

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"Júlio de Mesquita Filho"
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

**ANÁLISE DAS BANDAS ALFA E TETA DO
ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE TAREFA
ESCRITA DE ARITMÉTICA**

GIOVANNA MELATO BONANÇA

**Botucatu-SP
2020**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"Júlio de Mesquita Filho"
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

**ANÁLISE DAS BANDAS ALFA E TETA DO
ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE TAREFA
ESCRITA DE ARITMÉTICA**

GIOVANNA MELATO BONANÇA
ORIENTADOR: JOSÉ LUIZ RYBARCZYK FILHO
CO-ORIENTADORA: SUZANA VEIGA SCHÖNWALD

Dissertação apresentada ao Instituto de Bio-
ciências, Campus de Botucatu, UNESP, para
obtenção do título de Mestre no Programa
de Pós-Graduação em Biologia Geral e Apli-
cada. Área de concentração Biologia de pro-
cessos e sistemas.

Prof. Dr. José Luiz Rybarczyk Filho,

Profa. Dra. Suzana Veiga Schönwald

Botucatu-SP

2020

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

Bonança, Giovanna Melato.

Análise das bandas alfa e teta do eletroencefalograma
durante tarefa escrita de aritmética / Giovanna Melato
Bonança. - Botucatu, 2020

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista
"Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de
Botucatu

Orientador: José Luiz Rybarczyk Filho

Coorientador: Suzana Veiga Schönwald

Capes: 20903006

1. Eletroencefalograma. 2. Neurociências. 3. Cognição.
4. Mapeamento cerebral. 5. Aritmética.

Palavras-chave: Banda alfa; Banda teta; Cognição
aritmética; Eletroencefalograma; Matching pursuit.

Dedico

Aos meus pais, Márcio e Telma, por todo o esforço para sempre me darem a melhor educação que poderiam. Se hoje concluo este trabalho é por causa deles.

Agradecimentos

Dois anos pode ser pouco para executar todo um projeto de pesquisa da forma como gostaríamos, mas certamente não é pouco tempo em nossas vidas e muitas pessoas acabam passando e nos auxiliando nesse processo de alguma forma.

- Começo agradecendo ao CNPq pelos processos 458810/2013-4 e 131418/2019-0 de suporte financeiro;
- Agradeço ao meu orientador José Luiz Rybarczyk Filho que me aceitou como orientanda quando fui bater na porta dele pedindo para fazer direto o mestrado sem nenhum estágio no laboratório, nenhum contato com programação e muito menos com processamento de sinais. A confiança dele em mim foi fundamental nesse processo. Bem como o fato de ser um orientador presente;
- Agradeço à Suzana Veiga Schonwald pela orientação. Me jogou uma grande luz em muitos momentos em que me senti perdida;
- Agradeço ao Gunther Johannes Lewczuk Gerhardt que também esteve na minha orientação contribuindo muito com a análise dos meus dados, com alguns "delírios" e também me explicando alguns conceitos que não fui capaz de compreender sozinha;
- Agradeço aos meus colegas de laboratório que ao longo dos meses viraram grandes amigos: Giordano Bruno Sanches Seco me ajudou de diversas formas. Desde me ajudar a entender porque meu código não funcionava até aquela conversa para dar uma espairecida no meio do trabalho. André Luiz Molan me ajudou em tanta coisa e em momentos tão diversos que nem consigo elencar aqui o motivo pelo qual sou mais agradecida, e se fosse agradecer por tudo que ele me ajudou só o agradecimento já seria uma tese por si só. A você que está lendo, desejo que você tenha um André também na sua vida. E se você já tiver, sorte a sua. Agradeço ao José Rafael Pilan por diversas conversas que me ajudaram a continuar encarando a coisa e também pela explicação de alguns conceitos. Grande professor;
- Agradeço à Agnes Alessandra Sekijima Takeda. Foram muitas conversas esclarecedoras

e acolhedoras. Também pelo grande exemplo de uma mulher cientista que carrega essa bandeira;

- Agradeço ao professor Joel Mesa Hormaza por ter aceitado avaliar meu trabalho na qualificação e me dar dicas construtivas acerca do que poderia ser corrigido ou melhorado;
- Agradeço ao professor José de Anchieta de Castro e Horta Júnior. Acompanhou minha trajetória acadêmica desde o meu trabalho de conclusão de curso da graduação. Agradeço por todos os ensinamentos dados ao longo desse tempo;
- Agradeço aos meus pais, Márcio e Telma por nunca terem me deixado faltar nada. Sem o apoio financeiro deles no ano em que não tive bolsa eu não poderia ter feito esse trabalho. Agradeço à minha mãe pelos momentos em que ela atentamente me ouviu contar sobre meu trabalho e sempre procurou entender do que se tratava, independente de ser um ponto que me empolgava ou gerava frustração;
- Agradeço à minha amiga Beatrice. Foi da minha sala na graduação e ingressou comigo no programa de pós. Nada como uma grande amizade para trilhar esse caminho junto;
- Agradeço à minha amiga Luciana Luchesi. Se eu acreditasse em mim na mesma medida em que ela acredita, eu teria a melhor auto confiança do mundo;
- Agradeço à minha amiga e ex companheira de casa Mariana. Acabou sendo minha mentora em muitos momentos e mesmo que distante agora tirou um enorme peso das minhas costas nessa reta final;
- Agradeço à professora Cláudia Helena Pellizzon que me ofereceu um grande suporte e me indicou um meio para fazer terapia de forma gratuita;
- Agradeço à Rafaela Miranda Ponce pelas sessões voluntárias e com o custo reduzido. A terapia foi crucial para meu amadurecimento emocional;
- Por fim agradeço à todas as outras pessoas que indiretamente auxiliaram na execução desse trabalho. Desde a companhia de meus amigos e familiares até os funcionários de manutenção que ajudam a manter o ambiente de trabalho em ordem.

Resumo

Humanos adultos têm a capacidade de realizar tarefas aritméticas com grande acurácia. É uma atividade que elenca vários processos cognitivos, portanto é um bom foco de estudo para a contribuição de conhecimentos na área de neurociências. O eletroencefalograma, um exame não invasivo e com boa capacidade de captar um evento no momento em que ele ocorre, é uma boa ferramenta para analisar a atividade aritmética no encéfalo. Muitos estudos já o fizeram relacionando essa atividade com as bandas alfa e teta. Como o uso de dispositivos *mobile* ainda é pouco usado em pesquisas e o sinal de eletroencefalograma é decomposto com a Transformada de Fourier, que tem a limitação de baixa resolução temporal, o objetivo do nosso estudo foi replicar os dados encontrados na literatura com um dispositivo de EEG *mobile* de baixo custo e decompor o sinal com auxílio do *Matching Pursuit*, que apresenta boa resolução temporal. Utilizamos o dispositivo *mobile Emotiv Epoc* de 14 eletrodos para captar o sinal de 60 voluntários em duas condições: repouso e atividade aritmética de multiplicação de quatro números por outros quatro. O sinal obtido foi decomposto com auxílio do *Matching Pursuit*. Comparamos repouso com atividade e hemisfério direito com esquerdo. Obtivemos resultados similares aos estudos relacionados à atividade fásica.

Abstract

Adults have the ability to perform arithmetic tasks with great accuracy. Arithmetic task is an activity that demands several cognitive processes, so it is a good focus of study for the contribution of knowledge in the field of neuroscience. The electroencephalogram is a non-invasive exam with good capacity to capture an event at the moment it occurs, is a good tool to analyze the arithmetic activity in the brain. Many studies have already done this by relating this activity to the alpha and theta bands. The use of mobile devices is still uncommon in research and the electroencephalogram signal is decomposed with the Fourier Transform, which has the limitation of low temporal resolution. The purpose of our study was to replicate the data found in the literature with a Low cost mobile EEG and decompose the signal with Matching Pursuit, which has good temporal resolution. We used the Emotiv Epoc device with 14 electrodes to capture the signal of 60 volunteers in two conditions: rest and arithmetic activity of multiplying four numbers. The obtained signal was decomposed with Matching Pursuit, comparing rest with activity and right with left hemisphere. We obtained results similar to studies related to phasic activity.

Lista de Figuras

1.1	Potencial de ação na membrana celular	p. 3
1.2	Gráfico potencial de ação	p. 4
1.3	Sistema 10-20	p. 5
1.4	Leitura EEG	p. 5
1.5	Sinal analógico e digital	p. 6
1.6	Reconstrução do sinal com a FFT	p. 7
1.7	Reconstrução do sinal com o MP	p. 7
1.8	Representação gráfica de um átomo	p. 8
1.9	Ritmos cerebrais	p. 8
1.10	Efeito Berger	p. 10
1.11	Mapas de ativação	p. 12
3.1	Headset Emotiv Epoc+	p. 16
3.2	Eletrodos Emotiv Epoc+	p. 17
3.3	Esquema saída dos dados do MP	p. 18
4.1	Distribuição da nota média dos voluntários	p. 21
4.2	Amplitude geral de cada banda	p. 22
4.3	Frequência geral de cada banda	p. 22
4.4	Duração geral de cada banda	p. 23
4.5	Densidade geral de cada banda	p. 24
4.6	Amplitude mediana por eletrodo	p. 27
4.7	Esquema representativo das diferenças significativas de amplitude entre re- poso e atividade	p. 28

4.8	Amplitude mediana por eletrodo separado por região do escalpo	p. 28
4.9	Esquema representativo das diferenças significativas de amplitude entre hemisférios	p. 29
4.10	Frequência mediana por eletrodo	p. 30
4.11	Esquema representativo das diferenças significativas de frequência entre repouso e atividade	p. 31
4.12	Frequência mediana por eletrodo separado por região do escalpo	p. 31
4.13	Esquema representativo das diferenças significativas de frequência entre hemisférios	p. 32
4.14	Duração mediana por eletrodo	p. 33
4.15	Esquema representativo das diferenças significativas de duração entre repouso e atividade	p. 34
4.16	Duração mediana por eletrodo separado por região do escalpo	p. 34
4.17	Esquema representativo das diferenças significativas de duração entre hemisférios	p. 35
4.18	Densidade mediana por eletrodo	p. 36
4.19	Esquema representativo das diferenças significativas de densidade entre repouso e atividade	p. 37
4.20	Densidade mediana por eletrodo separado por região do escalpo	p. 37
4.21	Esquema representativo das diferenças significativas de densidade entre hemisférios	p. 38

Lista de Tabelas

4.1	Distribuição dos dados de teta	p. 25
4.2	Distribuição dos dados de alfa	p. 26

Sumário

Resumo	p. vi
Abstract	p. vii
1 Introdução	p. 1
1.1 <i>Breve histórico do eletroencefalograma</i>	p. 1
1.2 <i>Base fisiológica do eletroencefalograma</i>	p. 2
1.3 <i>O eletroencefalograma</i>	p. 4
1.4 <i>Cognição aritmética</i>	p. 11
1.5 <i>Achados de eletroencefalograma associados com cognição aritmética</i>	p. 12
2 Objetivos	p. 14
2.1 <i>Objetivos Específicos</i>	p. 14
3 Materiais e Métodos	p. 15
3.1 <i>Delineamento do estudo</i>	p. 15
3.2 <i>Voluntários</i>	p. 15
3.3 <i>Protocolo experimental</i>	p. 15
3.4 <i>Aquisição do sinal de EEG</i>	p. 16
3.5 <i>Decomposição do sinal de EEG por Matching pursuit</i>	p. 17
3.6 <i>Análise estatística</i>	p. 19
3.7 <i>Performance dos voluntários</i>	p. 19
4 Resultados e Discussão	p. 20
4.1 <i>Performance dos voluntários nas tarefas</i>	p. 20

4.2	<i>Características gerais da distribuição dos átomos nas bandas teta e alfa . . .</i>	p. 21
4.3	<i>Características topográficas dos átomos nas bandas teta e alfa e efeito da atividade</i>	p. 24
4.4	<i>Resumo e contextualização dos resultados</i>	p. 38
5	Conclusão	p. 43
	Referências Bibliográficas	p. 44

1 Introdução

Humanos têm a capacidade de manipular os números com grande precisão. Quando adultos têm habilidade de realizar operações aritméticas, mas desde a infância têm noção de quantidade. Essa última característica é compartilhada com outros animais, como os mamíferos, algumas aves e até peixes Agrillo et al. (2009) Nieder (2016). No estudo da neurociência a atividade aritmética é vastamente analisada pois exige pouco ou nenhum movimento dos voluntários sendo estudados, a atividade pode ser aplicada com uso de pouco ou nenhum equipamento e através dela é possível estudar diferentes aspectos da mente humana, como cognição, concentração, memória e processamento de números e palavras Ashcraft (1992) Dehaene et al. (1999). O eletroencefalograma (EEG) é uma ótima ferramenta de análise dessa atividade devido à sua boa resolução temporal (capacidade de identificar um evento no momento em que ele ocorre) e devido ao baixo custo do equipamento quando comparado com outros como a ressonância magnética funcional (fMRI) que tem boa resolução espacial (capacidade de identificar um evento na região anatômica em que ele ocorre) Hinault e Lemaire (2016).

1.1 Breve histórico do eletroencefalograma

Historicamente o primeiro defensor da atividade eletrofisiológica animal foi Luigi Galvani que estimulava nervos periféricos de sapos recém mortos com impulsos elétricos e observava a contração das pernas em resposta ao impulso. Publicou um artigo em 1791 defendendo a “eletricidade animal”, porém a ideia por muitos anos não foi aceita pela comunidade científica Piccolino (1997) Goldensohn (1998), até meados do século XIX quando Emil Du Bois-Reymond, fisiologista alemão, publicou o livro *Untersuchungen über Thierische Elektrizität* (“Investigações da Eletricidade Animal”) defendendo o trabalho de Galvani. Du Bois-Reymond também melhorou os eletrodos utilizados na pesquisa fisiológica fazendo eletrodos não polarizáveis, considerados melhores que os polarizáveis por deixarem a corrente fluir livremente Burdon-Sanderson (1897). Juntamente com Carlo Matteucci fizeram do campo da eletrofisiologia a base da fisiologia do sistema nervoso Goldensohn (1998). Na mesma época, Hermann Von Helmholtz

mediu a velocidade de condução elétrica do nervo introduzindo o conceito de uma “corrente de ação” Goldensohn (1998). Em 1875 Richard Caton apresentou à associação médica britânica os achados de seus estudos explorando a atividade elétrica em hemisférios cerebrais expostos de coelhos e macacos utilizando um galvanômetro, apresentando a descoberta do sinal “flutuante” que constitui o eletroencefalograma juntamente com as primeiras evidências do potencial de ação Stone e Hughes (2013). Hans Berger, neuropsiquiatra, foi o primeiro a utilizar o EEG em humanos. Em 1924 iniciou o registro do sinal de EEG de pacientes com grandes deformações do crânio. Utilizando um eletrodo de EEG simultaneamente com um eletrocardiograma. Os registros eram gravados em papel fotográfico e tinham duração de 1 a 3 min. Posteriormente ele conseguiu obter bons registros do ritmo alfa e de seu bloqueio. Também iniciou estudos de flutuação da consciência, primeiros registros de fuso do sono, efeito da hipóxia no cérebro, efeitos de desordens cerebrais e um indício de epilepsia Stone e Hughes (2013). Desde então os estudos utilizando EEG vêm aumentando e até hoje têm grande importância devido à sua resolução temporal. O EEG de alta densidade (dEEG) no dias atuais representa a ferramenta de análise com a melhor relação de resolução temporal e espacial Pisarenco et al. (2014). Outros exames avançados, como a ressonância magnética, por exemplo, apresentam alta resolução espacial, porém não são tão bons em termos de resolução temporal devido ao tempo de obtenção das imagens. Apesar de apresentar boa resolução temporal o EEG não é uma boa escolha quando se necessita de boa resolução espacial. Isso se dá pelo fato do registro ser no escalpo, onde o sinal adquirido representa uma somatória do sinal de todas as camadas do encéfalo Jackson e Bolger (2014).

1.2 Base fisiológica do eletroencefalograma

O sinal de EEG é composto pela somatória de potenciais de ação dos neurônios ativos no momento de registro da atividade Jackson e Bolger (2014) O potencial de ação é o mecanismo pelo qual há propagação de informação entre os neurônios. Consiste num fluxo de energia na membrana da célula. No estado de repouso esta apresenta uma carga negativa em seu interior e uma carga positiva no exterior. Ao receber o estímulo de um impulso nervoso excitatório, há uma pequena alteração do potencial de membrana do neurônio que desencadeia um grande influxo de íons sódio na célula através de canais de sódio voltagem dependentes. Isso causa uma reversão de sua polaridade de negativa para positiva. Essa é a etapa de despolarização do potencial de ação. Após atingir um pico, os canais de sódio se fecham e a bomba de sódio e potássio passa a desempenhar importante papel na repolarização da célula ativamente tirando sódio e colocando potássio. Concomitantemente através dos canais de potássio há saída deste

íon. Devido à lentidão para esses canais fecharem, há uma hiperpolarização da célula, importante para a propagação unidirecional do estímulo. Essa hiperpolarização será compensada pela abertura de alguns canais de sódio químicamente dependentes para que a célula atinja novamente seu estado de repouso (Figura 1.1 e Figura 1.2). Além de um estímulo excitatório a célula pode receber um estímulo inibitório, que gera uma hiperpolarização da membrana. Esse evento se dá pela abertura de canais de cloro e de potássio, sendo que o de cloro atua na entrada desses íons na célula e o de potássio atua na saída dos mesmos. Essa atividade na célula é inibitória para a propagação do sinal por dificultar que haja um estímulo excitatório que atinja o limiar do potencial de ação Kandel et al. (2014).

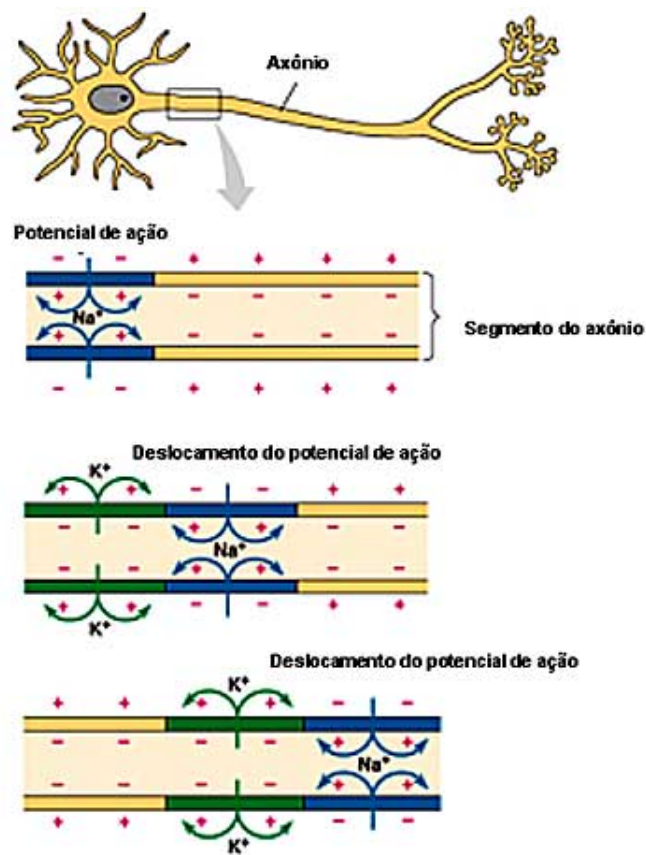


Figura 1.1: Potencial de ação na membrana celular. Está sendo representado num segmento do axônio o influxo de íons sódio e o efluxo de íons potássio seguindo de forma unidirecional na membrana. [Figura retirada de <https://www.sobiologia.com.br/figuras/Fisiologiaanimal/nervoso11.jpg>]

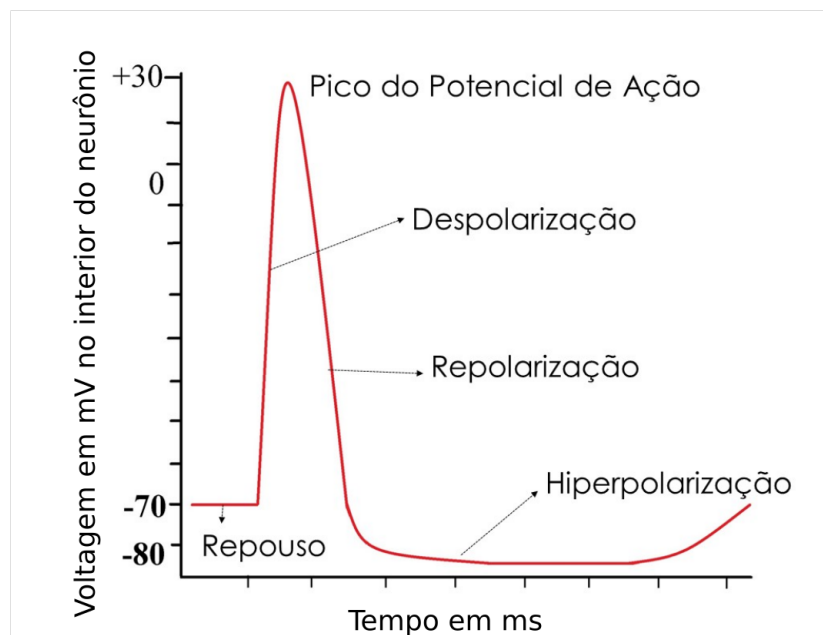


Figura 1.2: Representação gráfica do potencial de ação. Na ordenada está representada a mV do interior da membrana do neurônio e na abscissa o tempo decorrido. Está representado um potencial de ação inteiro, desde o momento de repouso da célula até a hiperpolarização. [Figura retirada de <https://noralinablog.files.wordpress.com/2016/01/kkkkkkk1.jpg>]

1.3 O eletroencefalograma

O registro do EEG se dá através de eletrodos condutores que são colocados no escalpo juntamente com um gel que diminui a impedância de contato do eletrodo com a pele. Eles são dispostos em posição conforme o sistema internacional 10-20, que determina uma proporção de distância entre os eletrodos e pontos de referência para abranger todo o encéfalo (Figura 1.3). Esses eletrodos são ligados a um amplificador para adequar o sinal ao dispositivo onde ele será gravado bem como para remover o ruído sobreposto. Quando analógico, o sinal é gravado em papel através de uma agulha sensível, quando digital, precisa passar por um conversor de sinal de analógico para digital e então é gravado num dispositivo de memória (Figura 1.4) Teplan et al. (2002). Apesar de atualmente os dispositivos portáteis estarem sendo cada vez mais lançados no mercado e popularizados, sua aplicação em trabalhos científicos ainda é baixa, em boa parte pela dúvida da capacidade destes em registrar a atividade cerebral com a mesma precisão dos dispositivos não portáteis. A *Emotiv* era a única empresa que tinha autorização para o envio do aparelho de EEG *mobile* para o Brasil. É um equipamento barato que não pode ser utilizado para diagnóstico por não ter todas as especificações necessárias. No entanto o *Emotiv Epoc+* além de ser mais acessível, tem muitos canais quando comparado com os *mobile* em geral, é portátil com *wireless* e é de fácil colocação por ser uma tiara.

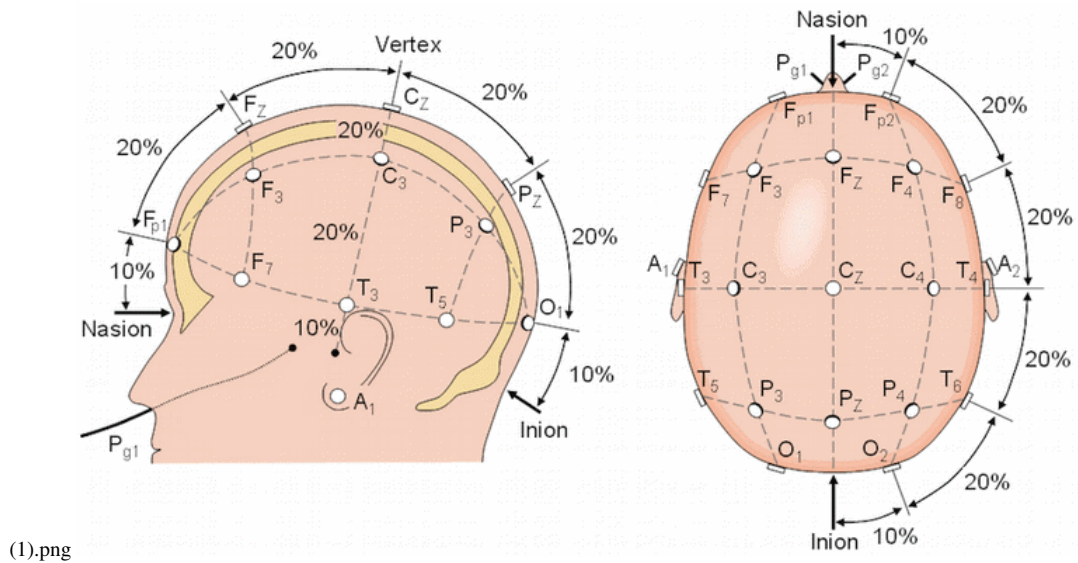


Figura 1.3: Representação do posicionamento de eletrodos no escopo segundo o sistema de proporções 10-20. Inion e Nasion são pontos de referência. [Figura adaptada de <https://cdn-blog.adafruit.com/uploads/2017/06/tdcs-2-1.gif>]

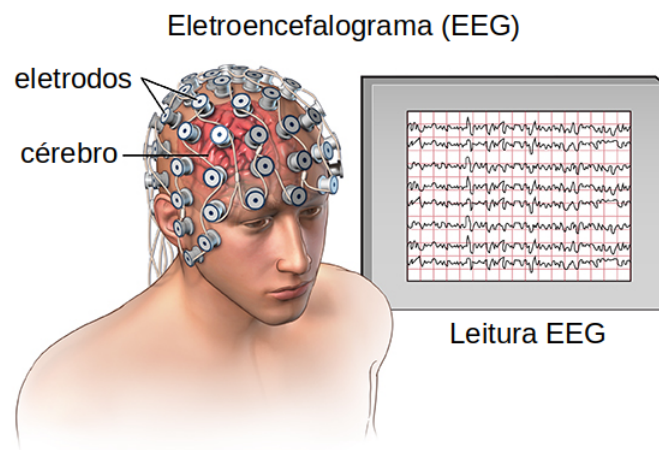


Figura 1.4: Eletrodos no escopo e representação do sinal captado (cada linha corresponde a um eletrodo). [Figura adaptada de <https://i.imgur.com/ZrmxJRu.jpg>]

Por muito tempo o EEG foi gravado em papel e analisado com as limitações espaciais da caneta de registro, que não chegava a registrar frequências muito altas ou muito baixas. Atualmente ele é registrado e analisado majoritariamente de forma digital. No entanto o processamento de sinal digital apresenta duas problemáticas principais, que são transformar um sinal real analógico e contínuo num sinal digital e consequentemente discreto, e a de reconstruir o sinal discretizado para análise (Figura 1.5). Por conta disso há uma série de alternativas para se reconstruir um sinal discretizado. Tradicionalmente o sinal de EEG é reconstruído com a Transformada de Fourier (FFT), no entanto ela é limitada por considerar estacionariedade do sinal, o que acarreta em perda principalmente de resolução temporal (Figura 1.6) Klonowski

(2009). O Matching pursuit (MP) é uma alternativa de reconstrução do sinal que tem boa resolução temporal porém não identifica as frequências tão bem quanto a Transformada de Fourier. Optamos pelo Matching Pursuit devido à resolução temporal dele e por nos permitir analisar outros aspectos do sinal além apenas da frequência e amplitude, que são os dois parâmetros classicamente analisados nos trabalhos de EEG. O MP dá a representação do sinal em átomos, que consistem num segmento do sinal com uma posição central no tempo e na frequência, uma faixa de duração, amplitude e fase (Figura 1.7 e Figura 1.8)Durka (2007).

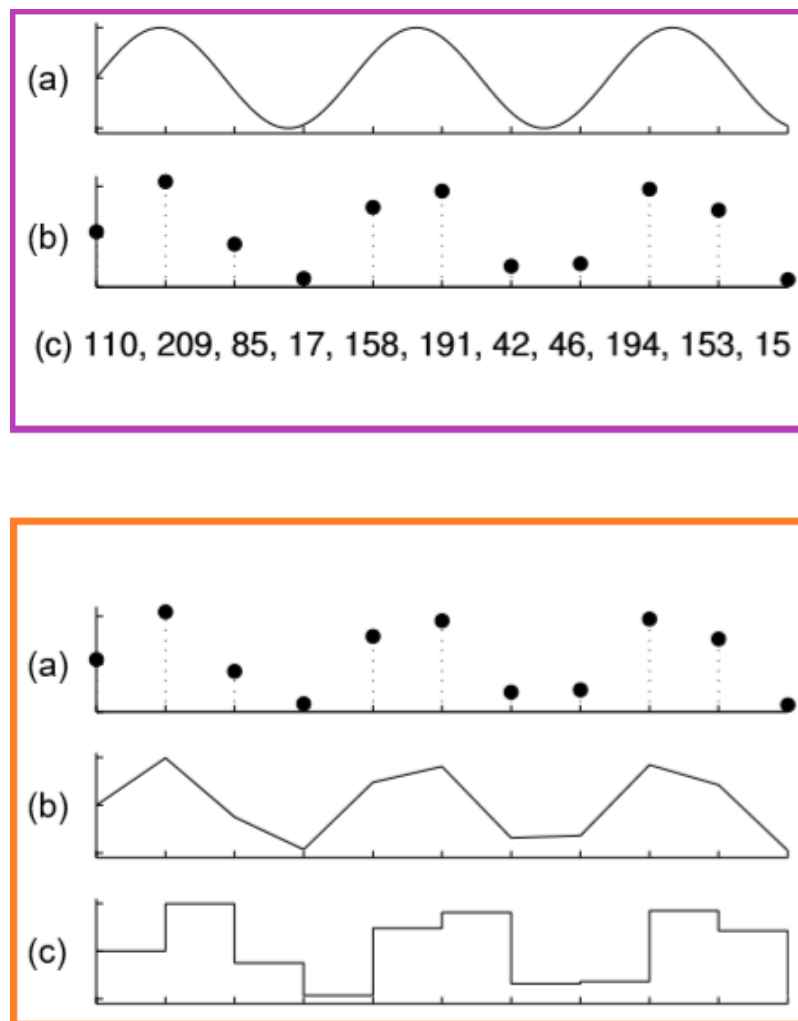


Figura 1.5: A figura está dividida em dois blocos. No primeiro, em roxo, o sinal analógico (a) discretizado respectivamente em pontos (b) e números (valores que ocupam no eixo y)(c). No segundo bloco, em laranja, o sinal discretizado (a) em duas alternativas de reconstrução a partir dos pontos (b e c). [Figura adaptada de (DURKA, 2007)]

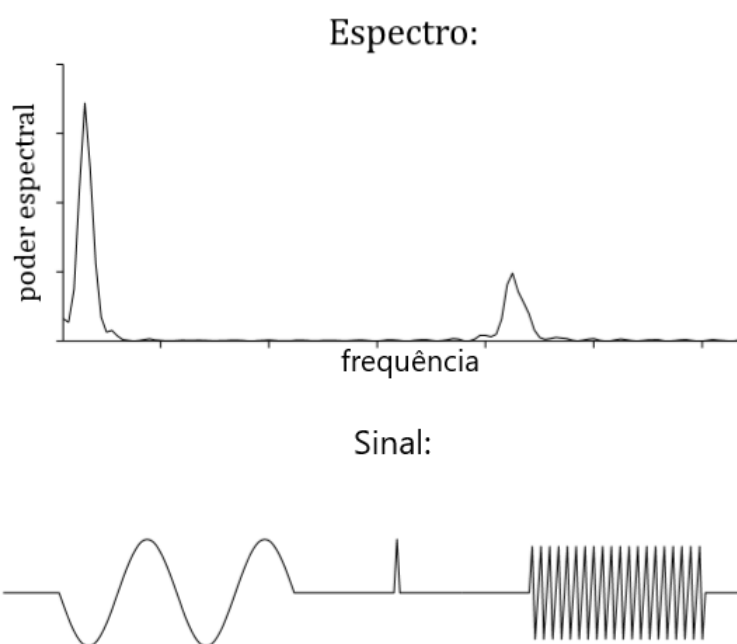


Figura 1.6: Na primeira parte da figura o gráfico resultante da reconstrução do sinal pela FFT em forma de espectro de frequência pelo poder espectral. Comparando com o sinal é possível notar que a energia do pico que se apresentou no meio foi distribuída e este não apareceu no gráfico. [Figura adaptada de (DURKA, 2007)]

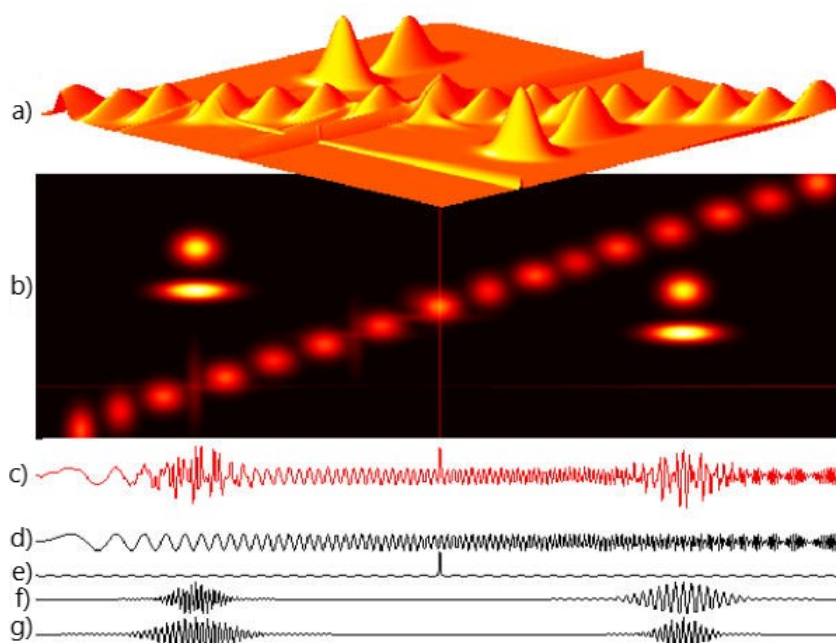


Figura 1.7: a) representação 3D da reconstrução do sinal pelo MP. b) representação 2D. c) sinal não processado. d), e), f) e g) são funções extraídas do sinal no processo de decomposição. Nas representações gráficas é possível analisar características de cada átomo como a duração dele, posição central no tempo, faixa de frequência que ocupou e sua posição central nesta e a amplitude (na representação 3D pode ser observada pela altura do átomo e na representação 2D pela intensidade da cor) [Figura adaptada de http://www.scholarpedia.org/article/Matching_pursuit]

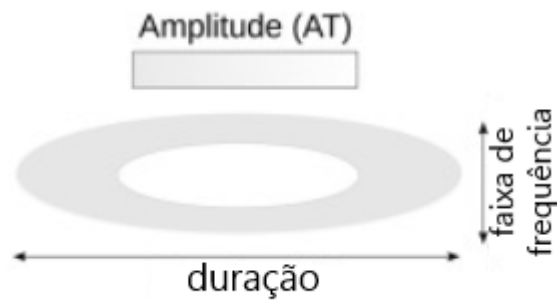


Figura 1.8: Representação gráfica de um único átomo resultante da decomposição do MP, indicada nele sua frequência, duração e amplitude [Figura adaptada de (SECO et al., 2019)]

O EEG registra uma atividade cerebral com frequência variando de 0,05 Hz a 500 Hz, sendo dividido em ondas de baixa frequência (delta, teta e alfa) e alta frequência (beta e gamma). As ondas de alta frequência são majoritariamente registradas durante a vigília enquanto que as ondas de baixa frequência podem ser mais observadas durante o sono e estado sonolento. A classificação exata dos tipos de onda e suas respectivas faixas de frequência não é um consenso na comunidade científica. Segundo Ernst Niedermeyer, a onda delta é caracterizada com frequência abaixo de 3,5 Hz, teta de 4 a 7,5 Hz, alfa de 8 a 13 Hz, beta de 14 a 30 Hz e gamma acima de 30 Hz Niedermeyer e Silva (2005).

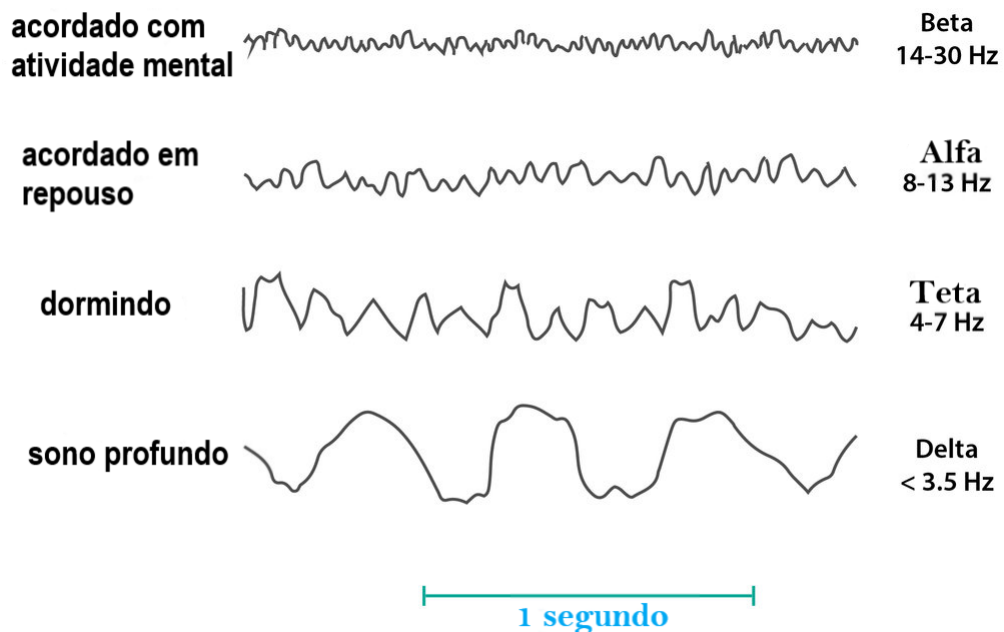


Figura 1.9: Ritmos cerebrais relacionados à atividade em que são melhores observados. [Figura adaptada de <https://static1.squarespace.com/static/5908027c20099e374ad3d70e/t/59896968e6f2e1fa7095f3e5/1502178378103/eeg-waves-normal>]

A dificuldade de estabelecer um consenso de classificação das ondas se dá por uma série de motivos, dentre elas, a exatidão dos aparelhos de eletroencefalograma Hughes (2008),

a variação individual da faixa de frequência de cada ritmo Klimesch (1999) e as características fisiológicas do cérebro, que não tem um sinal linear, nem completamente determinístico ou estocástico e nem estacionário Klonowski (2009). O cérebro não funciona de forma completamente padronizada nem completamente aleatória. Há um padrão de comportamento para cada situação, mas esse comportamento não se dá exatamente da mesma forma sempre. O conjunto de atividades realizadas e informações processadas muda constantemente. O cérebro não realiza uma única tarefa por vez (por exemplo, pode processar informações auditivas, visuais e comandar um movimento motor ao mesmo tempo), mas tem um limite de tarefas que consegue executar.

Por maior facilidade de registro e análise, o estado de sono é mais conhecido que o de vigília. Isso se dá pelo fato do estado de sono ser mais padronizado, cíclico e bem dividido e as ondas aparecerem mais isoladas (exceto pelo sono REM que muito se assemelha ao estado de vigília pela análise do EEG). O estado de vigília é estudado principalmente através dos potenciais relacionados a eventos (ERPs), que são flutuações da atividade neural específicas de uma determinada atividade, podendo ela ser de origem *top-down* (voluntária, de um estímulo esperado) ou *bottom-up* (involuntária, de um estímulo surpresa) Teplan et al. (2002) Eysenck e Keane (2017). As atividades *top-down* exigem mais atenção e resultam geralmente em atividades de ondas lentas, enquanto que as atividades *bottom-up* demandam atenção a estímulos sensoriais resultando principalmente em ondas rápidas Zhang et al. (2013). A atividade analisada pelo ERP é a fásica, que está relacionada a um estímulo e/ou tarefa e acontece muito rápido com curta duração. Em contraste à atividade fásica está a tônica, uma atividade mais relacionada com o ciclo circadiano, idade da pessoa, estado emocional, entre outras modificações Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999).

A onda mais vastamente estudada, principalmente por ser a mais facilmente registrada, é a onda alfa. Descoberta por Hans Berger que em seus estudos notou uma atividade elétrica mais proeminente com o fechar dos olhos na parte occipital do crânio. Ele próprio deu o nome de “alfa” à onda por ter sido o primeiro ritmo a ser registrado. Este fenômeno de aumento da quantidade de ondas alfa com o fechar dos olhos recebeu o nome de efeito Berger (Figura 1.10) Buzsaki (2006). Ligada a condições de relaxamento físico e inatividade mental. Pode ser mais observada nos lobos occipital e na porção central do telencéfalo Teplan et al. (2002). Ocupando uma faixa de frequência aproximadamente entre 7,5 e 13 Hz, em muitos trabalhos a banda alfa é subdividida conforme o local em que ela é registrada, a faixa de frequência que apresenta e a atividade à qual ela está relacionada. Dentro das subdivisões de alfa, a banda alfa alta ocupa aproximadamente uma faixa de frequência entre 1 e 1,5 Hz e está ligada à memória semântica de longo prazo. Já a banda baixa alfa ocupa uma faixa de 3,5 a 4 Hz e se relaciona com diferentes

tipos de atenção. O ritmo mu ocupa a mesma faixa de frequência que o ritmo alfa, no entanto é registrado no córtex motor e é suprimido durante tarefas motoras. Também pode ser chamado de ritmo alfa somatossensorial. Há um outro ritmo que se assemelha à atividade alfa que é registrado na parte medial do lobo temporal e está relacionado à estímulos auditivos, o ritmo tau. No entanto este é dificilmente detectado no EEG do escalpo Klimesch (1999).

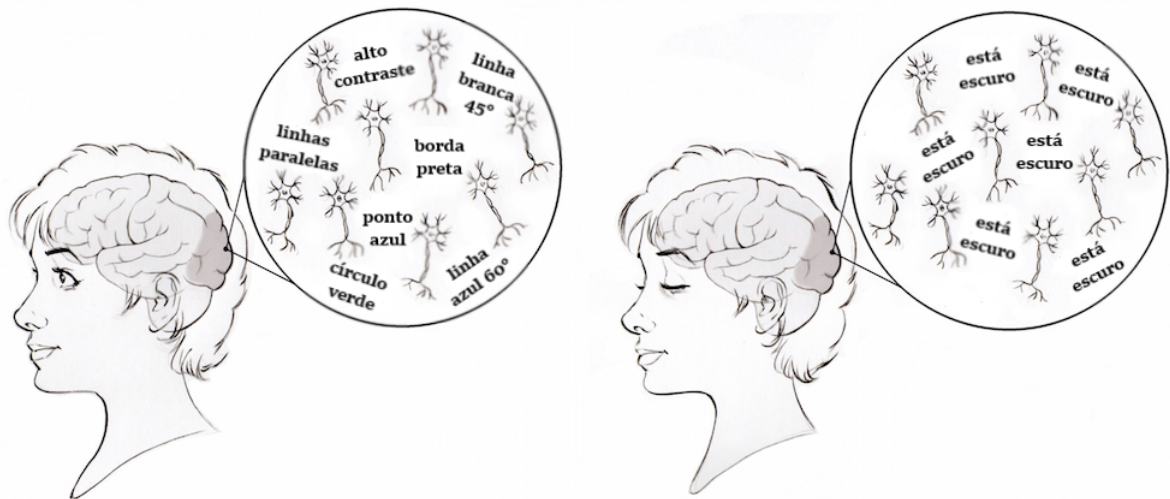


Figura 1.10: Esquema didático demonstrando sincronização do ritmo alfa no lobo occipital ao fechar dos olhos. [Figura adaptada de <https://backyardbrains.com/experiments/img/EEG-VisualSong-web.jpg>]

A onda teta tem pouca participação no indivíduo acordado ativo. Desempenha papel importante na infância e no estado sonolento. Durante a infância a atividade teta está relacionada a estímulos prazerosos. Nos adultos ela também é observada em atividades mentais como resolução de problemas Niedermeyer e Silva (2005). Em Gevins et al. (1997) foi encontrado aumento da intensidade do ritmo teta frontal medial conforme a dificuldade da tarefa. Eles realizaram tarefas que exigiam concentração e memória de trabalho. A origem da atividade teta frontal medial se dá bilateralmente no córtex pré frontal medial Ishii et al. (1999). Estudos com meditação foram feitos e foi observada uma maior expressão da onda teta em indivíduos experientes que meditavam com o intuito de atingir um estado de alegria. Também encontraram relação positiva entre a modulação do ritmo teta e processos criativos Gruzelier (2009). Devido à relatividade da atividade entre indivíduos, estudos trazem informações divergentes acerca da expressão do ritmo teta.

1.4 *Cognição aritmética*

Os estudos procuram explicar de formas diferentes e com diferentes ferramentas como o cérebro processa os números e atividades aritméticas. Por enquanto são três as principais teorias: a do *abstract code* que diz que os mecanismos de produção numeral são funcionalmente independentes dos mecanismos de compreensão numeral. A teoria do *encoding-complex* defende que as operações aritméticas são mediadas principalmente por processos específicos de modalidade e não por códigos abstratos. Enquanto a teoria do *triple code* é um pouco mais enriquecida e defende uma correlação funcional dos processos mentais com a neuroanatomia. O *triple code* considera que o cérebro pode ver um número de três formas: um código arábico representado por dígitos, um código verbal representado por palavras e um código analógico de quantidade e magnitude, que é uma noção de numeral que temos desde o nascimento e compartilhamos com muitos outros animais. Tais funções são relacionadas a algumas regiões cerebrais principais sendo elas a região occipito-temporal ventral (bilateral) para processar numerais arábigos, as áreas da linguagem (hemisfério esquerdo) para os códigos arábigos e áreas parietais ventrais (bilateral) para a noção abstrata de magnitude. Um número também pode ter um significado e sentimento associados, como o dia 7 de Setembro que representa a independência do Brasil, nossa idade, uma data marcante em nossas vidas, entre muitos outros casos. Regiões cerebrais envolvidas em funções gerais de atenção, memória de trabalho e de longo termo, controle executivo, processos visoespaciais e auditivos também contribuem com tarefas aritméticas dependendo da forma que o numeral nos for apresentado e que tipo de tarefa executamos a partir dele.

A teoria do *triple code* propõe duas rotas de resolução de cálculos envolvendo um só dígito: a rota direta e a indireta. A direta envolve elicitação de uma rota de memória para a resolução enquanto que a indireta ocorre quando não há uma memória disponível então o cérebro deve recorrer à semântica do número que então permite que ele seja manipulado. A rota pelo hemisfério esquerdo córtico-subcortical pelo tálamo e gânglia basal está ligada à resolução direta enquanto que a resolução indireta está ligada ao córtex parietal inferior e áreas de linguagem. Cada hemisfério do cérebro atua de uma forma diferente nos processos aritméticos, sendo que funções de expressão verbal estão mais restritas ao hemisfério esquerdo (devido às áreas da linguagem) e funções aritméticas de comparar números e contas dependentes de quantidades são executadas pelos dois hemisférios. Grande parte do que se sabe hoje em dia sobre essas funções vêm principalmente de estudos com pacientes com lesões cerebrais (a perda de uma função ligada a uma região indica a importância dela no processo fisiológico) Ashkenazi et al. (2008), estudos invasivos principalmente em animais e estudos com ressonância magnética

funcional Godefroy (2013), Arsalidou e Taylor (2011), Nieder (2016).

Arsalidou e Taylor (2011) fizeram um estudo de metanálise de estudos com ressonância magnética funcional que analisaram regiões do cérebro ligadas ao processamento dos números e da aritmética. Diferenciaram as regiões envolvidas com cada tipo de processo entre adição, subtração e multiplicação Figura 1.11 e a lateralidade de cada atividade. Os estudos e teorias ainda divergem acerca de como o cérebro opera para cada tipo de processo aritmético, principalmente quanto à subtração, sendo que ao contrário dos outros cálculos neste estudo ela foi dita como lateralizada à direita.

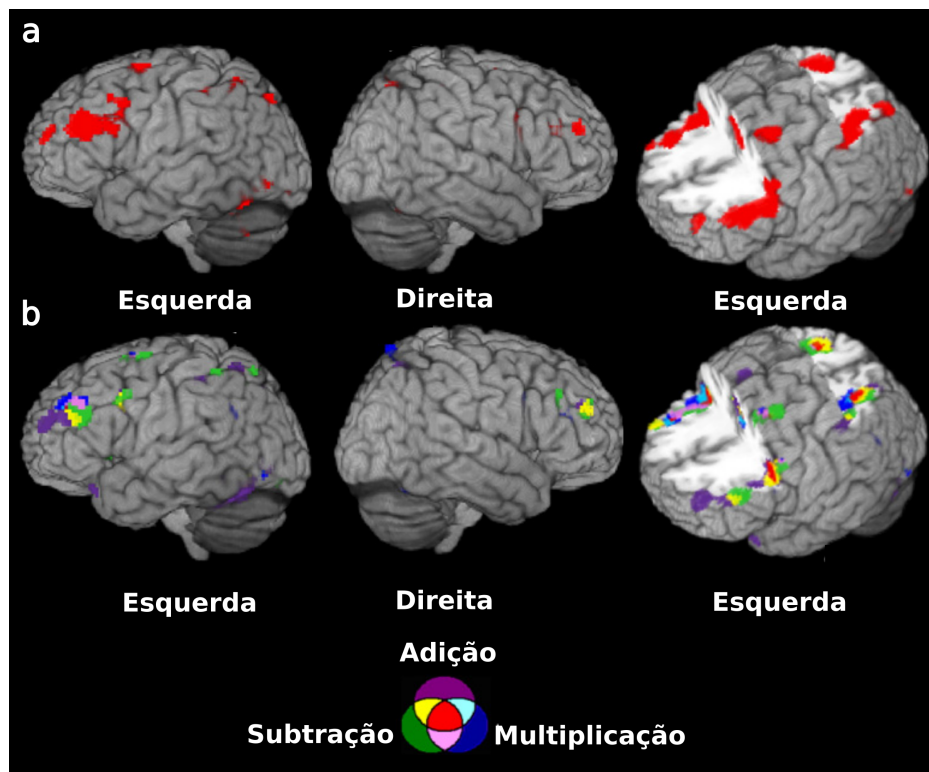


Figura 1.11: (a) Áreas cerebrais ativadas durante tarefas de cálculo. (b) Conjunto das áreas cerebrais ativadas separadamente por adição (roxo), subtração (verde) e multiplicação (azul). Em vermelho as regiões comuns às três operações aritméticas; em amarelo as regiões comuns à adição e subtração; azul claro comum à adição e multiplicação; rosa comum à subtração e multiplicação. [Figura e legenda adaptadas de (ARSALIDOU; TAYLOR, 2011)]

1.5 *Achados de eletroencefalograma associados com cognição aritmética*

Ao longo dos anos uma série de trabalhos se propôs a analisar a atividade aritmética com auxílio do EEG, no entanto foram utilizadas diversas metodologias com diferentes formas de obter o sinal e analisá-lo. Como por exemplo utilizar o EEG para obter poder espectral e dife-

rença da atividade tônica do encéfalo, ou utilizá-lo para obter um potencial relacionado a evento (ERP) e diferença fásica relacionada diretamente a um evento. Apesar das diferenças, é possível agrupar os trabalhos em conjuntos de resultados obtidos. Em relação à banda alfa, numa série de estudos ela foi relacionada com aumento em atividades de concentração, principalmente considerando a porção mais alta da banda. Esse tipo de achado também esteve mais ligado à análises de poder espectral que refletem atividade tônica (Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999), Dimitriadis et al. (2016), Earle et al. (1996)). Ainda em relação à banda alfa, também foi relacionada com redução em atividades de concentração, tendo os estudos apontado uma redução da banda principalmente ligado à análise de potencial relacionado a evento que reflete atividade fásica (Harmony et al. (1999), Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999) e o trabalho de revisão Hinault e Lemaire (2016)).

Para a banda teta há maior concordância em relação ao comportamento da banda em atividades de concentração, sendo que tanto nos estudos de poder espectral quanto nos estudos de potencial relacionado a evento tarefas de concentração foram relacionadas a aumento de atividade da banda (Earle et al. (1996), Harmony et al. (1999), Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999), Dimitriadis et al. (2016) e o trabalho de revisão Hinault e Lemaire (2016)).

Em relação às regiões do escalpo a tarefa aritmética é relacionada com aumento da atividade no hemisfério direito Micheloyannis et al. (2002), aumento da banda alta alfa no hemisfério direito Dimitriadis et al. (2016), multiplicação lateralizada à direita e adição à esquerda na meta-análise Arsalidou e Taylor (2011), e cálculo relacionado ao hemisfério esquerdo Earle et al. (1996).

2 *Objetivos*

O objetivo deste trabalho é reproduzir os resultados encontrados na literatura referente à atividade alfa e teta durante a realização de operações aritméticas com o uso de um dispositivo *mobile* de baixo custo e decompor o sinal com o *Matching Pursuit* devido à sua sensibilidade para variações rápidas (que ocorrem em segundos) no conteúdo espectral.

2.1 **Objetivos Específicos**

- Extração dos sinais de eletroencefalografia para o formato do *Matching Pursuit*;
- Decompor o sinal de EEG com o *Matching Pursuit*;
- Filtragem do resultado obtido pelo *Matching Pursuit*;
- Comparação entre os hemisférios cerebrais;
- Comparação entre as regiões antero-posteriores cerebrais;
- Comparação entre repouso e atividade;

3 *Materiais e Métodos*

3.1 *Delineamento do estudo*

O estudo foi do tipo experimental aberto, não-randomizado e não-controlado, do tipo antes-depois, de grupo único. O fator em estudo foi a atividade cognitiva associada à produção de cálculos aritméticos. A intervenção foi feita através de produção de cálculos do tipo multiplicação de vários dígitos. O desfecho foi a atividade teta e a alfa do EEG em diferentes localizações no escalpo. A população em estudo foi de adultos saudáveis escolarizados. A amostra em estudo consiste em 60 adultos jovens de ambos sexos, com escolaridade igual ou maior que o ensino médio completo.

3.2 *Voluntários*

O estudo foi realizado no laboratório de estudos em Biocomplexidade do departamento de Física e Biofísica no Instituto de Biociências da Unesp de Botucatu. Para o experimento foram obtidos sinais de EEG de 60 indivíduos saudáveis, sendo os voluntários que contribuíram com o projeto majoritariamente estudantes do curso de física médica, sendo 29 homens e 31 mulheres. Idade entre 18 e 37 anos, com média de 21,93 anos e desvio padrão de 3,43. Não foi considerada dominância manual nem o ciclo hormonal das mulheres. O procedimento experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Botucatu sob o número 59229916.4.0000.5411.

3.3 *Protocolo experimental*

Cada voluntário participou de uma sessão única de coleta com 20 min de duração. O sinal foi gravado em duas condições: repouso e atividade. No repouso os voluntários ficaram parados e de olhos abertos sem realizar atividades mentais durante 1 min (com piscamento permitido). No minuto seguinte foi gravado o sinal de atividade. Os voluntários realizaram uma conta

matemática de multiplicação no papel, sendo que foram multiplicados 4 dígitos por outros 4. Essas duas condições foram repetidas dez vezes. As contas aplicadas aos voluntários foram geradas randomicamente sendo que nenhuma se repetiu.

Nem todos os voluntários terminaram as contas no minuto determinado, no entanto puderam terminar a conta caso desejassem sem controle do tempo extra utilizado e sem gravação do sinal neste momento.

3.4 Aquisição do sinal de EEG

Os sinais de EEG foram obtidos com o dispositivo *mobile Emotiv EPOC+*. O dispositivo contém 14 sensores posicionados segundo o sistema internacional 10-20 nas posições esquerda e direita (eletrodos de mesmo nome com números ímpares sendo do hemisfério esquerdo e os pares do hemisfério direito): antero-frontal (AF3 e AF4), frontal (F3 e F4), temporal anterior (F7 e F8), fronto-central (FC5 e FC6), temporal médio (T7 e T8), parietal (P7 e P8) e occipital (O1 e O2) (Figura 3.1 e Figura 3.2). O aparelho tem taxa amostral de 128 Hz. Os eletrodos de referência CMS/DRL ficam nas posições P3 e P4 Emotiv (2019). A conexão do aparelho com o computador se dá por conexão bluetooth.



Figura 3.1: Foto do dispositivo utilizado para coleta dos sinais. [Figura retirada de <https://emotiv-website-uploads-live.s3.amazonaws.com/uploads/2016/06/Epoc-product-image.png>]

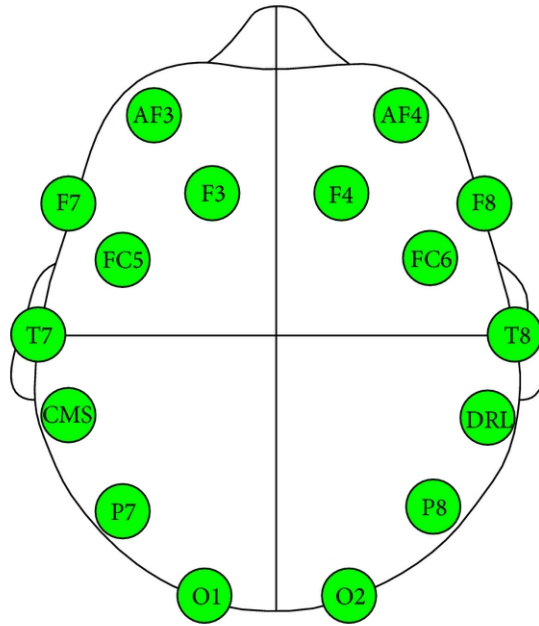


Figura 3.2: Esquema dos 14 eletrodos do dispositivo mais referência (CMS e DRL). [Figura retirada de https://www.researchgate.net/profile/Ting_Wang45/publication/261995555/figure/fig3/AS:324955427360809@1454486819909/Emotiv-EEG-neuroheadset-sensor-position-and-corresponding-behavior-groups-AF3-AF4-FC5.png]

3.5 Decomposição do sinal de EEG por Matching pursuit

Como brevemente apontado na introdução (1.3) tanto a digitalização do sinal quanto a reconstrução dele apresentam a problemática da perda de informações do sinal. Quando digitalizado o sinal registrado em pontos precisa ser reconstruído numa onda para análise de frequência, amplitude e energia. A transformada de Fourier tem baixa resolução temporal, por isso não é capaz de apresentar em que momento ocorreu a frequência indicada. Além disso se perde a informação de picos e ondas isolados no sinal (contemplado por *wavelets*). Alternativamente o *Matching pursuit* (MP) tem melhor resolução temporal. É um algoritmo que decompõe o sinal procurando dentro de um dicionário de funções de Gabor a função de maior similaridade utilizando a função: Equação 3.1. Quando encontrada, ela é subtraída do sinal bruto para que não sejam encontradas novas funções que se assemelhem àquele trecho. Esse novo sinal é então submetido à mesma forma de análise e as etapas vão se repetindo sucessivamente até que reste apenas um sinal residual. Assim é possível reconstruir o sinal com boa confiabilidade Durka (2007) e Klonowski (2009).

$$g_{\gamma}(t) = \alpha e^{-\pi((t-b)/s)^2} \sin[2\pi\omega(t-b)/N + 2\pi\xi(t-b)^2/N^2 + \phi] \quad (3.1)$$

Sendo que N é o tamanho do sinal em pontos, $\gamma = \{\alpha, b, \omega, s, \xi, \phi\}$ é um parâmetro da lista de funções do dicionário e α é escolhido de forma que $\|g_\gamma\| = 1$. A escala s representa a duração do átomo, os parâmetros b e ω correspondem respectivamente às posições centrais do átomo no tempo e na frequência. ϕ representa a fase do átomo. Foram selecionadas Deltas de Dirac e funções de Fourier para lidar com estruturas bem localizadas no tempo e na frequência. Essa não é uma escolha única como explicado em Chen, Donoho e Saunders (2001), Schönwald et al. (2006) e Schönwald et al. (2011).

Para rodar o *Matching Pursuit* nos dados foram colocados dados de entrada no programa: 96 iterações por segmento do sinal; sinal analisado por segmentos de 2048 pontos (equivalente a 16 s) de sinal; taxa de amostragem de 128 Hz; energia de reconstrução em 100 %; e 70000 átomos de Gabor em cada dicionário.

Uma representação gráfica dos dados de saída do *Matching Pursuit* pode ser vista na Figura 3.3.

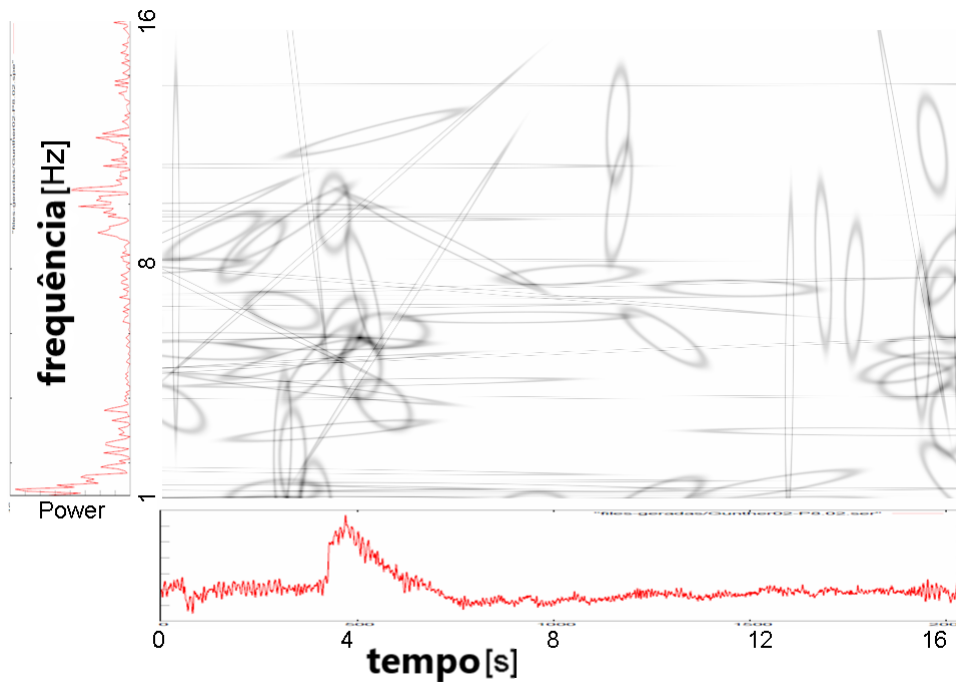


Figura 3.3: Esquema saída dos dados do MP. A amplitude dos átomos pode ser vista pelo raio vertical da elipse, a duração pelo diâmetro horizontal, a posição no tempo em relação ao eixo x, a frequência em relação ao eixo y e por fim o chirp pela inclinação da elipse.

3.6 Análise estatística

Além do MP todos os sinais foram avaliados por meio da Transformada de Fourier para remoção de possíveis sinais com artefatos (oriundos de ruído do próprio aparelho, de movimentação do eletrodo, do voluntário, de dispositivos eletrônicos próximos, entre outros). Como limite de corte o poder espectral não poderia exceder 10^3 unidades nas bandas de interesse.

Para a análise dos dados foi utilizado o R. Primeiramente analisamos aspectos gerais do sinal para depois começarmos a olhar para cada banda. As bandas foram separadas com base na classificação de Niedermeyer e Silva (2005) com adaptações para serem contínuas. As bandas teta e alfa foram classificadas nos seguintes intervalos de frequência: $4 \leq \text{teta} < 7,5$ e $7,5 < \text{alfa} < 13$. Átomos com duração menor que 0,5 s (64 pontos) de sinal foram desprezados. A amplitude foi restrita até $250 \mu\text{V}$ também para filtrar artefatos. Foram selecionados os 30% maiores valores de amplitude de cada tentativa de cada voluntário em cada banda. Essa porcentagem foi definida arbitrariamente. Quando comparado com a seleção dos 90% maiores valores os resultados obtidos foram semelhantes. Na seleção dos 30% maiores valores de amplitude são selecionados os átomos mais representativos da amostra. Os parâmetros analisados foram a amplitude em μV , frequência em Hz, duração do sinal em segundos e densidade do número de átomos/minuto.

Para testar normalidade dos dados foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para a frequência de cada eletrodo, voluntário e ritmo. Como para todos os casos $p \leq 0,05$, não consideramos distribuição gaussiana. Primeiramente analisamos os átomos na banda teta e na banda alfa em todos os eletrodos juntos para dar noção de distribuição do sinal num geral em repouso e em atividade. Logo após foi calculada a mediana dos parâmetros de cada voluntário em cada eletrodo. Dessas medianas foram calculadas novas medianas. Uma para cada eletrodo, condição e banda. Também foi calculado o intervalo interquartil. Foi feito teste de wilcoxon para comparar as medianas entre as condições (repouso e atividade) e comparar hemisférios através dos canais contra laterais.

3.7 Performance dos voluntários

Para medir a performance dos voluntários cada conta poderia valer de 0 a 10 pontos, sendo que cada linha resolvida corretamente valeu 2 pontos. Por fim foi calculada a nota média de todas as 10 contas de cada voluntário.

4 *Resultados e Discussão*

Após a filtragem com a Transformada de Fourier para a retirada de sinais com artefatos, os sinais resultantes foram analisados por meio da decomposição do *Matching Pursuit*. Inicialmente havia na ordem de 6×10^6 átomos no total. Aplicou-se uma segunda filtragem nos dados oriundos do MP, sendo que a amplitude não poderia ser maior que $250 \mu V$ e a duração deveria ser maior que 0.5 s, após essa filtragem, restou na ordem de 4×10^6 átomos. Os átomos nas bandas teta e alfa foram separadas desse total. Os em teta ficou na ordem de 7×10^5 átomos e os em alfa na ordem de 7×10^5 . Dentro de cada minuto de sinal foram selecionados 30% dos átomos de maior amplitude. Dos átomos na ordem de 2×10^5 restantes em teta, 9×10^4 eram de repouso e 10^5 eram de atividade. Dos átomos na ordem de 2×10^5 restantes em alfa, na ordem de 10^5 eram de repouso e na ordem de 10^5 eram de atividade.

4.1 *Performance dos voluntários nas tarefas*

Da média das notas designadas aos voluntários fizemos o gráfico Figura 4.1. Pela distribuição é possível notar que de forma geral os voluntários tiveram um bom desempenho, considerando que a moda das notas está em torno de 6.

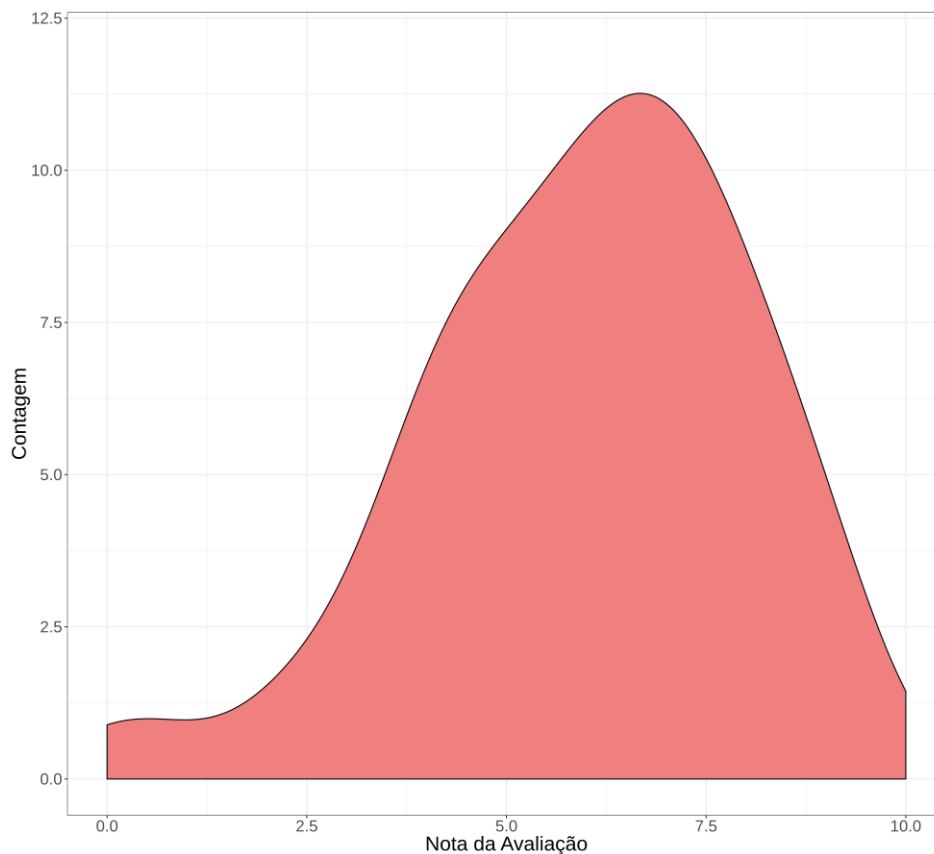


Figura 4.1: Distribuição da nota média dos voluntários.

4.2 *Características gerais da distribuição dos átomos nas bandas teta e alfa*

Iniciamos a análise dos átomos dentro de cada banda sem discernirmos regiões do escalpo, ou seja, com todos os eletrodos em conjunto. Essa análise inicial tem como objetivo apenas analisar o comportamento da distribuição dos dados de cada parâmetro em cada condição e banda, sendo realizada apenas uma análise visual. Neste momento não é possível realizar teste estatístico de comparação entre as curvas pois a grande quantidade de átomos aparenta uma significância estatística entre as curvas que é apenas um viés da grande quantidade de informação.

A amplitude dos átomos de teta apresentou uma variação muito pequena entre as condições, tendo reduzido a quantidade de átomos menos amplos durante a atividade, ou seja, ocorreu um pequeno aumento de teta na atividade. Os átomos na banda alfa apresentaram uma maior variação. Durante o período de atividade podemos observar tendência à redução da amplitude, pois nesta condição há maior quantidade de átomos menos amplos e menor quantidade de átomos mais amplos do que no repouso Figura 4.2.

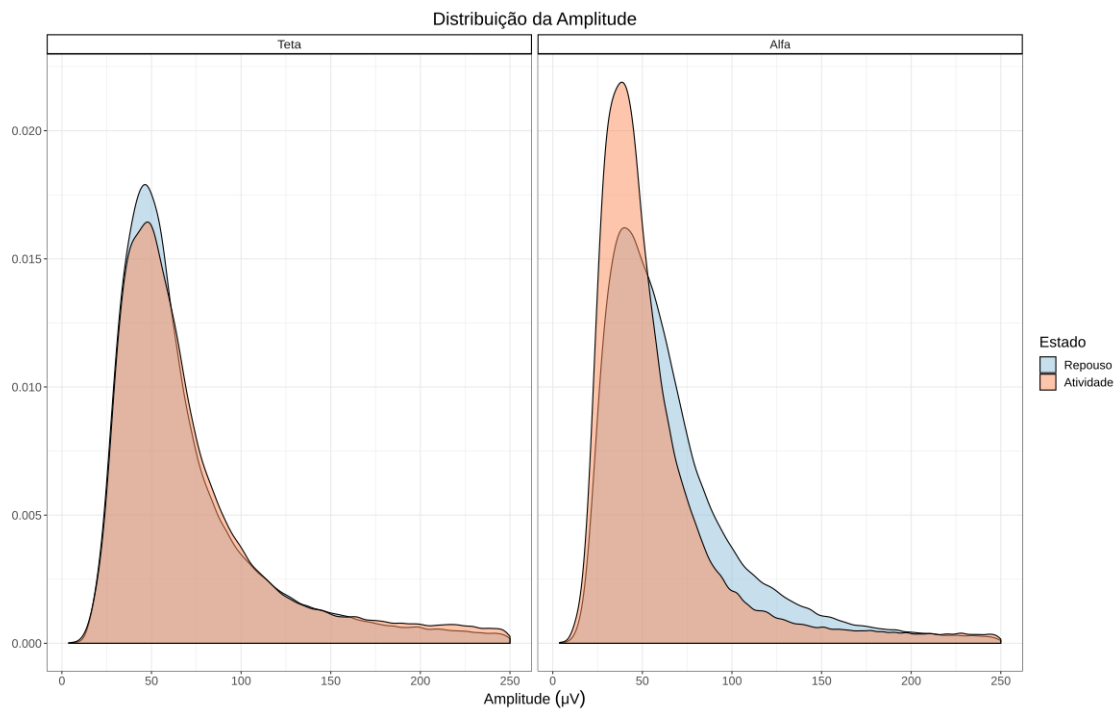


Figura 4.2: Gráfico da amplitude geral de cada banda para as condições de repouso e de atividade.

A frequência dos átomos de teta se manteve entre as condições. A dos átomos de alfa teve a moda reduzida de aproximadamente 11 Hz para aproximadamente 9 Hz no período de atividade Figura 4.3.

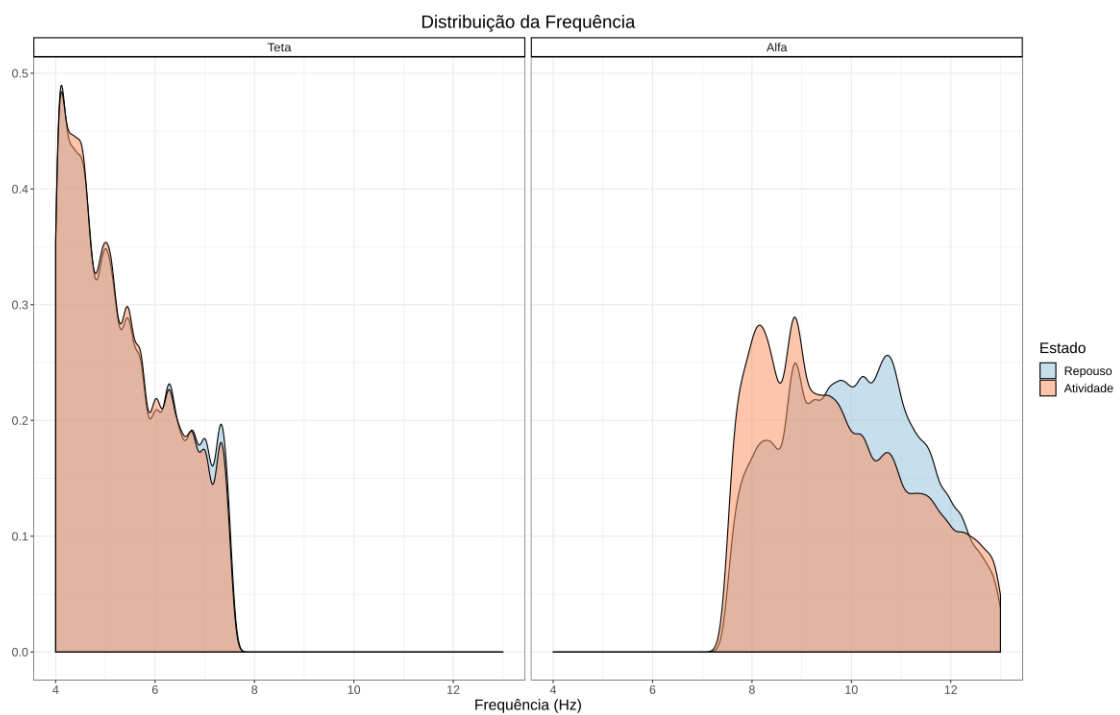


Figura 4.3: Gráfico da frequência geral de cada banda para as condições de repouso e de atividade.

Nessa análise a duração dos átomos se manteve para as duas bandas Figura 4.4.

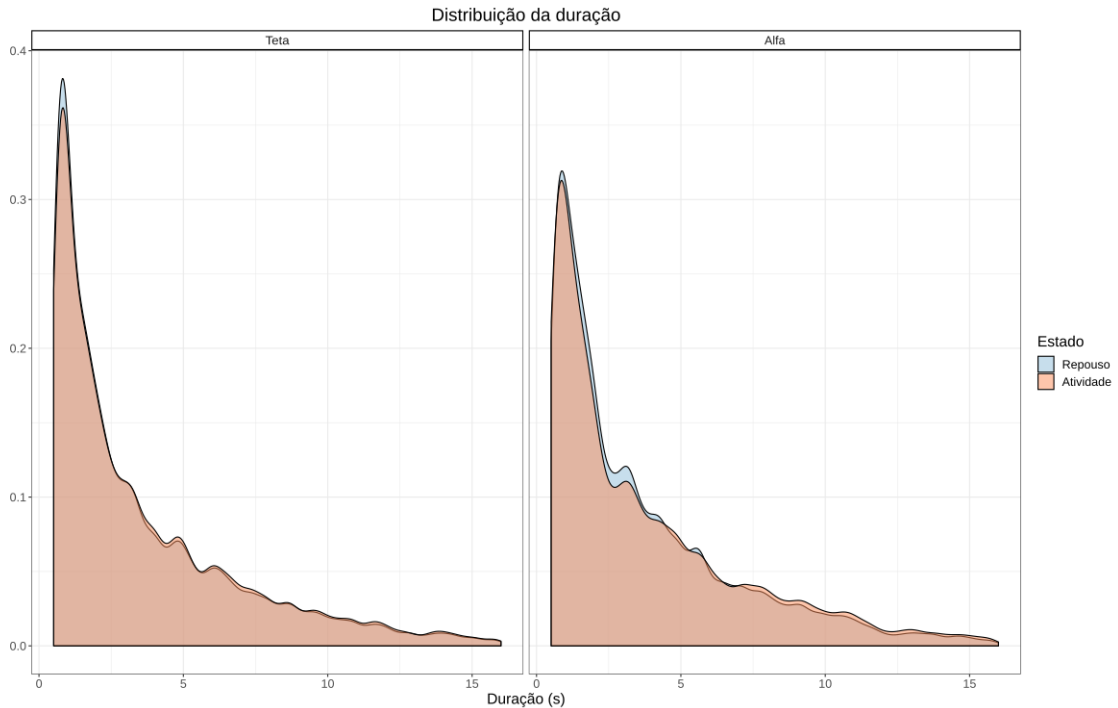


Figura 4.4: Gráfico da duração geral de cada banda para as condições de repouso e de atividade.

A densidade dos átomos de teta apresentou uma distribuição bimodal, com uma moda em 12 átomos por minuto de sinal e outra em 15 durante o repouso. A atividade apresentou as mesmas modas, no entanto o pico em aproximadamente 12 átomos/min está menor em relação ao repouso e a curva tem maior distribuição em maiores valores, mostrando um aumento na densidade dos átomos durante a atividade. A distribuição de alfa apresentou um pico em torno de 12 átomos por minuto tanto no repouso quanto na atividade. O pico da atividade foi maior e a distribuição do repouso está mais deslocada à direita, mostrando redução da densidade durante a atividade.

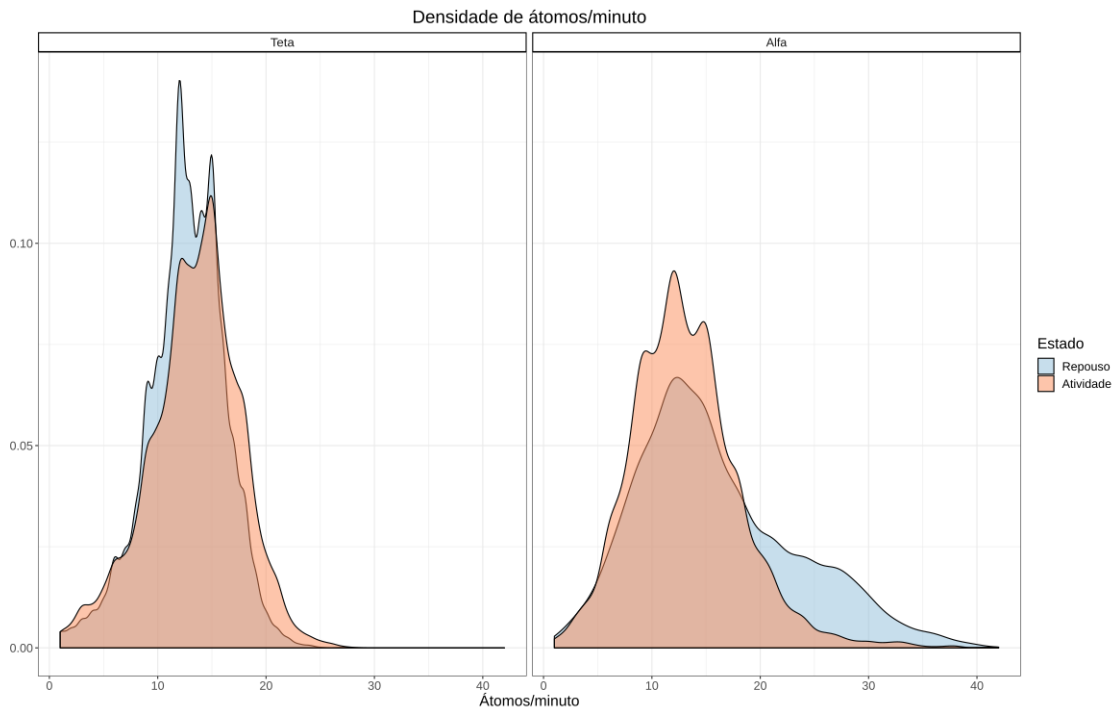


Figura 4.5: Gráfico da densidade geral de cada banda para as condições de repouso e de atividade.

4.3 *Características topográficas dos átomos nas bandas teta e alfa e efeito da atividade*

A tabela de medianas e intervalos interquartis traz uma noção topográfica de distribuição do sinal e assim podemos analisar e comparar regiões ântero-posteriores, hemisférios através dos eletrodos bilaterais e atividade com repouso.

Na Tabela 4.1 estão as medianas na banda teta. A análise a seguir foi realizada considerando os períodos de repouso. A amplitude dos átomos nos eletrodos do hemisfério direito foi maior e mostrou tendência a ser maior na região anterior do encéfalo. A duração não apresentou diferenças entre os hemisférios e regiões apresentando tendência a ser maior no hemisfério direito e na região posterior. A frequência também não apresentou diferenças entre os hemisférios e regiões com tendência a ser maior na região anterior. A densidade se mostrou maior no hemisfério direito na região central e apresentou tendência a ser maior na região anterior. Os períodos de atividade serão analisados e ilustrados com auxílio das figuras.

Tabela 4.1: Distribuição dos dados de teta. Tabela referente às informações das medianas da amplitude, frequência e duração do sinal de teta para cada eletrodo. Entre parênteses o valor do intervalo interquartil e em negrito os valores que tiveram diferença entre repouso e atividade no eletrodo correspondente.

eletrodo	condição	amplitude	duração	frequência	densidade
AF3	repouso	58.84 (39.14)	1.97 (0.84)	5.21 (0.36)	14 (3.1)
AF3	atividade	70.28 (28.64)	2.04 (0.58)	5.25 (0.33)	16 (3.5)
AF4	repouso	69.64 (42.77)	2.12 (0.69)	5.16 (0.32)	14.2 (3.5)
AF4	atividade	84.71 (38.22)	2.04 (0.7)	5.25 (0.38)	16 (3.5)
F3	repouso	47.96 (17.86)	2.27 (0.61)	5.25 (0.42)	14.2 (4)
F3	atividade	52.17 (23.49)	2.42 (0.82)	5.25 (0.35)	15.5 (3.6)
F4	repouso	54.62 (24.79)	2.54 (0.82)	5.28 (0.42)	14.5 (3)
F4	atividade	55.23 (21.91)	2.62 (0.69)	5.25 (0.32)	15.5 (3.6)
F7	repouso	58.78 (37.53)	2.01 (0.78)	5.13 (0.31)	13 (3.5)
F7	atividade	64.65 (27.14)	2.12 (0.74)	5.13 (0.31)	14 (3)
F8	repouso	80.65 (47.96)	2.21 (0.7)	5.16 (0.31)	14 (3.6)
F8	atividade	80.91 (37.55)	2.34 (0.83)	5.06 (0.25)	14.5 (4)
FC5	repouso	48.13 (27.26)	2.04 (0.7)	5.14 (0.29)	11.8 (4)
FC5	atividade	46.07 (17.77)	2.27 (0.6)	5.13 (0.26)	13.2 (3.5)
FC6	repouso	65.4 (35.22)	2.2 (0.73)	5.13 (0.39)	13 (2.5)
FC6	atividade	60.41 (28.32)	2.44 (0.84)	5.13 (0.32)	13 (3.5)
T7	repouso	40.78 (22.58)	2.33 (0.54)	5.09 (0.31)	10.5 (4.1)
T7	atividade	45.06 (27.95)	2.44 (0.92)	5.07 (0.32)	11.5 (5)
T8	repouso	63.64 (20.41)	2.36 (0.86)	5.09 (0.36)	12 (3.5)
T8	atividade	65.17 (25.27)	2.74 (1.06)	5.06 (0.29)	10 (4.6)
P7	repouso	35.59 (15.5)	2.29 (0.86)	5.18 (0.38)	12 (3.1)
P7	atividade	39.09 (20.04)	2.33 (0.8)	5.13 (0.31)	12 (4.2)
P8	repouso	57.44 (45.07)	2.44 (0.79)	5.19 (0.44)	12.2 (5)
P8	atividade	58.37 (46.57)	2.71 (1)	5.21 (0.42)	11.8 (6)
O1	repouso	37.59 (16.14)	2.41 (0.71)	5.16 (0.33)	12 (2.5)
O1	atividade	39.22 (16.23)	2.58 (0.97)	5.19 (0.26)	13 (2.5)
O2	repouso	50.88 (29.24)	2.33 (0.71)	5.19 (0.4)	12.2 (2.6)
O2	atividade	53.49 (23.48)	2.54 (0.83)	5.19 (0.38)	13 (3.8)

Fonte: O autor (2020)

Na Tabela 4.2 estão as medianas dos átomos na banda alfa. A amplitude foi maior no hemisfério direito e apresentou tendência em ser maior na região anterior. A duração não variou entre os hemisférios e regiões. Sem variação entre hemisférios, a frequência tendeu a ser maior no direito e entre as regiões, foi maior na posterior. Exceto pelos eletrodos ântero-frontais a densidade de átomos por minuto foi maior no hemisfério direito. Os períodos de atividade serão analisados e ilustrados com auxílio das figuras.

Tabela 4.2: Distribuição dos dados de alfa. Tabela referente às informações das medianas da amplitude, frequência e duração do sinal de alfa para cada eletrodo. Entre parênteses o valor do intervalo interquartil e em negrito os valores que tiveram diferença entre repouso e atividade no eletrodo correspondente.

eletrodo	condição	amplitude	duração	frequência	densidade
AF3	repouso	52.95 (28.09)	2.2 (0.73)	9.81 (0.98)	14 (8.8)
AF3	atividade	49.88 (20.63)	2.39 (0.88)	9.27 (0.74)	13.5 (5)
AF4	repouso	66.09 (26.27)	2.36 (0.64)	9.65 (1.32)	13.5 (10.8)
AF4	atividade	58.35 (26.89)	2.17 (1.16)	9.25 (0.65)	13 (6)
F3	repouso	41.78 (27.9)	2.67 (0.85)	9.75 (0.96)	15 (7.4)
F3	atividade	40.24 (15.21)	2.66 (0.94)	9.32 (0.6)	14 (5)
F4	repouso	51 (25.88)	2.45 (0.83)	9.85 (1.12)	15.8 (9.5)
F4	atividade	42.78 (18.26)	2.71 (1.11)	9.37 (0.63)	14.5 (6)
F7	repouso	58.85 (27.35)	2.06 (0.79)	9.72 (0.97)	12.5 (8.5)
F7	atividade	48.75 (21.57)	2.53 (1.09)	9.41 (0.47)	11.5 (4.8)
F8	repouso	70.19 (31.13)	2.41 (0.68)	9.88 (1.21)	14 (10)
F8	atividade	60.14 (28.18)	2.46 (0.89)	9.37 (0.74)	13 (4.4)
FC5	repouso	41.69 (25.46)	2.36 (0.94)	9.85 (1.06)	11.5 (7.2)
FC5	atividade	36.63 (19.85)	2.6 (1.18)	9.56 (0.46)	11 (5.4)
FC6	repouso	60.92 (34.47)	2.38 (0.69)	10.1 (1.07)	14 (10.1)
FC6	atividade	50.15 (31.58)	2.51 (1.02)	9.56 (0.78)	13 (6)
T7	repouso	40.2 (19.62)	2.36 (0.95)	9.89 (0.86)	11.2 (5.6)
T7	atividade	35.78 (20.58)	2.62 (1.08)	9.68 (0.59)	10.5 (5.8)
T8	repouso	65.09 (24.42)	2.56 (0.86)	10.44 (0.96)	15 (9.5)
T8	atividade	59.19 (30.12)	2.74 (0.78)	9.93 (1.1)	12.5 (6.1)
P7	repouso	32.26 (18.38)	2.53 (1)	9.93 (0.96)	13 (5.2)
P7	atividade	34.28 (15.41)	2.61 (0.84)	9.62 (0.64)	11 (4.1)
P8	repouso	61.52 (40.49)	2.56 (0.77)	10.33 (1.02)	15 (10.8)
P8	atividade	56.18 (47.96)	2.66 (0.98)	9.97 (1.19)	11.8 (5.8)
O1	repouso	37.28 (18.23)	2.49 (0.63)	10.1 (0.83)	15.5 (8.8)
O1	atividade	33.23 (11.97)	2.88 (1.17)	9.72 (0.55)	13 (5)
O2	repouso	52.68 (34.36)	2.45 (0.73)	10.35 (1.13)	16.5 (11.8)
O2	atividade	42.79 (19.88)	2.68 (1.02)	9.82 (0.75)	13.5 (6.1)

Fonte: O autor (2020)

Através dos boxplots associados ao teste de wilcoxon, ilustraremos o efeito da atividade em comparação com o repouso dos átomos em cada banda e em cada eletrodo bem como a diferença entre os hemisférios. Na amplitude na banda teta não foi observada diferença significativa entre atividade e repouso, apenas mostrou pequena tendência a aumentar. Já na alfa ocorreu diminuição significativa da amplitude nos eletrodos F4, F7, FC5 e FC6 (Figura 4.6 e Figura 4.7). Os átomos nas duas bandas, tanto na condição de repouso quanto na atividade apresentaram diferença significativa entre quase todos os eletrodos contra laterais, sendo a exceção o conjunto frontal. Em todos os casos de diferença significativa ela ocorreu no sentido do hemisfério direito apresentar átomos mais amplos do que o esquerdo (Figura 4.8 e Página 29).

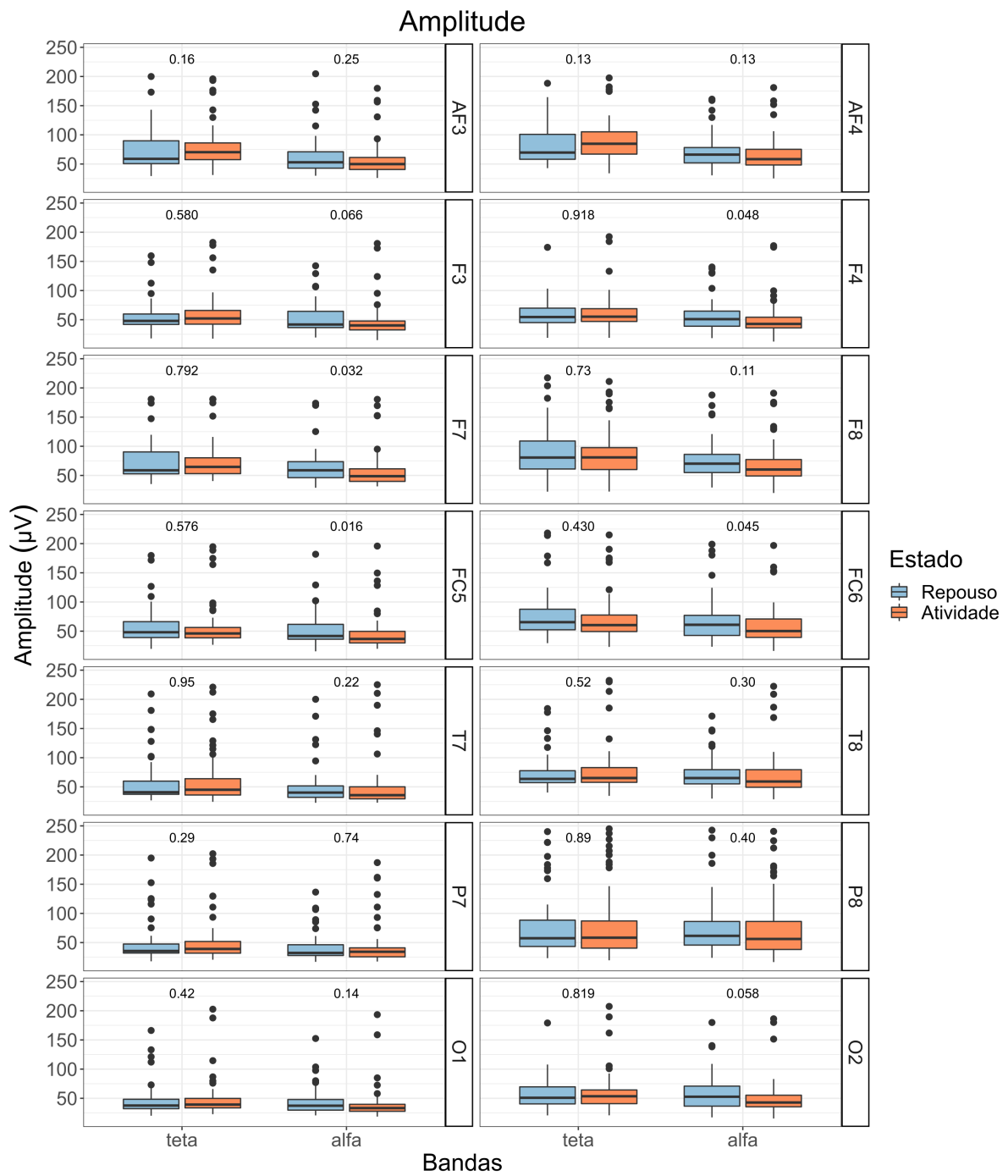


Figura 4.6: Boxplot das medianas de amplitude calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre repouso e atividade.

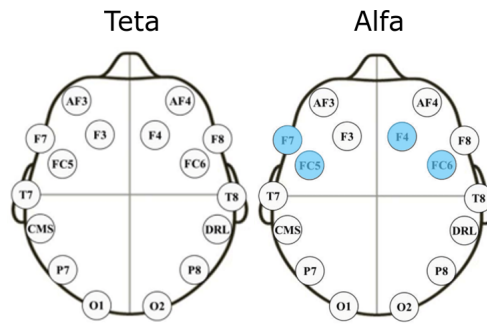


Figura 4.7: Esquema representativo das diferenças de amplitude significativas entre repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não houve alteração e os em azul indicam que houve redução na atividade.

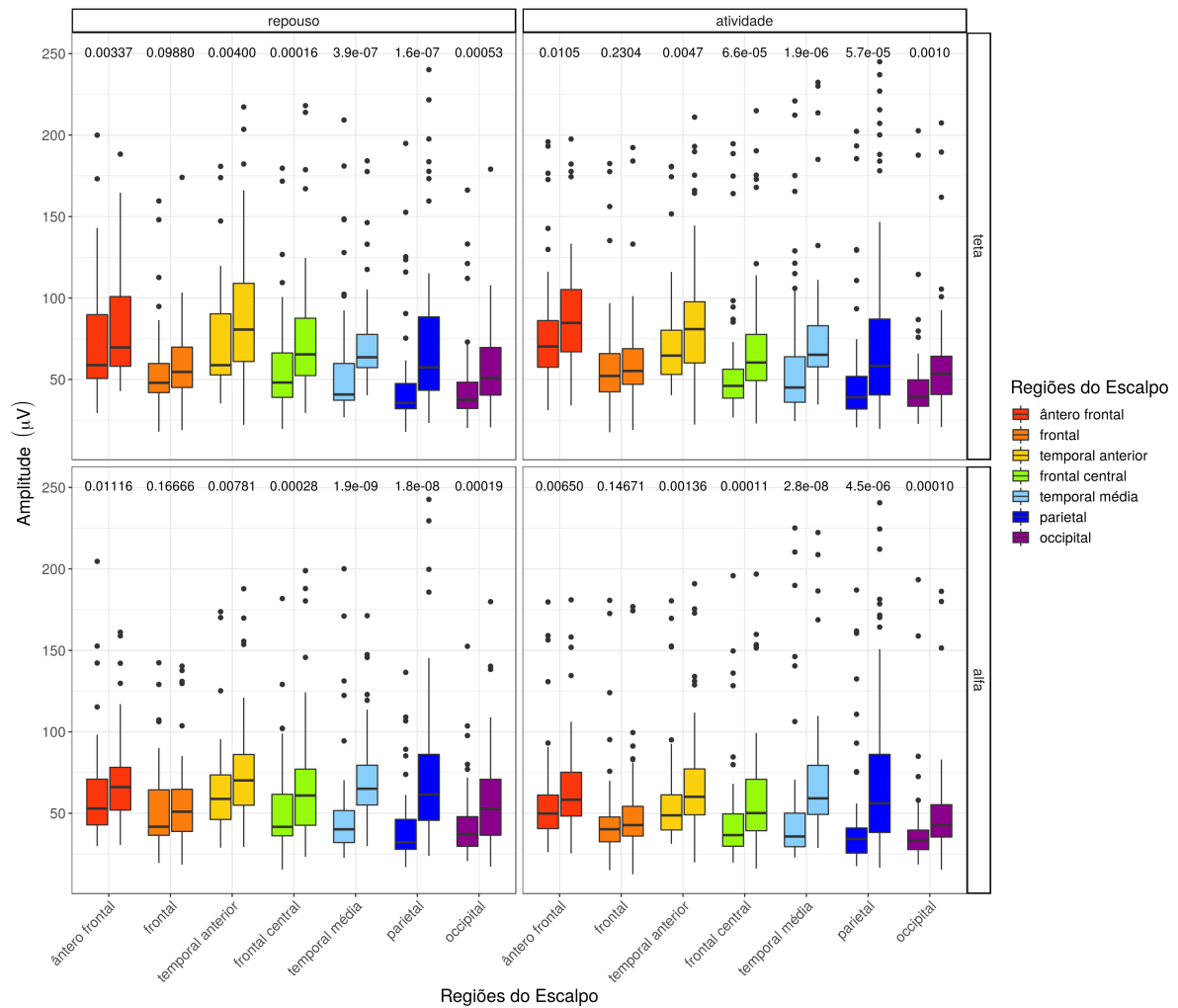


Figura 4.8: Boxplot das medianas de amplitude calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre eletrodos contra laterais. No gráfico os eletrodos estão ordenados de forma que o hemisfério esquerdo está antes do direito.

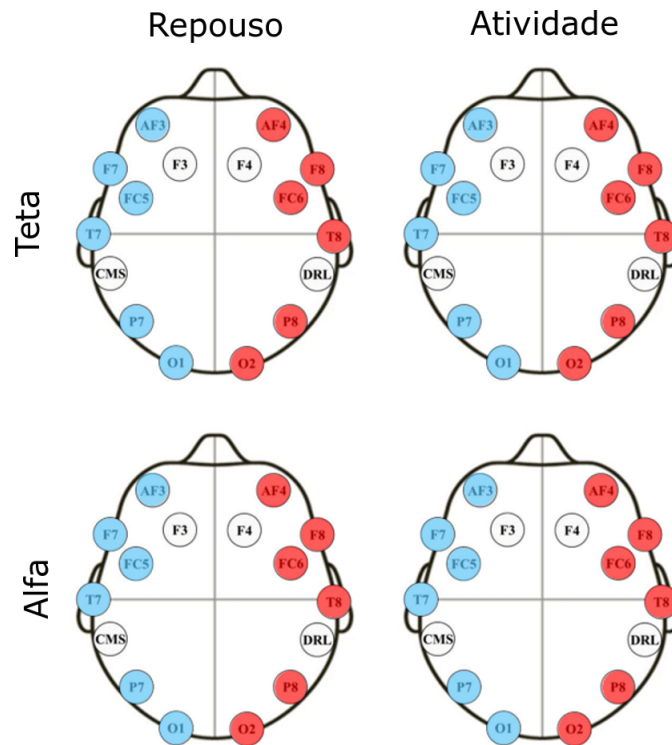


Figura 4.9: Esquema representativo das diferenças significativas de amplitude entre hemisférios para as condições de repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não há diferença, os em azul indicam qual hemisfério apresentou o menor valor de amplitude e em vermelho o hemisfério com maior valor de amplitude.

A frequência em teta se manteve sem variação entre as condições de repouso e atividade. A frequência em alfa sofreu uma redução geral, não sendo significativa apenas nos eletrodos T7 e P8 (Figura 4.10 e Figura 4.11). A não variação da frequência em teta permaneceu entre hemisférios. A em alfa apresentou diferença significativa entre os eletrodos da região temporal média e parietal para o período de repouso enquanto que no período de atividade apenas permaneceu diferença significativa na região temporal média. Nestes casos a frequência alfa foi maior no hemisfério direito (Figura 4.12 e Figura 4.13).

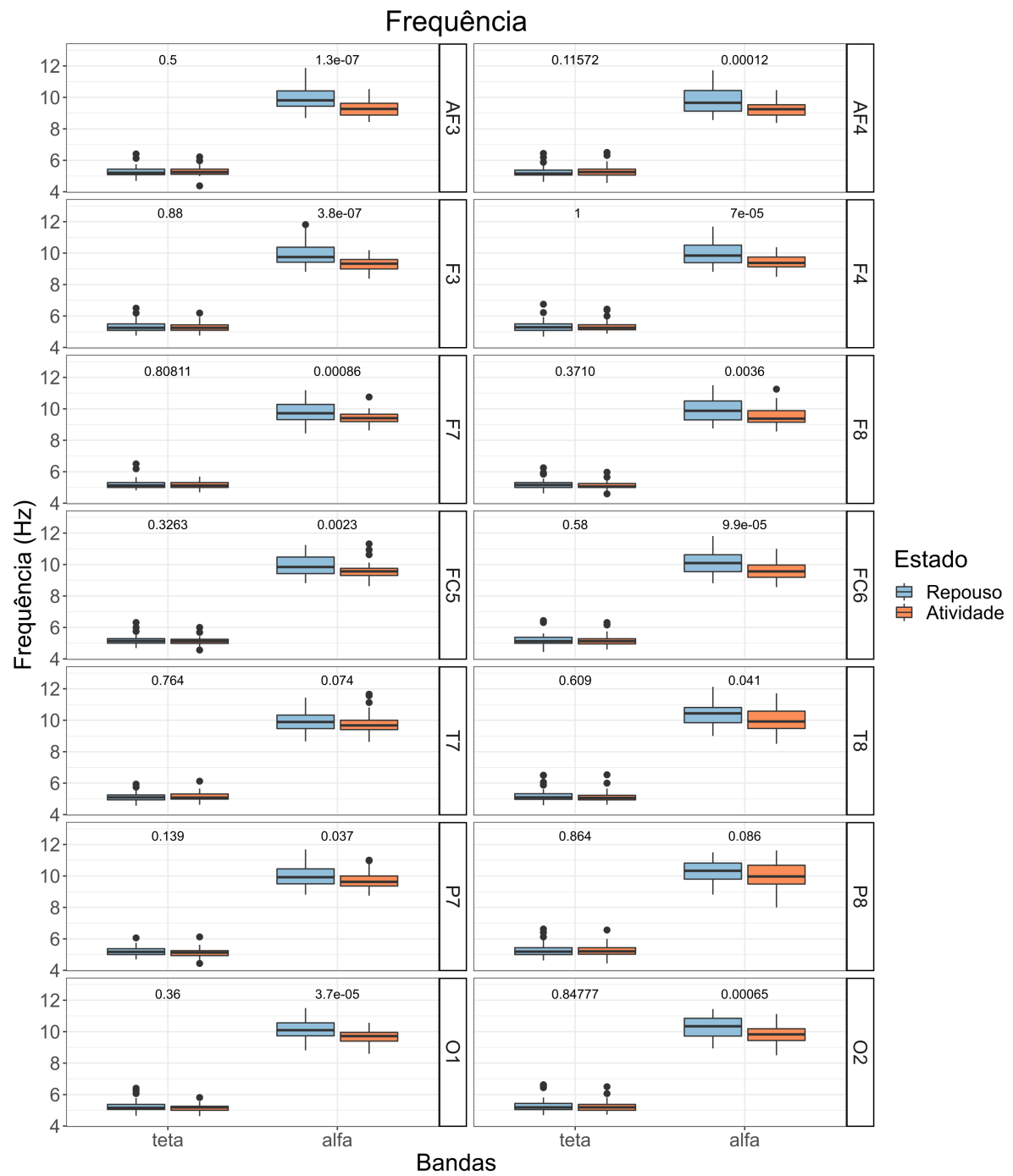


Figura 4.10: Boxplot das medianas de frequência calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre repouso e atividade.

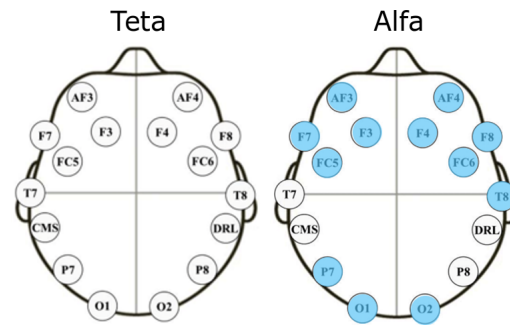


Figura 4.11: Esquema representativo das diferenças significativas de frequência entre repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não houve alteração e os em azul indicam que houve redução na atividade.

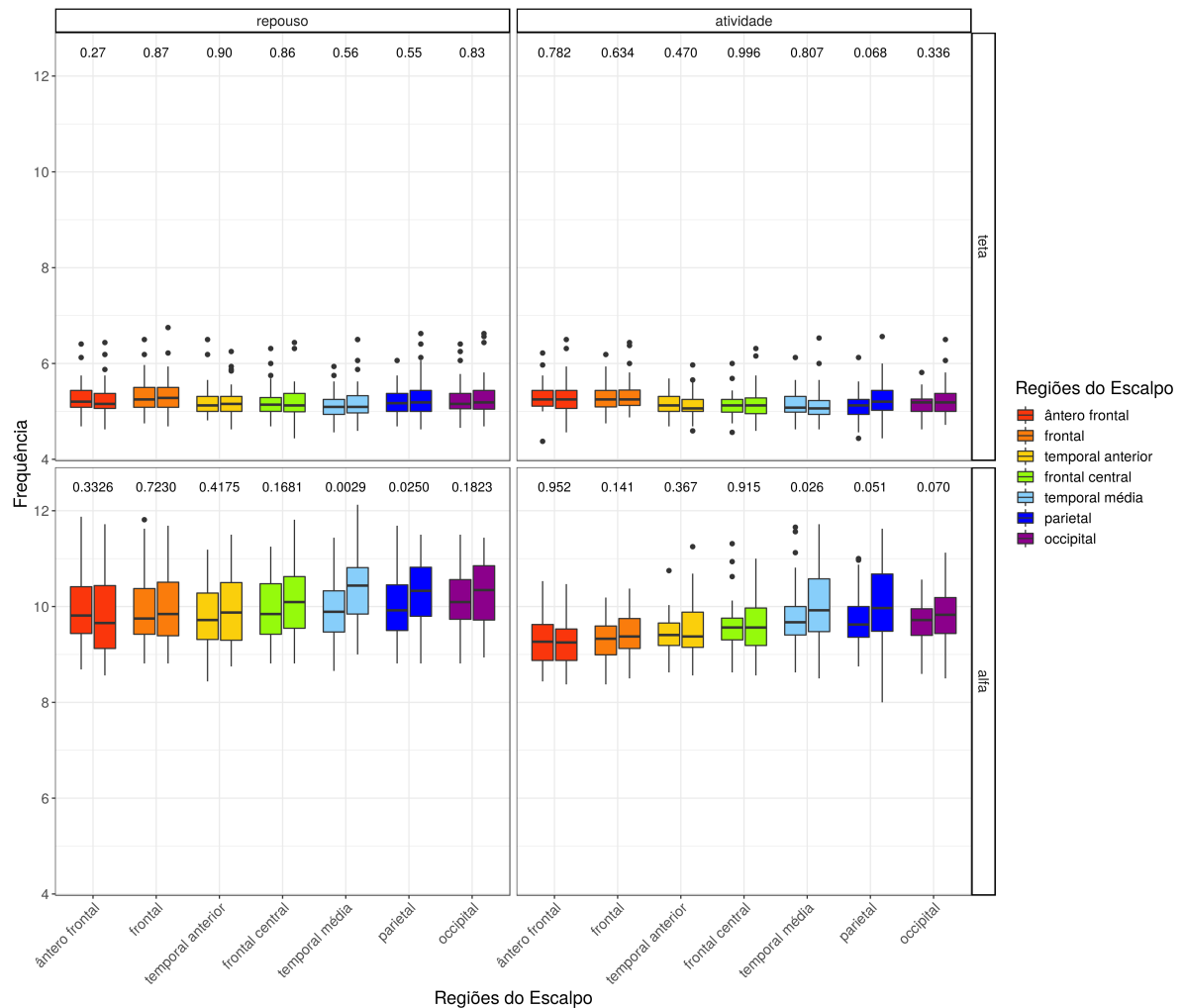


Figura 4.12: Boxplot das medianas de frequência calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre eletrodos contra laterais. No gráfico os eletrodos estão ordenados de forma que o hemisfério esquerdo está antes do direito.

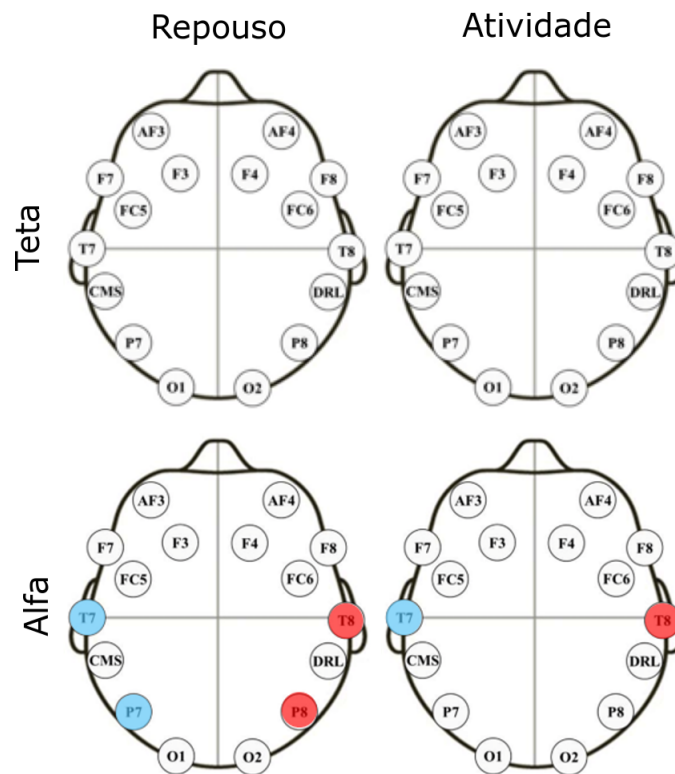


Figura 4.13: Esquema representativo das diferenças significativas de frequência entre hemisférios para as condições de repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não há diferença, os em azul indicam qual hemisfério apresentou o menor frequência e em vermelho o hemisfério com maior frequência.

A duração dos átomos tanto na banda teta quanto na banda alfa se manteve sem variação entre as condições de repouso e atividade (Figura 4.14 e Página 34). Na comparação entre hemisférios apenas os eletrodos das regiões temporal média de alfa durante o repouso apresentaram diferença significativa, sendo que ela ocorreu no sentido do hemisfério direito apresentar átomos mais duradouros do que o esquerdo (Figura 4.16 e Página 35).

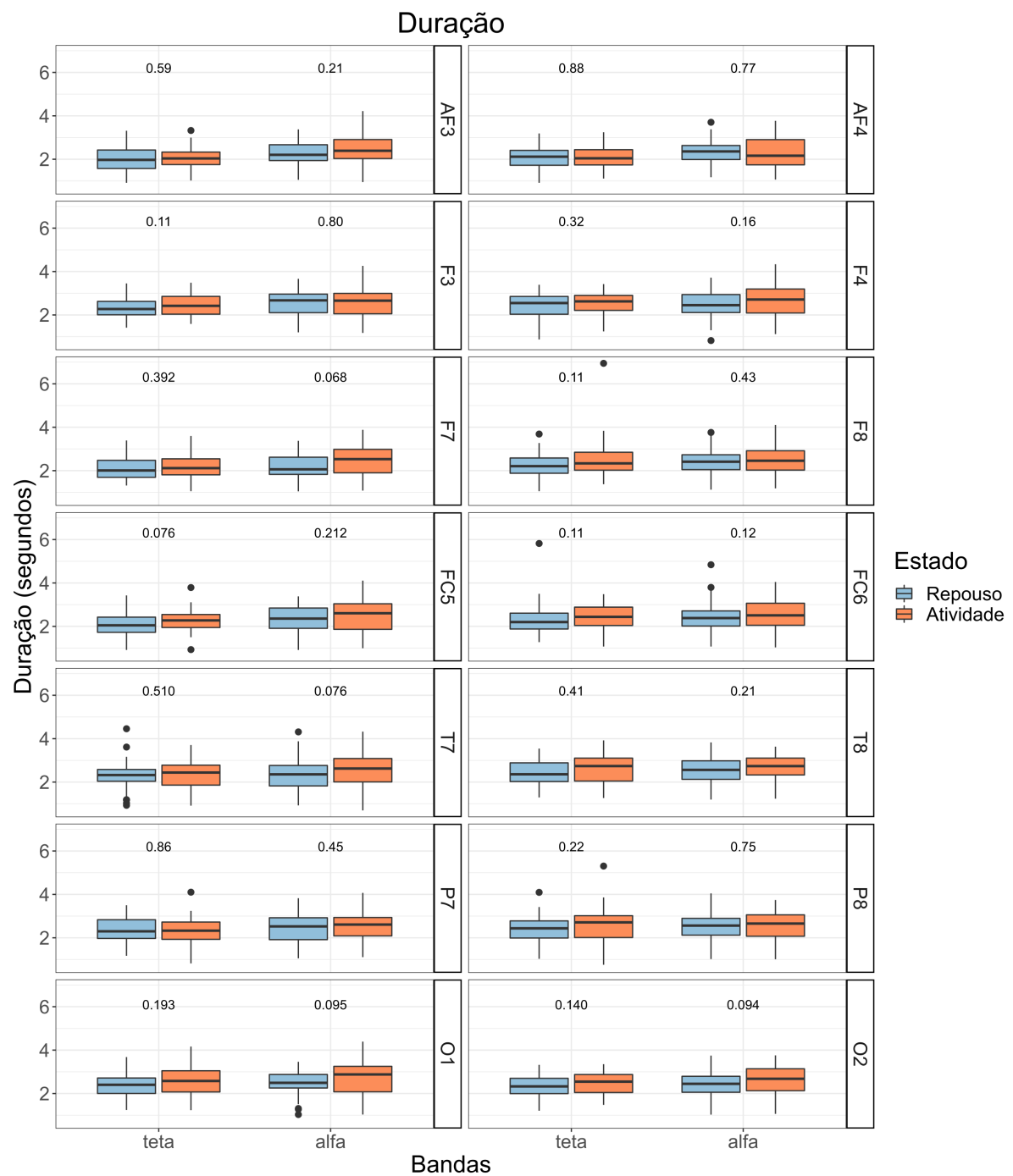


Figura 4.14: Boxplot das medianas de duração calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre repouso e atividade.

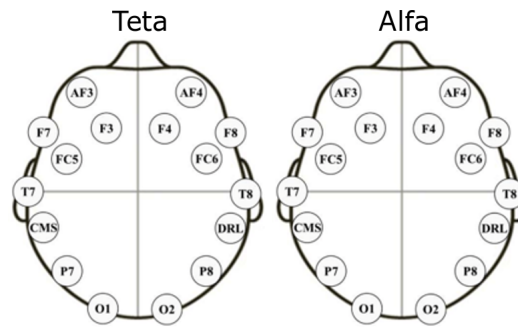


Figura 4.15: Esquema representativo das diferenças significativas de duração entre repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não houve alteração na atividade.

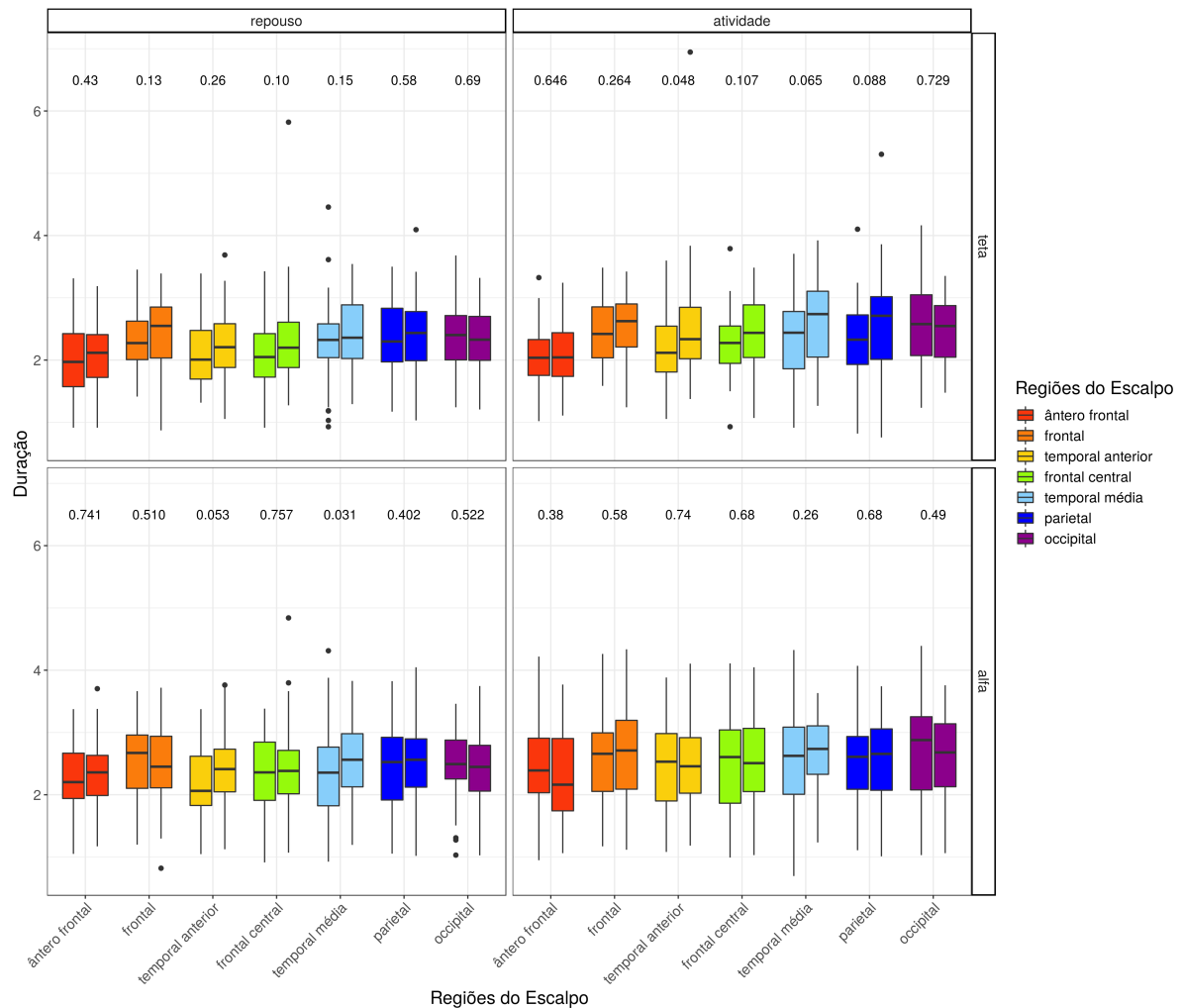


Figura 4.16: Boxplot das medianas de duração calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre eletrodos contra laterais. No gráfico os eletrodos estão ordenados de forma que o hemisfério esquerdo está antes do direito.

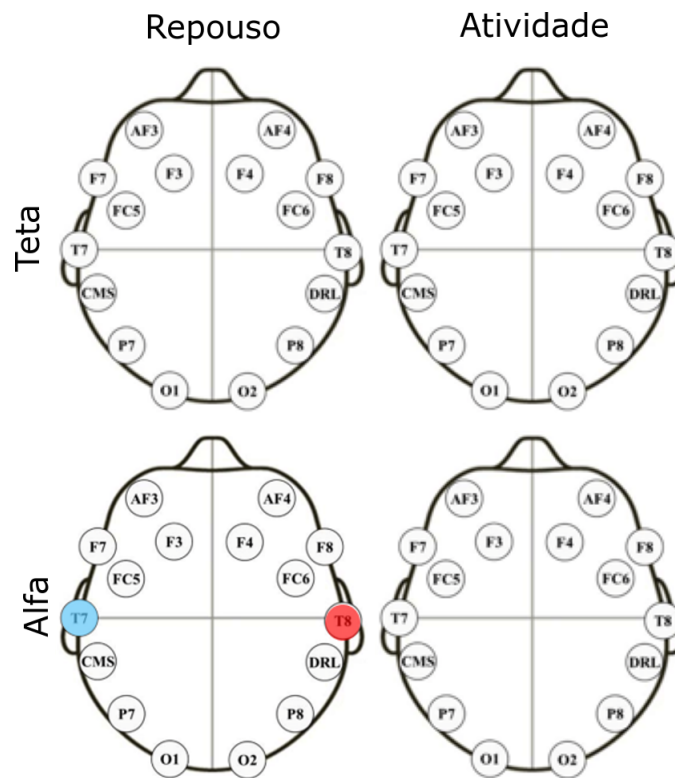


Figura 4.17: Esquema representativo das diferenças significativas de duração entre hemisférios para as condições de repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não há diferença, os em azul indicam qual hemisfério apresentou o menores valores de duração e em vermelho o hemisfério com maiores valores de duração.

A densidade em teta teve aumento significativo nos eletrodos AF3, AF4, F3, F4, F7, FC5, T8 e O1, sendo que a maior significância se deu nos eletrodos frontais e no hemisfério esquerdo. A em alfa diminuiu de forma significativa nos eletrodos F3, F4, T8, P7, P8, O1 e O2, que são eletrodos posicionados em regiões mais temporo-parietais. Essa redução ocorreu de forma mais significativa no hemisfério direito (Figura 4.18 e Figura 4.19). A densidade em teta teve diferença entre hemisférios apenas no período de repouso. Ela ocorreu entre os eletrodos das regiões temporal anterior, frontal central e temporal média. Na banda alfa este mesmo conjunto de eletrodos apresentou diferença significativa no repouso e também na atividade. Nas duas bandas essas diferenças ocorreram de forma que a maior densidade dos átomos foi no hemisfério direito (Figura 4.20 e Figura 4.21).

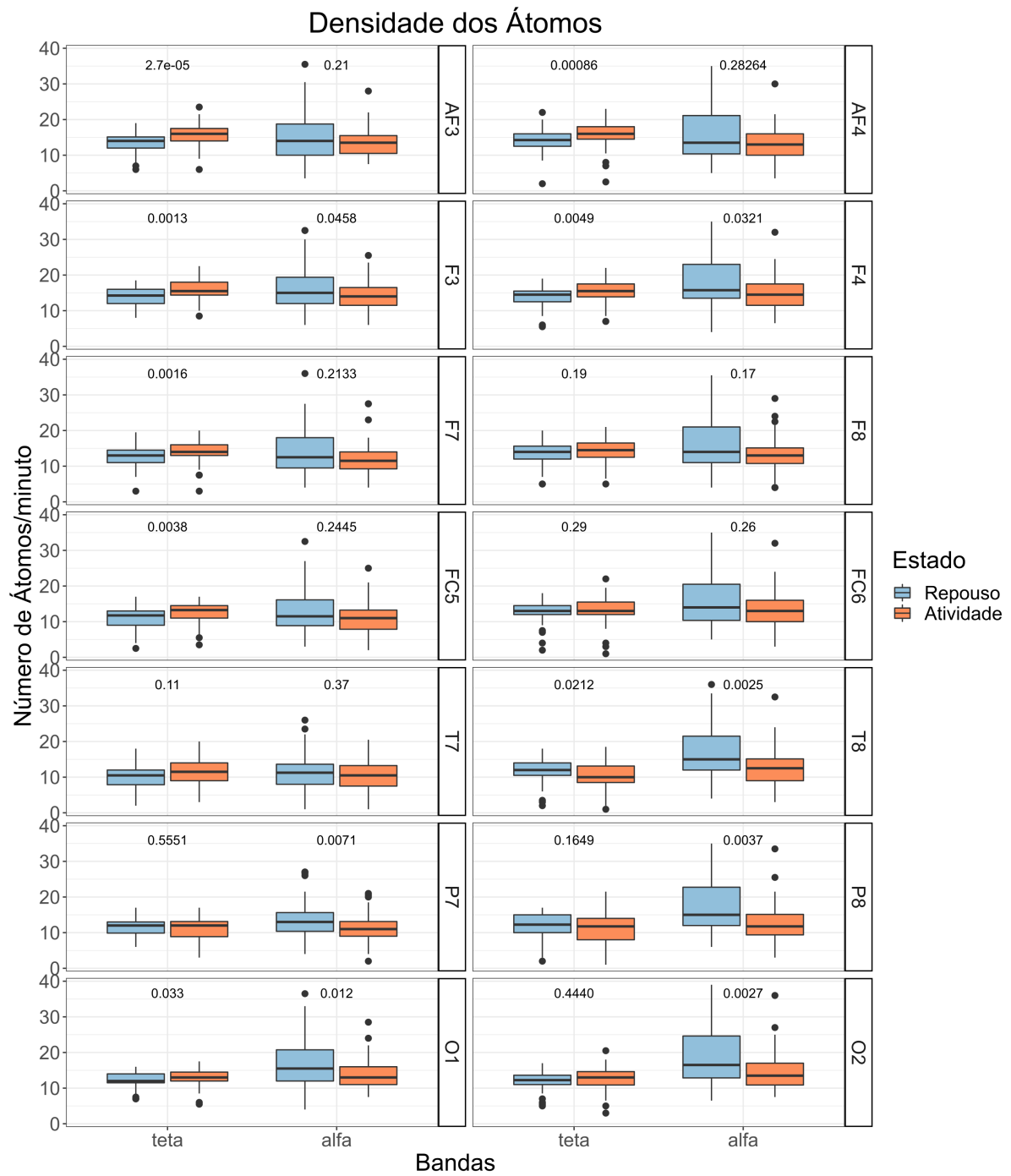


Figura 4.18: Boxplot das medianas de densidade calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre repouso e atividade.

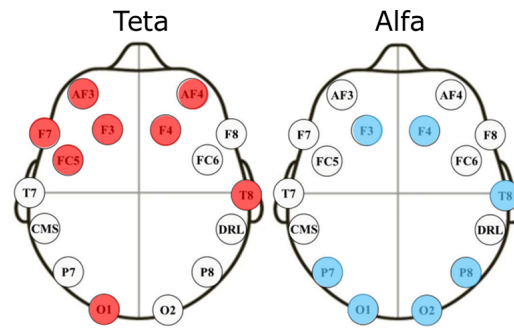


Figura 4.19: Esquema representativo das diferenças significativas de densidade entre repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não houve alteração, os em vermelho indicam aumento e os azuis indicam redução da densidade na atividade.

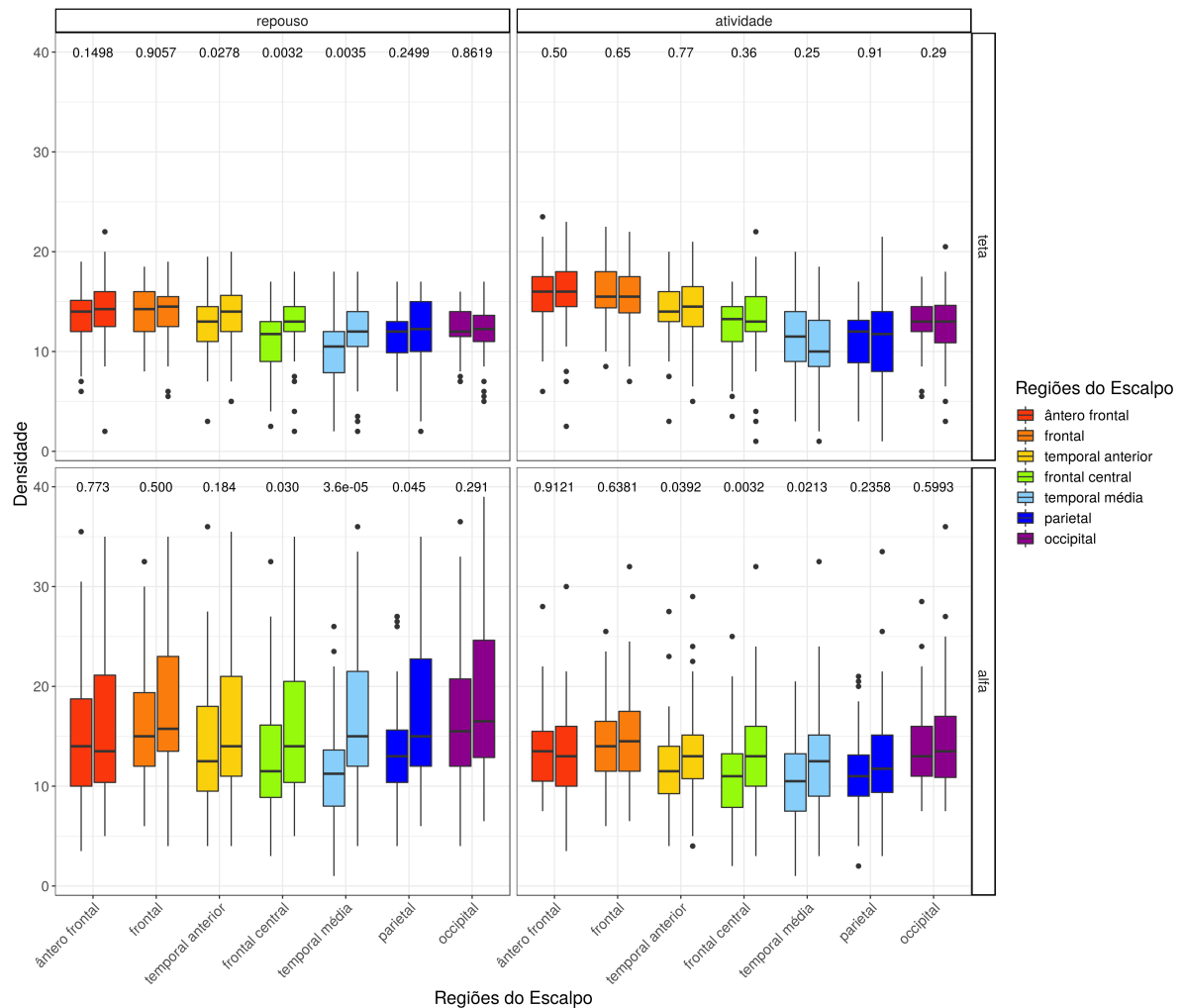


Figura 4.20: Boxplot das medianas de densidade calculadas para cada voluntário, condição e eletrodo associado ao p valor de diferença entre eletrodos contra laterais. No gráfico os eletrodos estão ordenados de forma que o hemisfério esquerdo está antes do direito.

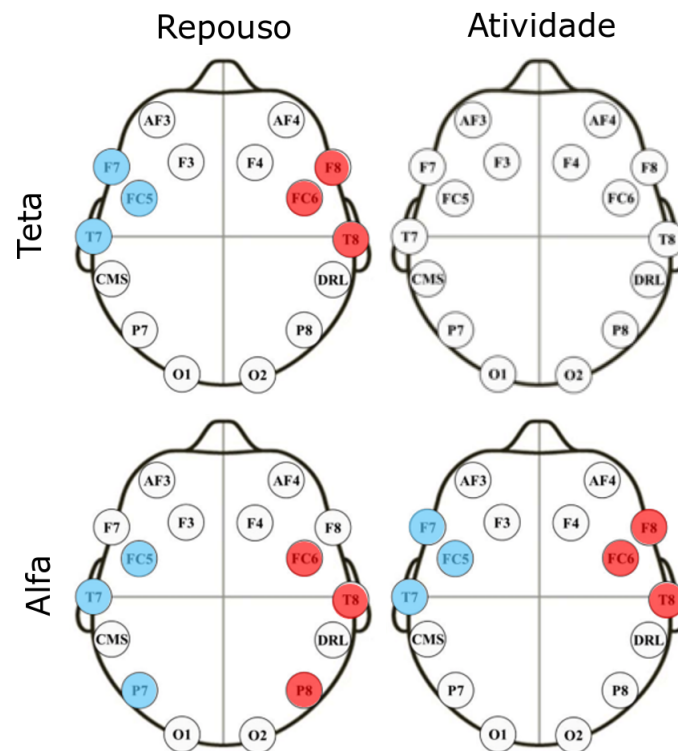


Figura 4.21: Esquema representativo das diferenças significativas de densidade entre hemisférios para as condições de repouso e atividade para as bandas teta e alfa, respectivamente. Os eletrodos em branco indicam que não há diferença, os em azul indicam qual hemisfério apresentou o menores valores de densidade e em vermelho o hemisfério com maiores valores de densidade.

4.4 *Resumo e contextualização dos resultados*

Na comparação entre atividade e repouso na banda teta apenas a densidade indicou aumento de expressão na banda, mostrando que esse aumento ocorreu no sentido de ter maior sincronização teta e não na amplitude dos átomos na banda. Earle et al. (1996) encontrou aumento de teta durante execução da tarefa de aritmética estudada com números arábicos e símbolos e a associou ao hemisfério esquerdo. No estudo de Harmony et al. (1999), que os voluntários realizaram um cálculo aritmético complexo, alta amplitude de teta foi associado com estado de atenção. No estudo Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999) tarefas de cálculo e memória foram comparadas entre os voluntários de boa e má performance. Na análise da atividade tônica a boa performance foi associada com um teta baixo, porém na discussão consideram a atividade fásica relacionada ao ERP onde é observado um aumento de teta em tarefas de cálculo e de memória com boa performance, sendo que nesse caso nossos achados entram em maior concordância com os resultados de atividade fásica. Os voluntários de Dimitriadis et al. (2016) realizaram tarefas de soma aritmética em 5 classificações de dificuldade. Nos resultados relacionaram au-

mento do poder espectral conforme a complexidade da tarefa aumentava. Na análise da banda alfa é possível afirmar através do gráfico Figura 4.3 que a banda alfa alta (aproximadamente entre 10 e 12 Hz) reduziu na atividade enquanto a banda baixa alfa (aproximadamente entre 7 e 9 Hz) aumentou na atividade. No total da banda os átomos tiveram redução de amplitude em algumas regiões. A redução na frequência provavelmente ocorreu por essa maior expressão da banda baixa e menor expressão da banda alta. Foi observada redução na quantidade de átomos alfa durante a atividade. Nesse ponto há discordância entre os estudos, pois alguns encontram aumento na banda e outros encontram redução. No estudo de Harmony et al. (1999) foi analisada a atividade fásica e encontraram redução da mini banda 12,48 Hz (classificada como alfa alta). No estudo de Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999) em que as performances foram comparadas, na atividade tônica a boa performance nas tarefas de cálculo e de memória foram relacionadas com bandas alfas mais expressas, tanto a baixa (5,5 - 7,5 Hz) quanto a alta (12,5 - 14,25 Hz). Já quando levam em consideração a atividade fásica os achados são de queda na banda alta alfa nas boas performances. Dimitriadis et al. (2016) analisou atividade tônica em diversas dificuldades de uma tarefa de cálculo. O achado foi de que o poder espectral da banda alta alfa (10 - 13 Hz) era diretamente proporcional à dificuldade da tarefa. No estudo de Earle et al. (1996), em que estudaram atividade tônica, o achado apontado nos gráficos indica aumento das bandas baixa (7 - 9,85 Hz) e alta (10 - 12,85 Hz) durante a tarefa, apesar de apontarem o oposto na discussão. Novamente nossos achados entram em maior concordância com os achados de atividade fásica do que os de atividade tônica.

O aumento da densidade de teta ocorreu bilateralmente nos eletrodos ântero-frontais e frontais, nos eletrodos frontal central e temporal anterior esquerdo, no temporal médio direito e no occipital esquerdo. Em relação aos hemisférios os dados apontaram para diferença entre eles durante o repouso que se perdeu na atividade. Essa diferença ocorreu no sentido do hemisfério esquerdo apresentar menores densidades que o direito no repouso, e essa quantidade de átomos aumentar majoritariamente no hemisfério esquerdo deixando a atividade mais bilateral. No estudo de Earle et al. (1996) a tarefa de cálculo foi associada principalmente às regiões frontais e pós temporais. Também a associou ao hemisfério esquerdo (igualmente para a banda alfa). Harmony et al. (1999) encontrou aumento da mini banda teta em 3,9 Hz no giro frontal inferior esquerdo. Esse achado provavelmente se corresponde com o nosso de aumento da densidade no eletrodo temporal anterior esquerdo devido à baixa resolução espacial do EEG. Além dessa região nesse estudo também encontraram aumento da mini banda teta em 5,46 Hz na área pré frontal direita, que por sua vez corresponde com nosso aumento nos eletrodos ântero-frontais, no entanto o encontramos bilateralmente. Em Dimitriadis et al. (2016) foi encontrado aumento de teta (5 -6 Hz) nas regiões frontal e parieto occipital. Os átomos da banda alfa apresentaram

mais diferenças que a banda teta tanto entre parâmetros quanto entre regiões. Na amplitude houve diferença entre os hemisférios em geral sendo que o direito apresentou maiores amplitudes. Nos eletrodos frontais centrais a redução da amplitude na atividade ocorreu bilateralmente. O hemisfério direito apresentou as maiores densidades que o esquerdo nos eletrodos do lobo temporal e frontal centrais, mais aproximado da porção média do escalpo. Entre atividade e repouso a quantidade de átomos reduziu bilateralmente nos eletrodos frontais, parietais e occipitais. No estudo de Earle et al. (1996) há aumento da banda baixa alfa (7 - 9,85 Hz) durante a tarefa nas regiões frontal e pós temporal, e aumento da banda alta alfa (10 - 12,85 Hz) principalmente na região pós temporal. Em Harmony et al. (1999) a mini banda 12,48 Hz reduziu no córtex parietal esquerdo. Micheloyannis et al. (2002) encontrou maior ativação cortical direita durante a tarefa de aritmética. No estudo de Fink et al. (2005) a correlação entre as bandas baixa e alta de alfa diminuiu conforme aumento de complexidade da tarefa nas regiões frontais e centrais. Na meta-análise de Arsalidou e Taylor (2011) a adição foi relacionada com o hemisfério esquerdo e a multiplicação majoritariamente com o hemisfério direito. Em Dimitriadis et al. (2016) a banda alfa alta aumentava com a dificuldade da tarefa na região frontal e na parieto occipital.

Observando principalmente a banda alfa nossos achados de densidade do sinal parecem refletir melhor os resultados encontrados nos artigos de ERP do que de poder espectral. Além disso nossos resultados também parecem refletir atividade na rede fronto parietal. Essa é uma rede integrada com outras redes no encéfalo, sendo considerada um ponto principal de integração e coordenação de informações no cérebro. Ela também foi relacionada com ritmos lentos nas bandas teta e alfa (4 - 14 Hz) para a integração a longa distância, controle cognitivo e performance nas tarefas Marek e Dosenbach (2018). Devido à tarefa que foi designada aos nossos voluntários era esperada a ativação da rede fronto parietal. Nossa tarefa envolveu a resolução de um problema aritmético com etapas de multiplicação e soma, sendo considerada um cálculo difícil e portanto demandando mais atenção dos voluntários. Além da complexidade da tarefa, ela foi executada em papel elencando tarefas de escrita e ativando as áreas correspondentes no encéfalo.

Devido a uma série de fatores é difícil determinar de qual estratégia os voluntários se utilizaram na resolução dessa tarefa. O quanto evocaram fatos matemáticos e resolveram utilizando a memória e o quanto realizaram a tarefa de modo procedural. Essa questão também é uma discussão científica. Muitos estudos se valem da declaração verbal de que eles utilizaram a memória para solucionar o problema, mas foi levantado o questionamento de se na realidade o caminho cognitivo de resposta foi por uma estratégia procedural tão rápida que o voluntário tem a sensação de ter sido de memória Baroody (1983). Em Fayol e Thevenot (2012) é discutido

que é difícil determinar a estratégia utilizada pelo indivíduo na tarefa, então eles se basearam em estudos que procuraram responder essa pergunta para ajudar a esclarecer a questão. Apesar de não trazerem uma resposta definitiva, concluíram que não é possível determinar a estratégia baseado no tempo de resposta do indivíduo e nem na declaração verbal. Também concluíram que provavelmente a adição e a subtração de fato são realizadas por estratégia de procedimento, mas sem afirmar essa questão. Grabner e Smedt (2011) defendem que utilizando o EEG é possível dizer que estratégia os voluntários utilizaram. Relacionaram alta sincronização da banda teta no hemisfério esquerdo com a evocação de memória, e dessincronização da banda baixa alfa no escalpo como um todo e dessincronização da banda alta alfa bilateral na região parieto occipital nas estratégias de procedimento. Klimesch, Vogt e Doppelmayr (1999) diz o contrário, que a banda teta está relacionada com estratégias de procedimento e a banda alta alfa reflete demanda de memória semântica. Apesar das discordâncias, há um consenso na atuação dessas duas bandas em tarefas de aritmética. No nosso estudo provavelmente os voluntários se utilizaram das duas estratégias nas diferentes etapas e portanto era esperado aumento na banda teta e redução na banda alfa dado o bom desempenho dos voluntários na tarefa.

As comparações realizadas aqui entre os estudos têm valência indireta, bem como as comparações entre eles próprios. Isso se dá devido às diferentes metodologias utilizadas em cada estudo. O eletroencefalograma pode ser utilizado para análise de atividade tônica ou fásica. Há uma série de aparelhos com diferentes eletrodos e quantidade destes utilizada em cada estudo. A tarefa dada aos voluntários pode ser apresentada por estímulo visual ou sonoro. As tarefas variaram muito entre adição, subtração, multiplicação ou qualquer uma das três em momentos diferentes. Também variaram muito em grau de complexidade de resolução. A resposta do voluntário em alguns casos era dada verbalmente, em outros de forma escrita e em outros ainda por um movimento motor. A resposta nem sempre passava por uma avaliação de desempenho. Nos estudos eram comparadas diferentes variáveis: comparação entre circunstâncias de repouso ou atividade, ou a performance dos indivíduos, ou diferentes graus de complexidade, ou uma banda com outra.

Diferente de outros estudos (como o de Earle et al. (1996)) não consideramos estilo cognitivo dos voluntários, porém esperávamos um padrão por serem majoritariamente estudantes de física médica. Entretanto o conceito de estilo cognitivo foi sendo contradito pela neurociência ao longo dos anos e estudos mais recentes também pararam de levar esse aspecto em consideração para dividir os voluntários em grupos, como foi o caso de Dimitriadis et al. (2016), Fink et al. (2005 e Grabner e Smedt (2012).

Nosso estudo teve uma série de limitações. Nossos voluntários realizaram a conta se uti-

lizando do processo de escrita, podendo influenciar nos resultados por adicionar uma nova atividade cerebral concomitante com a aritmética. Segundo Clare e Suter (1983) há supressão da banda alfa nos dois hemisférios na atividade de escrita, mas principalmente no lobo parietal esquerdo. Também não consideramos preferência manual dos voluntários para separá-los em grupos, tal qual o fizeram Arsalidou e Taylor (2011) no trabalho de meta-análise. Apesar de termos feito uma média da performance dos voluntários, nossa tarefa designada a eles era de alta complexidade e envolveu mais de uma etapa de resolução, bem como duas operações aritméticas (adição e subtração), portanto o adequado seria avaliar a performance em cada etapa, assim seria possível relacionar nossos resultados com performance e operação. Não adicionamos nesse trabalho a análise realizada com a Transformada de Fourier para dar suporte à nossa análise de frequências e auxiliar a validar o uso do MP na decomposição do sinal.

Acredito que a maior limitação desse trabalho seja o fato de não termos subdividido a banda alfa. Apenas pudemos discorrer brevemente sobre o comportamento de cada sub banda no escalpo como um todo Figura 4.3. Como mencionado aqui na discussão os trabalhos com os quais comparamos o trabalho o fizeram. As subdivisões da banda alfa têm comportamentos diferentes e muitas vezes opostos, além de cada uma estar relacionada a regiões do escalpo Fink et al. (2005). No entanto há outros trabalhos que não subdividem a banda alfa como foi o caso de Smedt, Grabner e Studer (2009). Futuramente essa análise ainda poderá ser realizada com esses dados coletados.

Em conclusão, nossos resultados apontam para a possibilidade do uso dos dispositivos *mobile* em futuros trabalhos e uma boa eficiência do MP na decomposição do sinal devido à sua boa resolução temporal, tendo em vista que encontramos resultados similares àqueles presentes em trabalhos que utilizaram potencial relacionado a evento para avaliar a atividade cerebral.

5 *Conclusão*

Depois de extrairmos o sinal obtido de eletroencefalograma para o formato do *Matching Pursuit*, o sinal foi decomposto com auxílio do mesmo. Filtramos o resultado obtido excluindo os átomos com duração menor do que 0,5 s, limitamos a amplitude a $250 \mu\text{V}$, selecionamos o sinal com os 30% maiores valores de amplitude. Assim selecionamos os átomos de maior interesse, que deram na ordem de 9×10^4 átomos de repouso e 10^5 de atividade na banda teta, na ordem de 10^5 átomos de repouso e na ordem de 10^5 de atividade na banda alfa. Fizemos análise topográfica dos resultados obtidos e comparamos repouso e atividade bem como hemisférios. Nesta análise encontramos de forma geral aumento da densidade teta e redução da densidade, amplitude e frequência alfa durante os cálculos. A redução de alfa na frequência quando vista em todos os eletrodos juntos indica redução da banda alta alfa e aumento da banda baixa. Associando a comparação entre repouso e atividade com a comparação entre hemisférios na densidade teta, é possível observar que os hemisférios tinham maior diferença no repouso do que na atividade, sendo que o hemisfério esquerdo apresentou aumento mais significativo na atividade do que o direito. Nossos resultados concordam com outros estudos principalmente quando analisamos a atividade fásica, mostrando boa resolução temporal do nosso método escolhido para decomposição do sinal, o *Matching Pursuit*. Devido ao estudo ter entrado em acordo com o que é encontrado na literatura, se abre a possibilidade do uso dos dispositivos *mobile* em novos estudos, tornando-os assim mais acessíveis. Em análises futuras dividiremos a banda alfa em banda baixa, alta e pico alfa. Depois de analisar as etapas da tarefa em que os voluntários cometeram mais erros, entre a adição e a multiplicação, será possível relacionar a performance do voluntário correlacionando com as bandas alfa e teta. Para estudos futuros é necessário considerar o processo de escrita, podendo colocá-lo também na condição de repouso ou mudar a forma que os voluntários fazem a operação e apresentam a resposta.

Referências Bibliográficas

- AGRILLO, C. et al. Use of number by fish. *PloS one*, Public Library of Science, v. 4, n. 3, p. e4786, 2009.
- ARSALIDOU, M.; TAYLOR, M. J. Is $2+2=4$? meta-analyses of brain areas needed for numbers and calculations. *Neuroimage*, Elsevier, v. 54, n. 3, p. 2382–2393, 2011.
- ASHCRAFT, M. H. Cognitive arithmetic: A review of data and theory. *Cognition*, Elsevier, v. 44, n. 1-2, p. 75–106, 1992.
- ASHKENAZI, S. et al. Basic numerical processing in left intraparietal sulcus (ips) acalculia. *Cortex*, Elsevier, v. 44, n. 4, p. 439–448, 2008.
- BAROODY, A. J. The development of procedural knowledge: An alternative explanation for chronometric trends of mental arithmetic. *Developmental Review*, Elsevier, v. 3, n. 2, p. 225–230, 1983.
- BURDON-SANDERSON, J. *Emil du Bois-Reymond*. [S.l.]: Nature Publishing Group, 1897.
- BUZSAKI, G. *Rhythms of the Brain*. [S.l.]: Oxford University Press, 2006.
- CHEN, S. S.; DONOHO, D. L.; SAUNDERS, M. A. Atomic decomposition by basis pursuit. *SIAM review*, SIAM, v. 43, n. 1, p. 129–159, 2001.
- CLARE, S.; SUTER, S. Drawing and the cerebral hemispheres: Bilateral eeg alpha. *Biological psychology*, Elsevier, v. 16, n. 1-2, p. 15–27, 1983.
- DEHAENE, S. et al. Sources of mathematical thinking: Behavioral and brain-imaging evidence. *Science*, American Association for the Advancement of Science, v. 284, n. 5416, p. 970–974, 1999.
- DIMITRIADIS, S. I. et al. Causal interactions between frontal θ –parieto-occipital α_2 predict performance on a mental arithmetic task. *Frontiers in human neuroscience*, Frontiers, v. 10, p. 454, 2016.
- DURKA, P. *Matching pursuit and unification in EEG analysis*. [S.l.]: Artech House, 2007.
- EARLE, J. B. et al. Mathematical cognitive style and arithmetic sign comprehension: a study of eeg alpha and theta activity. *International journal of psychophysiology*, Elsevier, v. 21, n. 1, p. 1–13, 1996.
- EMOTIV. *Descrição do produto EMOTIV EPOC mobile*. 2019. Acesso em: 18-Jun-2019. Disponível em: <<https://www.emotiv.com/product/emotiv-epoc-14-channel-mobile-eeg/>>.
- EYSENCK, M. W.; KEANE, M. t. *Manual de Psicologia Cognitiva-7*. [S.l.]: Artmed Editora, 2017.

FAYOL, M.; THEVENOT, C. The use of procedural knowledge in simple addition and subtraction problems. *Cognition*, Elsevier, v. 123, n. 3, p. 392–403, 2012.

FINK, A. et al. Eeg alpha band dissociation with increasing task demands. *Cognitive brain research*, Elsevier, v. 24, n. 2, p. 252–259, 2005.

GEVINS, A. et al. High-resolution eeg mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cerebral cortex (New York, NY: 1991)*, v. 7, n. 4, p. 374–385, 1997.

GODEFROY, O. *The behavioral and cognitive neurology of stroke*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2013.

GOLDENSOHN, E. S. Animal electricity from bologna to boston. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, Elsevier, v. 106, n. 2, p. 94–100, 1998.

GRABNER, R. H.; SMEDT, B. D. Neurophysiological evidence for the validity of verbal strategy reports in mental arithmetic. *Biological psychology*, Elsevier, v. 87, n. 1, p. 128–136, 2011.

GRABNER, R. H.; SMEDT, B. D. Oscillatory eeg correlates of arithmetic strategies: a training study. *Frontiers in psychology*, Frontiers, v. 3, p. 428, 2012.

GRUZELIER, J. A theory of alpha/theta neurofeedback, creative performance enhancement, long distance functional connectivity and psychological integration. *Cognitive processing*, Springer, v. 10, n. 1, p. 101–109, 2009.

HARMONY, T. et al. Do specific eeg frequencies indicate different processes during mental calculation? *Neuroscience letters*, Elsevier, v. 266, n. 1, p. 25–28, 1999.

HINAULT, T.; LEMAIRE, P. What does eeg tell us about arithmetic strategies? a review. *International Journal of Psychophysiology*, Elsevier, v. 106, p. 115–126, 2016.

HUGHES, J. R. Gamma, fast, and ultrafast waves of the brain: their relationships with epilepsy and behavior. *Epilepsy & Behavior*, Elsevier, v. 13, n. 1, p. 25–31, 2008.

ISHII, R. et al. Medial prefrontal cortex generates frontal midline theta rhythm. *Neuroreport*, LWW, v. 10, n. 4, p. 675–679, 1999.

JACKSON, A. F.; BOLGER, D. J. The neurophysiological bases of eeg and eeg measurement: A review for the rest of us. *Psychophysiology*, Wiley Online Library, v. 51, n. 11, p. 1061–1071, 2014.

KANDEL, E. et al. *Princípios de Neurociências-5*. [S.l.]: AMGH Editora, 2014.

KLIMESCH, W. Eeg alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain research reviews*, Elsevier, v. 29, n. 2-3, p. 169–195, 1999.

KLIMESCH, W.; VOGT, F.; DOPPELMAYR, M. Interindividual differences in alpha and theta power reflect memory performance. *Intelligence*, Elsevier, v. 27, n. 4, p. 347–362, 1999.

KLONOWSKI, W. Everything you wanted to ask about eeg but were afraid to get the right answer. *Nonlinear Biomedical Physics*, BioMed Central, v. 3, n. 1, p. 2, 2009.

- MAREK, S.; DOSENBACH, N. U. The frontoparietal network: function, electrophysiology, and importance of individual precision mapping. *Dialogues in clinical neuroscience*, Les Laboratoires Servier, v. 20, n. 2, p. 133, 2018.
- MICHELOYANNIS, S. et al. Ongoing electroencephalographic signal study of simple arithmetic using linear and non-linear measures. *International journal of psychophysiology*, Elsevier, v. 44, n. 3, p. 231–238, 2002.
- NIEDER, A. The neuronal code for number. *Nature Reviews Neuroscience*, Nature Publishing Group, v. 17, n. 6, p. 366, 2016.
- NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. da. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- PICCOLINO, M. Luigi galvani and animal electricity: two centuries after the foundation of electrophysiology. *Trends in neurosciences*, Elsevier, v. 20, n. 10, p. 443–448, 1997.
- PISARENCO, I. et al. High-density electroencephalography as an innovative tool to explore sleep physiology and sleep related disorders. *International Journal of Psychophysiology*, Elsevier, v. 92, n. 1, p. 8–15, 2014.
- SCHÖNWALD, S. V. et al. Quantifying chirp in sleep spindles. *Journal of Neuroscience Methods*, Elsevier, v. 197, n. 1, p. 158–164, 2011.
- SCHÖNWALD, S. V. et al. Benchmarking matching pursuit to find sleep spindles. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 156, n. 1-2, p. 314–321, 2006.
- SECO, G. B. et al. Eeg alpha rhythm detection on a portable device. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier, v. 52, p. 97–102, 2019.
- SMEDT, B. D.; GRABNER, R. H.; STUDER, B. Oscillatory eeg correlates of arithmetic strategy use in addition and subtraction. *Experimental brain research*, Springer, v. 195, n. 4, p. 635–642, 2009.
- STONE, J. L.; HUGHES, J. R. Early history of electroencephalography and establishment of the american clinical neurophysiology society. *Journal of Clinical Neurophysiology*, LWW, v. 30, n. 1, p. 28–44, 2013.
- TEPLAN, M. et al. Fundamentals of eeg measurement. *Measurement science review*, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002.
- ZHANG, W. et al. Event-related synchronization of delta and beta oscillations reflects developmental changes in the processing of affective pictures during adolescence. *International Journal of Psychophysiology*, Elsevier, v. 90, n. 3, p. 334–340, 2013.