

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Análise de Sinais Neurais **para Interface Cérebro-Máquina**



Trabalho de Graduação

Discente: João Angelo Ferres Brogin

Docente: Douglas Domingues Bueno

UNESP
Ilha Solteira - SP
Fevereiro 2017

Lista de Tabelas

3.1	Áreas corticais das superfícies lateral e medial do hemisfério cerebral humano .	16
5.1	Combinações de eletrodos para voluntários de olhos fechados e seus respectivos números de MAC.	55
5.2	Combinações de eletrodos para voluntários de olhos abertos e seus respectivos números de MAC.	64
A.1	Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários com atividade de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo e seus respectivos números de MAC.	79
A.2	Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários de olhos abertos.	87
A.3	Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários cuja atividade era de abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.	94
A.4	Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários cuja atividade era imaginar abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.	101

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivos do Trabalho	3
1.2	Organização do Trabalho	3
2	Aspectos Básicos dos Sinais	5
2.1	Sinais de Tempo Contínuo e de Tempo Discreto	5
2.2	Sinais Periódicos	6
2.3	Sinais Reais e Complexos	8
2.3.1	Sinais Exponenciais Reais	8
2.3.2	Sinais Exponenciais Complexos	8
2.4	Sinais Determinísticos e Aleatórios	9
2.5	Impulso Unitário e Degrau Unitário	10
2.6	<i>Chirp</i>	11
2.6.1	<i>Chirp</i> Linear e <i>Chirp</i> Quadrático	11
3	Anatomia Cerebral	14
3.1	Mapa Citoarquitetônico de Brodmann	14
3.2	Homúnculo de Panfield	17
3.3	Neurônios	18
3.3.1	<i>Spiking</i>	19
3.3.2	Limite de Descarga	19
3.3.3	Limite de Corrente	20
3.3.4	Fenômeno de Ressonância	22
3.3.5	Fenômeno de Ressonância	22
3.4	Natureza dos Ritmos dos Sinais EEG	23

3.4.1	Faixas de Atividade Cerebral	23
3.4.2	Ondas Gamma Rápidas e Ultrarrápidas	24
4	Metodologia	26
4.1	Sistema BCI2000	26
4.2	Eletroencefalogramas	27
4.3	Análise de Sinais	28
4.3.1	Potência RMS	29
4.3.2	Estimativa da Potência Espectral	30
4.3.3	Correlação de Sinais	31
4.3.4	Número de MAC (<i>Modal Assurance Criterion</i>)	33
4.3.5	Efeitos Indesejáveis na Análise de Sinais	34
5	Resultados e Discussão	42
5.1	Exemplos de Sinais EEG	42
5.2	Mapas de Potência	46
5.2.1	Exemplo de Mapa de Potência	46
5.2.2	Normalização de Mapas de Potência	47
5.3	Casos Específicos	48
5.3.1	Caso 1: Olhos Fechados	48
5.3.2	Caso 2: Olhos Abertos	56
5.3.3	Caso 3: Abrir e Fechar o Punho Direito ou Esquerdo	65
6	Considerações Finais	70
6.1	Sugestões para Trabalhos Futuros	71
	Referências Bibliográficas	73
A	Anexo 1	76
A.0.1	Caso 4: Imaginar Abrir e Fechar o Punho Direito ou Esquerdo	79
A.0.2	Caso 5: Abrir e Fechar os Dois Punhos ou os Dois Pés	87
A.0.3	Caso 6: Imaginar Abrir e Fechar os Dois Punhos ou os Dois Pés	94

1

Introdução

A busca por uma melhor compreensão das regiões do cérebro e suas responsabilidades nas ações humanas tem sido uma tarefa árdua, porém muito útil principalmente para aplicações da engenharia de interface cérebro-máquina, bem como para o auxílio a diagnósticos médicos a partir de sinais obtidos dos pacientes em avaliação. Trata-se de uma área em profunda expansão, cujas fronteiras do imaginável estão sendo ultrapassadas a cada nova publicação de resultados de pesquisas em neurociência. No contexto do presente trabalho, destacam-se os trabalhos de *interface cérebro-máquina* (ICM) pela abrangência no envolvimento de técnicas, métodos e ferramentas comumente estudadas nos cursos de engenharia.

Os sistemas de ICM têm sido desenvolvidos principalmente com o intuito de promover capacidades de comunicação e controle para pessoas com incapacidades motoras (LaFleur et al. 2013). O progresso desse tipo de sistema depende, entre outras coisas, de avaliações e comparações sistemáticas de sinais cerebrais, métodos de aquisição de dados, algoritmos de processamento das informações e protocolos de operação, conforme mostrado nas referências Goldberger et al. (2000), Schalk et al. (2004), entre outras.

De acordo com Schalk et al. (2004), muitas pessoas com restrições motoras severas carecem de tecnologia para aumento de comunicação com o corpo. Aquelas consideradas *locked-in* (isto é, sem nenhuma atividade motora, mas com suas faculdades mentais e psicológicas plenas) não podem usar tecnologias convencionais, pois todas requerem algum tipo de medida de controle muscular. Ao longo das duas últimas décadas, diversos estudos avaliaram a possibilidade de que sinais cerebrais gravados a partir de um escalpo ¹, ou de dentro do próprio cérebro, poderiam prover uma nova tecnologia de aumento de comunicação que não necessite de controle

¹Escalpos são dispositivos fixados à pele do crânio com o intuito de se realizar o registro eletroencefalográfico a partir de eletrodos distribuídos ao longo das regiões cerebrais.

muscular.

A reabilitação senso-motora compõe uma parte importante do tratamento oferecido após dano cerebral, com o intuito de restabelecer a perda frequente de controle motor e aumentar a independência e qualidade de vida (van Dokkum et al. 2015). O derrame, por exemplo, é a maior causa de geração de incapacidades motoras em adultos, ocupando uma posição especial entre os diferentes tipos de danos cerebrais. Para aquelas pessoas que sobrevivem a um derrame, até 80% destas apresentam deficiência residual no controle motor preciso do membro superior (WHO 2010).

Devido à heterogeneidade dos sintomas vistos após derrames, um grande arsenal de técnicas dedicadas à reabilitação tem sido desenvolvido. A maioria delas são baseadas em teorias de aprendizado motor que assumem que: (a) o reaprendizado motor é comparável ao aprendizado motor e (b) os pacientes podem, de fato, aprender (Huang & Krakauer 2009). A lei fundamental de aprendizado motor é o “treino”, aquisição abrangente de capacidades, adaptação motora e tomada de decisão. Fatores essenciais para a prática bem sucedida são o número de repetições, alta intensidade, priorização sensorial, prática variável e por último, mas não menos importante, provisão de *feedback*. O *feedback* facilita a avaliação detalhada da performance: ele enfatiza o aspecto sensorial no *loop* senso-motor. Ao salientar essas características ao paciente, aumenta-se seu comprometimento ativo, bem como motivação. O último é especialmente importante, de modo que nenhuma terapia será efetiva quando há falta de motivação para a prática (Levin et al. 2010).

Entretanto, segundo van Dokkum et al. (2015), a maioria das ferramentas de reabilitação comum requerem, de fato, um nível residual de controle motor para realizarem as tarefas terapêuticas requeridas a fim de ter algo pelo qual oferecer *feedback*. Para pacientes com severas incapacidades motoras (pouco ou nenhum controle de movimento), as ferramentas existentes podem, pois, não ser suficientes. Neste ponto, as interfaces de cérebro-máquina (BCI) prometem preencher esta lacuna. Os sistemas BCI gravam e decodificam atividade cerebral enquanto realizam ou tentam realizar tarefas motoras e/ou cognitivas. Esses sistemas podem, portanto, ser configurados de tal forma que mapeiem os sinais cerebrais decodificados em *feedback* útil na tarefa realizada para ambos paciente e terapeuta. Esse *feedback* pode tomar várias formas, inclusive de natureza visual, auditiva ou tátil. O sinal decodificado pode ser usado mesmo para controle de dispositivos externos que executem os movimentos pretendidos, provendo *feedback* proprioceptivo. Conseqüentemente, pode-se considerar os sistemas BCI

como uma forma de tecnologia de reabilitação que aumenta o horizonte de possibilidades terapêuticas a todos os pacientes independente da severidade da disfunção motora. Quando a função motora normal é perdida, os sistemas BCI podem promover o recrutamento de áreas cerebrais envolvidas em uma tarefa particular, induzindo a plasticidade neural (habilidade do sistema nervoso de reorganizar suas estruturas, funções e conexões em resposta ao treino) requerida para recuperação da função.

Em particular, análises envolvendo técnicas de processamento de sinais de eletroencefalograma (EEG) têm se mostrado de significativa importância para o desenvolvimento dessa área. A partir delas, observa-se as principais características peculiares a esses sinais: há, em maior ou menor grau (dependendo da atividade na qual o cérebro está engajado, bem como da pessoa que realiza determinada tarefa), tanto um comportamento parcialmente não determinístico quanto componentes de frequência, ou faixas de frequência, bem estabelecidas, denotadas por oscilações periódicas de pulsos ao longo do tempo, representativos das descargas elétricas oriundas das sinapses dos neurônios.

Assim, a partir deste trabalho introdutório é possível se obter um entendimento básico da dinâmica cerebral e, conseqüentemente, identificar oportunidades de aplicação de técnicas de engenharia em problemas de ICM.

1.1 Objetivos do Trabalho

O objetivo principal deste trabalho é apresentar as características fundamentais de sinais de eletroencefalogramas. Destaca-se, ainda, como objetivos secundários os seguintes tópicos:

- Apresentar uma introdução à anatomia cerebral visando a auxiliar a identificação de oportunidades de aplicação de técnicas comumente usadas na engenharia para contribuir no desenvolvimento de sistemas com ICM.

1.2 Organização do Trabalho

Abaixo, apresenta-se a relação e descrição dos capítulos abordados neste trabalho:

- **Capítulo 2:** aborda-se aspectos básicos de sinais, desde os principais tipos existentes, tanto de tempo contínuo quanto tempo discreto, a exemplos gráficos;

- **Capítulo 3:** apresenta-se um estudo preliminar da anatomia e atividade cerebral, introduzindo os conceitos do mapa citoarquitetônico de Brodmann, homúnculo de Panfield e disparos neuronais;
- **Capítulo 4:** reúne-se todos os métodos de aquisição, tratamento e análise dos sinais eletroencefalográficos utilizados neste trabalho;
- **Capítulo 5:** a discussão dos resultados é feita a partir de uma análise geral de sinais EEG, incluindo, posteriormente, o conceito de mapa de potência, bem como seis casos específicos de engajamento cerebral em atividades diferentes e a aplicação de todas as técnicas de análise e tratamento de sinais descritas no Capítulo 4;
- **Capítulo 6:** as considerações finais são realizadas procurando-se verificar a possibilidade de diagnóstico visual a partir dos mapas de potência em relação aos conceitos anatômicos apresentados no Capítulo 3, bem como a adequabilidade de cada ferramenta empregada para o tratamento de dados.

Os sinais obtidos a partir dos eletrodos têm características peculiares, de modo que, com o intuito de melhor classificá-los e compreendê-los, faz-se necessário um estudo sobre os tipos e a classificação dos sinais existentes.

2

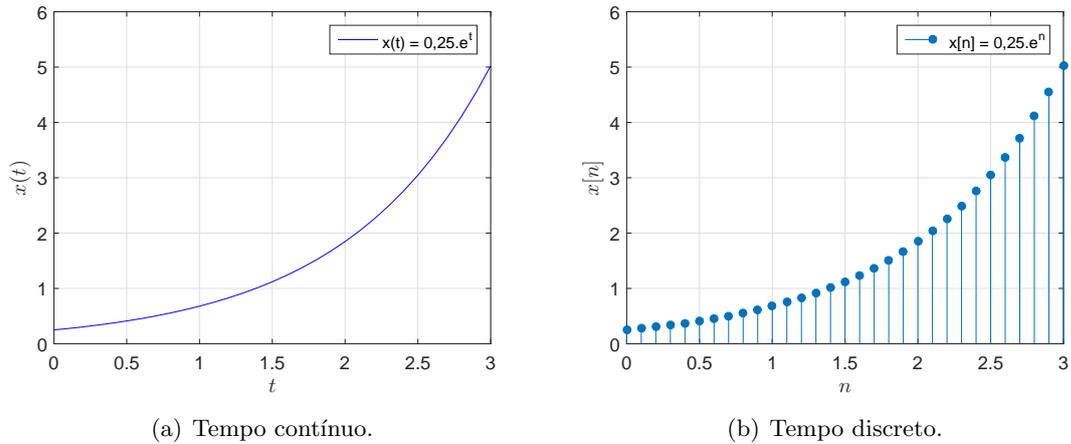
Aspectos Básicos dos Sinais

De modo geral, sinais são descrições gráficas de fenômenos físicos dependentes de determinadas variáveis (como no caso do tempo, por exemplo), sendo relacionadas com alguma variação [Oppenheim et al. \(1996\)](#). Na engenharia, tão importante quanto obter um sinal de um sistema dinâmico, está a interpretação das informações nele contido. Para esse fim, esta seção aborda os principais tipos de sinais e suas características fundamentais. Com isto, é possível obter maior entendimento dos sinais EEG analisados neste trabalho.

2.1 Sinais de Tempo Contínuo e de Tempo Discreto

Conforme apresentado por [Oppenheim et al. \(1996\)](#), para sinais de tempo contínuo, há um conjunto contínuo de valores $x(t)$ definido ao longo de uma variável independente também contínua (neste caso, o tempo). Em contrapartida, os sinais de tempo discreto são definidos apenas em alguns instantes; isto é, a variável independente (neste caso, n) assume um conjunto discreto de valores, $x[n]$. A Figura 2.1 (a) ilustra um exemplo de sinal de tempo contínuo, enquanto a Figura 2.1 (b), por sua vez, mostra um exemplo de sinal de tempo discreto.

Figura 2.1: Exemplos de sinais em tempo contínuo e tempo discreto.

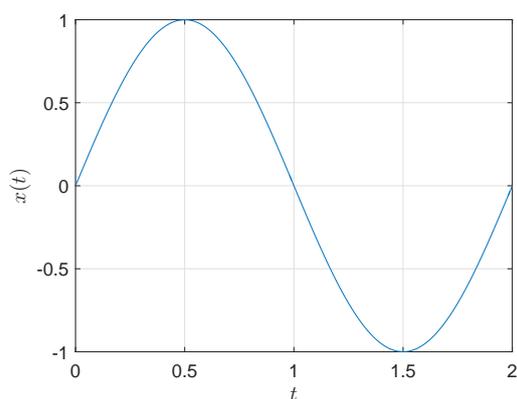


Fonte: Elaborado pelo autor.

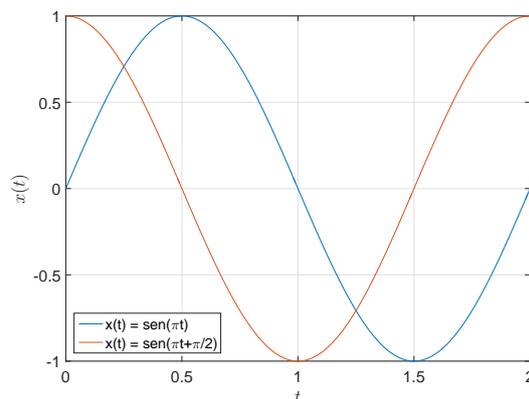
2.2 Sinais Periódicos

Para sinais periódicos de tempo contínuo $x(t)$, existe um valor positivo T para o qual $x(t) = x(t + T)$, para todos os valores de t ; isto é, repetem-se com o deslocamento no tempo de T . Analogamente, pode-se concluir que para $x(t) = (t + mT)$, sendo m um número inteiro, $x(t)$ é, também, periódico, tendo seu período $2T$, $3T$, $4T$, e assim por diante. Exemplos simples de sistemas cujas respostas resultam em sinais periódicos são sistemas mecânicos massa-mola ideais, isentos de perda por atrito, sendo a frequência igual a $\omega = 2\pi/T$ (Oppenheim et al. 1996). Uma ilustração de sinal periódico de tempo contínuo é apresentada na Figura 2.2 (a), sendo neste caso $T = 2$ e $\omega = \pi$. Também, na Figura 2.2 (b), pode-se observar o mesmo sinal deslocado no tempo, com defasagem $\pi/2$.

Figura 2.2: Exemplos de sinais periódicos contínuos.



(a) Sinal periódico de tempo contínuo.

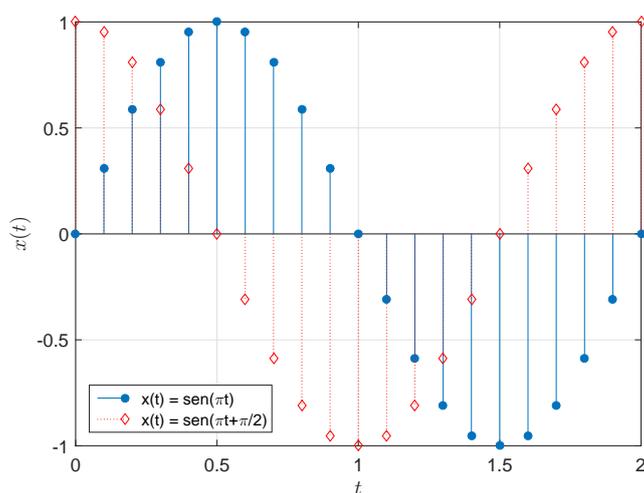


(b) Sinal periódico de tempo contínuo deslocado, com defasagem $\pi/2$.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Sinais periódicos de tempo discreto assumem uma relação semelhante, i.e., $x[n] = x[n + mN]$, onde $x[n]$ é o sinal periódico em tempo discreto e mN seu período, sendo m um número inteiro, admitindo, então, $2N$, $3N$, $4N$, até o que for necessário (Oppenheim et al. 1996). Um exemplo desse tipo de sinal (original e deslocado no tempo) é mostrado na Figura 2.3, usando os mesmos parâmetros Figura 2.2 (b).

Figura 2.3: Curvas de sinal periódico de tempo discreto original e com defasagem $\pi/2$.



Fonte: Elaborado pelo autor.

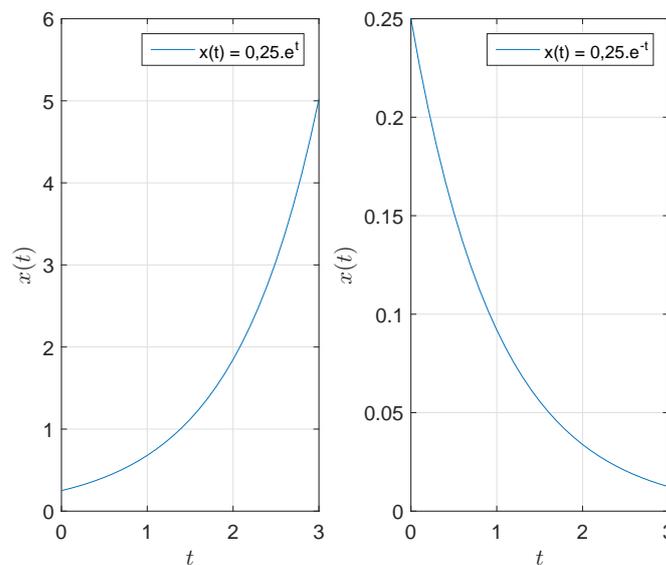
2.3 Sinais Reais e Complexos

Os tipos de sinal apresentados previamente, i.e., exponenciais e senoidais (ou cossenoidais), estão associados a diversos sistemas. Além disso, podem ser utilizados como elementos básicos para a construção de diversos outros sinais reais ou complexos. Assim, a seguir, apresenta-se sucintamente algumas informações adicionais.

2.3.1 Sinais Exponenciais Reais

Um sinal exponencial real, ou seja, cujos valores estão contidos no conjunto dos números reais, apresenta a seguinte forma: $x(t) = Ce^{at}$, onde C e a são reais; se a é positivo, enquanto t aumenta, $x(t)$ será crescente; se, por outro lado, a é negativo, $x(t)$ é decrescente (Oppenheim et al. 1996). Utilizando os parâmetros do sinal da Figura 2.1, ambos sinais exponenciais reais crescente e decrescente são apresentados na Figura 2.4 para ilustração.

Figura 2.4: Exemplos de sinais exponenciais reais crescente e decrescente.



Fonte: Elaborado pelo autor.

2.3.2 Sinais Exponenciais Complexos

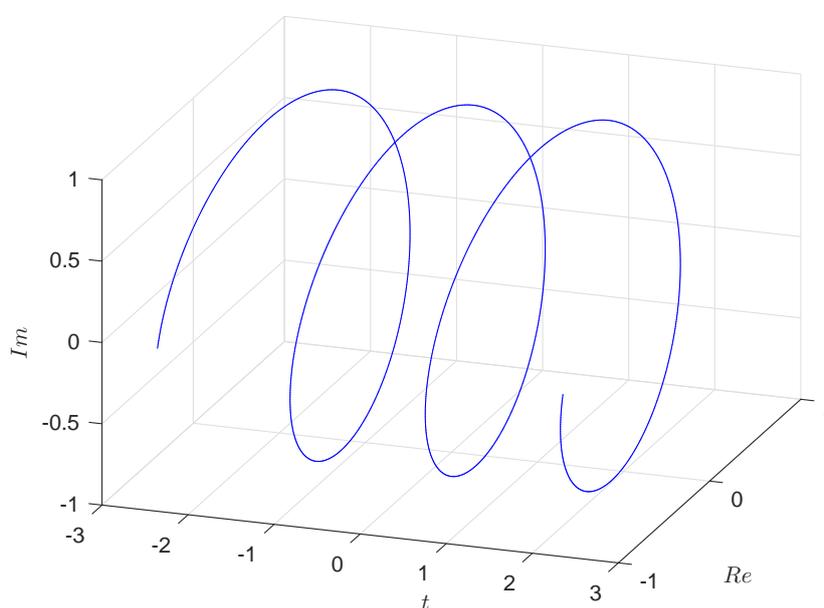
Por outro lado, se a é puramente imaginário, tem-se: $x(t) = e^{i\omega t}$, ou seja, pertencente ao conjunto dos números complexos. Este sinal é periódico, ao contrário do exponencial real, ou seja: $e^{i\omega t} = e^{i\omega(t+T)}$. É possível, por conseguinte, relacionar estes sinais a sinais periódicos, como os senoidais e cossenoidais (Oppenheim et al. 1996). Para isto, utilizando a fórmula de

Euler, tem-se que, se $x(t) = e^{j\omega t}$, então:

$$e^{j\omega t} = \cos(\omega t) + j\sin(\omega t) \quad (2.1)$$

Sendo a parte real de $x(t)$ $\cos(\omega t)$, e sua parte imaginária $\sin(\omega t)$, com período $T = 2\pi/\omega$. Aplicando a propriedade de exponenciais, pode-se voltar à relação inicial: $e^{j\omega(t+T)} = e^{j\omega(t+2\pi/\omega)} = e^{j\omega t} \cdot e^{j2\pi} = e^{j\omega t}$. A Figura 2.5 apresenta um exemplo de uma função exponencial complexa periódica com $\omega = 4\text{Hz}$, sendo Re sua parte real e Im a imaginária.

Figura 2.5: Exemplo de sinal exponencial complexo periódico.

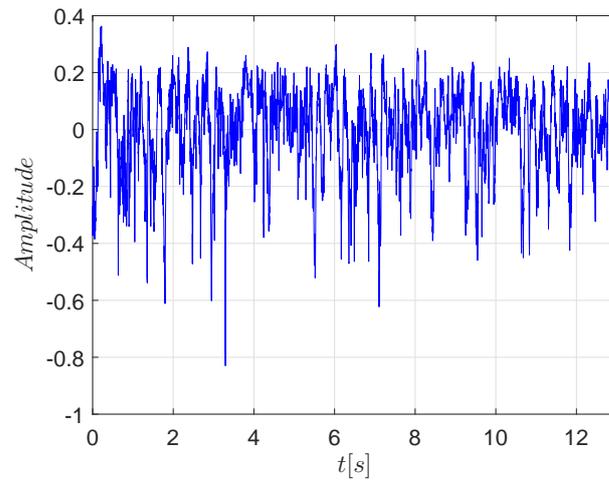


Fonte: Elaborado pelo autor.

2.4 Sinais Determinísticos e Aleatórios

Determinísticos ou aleatórios são classificações importantes dos sinais, especialmente no contexto deste trabalho. O sinal determinístico pode ser descrito por funções matemáticas analíticas; enquanto que, por outro lado, sinais aleatórios podem apenas ser representados por suas propriedades estatísticas (Oppenheim et al. 1996). Exemplos de sinais determinísticos são aqueles previamente apresentados, como os periódicos, por exemplo. Na Figura 2.6, por sua vez, encontra-se um sinal aleatório no domínio do tempo da intensidade de turbulência de um escoamento.

Figura 2.6: Exemplo de sinal aleatório.



Fonte: Elaborado pelo autor.

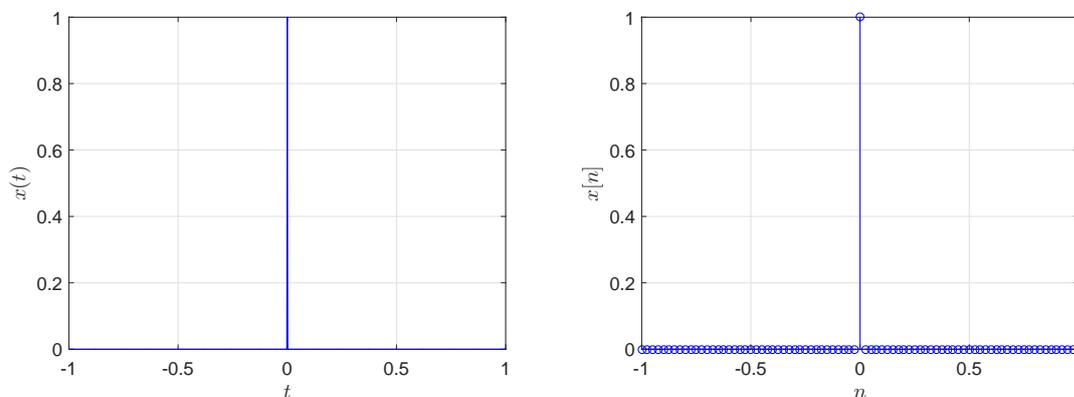
2.5 Impulso Unitário e Degrau Unitário

Um impulso unitário apresenta amplitude 1 em seu instante inicial, ao passo que, a partir disto permanece igual a zero. Deste modo:

$$u(t) = \begin{cases} 0, & t \neq 0 \\ 1, & t = 0 \end{cases} \quad (2.2)$$

Para clareza de entendimento, encontram-se exemplos de impulsos de tempo contínuo e de tempo discreto (Figuras 2.7 (a) e (b)).

Figura 2.7: Exemplos de impulsos de tempos contínuo e discreto.



(a) Tempo contínuo.

(b) Tempo discreto.

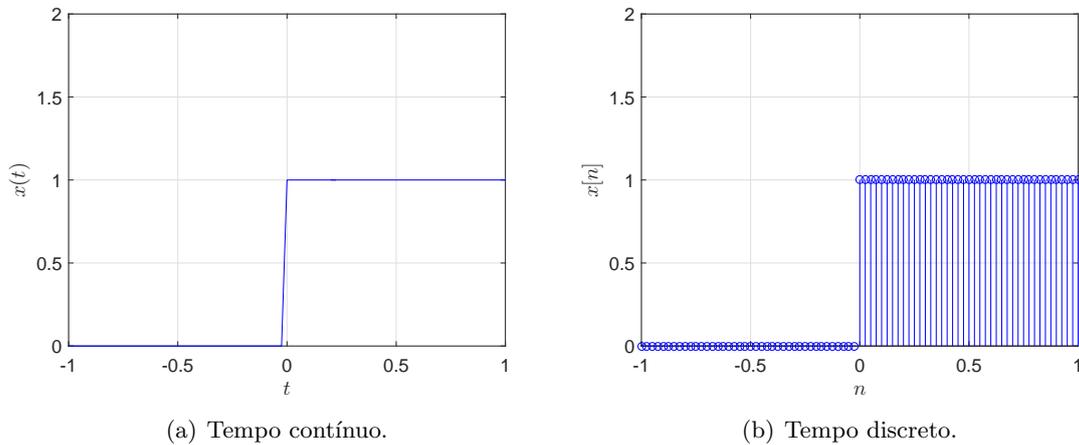
Fonte: Elaborado pelo autor.

Por outro lado, um sinal do tipo degrau unitário é caracterizado por manter seu valor igual zero até determinado instante e, a partir dele, assumir um valor unitário, ou seja,

$$u(t) = \begin{cases} 0, & t < 0 \\ 1, & t > 0 \end{cases} \quad (2.3)$$

Similarmente, a Figura 2.8 ilustra degraus unitários de tempo contínuo e tempo discreto, respectivamente. Destaca-se que, para finalidades práticas, o sinal degrau unitário, bem como o impulso unitário, podem ter suas amplitudes ajustadas conforme interesse a partir de uma multiplicação por escalar.

Figura 2.8: Exemplos de degraus unitários de tempo contínuo e de tempo discreto.



Fonte: Elaborado pelo autor.

2.6 Chirp

O *chirp* consiste em uma varredura com alteração de frequência; isto é, uma função periódica que apresenta uma alteração de frequência ao longo do tempo, podendo ser linear, quadrática, logarítmica, entre outras. Também, pode ser ajustado para apresentar o número de ciclos de interesse em cada frequência de acordo com as necessidades de cada análise ou problema.

2.6.1 Chirp Linear e Chirp Quadrático

O sinal *chirp* linear pode ser descrito pela seguinte função:

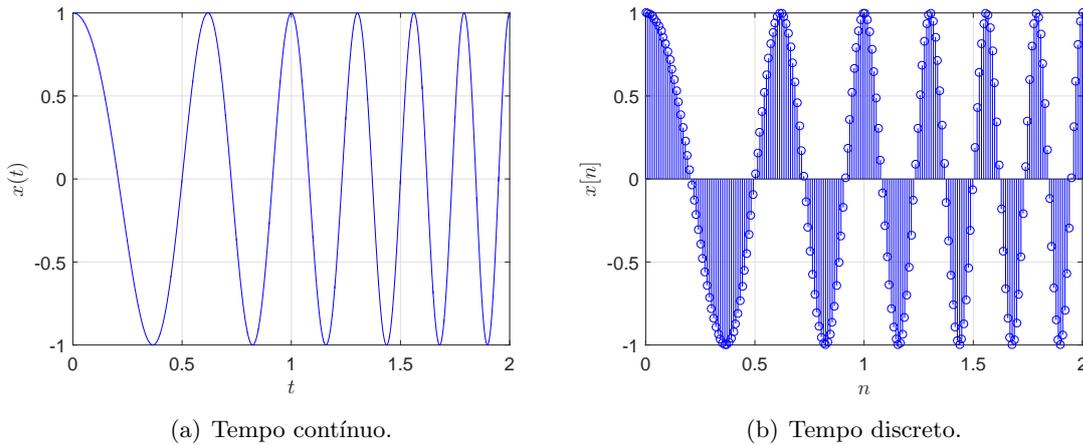
$$x(t) = A \cos(2\pi f(t)t + \phi) \quad (2.4)$$

Sendo A a amplitude, ϕ a defasagem, e $f(t)$ dado por:

$$f(t) = f_0 + \beta t \quad e \quad \beta = \frac{f_i(t_g) - f_0}{t_g} \quad [1/s^2] \quad (2.5)$$

Na Figura 2.9 (a), encontra-se a representação de um sinal *chirp* linear de tempo contínuo e na Figura 2.9 (b) sinal *chirp* linear de tempo discreto.

Figura 2.9: Exemplos de *chirp* linear de tempo contínuo e de tempo discreto.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Um sinal *chirp* tipo quadrático, por sua vez, pode ser descrito de maneira semelhante ao linear:

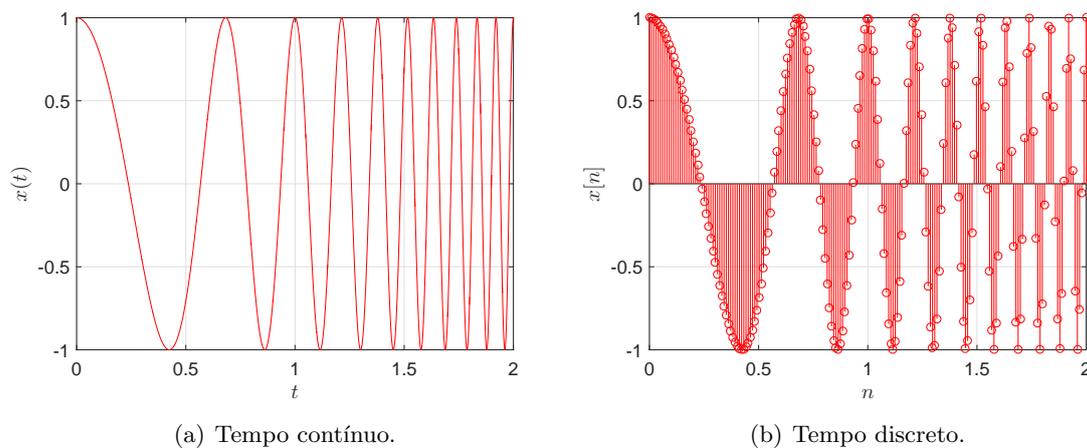
$$x(t) = A \cos(2\pi f(t)t + \phi) \quad (2.6)$$

No entanto, para este caso, tem-se:

$$f(t) = f_0 + \beta t^2 \quad e \quad \beta = \frac{f_i(t_g) - f_0}{t_g^2} \quad [1/s^2] \quad (2.7)$$

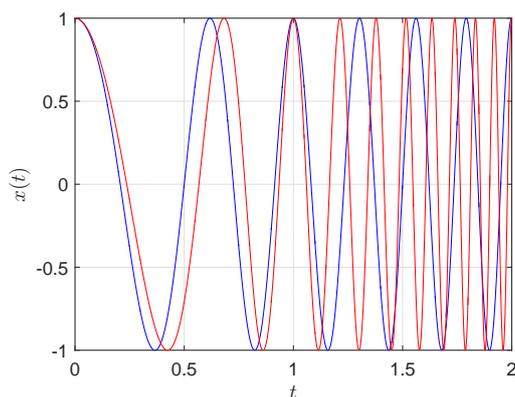
Percebe-se que, devido ao tempo t estar elevado à segunda potência no caso do *chirp* quadrático, a evolução da frequência é mais lenta e, dependendo do tempo total considerado, é mais rápida que sua versão linear, conforme ilustra a Figura 2.11. A Figura 2.10 (a) apresenta um exemplo deste sinal no domínio do tempo. Em seguida, na Figura 2.10 (b), apresenta-se o mesmo sinal em sua forma discreta. Ambos os sinais têm amostragem de 1000 amostras por segundo, tempo máximo de 2 segundos e $f_0 = 1[Hz]$.

Figura 2.10: Exemplos de *chirp* quadrático de tempo contínuo e de tempo discreto.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 2.11: Comparação entre os sinais *chirp* linear e quadrático.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a revisão dos principais e mais comuns sinais e suas classificações, tem-se subsídios para se estudar os sinais de origem cerebral. Não obstante, considerando que cada um deles provém de um eletrodo localizado em algum dos lobos cerebrais, torna-se necessário, da mesma forma, apresentar um estudo básico sobre a anatomia do cérebro humano, conforme exposto a seguir.

3

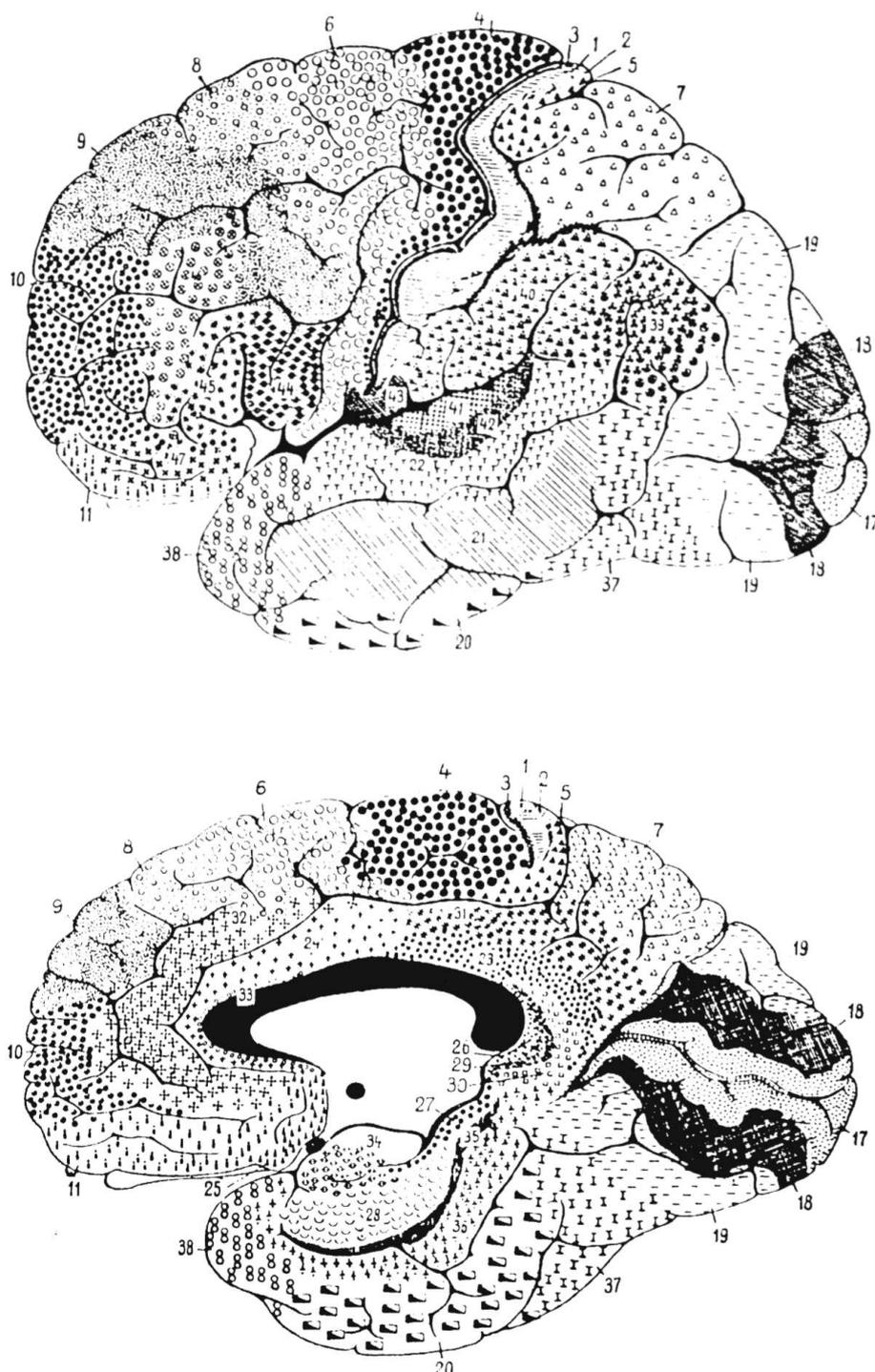
Anatomia Cerebral

A primeira e mais importante tarefa do mapeamento das regiões cerebrais é o de sua divisão de acordo com características anatômicas, isto é, o agrupamento sistemático de componentes neurais estruturalmente similares e a separação daqueles estruturalmente distintos, podendo, assim, identificar partes homólogas do córtex cerebral em diferentes animais ou grupos de animais baseados em sua estrutura (Brodmann & Garey 1909). Para tal, dois recursos podem ser utilizados: o mapa citoarquitetônico de Brodmann e o homúnculo de Panfield.

3.1 Mapa Citoarquitetônico de Brodmann

O mapa arquitetônico de Brodmann, estabelecido em 1909 pelo neurologista alemão Korbinian Brodmann, define 52 regiões diferentes do córtex cerebral a partir de suas características histológicas, conforme mostrado na Figura 3.1. Também, na Tabela 3.1 são apresentadas as funções básicas e as localizações das 27 áreas. Note em destaque as áreas 9, 10, 11 e 12, do córtex associativo pré-frontal, e 17, 18 e 19, do córtex visual, que são de extrema relevância neste trabalho.

Figura 3.1: Áreas corticais das superfícies laterais e médias dos hemisférios cerebrais.



Fonte: Brodmann & Garey (1909).

Tabela 3.1: Áreas corticais das superfícies lateral e medial do hemisfério cerebral humano .

Áreas	Áreas Funcionais	Localização	Função
1, 2, 3	Córtex sensitivo primário	Giro pós-central	Tato
4	Córtex motor primário	Giro pré-central	Controle do movimento voluntário
5	Córtex sensitivo somático terciário; área associativa parietal posterior	Lóbulo parietal superior	Estereognosia
6	Córtex motor suplementar; campo ocular suplementar; córtex pré-motor; campos oculares frontais	Giro pré-central e córtex adjacente rostral	Planejamento dos movimentos dos membros e oculares
7	Área associativa parietal posterior	Lóbulo parietal superior	Vísuo-motora e percepção
8	Campos oculares frontais	Giros frontal superior, médio, lobo frontal medial	Movimentos sacádicos oculares
9, 10, 11, 12	Córtex associativo pré-frontal; campos oculares frontais	Giros frontal superior, médio, lobo frontal medial	Pensamento, cognição, planejamento do movimento
17	Córtex visual primário	Margens da cisura calcarina	Visão
18	Córtex visual secundário	Giros occipitais medial e lateral	Visão, profundidade
19	Córtex visual terciário, área visual temporal média	Giros occipitais medial e lateral	Visão, cor, movimento e profundidade
20	Área temporal inferior visual	Giro temporal inferior	Forma visual, memória
21	Área temporal inferior visual	Giro temporal médio	Forma visual, memória
22	Córtex auditivo de ordem superior	Giro temporal superior	Audição, palavra, memória auditiva e interpretativa
23, 24, 25, 26, 27	Córtex associativo límbico	Giro cíngulo, área subcalosa, área retroesplênica e giro para-hipocámpal	Emoções

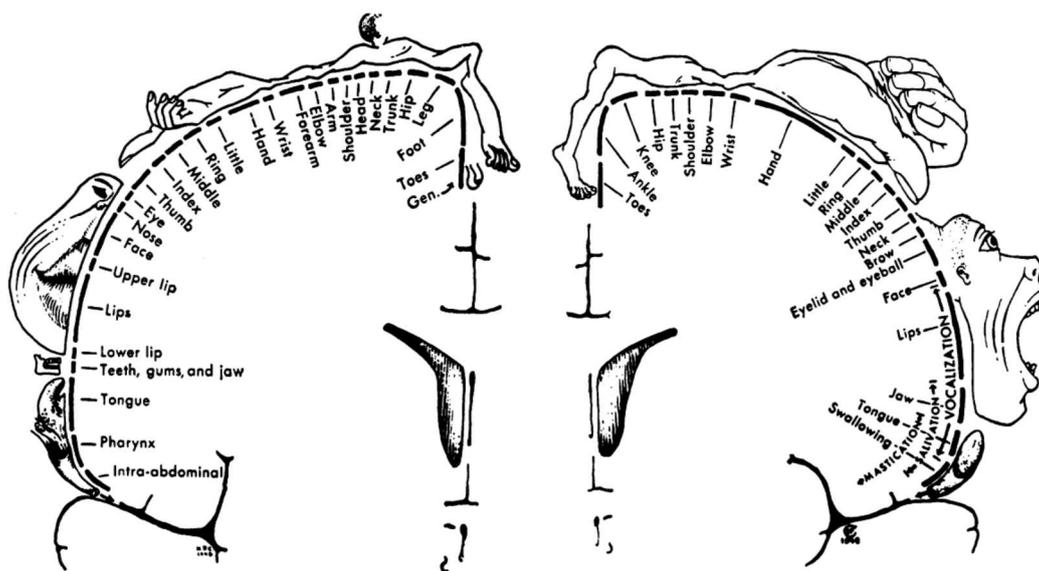
Fonte: [Brodmann & Garey \(1909\)](#).

3.2 Homúnculo de Panfield

Em 1937, Wilder Panfield e Edwin Boldrey publicaram um trabalho de grande importância, que descreveu os efeitos de estimulação do córtex cerebral no homem, os procedimentos executados como manobras exploratórias para delinear áreas apropriadas para subsequente intervenção média, e confirmaram uma topografia precisa de localização cortical, sendo capazes de relacionar estímulos de partes discretas do cérebro com fenômenos motores e sensoriais afetando uma parte particular do corpo (Schott 1993).

Essa investigação resultou em uma primeira ilustração com objetivo de representar a topografia do cérebro e suas observações de modo a abordar a ordem e extensão comparativa da faixa sensorial e motora, do que tornou-se conhecido como o homúnculo de Panfield; contudo, ele era ambíguo e confuso. Treze anos mais tarde, Panfield e Theodore Rasmussen fizeram uma nova tentativa de ilustrar a representação cortical humana, resultando no primeiro mapa do homúnculo sensorial e motor, que pode ser visto na Figura 3.2 (Schott 1993). A partir deste, pode-se notar a evolução do perfil do homúnculo, que parte dos pés no eixo central do cérebro, passando pelas mãos na porção média, até chegar à face, língua e garganta nas extremidades, caracterizando uma desproporção entre o tamanho dos membros e suas regiões representativas.

Figura 3.2: Ilustração do homúnculo de Panfield.



Fonte: Schott (1993).

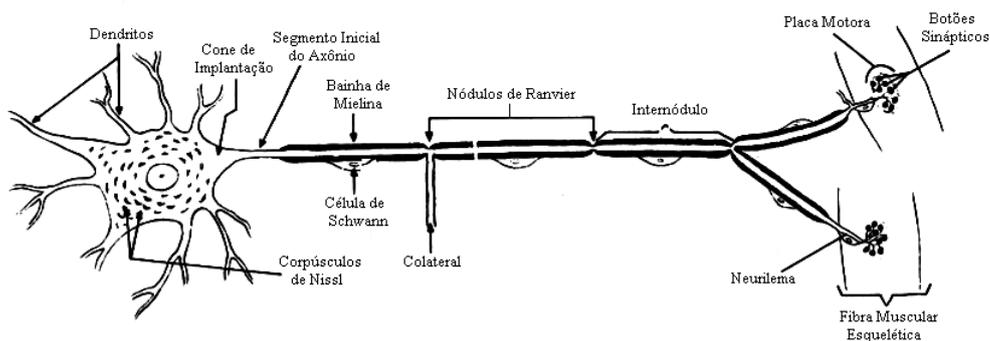
O homúnculo de Panfield, portanto, dá uma visão de quais regiões cerebrais, começando

do centro à extremidade, são responsáveis nas ações humanas; contudo, ele por si só não determina qual a influência dos hemisférios direito e esquerdo. Segundo [Springer & Deutsch \(1998\)](#), o controle motor ocorre de forma cruzada: o hemisfério esquerdo controla o lado direito do corpo (mão direita, perna direita, e assim por diante) e o hemisfério direito controla o lado esquerdo.

3.3 Neurônios

Segundo [Izhikevich \(2007\)](#), o funcionamento dos neurônios não deve se restringir à uma abordagem estritamente biológica ou teórica; mas, também, sob o ponto de vista de um sistema dinâmico não-linear que trata dos sinais de entrada baseado em sua própria dinâmica intrínseca. Desse modo, pode-se tentar compreender os neurônios como sendo excitáveis por trabalharem perto de uma transição, chamada bifurcação, desde seu estado de inerte inicial até o estado contínuo de atividade de pulsação (*spiking*). A Figura 3.3 apresenta a anatomia de um neurônio. Note que o neurônio pode ser caracterizado, essencialmente, por três partes principais: o corpo celular (de onde partem os dendritos), os dendritos (ramificações que se ligam a outros neurônios) e axônio (maior porção do neurônio, partindo da extremidade esquerda, que se liga ao corpo celular, até a extremidade direita, onde há a bifurcação para conexão com outros neurônios).

Figura 3.3: Anatomia de um neurônio.

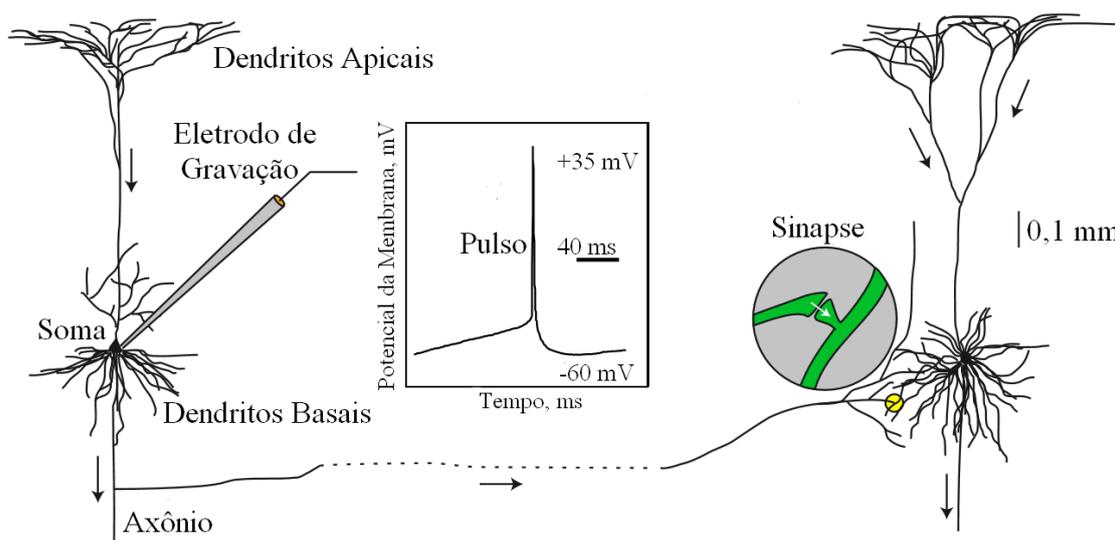


Fonte: [Machado \(1993\)](#) (Adaptado).

3.3.1 Spiking

Ainda, como abordado por Izhikevich (2007), um neurônio típico recebe entradas de mais de 10000 outros neurônios por meio do contato de seus dendritos, chamadas sinapses. As entradas produzem correntes elétricas transmembranas que mudam o potencial elétrico da membrana de um neurônio, chamados de potenciais pós-sinápticos (PSPs); quanto maior a corrente, mais significativo é o potencial. Um grande potencial pode ser amplificado pelos canais sensíveis à tensão elétrica integrados na membrana neural e gerar, de fato, um potencial, ou pulso, caracterizado pela descarga abrupta e transiente da tensão elétrica da membrana, que se propaga a outros neurônios pelo axônio. Ou seja, os pulsos caracterizados podem ser encarados como os meios de comunicação entre os neurônios, bem como que estes, por sua vez, não disparam por conta própria; eles o fazem devido ao acúmulo resultante de pulsos de outros neurônios. A Figura 3.4 ilustra dois neurônios interconectados, um pulso gravado *in vitro*, e a sinapse.

Figura 3.4: Interconexão de neurônios, gravação de pulso e sinapse.



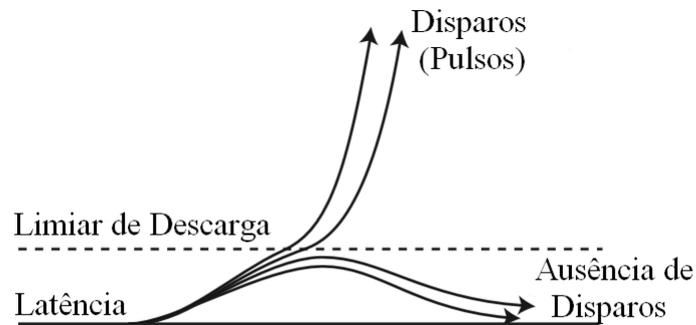
Fonte: Izhikevich (2007) (Adaptado).

3.3.2 Limite de Descarga

De forma geral, pode-se definir como limite de descarga (*Firing Threshold*) o patamar de bifurcação do neurônio; isto é, o limiar a partir do qual o estado do neurônio muda e este, por fim, produz um disparo, ou pulso. Estes pulsos, por sua vez, comportam-se da forma “tudo ou nada”; ou seja, há disparo se um limite de carga for atingido; do contrário, os pulsos não

ocorrem, como mostra a Figura 3.5.

Figura 3.5: Limite de disparo.

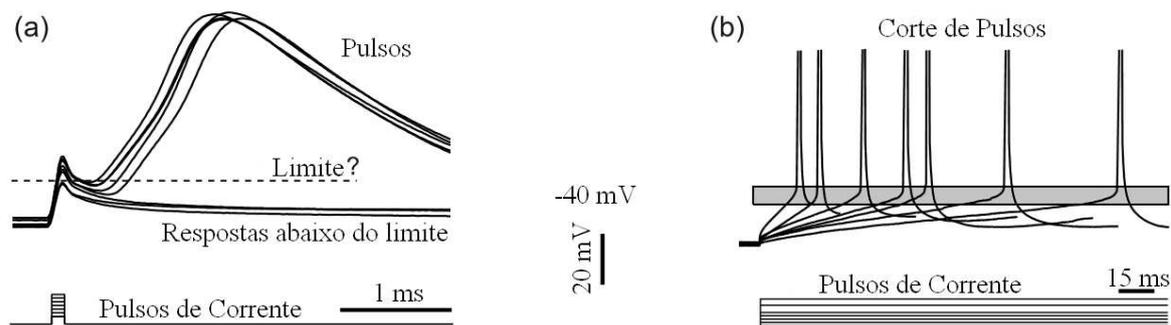


Fonte: [Izhikevich \(2007\)](#) (Adaptado).

3.3.3 Limite de Corrente

No ponto de vista de [Izhikevich \(2007\)](#), a visão clássica da neurociência sobre o comportamento dos neurônios o descreve como integradores com um limite de descarga: os neurônios somam os potenciais pós-sinápticos e “comparam” a integração desses potenciais com um valor de tensão elétrica, chamado de limite de descarga. Entretanto, não há um valor de exato de tensão de corrente de corte acima do qual essa descarga ocorre, como sugerido na Figura 3.5. Assim, pode-se tentar estabelecer limites de corrente ao invés de limites de tensão. A Figura 3.6 (a) ilustra a injeção de pulsos breves e intensos de corrente de várias amplitudes para despolarizar o potencial de membrana para diversos valores. A Figura 3.6 (b), por sua vez, apresenta a injeção de pulsos de corrente longos, porém fracos (note a diferença em escala). É intuitivo atestar que, se há, de fato, um limite de disparo, ele deve estar em algum lugar da região sombreada, embora não se possa afirmar categoricamente quando a despolarização acaba e o pulso se inicia.

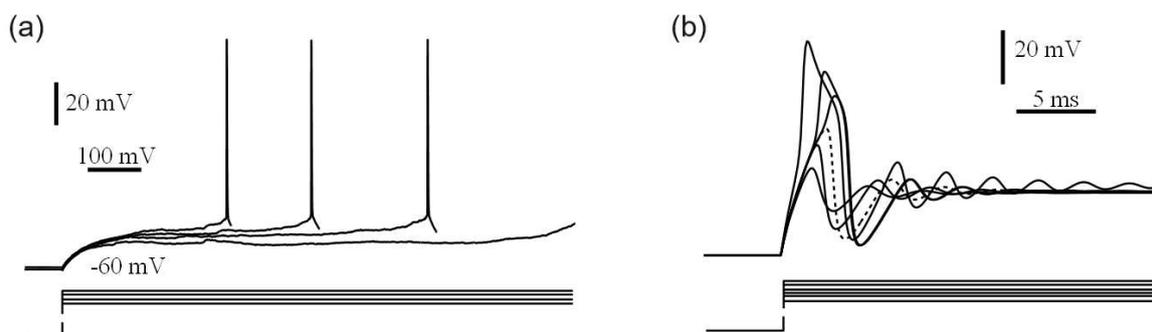
Figura 3.6: Gravações *in vitro* de neurônios de um rato.



Fonte: [Izhikevich \(2007\)](#) (adaptado).

O limite de corrente, isto é, a amplitude mínima de corrente elétrica injetada de curta duração necessária para disparar o neurônio, é chamada de reobase ([Izhikevich 2007](#)). Para determiná-la, considera-se a redução de amplitudes de pulsos injetados de corrente, a fim de determinar a mínima corrente que causa um pulso, ou a máxima que não o causa, como mostrado na Figura 3.7. Na Figura 3.7 (a), pulsos progressivamente mais fracos resultam em um tempo de latência maior; na Figura 3.7 (b), por sua vez, o tempo de latência não cresce, embora os pulsos diminuam até que não se possa caracterizar, de fato, um pulso. Em todo caso, não parece completamente factível determinar um único limite; afinal, nem todos os pulsos são “tudo ou nada”, bem como é necessário separar os pulsos reais daqueles abaixo do limite, podendo incluir ou não o próprio limite desenhado.

Figura 3.7: Tentativa de determinação da reobase a partir de gravações *in vitro* de neurônio de um rato.

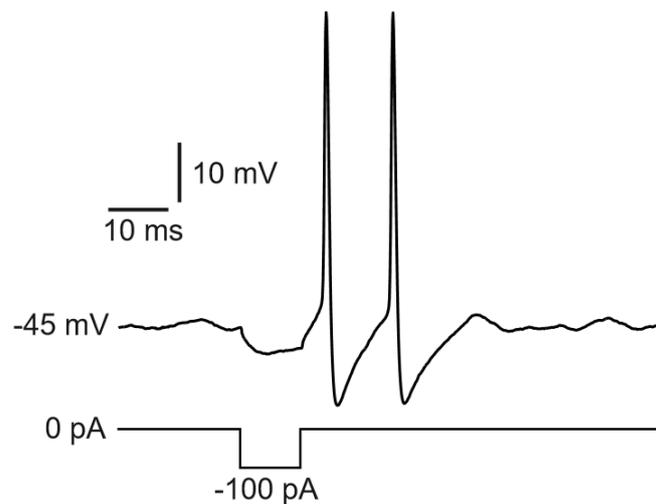


Fonte: [Izhikevich \(2007\)](#) (Adaptado).

3.3.4 Fenômeno de Ressonância

Segundo [Izhikevich \(2007\)](#), se entradas excitatórias despolarizam o potencial da membrana, trazendo-o para mais perto do limite de disparo, e entradas inibitórias hiperpolarizam o potencial, afastando-o do limite, é necessário maiores informações para entender por que o neurônio dispara em resposta à entrada inibitória, como mostrado na Figura 3.8. Esse fenômeno é chamado de ressalto, ou pulso pós-inibitório. A biologia explica que esse ressalto é devido à ativação e inativação de certas correntes elétricas de baixa intensidade, que trazem o potencial de membrana para o limite.

Figura 3.8: Gravação *in vitro* do fenômeno de ressalto em um neurônio de rato em resposta a um breve pulso hiperpolarizante de corrente.

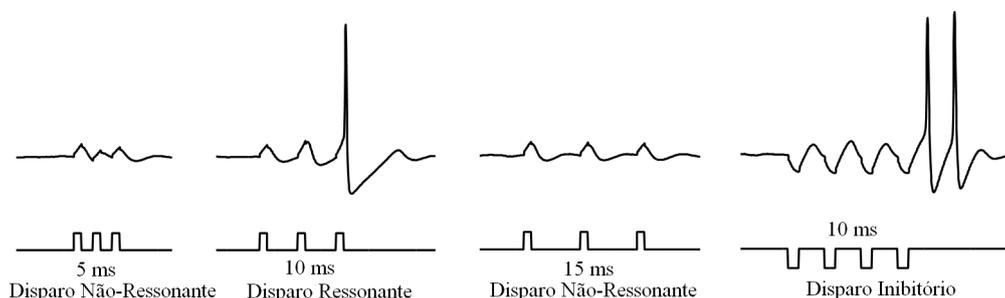


Fonte: [Izhikevich \(2007\)](#) (Adaptado).

3.3.5 Fenômeno de Ressonância

Também, de acordo com [Izhikevich \(2007\)](#), quando o neurônio é excitado com pulsos breves de corrente como se imitasse um disparo de entrada de três pulsos, se a frequência de excitação for alta (5 ms por período, por exemplo), presumindo uma entrada de alta intensidade, o neurônio não dispara. Porém, se a frequência de excitação for menor, certa de 10 ms por período, por exemplo, que ressoa com a frequência de oscilação de pulsos abaixo do limite de descarga, um pulso de resposta é gerado, seja o estímulo excitatório ou inibitório. Se, por fim, a excitação ocorrer a frequências ainda menores (certa de 15 ms por período, por exemplo), não há formação de pulsos. Portanto, conclui-se que o neurônio é sensível apenas às excitações de entrada com frequências ressonantes. Esse fenômeno é mostrado na Figura 3.9.

Figura 3.9: Gravação *in vitro* de resposta ressonante de neurônios de rato a impulsos injetados de corrente.



Fonte: [Izhikevich \(2007\)](#) (adaptado).

3.4 Natureza dos Ritmos dos Sinais EEG

De acordo com [Siuly \(2012\)](#), que citou [E. & da Silva F. \(2005\)](#), a frequência é um dos parâmetros mais importante para se avaliar anormalidades em EEGs clínicos, bem como para compreender comportamentos funcionais em pesquisa cognitiva. Contando com bilhões de comunidades oscilantes de neurônios como suas fontes, os potenciais desses EEG são manifestados como oscilações aperiódicas imprevisíveis com disparos de oscilações que são tipicamente categorizados em bandas, ou faixas, sucintamente descritas a seguir.

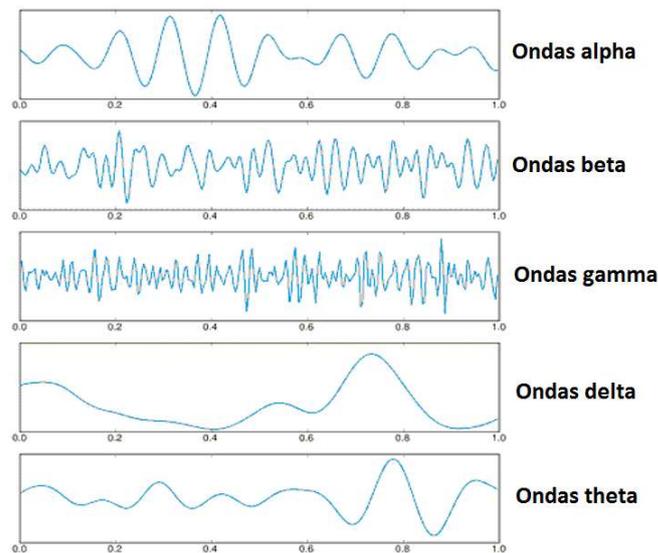
3.4.1 Faixas de Atividade Cerebral

- Delta: as ondas do tipo delta estão na faixa entre 0,5 a 4 Hz, e sua forma é caracterizada como a de maior amplitude e de menor frequência. Essa faixa é primariamente associada com os seguintes estados cerebrais: sono profundo, estado de despertar, e desordem cerebral séria;
- Theta: as ondas do tipo theta estão na faixa entre 4 a 8 Hz, sendo associada com estresse emocional, especialmente frustração ou desapontamento e conteúdo inconsciente, inspiração criativa e meditação profunda;
- Alpha: as ondas do tipo alfa estão na faixa entre 8 a 13 Hz, aparecendo principalmente nas regiões posteriores da cabeça (lobo occipital) quando o sujeito está de olhos fechados ou em estado de relaxamento. São normalmente associadas com intensa atividade mental, estresse ou mesmo tensão;

- Beta: as ondas do tipo beta estão na faixa entre 13 a 30 Hz. Normalmente são vistas com baixas amplitudes e frequências variáveis simetricamente em ambos os lados da área frontal. Geralmente são associadas quando o cérebro está desperto, estimulado, e ativamente engajado em atividades mentais, como na resolução de um problema concreto ou quando o foco se dirige ao mundo externo;
- Gamma: as ondas do tipo gamma encontram-se acima de 30 Hz, podendo atingir um máximo de frequência em torno de 80 ou 100 Hz. São normalmente associadas com várias funções motoras e cognitivas.

Na Figura 3.10, constam ilustrações dos tipos de ondas representativos de suas faixas de frequência.

Figura 3.10: Exemplos de formas de ondas características de atividades cerebrais.



Fonte: Siuly (2012) (adaptado).

3.4.2 Ondas Gamma Rápidas e Ultrarrápidas

Segundo Hughes (2008), as ondas gamma e frequências altas provavelmente desempenham papéis de comunicação neural, refletindo a informação do mundo externo para o cérebro, bem como estão envolvidas na memória a longo prazo e performance de tarefas cognitivas. Além disso, essas ondas estão ligadas com a propagação da depressão, mas especialmente com atividade epileptiforme, progressivamente aumentando os valores em frequência. Após o estado epilético, sua presença prediz o desenvolvimento de convulsões espontâneas. Esse

tipo de onda é revisto para frequências junto a atividade cerebral rápida (de 100 a 400 Hz) e ultrarrápida (de 400 a 800 Hz).

As ondas gamma têm sido estudadas em todas as modalidades sensoriais, especialmente aquelas ligadas a sistemas visuais, provendo um mecanismo para consciência e processamento de objetos visuais. Em humanos, essas ondas se desenvolvem nos jovens, entre 4 e 5 anos de idade, e são observadas especialmente durante o estado de alerta e estímulos sensoriais. Essas frequências rápidas são vistas na maioria das convulsões, principalmente em espasmos infantis e, se tiverem baixa amplitude, parecem ser um bom sinal prognóstico após cirurgia. Elas têm sido estudadas em todos os sistemas sensoriais e estão associadas com atenção seletiva, conexão transiente de funções cognitivas e percepção consciente do mundo externo.

De posse do conhecimento teórico já obtido até o momento, é possível se estruturar as etapas para se obter os dados necessários à análise de sinais neurais, bem como aplicar uma metodologia capaz de tratá-los a fim de obter a informação desejada neles contida.

4

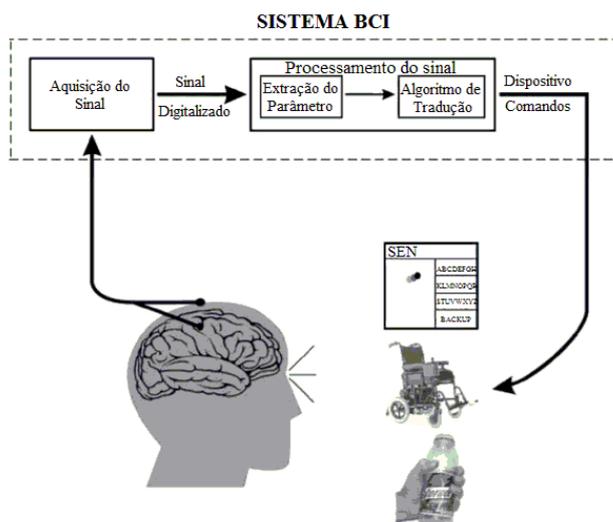
Metodologia

4.1 Sistema BCI2000

Interfaces cérebro-máquina traduzem os padrões de ativação local cerebral em ações desejadas quando o sistema motor perde a capacidade de realizar essa ação. Eles formam uma ponte entre nossos movimentos desejados ou imaginados e a realidade. O objetivo comum de sistemas BCI após dano cerebral é de restabelecer a função motora perdida ajudando o paciente a aprender a produzir atividade cerebral normal e/ou usar a atividade cerebral para operar dispositivos de treino. Ao fazer isso, o sistema BCI integra abordagens de baixo para cima (induzindo mudanças a nível neural ao atuar na periferia do corpo) com a de cima para baixo (intervenção neurológica para alterar o comportamento periférico) ([van Dokkum et al. 2015](#)).

Desenvolvido como plataforma para propósitos gerais, o Sistema BCI2000 permite incorporar sinais cerebrais isolados ou combinados, métodos de processamento de sinais, dispositivos de resposta e protocolos de operação. Os sistemas BCI medem parâmetros específicos da atividade cerebral e os traduzem para dispositivos de controle de sinais. A Figura 4.1 apresenta a forma como a atividade cerebral é medida: é feita a aquisição dos sinais cerebrais por eletrodos localizados no escalpo, na superfície cortical, ou de dentro do próprio cérebro, e são processados para extrair os parâmetros desejados (amplitudes a partir de córtex sensorio-motor ou taxa de disparo de neurônios, por exemplo) que reflitam a vontade do usuário; os parâmetros são, então, traduzidos para comandos que operam o dispositivo (programas de simples processamento de palavras, cadeira de rodas, ou próteses neurais, por exemplo).

Figura 4.1: Método para medição da atividade cerebral.



Fonte: Schalk et al. (2004) (adaptado).

4.2 Eletroencefalogramas

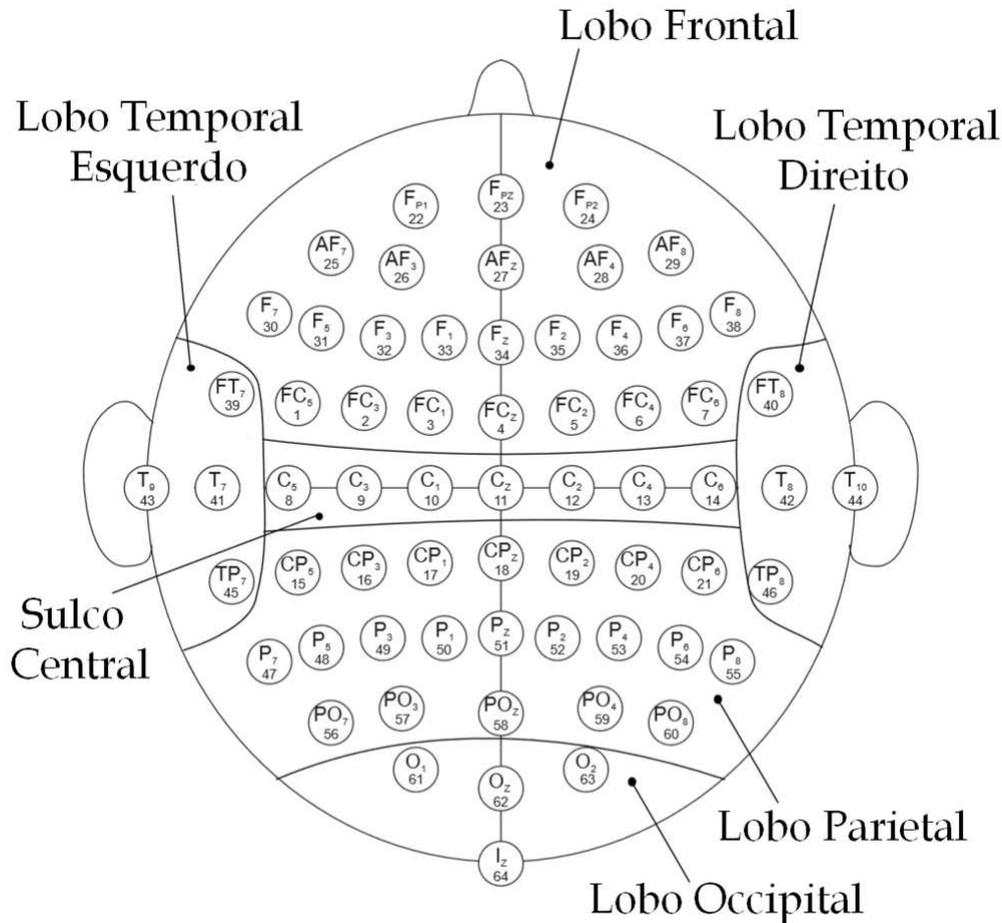
Os dados a serem analisados foram obtidos a partir de gravações realizadas por 109 voluntários por meio do Sistema BCI2000, resultando em 64 sinais de eletroencefalograma cada um (??). Cada voluntário efetuou 14 testes: 2 testes de 1 minuto cada (um com olhos abertos, um com olhos fechados), e 3 testes de 2 minutos cada com as seguintes tarefas:

- Um alvo aparece nos lados esquerdo e direito da tela. O voluntário abre e fecha o punho correspondente ao lado até que o alvo desapareça. Então, este relaxa;
- Um alvo aparece nos lados esquerdo e direito da tela. O voluntário imagina que abre e fecha o punho correspondente ao lado até que o alvo desapareça. Então, ele relaxa;
- Um alvo aparece na parte superior e inferior da tela. O voluntário abre e fecha os dois punhos - se o alvo estiver na parte superior - ou os dois pés - se estiver na parte inferior - até que o alvo desapareça. Então, ele relaxa;
- Um alvo aparece na parte superior e inferior da tela. O voluntário imagina que abre e fecha os dois punhos - se o alvo estiver na parte superior - ou os dois pés - se estiver na parte inferior - até que o alvo desapareça. Então, ele relaxa.

Inicialmente, é necessário fazer download desses dados a partir de um banco de dados de

domínio público. Na Figura 4.2, apresenta-se a disposição dos eletrodos ao longo das principais macrorregiões cerebrais.

Figura 4.2: Disposição dos eletrodos ao longo das macrorregiões cerebrais.



Fonte: Schalk et al. (2004) (adaptado).

4.3 Análise de Sinais

A análise de sinais é, essencialmente, uma tarefa computacional. Desse modo, softwares como o MATLAB, de carácter privado, ou OCTAVE, que visa à programação em linguagem interpretada livre, são os mais indicados para essa finalidade. Para o pós-processamento dos dados obtidos, contou-se com o emprego de algumas ferramentas matemáticas de análise, tais como: valor RMS (*Root Mean Square*, ou raiz média quadrática), periodograma de Welch, medida de correlações de sinais, e número de MAC (*Modal Assurance Criterion*).

4.3.1 Potência RMS

O valor RMS (*Root Mean Square*), raiz média quadrática, ou valor eficaz, está relacionado com a potência que a grandeza representativa de um sinal é capaz de transmitir. Geralmente, como se trabalha amplamente com sinais periódicos - isto é, sinais que, muitas vezes, oscilam em torno do eixo das abscissas e, possivelmente, apresentam valor médio nulo -, é preferível realizar suas análises a partir do valor RMS. A seguir, consta uma relação válida para se obter esse valor a partir da integração de uma função em um intervalo de tempo de 0 a T , bem como a partir de um conjunto finito de N valores x_1, x_2, \dots, x_N :

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T (x(t)^2) dt} \quad (4.1)$$

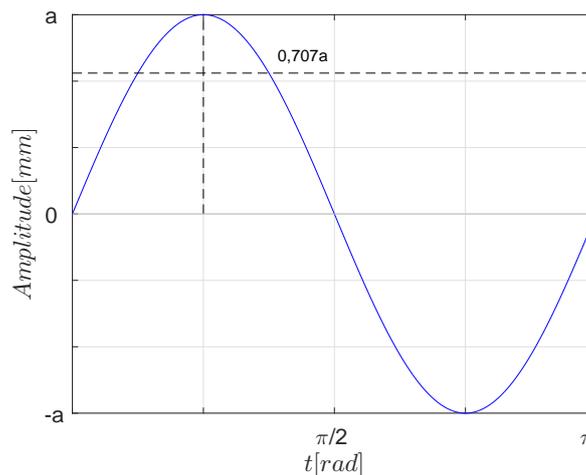
$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum |X_n^{(i)}|^2} \quad (4.2)$$

Onde, da integração, tem-se:

$$V_{rms} = \frac{V_{pico}}{\sqrt{2}} = 0,707 \cdot V_{pico} \quad (4.3)$$

A Figura 4.3 ilustra uma onda senoidal qualquer cuja amplitude é a , tendo, dessa forma, valor eficaz igual a $V_{rms} = 0,707a$.

Figura 4.3: Representação do valor RMS de um sinal senoidal qualquer.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.2 Estimativa da Potência Espectral

Esse método consiste na aplicação do algoritmo da transformada rápida de Fourier para se estimar a potência espectral de um sinal qualquer, que envolve o seccionamento deste sinal, obtenção de periodogramas modificados a partir dessas seções, e realização da média dos periodogramas (Welch 1967).

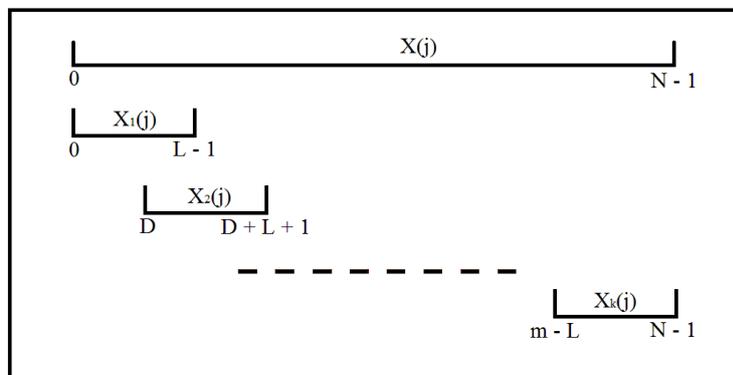
Método

Assume-se que $X(j), j = 0, \dots, N - 1$ seja uma amostra de uma sequência estocástica, estacionária e de segunda ordem. Secciona-se, possivelmente com sobreposição, essa sequência em partes menores de tamanho L com os pontos iniciais desses segmentos D unidades defasadas. Desse modo, pode-se descrever os K segmentos, até que cubram todo o sinal, da seguinte forma:

$$X_k(j) = X(j + (K - 1)D), \quad j = 0, \dots, L - 1 \quad (4.4)$$

A Figura 4.4 ilustra esse seccionamento.

Figura 4.4: Ilustração do seccionamento de um sinal qualquer.



Fonte: Welch (1967) (adaptado).

Para cada segmento de comprimento L , calcula-se o periodograma modificado; isto é, seleciona-se uma janela de dados $W(j), j = 0, \dots, L - 1$ e forma-se sequências do tipo $X_1W(j), \dots, X_KW(j)$. Em seguida, emprega-se as transformadas finitas de Fourier $A_1(n), \dots, A_K(n)$ dessas sequências:

$$A_k(n) = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{L-1} X_K(j)W(j)e^{\frac{-2kijn}{L}} \quad (4.5)$$

Onde $i = \sqrt{-1}$. Assim, os periodogramas modificados K são:

$$I_K(f_n) = \frac{L}{U} |A_k(n)|^2, \quad k = 1, \dots, K \quad (4.6)$$

Onde $f_n = \frac{n}{L}, n = 0, \dots, \frac{L}{2}$ e $U = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{L-1} W^2(j)$. A estimativa espectral de potência é dada, portanto, como:

$$P(f_n) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K I_K(f_n) \quad (4.7)$$

4.3.3 Correlação de Sinais

A correlação de sinais é uma medida de similaridade entre duas séries de dados. Em processamento de sinais, a correlação cruzada, isto é, correlação entre dois sinais diferentes, é uma medida de similaridade de duas formas de onda em função de um tempo de atraso (ou defasagem de tempo). Suas aplicações variam desde reconhecimento de padrões até criptoanálise e neurofisiologia, por exemplo (Khalil 2013). A seguinte equação caracteriza a medida de correlação entre dois sinais quaisquer $x(n)$ e $y(n)$.

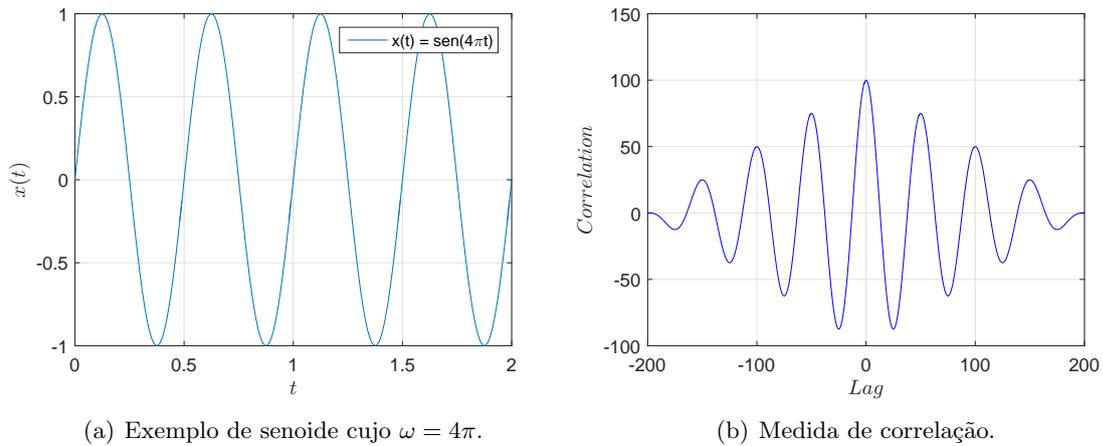
$$c_{xy}(m) = \sum_{-\infty}^{\infty} x(n)y(n-m), \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (4.8)$$

Onde m , neste caso, caracteriza o deslocamento do sinal $y(n)$ para a direita, se $m > 0$, ou para a esquerda, se $m < 0$. Em linhas gerais, a medida de correlação é, portanto, a somatória da multiplicação de cada ponto n de dois sinais em uma dada posição m .

Correlação de Sinais Senoidais

Para maior entendimento dessa medida, consideremos dois sinais periódicos semelhantes aos da Figura 2.2 (a), porém com $\omega = 4\pi$, como ilustra a Figura 4.5 (a). Se mantivermos o primeiro estático e deslocarmos o segundo sucessivamente para a direita, nota-se que os termos mais adiante da segunda série não terão correspondentes na primeira série com os quais se multiplicar. Quando o atraso (ou defasagem) for zero, a medida de correlação é a maior possível; entretanto, como a senoide é periódica, haverá novos picos na correlação, porém menos salientes, caracterizando um comportamento que lembra um “amortecimento”. Por fim, como esse efeito independe do sentido de deslocamento, positivo ou negativo, a correlação também é simétrica. Essa particularidade é representada na Figura 4.5 (b).

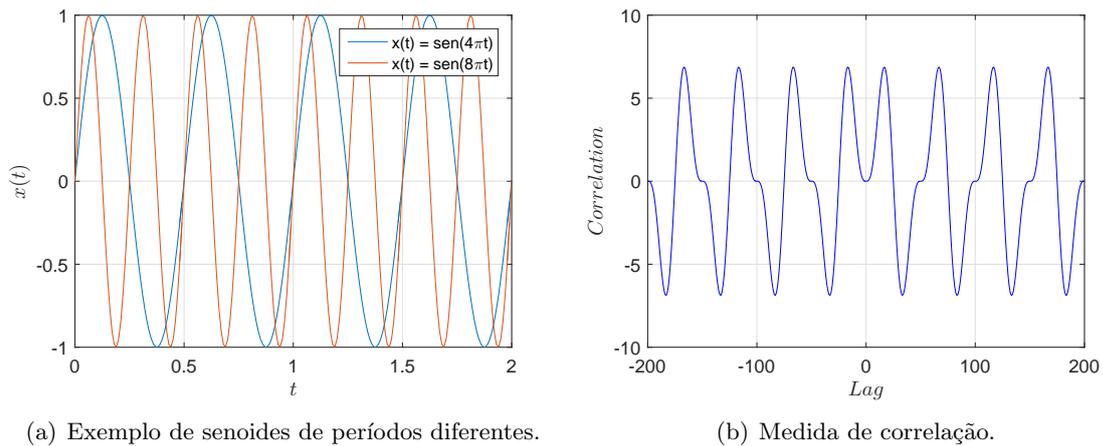
Figura 4.5: Medida de correlação entre dois sinais senoidais iguais.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Nesse caso, como a correlação se estabelece entre dois sinais idênticos, ela é chamada de autocorrelação. A partir dela, tem-se um parâmetro no qual se basear para os casos em que haja, possivelmente, correlação representativa entre dois sinais harmônicos de mesmo período, por exemplo, ou de mesmo período, mas com qualquer defasagem. Se, alternativamente, empregarmos correlação entre sinais harmônicos de períodos diferentes, como mostra a Figura 4.6 (a), a correlação se dá como na Figura 4.6 (b) .

Figura 4.6: Medida de correlação entre dois sinais senoidais de períodos diferentes.



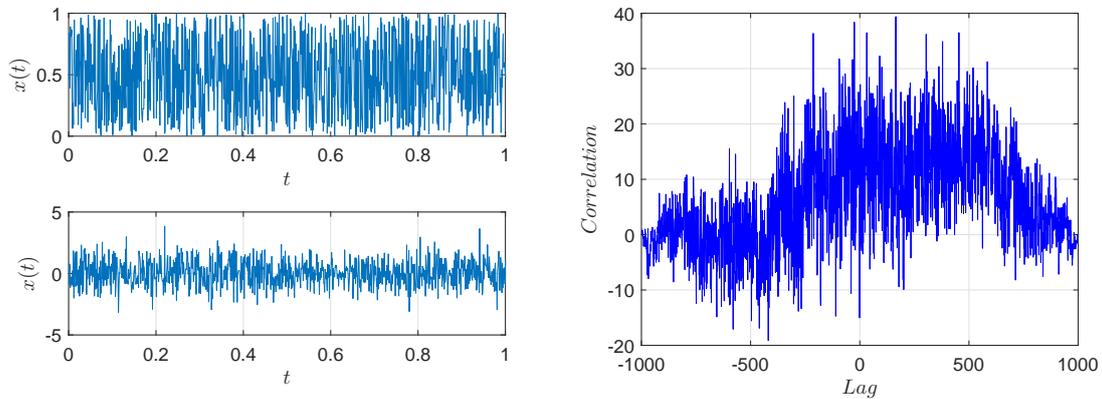
Fonte: Elaborado pelo autor.

Correlação de Sinais Aleatórios

Para os sinais não determinísticos, ou aleatórios, a correlação de sinais não apresenta um comportamento tão bem definido quanto a de sinais harmônicos. Desta vez, utilizou-se a

função “randn” do software MATLAB para gerar duas sequências de números pseudoaleatórios (neste caso, 1000 pontos), cuja distribuição é normal, a média é zero e a variação é um. Sua ilustração consta na Figura 4.7 (a), bem como sua correlação consta na Figura 4.7 (b).

Figura 4.7: Medida de correlação entre dois sinais aleatórios.



(a) Sinais aleatórios gerados.

(b) Medida de correlação.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.4 Número de MAC (*Modal Assurance Criterion*)

O número de MAC (*Modal Assurance Criterion*) é definido como um escalar constante que relaciona o grau de consistência (linearidade) entre um vetor modal e outro vetor modal de referência (Allemang 2003). Considerando-se dois vetores, ou sequências de valores, ϕ e φ , por exemplo, representa-se o número de MAC pela seguinte equação:

$$MAC = \frac{|[\phi][\varphi^T]|^2}{([\phi][\phi^T])([\varphi][\varphi^T])} \quad (4.9)$$

Esse número abrange a faixa de valores desde o zero - representando nenhuma consistência - até à unidade - representando perfeita consistência. É preciso salientar, também, que o critério não demonstra se há validade de dados, apenas se há consistência entre duas séries de valores. Dessa forma, se erros, sejam aleatórios ou sistemáticos, existem, eles não são levados em consideração.

4.3.5 Efeitos Indesejáveis na Análise de Sinais

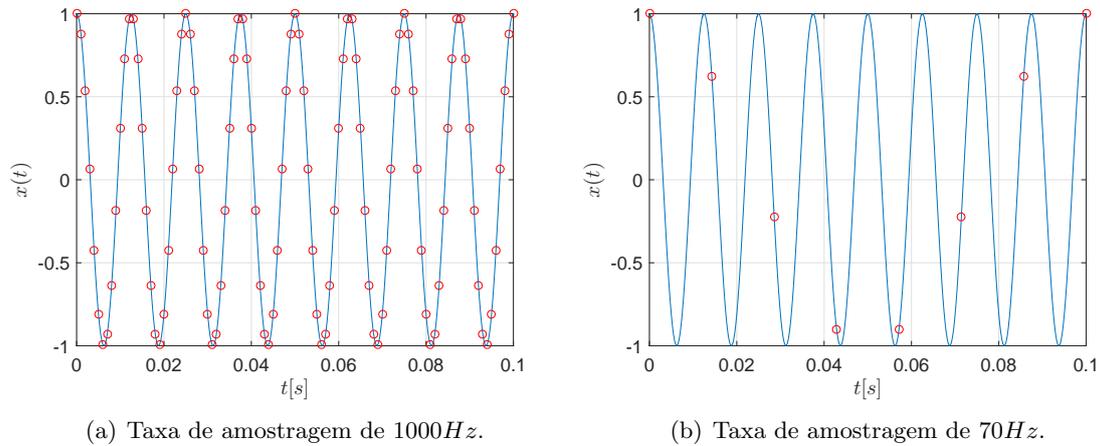
Teorema de Nyquist-Shannon

Nomeado em homenagem ao matemático e engenheiro eletrônico Claude Shannon (1916-2001) e ao engenheiro eletrônico Harry Nyquist (1889-1976), o Teorema de Nyquist-Shannon constitui base para a fundação da teoria da informação (Unser 2000) e pode ser definido como: se uma função $f(t)$ contém frequências maiores que $\omega_{máx}$, esta é completamente determinada ao dar-se sua ordenada como uma série de pontos espaçados $1/2\omega_{máx}$ entre si (Shannon 1948). Ou seja, se a maior frequência do sinal for conhecida, o teorema estabelece que a frequência de amostragem seja, no mínimo, igual a duas vezes $\omega_{máx}$ (chamada de taxa de Nyquist, para sinais de tempo discreto).

Subamostragem (*Aliasing*)

Baseado no Teorema de Nyquist-Shannon, pode-se identificar o efeito de subamostragem. Isto é, quando há uma série discreta de valores coletados, pode-se obter uma representação incorreta de um sinal se a taxa de amostragem for menor que o dobro da maior frequência existente no sinal. Por exemplo: seja um sinal cossenoidal da forma $x(t) = \cos(2\pi\omega)$, onde $\omega = 80Hz$, representado em azul na Figura 4.8. A Figura 4.8 (a) mostra, em vermelho, como seria a coleta de dados se essa aquisição fosse feita a uma taxa de amostragem de $1000Hz$, isto é, adequada. A Figura 4.8 (b), por sua vez, mostra como seria a mesma coleta de dados caso a aquisição fosse feita a uma taxa de amostragem de $70Hz$, sendo menor que a original, não atendendo o critério estabelecido, e, portanto, inadequada.

Figura 4.8: Influência da taxa de amostragem e o fenômeno de subamostragem.



Fonte: Elaborado pelo autor.

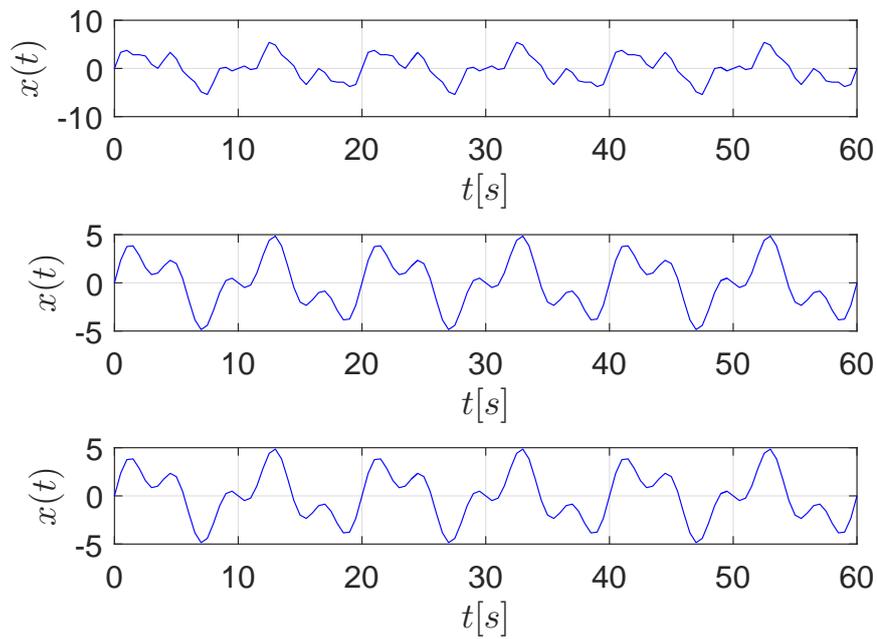
Nota-se que um novo perfil, eventualmente harmônico, começa a se formar. Isso leva à constatação de que, caso a taxa de amostragem não seja suficientemente alta, frequências “fantasmas” — isto é, frequências que não constam no fenômeno físico analisado no momento da coleta — podem surgir, introduzindo, assim, erros de interpretação.

Para melhor entendimento do efeito de subamostragem, faz-se uso de três funções senos, variando-se suas frequências, de modo que: $y(t) = A_i \text{sen}(2\pi f_i t)$, com i de 1 a 3. A frequência de amostragem foi fixada no valor de $f_s = 2Hz$; os valores para as amplitudes, por sua vez, foram fixados da seguinte forma: $A_1 = 3mm$, $A_2 = 2mm$ e $A_3 = 1mm$.

1. No primeiro caso, $f_1 = 0,10Hz$, $f_2 = 0,25Hz$ e $f_3 = 0,50Hz$ (de modo que $f_{máx} = f_3 < \frac{f_s}{2}$);
2. No segundo caso, $f_1 = 0,10Hz$, $f_2 = 0,25Hz$ e $f_3 = 1Hz$ (de modo que $f_{máx} = f_3 = \frac{f_s}{2}$);
3. No terceiro caso, $f_1 = 0,10Hz$, $f_2 = 0,25Hz$ e $f_3 = 2Hz$ (de modo que $f_{máx} = f_3 > \frac{f_s}{2}$).

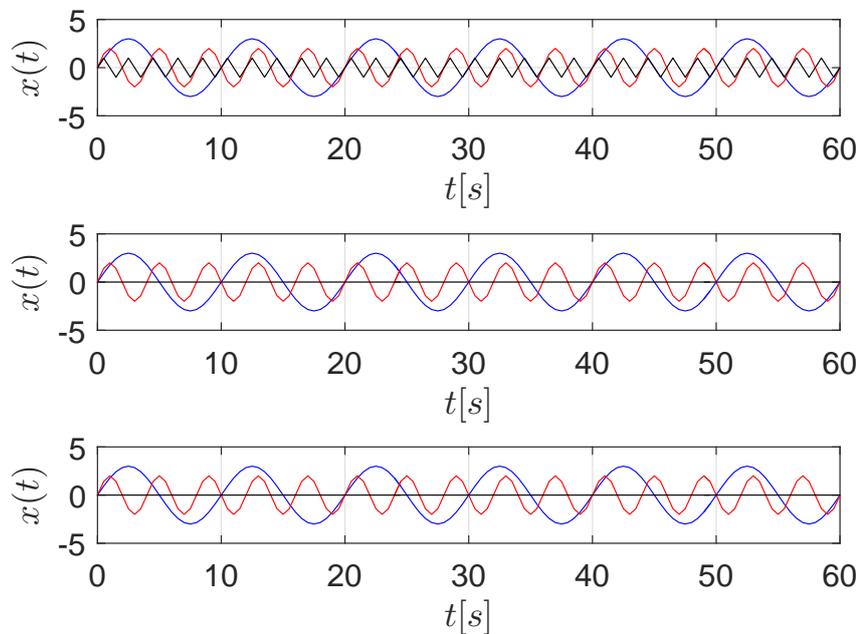
Abaixo, na Figura 4.9, constam funções da somatória dos três senos para cada caso, respectivamente. Para clareza de compreensão, na Figura 4.10, por sua vez, constam os gráficos das mesmas funções, porém, com cada parcela seno apresentada isoladamente.

Figura 4.9: Somatória de senos para cada caso de amostragem considerada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 4.10: Funções senos isoladas para cada caso de amostragem considerada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

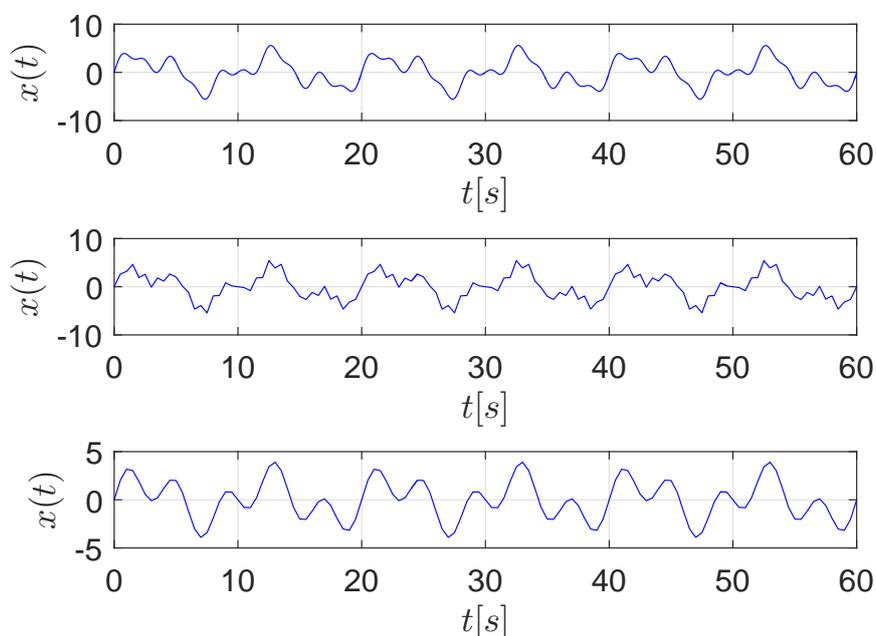
Pode-se notar que, no primeiro caso, a componente seno começa, ainda que de forma

imperfeita, a ser vista tanto no somatório quanto isolada entre as outras. Isso se deve ao fato de que essa é a única condição na qual a máxima frequência observada é menor que a metade da frequência de amostragem, atendendo, portanto, aos requisitos do Teorema de Nyquist-Shannon. Para os outros casos, as frequências máximas ou são iguais ou ultrapassam o valor da metade da frequência de amostragem.

Em todo caso, é interessante investigar outras possibilidades desses valores. As Figuras 4.11 e 4.12 mostram a somatória das mesmas funções consideradas e as funções senos de forma isolada, respectivamente, para os seguintes casos específicos:

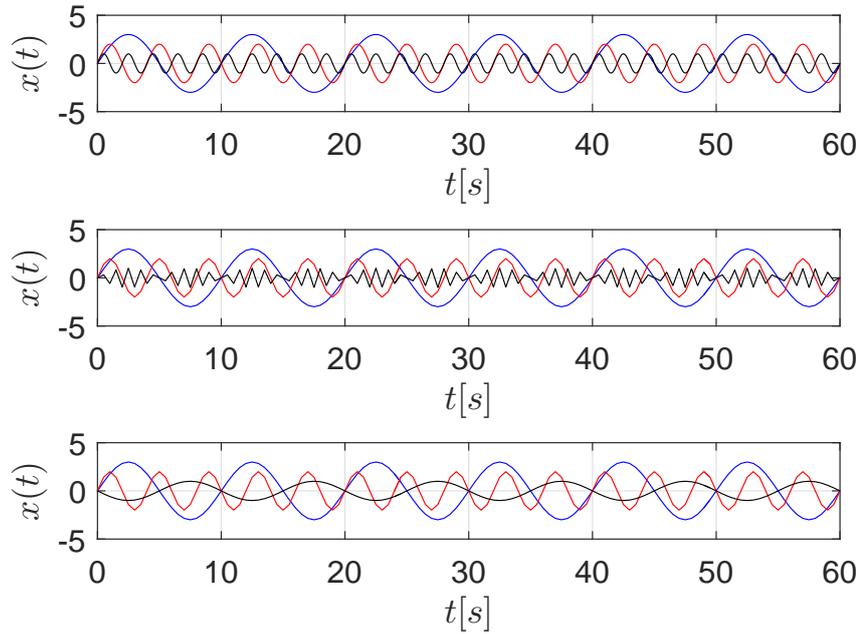
1. No primeiro caso, $f_1 = 0,10Hz$, $f_2 = 0,25Hz$ e $f_3 = 0,50Hz$, porém com $f_s = 10Hz$;
2. No segundo caso, $f_1 = 0,10Hz$, $f_2 = 0,25Hz$ e $f_3 = 0,90Hz$ (de modo que $f_{máx} = f_3$ seja ligeiramente menor que $\frac{f_s}{2}$, sendo $f_s = 2$, novamente);
3. No terceiro caso, $f_1 = 0,10Hz$, $f_2 = 0,25Hz$ e $f_3 = 1,90Hz$ (de modo que $f_{máx} = f_3 > \frac{f_s}{2}$, sendo $f_s = 2$, novamente).

Figura 4.11: Somatória de senos para os casos específicos de amostragem considerada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 4.12: Funções senos isoladas para os casos específicos de amostragem considerada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir desses resultados, percebe-se no primeiro caso que, ao se aumentar consideravelmente a frequência de amostragem, as curvas são melhor definidas, bem como a função original cuja frequência $f_3 = 0,50Hz$ é apresentada corretamente, de forma suave, em sua plenitude. A partir do segundo caso, ainda que o teorema seja respeitado, pode-se notar a tendência da curva a tomar outra forma, possivelmente harmônica, bem como a perda da suavidade vista no caso anterior. No último caso, por fim, o critério do teorema é negligenciado e a curva se descaracteriza, assumindo uma frequência menor do que a original, sendo considerada, portanto, uma frequência “fantasma”.

Nos casos anteriores em que $f_s = 2Hz$, as curvas representativas de $f_3 = 1Hz$ e $2Hz$ apresentam-se invariavelmente nulas ao longo do tempo. Isso se deve ao fato de que, para cada meia ou completa oscilação da curva, a frequência de amostragem capta um ponto, sendo este exatamente no momento em que ela toca o eixo das abscissas. Conclui-se, com base no exposto, que o emprego do teorema supracitado deve ser feito com adequadamente, evitando, inclusive, as frequências de amostragem nas vizinhanças do limite e utilizando a maior possível, especialmente caso não haja filtros.

Vazamento (*Leakage*)

Outra possível inconveniência que pode decorrer da aquisição de pontos de qualquer sinal representativo de fenômenos físicos é a não observação de periodicidade desse sinal no intervalo de coleta de dados. Considerando que a Transformada Discreta de Fourier leva em consideração apenas sequências periódicas, o efeito de vazamento é, dessa forma, inerente ao resultado do processamento de sinais cuja duração é finita (Harris 1978).

Segundo Lyon (2009), supondo que, por exemplo, a taxa de amostragem de um sinal qualquer seja $f_s = 8000Hz$ e, portanto, seu período de amostragem seja de $1/f_s$. Dessa forma, pelo teorema de Nyquist-Shannon, tem-se que as medidas de frequência estão na faixa de 0 a $4000Hz$. Seja, também, a variável k cada seção no domínio da frequência desse sinal; dessa forma, segue que:

$$k = \frac{N f_k}{f_s} \quad (4.10)$$

onde N é o número de amostras e f_k a frequência relativa a k . Conseqüentemente, quando $k = 1$ e o número de amostras for $N = 2078$, por exemplo, $f_k = 3,9Hz$. A partir dessa equação, duas afirmações são possíveis:

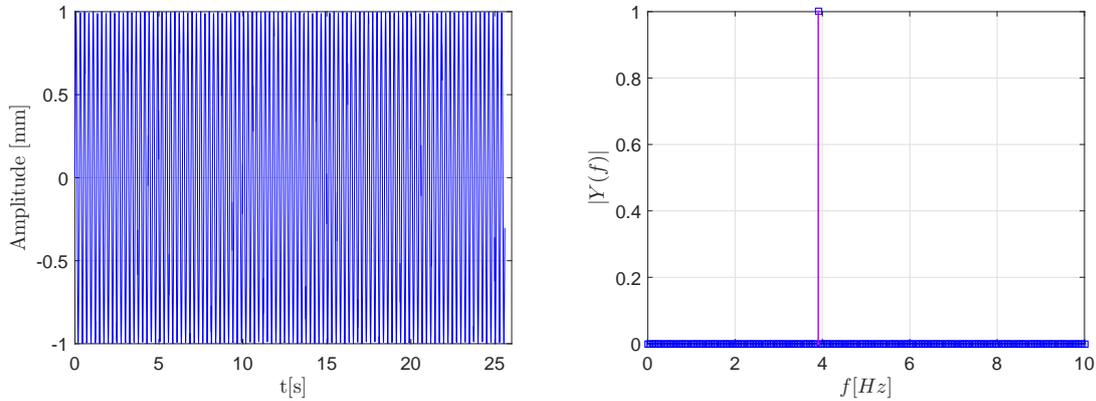
- A resolução da frequência é inversamente proporcional à taxa de amostragem, dado um número de amostras;
- A resolução da frequência é proporcional ao número de amostras, dada uma taxa de amostragem.

De acordo com o princípio de Heisenberg, pares de propriedades não podem ser conhecidos à precisão arbitrária. No caso da física quântica, essas propriedades são posição e momento; neste caso, elas são tempo e frequência. É necessário se obter mais amostras (isto é, mais tempo) para se melhorar a precisão quanto às frequências; entretanto, isso faz com que a capacidade de localizar o evento (isto é, precisão no tempo) seja eventualmente dificultada.

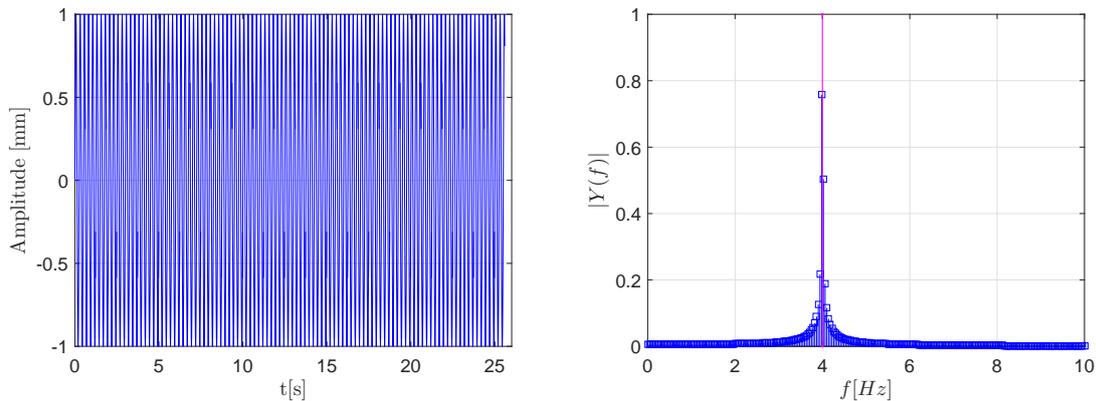
Partindo de outro exemplo, quando $f_k = 400Hz$, $k = 102,4Hz$. Contudo, cada valor de k é um inteiro, não podendo, dessa maneira, ser representado por um valor real. Nesse caso, percebe-se que ocorre, de fato, vazamento espectral entre os valores de $k = 102$ e $k = 103$. Esse fato é indesejável, pois há perda de informação, ou má definição de uma frequência bem definida. Evidentemente esse fenômeno ocorre a algumas frequências, e a outras, não.

Na Figura 4.13, apresenta-se a função seno do tipo $x(t) = \text{sen}(2\pi\omega t)$, em duas situações, ambas análogas ao exemplo anterior: acima, $\omega = 3,90625\text{Hz}$ e, portanto, $k = 100$; abaixo, $\omega = 4\text{Hz}$ e, portanto, $k = 102,4\text{Hz}$ novamente. A amplitude para os casos é de 1mm .

Figura 4.13: Ocorrência do fenômeno de vazamento.



(a) Sinal no domínio do tempo ($\omega = 3,90625\text{Hz}$). (b) Sinal no domínio da frequência ($\omega = 3,90625\text{Hz}$).



(c) Sinal no domínio do tempo ($\omega = 4\text{Hz}$). (d) Sinal no domínio da frequência ($\omega = 4\text{Hz}$).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Redução de Efeitos Indesejáveis por meio de Janelamento (*Windowing*)

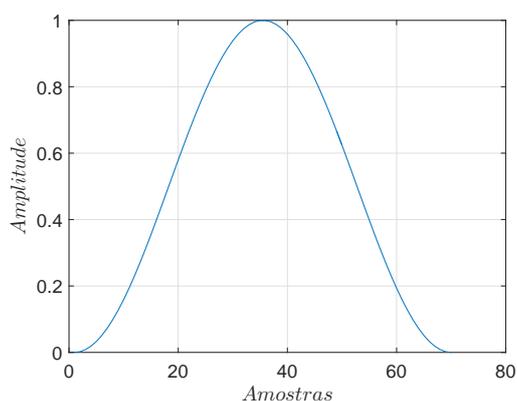
Enquanto que o efeito indesejável de subamostragem pode ser resolvido por meio de uma taxa de aquisição adequada, o efeito de vazamento não é eliminável. As “janelas” são usadas na análise harmônica justamente para mitigar esse efeito, impactando em diversos atributos, tais como resolução, detectabilidade, confiança, e facilidade de implementação (Harris 1978). O janelamento é implementado multiplicando-se o sinal de entrada — que pode ser de qualquer dimensão, real ou imaginário — por uma função de janelamento. Este produto muda a forma

de um sinal ao utilizar essa função cujos valores são zeros fora do intervalo selecionado (Lyon 2009). Entre as várias funções conhecidas, uma comumente empregada é a Hann, nomeada em homenagem ao meteorologista Julius Ferdinand von Hann (1839-1921), que é dada por:

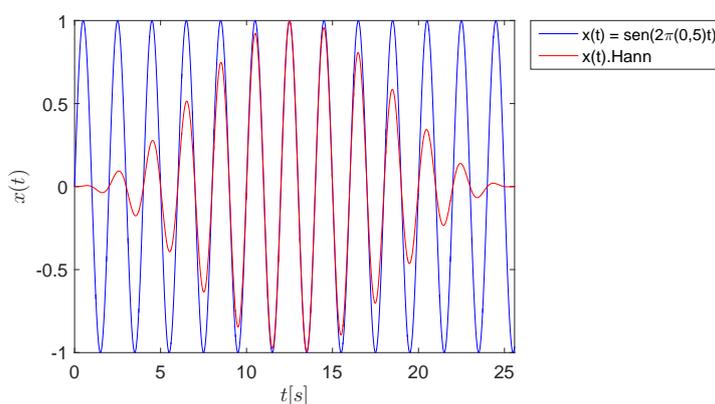
$$w_j = \frac{1}{2} \left[1 - \cos\left(\frac{2\pi j}{N-1}\right) \right], \quad j \in [0, \dots, N-1] \quad (4.11)$$

Um janelamento pode ter ou não sobreposição; isto é, uma janela por se sobrepor à outra, de modo a utilizar pontos da janela anterior para sua própria e, dessa forma, melhor ajustar o sinal e a informação nele contida. Um exemplo de janela Hann é mostrado na Figura 4.14 (a); o efeito da janela Hann, por sua vez, é mostrado na Figura 4.14 (b), onde se usa uma função seno qualquer, bem como sua multiplicação pela função característica da janela em questão.

Figura 4.14: Descrição e emprego da janela Hann.



(a) Exemplo de janela Hann.



(b) Efeito de janelamento da função Hann.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A seguir, no capítulo 5, as diferentes ferramentas físico-matemáticas apresentadas são aplicadas para a análise de dados EEG.

5

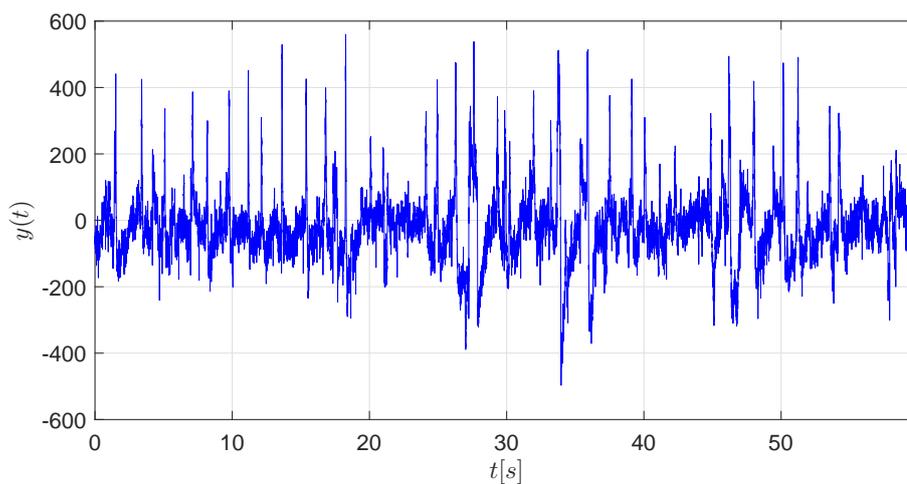
Resultados e Discussão

Nesta seção são apresentadas análises dos sinais de EEG de diferentes voluntários.

5.1 Exemplos de Sinais EEG

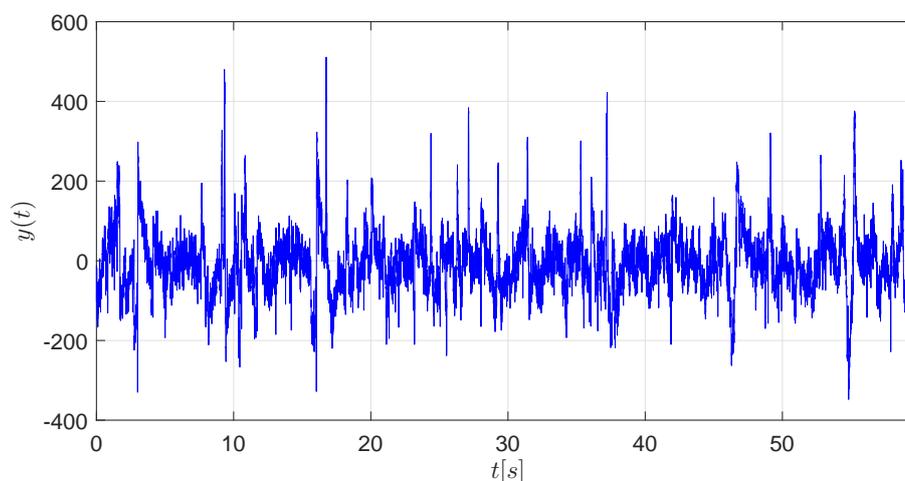
Nas Figuras 5.1 e 5.2 constam exemplos de sinais de eletroencefalogramas: o primeiro é oriundo de um voluntário cuja descrição da atividade é de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo, sendo Af3 o eletrodo escolhido para a análise, representativo do hemisfério esquerdo da região frontal; o segundo é oriundo do mesmo voluntário, cuja atividade, desta vez, é de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo, sendo escolhido o mesmo eletrodo para a comparação.

Figura 5.1: EEG do eletrodo Af3 para execução do movimento real.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.2: EEG do eletrodo Af3 para execução do movimento imaginado.



Fonte: Elaborado pelo autor.

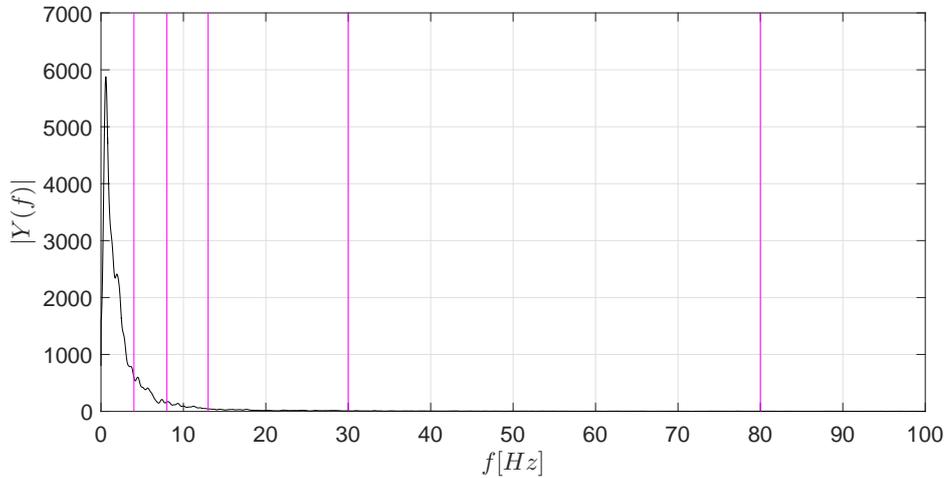
A partir dos sinais do eletrodo Af3 pode-se notar claramente os diversos pulsos que ocorrem ao longo do tempo, caracterizando os disparos (*Sparking*) dos neurônios. Também, no eletrodo cujo movimento é caracterizado como real, os pulsos são mais frequentes e bem definidos, fato que indica *feedback* entre a mensagem enviada pelo cérebro ao membro e a resposta desse membro de volta ao cérebro. No segundo caso, por se tratar de um movimento imaginado, não há resposta alguma; apenas a “ordem” inicial é enviada. Essa tendência é observada para todos os casos analisados entre movimentos reais e movimentos imaginados.

Em suma, portanto, um sinal de EEG é caracterizado por diversos impulsos, isto é, grandes variações em um pequeno intervalo de tempo, como visto anteriormente. Não obstante, esse sinal também apresenta componente significativamente ruidosa, ou não determinística, apesar de, devido aos disparos dos neurônios, ter componentes de frequência cuja periodicidade é bem definida. Com o intuito de se determinar essas componentes, as Figuras 5.3 e 5.4, por conseguinte, apresentam os mesmos sinais citados, no domínio da frequência, obtidos a partir do algoritmo de estimativa espectral de potência, cujo janelamento usado tem valor 1000, bem como sobreposição padrão de 50% (isto é, cada janela se sobrepõe à outra em sua metade).

As figuras mostram o domínio da frequência com o intuito de apresentar uma visão geral das possíveis faixas de frequência aliadas à atividade cerebral, como visto no capítulo 4, com valor máximo mostrado de 100 Hz (último valor que a faixa de ondas tipo gamma normalmente pode atingir). Para a PSD cujo movimento representativo é real, a frequência dominante é 0,5833 Hz, bem como a potência máxima atingida do sinal é de 5881 [Amp²/Hz]; para a PSD

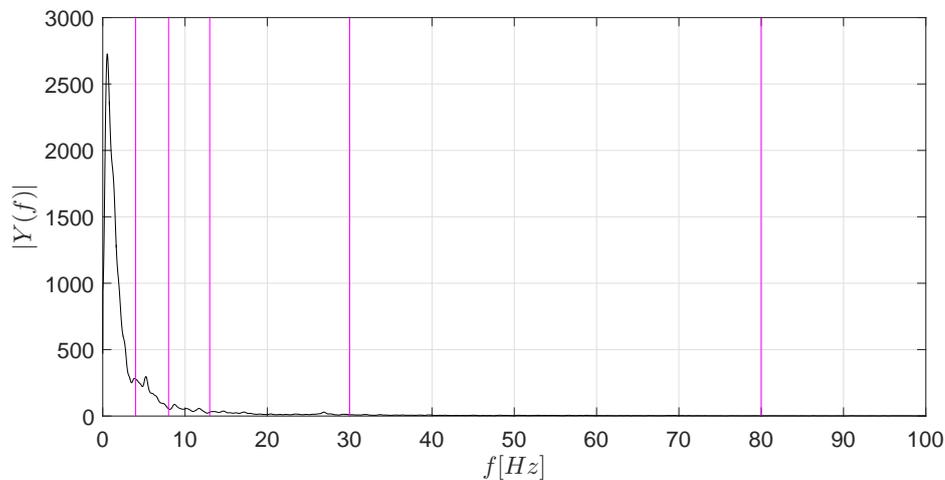
cujo movimento representativo é imaginado, a frequência dominante é de 0,55 Hz, bem como a potência máxima atingida é de 2727 [Amp²/Hz].

Figura 5.3: PSD do eletrodo Af3 para execução do movimento real.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.4: PSD do eletrodo Af3 para execução do movimento imaginado.



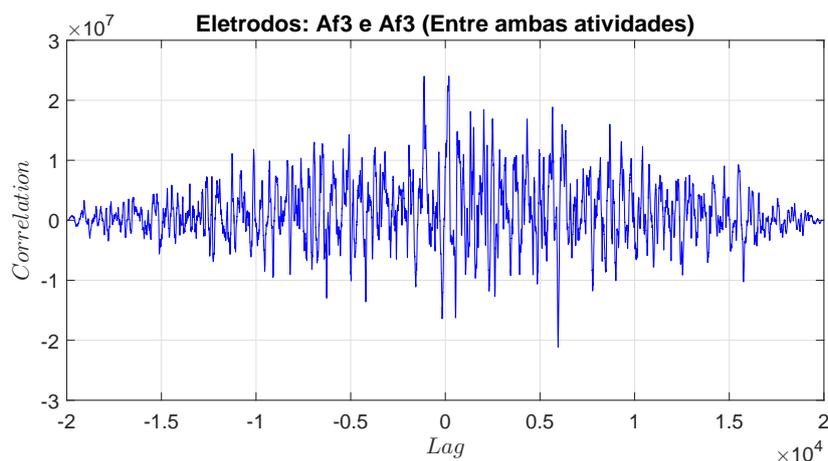
Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota-se que, além de a frequência de disparo dos neurônios ser, de fato, menor no caso de movimento imaginado (ainda que essa diferença seja sutil), a potência do sinal é expressivamente inferior, o que endossa a hipótese inicialmente proposta de ausência de *feedback*. Por fim, as faixas de frequência nas quais os dois casos se encaixam são as delta, de 0,5 a 4 Hz. Ou seja, estão primariamente associadas com os estados cerebrais de sono profundo, estado de despertar ou desordem cerebral séria. Baseado nesse fato, e admitindo que os voluntários

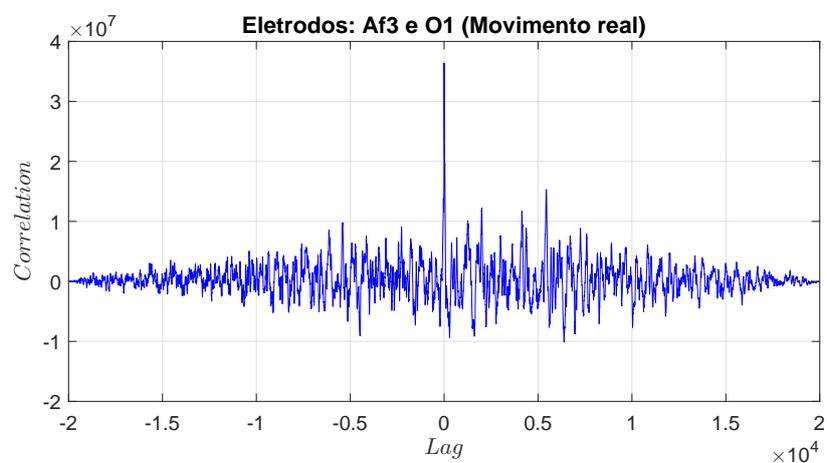
estivam plenamente despertos no momento da realização do experimento, bem como que não se pode afirmar peremptoriamente quais os pensamentos ou atividade que cada um tinha em mente, julga-se, de forma geral, que o voluntário em questão apenas não estava engajado em atividades cerebrais complexas.

A seguir, realiza-se a correlação entre os dois sinais mencionados acima, bem como outra correlação, feita entre os eletrodos Af3 e O1 do mesmo voluntário cuja atividade requerida era apenas uma, de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo. Nota-se que, no primeiro caso, não há um pico bem definido para a medida de correlação. No segundo caso, por sua vez, a medida de correlação é alta, uma vez que, para alguma posição (neste caso, a própria posição zero), há um pico muito bem definido. A interpretação desses resultados é comentada, também, nas próximas seções.

Figura 5.5: Exemplos de correlações de sinais EEG para dois casos.



(a) Baixa medida de correlação.



(b) Alta medida de correlação.

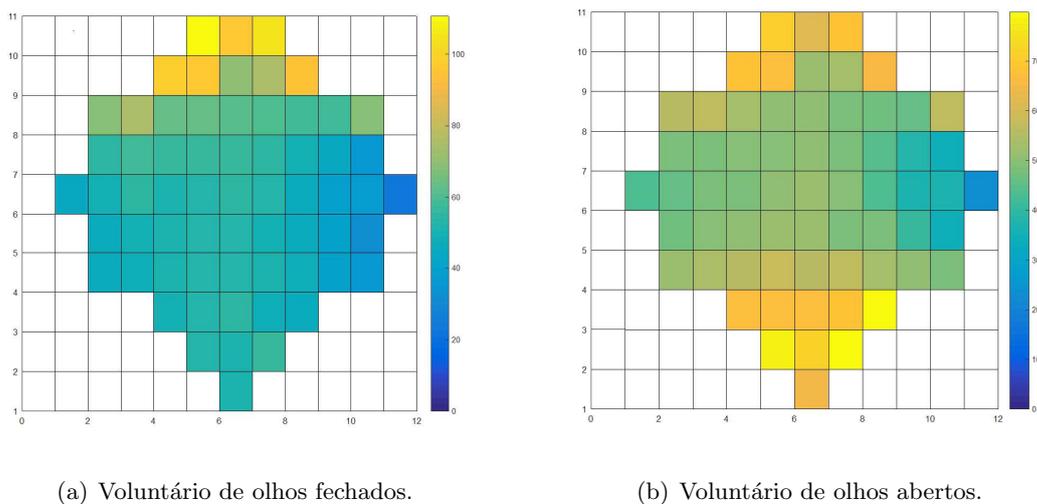
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Mapas de Potência

5.2.1 Exemplo de Mapa de Potência

Mapas de potência, no contexto deste trabalho, são obtidos a partir do conjunto de valores eficazes de cada eletrodo distribuído pelas regiões cerebrais. As duas primeiras gravações, relativas às atividades de manter os olhos fechados e abrir os olhos, constam cada uma de 9760 pontos; as outras rodadas, por sua vez, constam cada uma de 19680 pontos. Somando-se todos os quadrados dos pontos, dividindo-se pelo seu número total e extraindo a raiz quadrada, obtém-se a potência relativa a um eletrodo. Na Figura 5.6 (a), segue um exemplo de mapa de potência para um voluntário cuja atividade registrada corresponde a estar com olhos fechados. Similarmente, na Figura 5.6 (b), apresenta também como exemplo um mapa para a atividade de estar com olhos abertos.

Figura 5.6: Exemplos de mapas de potência.



Fonte: Elaborado pelo autor.

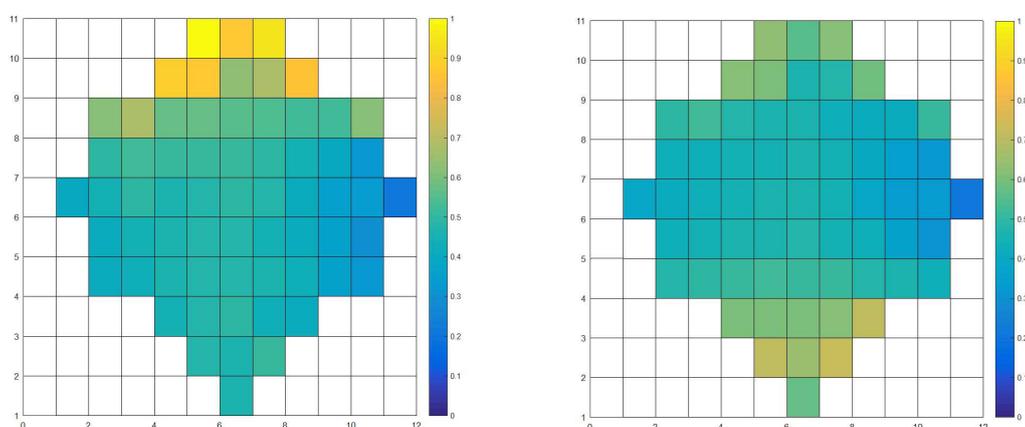
Na situação de olhos fechados, a região superior do cérebro na figura, isto é, região frontal, está mais ativa em relação às outras. Nesse caso, a maior potência chega a 110,64 Amp, e a menor, a 23,78 Amp. Esse fato é coerente com a equivalência dessa região nas ações humanas: de forma geral, é responsável pelo pensamento, cognição e planejamento dos movimentos. Na situação para olhos abertos, a região inferior do cérebro na figura, isto é, a região occipital, está mais ativa em relação a outras regiões. Nesse caso, a maior potência chega a 79,86 Amp, e a menor, a 22,79 Amp. Esse fato também é coerente com a equivalência dessa região nas ações humanas: de forma geral, é responsável pela visão, cor, movimento e profundidade, de

acordo com as áreas de Brodmann. Essas regiões são abordadas detalhadamente nas seções seguintes deste trabalho.

5.2.2 Normalização de Mapas de Potência

Em particular para algumas análises deste trabalho considera-se uma normalização das potências do mapa. A Figura 5.7 apresenta o mapa de potência do mesmo voluntário citado na Figura 5.6, porém, normalizado pelo maior valor entre as duas situações, isto é, 110,64 Amp. Desta forma, pode-se comparar uma atividade cerebral relativa a outra.

Figura 5.7: Exemplos de mapas de potência normalizados.



(a) Voluntário de olhos fechados.

(b) Voluntário de olhos abertos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.3 Casos Específicos

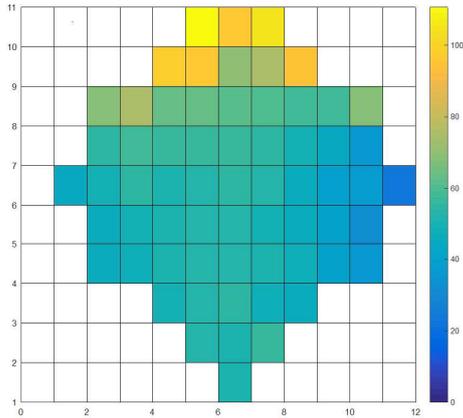
Nesta seção são apresentados resultados de alguns casos específicos de forma isolada ou combinada. Destaca-se que existem, para cada voluntário, atividades que se repetem ao longo das gravações dos sinais. Considera-se a análise para um caso de cada tarefa exercida e, para isto, as ferramentas para a análise de sinais, descritas no capítulo 5, são aplicadas.

5.3.1 Caso 1: Olhos Fechados

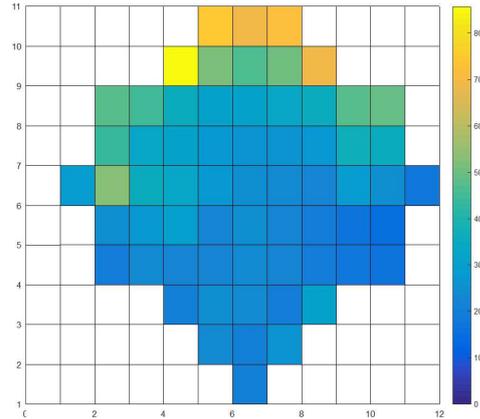
A Figura 5.8 apresenta os mapas de potência para quatro voluntários com atividade cerebral associada a estar de olhos fechados. Nota-se que as regiões mais ativas são as do lobo frontal. De acordo com o mapa de Brodmann, equivalem, de maneira geral, às regiões 9, 10, 11 e 12,

cujas principais responsabilidades são: pensamento, cognição e planejamento do movimento. Essa equivalência é coerente uma vez que não há, presumidamente, qualquer outra atividade desempenhada pelos voluntários. A seguir, na Figura 5.9, apresentam-se os sinais no domínio do tempo dos respectivos voluntários para o eletrodo Fp1, escolhido devido sua acentuada atividade em todos os casos.

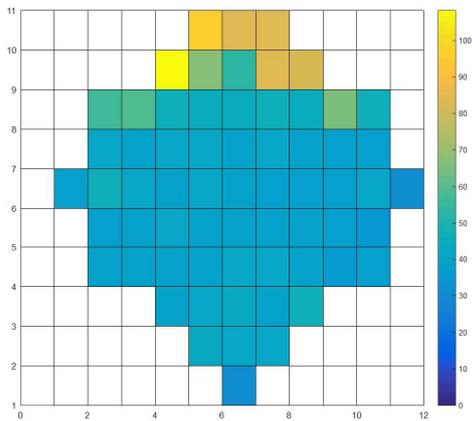
Figura 5.8: Exemplos de mapas de potência de voluntários com olhos fechados.



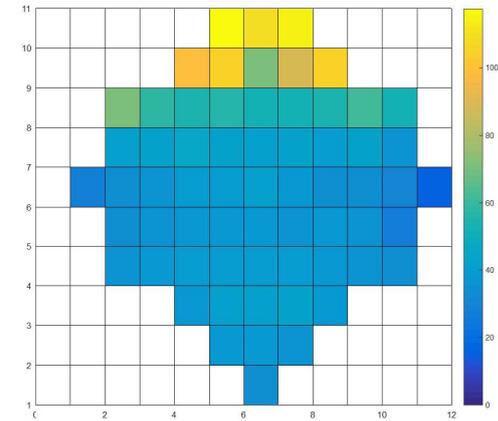
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



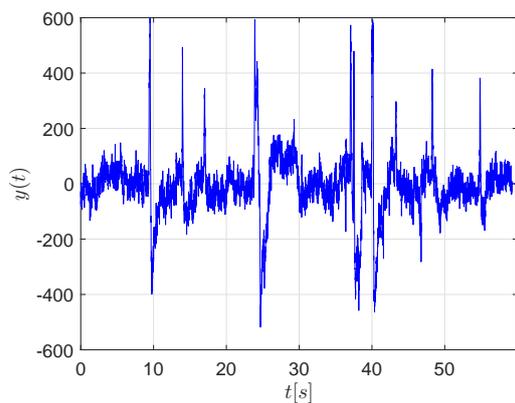
(c) Voluntário 3.



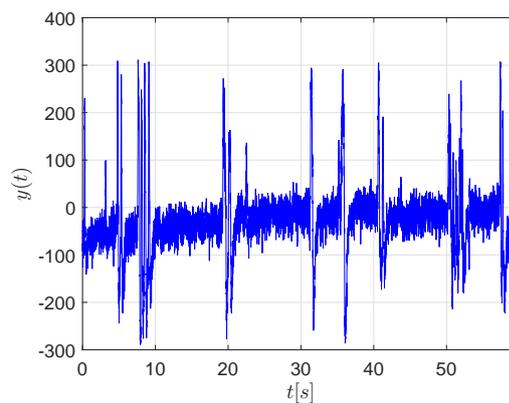
(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

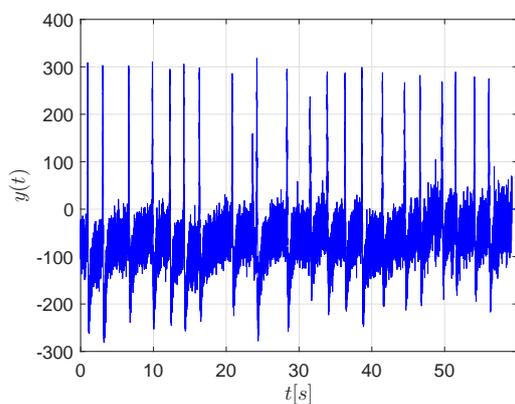
Figura 5.9: Exemplos de sinais no domínio do tempo de voluntários com olhos fechados.



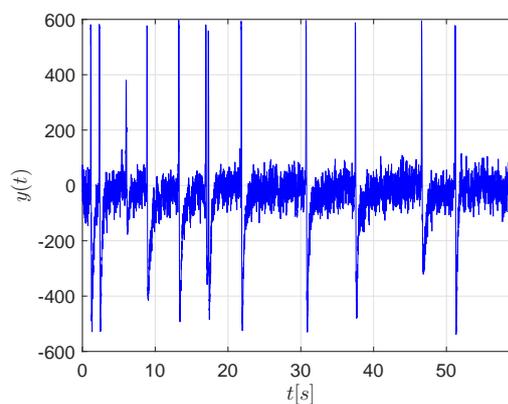
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

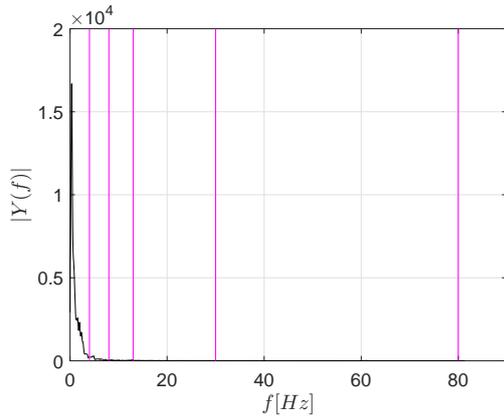


(d) Voluntário 4.

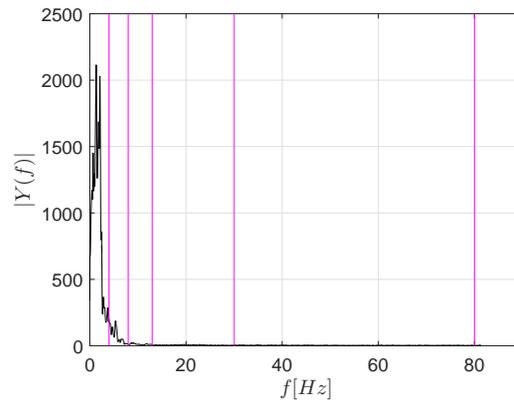
Fonte: Elaborado pelo autor.

Percebe-se que, para todos os sinais, há pulsos bem definidos, bem como algum nível de ruído. A periodicidade de cada um deles é analisada pela estimativa espectral de potência. Correlações para todas as combinações possíveis são calculadas a fim de se verificar similaridade entre eles. Também, por fim, as equações para o número de MAC são utilizadas com o intuito semelhante. A Figura 5.10 mostra os mesmos sinais representados no domínio da frequência com as faixas de frequência indicadas. O número utilizado no janelamento foi de 1000 pontos, bem como a superposição utilizada de 50 por cento.

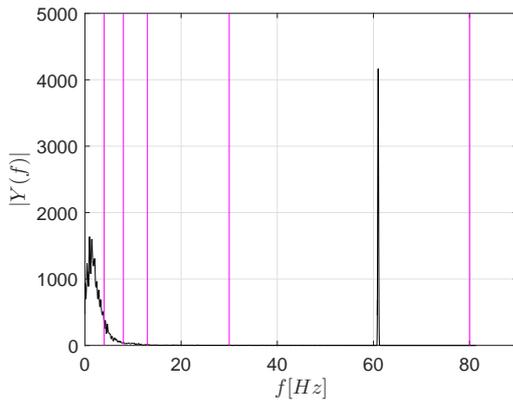
Figura 5.10: Exemplos de sinais no domínio da frequência de voluntários com olhos fechados.



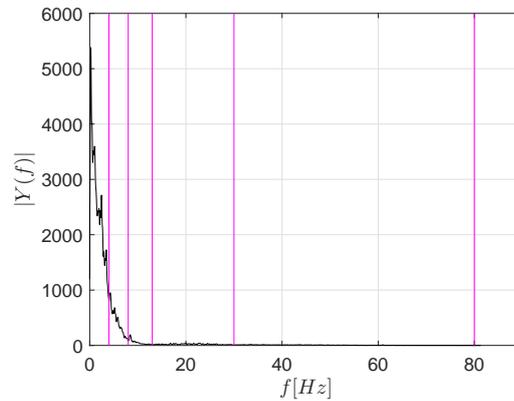
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir dos gráficos anteriores, observa-se que:

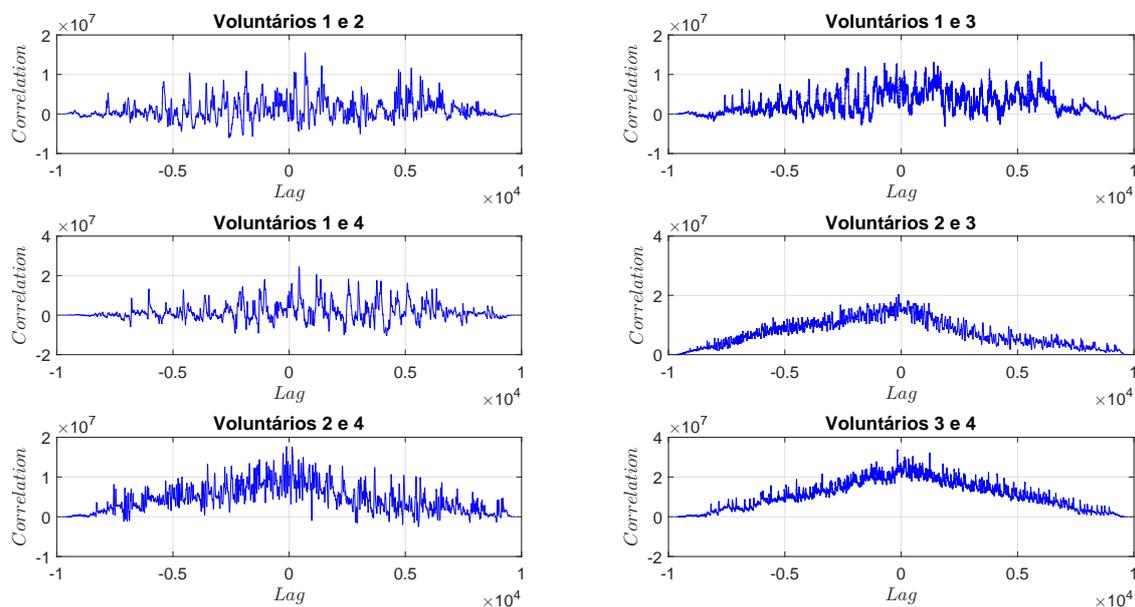
- Para o voluntário 1 a frequência dominante é de $0,333Hz$ e a potência do sinal é de $16690Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 2 existem dois picos: o primeiro em $1,333Hz$ e $2115Amp^2/Hz$, o segundo, por sua vez, $2,1Hz$ e $2029Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 3 aparece um novo pico em $60,98Hz$ para $4167Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 4, por fim, há uma frequência dominante de $0,2167Hz$ para $5383Amp^2/Hz$.

A faixa de frequência na qual os casos estão compreendidos é a delta, de $0,5$ a $4Hz$, ou seja, estão primariamente associados com os estados cerebrais de sono profundo, estado

de despertar, e desordem cerebral séria. Admitindo, novamente, que os voluntários estavam plenamente despertos no momento da realização do experimento, bem como sabendo que não se pode afirmar categoricamente quais outros eventuais pensamentos que cada um tinha em mente, então, de forma geral, conclui-se apenas que os voluntários não estiveram engajados em atividades cerebrais complexas. Não estão disponíveis informações adicionais para se compreender a origem do pico em torno de $60Hz$, principalmente porque tal valor é próximo da frequência da rede elétrica provavelmente utilizada nos experimentos. Assim, este dado não é discutido neste trabalho.

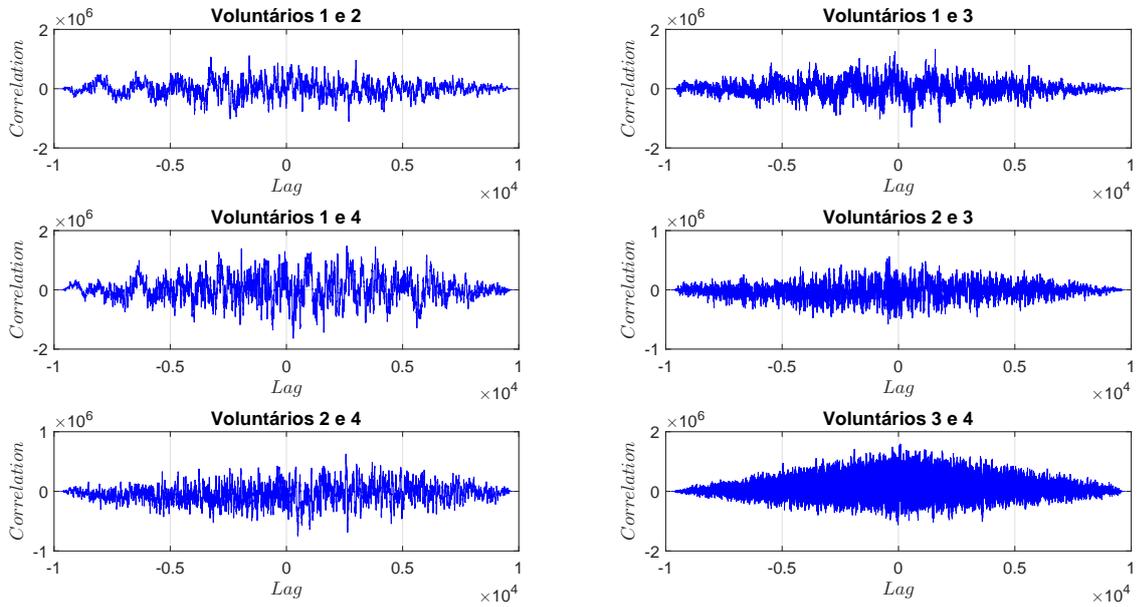
Para as correlações, o objetivo é tentar estabelecer padrões de atividade cerebral em diversas situações a partir da similaridade entre elas. Dessa forma, as seguintes combinações foram feitas: eletrodos Fp1 e O1 do mesmo voluntário; eletrodos Fp1 e O1 ou O1 e Fp1 entre todos os voluntários; eletrodos Fp1 e Fp1 entre todos os voluntários; eletrodos O1 e O1 entre todos os voluntários. A partir da Figura 5.11 a 5.15, constam as combinações de correlações supracitadas.

Figura 5.11: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos Fp1 x Fp1 entre voluntários).



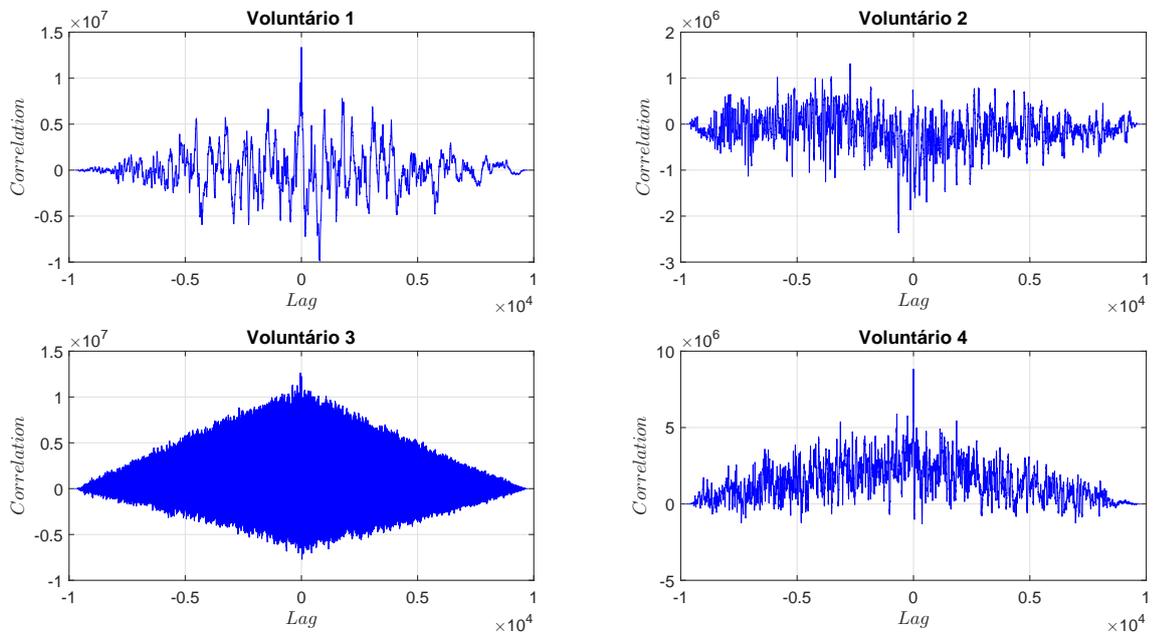
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.12: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos O1 x O1 entre voluntários).



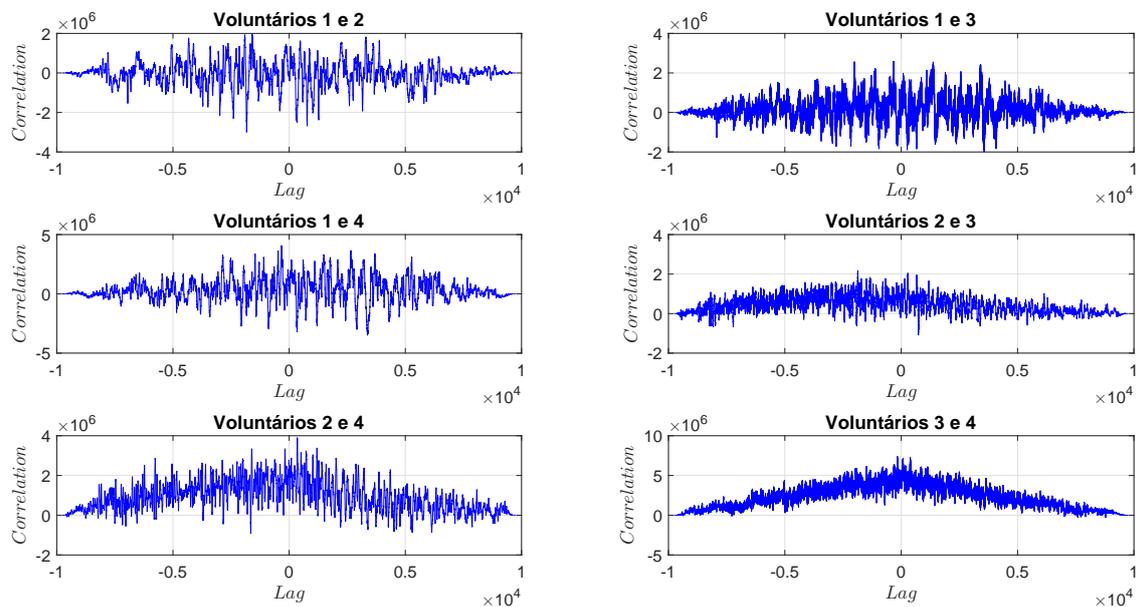
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.13: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos Fp1 x O1 para o mesmo voluntário).



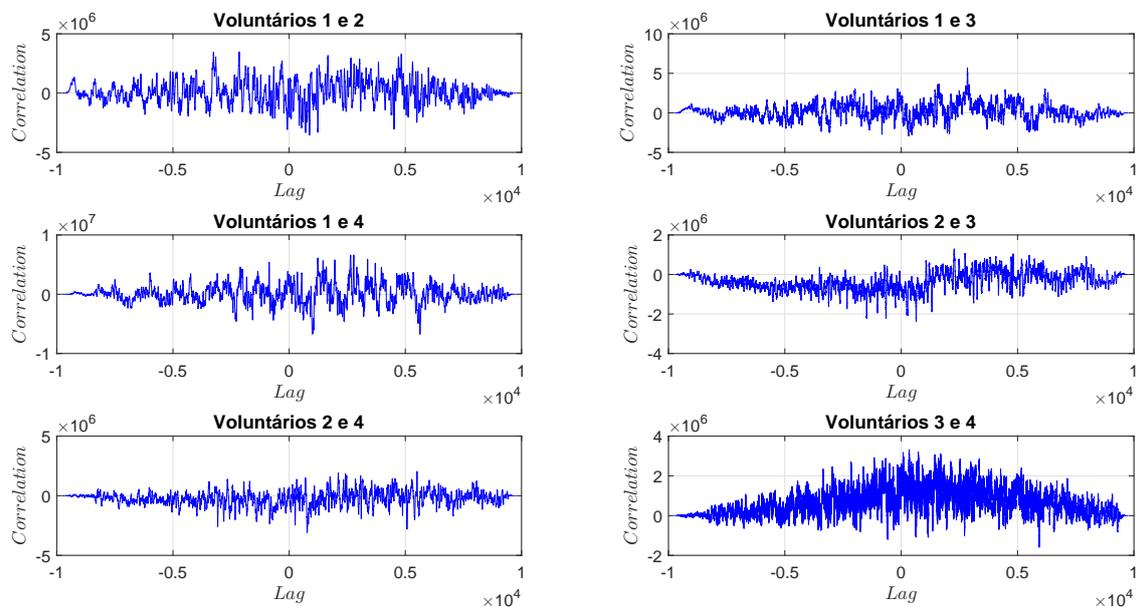
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.14: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (Fp1 x O1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.15: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos O1 x Fp1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Primeiramente, salienta-se que, embora exista uma componente em frequência bem defi-

nida, devido à existência de componentes potencialmente aleatórias nesses sinais, nenhuma correlação é plenamente representativa de um sinal harmônico. Na Figura 5.11, observa-se que, embora se comparem eletrodos iguais para atividades iguais, não há um pico expressivo para a medida de correlação, isto é, que se destaque indubitavelmente em relação aos outros. Algo semelhante ocorre na Figura 5.12, na qual além de não se perceber picos expressivos, as curvas são mais “ruidosas”. Esse fato sugere que, mesmo para situações semelhantes, o padrão neural entre dois voluntários difere.

Na Figura 5.13, tem-se que: para os voluntários 1 e 4 há um pico elevado na posição zero, indicando uma correlação relativamente alta; para o voluntário 2, há um pico elevado próximo à posição zero, porém, tendendo a valores negativos, o que indica relativamente alta anticorrelação (ou correlação negativa entre duas variáveis, neste caso sinais): conforme um valor cresce, ou diminui; para o voluntário 3, a correlação se assemelha a de dois sinais harmônicos cuja frequência é alta. Contudo, as correlações para esse caso indicam razoável semelhança no padrão neural, o que sugere que toda esta região (a região sob estes eletrodos) está engajada na mesma atividade.

Por fim, nas Figuras 5.14 e 5.15, observa-se, em geral, baixa medida de correlação para todos os casos analisados. Ou seja, eletrodos de diferentes regiões cerebrais, para diferentes voluntários, não demonstraram semelhança expressiva.

A seguir, faz-se uso do número de MAC. A Tabela 5.1 apresenta todas as combinações citadas anteriormente, acompanhadas do respectivo número de MAC. Primeiramente estão indicados os eletrodos e, entre parênteses, os voluntários envolvidos. Nos casos em que há apenas um voluntário, optou-se por suprimir esses índices.

Tabela 5.1: Combinações de eletrodos para voluntários de olhos fechados e seus respectivos números de MAC.

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
Fp1 x Fp1 (1 e 2)	2,81e-4	O1 x O1 (1 e 2)	0,0016	Fp1 x O1 (1 e 2)	3,25e-5
Fp1 x Fp1 (1 e 3)	0,0050	O1 x O1 (1 e 3)	1,33e-4	Fp1 x O1 (1 e 3)	2,01e-4
Fp1 x Fp1 (1 e 4)	0,0066	O1 x O1 (1 e 4)	6,54e-6	Fp1 x O1 (1 e 4)	3,16e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 3)	0,0498	O1 x O1 (2 e 3)	5,35e-6	Fp1 x O1 (2 e 3)	6,47e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 4)	0,0110	O1 x O1 (2 e 4)	1,79e-4	Fp1 x O1 (2 e 4)	0,0079
Fp1 x Fp1 (3 e 4)	0,0525	O1 x O1 (3 e 4)	0,0017	Fp1 x O1 (3 e 4)	0,0146

Nota-se que nenhum valor se aproxima da unidade para todas as correlações analisadas. Como o número de MAC relaciona o grau de consistência (linearidade) entre dois vetores,

Combinação	MAC	Combinação	MAC
O1 x Fp1 (1 e 2)	0,0018	Fp1 x O1	0,056
O1 x Fp1 (1 e 3)	2,46e-5	Fp1 x O1	2,79e-4
O1 x Fp1 (1 e 4)	0,0025	Fp1 x O1	0,0161
O1 x Fp1 (2 e 3)	7,53e-4	Fp1 x O1	0,0427
O1 x Fp1 (2 e 4)	1,81e-4		
O1 x Fp1 (3 e 4)	0,0022		

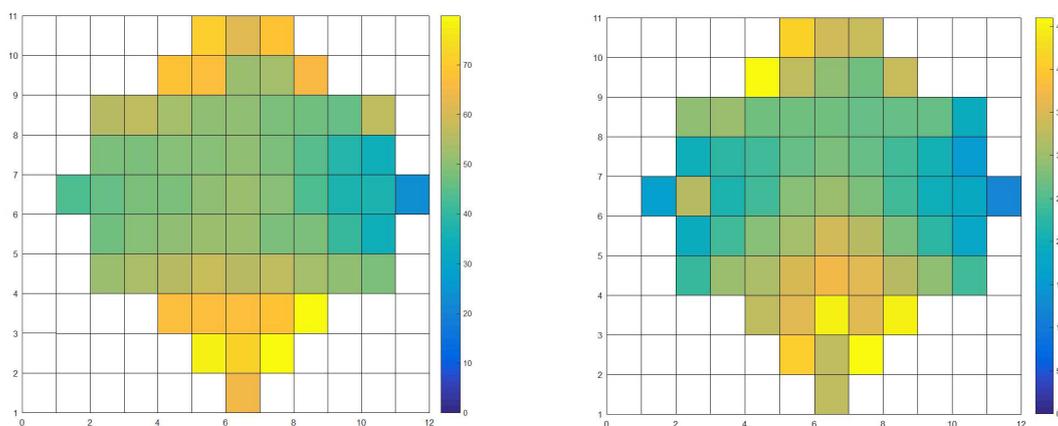
Fonte: Elaborado pelo autor.

entende-se que há baixa consistência entre as séries de pontos dos sinais em questão. Estes resultados sugerem, a princípio, que análises mais detalhadas devem ser feitas para se verificar a análise adequada de sinais neurais.

5.3.2 Caso 2: Olhos Abertos

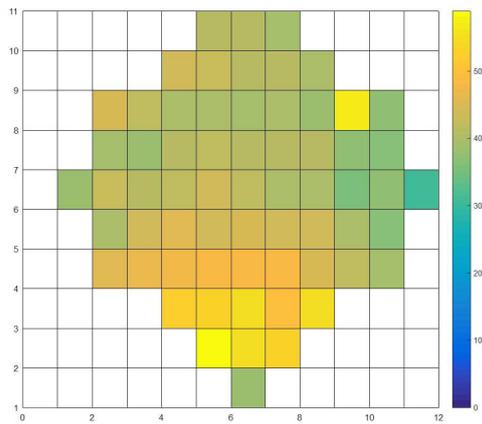
A Figura 5.16 apresenta os mapas de potência (não normalizados) dos mesmos quatro voluntários analisados anteriormente, porém com atividade requerida de abrir os olhos.

Figura 5.16: Exemplos de mapas de potência de voluntários com olhos abertos.

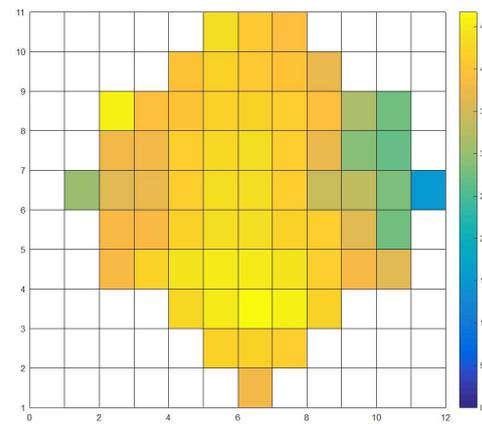


(a) Voluntário 1.

(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

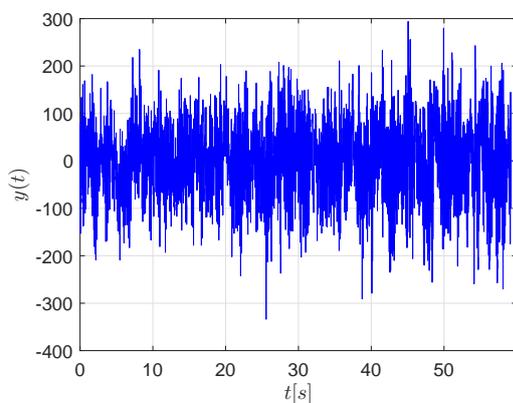


(d) Voluntário 4.

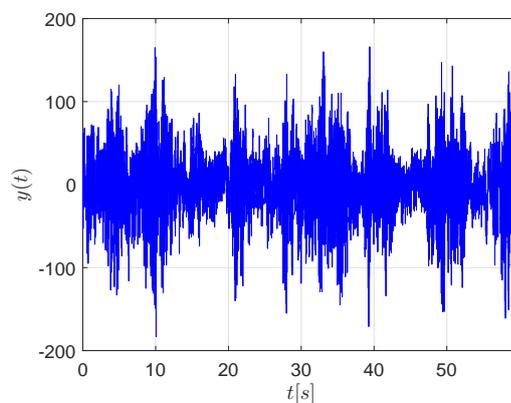
Fonte: Elaborado pelo autor.

Como se pode ver, as regiões mais ativas são, desta vez, as do lobo occipital. De acordo com o mapa de Brodmann, equivalem, de maneira geral, às regiões 17, 18 e 19 (córtex visual primário, secundário e terciário), cujas principais responsabilidades são: visão, profundidade, cor e movimento. Essa equivalência é, portanto, consistente. Não obstante, verifica-se que há outras áreas do cérebro ativas, embora com menor intensidade, a saber: lobo frontal (pensamento, cognição e planejamento dos movimentos) e lobo parietal (região visuo-motora e de percepção). A seguir, na Figura 5.17, apresentam-se os sinais no domínio do tempo dos mesmos voluntários acima, para o eletrodo O1, escolhido devido seu elevado nível de atividade em todos os casos.

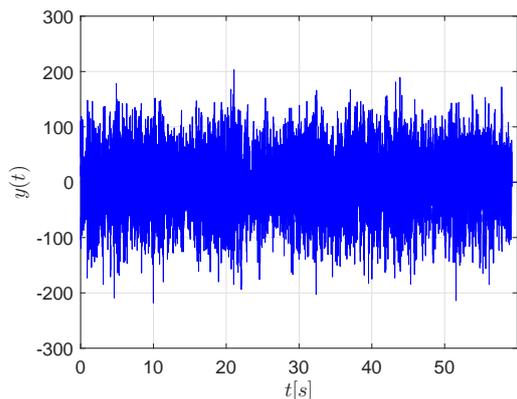
Figura 5.17: Exemplos de sinais no domínio do tempo de voluntários com olhos abertos.



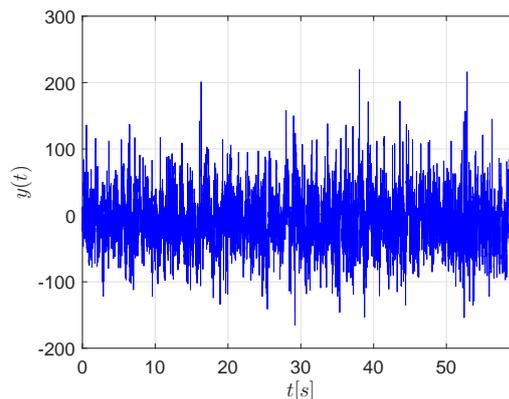
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

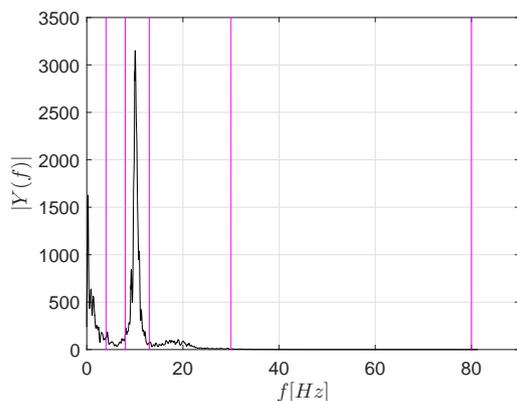


(d) Voluntário 4.

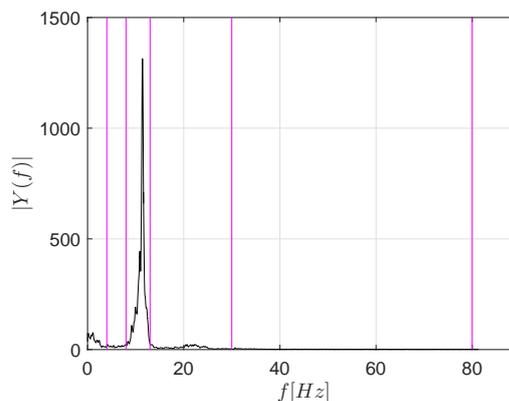
Fonte: Elaborado pelo autor.

Neste caso, para todos os sinais, além de pulsos ao longo do tempo do ruído, existem componentes de frequência superiores em relação aos vistos no primeiro caso. A periodicidade de cada um deles é analisada de forma similar, bem como são feitas as correlações para todas as combinações. Por fim, as equações para o número de MAC são utilizadas novamente. A Figura 5.27 mostra os mesmos sinais, desta vez representados no domínio da frequência. São consideradas as mesmas configurações de janela e superposição dos dados.

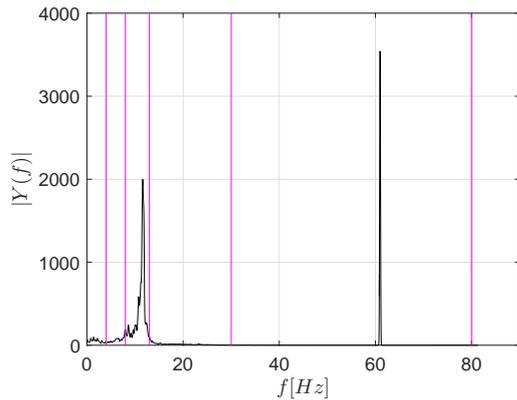
Figura 5.18: Exemplos de sinais no domínio da frequência de voluntários com olhos abertos.



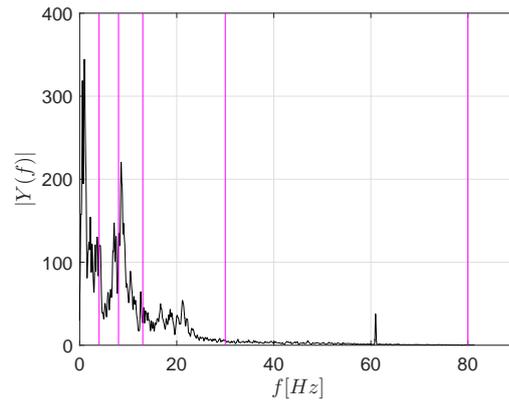
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir dos gráficos acima observa-se que:

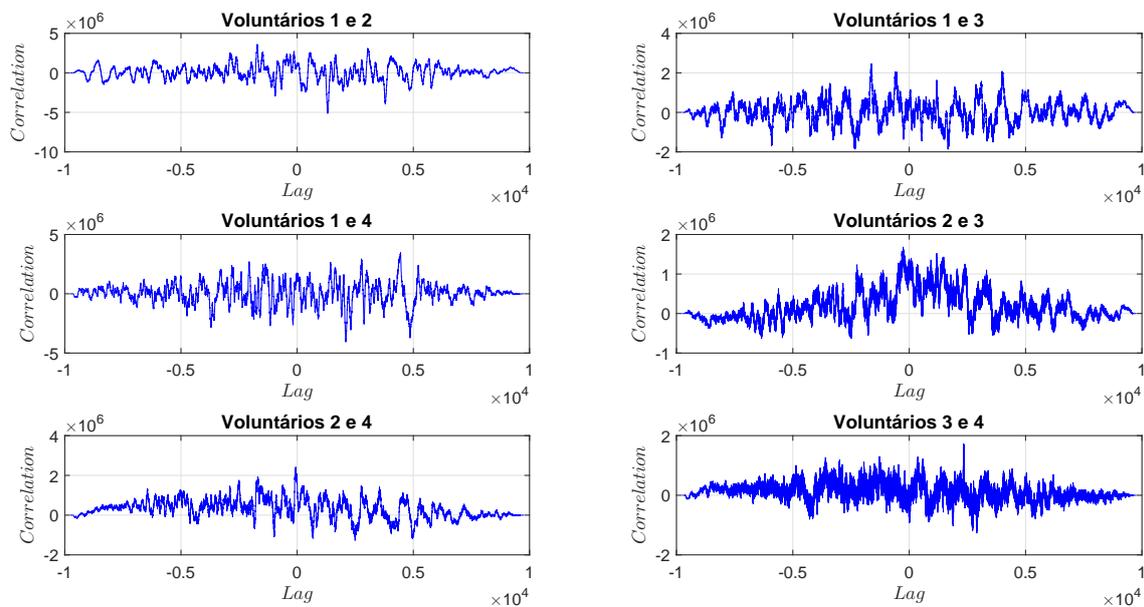
- Para o voluntário 1, a frequência dominante é $10,07Hz$ e a potência do sinal é de $3152Amp^2/Hz$, porém nota-se ainda um pico de frequência em $0,25Hz$ para uma potência de $1628Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 2, a frequência dominante é $11,43Hz$ para uma potência de $1314Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 3, é possível ver dois picos bem definidos, como mencionado anteriormente: um em $11,6Hz$ para $1998Amp^2/Hz$ e outro em $60,97Hz$ para $3541Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 4, por fim, notam-se três picos principais: o primeiro em $0,95Hz$ para $344,6Amp^2/Hz$, o segundo em $8,533Hz$ para $220,5Amp^2/Hz$ e o terceiro em $60,98Hz$ para $37,71Amp^2/Hz$, semelhante ao do voluntário 3, mas de menor intensidade.

Para os voluntários 1 e 4, ainda, são identificadas frequências na faixa delta ($0,5$ a $4Hz$). Também, para os quatro voluntários, surgem novas frequências da faixa alpha (8 a $13Hz$). Ou seja, estão primariamente associadas com maior atividade cerebral, ou mesmo estresse e tensão. Lembra-se, neste momento, que elas aparecem principalmente nas regiões posteriores da cabeça (lobo occipital). Todos esses fatos são coerentes visto que por estarem de olhos abertos a atividade cerebral dos voluntários é, de forma geral, maior que aquelas para a situação de olhos fechados (considerando ausência de outras atividades).

Para as correlações optou-se pela mesma estratégia do caso anterior, de modo que as seguintes combinações são feitas: eletrodos Fp1 e O1 do mesmo voluntário; eletrodos Fp1 e O1 ou O1 e Fp1 entre todos os voluntários; eletrodos Fp1 e Fp1 entre todos os voluntários;

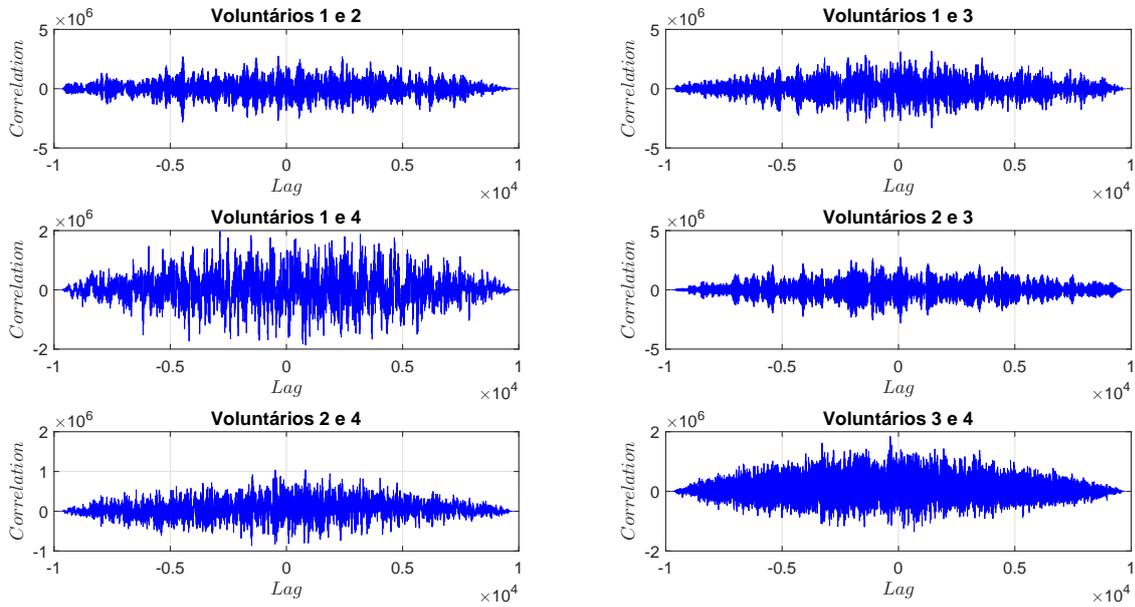
eletrodos O1 e O1 entre todos os voluntários. Neste caso, ainda, algumas correlações consideram também estados dos voluntários (de olhos abertos e de olhos fechados). A partir da Figura 5.19 a 5.23, constam as combinações de correlações supracitadas.

Figura 5.19: Correlações entre sinais para voluntários de olhos abertos (eletrodos Fp1 x Fp1 entre voluntários).



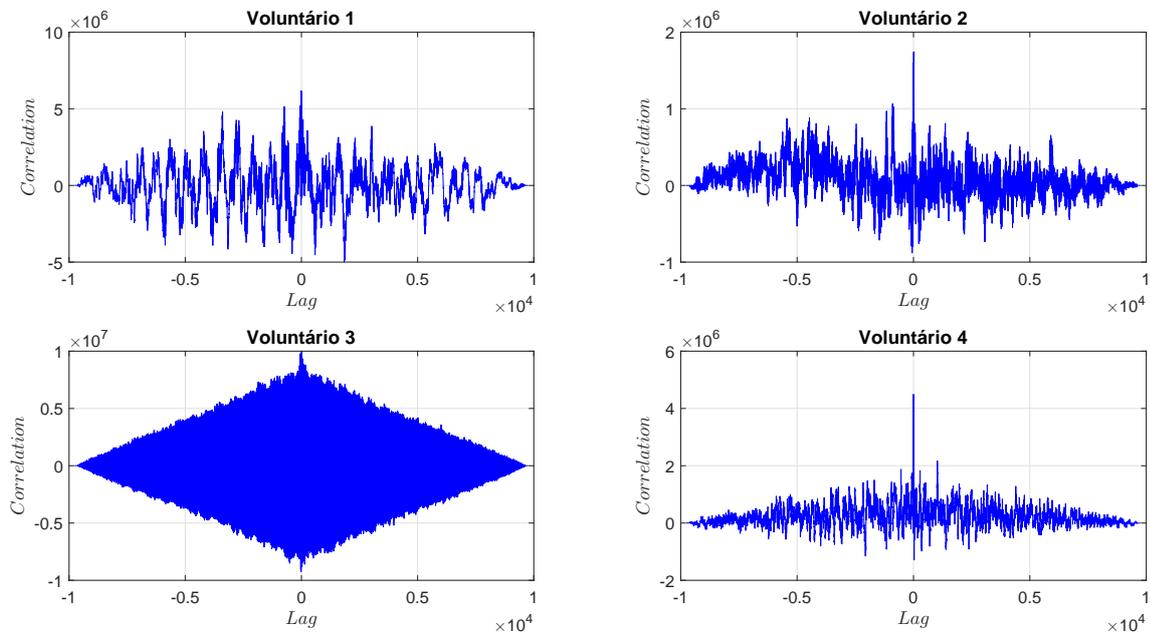
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.20: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos O1 x O1 entre voluntários).



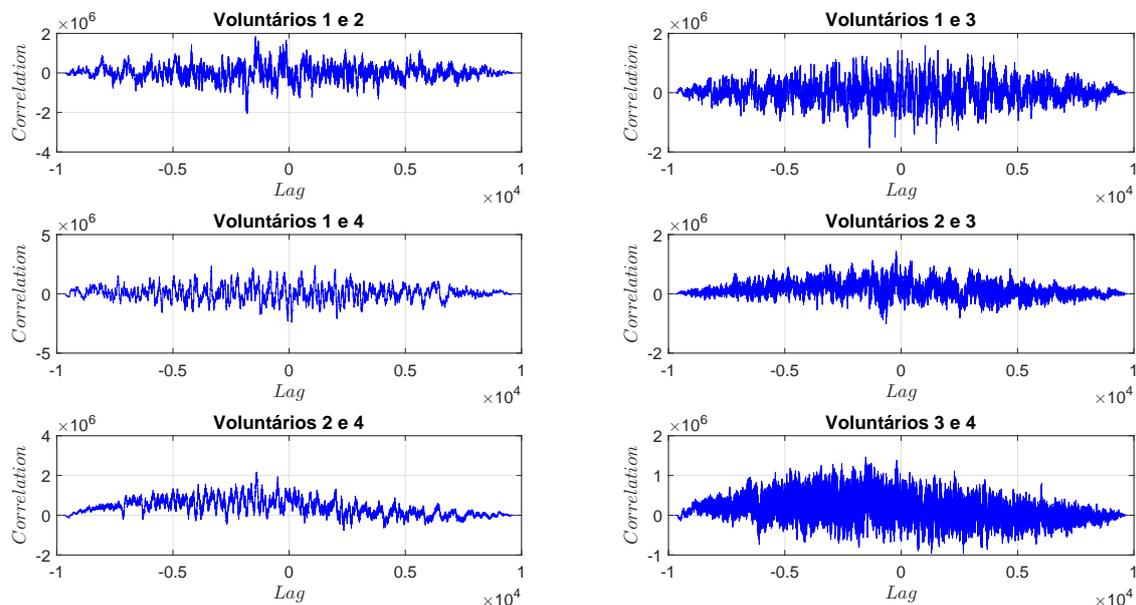
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.21: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos Fp1 x O1 para o mesmo voluntário).



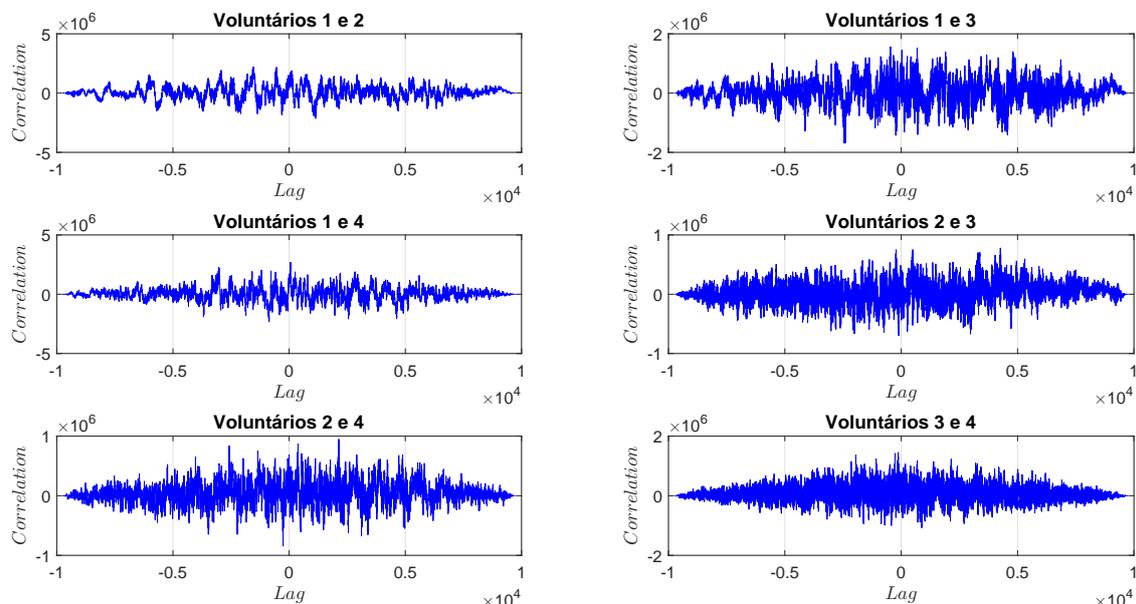
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.22: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos Fp1 x O1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5.23: Correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados (eletrodos O1 x Fp1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

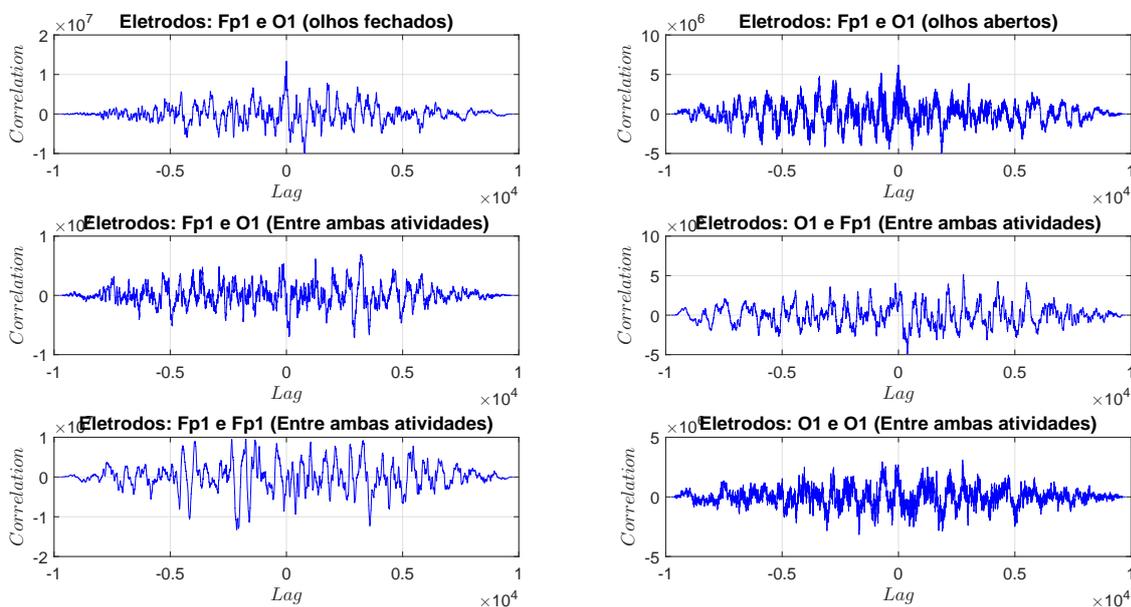
De maneira geral, as correlações são semelhantes em comportamento quando comparadas

com o caso anterior. Na Figura 5.19, observa-se que, embora esteja se comparando eletrodos iguais para atividades iguais, não há um pico expressivo para a medida de correlação. Aspecto similar é observado na Figura 5.20. Nestes casos os resultados novamente sugerem que o padrão neural entre dois voluntários, embora desempenhando a mesma atividade, difere. Nota-se que esta diferença é mais expressiva na região cuja responsabilidade cerebral para a tarefa realizada em questão é menos influente.

Na Figura 5.21 para os voluntários 2, 3 e 4, os picos elevado na posição zero indicam uma alta correlação. Por outro lado, para o voluntário 1 não se observa o mesmo efeito. Especificamente para o voluntário 3 a componente na faixa gamma gera correlação similar a de sinais harmônicos visto sua elevada amplitude.

Em seguida, nas Figuras 5.22 e 5.23, observa-se, em geral, baixa correlação para todos os casos analisados, ou seja, eletrodos de diferentes regiões cerebrais, para diferentes voluntários, não demonstraram semelhança expressiva. Por fim, na Figura 5.24, apresentam-se correlações dos eletrodos Fp1 e O1 para ambos olhos fechados e abertos do voluntário 1.

Figura 5.24: Comparação de correlações entre sinais para voluntários de olhos fechados e olhos abertos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota-se que a correlação Fp1 x O1 (olhos fechados) indica semelhança no padrão neural, sugerindo que toda a região sob os eletrodos está engajada na mesma atividade. A correlação

Fp1 x O1 (olhos abertos) não apresenta um pico bem definido, embora seja a atividade empenhada seja a mesma, indicando que, possivelmente, a nova componente em frequência contida no sinal dos olhos abertos torna os sinais obtidos da região occipital menos semelhantes àqueles vistos em outras regiões. A correlação Fp1 x O1 (entre ambas atividades), ou o contrário, indica, de fato, que a atividade coordenada por esta região do cérebro é diferente, pois não se observa o mesmo que no caso Fp1 x O1 (olhos fechados). As correlações Fp1 x Fp1 e também O1 x O1 (entre ambas atividades) confirmam que, mesmo comparando a mesma região do cérebro, a mudança de atividade (olhos abertos contra fechados) altera o padrão de trabalho dos neurônios.

A Tabela 5.2 apresenta valores de MAC das combinações citadas anteriormente. Incluiu-se o número de MAC para as 4 comparações entre situações distintas: Fp1 x O1 e O1 x Fp1 (entre ambas situações) e Fp1 x Fp1 e O1 x O1 (entre situações distintas). Na tabela, para os com apenas um voluntário, os índices são suprimidos, e para os casos de situações distintas utiliza-se o caractere “x”. Baseado na Tabela 5.2 percebe-se que os valores não se aproximam da unidade para qualquer das condições analisadas.

Tabela 5.2: Combinações de eletrodos para voluntários de olhos abertos e seus respectivos números de MAC.

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
Fp1 x Fp1 (1 e 2)	0,0012	O1 x O1 (1 e 2)	8,66e-4	Fp1 x O1 (1 e 2)	9,00e-5
Fp1 x Fp1 (1 e 3)	8,15e-5	O1 x O1 (1 e 3)	0,0013	Fp1 x O1 (1 e 3)	9,30e-5
Fp1 x Fp1 (1 e 4)	0,0022	O1 x O1 (1 e 4)	2,91e-4	Fp1 x O1 (1 e 4)	2,66e-6
Fp1 x Fp1 (2 e 3)	0,0069	O1 x O1 (2 e 3)	1,79e-7	Fp1 x O1 (2 e 3)	3,85e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 4)	0,0084	O1 x O1 (2 e 4)	0,0011	Fp1 x O1 (2 e 4)	0,0031
Fp1 x Fp1 (3 e 4)	9,07e-4	O1 x O1 (3 e 4)	6,93e-4	Fp1 x O1 (3 e 4)	3,91e-4

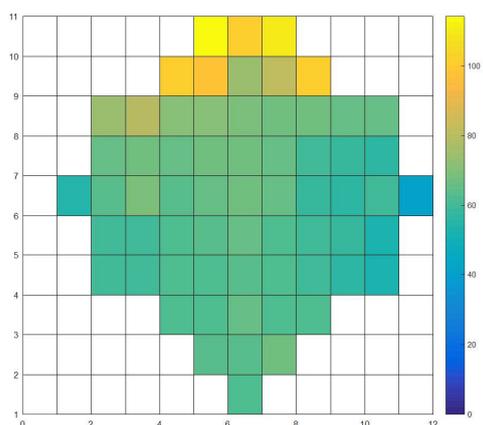
Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
O1 x Fp1 (1 e 2)	2,42e-4	Fp1 x O1	0,038	Fp1 x Fp1 (x)	2,56e-4
O1 x Fp1 (1 e 3)	6,89e-4	Fp1 x O1	1,91e-6	O1 x O1 (x)	9,52e-4
O1 x Fp1 (1 e 4)	0,0016	Fp1 x O1	4,85e-4		
O1 x Fp1 (2 e 3)	3,48e-4	Fp1 x O1	0,0639		
O1 x Fp1 (2 e 4)	3,11e-4	Fp1 x O1 (x)	8,66e-4		
O1 x Fp1 (3 e 4)	2,08e-5	O1 x Fp1 (x)	0,0010		

Fonte: Elaborado pelo autor.

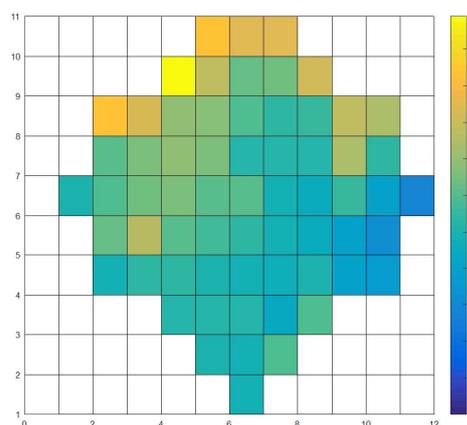
5.3.3 Caso 3: Abrir e Fechar o Punho Direito ou Esquerdo

A Figura 5.25 apresenta os mapas de potência (não normalizados) dos quatro voluntários para atividade requerida de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.

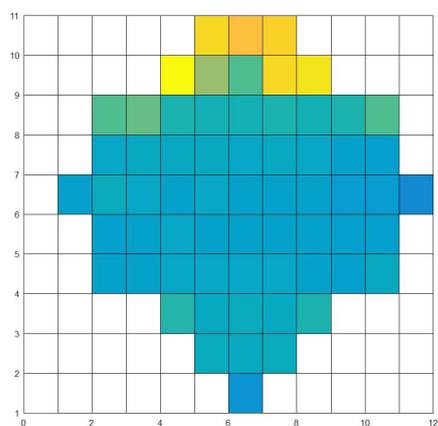
Figura 5.25: Mapas de potência de voluntários para a atividade de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.



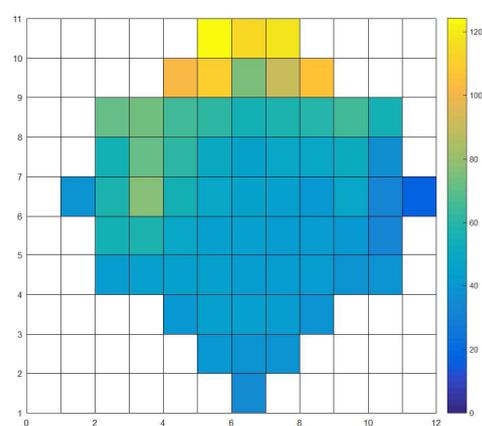
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

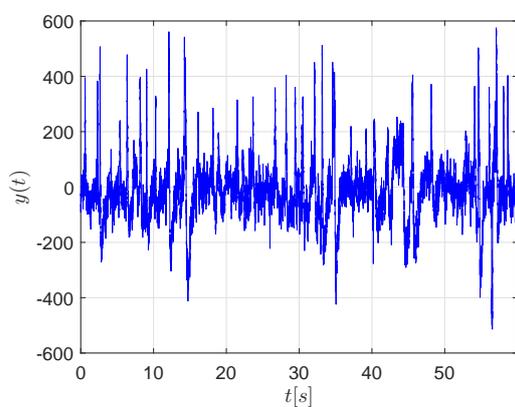
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para estes casos, as regiões mais ativas são menos concentradas e variam de voluntário para voluntário, incluindo o lobo frontal, parte do sulco central até o lobo parietal. De acordo com o mapa de Brodmann, equivalem, de maneira geral, às regiões 9, 10, 11 e 12 (córtex associativo pré-frontal; campos oculares frontais), também vistas anteriormente, região 8, de movimentos sacádicos oculares, regiões 4 e 6 (córtex motor primário e suplementar;

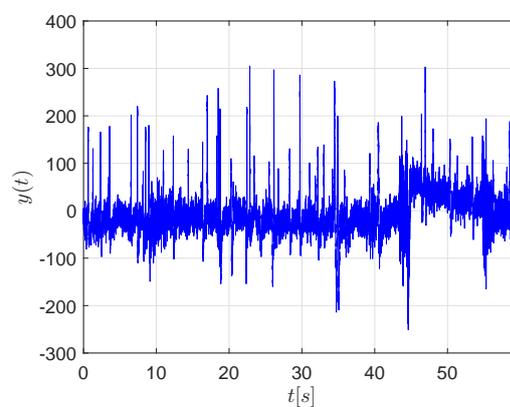
campo ocular suplementar; córtex pré-motor; campos oculares frontais), para controle do movimento voluntário e planejamento do movimento dos membros e oculares, regiões 1, 2 e 3 (córtex sensitivo primário), cuja principal responsabilidade é o tato, e região 7 (área associativa parietal posterior), responsável, principalmente, pela função visuo-motora e de percepção.

Visto que nesta análise é importante perceber qual punho foi fechado, tem-se para os voluntários 2 e 4 uma clara percepção que o hemisfério esquerdo está mais ativo e, então, conclui-se que o punho direito é fechado. Para os voluntários 1 e 3, cuja visualização não é clara, emprega-se a somatória das potências dos eletrodos para cada hemisfério, resultando em 1858,4 Amp para o hemisfério esquerdo e 1733,4 Amp para o direito e, portanto, conclui-se que o punho fechado é o direito. O voluntário 3, por fim, apresenta 1195,7 Amp para o hemisfério direito e 1246,2 Amp para o esquerdo, confirmando que o punho fechado é o esquerdo. A seguir, na Figura A.7, apresentam-se os sinais no domínio do tempo destes voluntários para o eletrodo Fp1, cuja atividade mostra alto nível em todos os casos vistos dos mapas de potência.

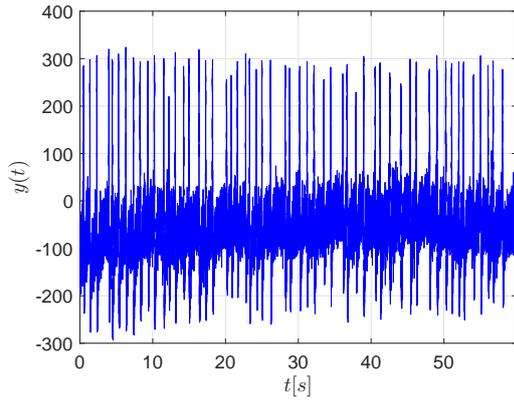
Figura 5.26: Sinais no domínio do tempo de voluntários para a atividade de abrir e fechar a mão direita ou esquerda.



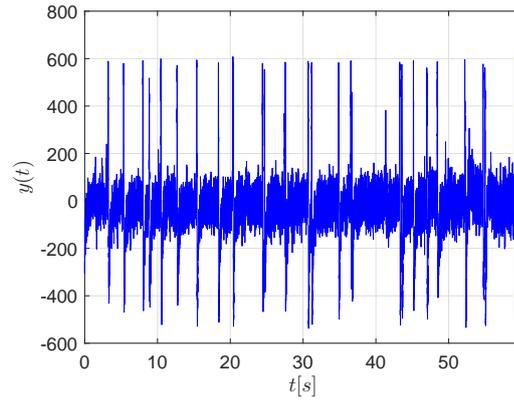
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

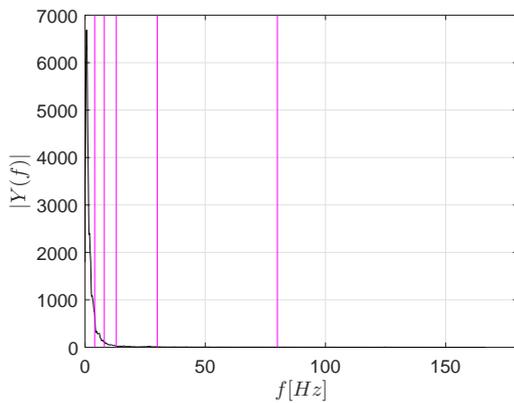


(d) Voluntário 4.

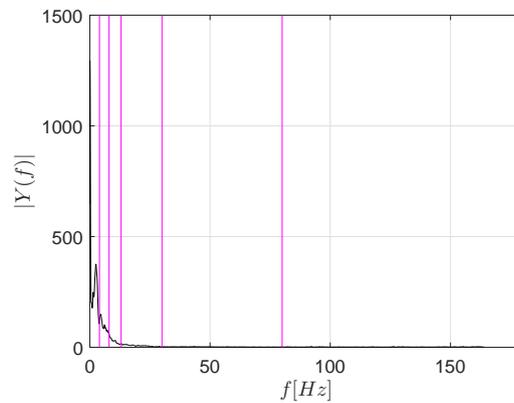
Fonte: Elaborado pelo autor.

Neste caso nota-se pulsos também bem definidos, em maior e menor quantidade, além de ruído. Percebe-se, a princípio, que cada sinal tem sua particularidade referente à atividade que está sendo executada. Para clareza de entendimento, as componentes em frequência de cada nível são apresentadas na Figura 5.27. Ainda, apresenta-se na sequência uma breve descrição sobre seus conteúdos espectrais.

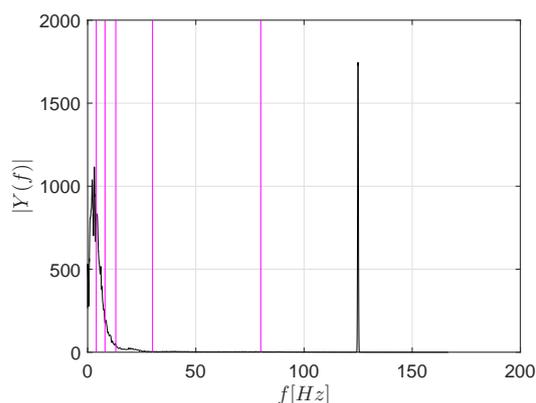
Figura 5.27: Sinais no domínio da frequência de voluntários para a atividade de abrir e fechar a mão direita ou esquerda.



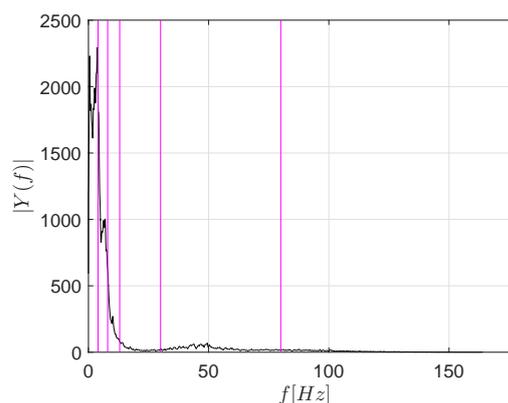
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir dos gráficos anteriores, observa-se que:

- Para o voluntário 1, a frequência dominante é de $0,6333Hz$ e a potência do sinal é de $6688Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 2, não há uma frequência dominante, mas sim dois picos localizados na faixa delta, sendo estes: $0,01667Hz$ para uma potência de $1294Amp^2/Hz$ e $2,533Hz$ para uma potência de $375,3Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 3, ocorre algo semelhante: há uma região de atividade entre as faixas delta e theta, bem como uma componente muito bem definida na faixa gamma, como visto nos casos anteriores. Os valores são: $2,5Hz$ para $1039Amp^2/Hz$, $3,1Hz$ para $1116Amp^2/Hz$ e $125Hz$ para $1745Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 4, por fim, não há apenas um pico de frequência bem definido, mas dois principais: o primeiro em $0,4833Hz$ para $2230Amp^2/Hz$ e o segundo em $3,683Hz$ para $2294Amp^2/Hz$

Para os voluntários 1 e 2, ainda, percebe-se frequências na faixa delta ($0,5$ a $4Hz$). Para os voluntários 3 e 4 há um aparente início de atividade na faixa theta também (4 a $8Hz$). Para o voluntário 3, em especial, visto que existe a frequência $125Hz$, excluindo qualquer hipótese de subamostragem (ver capítulo 4), admite-se duas possibilidades: 1) o voluntário estava extremamente agitado ou engajado em alguma atividade ou pensamento complexo no momento de realização do experimento (ondas gamma rápidas, $100-400$ Hz); 2) que, eventualmente,

o voluntário apresentasse o processo de propagação de depressão ou atividade epileptiforme [Hughes \(2008\)](#).

Para as correlações, considera-se a mesma estratégia dos casos anteriores para as seguintes combinações: eletrodos Fp1 e O1 do mesmo voluntário; eletrodos Fp1 e O1 ou O1 e Fp1 entre todos os voluntários; eletrodos Fp1 e Fp1 entre todos os voluntários; eletrodos O1 e O1 entre todos os voluntários. As Figuras [A.1](#) a [A.5](#) apresentam as combinações destas correlações (ver anexo 1).

6

Considerações Finais

Neste trabalho apresentou-se uma análise preliminar de sinais neurais obtidos por eletroencefalogramas. Também, discutiu-se sucintamente os tipos básicos de sinais geralmente envolvidos em análises de sistemas mecânicos. Quanto à análise qualitativa dos mapas de potência, alguns casos apresentam pequenas diferenças, mas permitem um diagnóstico visual devido à coerência observada entre as áreas de Brodmann e o homúnculo de Panfield e as atividades motoras ou sensitivas que vigoram em cada tarefa. Em termos de análise quantitativa, com exceção do voluntário 4 na comparação dos casos 3 e 4, cuja potência se mostrou mais expressiva para o caso de movimento imaginado ao invés do movimento real, também se verificou consistência principalmente devido ao valor das componentes em frequência serem menores nos casos de movimento imaginado. Estas análises preliminares sugerem que os mapas devem ser utilizados de forma complementar a outras estratégias de análise quantitativa.

Para a análise de sinais feita no domínio do tempo, algumas peculiaridades merecem destaque: todos, em maior ou menor grau, podem ser descritos como parcialmente ruidosos, tendo características dominantes não determinísticas, bem como parcialmente dotados de componentes harmônicas, sendo estas claramente representadas por formas de onda do tipo impulso. A visualização dos pulsos, ou disparos dos neurônios, é muito nítida e se altera caso a caso. Esses disparos, com exceção do voluntário 4 na comparação dos casos 3 e 4, também são melhor definidos e frequentes para a realização de atividades reais.

Em relação à análise de sinais no domínio da frequência, devido à diversidade de valores encontrados, conclui-se que seja preferível, de fato, caracterizar o comportamento neural por bandas de frequência ao invés de componentes isoladas. Baseado nessa afirmação, as atividades abordadas em cada caso podem ser descritas da seguinte forma: para os casos 1, 3, 4, 5 e

6, a faixa de frequência predominante é a delta (primariamente associadas aos estados de sono profundo, despertar e desordem cerebral séria); e para o caso 2, por sua vez, a faixa de frequência predominante é a alpha (atividade cerebral relativamente intensa, estresse ou mesmo tensão).

Com a utilização das correlações se verificou adequabilidade de uso para a análise de sinais neurais. Embora haja imperfeições, todos os casos demonstram alta medida para as situações que envolvem dois eletrodos de um único indivíduo engajados em uma mesma atividade cerebral, fato que indica semelhança no padrão neural. Da mesma forma, foi eficiente em demonstrar que, quando a correlação é feita entre dois indivíduos, ou entre duas atividades distintas, o valor da medida é, em geral, inexpressivo. Em contraste, constatou-se que o número de MAC não se adequou à análise proposta. Os valores para todas os casos foram irrisórios e, devido aos resultados relevantes obtidos com as medidas de correlação, não se pode dizer, como sugere esse parâmetro, que haja ausência completa de similaridade, ou consistência, entre os sinais estudados, devendo, portanto, este parâmetro ser melhor analisado em futuros trabalhos.

Devido à multiplicidade de informações envolvidas nos sistemas de interface cérebro-máquina, todas as possibilidades são, em princípio, válidas, fato que exige análise sistemática e cuidadosa caso a caso, de forma isolada e combinada. Para tal, a aplicabilidade das ferramentas matemáticas de análise de sinais, amplamente utilizadas na engenharia, foi comprovada. Conhecimentos básicos de análise de sinais, bem como do comportamento cerebral e de suas responsabilidades nas ações humanas podem, também, ser adquiridos a partir da leitura deste trabalho.

6.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

São apresentadas abaixo algumas sugestões para trabalhos futuros:

- Analisar sinais de um contingente maior de voluntários, de modo a complementar os resultados obtidos;
- Explorar novas ferramentas físico-matemáticas comumente usadas na engenharia para o uso neste tipo de estudo;
- Continuar a análise interdisciplinar de sinais neurais, utilizando a literatura médica e neurocientífica como auxílio;

- Pesquisar novas gravações de sinais com atividades diversas que abranjam outras regiões do cérebro;
- Buscar a realização de testes próprios a fim de se ter maior controle e autonomia nesse tipo de estudo, eventualmente envolvendo profissionais de outras áreas do conhecimento.

Referências Bibliográficas

- Allemang, R. J. (2003), 'The modal assurance criterion – twenty years of use and abuse', *Journal of Sound and Vibration* 37(8) .
- Brodmann, K. & Garey, L. J. (1909), *Brodmann's Localisation in the Cerebral Cortex*, World Scientific Publishing Co Pte Ltd, Singapore.
- E., N. & da Silva F., L. (2005), *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*, Lippincott Williams & Wilkins.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., Mietus, J. E., Moody, G. B., Peng, C.-K. & Stanley, H. E. (2000), 'Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals', *Circulation* 101(23), e215–e220.
URL: <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.abstract>
- Harris, F. J. (1978), 'On the use of windows for harmonic analysis with the discrete fourier transform', *Proceedings of the IEEE, Vol. 66, No. 1* .
- Huang, V. S. & Krakauer, J. W. (2009), 'Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective', *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2009:5 .
- Hughes, J. R. (2008), 'Gamma, fast, and ultrafast waves of the brain: their relationships with epilepsy and behavior', *Epilepsy & Behavior* .
- Izhikevich, E. M. (2007), *Dynamical Systems in Neuroscience: The Geometry of Excitability and Bursting*, The MIT Press.
- Khalil, M. I. (2013), 'Accelerating cross-correlation applications via parallel computing', *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing (IJIGSP)* .

- LaFleur, K., Cassady, K., Doud, A., Shades, K., Rogin, E. & He, B. (2013), ‘Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based brain-computer interface’, *JOURNAL OF NEURAL ENGINEERING* **10**(046003), 15.
- Levin, M., Sveistrup, H. & Subramanian, S. (2010), ‘Feedback and virtual environments for motor learning and rehabilitation’, *Schedae* .
- Lyon, D. (2009), ‘The discrete fourier transform, part 4: Spectral leakage’, *Journal of Object Technology* .
- Machado, A. (1993), *Neuroanatomia Funcional*, Aesculapius.
- Oppenheim, A. V., Willsky, A. S. & Nawab, S. H. (1996), *Sinais e Sistemas*, 2nd edition edn, Pearson.
- Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N. & Wolpaw, J. R. (2004), ‘Bci2000: a general-purpose brain-computer interface (bci) system’, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **51**(6), 1034–1043.
- Schott, G. D. (1993), ‘Penfield’s homunculus: a note on cerebral cartography’, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* **1993**;56:329-333 .
- Shannon, C. E. (1948), ‘A mathematical theory of communication’, *The Bell System Technical Journal* .
- Siuly, S. (2012), *Analysis and Classification of EEG Signals*, PhD thesis, University of Southern Queensland, Australia.
- Springer, S. P. & Deutsch, G. (1998), *Left Brain, Right Brain*, W.H.Freeman & Co.
- Unser, M. (2000), ‘Sampling — 50 years after shannon’, *Proceedings of the IEEE* **88** (4), 569-587 .
- van Dokkum, L. E. H., Ward, T. & Laffont, I. (2015), ‘Brain computer interfaces for neurorehabilitation – its current status as a rehabilitation strategy post-stroke’, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* **58** (2015) 3–8 .
- Welch, P. D. (1967), ‘The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms’, *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics* **15**(2):70 - 73 .

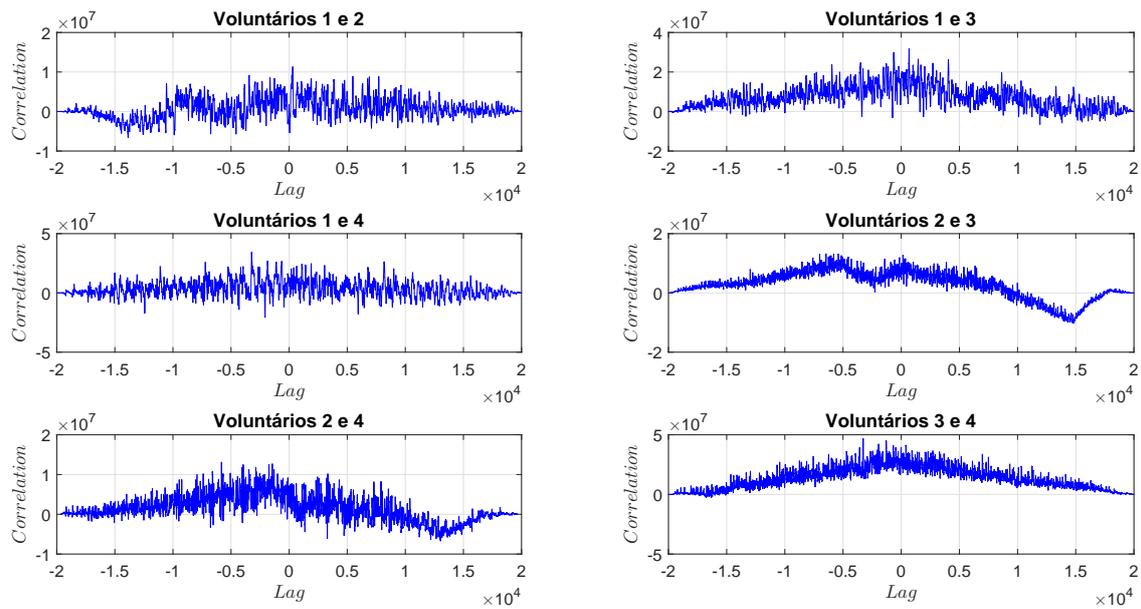
WHO (2010), World health report 2010, Technical report, World Health Organization.

Apêndice A

Anexo 1

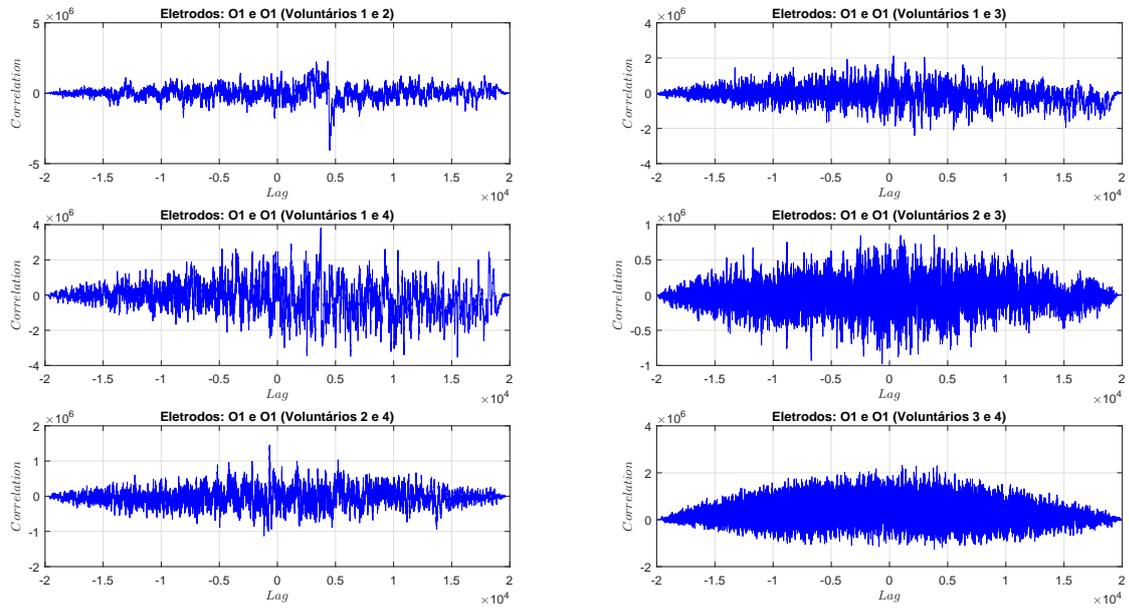
A seguir, apresenta-se as correlações para o caso 3.

Figura A.1: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x Fp1 entre voluntários).



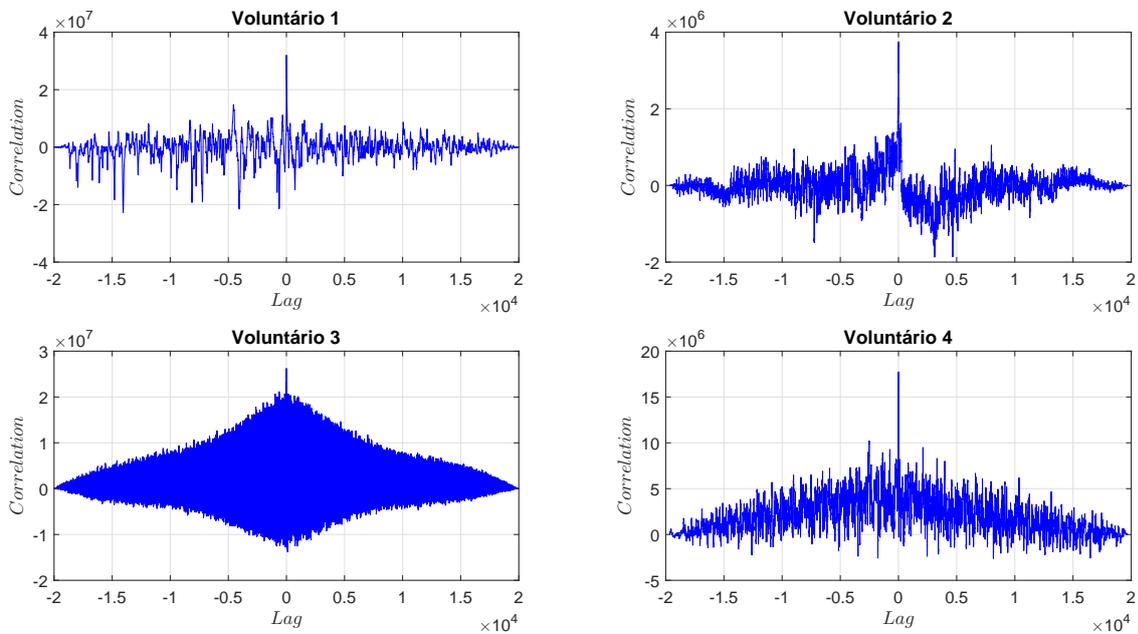
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.2: Correlações entre sinais para voluntários com atividade era de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos O1 x O1 entre voluntários).



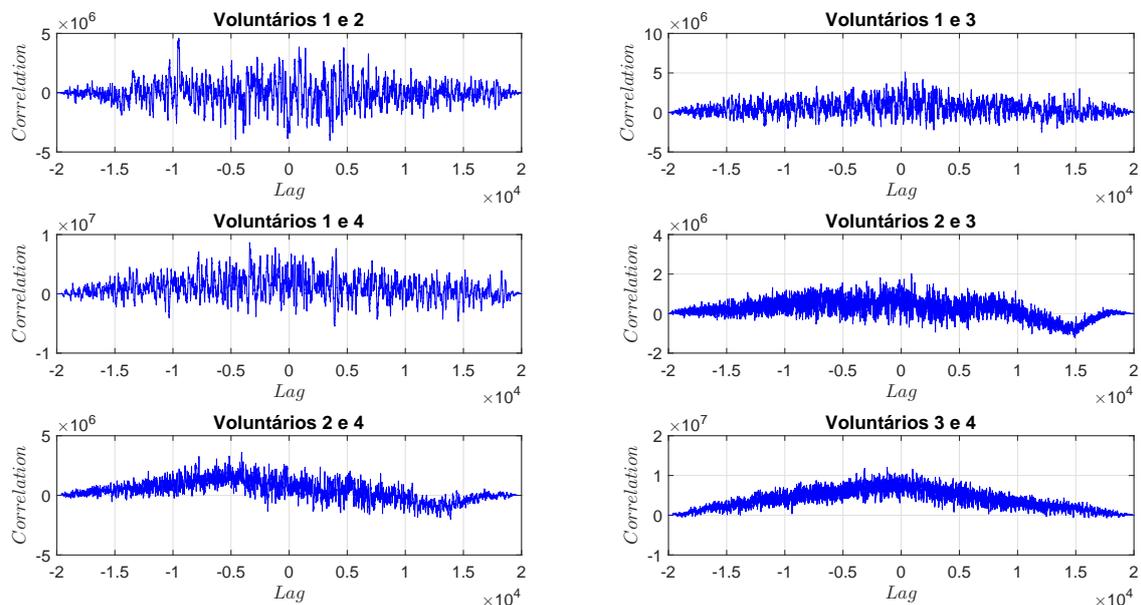
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.3: Correlações entre sinais para voluntários com atividade era de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x O1 para o mesmo voluntário).



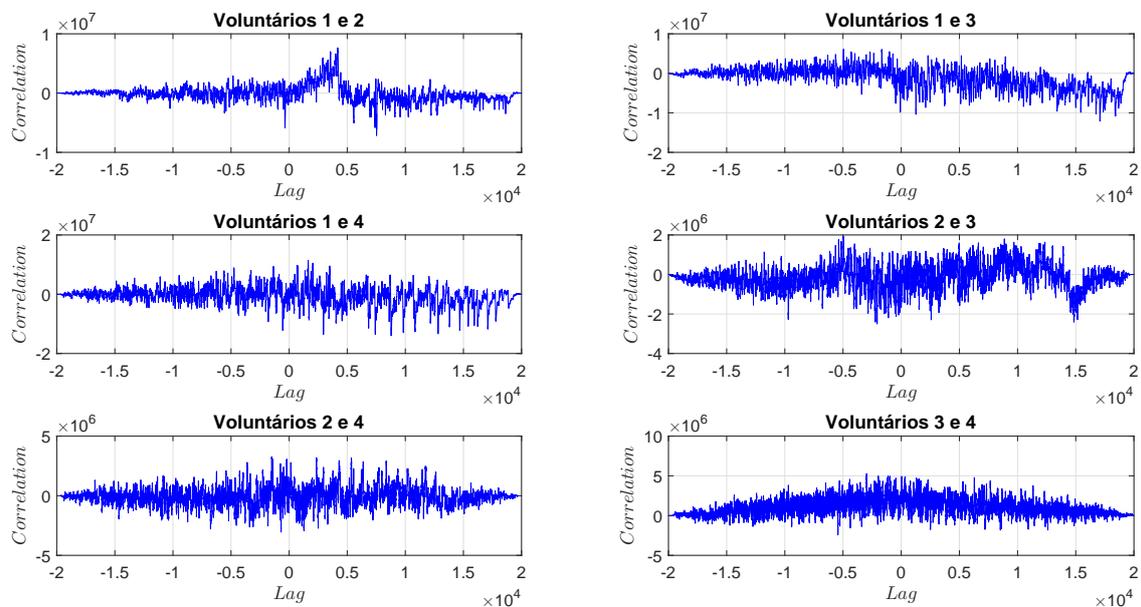
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.4: Correlações entre sinais para voluntários com atividade era de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x O1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.5: Correlações entre sinais para voluntários com atividade era de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos O1 x Fp1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

As correlações calculadas se comportam como nos casos anteriores. Percebe-se que o

único caso no qual há uma medida de correlação alta é o da Figura A.3, situação na qual os sinais são comparados em um mesmo voluntário, mas para diferentes regiões, sugerindo que o padrão neural é o similar quando os neurônios estão engajados na mesma atividade cerebral. Para os outros casos, não há medida relevante de correlação; isto é, não há um padrão neural semelhante quando os sinais são comparados entre indivíduos distintos, seja na região de maior atividade ou não.

A Tabela A.1 apresenta todas as combinações acompanhadas dos respectivos números de MAC. Baseado na tabela, verifica-se que nenhum valor se aproxima da unidade para qualquer que seja a correlação analisada.

Tabela A.1: Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários com atividade de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo e seus respectivos números de MAC.

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
Fp1 x Fp1 (1 e 2)	1,07e-7	O1 x O1 (1 e 2)	6,37e-4	Fp1 x O1 (1 e 2)	0,0031
Fp1 x Fp1 (1 e 3)	0,0028	O1 x O1 (1 e 3)	1,53e-6	Fp1 x O1 (1 e 3)	8,39e-5
Fp1 x Fp1 (1 e 4)	0,0017	O1 x O1 (1 e 4)	2,43e-4	Fp1 x O1 (1 e 4)	3,95e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 3)	0,0065	O1 x O1 (2 e 3)	6,23e-7	Fp1 x O1 (2 e 3)	9,51e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 4)	4,73e-4	O1 x O1 (2 e 4)	6,49e-5	Fp1 x O1 (2 e 4)	1,99e-4
Fp1 x Fp1 (3 e 4)	0,0198	O1 x O1 (3 e 4)	1,12e-4	Fp1 x O1 (3 e 4)	0,0103

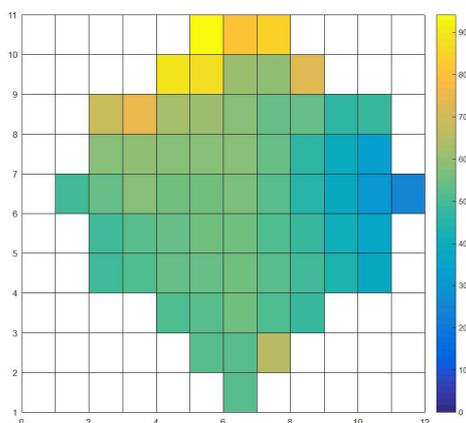
Combinação	MAC	Combinação	MAC
O1 x Fp1 (1 e 2)	4,94e-4	Fp1 x O1	0,0497
O1 x Fp1 (1 e 3)	4,00e-5	Fp1 x O1	0,0243
O1 x Fp1 (1 e 4)	4,17e-4	Fp1 x O1	0,0206
O1 x Fp1 (2 e 3)	8,21e-4	Fp1 x O1	0,0326
O1 x Fp1 (2 e 4)	6,94e-5		
O1 x Fp1 (3 e 4)	7,20e-4		

Fonte: Elaborado pelo autor.

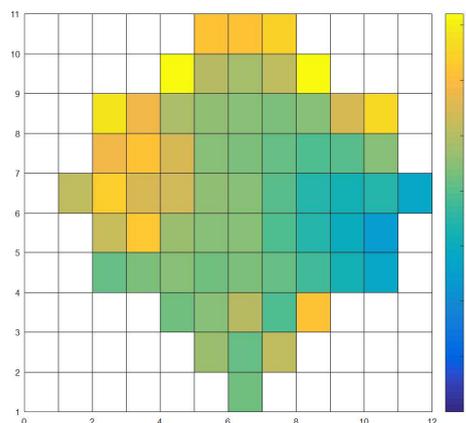
A.0.1 Caso 4: Imaginar Abrir e Fechar o Punho Direito ou Esquerdo

A Figura A.6 apresenta os mapas de potência (não normalizados) dos quatro respectivos voluntários com atividade requerida de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.

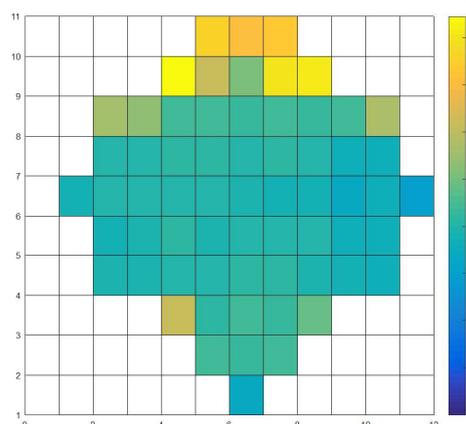
Figura A.6: Mapas de potência de voluntários para a atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.



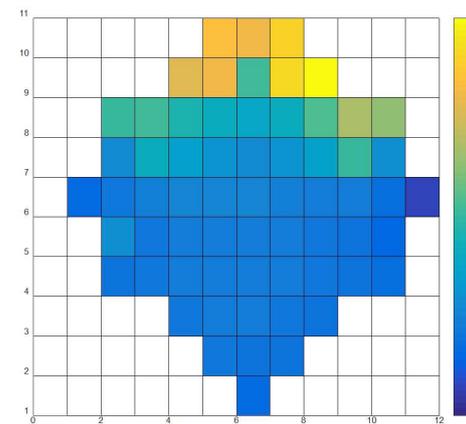
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



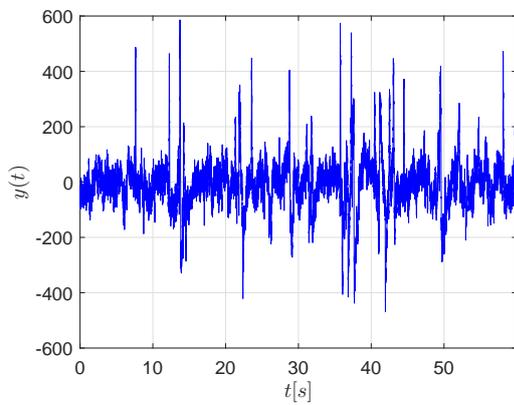
(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

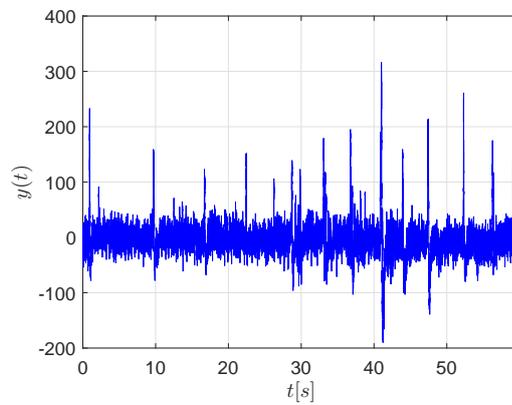
Observa-se que as regiões mais ativas neste caso são semelhantes às do caso três, fato que é consistente. Comparando as potências máximas visualizadas nos voluntários para essa atividade imaginada e real, respectivamente, tem-se: para o voluntário 1, 94,16 Amp contra 114,14 Amp; para o voluntário 2, 36,02 Amp contra 54,50 Amp; para o voluntário 3, 84,42 contra 107,12 Amp; para o voluntário 4, 216,31 Amp contra 124,33 Amp. Com exceção do voluntário 4, a tendência vista é de um valor de potência menor dos sinais para os casos em que o movimento é imaginado. Supõe-se o mesmo visto no início desta seção: devido à proposição de ausência de *feedback*, observa-se menor intensidade.

Na Figura ??, apresentam-se os sinais no domínio do tempo dos mesmos voluntários acima para o eletrodo Fp1, cuja atividade é alta em todos os casos vistos dos mapas de potência. Nota-se que, com exceção novamente do voluntário 4, não obstante a semelhança com os sinais para o caso cuja atividade era real, os pulsos ao longo do tempo aparecem em menor quantidade. A periodicidade de um desse sinais pode ser vista na Figura A.8. O número utilizado no janelamento foi igual a 900 pontos, bem como a superposição utilizada foi de 50 por cento.

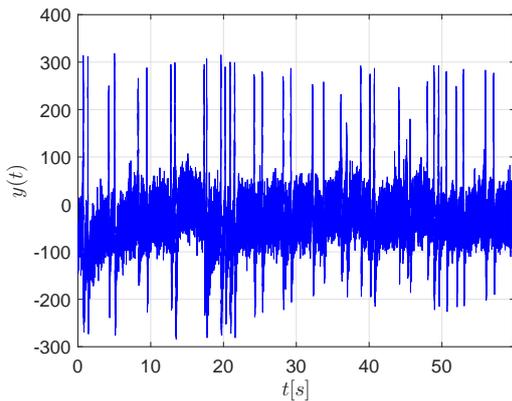
Figura A.7: Sinais no domínio do tempo de voluntários para a atividade de imaginar abrir e fechar a mão direita ou esquerda.



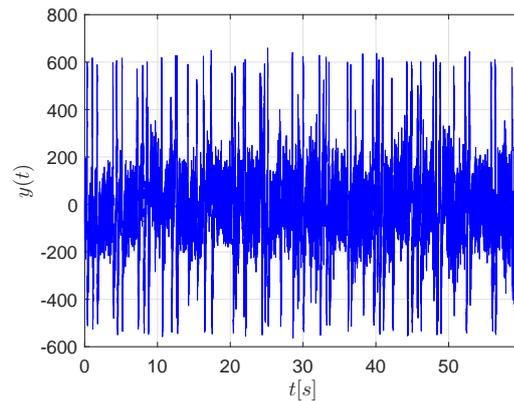
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



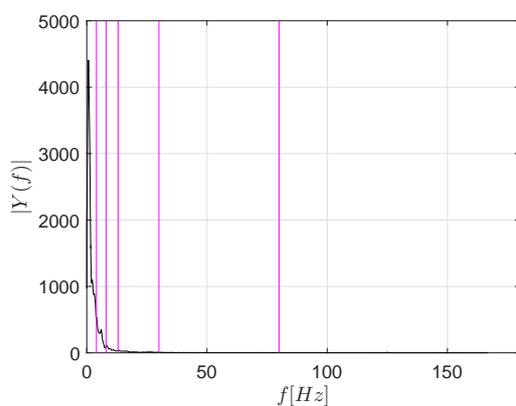
(c) Voluntário 3.



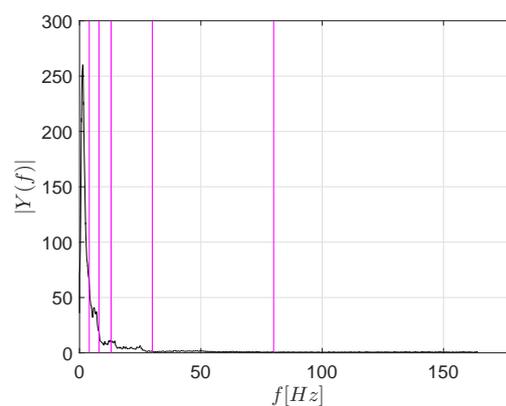
(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

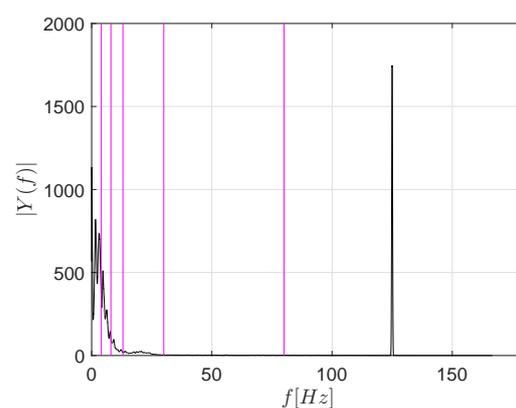
Figura A.8: Sinais no domínio da frequência de voluntários para a atividade de imaginar abrir e fechar a mão direita ou esquerda.



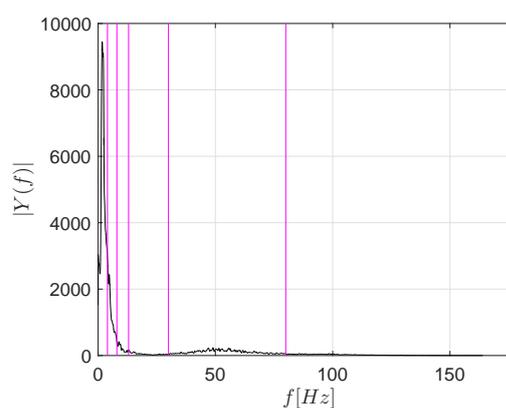
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

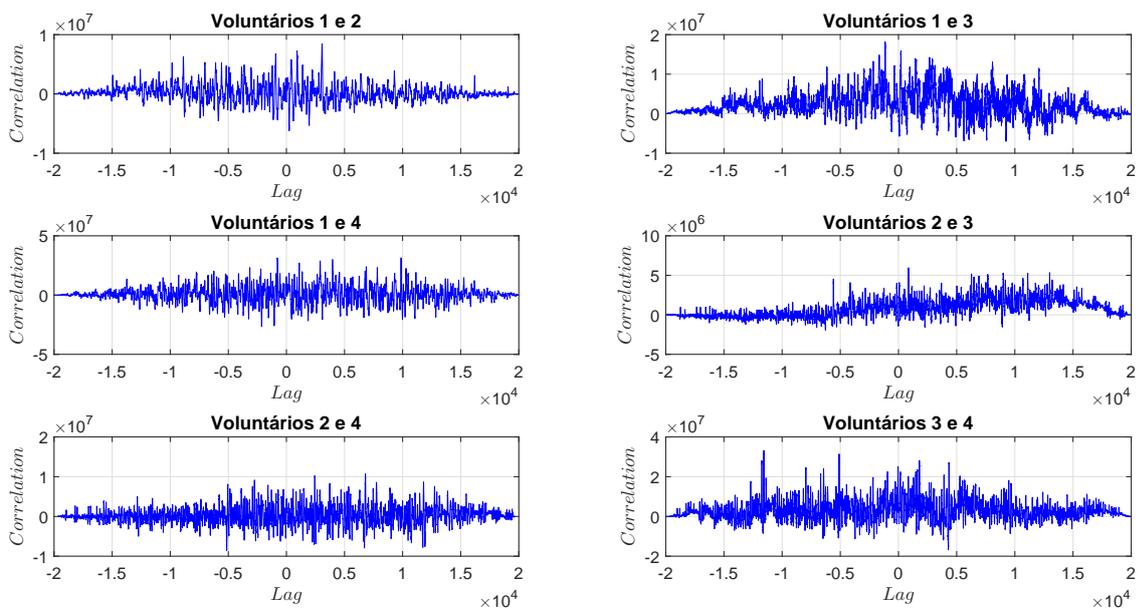
A partir dos gráficos anteriores, observa-se que:

- Para o voluntário 1, a frequência dominante é de $0,6\text{Hz}$ e a potência do sinal é de $4173\text{Amp}^2/\text{Hz}$;
- Para o voluntário 2, a frequência dominante é de $1,35\text{Hz}$ para uma potência de $255,2\text{Amp}^2/\text{Hz}$;
- Para o voluntário 3, é possível ver três picos bem definidos: um em $1,633\text{Hz}$ para $822,3\text{Amp}^2/\text{Hz}$, outro em $3,083\text{Hz}$ para $775\text{Amp}^2/\text{Hz}$, e o último em 125Hz para $1573\text{Amp}^2/\text{Hz}$;
- Para o voluntário 4, por fim, a frequência dominante é de $2,15\text{Hz}$ para uma potência de $9102\text{Amp}^2/\text{Hz}$.

Com exceção do voluntário 4, nota-se que tanto as componentes de frequência quanto suas respectivas potências baixaram de valor, como já se esperava baseado nos mapas de potência e pela observação dos sinais no domínio do tempo. Esse fato reforça a ideia já discutida sobre *feedback*. Como visto no caso anterior, nenhuma faixa de frequência excedeu a delta, a não ser pela componente da faixa gamma do voluntário 3. Como essa componente está acima da faixa de ondas gamma, supõe-se as mesmas duas hipóteses consideradas no caso anterior.

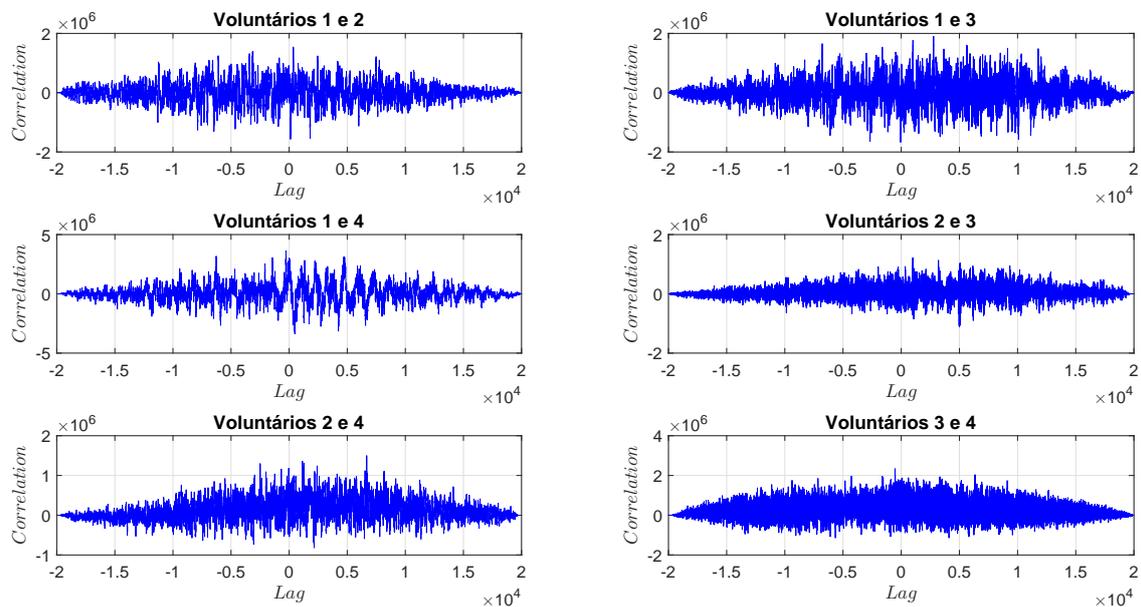
Para as correlações, continua-se com a mesma estratégia. Nas Figuras A.9 a A.13 constam as correlações já mencionadas anteriormente, com o acréscimo de seis a mais cuja comparação envolve o voluntário 1 para ambas as atividades, real e imaginária, de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.

Figura A.9: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x Fp1 entre voluntários).



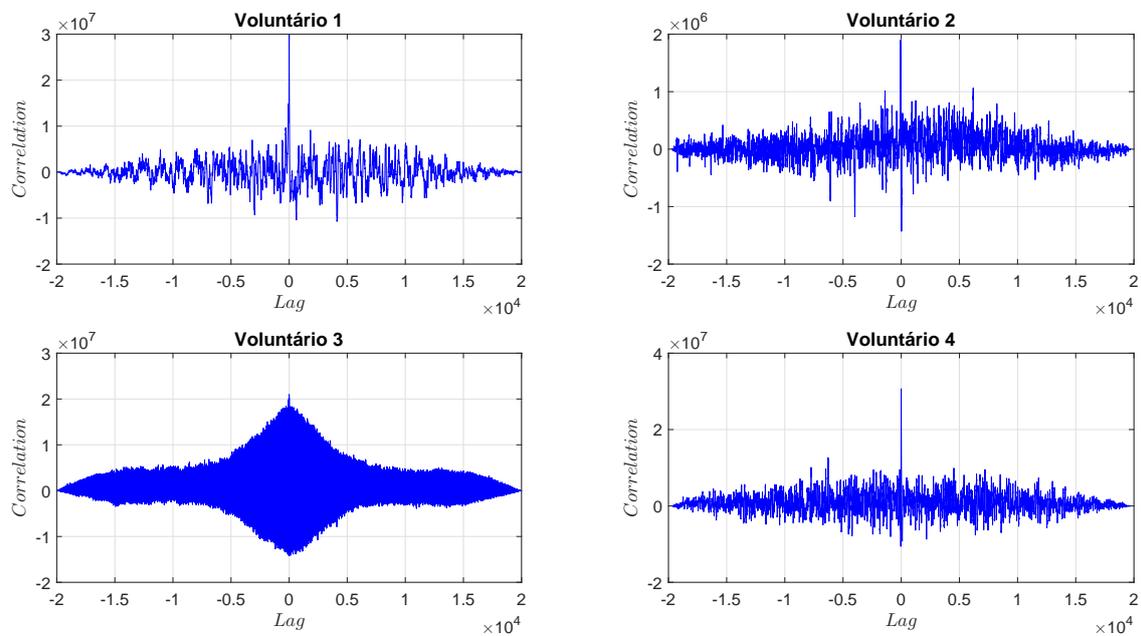
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.10: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos O1 x O1 entre voluntários).



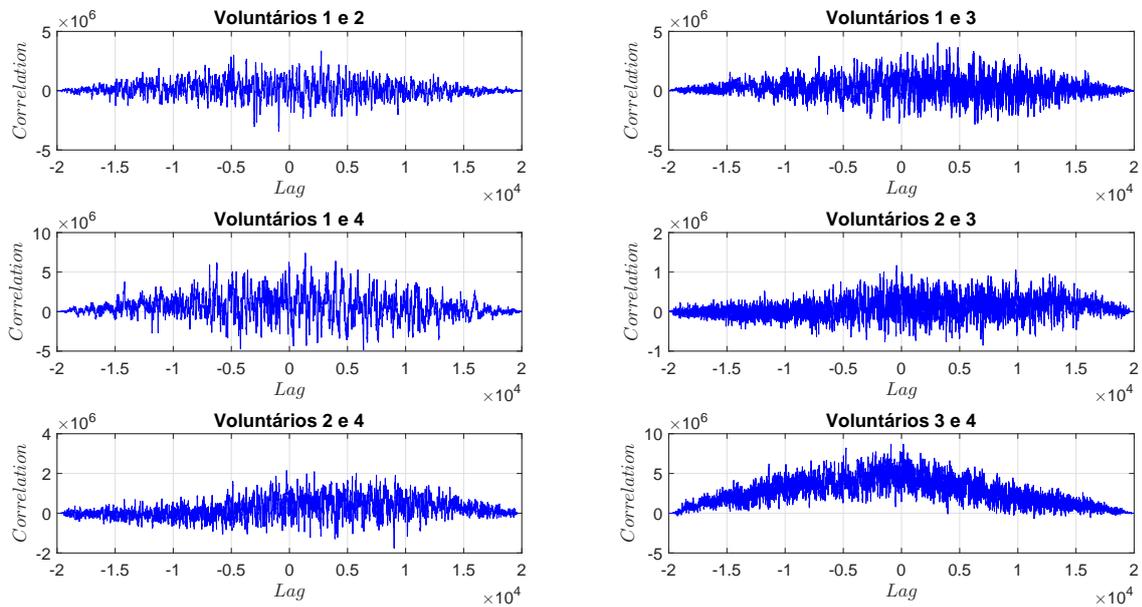
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.11: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x O1 para o mesmo voluntário).



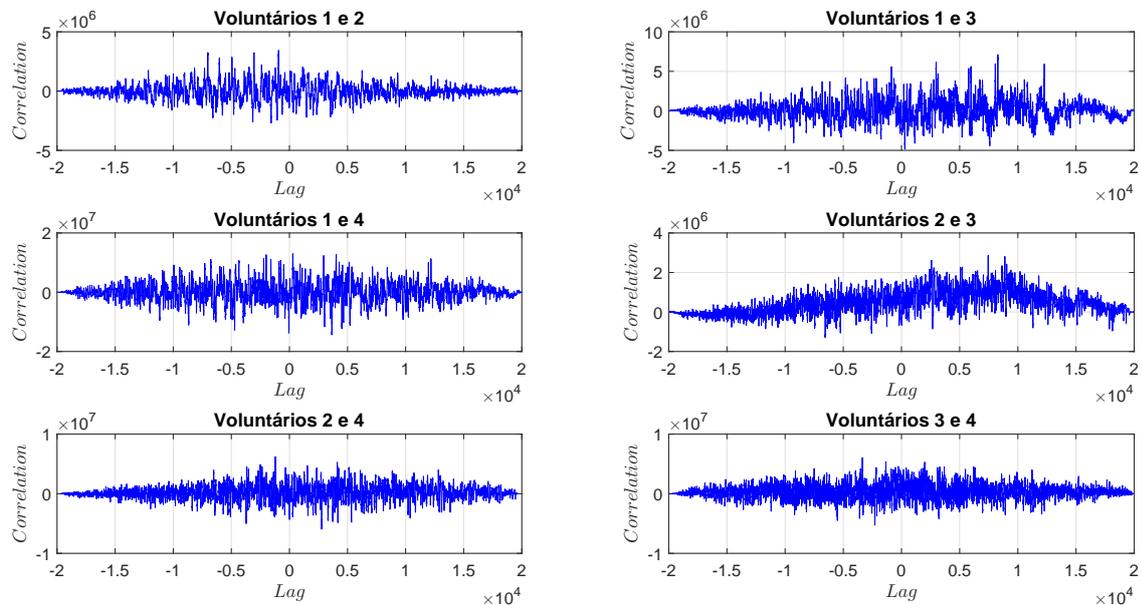
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.12: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x O1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.13: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos O1 x Fp1 entre voluntários).

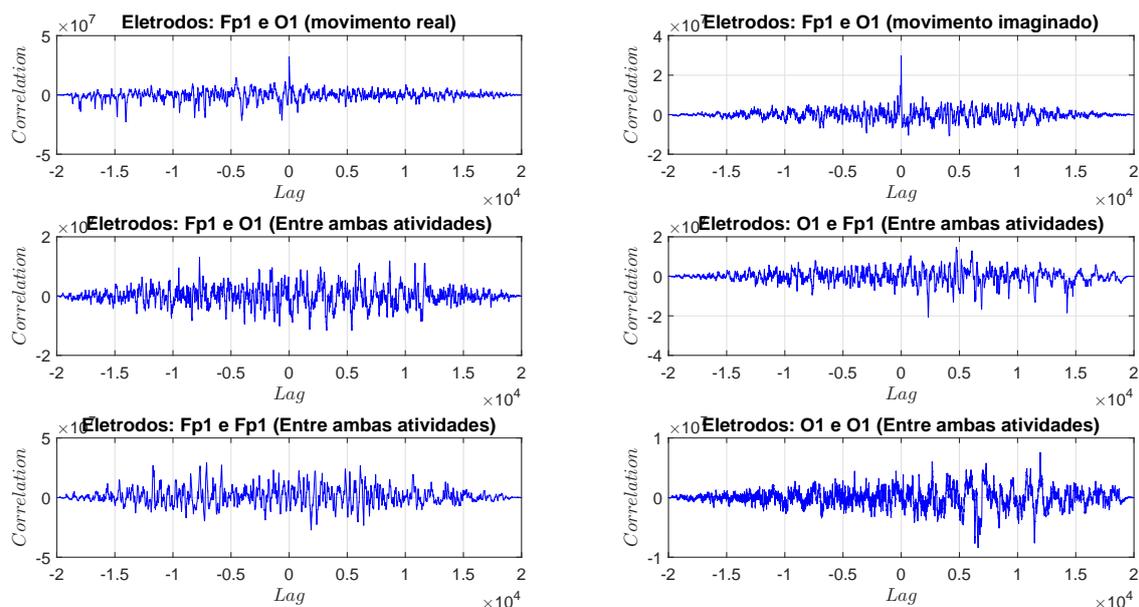


Fonte: Elaborado pelo autor.

Percebe-se que os únicos graus altos de correlação são vistos na Figura A.11, cujos eletrodos

escolhidos estão sob a mesma atividade cerebral. Para todos os outros casos, baixa correlação foi observada. Na Figura A.14, por conseguinte, constam as correlações entre os eletrodos Fp1 e O1 para o voluntário 1 para a atividade de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo real e imaginária.

Figura A.14: Correlações entre sinais para o voluntário 1 nas atividades real e imaginária de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As únicas correlações altas são as de eletrodos distintos para a mesma atividade; quando se muda o tipo de tarefa a ser executada, o padrão neural também muda, e se verifica baixa correlação entre os sinais, fato também observado no segundo caso, quando se comparou as situações de olhos fechados e olhos abertos.

Na Tabela A.2 constam os números de MAC para todas as combinações realizadas. Para este caso também se verifica que nenhum valor se aproxima da unidade para todas as correlações analisadas.

Tabela A.2: Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários de olhos abertos.

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
Fp1 x Fp1 (1 e 2)	2,94e-5	O1 x O1 (1 e 2)	3,82e-7	Fp1 x O1 (1 e 2)	5,29e-4
Fp1 x Fp1 (1 e 3)	2,45e-5	O1 x O1 (1 e 3)	1,08e-4	Fp1 x O1 (1 e 3)	7,26e-6
Fp1 x Fp1 (1 e 4)	0,0020	O1 x O1 (1 e 4)	0,0020	Fp1 x O1 (1 e 4)	0,0036
Fp1 x Fp1 (2 e 3)	1,93e-4	O1 x O1 (2 e 3)	1,85e-5	Fp1 x O1 (2 e 3)	2,36e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 4)	7,10e-4	O1 x O1 (2 e 4)	6,12e-5	Fp1 x O1 (2 e 4)	0,0017
Fp1 x Fp1 (3 e 4)	1,91e-4	O1 x O1 (3 e 4)	2,25e-5	Fp1 x O1 (3 e 4)	7,71e-4

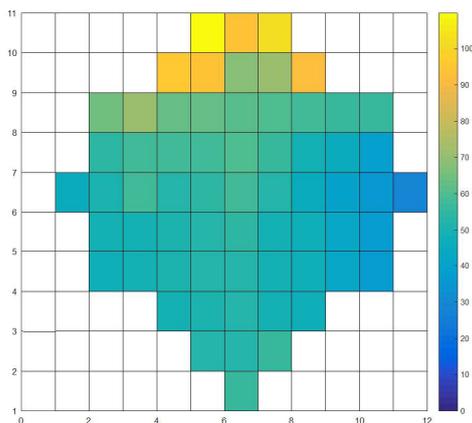
Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
O1 x Fp1 (1 e 2)	2,72e-4	Fp1 x O1	0,0928	Fp1 x Fp1 (x)	1,89e-4
O1 x Fp1 (1 e 3)	2,04e-4	Fp1 x O1	1,03e-5	O1 x O1 (x)	1,02e-4
O1 x Fp1 (1 e 4)	8,72e-5	Fp1 x O1	0,0097		
O1 x Fp1 (2 e 3)	1,79e-4	Fp1 x O1	0,0336		
O1 x Fp1 (2 e 4)	0,0018	Fp1 x O1 (x)	0,0016		
O1 x Fp1 (3 e 4)	1,66e-5	O1 x Fp1 (x)	1,93e-4		

Fonte: Elaborado pelo autor.

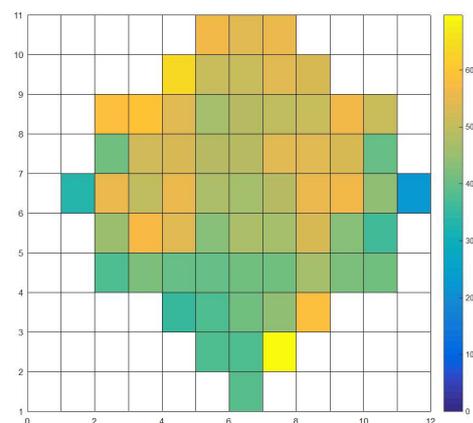
A.0.2 Caso 5: Abrir e Fechar os Dois Punhos ou os Dois Pés

A Figura A.15 apresenta os mapas de potência (não normalizados) dos respectivos voluntários com atividade requerida de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.

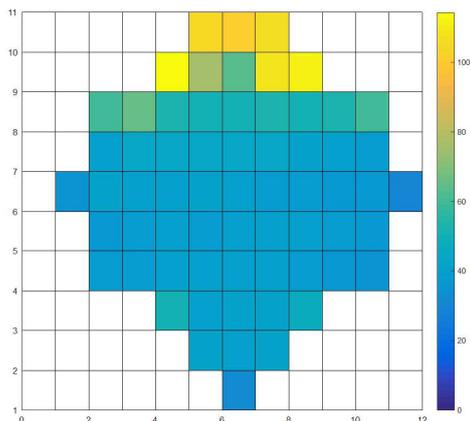
Figura A.15: Mapas de potência de voluntários para a atividade de abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.



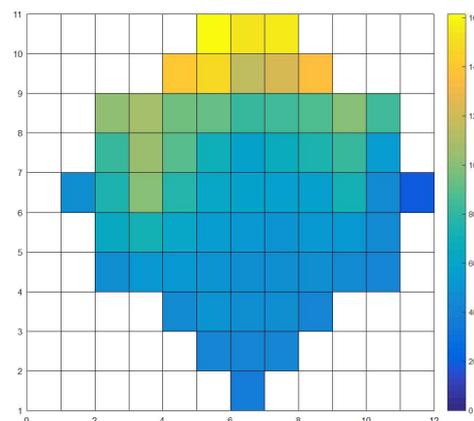
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



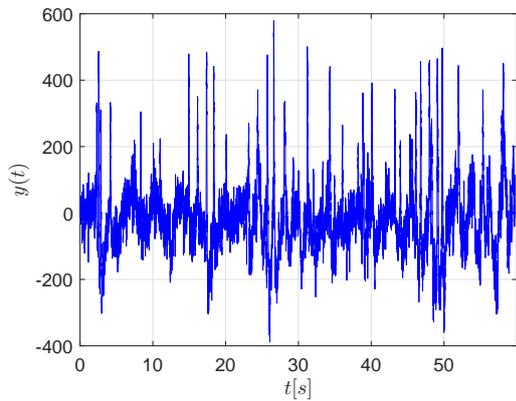
(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

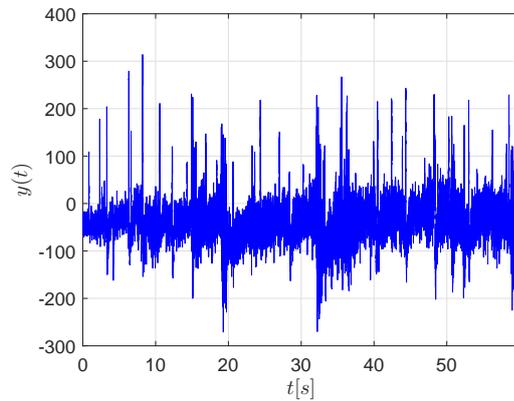
Neste caso também se nota que o lobo frontal continua bastante ativo, embora a atividade cerebral não esteja concentrada. Para o voluntário 1, há um certo equilíbrio entre os dois hemisférios, bem como uma faixa sutil mais ativa que se estende pelo centro do mapa, de cima para baixo. O voluntário 2 apresenta claramente duas regiões bem destacadas nos dois hemisférios. O voluntário 3, por sua vez, mostra-se o menos expressivo em termos de diagnóstico visual, embora tenha certo equilíbrio entre os dois hemisférios. Para o voluntário 4, por fim, embora não seja tão característico quanto no caso do voluntário 2, observa-se mais uma vez uma divisão bem definida entre o hemisfério direito e o esquerdo. De acordo com o homúnculo de Panfield, a região motora responsável pelos pés localiza-se na faixa central do cérebro, enquanto que a responsável pelas mãos, mais externamente a ele. Dessa forma, supõe-se que o voluntário 1 tenha realizado a atividade de fechar e abrir os dois pés, enquanto que os outros tenham realizado o abrir e fechar dos dois punhos.

A seguir, na Figura A.16, apresentam-se os sinais no domínio do tempo dos mesmos voluntários acima ainda para o eletrodo Fp1.

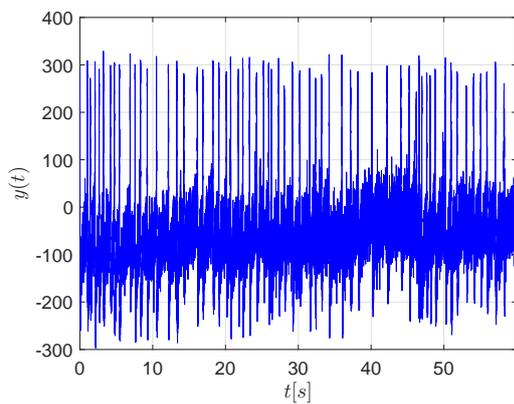
Figura A.16: Sinais no domínio do tempo de voluntários para a atividade de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos.



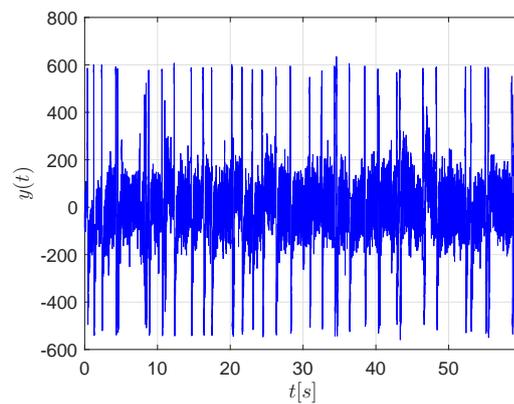
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

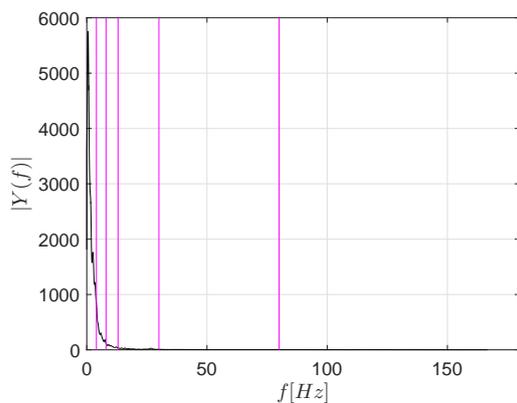


(d) Voluntário 4.

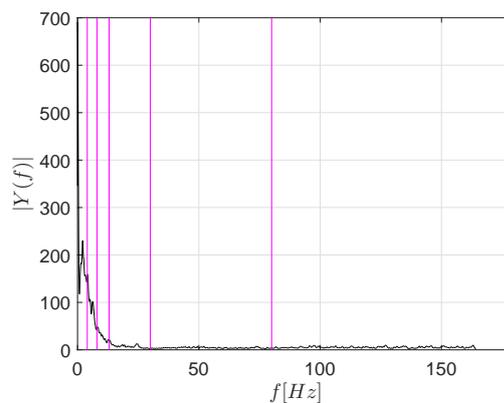
Fonte: Elaborado pelo autor.

Esses sinais apresentam semelhança com os vistos para o caso de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo. Nota-se que há intensos pulsos e considerável ruído. As componentes em frequência de cada um deles pode ser vista na Figura A.17. O número utilizado no janelamento foi igual a 900 pontos, bem como a superposição de 50 por cento.

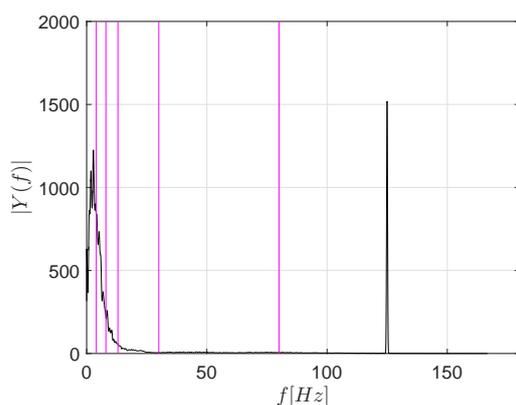
Figura A.17: Sinais no domínio da frequência de voluntários para a atividade de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos.



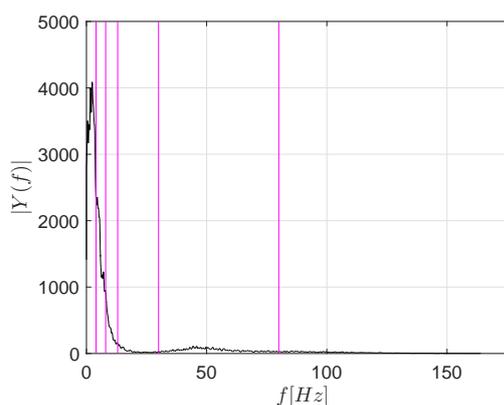
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

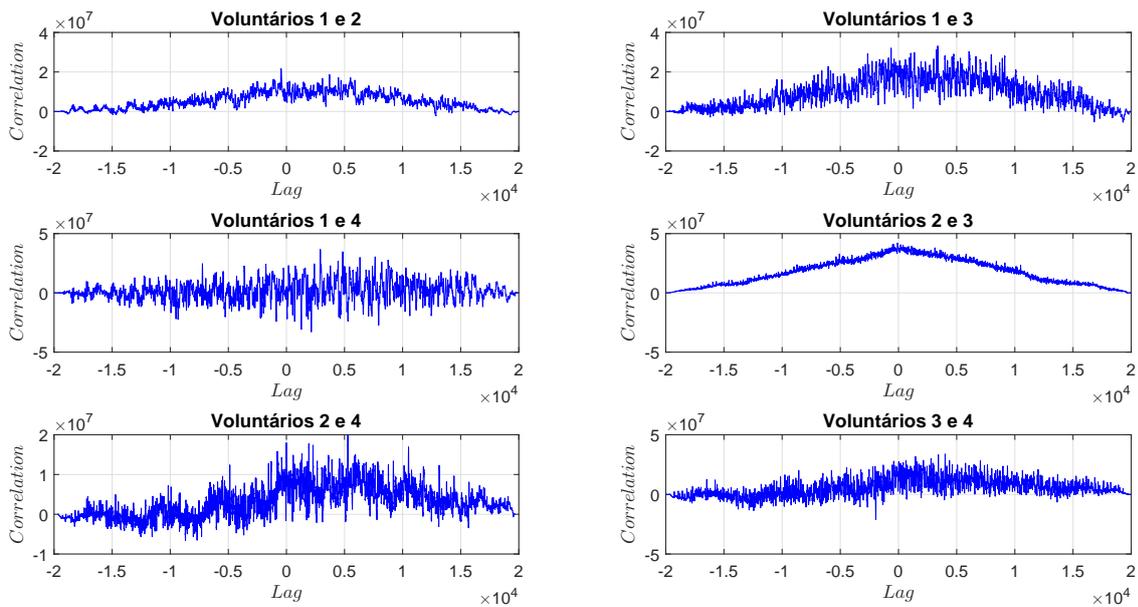
A partir dos gráficos anteriores, observa-se que:

- Para o voluntário 1, a frequência dominante é de $0,5167Hz$ e a potência do sinal é de $5749Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 2, a frequência dominante é de $0,01667Hz$ para uma potência de $690,7Amp^2/Hz$, extremamente baixa, porém há um novo pico se aproximando da faixa theta, cuja componente é de $2,1Hz$ para $229,9Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 3, é possível ver dois picos bem definidos: o primeiro em $2,8Hz$ para $1225Amp^2/Hz$, e o segundo em $125Hz$ para $1518Amp^2/Hz$

- Para o voluntário 4, por fim, há uma faixa de frequências que percorrem a região delta, theta e se aproximam da alpha, porém um pico é visto em $2,4Hz$, aproximadamente, para $4086Amp^2/Hz$.

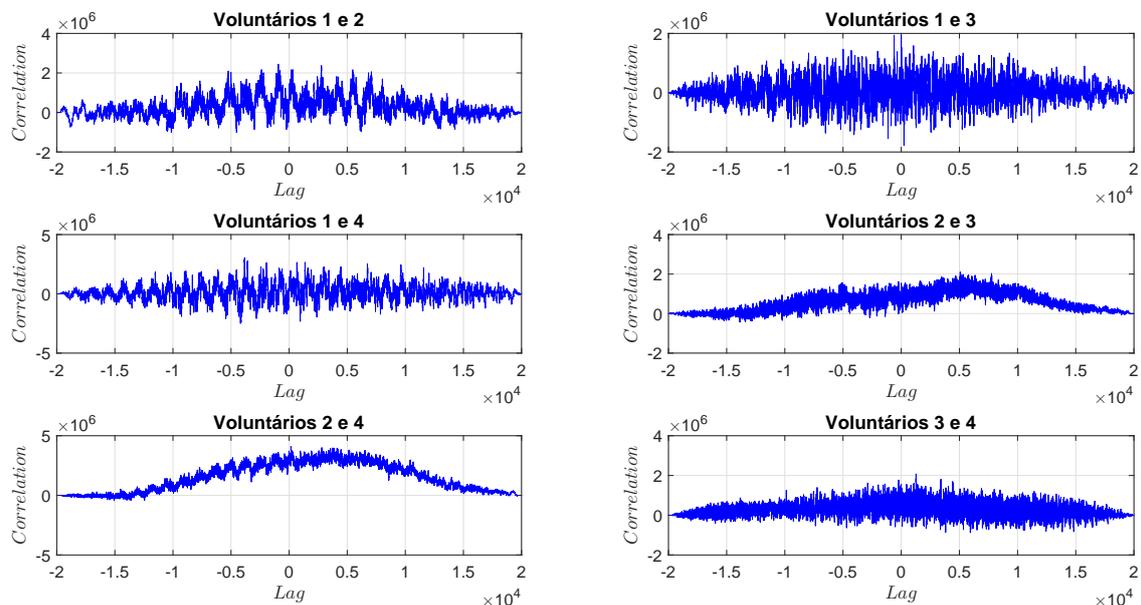
Neste caso, com exceção do voluntário 3, em que se vê uma componente de frequência na faixa gamma, a faixa predominante de atividade é a delta novamente. As hipóteses feitas anteriormente para as faixas gamma e acima dela continuam válidas. Para as correlações, tem-se as mesmas combinações, e constam abaixo, nas Figuras A.18 a A.22. As correlações acima mostram o mesmo padrão já conhecido: apenas a Figura A.20 demonstra alta correlação; para as outras, não se verificou valores expressivos. A seguir, na Tabela A.3, tem-se os números de MAC para as combinações feitas.

Figura A.18: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos (eletrodos Fp1 x Fp1 entre voluntários).



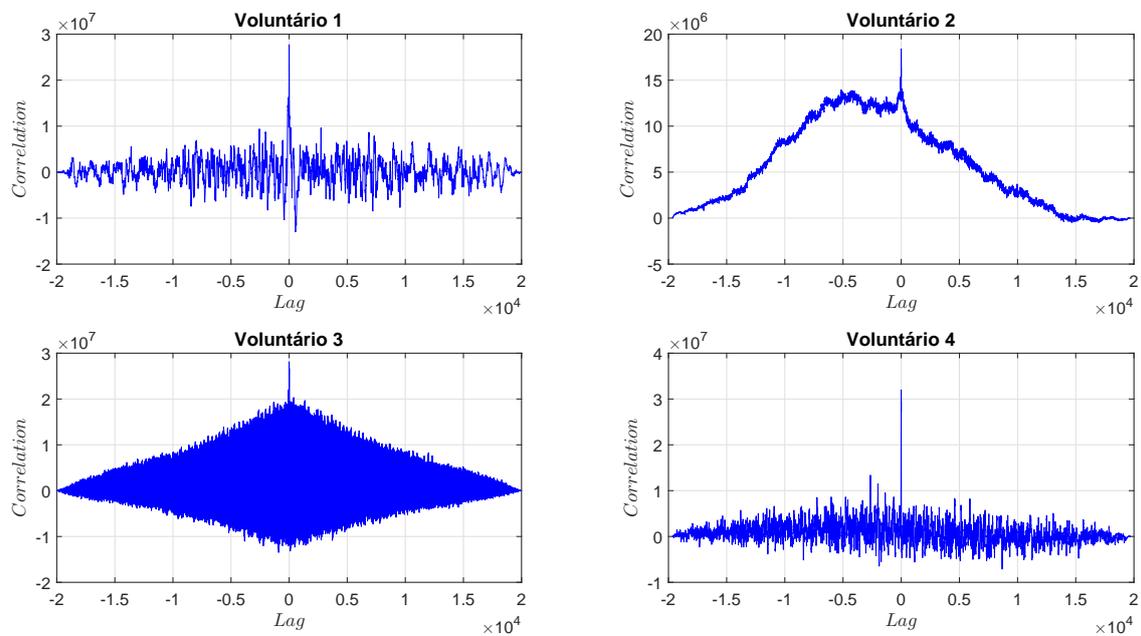
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.19: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos (eletrodos O1 x O1 entre voluntários).



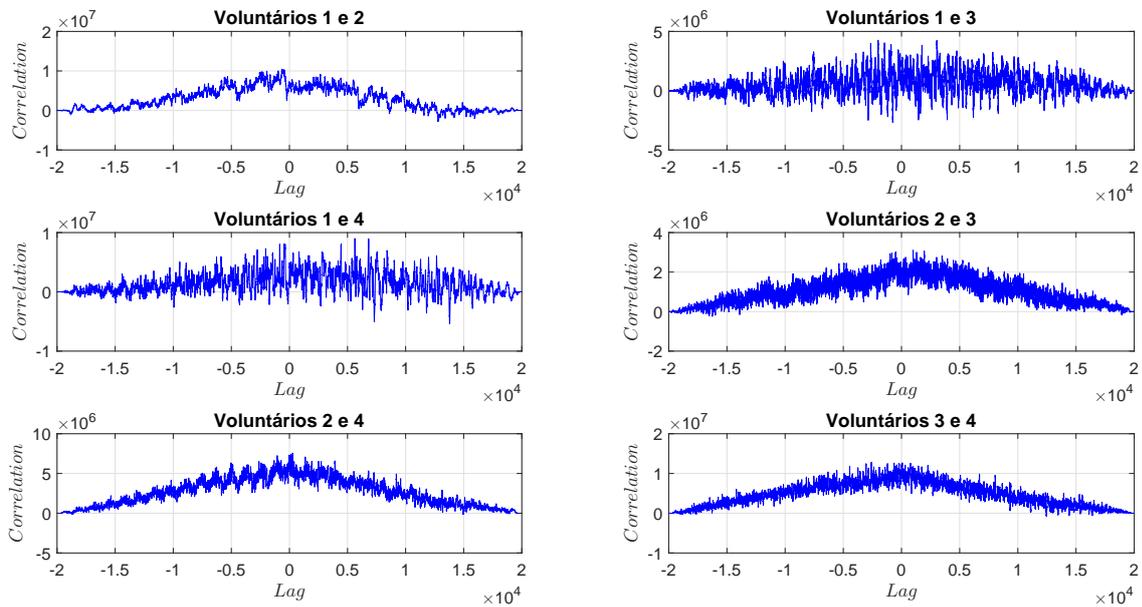
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.20: Correlações entre sinais para voluntários com atividade era de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos (eletrodos Fp1 x O1 para o mesmo voluntário).



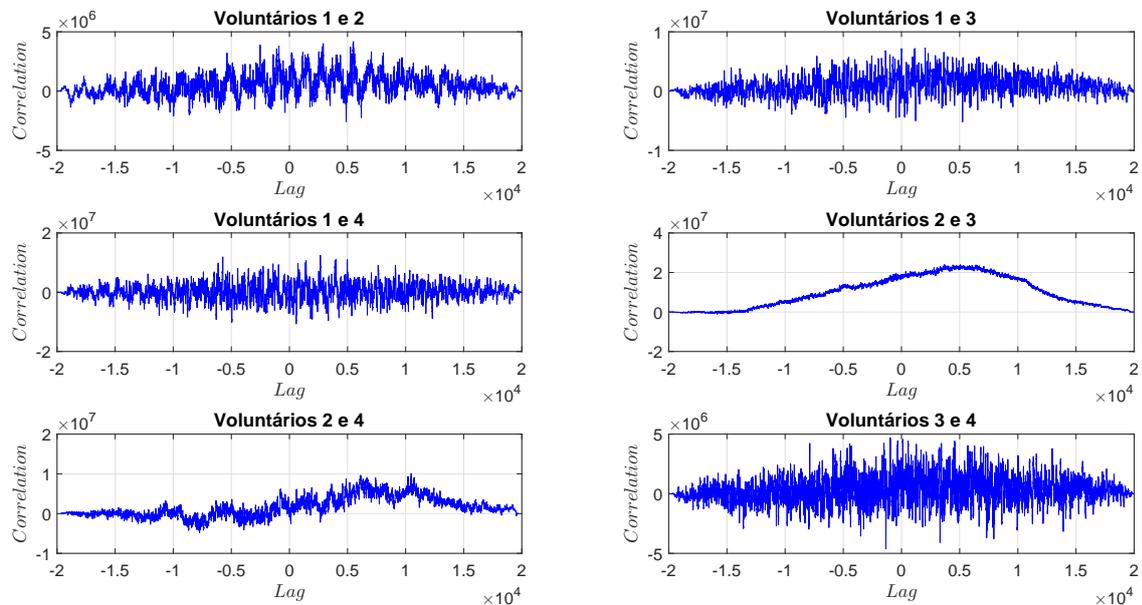
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.21: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos (eletrodos Fp1 x O1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.22: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos (eletrodos O1 x Fp1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Não se verifica, portanto, valores significativos do número de MAC.

Tabela A.3: Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários cuja atividade era de abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
Fp1 x Fp1 (1 e 2)	0,0060	O1 x O1 (1 e 2)	5,91e-4	Fp1 x O1 (1 e 2)	0,0074=3
Fp1 x Fp1 (1 e 3)	0,0090	O1 x O1 (1 e 3)	0,0013	Fp1 x O1 (1 e 3)	1,24e-4
Fp1 x Fp1 (1 e 4)	4,32e-5	O1 x O1 (1 e 4)	2,49e-4	Fp1 x O1 (1 e 4)	0,0019
Fp1 x Fp1 (2 e 3)	0,0979	O1 x O1 (2 e 3)	2,31e-4	Fp1 x O1 (2 e 3)	0,0011
Fp1 x Fp1 (2 e 4)	0,0082	O1 x O1 (2 e 4)	0,0110	Fp1 x O1 (2 e 4)	0,0169
Fp1 x Fp1 (3 e 4)	0,0018	O1 x O1 (3 e 4)	1,15e-4	Fp1 x O1 (3 e 4)	0,0152

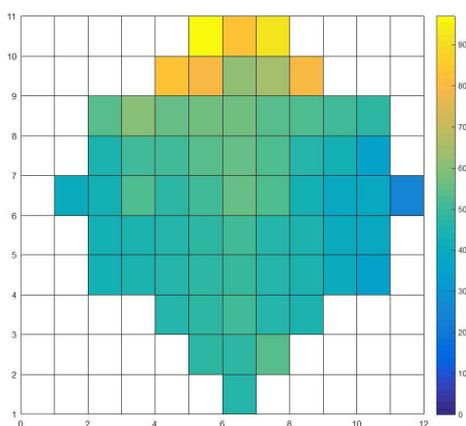
Combinação	MAC	Combinação	MAC
O1 x Fp1 (1 e 2)	8,69e-4	Fp1 x O1	0,0607
O1 x Fp1 (1 e 3)	0,0038	Fp1 x O1	0,1614
O1 x Fp1 (1 e 4)	6,01e-4	Fp1 x O1	0,0270
O1 x Fp1 (2 e 3)	0,0559	Fp1 x O1	0,0559
O1 x Fp1 (2 e 4)	3,94e-7		
O1 x Fp1 (3 e 4)	4,87e-4		

Fonte: Elaborado pelo autor.

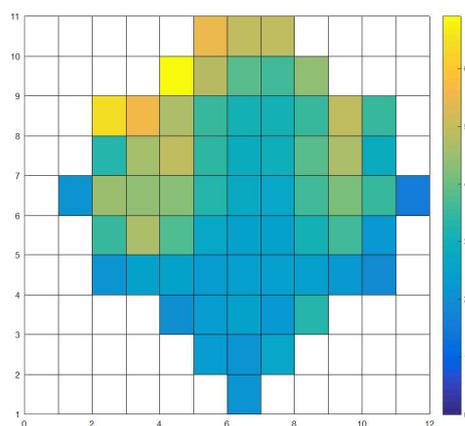
A.0.3 Caso 6: Imaginar Abrir e Fechar os Dois Punhos ou os Dois Pés

A Figura A.23 apresenta os mapas de potência (não normalizados) dos respectivos voluntários com atividade requerida de imaginar abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.

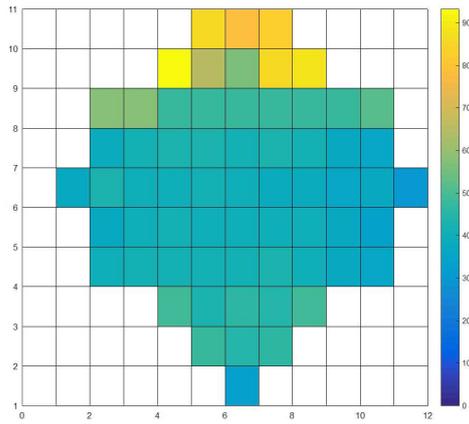
Figura A.23: Mapas de potência de voluntários para a situação de imaginar abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.



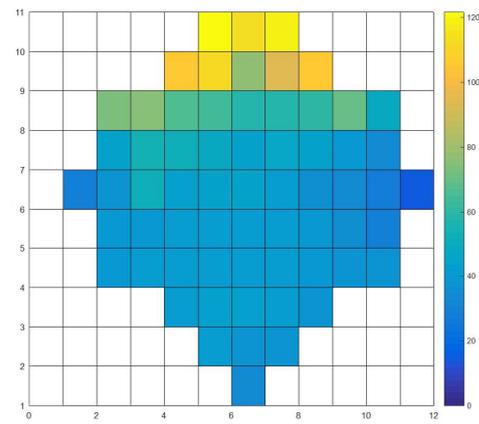
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

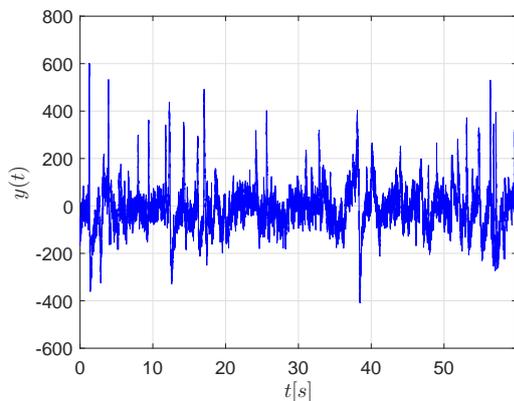


(d) Voluntário 4.

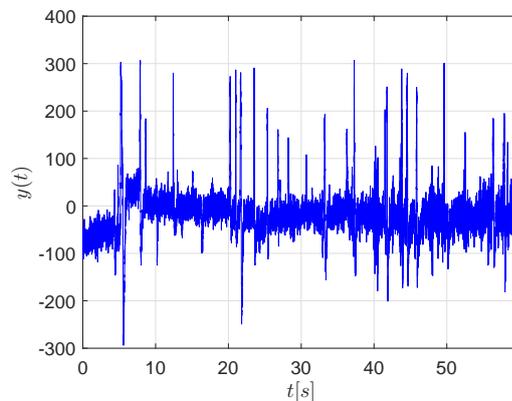
Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota-se que as regiões mais ativas neste caso são semelhantes às do caso anterior, fato consistente. Comparando-se as potências máximas visualizadas nos voluntários para as atividades imaginadas e reais, respectivamente, tem-se: para o voluntário 1, 98,86 Amp contra 109,83 Amp; para o voluntário 2, 69,07 Amp contra 69,64 Amp; para o voluntário 3, 93,22 contra 114,29 Amp; para o voluntário 4, 121,69 Amp contra 161,55 Amp. Novamente, observa-se valores de potência menores para os casos em que o movimento é imaginado. A seguir, na Figura A.24, apresentam-se os sinais no domínio do tempo dos mesmos voluntários para o eletrodo Fp1.

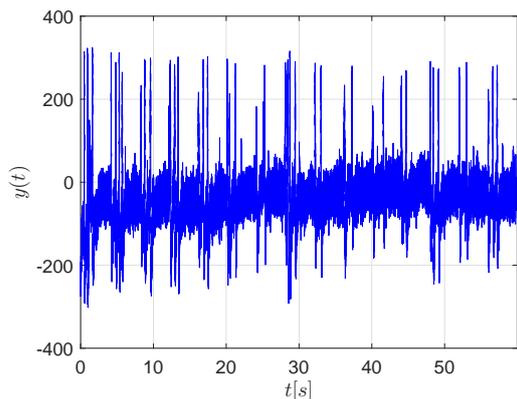
Figura A.24: Sinais no domínio do tempo de voluntários para a atividade de imaginar abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos.



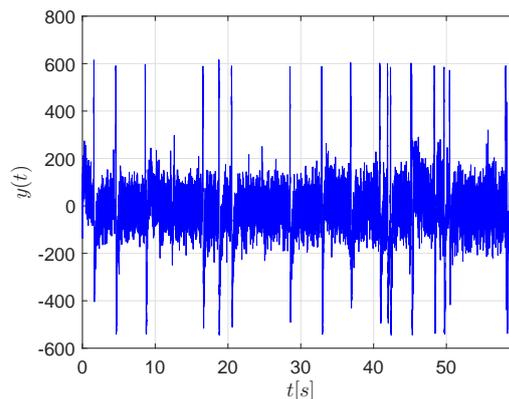
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.

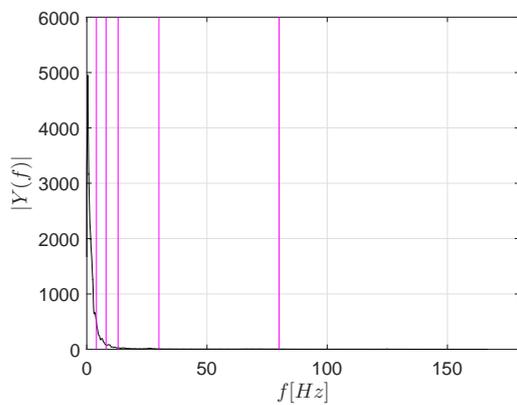


(d) Voluntário 4.

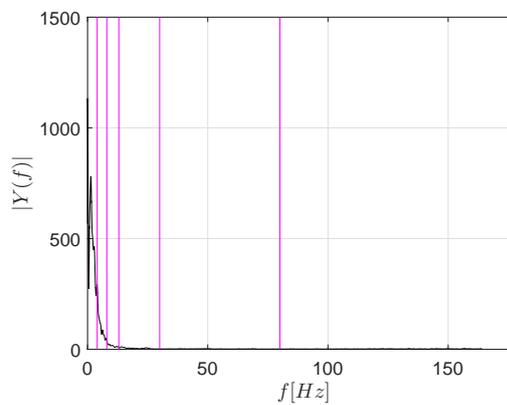
Fonte: Elaborado pelo autor.

Neste caso, assim como visto na comparação entre os casos de movimento real e imaginado para abrir e fechar o punho direito ou esquerdo, os sinais são bastante semelhantes àqueles cujo movimento é real, porém suas frequências são menores. As componentes em frequência podem ser vistas na Figura A.25. O número utilizado no janelamento foi igual a 900 pontos, bem como a superposição utilizada é de 50 por cento.

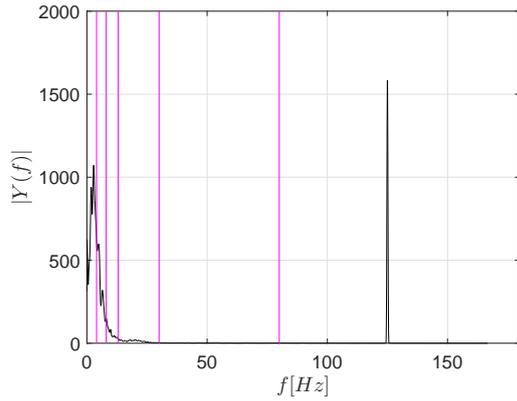
Figura A.25: Sinais no domínio da frequência de voluntários para a atividade de imaginar abrir e fechar os dois pés ou os dois punhos.



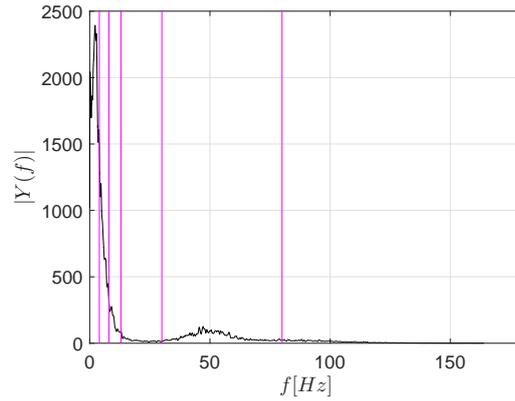
(a) Voluntário 1.



(b) Voluntário 2.



(c) Voluntário 3.



(d) Voluntário 4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

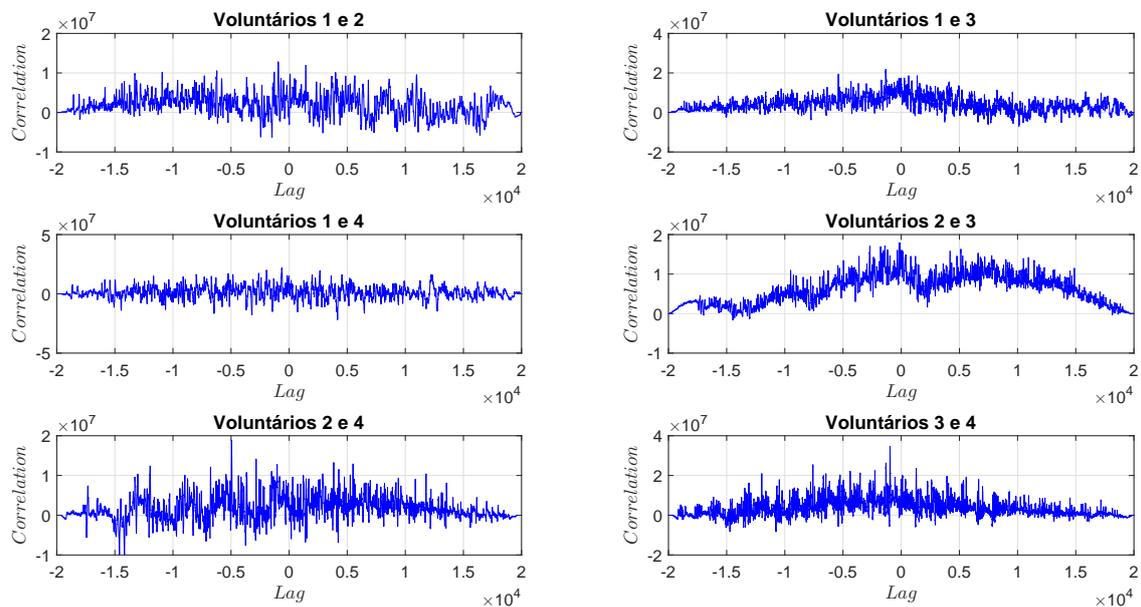
A partir dos gráficos anteriores, observa-se que:

- Para o voluntário 1, a frequência dominante é de $0,3833Hz$ e a potência do sinal é de $4953Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 2, a frequência dominante é de $0,01667Hz$ para uma potência de $1133Amp^2/Hz$, que é extremamente baixa, porém há um novo pico cuja componente é de $1,367Hz$ para $779,7Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 3, é possível ver dois picos bem definidos: o primeiro em $2,8Hz$ para $1071Amp^2/Hz$, e o segundo em $125Hz$ para $1582Amp^2/Hz$;
- Para o voluntário 4, a componente bem definida é igual a $2,233Hz$ para $2393Amp^2/Hz$.

A única componente de frequência que difere das outras para todas as situações é a do voluntário 3, cujo valor de $125Hz$ se encontra na faixa gamma. Os demais não passam da faixa delta, no máximo se aproximam da faixa theta. De forma geral, tanto as componentes de frequência quanto suas respectivas potências baixaram de valor, como já se esperava baseado nos mapas de potência e pela observação dos sinais no domínio do tempo.

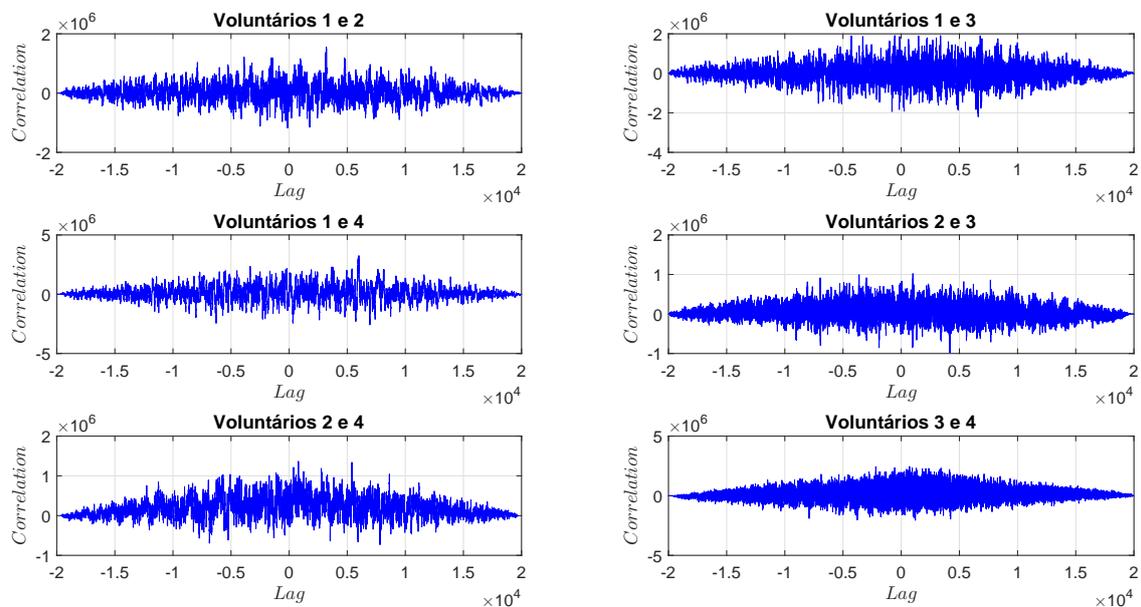
Nas Figuras A.26 a A.30 constam as correlações já, com o acréscimo de seis a mais cuja comparação envolve o voluntário 1 para ambas as atividades, real e imaginária, de abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés. Confirmando a tendência, as únicas altas correlações são vistas na Figura A.28, cujos eletrodos escolhidos estão sob a mesma atividade cerebral. Baixa correlação é verificada nos outros casos.

Figura A.26: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés (eletrodos Fp1 x Fp1 entre voluntários).



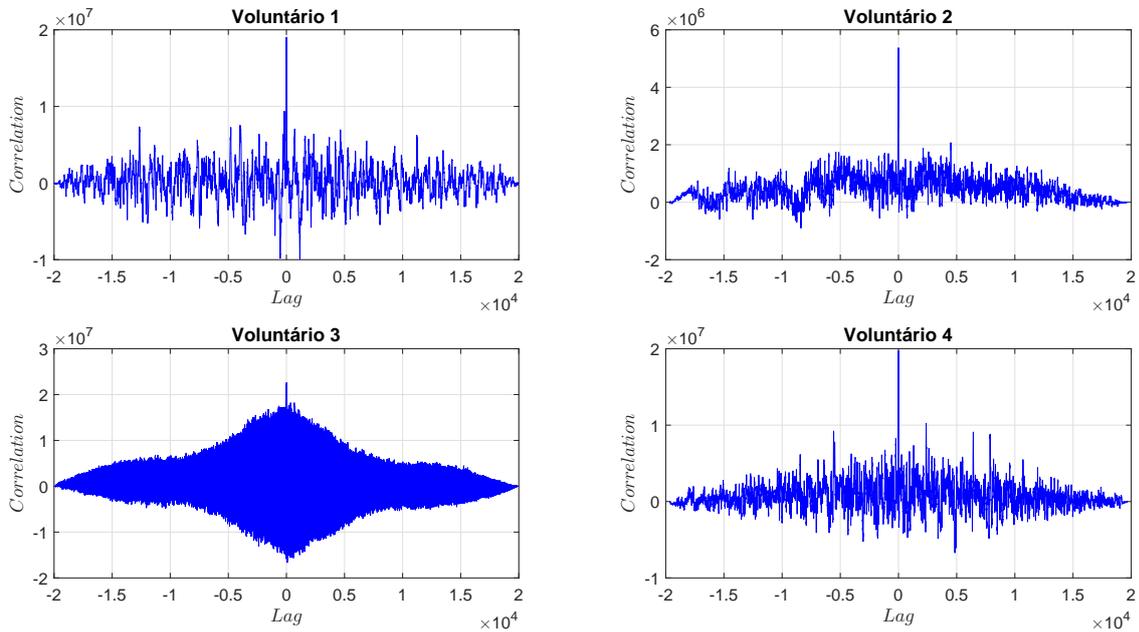
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.27: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos O1 x O1 entre voluntários).



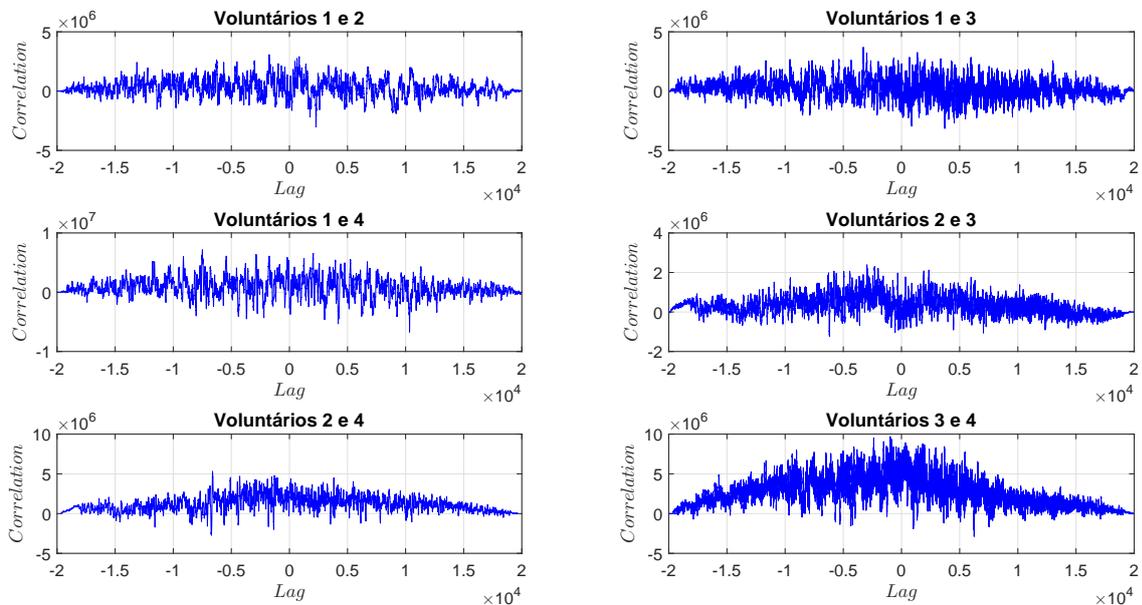
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.28: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x O1 para o mesmo voluntário).



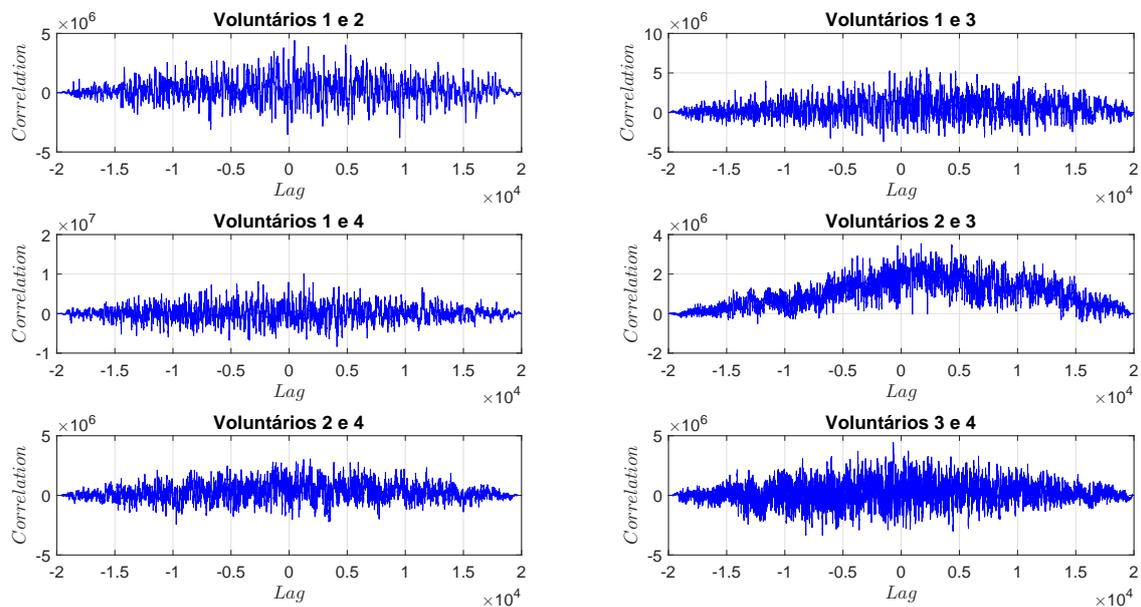
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura A.29: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos Fp1 x O1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

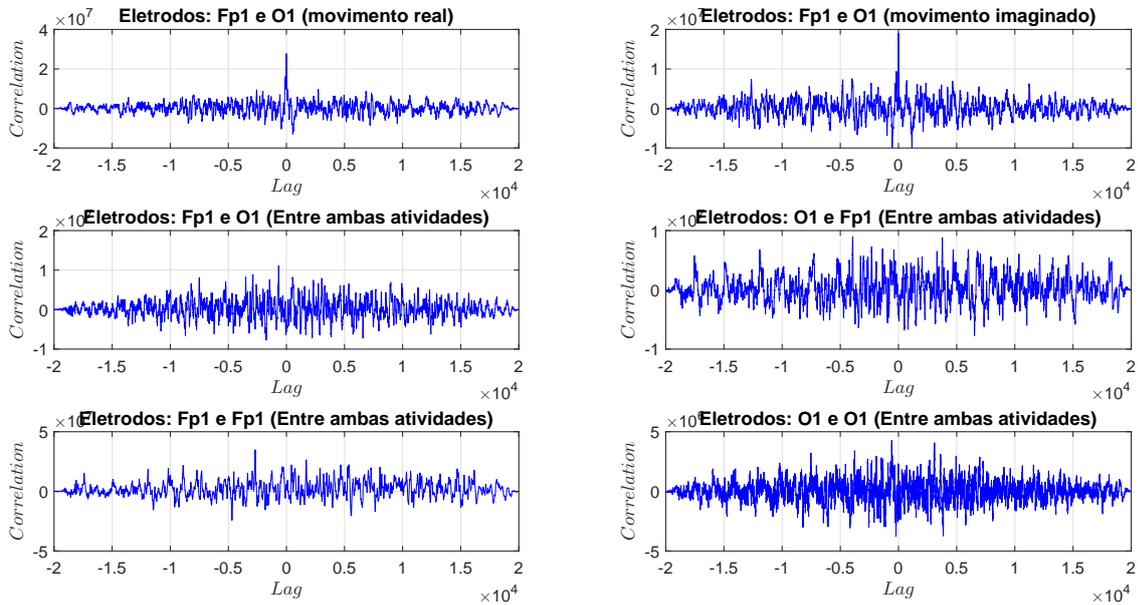
Figura A.30: Correlações entre sinais para voluntários com atividade de imaginar abrir e fechar o punho direito ou esquerdo (eletrodos O1 x Fp1 entre voluntários).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura A.31, por conseguinte, constam as correlações entre os eletrodos Fp1 e O1 para o voluntário 1 para a atividade, real ou imaginada, de abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés. Altas correlações são observadas nos casos de eletrodos distintos para a mesma atividade. Para as demais, nenhum valor expressivo é visto. A seguir, na Tabela A.4, constam os números de MAC para as combinações realizadas.

Figura A.31: Correlações entre sinais para o voluntário 1 nas atividades real e imaginária de abrir e fechar o punho direito ou esquerdo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela A.4: Números de MAC para as combinações de eletrodos para voluntários cuja atividade era imaginar abrir e fechar os dois punhos ou os dois pés.

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
Fp1 x Fp1 (1 e 2)	5,96e-4	O1 x O1 (1 e 2)	1,08e-5	Fp1 x O1 (1 e 2)	2,44e-5
Fp1 x Fp1 (1 e 3)	0,0107	O1 x O1 (1 e 3)	1,00e-4	Fp1 x O1 (1 e 3)	1,07e-4
Fp1 x Fp1 (1 e 4)	6,45e-4	O1 x O1 (1 e 4)	1,88e-4	Fp1 x O1 (1 e 4)	1,11e-4
Fp1 x Fp1 (2 e 3)	0,0204	O1 x O1 (2 e 3)	1,52e-4	Fp1 x O1 (2 e 3)	5,18e-5
Fp1 x Fp1 (2 e 4)	0,0012	O1 x O1 (2 e 4)	2,94e-5	Fp1 x O1 (2 e 4)	0,0019
Fp1 x Fp1 (3 e 4)	0,0038	O1 x O1 (3 e 4)	5,96e-4	Fp1 x O1 (3 e 4)	0,0051

Combinação	MAC	Combinação	MAC	Combinação	MAC
O1 x Fp1 (1 e 2)	7,03e-4	Fp1 x O1	0,0401	Fp1 x Fp1 (x)	1,12e-5
O1 x Fp1 (1 e 3)	2,89e-6	Fp1 x O1	0,0407	O1 x O1 (x)	0,0014
O1 x Fp1 (1 e 4)	5,68e-5	Fp1 x O1	0,0112		
O1 x Fp1 (2 e 3)	0,0022	Fp1 x O1	0,0391		
O1 x Fp1 (2 e 4)	2,82e-4	Fp1 x O1 (x)	0,0017		
O1 x Fp1 (3 e 4)	1,39e-7	O1 x Fp1 (x)	0,0011		

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para este último caso, confirma-se, de fato, que nenhum valor se aproxima da unidade para todas as correlações analisadas.