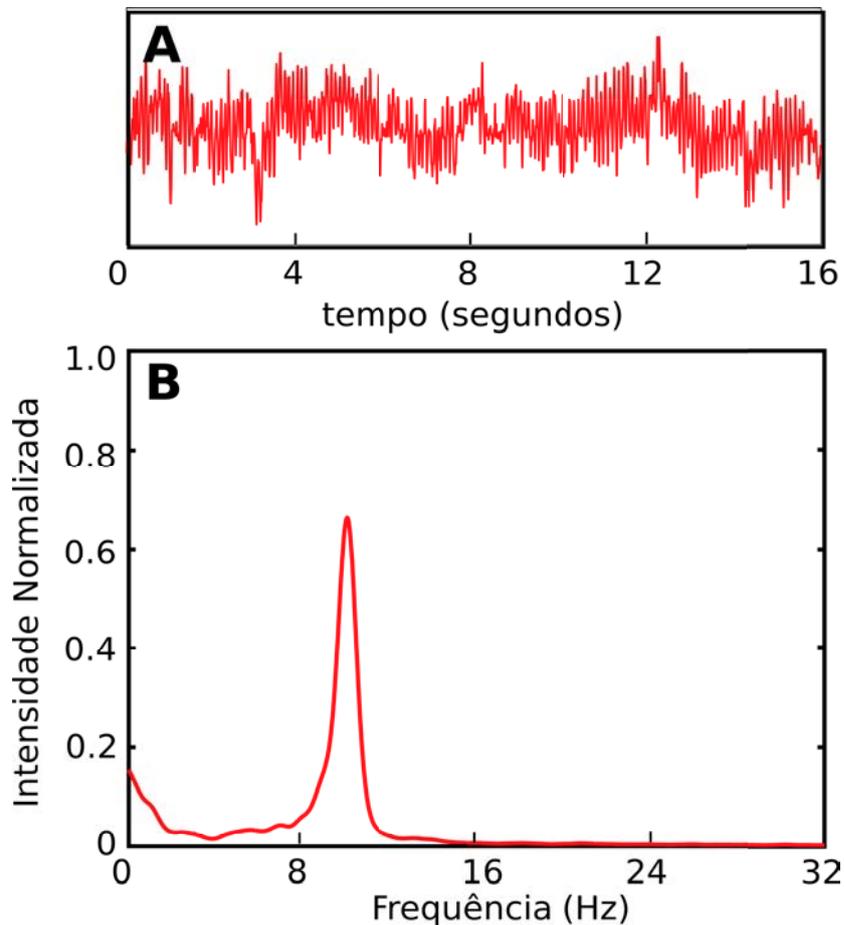


Figura 3.4: A FFT aplicada a um sinal qualquer com o pacote “Tisean 3.0.1”. Em (A) é representado um sinal qualquer e em (B) o espectro de frequências gerado pela aplicação da FFT ao mesmo sinal mostrado em (A).

A Transformada Rápida de Fourier Normalizada (NFFT) foi aplicada para cada segmento de 1 minuto (função “spectrum”), e a potência referente ao ritmo alfa foi definida como o intervalo do espectro de frequências localizados entre 8-13 Hz.

3.5 O Matching Pursuit (MP)

O MP não é uma transformada, é uma aproximação adaptativa de um sinal que utiliza um conjunto de funções fundamentais selecionadas de um dicionário. Este método descreve o sinal através de átomos (as funções selecionadas do dicionário). O MP com dicionário de tempo-frequência foi introduzido em [Mallat e Zhang 1993] e um esquema de correção de dados de grande porte, como EEG, foi complementada em [Durka, Ircha e Blinowska 2001].

Podemos representar a definição de aproximação adaptativa como:

$$x \approx \sum_{m=0}^{M-1} a_m g_{\gamma_m} \quad (3.3)$$

Onde g_{γ_n} representa uma função escolhida automaticamente de um dicionário D redundante. Uma condição necessária para a otimização do problema é a minimização do erro:

$$\varepsilon = \left\| x - \sum_{n=0}^{M-1} a_n g_{\gamma_n} \right\| = \min \quad (3.4)$$

Tal procedimento iria requerer a análise de todas as possíveis combinações das M funções escolhidas do dicionário, o que naturalmente causaria a uma explosão combinatória. O MP contorna esse problema através do uso de um procedimento iterativo para encontrar uma solução suboptimal. No primeiro passo a função g_{γ_0} que maximiza o produto interno com o sinal original $R_0 x$ é selecionada do dicionário, que só tem funções normalizadas $\|g_{\gamma}\| = 1$. A contribuição da função selecionada é então subtraída do sinal deixando um resíduo $R_{i+1} x$, que por sua vez passará pelo mesmo processo que $R_0 x$.

$$R_0 x = x \quad (3.5)$$

$$R_n x = \langle R_n x, g_{\gamma_n} \rangle g_{\gamma_n} + R_{n+1} x \quad (3.6)$$

$$g_{\gamma_n} = \operatorname{argmax}_{g_{\gamma_i} \in D} |\langle R_n x, g_{\gamma_i} \rangle| \quad (3.7)$$

A ortogonalidade entre $R_{n+1} x$ e g_{γ_n} em cada um dos passos garante a conservação de energia.

$$\|x\|^2 = \sum_{n=0}^{M-1} |\langle R_n x, g_{\gamma_n} \rangle|^2 + \|R^M x\|^2 \quad (3.8)$$

Para um dicionário completo este procedimento garante a convergência do resultado para o valor original de x caso $M \rightarrow \infty$.

$$x \approx \sum_{m=0}^{M-1} \langle R_m x, g_{\gamma_m} \rangle g_{\gamma_m} \quad (3.9)$$

Neste trabalho utilizamos o algoritmo “mp31” desenvolvido por Dobieslaw Ircha sob supervisão de Piotr J. Durka [Durka, Ircha e Blinowska 2001]. Nesta implementação utiliza-se dicionários de tempo-frequência estocásticos. O dicionário utilizado para análise de tempo-frequência é construído a partir de funções de Gabor reais:

$$g_{\gamma}(t) = \alpha e^{-\pi((t-b)/s)^2} \sin(2\pi\omega(t-b)/N + \phi), \quad (3.10)$$

onde N é o tamanho do sinal, o conjunto $\gamma = \{\alpha, b, w, s, \phi\}$ representa parâmetros de funções do dicionário e α é escolhido de forma que $\|g_{\gamma}\| = 1$. A escala s representa a largura do átomo no tempo, os parâmetros b e w correspondem, respectivamente, às posições centrais do átomo nos espaços do tempo e da frequência. O parâmetro ϕ corresponde a fase do átomo. Um conjunto de Deltas de Dirac e de funções de Fourier são adicionados a esse dicionário a fim de lidar com estruturas bem localizadas em tempo e frequência. Esta não é uma escolha única como é explicado em [Chen, Donoho e Saunders 2001].

Os desenvolvedores do algoritmo utilizam dicionários estocásticos no algoritmo “mp31” pois os dicionários utilizados até o momento possuíam um esquema fixo para determinação dos intervalos dos valores dos parâmetros: w , b e s . Algo que, segundo os desenvolvedores, introduz um viés estatístico na parametrização resultante. Tal viés só se torna aparente na parametrização de grandes quantidades de dados. A solução proposta é, basicamente, a randomização dos parâmetros do dicionário antes de cada uma das decomposições [Durka, Ircha e Blinowska 2001].

Inicialmente um dicionário D é criado para o sinal que contém N pontos e intervalos de valores (Δw , Δb e Δs) são determinados para os parâmetros: w , b e s . O espaço de cada um destes 3 parâmetros é dividido em $\frac{\pi}{\Delta w} \frac{N^2}{\Delta b \Delta s}$ blocos de tamanho $\Delta w \Delta b \Delta s$ cada, com $w \in (0, \pi)$. Para cada um desses blocos um átomo é determinado através da seleção aleatória de valores de parâmetros de uma distribuição uniforme dos intervalos de valores presentes em cada bloco [Durka, Ircha e Blinowska 2001].

Após a primeira iteração (quando o átomo com maior produto interno com o sinal original foi selecionado) o dicionário D é reconstruído a partir da seleção de uma porcentagem arbitrária de átomos que tinham a maior correlação com o sinal original. Isto se repete em todas as

iterações seguintes, de maneira que os parâmetros dos átomos estarão sempre sendo otimizados [Durka, Ircha e Blinowska 2001].

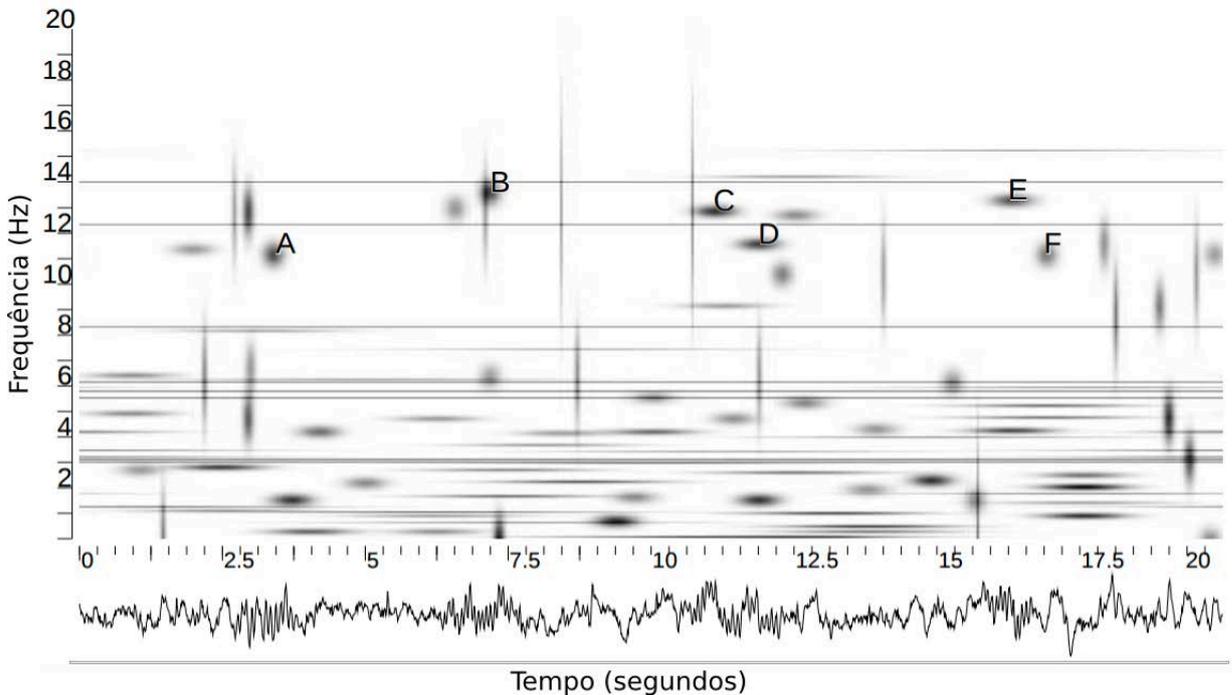


Figura 3.5: Distribuição de tempo e frequência da densidade de energia de 20 segundos de EEG do sono; estruturas de A-F correspondem a fusos do sono, cada estrutura é um átomo de Gabor (adaptado de [Durka 2007])

A decomposição das séries no domínio do tempo obtidas através do EEG foi realizada em janelas justapostas de 16 segundos de duração (2048 pontos cada), com 96 iterações por segmento. O dicionário possuía 70000 átomos e era reconstruído a cada iteração. Os átomos obtidos com MP tem um ponto central no tempo e na frequência e os limites do átomo (para determinar sua largura no espaço do tempo) são estabelecidos pela largura à meia-altura (HW) (Figura 3.5). Não foram estabelecidos limites de tempo para a HW. Para que um átomo fosse classificado como um evento detectado pelo MP era necessário que o ponto central no domínio da frequência de tal átomo fosse localizado entre 8-13 Hz.

3.6 Análise Estatística

Análise estatística foi realizada com o software R [Ripley 2001]. A separação entre segmentos (olhos abertos/olhos fechados) era o fator em estudo. Para cada 1 minuto de segmento foi estimado a porcentagem de banda alfa no espectro de frequência (NFFT), o número de átomos (N), a amplitude média (AT), o comprimento médio da largura dos átomos - tempo de

duração - (td). As médias dos indivíduos foram comparadas (olhos abertos em relação a olhos fechados). Foi então aplicado um teste Z para quantificar a diferença estatística entre os dois grupos. Controlamos pares de canais para quantificar o poder de separação em eletrodos com posições diferentes.

Uma abordagem quantitativa foi utilizada para ranquear as variáveis (NFFT, AT, N e td) de acordo com seu poder de separação $S(p)$. Um algoritmo para separar os grupos (olhos abertos/olhos fechados) pode utilizar-se de uma razão r de eventos para poder chegar a uma conclusão. Utilizamos uma variável p para servir de valor limiar para detecção dos grupos. Computamos o número de acertos entre p and $p + \Delta p$, onde Δp é um incremento arbitrário menor que a diferença entre as médias das variáveis. Assim temos a função:

$$S(p) = \sum_{i=1}^N \frac{\delta_{r_i,p}}{S_N} \quad (3.11)$$

Onde:

$$\delta_{r_i,p} = \begin{cases} 1 & \text{se } p < r < p + \Delta p \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.12)$$

e S_N é uma constante de normalização.

4 Resultados

Os canais occipitais apresentaram melhor distinção entre olhos abertos e fechados em todas as quatro variáveis estimadas (alfa, N, AT e td). A figura 4.1 apresenta os resultados obtidos com pares de canais para cada um dos dados analisados. As quantidades obtidas com o MP (N, AT e td) tem o mesmo comportamento das que foram obtidas com a NFFT. O número de átomos (N) aparenta ser o melhor separador em todos os pares de canais, N também possui a melhor significância em todos os pares de canais.

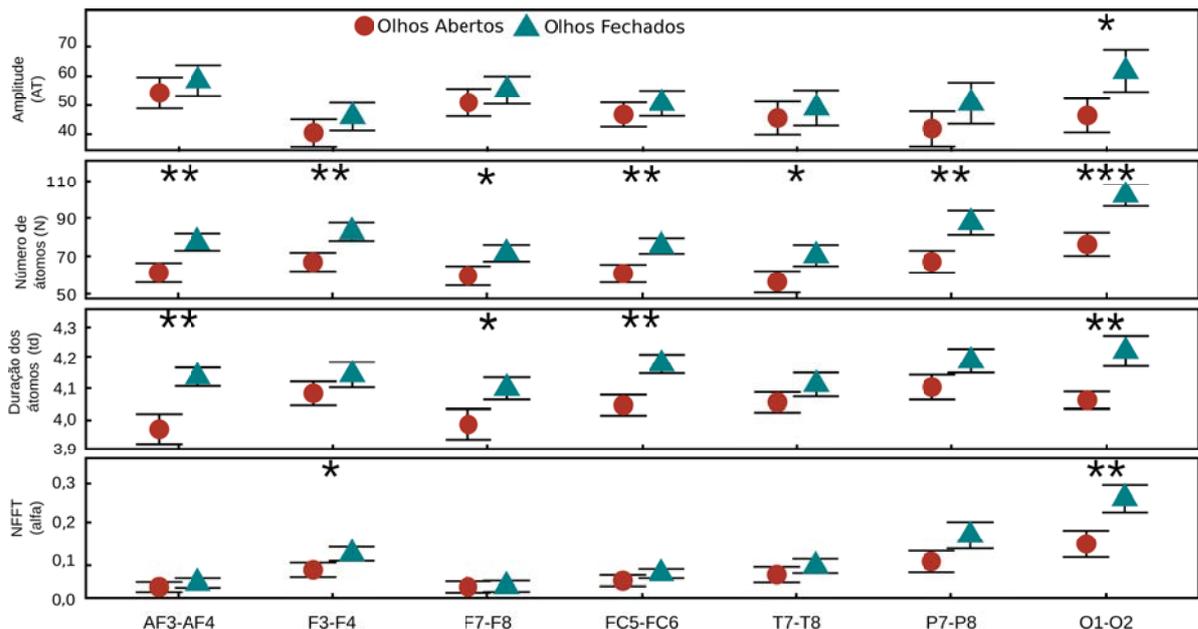


Figura 4.1: Comparação de valores médios (com desvio padrão) entre olhos abertos e olhos fechados, feita com pares de canais. Note que os canais occipitais são os melhores separadores, como esperado. O dado que teve o melhor poder de separação, e que também teve a maior significância estatística, foi o número de átomos (N). Aqui $*p \leq 0.05$, $**p \leq 0.01$, $***p \leq 0.001$.

Com a finalidade de mostrar variabilidade inter-individual são apresentados na Tabela 4.1 valores encontrados para os canais occipitais para cada um dos dez casos. Valores médios são mostrados junto com o respectivo desvio padrão. Neste estudo 2 voluntários apresentaram átomos alfa maiores durante olhos abertos do que com olhos fechados. No entanto a maior

potência espectral na análise FFT para olhos fechados se reflete na análise MP com a presença de um maior número de átomos mais largos e longos.

Tabela 4.1: Descrição Demográfica para os canais occipitais: Valores médios são apresentados por indivíduos e desvio padrão para as quatro variáveis

Indivíduo				
#	Alfa [%]	AT [μV^2]	td [s]	N [#]
1	0,246 (0,017)	49,860 (1,616)	4,053 (0,054)	94,683 (2,237)
	0,306 (0,016)	61,043 (2,167)	4,277 (0,054)	113,267 (2,029)
2	0,256 (0,029)	80,401 (2,809)	4,121 (0,041)	113,833 (2,301)
	0,292 (0,031)	86,820 (2,549)	4,308 (0,047)	122,350 (2,091)
3	0,025 (0,002)	32,344 (2,644)	4,054 (0,073)	39,917 (1,219)
	0,069 (0,008)	32,958 (1,029)	4,109 (0,074)	56,550 (1,945)
4	0,430 (0,027)	62,763 (2,621)	4,166 (0,053)	116,917 (2,635)
	0,559 (0,027)	102,787 (3,830)	4,515 (0,056)	144,167 (1,322)
5	0,093 (0,009)	31,675 (1,509)	4,051 (0,074)	77,233 (2,226)
	0,227 (0,020)	44,288 (2,166)	4,379 (0,053)	99,617 (2,233)
6	0,213 (0,023)	89,086 (5,141)	3,852 (0,058)	91,400 (2,841)
	0,281 (0,032)	111,548 (4,752)	4,203 (0,053)	121,633 (1,969)
7	0,062 (0,004)	31,080 (0,575)	4,175 (0,067)	57,183 (1,490)
	0,113 (0,009)	39,125 (1,080)	3,939 (0,061)	78,000 (1,945)
8	0,069 (0,003)	24,950 (0,435)	4,130 (0,064)	56,433 (1,271)
	0,217 (0,015)	36,170 (1,109)	3,831 (0,049)	87,383 (2,123)
9	0,066 (0,003)	30,491 (0,680)	4,116 (0,065)	58,033 (0,757)
	0,297 (0,016)	51,890 (1,254)	4,253 (0,056)	99,050 (2,441)
10	0,038 (0,005)	30,132 (1,490)	3,908 (0,067)	57,100 (1,787)
	0,190 (0,020)	44,973 (1,533)	4,362 (0,054)	98,750 (3,231)

É possível inferir da Tabela 4.1 que a duração do átomo (td) é precisamente a variável cujo comportamento muda entre os grupos (olhos abertos/olhos fechados). Existem 2 casos (7 e 8) onde os átomos possuem menor duração nos segmentos de olhos fechados em comparação com os segmentos de olhos fechados.

A figura 4.2 mostra o poder de separação $S(p)$ para as quatro variáveis (NFFT, AT, N e td) coletadas dos lobos occipitais. O número de átomos foi a variável que apresentou o maior pico e portanto o maior poder de separação. A amplitude (AT) e a análise da banda de frequência alfa (NFFT) possuem picos muito próximos, o que reflete a natureza similar destas duas quantidades. A duração (td) foi a variável que apresentou o menor pico e portanto o menor poder de separação.

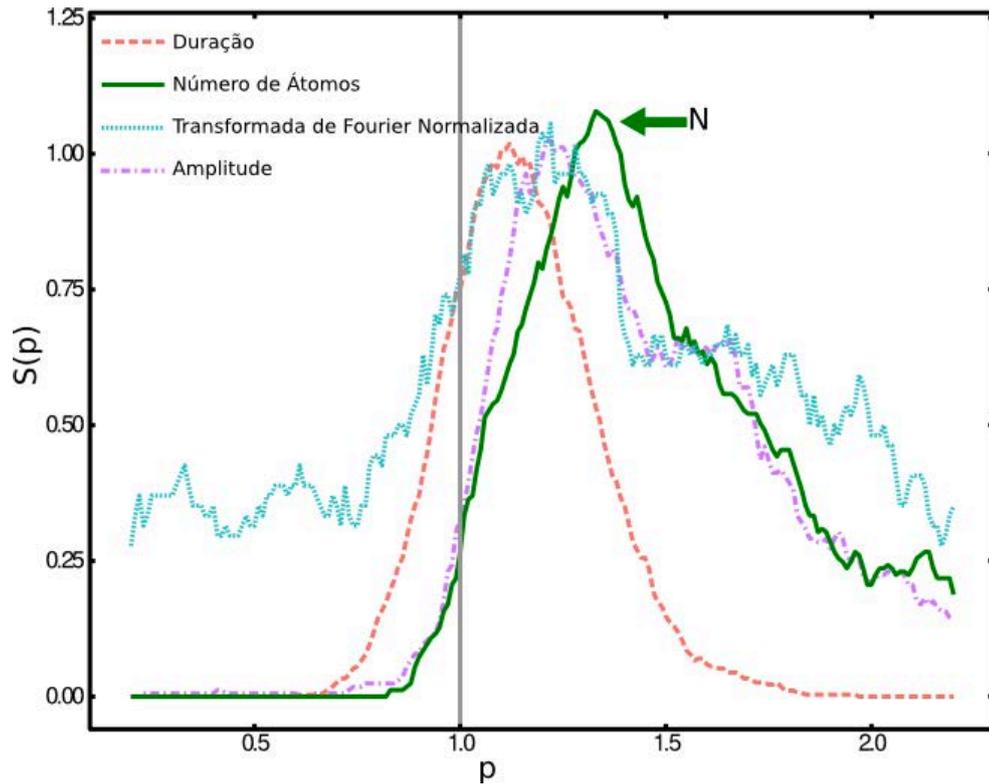


Figura 4.2: $S(p)$ para todas as variáveis, mostrando que N tem o melhor poder separação.

5 *Discussão*

Analisando os resultados, podemos observar que os átomos obtidos para os segmentos de olhos fechados em geral possuem maior amplitude, maior largura e uma maior quantidade de átomos em relação aos segmentos de olhos abertos. Os resultados obtidos com o número de átomos (N) apresentam o mesmo comportamento dos resultados da variável NFFT (banda de frequência alfa), porém N possui poder de separação e significância estatística maiores que a Transformada Rápida de Fourier para os canais occipitais.

É importante ter em mente que a FFT assume que o sinal analisado é sempre estacionário [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011, Schönwald et al. 2006]. Isto é uma simplificação para descrição do sinal de EEG. Ondas alfa já são conhecidas por possuírem alta não-estacionariedade. A presença do ritmo alfa fásico [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011], que basicamente é irregular ao longo do tempo, pode espalhar frequências no espectro. No caso do MP essas oscilações de amplitude na banda alfa aparecem como um maior número de átomos que possuem a mesma frequência central. Essa natureza não-estacionária dos sinais biológicos já era esperada [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011]. Essa é uma vantagem de se utilizar ferramentas que considerem a não-estacionariedade dos sinais de EEG.

Apesar do ritmo alfa já ser bem conhecido, seu significado ainda está em debate na literatura [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011, Klimesch, Sauseng e Hanslmayr 2007]. O estudo aqui conduzido é simples, mas suficiente para mostrar como o MP pode trazer maior precisão para quantificação de frequências. Em estudos mais profundos, onde a variação sutil das frequências é de grande importância, uma abordagem como o MP pode proporcionar melhor entendimento dos fenômenos fisiológicos. Em alguns estudos recentes, como em [Palva e Palva 2007], é proposto que atividades cognitivas sejam mediadas por conjuntos de diferentes frequências.

É possível utilizar aparelhos de EEG clínico para realizar estudos cognitivos, porém o uso de dispositivos portáteis que permitem a simulação de situações de aprendizado real é algo de grande conveniência. Em [Klimesch et al. 2007] é proposto um modelo para um problema de Evento de Potencial Relacionado (ERP em inglês), no qual é possível observar a reorganização

de fases entre diferentes bandas de frequências. Este modelo replica os dados experimentais em [Klimesch 1999]. Esse tipo de estudo também pode ser conduzido em dispositivos portáteis com interface a um computador, o que tornaria o estudo de ERPs em situações cotidianas algo viável [Mayaud et al. 2013, Grummett et al. 2015]. Uma descrição matemática do sinal de EEG como o MP, que leva em consideração a não-estacionariedade do sinal, pode aumentar a acurácia com a qual o EEG pode medir as interações interdependentes entre os ritmos cerebrais. Estudos sobre memória e plasticidade cerebral, podem ter todo seu design realizado em ambientes normais (não tendo a necessidade da máquina de EEG clínico). Apesar dos dispositivos portáteis ainda não conseguirem captar certas faixas de frequência, é esperado que em um futuro próximo tanto a taxa de amostragem quanto a qualidade dos filtros irá permitir a realização de medidas cada vez mais precisas por parte destes dispositivos.

A introdução e popularização de dispositivos de EEG de baixo custo está aumentando as possibilidades de interação humana com o computador. É natural que diferenças entre indivíduos (em relação aos seus sinais de EEG) se tornem mais aparentes. Apesar do EEG ser realizado a muito tempo, as pesquisas com sinais de EEG nunca foram realizadas em uma escala tão grande. Isto mostra a importância da disponibilidade de ferramentas alternativas para quantificação dos sinais de EEG.

6 *Conclusão*

Neste estudo foi possível observar que é possível captar o ritmo alfa com o uso do *neuroheadset* Epoc Emotiv. Também confirmamos que existe uma vantagem sistemática na aplicação do MP aos sinais de EEG, uma vez que este fornece três variáveis a mais (AT, N e td) para quantificação do sinal e leva em consideração a sua não-estacionariedade. Os resultados mostram claramente que o número de átomos (N) é a variável com maior poder de separação e significância, maiores do que a análise por banda de frequência (NFFT). O MP, portanto, conseguiu detectar a banda alfa com maior precisão que a FFT.

Referências Bibliográficas

- [Aspinall et al. 2013]ASPINALL, P. et al. The urban brain: analysing outdoor physical activity with mobile eeg. *British journal of sports medicine*, BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine, p. bjsports–2012, 2013.
- [Association 1964]ASSOCIATION, W. M. Human experimentation: Code of ethics of the world medical association (declaration of helsinki). *Can Med Assoc J*, v. 91, n. 11, p. 619, Sep 1964.
- [Badcock et al. 2013]BADCOCK, N. A. et al. Validation of the emotiv eepoc® eeg gaming system for measuring research quality auditory erps. *PeerJ*, PeerJ Inc., v. 1, p. e38, 2013.
- [Berger 1929]BERGER, H. Über das elektrenkephalogramm des menschen. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, Springer, v. 87, n. 1, p. 527–570, 1929.
- [Chen, Donoho e Saunders 2001]CHEN, S. S.; DONOHO, D. L.; SAUNDERS, M. A. Atomic decomposition by basis pursuit. *SIAM Rev.*, v. 43, n. 1, p. 129–159, 2001.
- [Collura 1993]COLLURA, T. F. History and evolution of electroencephalographic instruments and techniques. *J Clin Neurophysiol*, v. 10, n. 4, p. 476–504, Oct 1993.
- [Cooley 1965]COOLEY, J. W. T. J. W. An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. *Mathematics of Computation*, v. 19, n. 90, p. 297–301, 1965.
- [Dietsch 1932]DIETSCH, G. Fourier-analyse von elektrencephalogrammen des menschen. *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, v. 230, n. 1, p. 106–112, 1932.
- [Durka 2007]DURKA, P. *Matching Pursuit and Unification in EEG analysis*. [S.l.]: Artech House, 2007.
- [Durka, Ircha e Blinowska 2001]DURKA, P. J.; IRCHA, D.; BLINOWSKA, K. J. Ieee transactions on signal processing. *Stochastic time-frequency dictionaries for matching pursuit*, v. 49, n. 3, p. 507–510, 2001.
- [Epop]EPOC, E. testbench® specifications, emotiv, 2014. *Emotiv Software Development Kit User Manual for Release, Ed*, v. 1, n. 0.5.
- [Garcia 2002]GARCIA, E. A. C. *Biofísica*. 1. ed. [S.l.]: Sarvier, 2002.
- [Gomes 2015]GOMES, M. da M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. *Revista Brasileira de Neurologia*, v. 51, n. 1, p. 12–17, 2015.
- [Grummett et al. 2015]GRUMMETT, T. S. et al. Measurement of neural signals from inexpensive, wireless and dry eeg systems. *Physiol Meas*, v. 36, n. 7, p. 1469–1484, Jul 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/36/7/1469>>.

- [Hammond 2015]HAMMOND, C. *Cellular and Molecular Neurophysiology*. 4. ed. [S.l.]: Academic Press, 2015.
- [Hiltunen et al. 2014]HILTUNEN, T. et al. Infra-slow eeg fluctuations are correlated with resting-state network dynamics in fmri. *J Neurosci*, v. 34, n. 2, p. 356–362, Jan 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0276-13.2014>>.
- [Kirschfeld 2005]KIRSCHFELD, K. The physical basis of alpha waves in the electroencephalogram and the origin of the "berger effect". *Biol Cybern*, v. 92, n. 3, p. 177–185, Mar 2005. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s00422-005-0547-1>>.
- [Klimesch 1999]KLIMESCH, W. Eeg alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Brain Res Rev*, v. 29, n. 2-3, p. 169–195, Apr 1999.
- [Klimesch, Sauseng e Hanslmayr 2007]KLIMESCH, W.; SAUSENG, P.; HANSLMAYR, S. Eeg alpha oscillations: the inhibition-timing hypothesis. *Brain Res Rev*, v. 53, n. 1, p. 63–88, Jan 2007. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.brainresrev.2006.06.003>>.
- [Klimesch et al. 2007]KLIMESCH, W. et al. Event-related phase reorganization may explain evoked neural dynamics. *Neurosci Biobehav Rev*, v. 31, n. 7, p. 1003–1016, 2007. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.03.005>>.
- [Mallat e Zhang 1993]MALLAT, S. G.; ZHANG, Z. Matching pursuits with time-frequency dictionaries. *IEEE Transactions on Signal Processing*, v. 41, n. 12, p. 3397–3415, 1993.
- [Mayaud et al. 2013]MAYAUD, L. et al. A comparison of recording modalities of p300 event-related potentials (erp) for brain-computer interface (bci) paradigm. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, Elsevier, v. 43, n. 4, p. 217–227, 2013.
- [Niedermeyer, Schomer e Silva 2011]NIEDERMEYER, E.; SCHOMER, D.; SILVA, F. da. *Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011. (Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields). ISBN 9780781789424. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=xSKqZxXOlukC>>.
- [Palva e Palva 2007]PALVA, S.; PALVA, J. M. New vistas for alpha-frequency band oscillations. *Trends Neurosci*, v. 30, n. 4, p. 150–158, Apr 2007. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.tins.2007.02.001>>.
- [Pfurtscheller e Lopes da Silva 1999]PFURTSCHELLER, G.; Lopes da Silva, F. H. Event-related eeg/meg synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol*, v. 110, n. 11, p. 1842–1857, Nov 1999.
- [Press et al. 2007]PRESS, W. H. et al. *Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing*. 3. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2007.
- [Ripley 2001]RIPLEY, B. D. The r project in statistical computing. *MSOR Connections. The newsletter of the LTSN Maths, Stats & OR Network*, v. 1, n. 1, p. 23–25, 2001.

- [Rutkove 2007]RUTKOVE, S. B. The clinical neurophysiology primer. In: _____. Totowa, NJ: Humana Press, 2007. cap. Introduction to Volume Conduction, p. 43–53. ISBN 978-1-59745-271-7.
- [Schönwald et al. 2006]SCHÖNWALD, S. V. et al. Benchmarking matching pursuit to find sleep spindles. *J Neurosci Methods*, v. 156, n. 1-2, p. 314–321, Sep 2006. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2006.01.026>>.
- [Shah e Mittal 2014]SHAH, A. K.; MITTAL, S. Invasive electroencephalography monitoring: Indications and presurgical planning. *Ann Indian Acad Neurol*, v. 17, n. Suppl 1, p. S89–S94, Mar 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.4103/0972-2327.128668>>.
- [Teplan 2002]TEPLAN, M. Fundamentals of eeg measurement. *Measurement science review*, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002.
- [Van Cott e Brenner 1998]Van Cott, A.; BRENNER, R. P. Technical advantages of digital eeg. *J Clin Neurophysiol*, v. 15, n. 6, p. 464–475, Nov 1998.