

Matheus Mangini Bertuzzo

**MODULAÇÃO DO RITMO ALFA INDIVIDUAL PELA
CONDIÇÃO DOS OLHOS E PELA LUMINOSIDADE EM SERES
HUMANOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito obrigatório para a obtenção do título de Mestre em Neurociências.

Orientador: Prof. Dr. Adair Roberto Soares dos Santos.

Coorientador: Prof. Dr. Odival Cezar Gasparotto

Florianópolis

2017

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Bertuzzo, Matheus Mangini
Modulação do ritmo alfa individual pela condição
dos olhos e pela luminosidade em seres humanos /
Matheus Mangini Bertuzzo ; orientador, Adair
Roberto Soares dos Santos; coorientador, Odival
Cezar Gasparotto - SC, 2017.
97 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de
Santa Catarina, Centro de Ciências Biológicas,
Programa de Pós-Graduação em Neurociências,
Florianópolis, 2017.

Inclui referências.

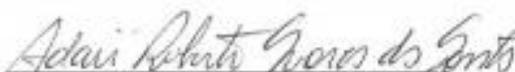
1. Neurociências. 2. Eletroencefalograma. 3.
Ritmo Individual de Alfa. 4. Condição dos olhos. 5.
Condição de iluminação. I. Santos, Adair Roberto
Soares dos. II. Gasparotto, Odival Cezar. III.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de
Pós-Graduação em Neurociências. IV. Título.

MATHEUS MANGINI BERTUZZO

**“MODULAÇÃO DO RITMO ALFA INDIVIDUAL PELA
CONDIÇÃO DOS OLHOS E PELA LUMINOSIDADE EM
SERES HUMANOS”**

Esta dissertação foi julgada e aprovada para a obtenção do Grau de Mestre em Neurociências na área de Neuropsicobiologia no Programa de Pós-Graduação em Neurociências da Universidade Federal de Santa Catarina

Florianópolis, 22 de fevereiro de 2017.



Prof. Adair Roberto Soares dos Santos
Coordenador do Curso

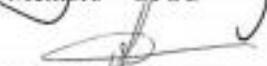
Banca Examinadora:



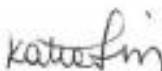
Prof. Adair Roberto Soares dos Santos
Orientador – UFSC



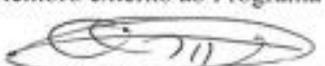
Prof. José Marino Neto
Membro – UFSC



Prof. Tadeu Lemos
Membro externo ao Programa



Profa. Katia Lin
Membro externo ao Programa



Prof. Odival C. Gasparotto
Membro - suplente

AGRADECIMENTOS

Meus sinceros agradecimentos ao meu orientador Prof. Dr. Adair Roberto Soares dos Santos por me conceder a oportunidade e confiança para desenvolver meu mestrado no Programa de Pós-Graduação em Neurociências da UFSC.

Ao Prof. Dr. Odival Cezar Gasparotto, que foi muito mais do que um coorientador para mim. Sou muito grato por tê-lo conhecido. Agradeço-o não só pela oportunidade e confiança concedida, mas também por todo suporte que me forneceu durante este período, pelo incentivo, pelas orientações e pelo conhecimento compartilhado comigo.

Ao Prof. Dr. Marcus Vinícius Baldo pela sua disponibilidade e pelo conhecimento que adquiri com ele.

Ao Prof. Dr. Jefferson Luiz Brum Marques pela sua disponibilidade e pelo conhecimento que compartilhou comigo, principalmente na fase inicial deste trabalho.

Ao Prof. Ms. Ricardo Spyrides Boabaid Pimentel Gonçalves por ter se colocado à nossa disposição no desenvolvimento de alguns dispositivos e softwares, que tornaram parte deste trabalho possível, e pela constante troca de informações e conhecimentos.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Neurociências da UFSC pelos ensinamentos e pelas aulas ministradas.

Aos professores membros da banca de qualificação do mestrado: Prof. Dr. Roger Walz e Prof. Dr. Alexandre Trofino Neto pelas suas sugestões e contribuições neste trabalho.

Ao Prof. Dr. André Mascioli Cravo por ter me recebido em seu laboratório, na Universidade do ABC paulista, me ensinando novas técnicas de processamento de EEG.

Aos colegas da Pós-Graduação pela amizade e troca de conhecimento no dia-a-dia e nas aulas.

Aos colegas que passaram pelo laboratório e que auxiliaram nas coletas e nas atividades do mesmo.

À toda a minha família, principalmente meus pais Algilar Antonio Bertuzzo e Ivete Mangini Bertuzzo, pelo constante suporte e incentivo durante toda a minha formação.

Aos Prof. Ms. Valdeci Foza, Prof. Ms. Rodrigo Flores Sartori e Prof. Márcio José Dal'Agnol pelo conhecimento compartilhado e pelo incentivo.

À todos os amigos e colaboradores que estiveram presentes no meu dia-dia, seja durante todo o processo de formação ou nos períodos de lazer, meu muito obrigado.

À todos os voluntários que participaram deste estudo e que tornaram o mesmo possível, meus sinceros agradecimentos.

À CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

O ritmo alfa, predominante em situação de repouso com os olhos fechados (OF), é modulado com a abertura dos olhos (OA). Este efeito, inicialmente atribuído à estimulação sensorial visual também foi observado no escuro, evidenciando uma modulação do ritmo alfa independente da luminosidade. Esta modulação se mostrou vinculada a estados de processamento interno e processos atencionais. Embora classicamente o ritmo alfa esteja inserido na faixa entre 8 a 12/13 Hz, é crescente a consideração de que Frequências Individuais de Alfa (IAF), definidas pelo Pico Individual de Alfa (IAP) ou pela Frequência de Gravidade, podem caracterizar de maneira mais eficaz o ritmo alfa de cada indivíduo. O presente estudo teve como objetivo investigar a contribuição da condição do olho e da luminosidade na modulação do ritmo individual de alfa em humanos. A EEG de 20 voluntários foi registrada em situação de repouso diante a 2 protocolos experimentais. No protocolo 1, a condição dos olhos (OA e OF) alternava em intervalos de 30 segundos enquanto o participante permanecia 5 minutos na mesma condição de iluminação (claro ou escuro); no protocolo 2, a condição de iluminação alternava enquanto o participante permanecia na mesma condição dos olhos. Os registros foram adquiridos em 20 canais posicionados de acordo com o Sistema Internacional 10-20. Os processos de desartefatagem, pré-processamento e análise espectral foram realizados através do Matlab. A análise de amplitude (potência média absoluta, PM, e potência relativa, PR) e frequência (Dominante, FD, e Centro de Gravidade, CG) foi baseada no IAF, delimitado a partir do pico de maior potência no espectro dentro da faixa de 7.5 e 12.5 Hz durante a condição de OF no claro para cada canal. O mesmo IAF foi utilizado nas demais condições. A PM foi reduzida pela abertura dos olhos nas regiões posteriores do escalpo, em ambas as condições de iluminação. A PM da sub-banda IAF Alfa2 foi modulada especificamente pela modulação da condição dos olhos, enquanto que a modulação da iluminação afetou de forma mais expressiva a IAF Alfa3. A PR mostrou-se menos seletiva na discriminação dos efeitos do que a PM. A FD foi reduzida pela luminosidade mais restritamente nas regiões frontais e o CG sofreu maior influência por parte dos protocolos experimentais. Os protocolos 1 e 2 mostraram-se complementares na caracterização das modulações dos olhos e da luz, discriminando o posicionamento mental dos indivíduos e desencadeando modulações no IAP, PM, PR e CG, mas não na FD. Os resultados obtidos pela análise com os métodos IAF e BF não apresentaram discrepância. Assim, a

análise através do método IAF mostrou-se eficiente para identificar as modulações exercidas pelas condições dos olhos e da luz, ressaltando as características individuais do ritmo alfa.

PALAVRAS-CHAVE: EEG, Ritmo Individual de Alfa, Condição dos Olhos, Condição de Iluminação.

ABSTRACT

The alpha rhythm, predominantly at resting situations with eyes closed (EC), is modulated with eyes opening (EO). This effect, initially attributed to visual sensorial stimulation was also observed in the dark. This modulation was linked to internal processing states and attentional process. Although classically the alpha rhythm is found at 8 to 12/13 Hz frequency range, the consideration of Individual Alpha Frequencies (IAF), defined by the Individual Alpha Peak (IAP) or by the Frequency of Gravity, can characterize the alpha rhythm of each subject more efficiently. The present study attempt to investigate the contributions of the eye and the light conditions in the human individual alpha rhythm modulation. The EEG of 20 volunteers was recorded in a resting situation exposed in two experimental protocols. At protocol 1, eyes condition (EO and EC) was alternated every 30 seconds interval while the participant was kept during 5 minutes at the same illumination condition (light or dark); however, at protocol 2, illumination condition was alternated while the participant kept the same eyes conditions. Twenty channels positioned according to the 10-20 International System were recorded. The artifact removal process, pre-processing and spectral analysis were made throw Matlab. The amplitude analysis (absolute mean power, MP, and relative power, RP) and frequency (dominant, DF, and gravity center, GC) were based on IAF, delimited from the higher power peak in the spectrum within the 7.5 – 12.5 Hz frequency range during the light EC condition for each channel. The same IAF was set for the other conditions. The MP was reduced by the eyes opening at posterior scalp areas, at both light and dark conditions. The IAF Alpha2 MP was modulated specifically by the eyes condition modulation, while the illumination modulation most effectively affected the IAF Alpha3 MP. The RP was shown less selective on effect discrimination than MP. The DF was reduced by illumination at frontal scalp sites, and the GC was most influenced by the experimental protocols. Protocols 1 and 2 were complementary in eye and light modulation characterization, discriminating the mental position of individuals and triggering IAP, MP, RP and GC modulation, but not DF. The results obtained by the analysis with the IAF and BF methods were not discrepant. Thus, IAF method analysis was efficient to identify modulations exerted by eye and light modulations, emphasizing the individual characteristics of the alpha rhythm.

KEYWORDS: EEG, Individual Alpha Rhythm, Eye Conditions and Illumination Conditions.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Organização estrutural dos neurônios corticais e somação dos potenciais pós-sinápticos na gênese da atividade eletroencefalográfica (EEG).....	19
Figura 2 -	Sistema padrão de colocação de eletrodos e representação da atividade oscilatória registrada em cada eletrodo.....	20
Figura 3 -	Diferentes tipos de neurônios compõem as redes responsáveis por gerar e modular a atividade oscilatória registrada a partir do escalpo.....	23
Figura 4 -	Esquema dos protocolos experimentais.....	36
Figura 5 -	Esquema referente ao método de análise pela Frequência Individual de Alfa (IAF).....	42
Figura 6 -	Esquema referente ao método de análise pela Banda Fixa de Alfa (BF).....	44
Figura 7 -	Representação da Frequência Dominante (FD).....	45
Figura 8 -	Representação do Centro de Gravidade (CG).....	45
Figura 9 -	Organização dos dados para análise estatística no software Statistica.....	96
Figura 10 -	Pico Individual de Alfa, em Hertz (Hz), no protocolo 1 e no protocolo 2.....	47
Figura 11 -	Modulação da Potência Média Absoluta (PM) calculada a partir da Frequência Individual de Alfa (IAF), em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos e de luminosidade.....	48
Figura 12 -	Modulação da PM calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos em cada um dos protocolos experimentais.....	50
Figura 13 -	Modulação da PM calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições de iluminação em cada um dos protocolos experimentais.....	52
Figura 14 -	Modulação da Potência Relativa (PR) calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos e de luminosidade.....	55
Figura 15 -	Modulação da PR calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições de iluminação em cada um dos protocolos experimentais.	57
Figura 16 -	Modulação da PR calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos em cada um dos protocolos experimentais.	59

Figura 17 - A Frequência Dominante (FD) calculada através do IAF é modulada, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos e de luminosidade.....	61
Figura 18 - Comparação do Centro de Gravidade (CG) calculado a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos em cada um dos protocolos experimentais.....	62
Figura 19 - Alteração do CG da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições de iluminação em cada um dos protocolos experimentais.....	63
Figura 20 - Comparação da PM pelo método IAF e pelo método BF, no protocolo 2, durante a condição de OF.....	65
Figura 21 - Comparação da PR pela IAF e pela BF durante a condição de OF, nas condições de claro e escuro.....	66
Figura 22 - Comparação do CG pela IAF comparada com a BF, em ambas as condições dos olhos.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Média e desvio padrão da quantidade de épocas por condição selecionada nos indivíduos deste estudo.....	39
Tabela 2 -	Comparação da FD entre os métodos IAF e BF, em cada um dos protocolos.....	66
Tabela 3 -	Estatística do Pico Individual de Alfa (IAP).....	88
Tabela 4 -	Estatística da Potência Média Absoluta (PM) e da Potência Relativa (PR) calculada a partir da Frequência Individual de Alfa (IAF).....	89
Tabela 5 -	Estatística da Frequência Dominante (FD) e do Centro de Gravidade (CG) calculado a partir da IAF.....	91
Tabela 6 -	Estatística da PM e PR comparando os métodos IAF e BF.....	92
Tabela 7 -	Estatística da FD e CG comparando os métodos IAF e BF.....	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA = Análise de Variância;
BF = Banda Fixa;
CEPSH = Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos;
CG = Centro de Gravidade;
CTE = Neurônios Colinérgicos do Tronco Encefálico;
ECG = Eletrocardiograma;
EEG = atividade eletroencefalográfica/eletroencefalograma;
EOG = Eletro-oculograma;
ERP = Potencial Relacionado à Evento;
FD = Frequência Dominante;
fMRI = Imagem por Ressonância Funcional Magnética;
GABA = Ácido Gama-Aminobutírico;
IAF = Frequência Individual de Alfa;
IAP = Pico Individual de Alfa;
ICA = Análise de Componente Independente;
MEG = Magnetoencefalografia;
NGL = Núcleo Geniculado Lateral;
OA = Olhos Abertos;
OACL = Olhos Abertos no Claro;
OAESC = Olhos Abertos no Escuro;
OF = Olhos Fechados;
OFCL = Olhos Fechados no Claro;
OFESC = Olhos Fechados no Escuro;
PM = Potência Média Absoluta
PPSE = Potencial Pós-Sináptico Excitatório;
PPSI = Potencial Pós-Sináptico Inibitório;
PR = Potência Relativa;
PUL = Núcleo Pulvinar;
RT = Reticular do Tálamo;
TC = Tálamo-cortical;
UFSC = Universidade Federal de Santa Catarina;

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	19
1.1 Propriedades do sinal eletroencefalográfico	19
1.2 Gênese e modulação dos ritmos cerebrais.....	22
1.3 Geradores das oscilações alfa.....	25
1.4 Teorias e hipóteses sobre o papel funcional das oscilações alfa .	26
1.5 Modulação de alfa pela condição dos olhos.....	28
1.6 Análise através da Frequência Individual de Alfa (IAF)	30
2. JUSTIFICATIVA.....	33
3. OBJETIVOS	34
3.1 Objetivo geral.....	34
3.2 Objetivos específicos e complementares.....	34
4. MATERIAIS E MÉTODOS	35
4.1 Indivíduos experimentais	35
4.2 Protocolos experimentais	35
4.3 Aquisição da EEG.....	38
4.4 Análise e processamento da EEG	38
4.4.1 Neuron-Spectrum.NET	38
4.4.2 Matlab/EEGLAB	39
4.4.3 Matlab/FieldTrip.....	40
4.4.4 Definição do ritmo alfa	41
4.4.5 Parâmetros de análise.....	41
4.5 Análise Estatística	46
5. RESULTADOS	47
5.1 Pico Individual de Alfa	47
5.2 Análises da Frequência Individual de Alfa	48
5.2.1 Potência Média Absoluta	48
5.2.2 Potência Relativa	54
5.2.3 Frequência Dominante	60
5.2.4 Centro de Gravidade	62
5.3 Comparações entre a IAF e a Banda Fixa	64
5.3.1 Potência Média Absoluta	65
5.3.2 Potência Relativa	65
5.3.3 Frequência Dominante	66
5.3.4 Centro de Gravidade	67
6. DISCUSSÃO.....	68
7. CONCLUSÕES.....	76
8. PERSPECTIVAS	77
9. REFERÊNCIAS	78
APÊNDICE A	88

1. INTRODUÇÃO

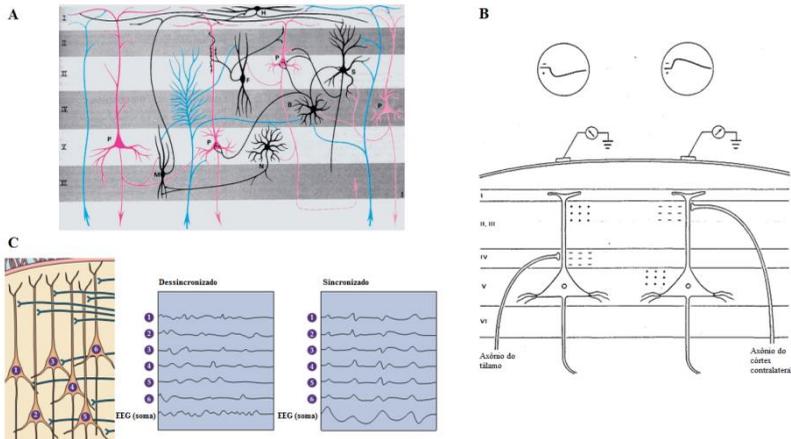
1.1 Propriedades do sinal eletroencefalográfico

A atividade eletroencefalográfica (EEG) reflete, primariamente, a atividade eletroquímica espontânea de grupos de neurônios corticais que são constantemente excitados e inibidos (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H.C., 1934a; COLLURA, 2008; BUCCI E GALDERISI, 2011). Estes neurônios se organizam estruturalmente em 6 camadas corticais e são compostos, em grande parte, por células piramidais e por redes de interneurônios (Figura 1A-C). A maioria dos interneurônios são inibitórios, sendo estes fundamentais para impedir a excitação excessiva das células piramidais. A somação das correntes extracelulares, oriunda principalmente dos Potenciais Pós-Sinápticos Excitatórios (PPSE) e Inibitórios (PPSI) de grandes células piramidais orientadas verticalmente e localizadas nas camadas corticais III, V e VI, geram campos elétricos que podem ser registrados por eletrodos posicionados sobre o escalpo, caracterizando a EEG (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H.C., 1934a; OLEJNICZAK, 2006; COLLURA, 2008; BUCCI E GALDERISI, 2011).

O registro da atividade eletroencefalográfica em humanos ocorre através da colocação de eletrodos em locais específicos no escalpo, de acordo com um sistema padrão para colocação de eletrodos (Figura 2A). Nestes sistemas, a colocação dos eletrodos é baseada nas medidas do crânio de cada indivíduo, e o Sistema Internacional 10-20 é tradicionalmente utilizado em registros de até 21 canais (KLEM *et al.*, 1999; JURCAK *et al.*, 2007). Em cada um dos eletrodos, é registrada uma atividade oscilatória referente à atividade cortical dos grupos de neurônios subjacentes àquele eletrodo. Esta atividade oscilatória pode ser analisada em relação à amplitude, frequência e fase, fornecendo informações sobre sua funcionalidade (Figura 2B) (KLIMESCH *et al.*, 2008).

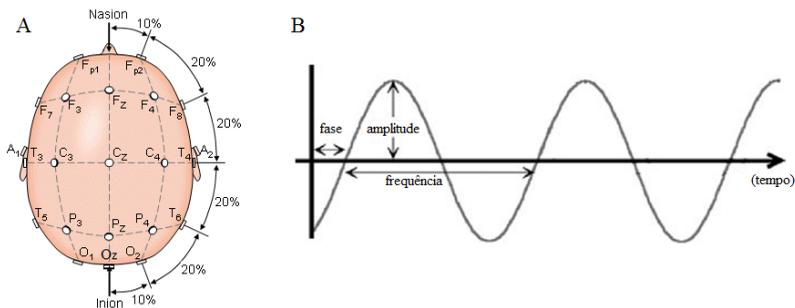
Figura 1 – Organização estrutural dos neurônios corticais e somação dos potenciais pós-sinápticos na gênese da atividade eletroencefalográfica (EEG). Os neurônios corticais, compostos em grande parte por células piramidais e redes de interneurônios, estão organizados estruturalmente em 6 camadas corticais (A). A somação das correntes extracelulares oriundas dos potenciais pós-sinápticos excitatórios e inibitórios de grandes células piramidais são somados contribuindo para a gênese da EEG (B). A ativação das populações

de neurônios de forma coordenada no tempo reflete na atividade sincronizada da EEG, caracterizada por apresentar amplitudes maiores (C).



Fonte: Adaptada de COLLURA, 2008 (A); adaptada de OLEJNICZAK, 2006 (B); adaptada de PURVES *et al.*, 2004 (C).

Figura 2 – Sistema padrão de colocação de eletrodos e representação da atividade oscilatória registrada em cada eletrodo. O Sistema Internacional 10-20 é utilizado como sistema padrão de colocação de eletrodos sobre o escalpo (A). A atividade oscilatória registrada pode ser analisada em reação à sua magnitude (amplitude), frequência e fase (B).



Fonte: adaptada de SHARBROUGH *et al.*, 1991 (A); adaptada de BUZSÁKI (2006).

Há diversos fatores que podem influenciar o sinal da EEG registrada no escalpo (amplitude, forma e duração): a orientação da fonte (gerador cortical) em relação ao eletrodo (LOPES DA SILVA, 2013); as propriedades intrínsecas dos neurônios (STERIADE *et al.*, 1990); as propriedades condutivas elétricas dos tecidos existentes entre a fonte e o eletrodo de registro (que interferem no volume de condução); a sincronização da atividade neuronal (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H.C., 1934a; ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b; OLEJNICZAK, 2006; COLLURA, 2008; LOPES DA SILVA, 2013); a distância do eletrodo de registro em relação à fonte geradora do sinal (BUCCI E GALDERISI, 2011); as propriedades condutivas do eletrodo utilizado para o registro (EBNER *et al.*, 1999; OLEJNICZAK, 2006; COLLURA, 2008).

A ativação de populações de neurônios de forma coordenada no tempo (sincronização), bem como a sua organização espacial, é fundamental para que o registro da EEG seja possível (BUZSÁKI E DRAGUHN, 2004; LOPES DA SILVA, 2013). Devido à organização dos neurônios piramidais corticais na forma de paliçada, onde os eixos principais de suas árvores dendríticas estão em paralelo e perpendicular à superfície cortical, as correntes oriundas da atividade pós-sináptica sincronizada de grupos de neurônios são somadas. Assim, esta atividade torna-se forte o suficiente para ser registrada por eletrodos, mesmo que distantes de sua fonte neuronal (LOPES DA SILVA, 2013). É preciso considerar também que a atividade pós-sináptica das células piramidais, apesar de ocorrer na escala de milivolts, tem seu registro atenuado na ordem de microvolts devido à resistência dos tecidos, como o osso do crânio e a pele, por exemplo. Esta corrente que flui através dos tecidos é denominada volume de condução e permite que a EEG seja obtida (OLEJNICZAK, 2006; COLLURA, 2008). Quanto mais próximo do eletrodo estiver a fonte geradora do sinal, maior será sua contribuição para o sinal registrado no escalpo (BUCCI E GALDERISI, 2011). As propriedades intrínsecas dos neurônios também contam para a modulação dos sinais, uma vez que diferentes condutividades dos íons sódio, potássio, cálcio e cloreto, entre outros, modulam a excitabilidade da membrana das células e, conseqüentemente, modificam a atividade oscilatória registrada (STERIADE *et al.*, 1990; BUCCI E GALDERISI, 2011; BUZSÁKI *et al.*, 2012). A impedância do eletrodo deve ser considerada, uma vez que o sinal registrado pode ser modulado pela capacitância do eletrodo e pela sua resistência (EBNER *et al.*, 1999).

1.2 Gênese e modulação dos ritmos cerebrais

Conforme mencionado previamente, a ativação sincronizada de grupos de células corticais é o principal fator responsável pela EEG. Outras estruturas, contudo, além do córtex, também contribuem para a gênese destes ritmos. Dentre estas estruturas, há o tálamo (LOPES DA SILVA *et al.*, 1973; MCCORMICK E BAL, 1997) e alguns sistemas modulatórios globais que originam do tronco encefálico (MORUZZI E MAGOUN, 1949; STERIADE, 1996), hipotálamo posterior e o prosencéfalo basal. Cada um destes sistemas contém neurônios com propriedades intrínsecas particulares e, conseqüentemente, são importantes para delimitar o comportamento rítmico da rede a qual pertencem (BUCCI E GALDERISI, 2011).

Tipos distintos de neurônios possuem papéis fundamentais nos circuitos a que pertencem e modulam os processos rítmicos (Figura 3). Neurônios reticulares talâmicos (RT), localizados no núcleo reticular do tálamo, são caracterizados por apresentarem atividade do tipo marca-passo (STERIADE *et al.*, 1987). Estes neurônios recebem aferências, principalmente, do tálamo e do córtex cerebral e possuem projeções para neurônios tálamo-corticais (TC) (STERIADE, 2001). A influência dos neurônios RT sobre os neurônios corticais ocorre, portanto, de forma indireta, uma vez que eles não possuem projeções diretas para o córtex. Eles desencadeiam PPSI nos neurônios TC, através da liberação do neurotransmissor ácido gama-aminobutírico (GABA), inibindo-os (STERIADE *et al.*, 1987; STERIADE *et al.*, 1990; STERIADE, 2001). Em conjunto com estruturas do tronco encefálico e do prosencéfalo basal, eles são importantes na modulação fisiológica dos neurônios TC (STERIADE *et al.*, 1990; GUILLERY *et al.*, 1998; PINAULT, 2004).

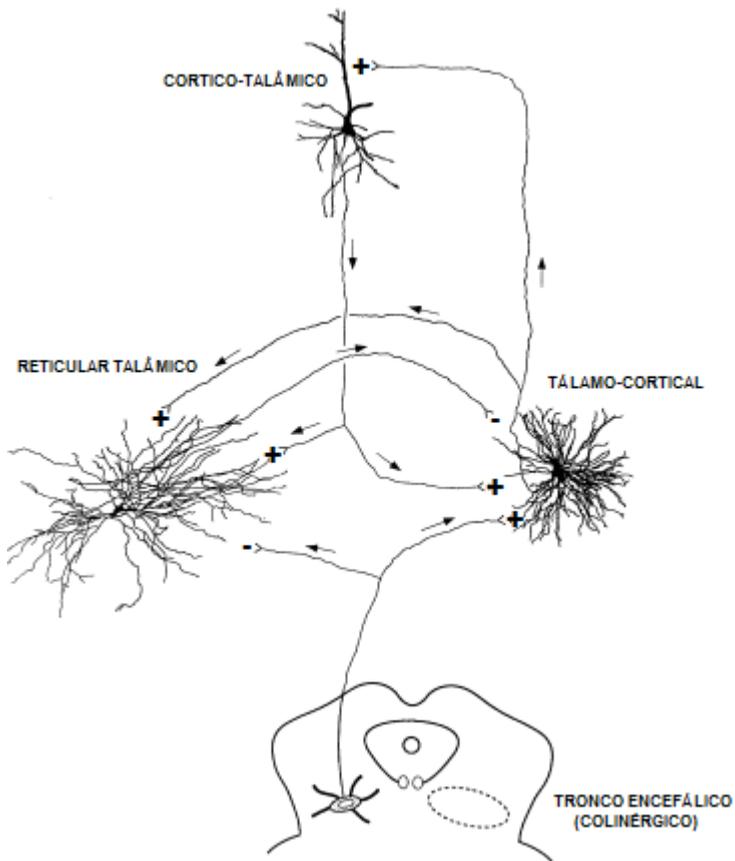
Neurônios TC, também conhecidos como neurônios de retransmissão (“*relay*” ou relê), possuem projeções excitatórias nas células corticais e desempenham esta função através da liberação de glutamato. Eles também possuem projeções colaterais excitatórias direcionadas para o núcleo RT (STERIADE *et al.*, 1990). Enquanto que grandes neurônios TC possuem projeções para camadas profundas e mediais do córtex, os neurônios pequenos possuem projeções para as camadas mais superficiais (STERIADE *et al.*, 1987; STERIADE, 2000). Além de receberem aferências inibitórias dos neurônios RT, eles também recebem aferências excitatórias dos neurônios corticais e dos neurônios colinérgicos do tronco encefálico (STERIADE, 2000).

Neurônios colinérgicos do tronco encefálico (CTE), que possuem projeções excitatórias para os neurônios TC e inibitórias para os neurônios RT, são fundamentais para as mudanças nos estados de vigília (STERIADE, 2000). Através destas ligações, ao mesmo tempo em que os neurônios TC são excitados pelos neurônios CTE, eles também são indiretamente desinibidos através da inibição colinérgica sobre os neurônios GABAérgica RT (STERIADE, 2000). Na região central superior do tronco encefálico, onde há a formação reticular do tronco encefálico, neurônios não-colinérgicos se projetam para os núcleos talâmicos intralaminares. Estes neurônios reticulares aumentam a sua taxa de disparo conforme ocorre a transição do sono para a vigília e desencadeiam uma ativação difusa no córtex (STERIADE, 2000).

Neurônios córtico-talâmicos (CT), além de receberem projeções de diferentes locais, conforme citado acima, também possuem projeções direcionadas a núcleos específicos do tálamo, formando alças de retroalimentação. Os neurônios corticais, principalmente os das camadas mais profundas, possuem projeções para neurônios TC, RT e para alguns interneurônios talâmicos de circuitos locais (STERIADE, 2000).

Anatomicamente, o tálamo pode ser subdividido em diversos núcleos, os quais possuem funcionalidades diferentes, além de possuir uma interação muito forte com o córtex. Isto faz dele uma estrutura fundamental na modulação da ritmicidade e funcionalidade das células corticais. Todas as áreas corticais recebem aferências do tálamo e enviam projeções de volta para núcleos específicos do tálamo (SHERMAN, 2005). Neurônios TC (retransmissão) e neurônios CT são fundamentais na mediação desta comunicação.

Figura 3 - Diferentes tipos de neurônios compõem as redes responsáveis por gerar e modular a atividade oscilatória registrada a partir do escalpo (adaptada de STERIADE, 2000). Neurônios colinérgicos do tronco encefálico possuem projeções excitatórias para os neurônios tálamo-corticais (TC) e inibitórias para os neurônios reticulares talâmicos (RT). Os neurônios RT recebem projeções excitatórias dos neurônios TC e dos neurônios córtico-talâmicos (CT), contudo, desencadeiam respostas inibitórias nos neurônios TC. Os neurônios TC emitem projeções excitatórias para os neurônios CT, além de projeções colaterais para os neurônios RT. Neurônios CT possuem projeções excitatórias para os neurônios TC e RT.



O tálamo contém núcleos denominados núcleos de retransmissão de primeira-ordem que recebem informações sensoriais e direcionam-nas para o córtex. Há também núcleos que recebem aferências das camadas corticais mais profundas, refinam o processamento das informações recebidas e reenviam-nas de volta para o córtex. Estes núcleos são denominados núcleos de retransmissão de ordem superior (SHERMAN E GUILLERY, 2002; SHERMAN, 2005; SHERMAN, 2012; 2016). Quando falamos em processamento da informação sensorial visual, que é a modalidade sensorial que será abordada com maior ênfase neste trabalho, há pelo menos 3 núcleos principais a considerar: o núcleo geniculado lateral (NGL), o núcleo

reticular do tálamo (NRT) e o núcleo pulvinar (PUL) (SAALMANN E KASTNER, 2011). As células ganglionares da retina possuem projeções diretas para o núcleo geniculado lateral (NGL), fazendo sinapse monossinápticas com interneurônios inibitórios ou com neurônios de retransmissão TC. Isso permite com que a informação que chega a este núcleo seja processada e retransmitida para o córtex visual primário. Tais características fazem do NGL um núcleo de primeira ordem para o processamento da informação sensorial visual (USREY E ALITTO, 2015), embora ele receba algumas projeções do córtex visual primário (V1), do NRT e do tronco encefálico (SAALMANN E KASTNER, 2011). O NRT recebe ramificações tanto de fibras TC quanto CT e envia projeções para o tálamo, exercendo um papel fundamental no controle inibitório da transmissão tálamo-cortical (SAALMANN E KASTNER, 2011). O PUL apresenta características diferentes, mas também é importante no processamento da informação visual. Este núcleo é considerado um núcleo de ordem superior pelo fato de receber poucas projeções oriundas da periferia e formar abundantes alças (“loops”) de comunicação com o córtex (SAALMANN E KASTNER, 2011; USREY E ALITTO, 2015). Recentemente, a modulação da sincronia neural entre as áreas corticais por parte dos núcleos de ordem superior do tálamo tem sido mencionada na literatura, e o PUL é um dos núcleos envolvidos neste processo (SAALMANN *et al.*, 2012; SAALMANN, 2014). Diante de tais características, podemos considerar o tálamo como uma estrutura chave na regulação do fluxo de informações para o córtex, modulando constantemente a dinâmica da atividade cortical.

No córtex, a informação que chega ao córtex visual primário (V1) pode ser retransmitida por diferentes vias que processam, simultaneamente, características diferentes da informação. A informação pode seguir por uma via dorsal, na qual a informação é direcionada para o córtex parietal posterior, processando informações sobre as relações espaciais do objeto; e/ou por uma via ventral, na qual a informação segue pelo córtex temporal inferior, processando informações sobre a identidade do objeto (UNGERLEIDER E HAXBY, 1994; CREEM E PROFFITT, 2001).

1.3 Geradores das oscilações alfa

As oscilações alfa ocorrem classicamente em uma faixa de 8-12/13 Hz, durante a vigília, principalmente nas regiões occipitais, na

qual são visualizadas de forma mais expressiva durante a condição de olhos fechados e são atenuadas com a abertura dos olhos (BERGER, 1929; ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934B; ADRIAN E YAMAGIWA, 1935). Evidências oriundas principalmente de estudos com animais têm demonstrado que os ritmos alfa corticais resultam da interação de sistemas tálamo-corticais e córtico-corticais (STERIADE *et al.*, 1990). Os ritmos alfa registrados no córtex visual são gerados basicamente a partir de dipolos formados por neurônios piramidais presentes nas camadas IV e V (LOPES DA SILVA E STORM VAN LEEUWEN, 1977). Ritmos alfa com as mesmas características (frequência pico, extensão e reatividade) são registrados também no NGL e PUL (LOPES DA SILVA *et al.*, 1973). Assim, presume-se que o tálamo seja uma das principais estruturas responsáveis por modular e sincronizar os agrupamentos neuronais para que oscilem na faixa de frequência de alfa.

Outra característica importante em relação aos mecanismos geradores do ritmo alfa é que ritmos alfa corticais parecem ser gerados em áreas corticais relativamente pequenas. Estas áreas agem como epicentros onde, a partir delas, a atividade alfa difunde-se em diferentes direções (STERIADE *et al.*, 1990).

Análises da frequência e conectividade reforçam o papel das interações entre o tálamo e o córtex na geração e modulação do ritmo alfa: (1) A coerência tende a diminuir conforme aumenta a distância entre os eletrodos, embora a distância não seja o único fator que contribua para isso (LOPES DA SILVA *et al.*, 1973); (2) registros simultâneos do ritmo alfa no tálamo e no córtex apresentam coerências significativamente diferentes de zero; (3) a coerência do ritmo alfa cortical sofre maior influência do PUL do que do NGL (STERIADE *et al.*, 1990); e, (4) os ritmos alfa registrados em alguns núcleos talâmicos, principalmente no NGL, possuem picos de frequência similares às registradas no córtex. (LOPES DA SILVA *et al.*, 1973).

1.4 Teorias e hipóteses sobre o papel funcional das oscilações alfa

A amplitude elevada de alfa quando o indivíduo está em um estado de vigília, com olhos fechados, porém, não engajado em nenhuma tarefa, permitiu que por muito tempo esse ritmo fosse interpretada como um “ritmo ocioso”. A atividade alfa “ganhou” esta interpretação desde que Adrian e Matthews publicaram seu estudo

(ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b) e foi reforçada também por estudos que demonstraram amplitudes maiores das ondas mu (que ocorrem na mesma faixa de frequência de alfa, porém nas regiões centrais) durante condições de relaxamento muscular, ausência de estimulação somatossensorial ou inatividade motora, e que eram suprimidas com a estimulação motora (PFURTSCHELLER, 1992; PFURTSCHELLER E NEUPER, 1994; PFURTSCHELLER *et al.*, 1996). Diante disso, houve um consenso de que ritmos sincronizados dentro da banda alfa eram característicos de áreas cerebrais com atividade cortical reduzida e que estavam refletindo um estado de ociosidade (PFURTSCHELLER *et al.*, 1996).

A “teoria do cérebro ocioso” perdeu expressão com o tempo e novas teorias sobre a funcionalidade da atividade alfa emergiram. A “Teoria Integrativa”, proposta em meados de 1997 (BAŞAR *et al.*, 1997), rejeita o conceito de que a atividade alfa reflete um estado passivo e/ou ocioso do cérebro. Nesta nova visão, as propriedades das oscilações de alfa ao redor de 10 Hz devem ser integradas para que a compreensão do funcionamento cerebral seja possível. As evidências que levaram os autores a propô-la foram os seguintes fatos: (1) oscilações em 10 Hz podem ser registradas de diferentes áreas do escalpo em humanos e, também, de estruturas intracraniais em animais, relacionadas com diferentes funções cognitivas e/ou sensoriais; (2) a atividade “espontânea” de alfa não representa apenas um ruído (BAŞAR *et al.*, 1997; SCHÜRMAN E BAŞAR, 2001); ela pode ser (3) *evocada* por estimulação sensorial, apresentando um “casamento” de fase no tempo exato do estímulo (“time-locked”) (BAŞAR *et al.*, 1997; SCHÜRMAN E BAŞAR, 2001), ou ser (4) *induzida*, por diferentes processos cognitivos internos, sensoriais externos ou proprioceptivos e não sendo necessariamente deflagrada no momento exato do estímulo (BAŞAR *et al.*, 1997; SCHÜRMAN E BAŞAR, 2001). (5) As oscilações de 10 Hz, além de serem registradas no escalpo, tem sua origem demonstrada por registros a nível celular, confirmando que tal atividade reflete, de fato, as propriedades fisiológicas básicas do cérebro (BAŞAR *et al.*, 1997; BAŞAR *et al.*, 2000). (6) Baseado em estudos com animais, foi proposto que os circuitos tálamo-corticais não são os únicos responsáveis pela geração das oscilações alfa. Concomitantemente, assumiu-se a existência de um “sistema alfa distribuído e difuso” ao invés de atribuí-las a um único gerador (BAŞAR *et al.*, 1997; BAŞAR *et al.*, 2000).

Uma hipótese mais recente, denominada Hipótese da Inibição Temporal (“*Inhibition-timing hypotesis*”) propõe que as oscilações alfa são um fenômeno ativo e que sua atividade sincrônica reflete processos inibitórios, e não uma ociosidade do sistema (KLIMESCH *et al.*, 2007). Nesta hipótese assume-se que a supressão da atividade alfa (diminuição da amplitude), decorrente da dessincronização de grandes populações de neurônios durante o processamento ativo da informação, reflete um estado de aumento da excitabilidade dos processos cerebrais. Por outro lado, o aumento da amplitude da atividade alfa, decorrente da sincronização de populações de neurônios, reflete um estado de inibição ou de excitabilidade baixa dos processos cerebrais. Assim, diferentemente da “teoria do cérebro ocioso”, a sincronização da atividade alfa foi interpretado como um processo de inibição baseado no fato de que a atividade sincronizada pode ser observada em tarefas na qual uma resposta aprendida deve ser retida e, também, sobre áreas cerebrais que não são relevantes em tarefas específicas (KLIMESCH *et al.*, 2007; JENSEN E MAZAHERI, 2010).

1.5 Modulação de alfa pela condição dos olhos

A modulação das oscilações eletroencefalográficas de alfa pelo fechamento e abertura dos olhos é conhecida desde que Hans Berger descreveu oscilações em uma frequência de aproximadamente 10 ciclos por segundo (10 Hz, Ritmo Berger), em uma série de artigos publicados a partir de 1929. Estas oscilações “estavam presentes” com o indivíduo em um estado de repouso com olhos fechados e “desapareciam” com a abertura dos olhos (BERGER, 1929; ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b; ADRIAN E YAMAGIWA, 1935). Este fenômeno, conhecido como efeito Berger (ou bloqueio de alfa), foi descrito nos lobos occipitais. Berger descreveu que o ritmo desaparecia (diminuindo em amplitude) quando os olhos eram abertos devido a uma inibição difusa no córtex, enquanto que Adrian e Matthews acreditavam que o ritmo era confinado aos lobos occipitais e que desaparecia com a abertura dos olhos porque os neurônios passavam a disparar em diferentes frequências, e como consequência, a sincronia era reduzida (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b; ADRIAN E YAMAGIWA, 1935).

O efeito Berger foi observado também no escuro, e as mudanças foram atribuídas mais à atenção visual do que à estimulação

sensorial visual (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934). No escuro, após a abertura dos olhos, a amplitude do ritmo alfa voltava a aumentar depois de alguns minutos. No entanto, a supressão era observada diante da “tentativa de ver” enquanto o indivíduo permanecia com OA na escuridão, fornecendo indícios da existência de processos atencionais envolvidos na modulação do ritmo alfa (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b; LOOMIS *et al.*, 1936).

A modulação do ritmo alfa descrita por Berger e Adrian foi tão consistente e intrigante que a contribuição da condição dos olhos e da luz na supressão do ritmo alfa continua sendo investigada com fMRI (BEN-SIMON *et al.*, 2008; BEN-SIMON *et al.*, 2013; JAO *et al.*, 2013) e/ou EEG (KÖNÖNEN E PARTANEN, 1993; DANKO, 2006; BARRY *et al.*, 2007; BEN-SIMON *et al.*, 2008; BOYTSOVA E DANKO, 2010; BEN-SIMON *et al.*, 2013). Dentre os trabalhos que utilizaram a EEG, alguns avaliaram o ritmo alfa a partir de uma banda fixa. A redução da potência na condição de olhos abertos (OA) comparada com os olhos fechados (OF) em uma sala pouco iluminada, foi observada em duas sub-bandas fixas de alfa (7-10 Hz e 10-13 Hz) (DANKO, 2006). Resultados similares foram observados na escuridão (BOYTSOVA E DANKO, 2010), sendo atribuídos a um diferente direcionamento da atenção. Na condição de OF a atenção estaria voltada para processos internos (foco interno), enquanto na condição de OA a atenção estaria voltada para processos externos, ou o mundo exterior (foco externo). Barry e colaboradores (2007) mostraram que a potência absoluta na faixa fixa de frequência entre 8-13 Hz era reduzida em aproximadamente 40% em cada local do escalpo quando os olhos eram abertos. Diferentes padrões entre a condição de OA e OF no escuro foram identificados através de fMRI, os quais foram atribuídos aos diferentes estados de atividade mental adotado em cada uma das condições (MARX *et al.*, 2003; MARX *et al.*, 2004). Durante a condição de OA, sistemas envolvidos com processos atencionais e motores oculares mostraram-se ativos sugerindo que um estado exteroceptivo foi adotado pelo indivíduo; no entanto, durante a condição de OF, sistemas multissensoriais (visual, auditivo, somatossensorial e vestibular) foram ativados sugerindo que o indivíduo adotou um estado de interocepção e imaginação (MARX *et al.*, 2003; MARX *et al.*, 2004).

Mais recentemente, estudos associando EEG/fMRI têm mostrado que o ritmo alfa é composto por duas atividades que ocorrem simultaneamente. Há um “componente espontâneo”, que reflete processos endógenos e que não são modulados por nenhum estímulo, e

um “componente induzido”, que é modulado por estímulos específicos como as informações sensoriais (BEN-SIMON *et al.*, 2008). Outros têm reforçado a ideia de que a modulação do ritmo alfa ocorre em grande parte pela alocação da atenção (direcionamento da atenção internamente ou externamente), caracterizando um processamento top-down, e não necessariamente pela entrada sensorial visual, que caracterizaria um processamento bottom-up (KLIMESCH *et al.*, 2007; BEN-SIMON *et al.*, 2013).

1.6 Análise através da Frequência Individual de Alfa (IAF)

Desde que Berger publicou seus estudos, diferentes métodos de análise têm sido usados para caracterizar as oscilações registradas no eletroencefalograma. A aplicação da análise de Fourier nas oscilações de EEG foi um dos primeiros métodos a serem utilizados. Não muito tempo depois, foi constatada que as oscilações mencionadas por Berger ocorrem predominantemente em uma faixa de frequência de 8 a 12 ciclos por segundo, quando o indivíduo se encontra em uma condição de relaxamento (DIETSCH, 1932; JASPER E CARMICHAEL, 1935). Desde então, as oscilações na faixa de 8-12 ou 13 Hz registradas no escalpo de humanos são classicamente denominadas de ondas alfa, e esta atividade pode ser analisada através da amplitude, frequência e fase (BAZANOVA E VERNON, 2014). A partir dos anos 80, uma série de estudos têm identificado diferenças interindividuais na frequência de alfa e um novo método foi descrito. Neste, a frequência correspondente ao Centro de Gravidade (CG) ou o pico da frequência (Pico Individual de Alfa, IAP) é mensurado para definir a Frequência Individual de Alfa (IAF), baseado na forma da distribuição da frequência, ao invés da faixa de frequência fixa. Desde então, a IAF tem sido aceita como a melhor forma de representar o ritmo alfa (SCHWIBBE *et al.*, 1981; KLIMESCH *et al.*, 1990; KLIMESCH, 1996; KLIMESCH, 1997; 1999; HOOPER, 2005). A partir do IAP como um ponto âncora, dois ou até mesmo três sub-bandas de alfa com extensão de 2 Hz foram distinguidas (IAP \pm 2 Hz e/ou IAP de -2 a -4 Hz) (KLIMESCH, 1999; BABILONI *et al.*, 2006a). Estudos avaliando Potenciais Relacionados a Evento (ERP) apresentam indícios da existência de diferenças funcionais entre as sub-bandas de alfa. As bandas baixas de alfa foram relacionadas com demandas atencionais e a banda alta com processos mnemônicos (KLIMESCH, 1997; KLIMESCH *et al.*, 1997; KLIMESCH *et al.*, 1998; KLIMESCH, 1999).

Foi demonstrado que o pico de frequência alfa é influenciado pela demanda cognitiva, atenção e por patologias neurológicas. Nas regiões posteriores ele é afetado pelo aumento da demanda cognitiva (HAEGENS *et al.*, 2014). Em adultos saudáveis neurologicamente, o desempenho em tarefas de memória é diretamente relacionado com o aumento da frequência de alfa (KLIMESCH, 1997). Algumas patologias neurológicas, como o Alzheimer, esquizofrenia e traumatismo craniano, são associados com reduções no pico de alfa, quando comparados a indivíduos saudáveis (KLIMESCH *et al.*, 1990; CANIVE *et al.*, 1998; ANGELAKIS *et al.*, 2004b).

A Frequência Dominante (FD) refere-se a frequência, em ciclos por segundo, que mais se sobressai em termos de amplitude/magnitude, em relação às demais frequências que compõem o espectro do sinal (BRAZIER E FINESINGER, 1944; HOOPER, 2005). Em indivíduos com idade entre 17 e 47 anos, a FD permanece na faixa de 8-13 Hz em cerca de 95% da população (BRAZIER E FINESINGER, 1944) e a média da FD em 10 Hz, com desvio padrão de 1 Hz (KLIMESCH, 1996). Além disso, a FD difere entre os locais registrados no escalpo, com predominância de frequências mais altas nas regiões posteriores do escalpo, comparados com as regiões frontais (KLIMESCH, 1999). Tradicionalmente, a FD e o CG são medidas utilizadas para calcular a frequência de alfa, uma vez que cada uma delas fornece diferentes informações sobre a atividade rítmica da banda alfa. A FD reflete somente a frequência que contém a maior potência/magnitude, porém, ela não considera aspectos da forma do espectro. O CG, por sua vez, considera a forma do espectro e reflete a tendência central dentro da banda selecionada (KLIMESCH *et al.*, 1993).

No presente estudo, buscamos investigar a contribuição da condição do olho e da luminosidade na modulação do ritmo alfa a partir da IAF, pela análise da amplitude e da frequência. A nossa hipótese é que a condição dos olhos como uma expressão comportamental exerce um efeito sobre o ritmo de alfa que ocorre a despeito do efeito da iluminação. A desvinculação do efeito dos olhos em relação aos efeitos da luz pode ser obtida com a alternância da condição dos olhos no escuro. O efeito da condição dos olhos sobre o ritmo alfa desvinculado da influência da iluminação pode ser avaliado através da utilização de protocolos com diferentes demandas atencionais. Considerando a sensibilidade da análise individual de alfa em populações com diferentes faixas etárias e demanda cognitiva, o emprego deste método deve

preservar os extremos da banda de alfa característica de cada indivíduo em cada condição experimental.

2. JUSTIFICATIVA

A EEG é um método amplamente utilizado na rotina clínica e na experimentação científica como uma ferramenta para a caracterização de padrões cerebrais. Sua caracterização é feita em uma condição de repouso com olhos abertos e fechados, em ambientes onde as condições de luminosidade são variáveis e é utilizada na rotina para a identificação dos níveis de alerta, ativação, assim como distúrbios psicológicos e patologias neurológicas. A distinção da influência de fatores endógenos e exógenos sobre a atividade elétrica cerebral contribui com uma ampla gama de informações a respeito de como o cérebro de cada indivíduo opera.

Considerando que a banda alfa representa uma grande parcela do espectro da EEG, ela tem sido associada com estados funcionais distintos em faixas de frequências mais altas ou mais baixas baseadas cada vez mais no IAF.

A contribuição da condição do olho e da iluminação tem sido tradicionalmente avaliada com bandas fixas. As poucas abordagens considerando as características individuais são raras e os protocolos utilizados ainda não permitem uma discriminação clara da contribuição da condição dos olhos e da luz na EEG em repouso.

Pelos motivos anteriormente mencionados, este estudo tem por objetivo caracterizar a condição de repouso pelo IAF utilizando protocolos que possibilitem a discriminação dos efeitos da luz daqueles promovidos pela condição dos olhos.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Investigar os efeitos induzidos pela condição do olho e pela luminosidade sobre o ritmo individual de alfa eletroencefalográfico em seres humanos.

3.2 Objetivos específicos e complementares

Discriminar o efeito da condição do olho daquele induzido pela condição de iluminação sobre o ritmo alfa.

Caracterizar o efeito da condição dos olhos e da luminosidade sobre a amplitude do ritmo alfa através da potência média e potência relativa.

Caracterizar o efeito da condição dos olhos e da luminosidade sobre a frequência do ritmo alfa através da frequência dominante e centro de gravidade.

Comparar a caracterização da banda alfa e os efeitos das condições dos olhos e da luz pela Banda Fixa de Alfa e pela Frequência Individual de Alfa.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Indivíduos experimentais

Os registros da EEG foram realizados em 20 indivíduos saudáveis, todos do sexo masculino, destros, com idade entre 18 e 28 anos (média $23 \pm 2,96$ anos). Todos os participantes foram voluntários não remunerados, sem histórico médico de problemas metabólicos, neurológicos, psiquiátricos ou visuais relacionados com a sensibilidade da retina. Os indivíduos com incorreções ópticas como miopia, astigmatismo, hipermetropia e presbiopia que não eram acentuadas, não foram excluídos do estudo. Os participantes foram instruídos a seguir alguns critérios de exclusão durante as 24 horas que antecederam o experimento tais como evitar o consumo de alimentos, bebidas, medicamentos e drogas recreacionais que contivessem substâncias psicoativas, além de evitar a execução de exercícios físicos intensos. Na noite que antecedeu o experimento, os voluntários foram instruídos a dormir por um período de aproximadamente 8 horas e, em média, eles relataram $7:16 \pm 1:13$ hs de sono. Os participantes também foram instruídos a interromper o uso de nicotina, café e/ou de qualquer outra substância estimulante pelo menos três horas antes do experimento e evitar ficar em jejum.

Os voluntários receberam um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido com a descrição dos protocolos experimentais no qual eles foram submetidos, além de serem informados sobre os objetivos da pesquisa. Este termo foi lido e assinado pelos mesmos previamente ao experimento. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) (Protocolo nº 19734913.5.0000.0121).

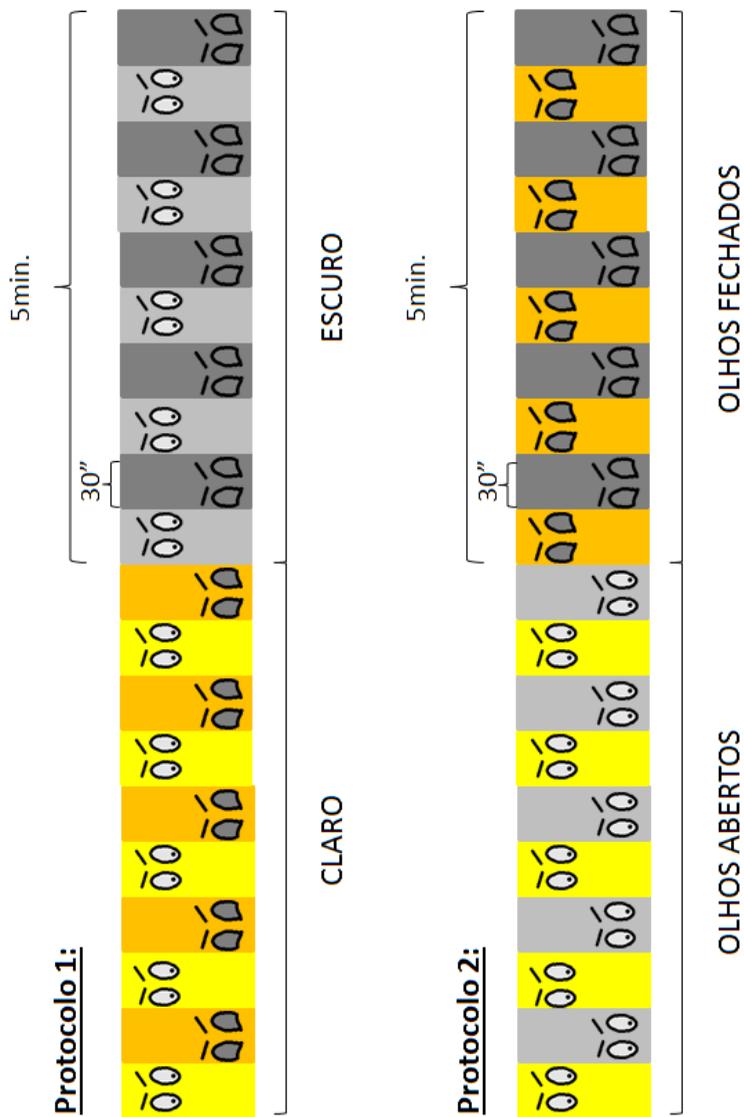
4.2 Protocolos experimentais

O experimento foi realizado em uma sala desenvolvida especialmente para este projeto, a qual foi isolada para evitar qualquer fonte de luminosidade na condição de escuridão. A luminosidade foi provida por uma fonte posicionada no teto da sala que resultou em $5,03 \text{ cd/m}^2$ de luz refletida no painel posicionada diante dos olhos dos voluntários. Esta luz foi controlada pelo experimentador pelo lado externo da sala. Os LEDs do aparelho de EEG, bem como os

interruptores de luz, ou qualquer outro material que pudesse emitir luminosidade foram cobertos. Durante o experimento os participantes permaneceram sentados em uma poltrona, voltados de frente para um quadro bege opaco posicionado a uma distância de aproximadamente 90 cm do indivíduo. Durante o registro, os indivíduos mantiveram a face voltada para o painel, e foi solicitado para que os movimentos dos olhos fossem minimizados, porém sem um ponto de fixação pré-estabelecido. Os voluntários foram instruídos e treinados por alguns minutos previamente ao registro para minimizar artefatos, tais como movimentos desnecessários da cabeça, face, mandíbula, olhos e pálpebras.

Previamente ao início do registro, os participantes receberam instruções sobre os procedimentos da pesquisa. A impedância dos eletrodos foi verificada e aceita quando abaixo de $8K\Omega$. Durante o registro, os voluntários permaneceram desacompanhados, enquanto o pesquisador ficou posicionado em uma sala adjacente operando o computador e monitorando os registros. Cada participante foi submetido a 2 protocolos experimentais sequenciais (Figura 4). No protocolo 1, os participantes foram instruídos a abrir e fechar os olhos em intervalos de 30 segundos, em resposta a comandos auditivos. Este procedimento foi realizado durante um período de 5 minutos, em uma condição com luminosidade, e em seguida, mais 5 minutos em uma condição de escuridão total. No protocolo 2 os participantes foram instruídos a permanecer durante 5 minutos com os olhos abertos e em seguida, mais 5 minutos em uma condição de olhos fechados. Durante cada um destes períodos, a luminosidade da sala foi alternada automaticamente (claro e escuro) em intervalos de 30 segundos. Tanto os comandos auditivos, utilizados no protocolo 1, quanto as alternâncias automáticas da luminosidade, utilizadas no protocolo 2, foram registradas de maneira simultânea e sincronizadas com a EEG.

Figura 4 - Esquema dos protocolos experimentais. No protocolo 1, os voluntários foram instruídos a abrir e fechar os olhos por meio de comandos sonoros, alternados em intervalos de 30 segundos, durante períodos de 5 minutos no claro e no escuro. No protocolo 2, a luminosidade da sala foi alternada entre o claro e o escuro, em intervalos de 30 segundos, enquanto os voluntários permaneceram 5 minutos na condição de olhos abertos, seguidos de 5 minutos na condição de olhos fechados.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

4.3 Aquisição da EEG

A EEG foi registrada através de um eletroencefalógrafo Neuron-Spectrum-5[®] (Neurosoft, São Paulo, SP, Brasil) e com eletrodos reutilizáveis Ag/AgCl. O Sistema Internacional 10-20 foi utilizado para localizar os 20 locais registrados, a saber: Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, F7, F8, C3, C4, Cz, T3/T7, T4/T8, T5/P7, T6/P8, P3, P4, Pz, O1, O2 e Oz. Os eletrodos de referência foram posicionados nos lóbulos da orelha, e o eletrodo terra no local CPz. Previamente à colocação dos eletrodos sobre o escalpo, todos os locais de registro foram limpos utilizando gaze e gel abrasivo Nuprep[™] (D.O. Weaver & Co., Aurora, CO, USA). Para melhorar a fixação dos eletrodos e também a condutância dos mesmos, uma pasta condutiva Ten-20 (D.O. Weaver & Co., Aurora, CO, USA) foi utilizada. Dois canais bipolares adicionais foram registrados: um para registrar o eletro-oculograma vertical (EOG), permitindo monitorar a abertura e fechamento das pálpebras, e um para registrar o eletrocardiograma (ECG), permitindo monitorar a atividade cardiobalística que contamina o sinal da EEG. Os eletrodos para o EOG foram posicionados sobre o canto superior do olho esquerdo e sobre o canto inferior do olho direito. Os eletrodos para o ECG foram posicionados abaixo da parte inferior da costela esquerda, na clavícula direita, e o terra abaixo da costela inferior direita (CARDEN, 2009). O registro foi coletado com uma frequência de amostragem de 1.000 Hz, que foi reduzido para 200 Hz no processamento e análise dos dados.

4.4 Análise e processamento da EEG

4.4.1 Neuron-Spectrum.NET

Os registros foram previamente visualizados e desartefatados através do software Neuron-Spectrum.NET (Versão 1.2.3.0). Trechos contendo artefatos produzidos por movimentações oculares, musculares, deglutição foram visualmente e manualmente marcados como artefatos. Além disso, os períodos de 1 segundo que antecederam as marcações na qual ocorreram os comandos auditivos (ou mudanças da luminosidade), bem como os 2 segundos subsequentes, foram eliminados da análise. O registro da EEG remanescente foi dividido automaticamente em períodos contínuos (“épocas”) de 4,1 segundos e, marcadores de eventos

foram inseridos no início de cada “época” para que estes períodos fossem identificados posteriormente durante a análise de dados através do Matlab. É importante salientar que o software Neuron-Spectrum.NET foi utilizado apenas com a finalidade de visualizar e demarcar eventos e artefatos, não sendo eliminado nenhum dado nesta etapa. Os dados foram exportados do software Neuron-Spectrum.NET para o Matlab através de um arquivo no formato ‘.txt’, que posteriormente foi convertido para o formato “.mat”. O processamento posteriormente foi desenvolvido através dos ‘toolboxes’ EEGLAB (DELORME E MAKEIG, 2004) e FieldTrip (OOSTENVELD *et al.*, 2011).

4.4.2 Matlab/EEGLAB

No EEGLAB foi feito um pré-processamento inicial baseado nos dados importados do Neuron-Spectrum.NET que envolveu: a redução da frequência de amostragem de 1000 Hz para 200 Hz, a localização dos eletrodos registrados, a inserção dos eventos referentes às “épocas” de EEG contínuo, a remoção de artefatos decorrentes dos movimentos dos olhos, além da remoção de artefatos cardiobalísticos através da Análise de Componente Independente (ICA). O componente removido geralmente estava presente no componente 1 do ICA. Após a verificação e eliminação do componente correto, os canais referentes ao ECG e ao EOG foram excluídos da análise, restando apenas os 20 canais referentes ao registro eletroencefalográfico. Os dados foram filtrados através de um filtro passa-banda de 1,5-35 Hz e, na sequência, as “épocas” de 4,096s foram selecionadas a partir dos marcadores de eventos importados do Neuron-Spectrum.NET. As “épocas” foram agrupadas em diferentes “datasets” do EEGLAB e salvas no formato “.set”, de acordo com o período experimental no qual foram coletadas: Olhos Abertos no Claro (OACL), Olhos Fechados no Claro (OFCL), Olhos Abertos no Escuro (OAESC), Olhos Fechados no Escuro (OFESC). A Tabela 1 apresenta a média e o desvio padrão da quantidade de épocas que os participantes apresentaram por condição experimental:

Tabela 1 – Média e desvio padrão da quantidade de épocas por condição selecionada nos indivíduos deste estudo. OACL = Olhos Abertos no Claro;

OFCL = Olhos Fechados no Claro; OAESC = Olhos Abertos no Escuro;
OFESC = Olhos Fechados no Escuro.

Quantidade de épocas por condição

Condição experimental	Protocolo 1	Protocolo 2
	Média ± DP	Média ± DP
OACL	19,0 ± 8,0	19,9 ± 7,1
OFCL	23,7 ± 6,2	21,1 ± 6,2
OAESC	19,8 ± 6,2	16,5 ± 7,2
OFESC	23,3 ± 5,4	21,5 ± 6,8

FONTE: Desenvolvida pelo autor.

4.4.3 Matlab/FieldTrip

Após os dados serem filtrados e separados em “épocas”, os dados foram exportados para o FieldTrip para a análise espectral e de conectividade. A potência espectral foi calculada através da função “ft_freqanalysis” a partir do método “multitapers” do tipo “hanning”, com uma resolução da frequência de 0,2441 Hz, e sem “zero-padding”. A resolução da frequência não foi afetada pela redução da amostragem, uma vez que ela é definida de acordo com o tamanho da “época” de análise (1 segundo/4,096 segundos=0,2441). O espectro foi calculado baseado na extensão total da época selecionada, através da configuração “maxperlen” no FieldTrip. Portanto, não foi utilizado zero-padding.

Para cada uma das “épocas”, em cada uma das condições experimentais e de cada voluntário participante do estudo, foi calculado um espectro. A média dos espectros foi baseada em todas as “épocas” selecionadas que cada participante apresentou por condição (HOOPER, 2005). Este procedimento foi realizado de forma a melhorar a precisão das estimativas espectrais (KLIMESCH *et al.*, 1993).

A conectividade foi calculada a partir da função “ft_connectivityanalysis”, utilizando os métodos de coerência e casualidade de Granger. Para calcular a casualidade de Granger foi necessário calcular primeiramente a modelagem autoregressiva multivariada através da função “ft_mvaranalysis”. O processamento dos dados para a conectividade foi realizado, contudo, devido a natureza diferenciada da análise estatística a ser desenvolvida, este parâmetro não foi abordado neste trabalho.

4.4.4 Definição do ritmo alfa

A partir da análise espectral, diferentes procedimentos foram utilizados para caracterizar o ritmo alfa:

Ritmo Alfa Individual ou Frequência Individual de Alfa (IAF): Refere-se ao ritmo delimitado a partir do Pico Individual de Alfa (IAP), denominação dada à frequência que apresenta a maior potência espectral absoluta dentro da banda estendida de 7,5-12,5 Hz, em cada um dos participantes do experimento (KLIMESCH, 1999). O IAP de cada canal registrado foi identificado durante a condição de olhos fechados no claro e o mesmo foi adotado para estabelecer o IAF nas demais condições. A partir do IAP, três bandas da IAF foram configuradas: IAF Alfa1 (IAP-4 Hz à IAP-2 Hz), IAF Alfa2 (IAP-2 Hz à IAP) e IAF Alfa3 (IAP à IAP+2 Hz). A Figura 5 apresenta o espectro referente ao sinal registrado no eletrodo O2 de um dos participantes deste estudo, em cada uma das condições experimentais, que pode ser visualizada como exemplo: 1º) Dentro de uma banda estendida de 7,5 a 12,5 Hz (traçados pontilhados) foi identificada a frequência que continha a maior potência espectral absoluta, ou o IAP (10,5 Hz), durante a condição de olhos fechados no claro (traçado espectral vermelho); 2º) As bandas individuais de alfa foram delimitadas a partir do IAP, portanto, IAF Alfa1 (6,5-8,5 Hz), IAF Alfa2 (8,5-10,5 Hz) e IAF Alfa3 (10,5-12,5 Hz); 3º) As mesmas bandas definidas para a condição de olhos fechados no claro também foram utilizadas para as demais condições experimentais. Este procedimento foi realizado tanto no protocolo 1, quanto no protocolo 2.

Ritmo Alfa com Banda Fixa (BF): Refere-se ao ritmo delimitado a partir de uma banda fixa (BF) clássica de 8-12 Hz para todos os canais registrados, sendo subdividida em BF Alfa1 (8-10 Hz) e BF Alfa2 (10-12 Hz) (Figura 6).

4.4.5 Parâmetros de análise

Os parâmetros de potência média absoluta, potência relativa, frequência dominante e o centro de gravidade foram calculados independentemente e individualmente em cada uma das 4 condições experimentais.

Potência Média Absoluta (PM): A PM de cada um dos canais foi calculada a partir da média das potências espectrais absolutas

correspondentes a cada uma das bandas analisadas (IAF Alfa1, IAF Alfa2, IAF Alfa 3, BF Alfa1 e BF Alfa2).

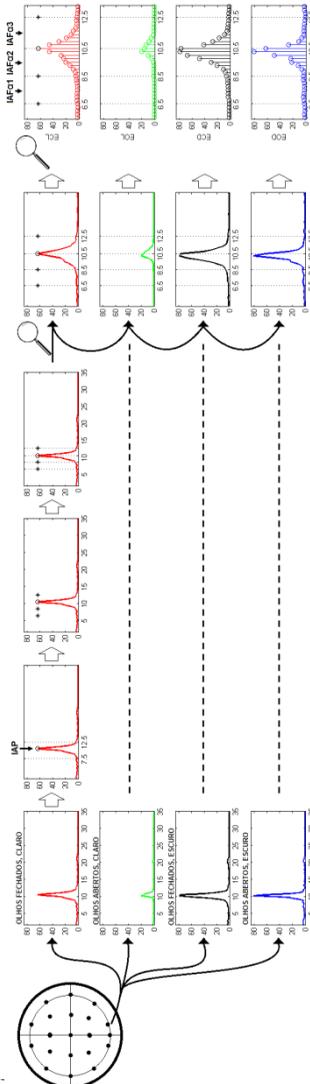
Potência Relativa (PR): A PR foi calculada através da transformação do espectro da potência absoluta, em cada ponto amostral, em um espectro de potência relativa. Esta conversão foi realizada através da divisão de cada uma das potências espectrais absolutas pela soma de todas as potências espectrais absolutas, em cada um dos canais registrados. Desta forma, obtivemos um espectro da PR para cada canal registrado, em cada uma das condições experimentais. Em seguida, foram somadas as potências espectrais relativas correspondentes a cada uma das bandas analisadas, permitindo assim a estabelecer o valor referente à PR de toda a faixa de alfa.

Frequência Dominante (FD) e Centro de Gravidade (CG): A FD e a CG foram identificadas dentro da banda IAF (IAP-4 Hz, +2 Hz). A FD foi definida como a frequência de maior potência dentro da IAF em cada um dos canais e condições experimentais. O CG foi calculado através da soma ponderada da multiplicação das potências espectrais absolutas com suas respectivas frequências espectrais, dividida pela soma das potências espectrais absolutas ($(\sum(a(f)*f)) / (\sum(a(f)))$), onde “a” representa a potência espectral absoluta e “f” a frequência espectral (Klimesch, 1999). Assim como a FD, o CG também foi calculado dentro do IAF em cada um dos canais e condições experimentais (Figura 7 e 8).

A fim de compararmos os métodos de processamento IAF e BF, os quais são frequentemente observados na literatura, realizamos uma análise separada. Para isso, optamos por utilizar apenas as potências médias absolutas e relativas correspondentes às bandas IAF Alfa2 e IAF Alfa3, eliminando, portanto a banda IAF Alfa1 da análise. Este procedimento foi adotado para que ambos os métodos de processamento fossem calculados dentro de uma mesma extensão de frequência (4 Hz). Assim, as bandas IAF Alfa2 e BF Alfa1 foram renomeadas “Alfa Baixa”, enquanto que as bandas IAF Alfa3 e BF Alfa2 foram renomeadas “Alfa Alta”. Da mesma forma, a FD e o CG para esta análise foram calculados dentro da banda IAP \pm 2 Hz e BF de 8-12 Hz.

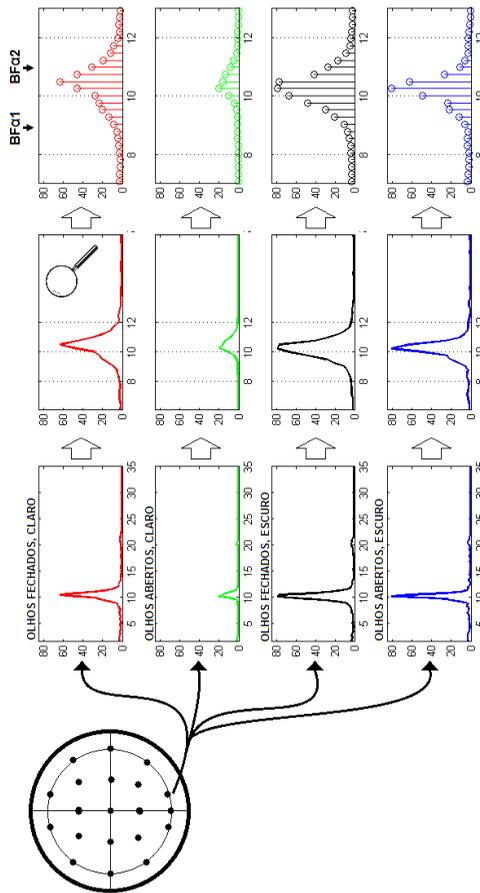
Figura 5 - Esquema referente ao método de análise pela Frequência Individual de Alfa (IAF). Em cada eletrodo registrado (20 canais de registro posicionados de acordo com o Sistema Internacional 10-20) e para cada condição experimental (olhos abertos e fechados, no claro e no escuro) foi feito um espectro. A partir da condição olhos fechados no claro, a frequência que contém a maior potência espectral (Pico Individual de Alfa, IAP) foi

selecionada, servindo como “ponto âncora” para delimitar as IAFs. Três bandas foram selecionadas através do IAP: IAF Alfa1 (IAP-4 Hz à IAP-2 Hz), IAF Alfa2 (IAP-2 Hz à IAP) e IAF Alfa3 (IAP à IAP+2 Hz), as quais foram aplicadas às demais condições experimentais. Por fim, a potência média absoluta (PM) foi calculada a partir da média das potências espectrais correspondentes a cada uma das IAFs.



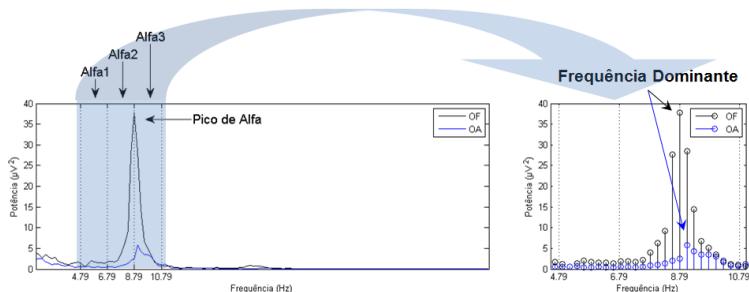
FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Figura 6 - Esquema referente ao método de análise pela Banda Fixa de Alfa (BF). Um espectro foi produzido para cada um dos eletrodos registrados e para cada uma das condições experimentais. Foi estabelecida a mesma faixa de frequência para todos os canais (8-12 Hz): BF Alfa1 (8-10 Hz) e BF Alfa2 (10-12 Hz). A PM foi calculada a partir da média das potências espectrais correspondentes a cada uma das sub-bandas.



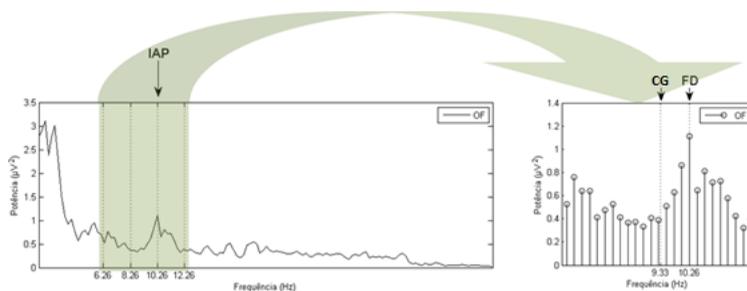
FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Figura 7 – Representação da Frequência Dominante (FD). A FD foi definida como a frequência que contém a maior potência espectral, em cada uma das condições experimentais, e para cada um dos canais registrados.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Figura 8 - Representação do Centro de Gravidade (CG). O CG foi definido como a frequência que reflete a tendência central do espectro, dentro da banda selecionada, em cada uma das condições experimentais, e para cada um dos canais registrados. O espectro demonstrado na figura exemplifica a definição do CG referente à EEG registrada na região Fz de um indivíduo durante a condição de OF. IAP = Pico Individual de Alfa; FD = Frequência Dominante.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

4.5 Análise Estatística

Os dados referentes ao IAP, PM, PR, FD e CG foram exportados para o software Statistica (StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA) para a análise estatística. Uma ANOVA para medidas repetidas foi realizada para cada um destes parâmetros. Para a análise do IAP, utilizamos 2 fatores intra-sujeitos: protocolos (protocolo 1, protocolo 2) e áreas registradas (20 áreas). Na análise da PM e PR, utilizamos 5 fatores intra-sujeito: bandas (IAF Alfa1, IAF Alfa2 e IAF Alfa3), protocolos, iluminação (claro e escuro), condição dos olhos (aberto e fechado) e áreas registradas. Na análise da FD e CG, utilizamos 4 fatores intra-sujeito: protocolos, iluminação, olhos e áreas registradas. Na análise separada da PM, PR, FD e CG utilizada para comparar os métodos de processamento, o fator intra-sujeito “métodos” foi adicionado (Método IAF e Método BF) e o fator “bandas” contou com os dados correspondentes à “Alfa Alta” e “Alfa Baixa”.

Após identificar diferença nas interações entre os fatores ou nos fatores principais ($p < 0,05$), foi realizado o teste de post-hoc de Newman-Keuls para comparações pareadas. Nas tabelas e nas figuras, “***” representa $p < 0,01$, “*” $p < 0,05$ e “#” $p < 0,1$. No Apêndice A, há uma representação gráfica da organização dos dados estatísticos (Figura 9), bem como as tabelas contendo as análises estatísticas realizadas neste estudo (Tabelas 3 – 7). Nestas tabelas há a descrição de cada um dos efeitos, bem como suas interações, e os valores referentes ao efeito e erro do grau de liberdade (gl), o teste F (F), Eta parcial ao quadrado (η^2) e os valores do “p” para cada um dos parâmetros analisados.

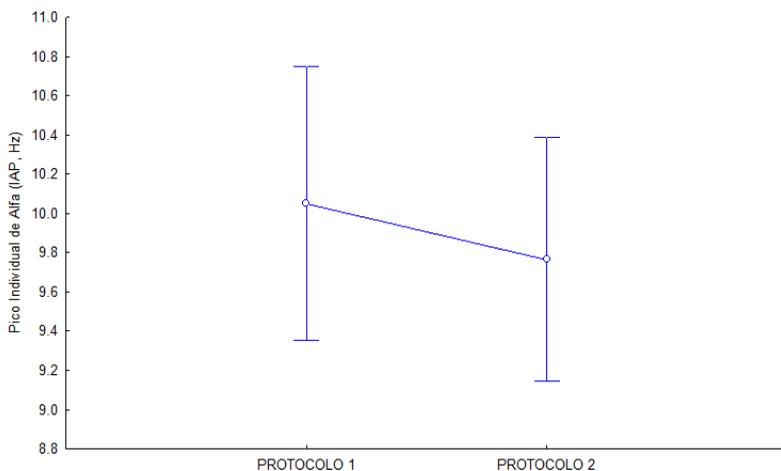
5. RESULTADOS

Nos resultados relatados abaixo foram omitidos os valores gerais do teste F estatístico para maior conforto durante a leitura e podem ser encontrados nas legendas de cada uma das figuras.

5.1 Pico Individual de Alfa

O Pico Individual de Alfa (IAP) foi influenciado pelo protocolo, mostrando-se maior durante o protocolo 1. A média da frequência do IAP entre os indivíduos no protocolo 1 foi 10,05 Hz e 9,77 Hz no protocolo 2 (Figura 10). Não houve diferença na interação Protocolos x Áreas.

Figura 10 - Pico Individual de Alfa, em Hertz (Hz), no protocolo 1 e no protocolo 2. ($F[1, 19] = 10,620$, $p < 0,00413$). Os valores expressam a média e o erro padrão.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

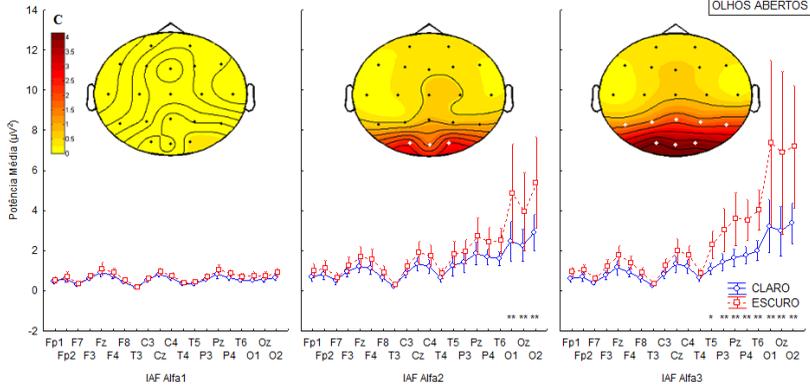
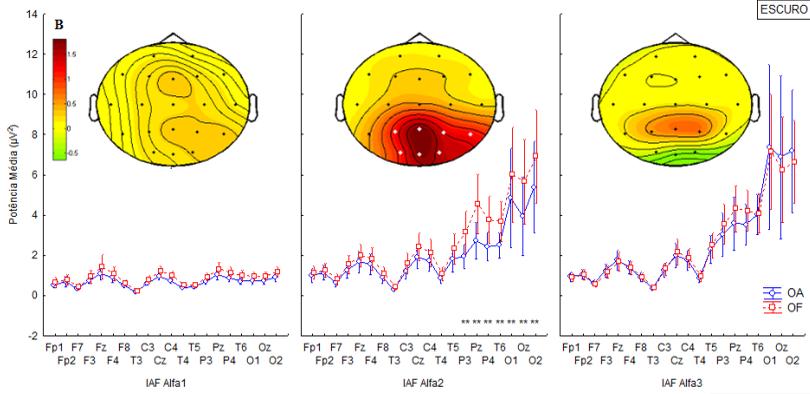
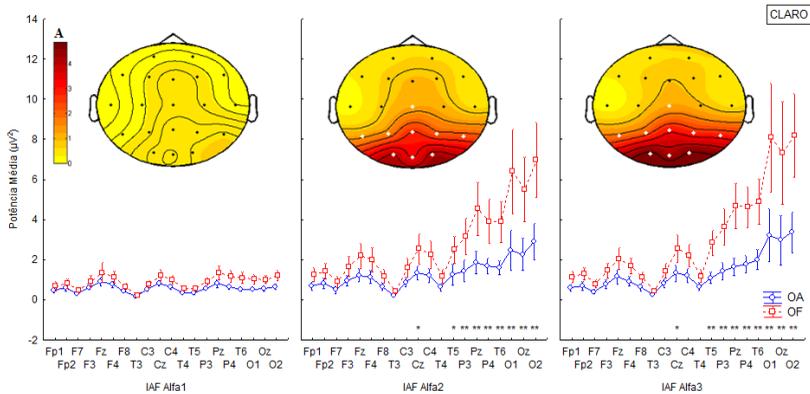
5.2 Análises da Frequência Individual de Alfa

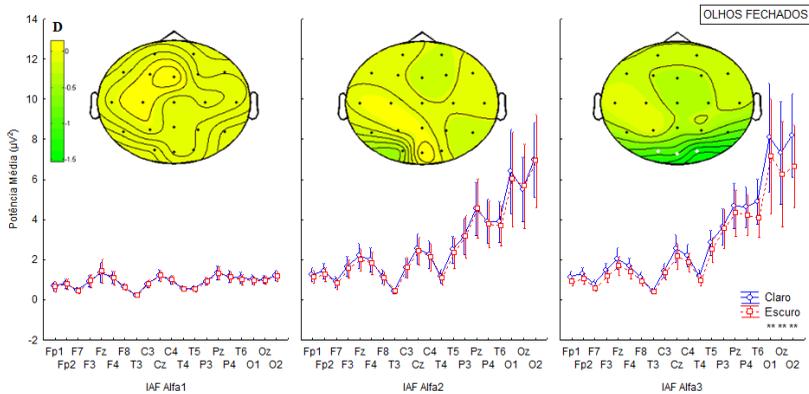
5.2.1 Potência Média Absoluta

O ritmo alfa delimitado a partir da Frequência Individual de Alfa (IAF) foi modulado pelas condições impostas neste estudo. A potência média absoluta (PM) foi modulada pela abertura e fechamento dos olhos durante ambas as condições de iluminação, principalmente nas regiões posteriores do escalpo. No claro, a PM da IAF Alfa2 e IAF Alfa3 foram reduzidas pela abertura dos olhos nos eletrodos Cz, temporais posteriores (T5 e T6), parietais (P3, Pz e P4) e occipitais (O1, Oz, O2) (Figura 11A). No escuro, a abertura dos olhos também resultou na diminuição da PM nos eletrodos T6, parietais e occipitais, porém especificamente na IAF Alfa2 (Figura 11B).

A modulação da luminosidade durante uma mesma condição dos olhos também afetou a PM do ritmo alfa. Durante a condição de Olhos Abertos (OA), a PM foi menor no claro do que no escuro na IAF Alfa2, nos eletrodos occipitais, e na IAF Alfa3, nos eletrodos temporais posteriores, parietais e occipitais (Figura 11C). Durante a condição de Olhos Fechados (OF), observou-se um aumento da PM nos eletrodos occipitais, especificamente na IAF Alfa3, no claro (Figura 11D).

Figura 11 - Modulação da Potência Média Absoluta (PM) calculada a partir da Frequência Individual de Alfa (IAF), em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos e de luminosidade. (Interação Bandas x Luz x Olhos x Áreas; $F[38, 722] = 3,9625, p < 0,0000$). Modulação pela condição de olhos (abertos e fechados) no claro (A) e no escuro (B); e modulação pela iluminação (claro e escuro) durante a condição de olhos abertos (C) e olhos fechados (D). Os valores expressam a média e o erro padrão. “***” = $p < 0,01$ e “*” = $p < 0,05$. Os mapas topográficos são uma representação gráfica da diferença existente entre as condições apresentadas em cada gráfico. As cores vermelho e verde na escala representam respectivamente a redução e o aumento da PM dos OF para OA. Os pontos pretos representam a posição dos eletrodos de acordo com o Sistema Internacional 10-20 e os pontos brancos são as áreas em que os efeitos foram estatisticamente significantes.



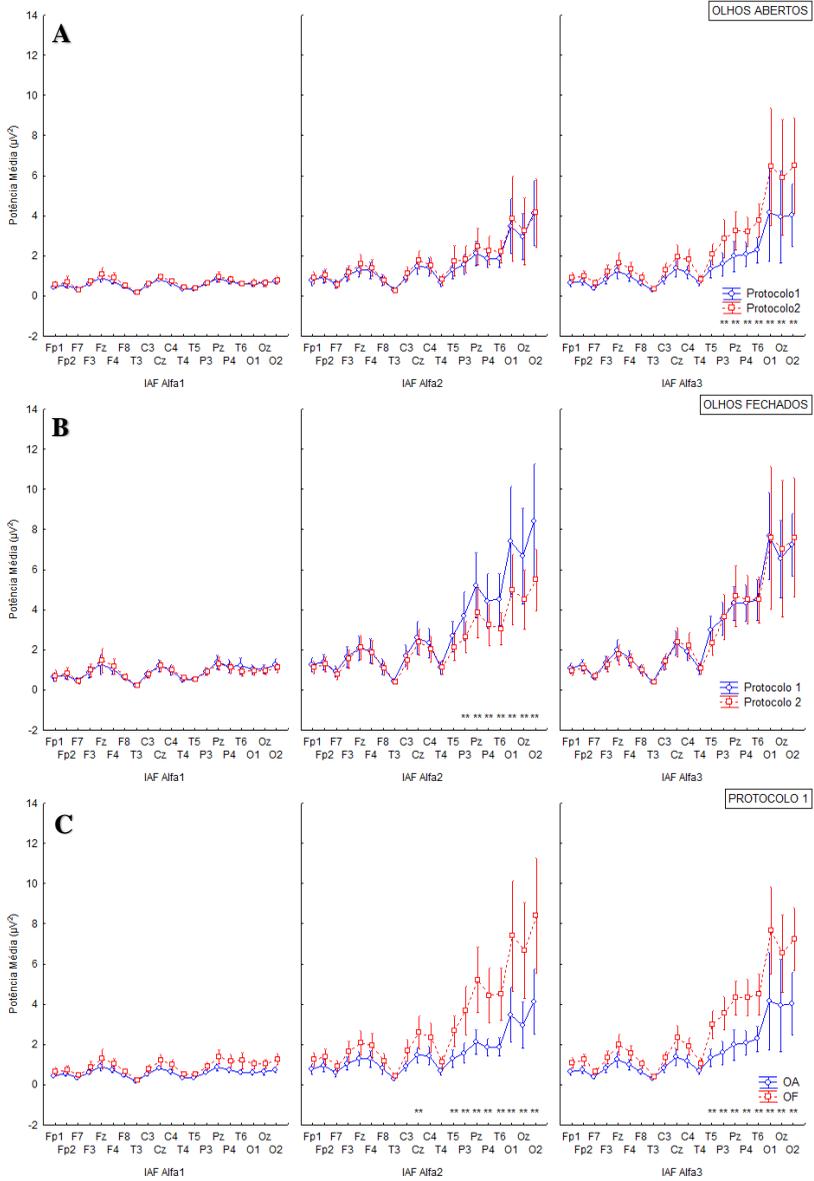


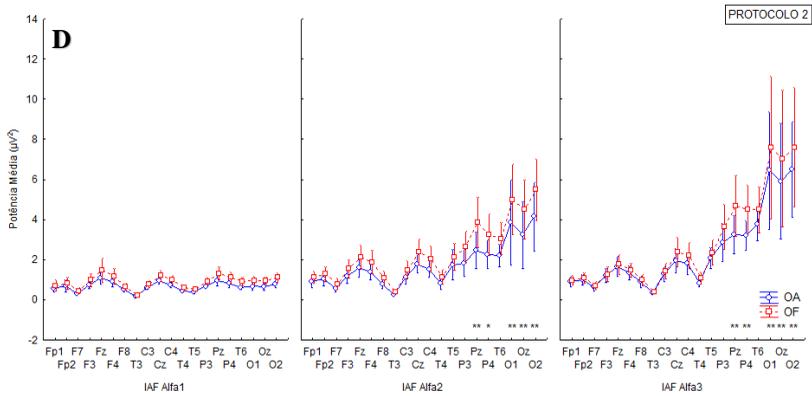
FONTE: Desenvolvido pelo autor.

A PM também foi modulada pelos protocolos. Durante a condição de OA, a PM da IAF Alfa3 nos eletrodos T6, parietais e occipitais foi maior no protocolo 2 do que no protocolo 1 (Figura 12A). Contudo, durante a condição de OF, a PM da IAF Alfa2 foi maior no protocolo 1 do que no protocolo 2 nos mesmos locais (Figura 12B).

Em ambos os protocolos, a abertura e o fechamento dos olhos provocaram modulação da PM da IAF Alfa2 e IAF Alfa3. A quantidade de áreas afetadas em cada protocolo, no entanto, foi diferente. Enquanto no protocolo 1 a modulação da PM foi observada nos eletrodos Cz (IAF alfa2), temporais posteriores, parietais e occipitais (IAF Alfa2 e 3) (Figura 12C); no protocolo 2 esta modulação foi observada apenas nos eletrodos Pz, P4 e occipitais (IAF Alfa2 e 3) (Figura 12D).

Figura 12 - Modulação da PM calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos em cada um dos protocolos experimentais. (Interação Bandas x Protocolos x Olhos x Áreas; $F[38, 722] = 1,7324$, $p < 0,00458$). Modulação desencadeada pelos protocolos (1 e 2) durante a condição de OA (A) e durante a condição de OF (B); e modulação pela condição dos olhos (OA e OF) no protocolo 1 (C) e no protocolo 2 (D). Os valores expressam a média e o erro padrão. “**” = $p < 0,01$ e “*” = $p < 0,05$.



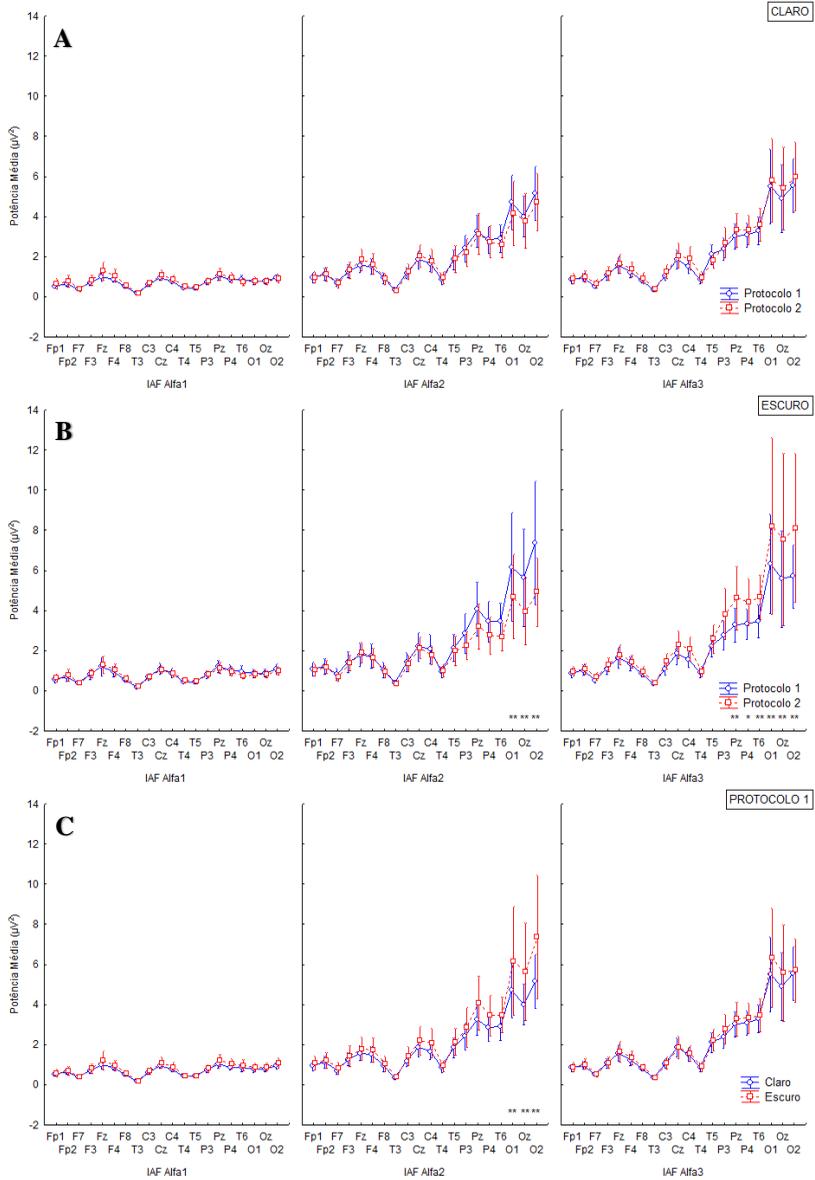


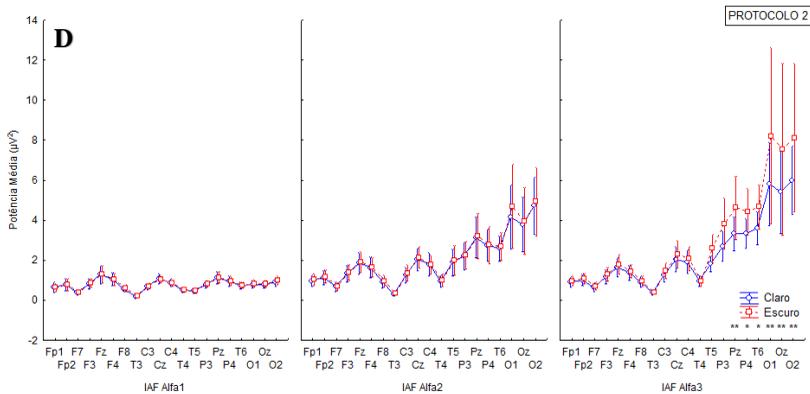
FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Durante a condição “claro”, não houve diferenças na PM entre os protocolos (Figura 13A); porém, durante a condição “escuro”, a PM foi maior no protocolo 1 nos eletrodos occipitais (IAF Alfa2) e menor nos eletrodos Pz, P4, T6 e occipitais (IAF Alfa3) (Figura 13B).

Modulações na luminosidade afetaram a PM do ritmo alfa de forma diferente em cada protocolo. No protocolo 1 foi observada redução da PM nos eletrodos occipitais, especificamente na IAF Alfa2, no claro (Figura 13C). No protocolo 2, esta redução foi observada nos eletrodos Pz, P4, T6 e occipitais especificamente na IAF Alfa3 (Figura 13D). A modulação da PM na IAF Alfa1 não sofreu modulações significativas por nenhum dos fatores utilizados neste estudo.

Figura 13 – Modulação da PM calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições de iluminação em cada um dos protocolos experimentais. (Interação Bandas x Protocolos x Luz x Áreas; $F[38, 722] = 1,5027, p < 0,028$). Modulação pelos protocolos (1 e 2) durante o claro (A) e o escuro (B); e modulação pelas condições de iluminação (claro e escuro) no protocolo 1 (C) e no protocolo 2 (D). Os valores expressam a média e o erro padrão. “*” = $p < 0,01$ e “*” = $p < 0,05$.**





FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Assim, a PM foi influenciada tanto pela condição dos olhos quanto pela condição de iluminação. A supressão de alfa pela abertura dos olhos foi observada em ambas as condições de iluminação, sendo ela muito mais evidente no protocolo 1 do que no protocolo 2. No entanto, a modulação da iluminação desencadeou respostas distintas da PM de Alfa nas diferentes condições dos olhos. A modulação da iluminação também influenciou a PM das sub-bandas específicas de alfa em cada um dos protocolos.

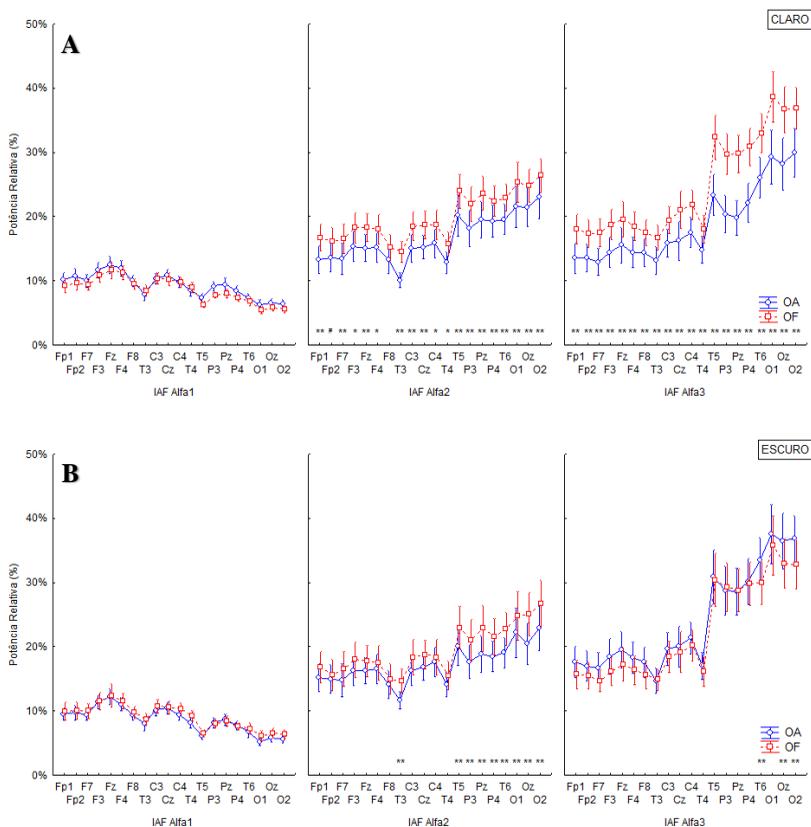
5.2.2 Potência Relativa

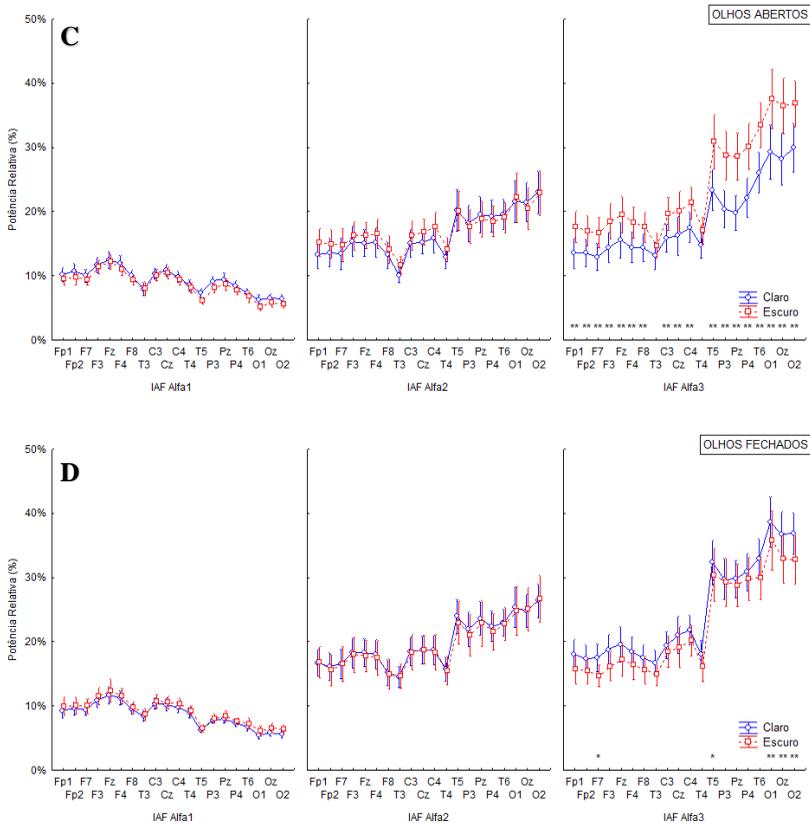
A potência relativa (PR) foi modulada pela condição dos olhos e pela luminosidade, e o efeito mostrou-se presente em um maior número de áreas do que a PM. No claro, a potência relativa de praticamente todas as áreas nas bandas IAF Alfa2 e IAF Alfa3 foram reduzidas com a abertura dos olhos. Apenas as áreas Fp2 e F8 na IAF Alfa2 não apresentaram redução significativa (Figura 14A). No escuro, a PR da IAF Alfa2 foi reduzida com a abertura dos olhos nas áreas T3, temporais posteriores, parietais e occipitais; e foi aumentada nos eletrodos T6, Oz e O2 na banda IAF Alfa3 (Figura 14B).

Na condição de OA, PRs menores foram observadas no claro comparado ao escuro, exclusivamente na IAF Alfa3. Com exceção dos eletrodos temporais mediais, todas as demais áreas foram influenciadas pela luminosidade (Figura 14C). Na condição de OF, ocorreu o inverso,

com PRs maiores observadas no claro, também restritamente na IAF Alfa3, nos eletrodos F7, T5 e occipitais (Figura 14D). Não foram observadas diferenças na PR na IAF Alfa1 em nenhuma das condições experimentais.

Figura 14 - Modulação da Potência Relativa (PR) calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos e de luminosidade. (Interação Bandas x Luz x Olhos x Áreas; $F[38, 722] = 3,399$, $p < 0,000$). Modulação pela condição de olhos (abertos e fechados) no claro (A) e no escuro (B); e modulação pela iluminação (claro e escuro) durante a condição de olhos abertos (C) e olhos fechados (D). Os valores expressam a média e o erro padrão. “***” = $p < 0,01$; “**” = $p < 0,05$ e “#” = $p < 0,1$.





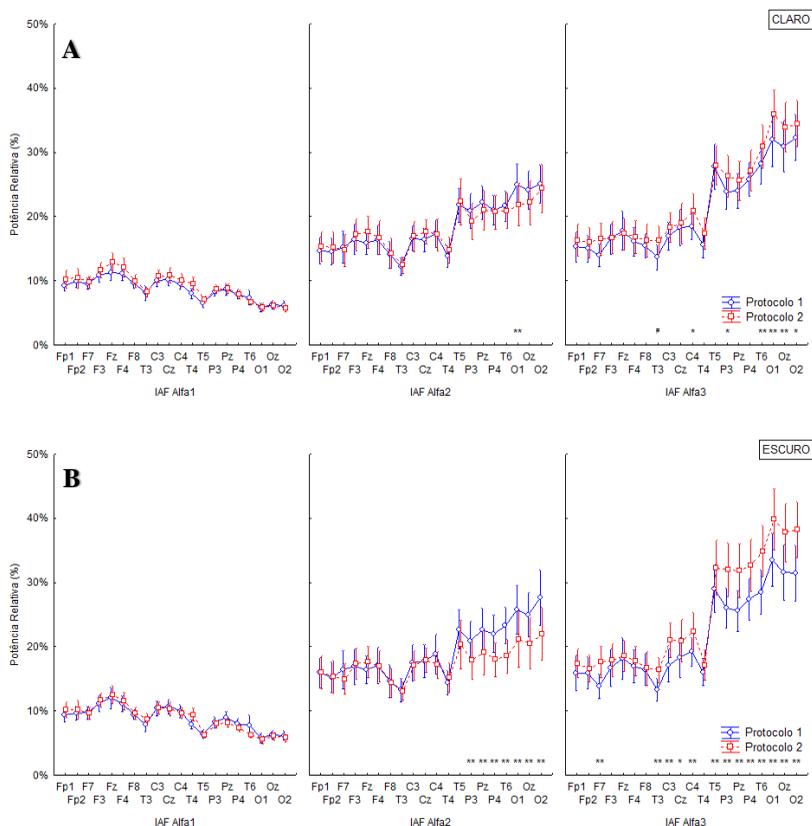
FONTE: Desenvolvido pelo autor.

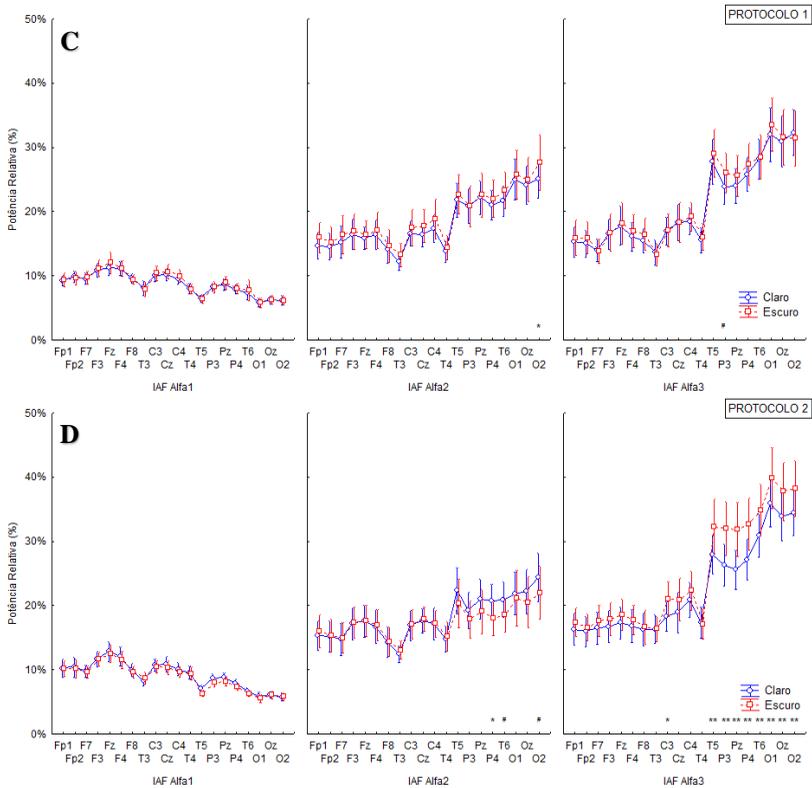
Os protocolos afetaram a PR em ambas as condições de luminosidade. No claro, a PR da IAF Alfa2 foi menor no protocolo 2 comparado ao protocolo 1 no eletrodo O1; porém, na IAF Alfa3, a PR no protocolo 2 foi maior nos eletrodos C4, P3, T6 e occipitais (Figura 15A). No escuro, os eletrodos T6, parietais e occipitais apresentaram PR menores na IAF Alfa2 no protocolo 2; e maiores na IAF Alfa3, nos eletrodos F7, T3, centrais, temporais posteriores, parietais e occipitais (Figura 15B).

A modulação da PR oriunda das diferentes condições de iluminação mostrou-se mais saliente no protocolo 2. Enquanto que no protocolo 1 a PR da IAF Alfa2 foi menor apenas no eletrodo O2 durante a condição “claro” (Figura 15C); no protocolo 2, o eletrodo P4

apresentou PR da IAF Alfa2 maior durante o claro. A PR da banda IAF Alfa3, por sua vez, foi menor durante a condição “claro” nos eletrodos C3, temporais posteriores, parietais e occipitais (Figura 15D).

Figura 15 – Modulação da PR calculada a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições de iluminação em cada um dos protocolos experimentais. (Interação Bandas x Protocolos x Luz x Áreas; $F[38, 722] = 2,294, p < 0,000$). Modulação pela desencadeadas pelos protocolos (1 e 2) durante o claro (A) e durante o escuro (B); e modulação pelas condições de iluminação (claro e escuro) no protocolo 1 (C) e no protocolo 2 (D). Os valores expressam a média e o erro padrão. “**” = $p < 0,01$; “*” = $p < 0,05$ e “#” = $p < 0,1$.

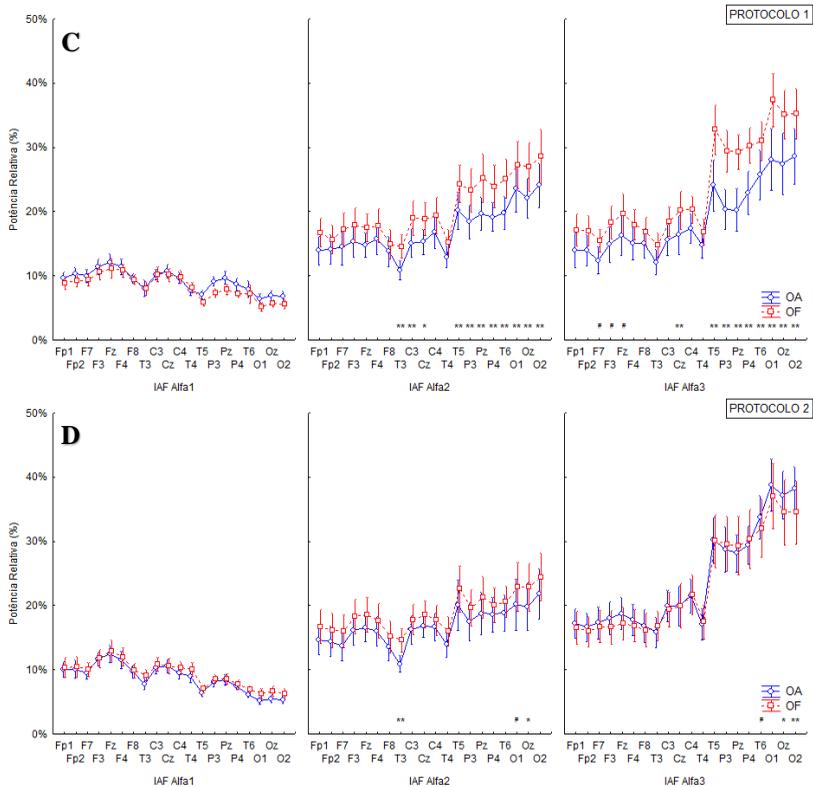




FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Durante a condição de OA, a PR da IAF Alfa2 foi maior no eletrodo O1 no protocolo 1 e, na banda IAF Alfa3, a PR foi menor nos eletrodos F7, T3, centrais, temporais posteriores, parietais e occipitais (Figura 16A). Durante a condição de OF, a PR da IAF Alfa2 foi maior nos eletrodos T6, parietais e occipitais no protocolo 1, e em T5 na IAF Alfa3 (Figura 16B).

Os efeitos da abertura e fechamento dos olhos sobre a PR ocorreram mais relevantemente durante o protocolo 1. A abertura dos olhos resultou na diminuição da PR nos eletrodos T3 e C3 (IAF Alfa2) e, também, Cz, temporais posteriores, parietais e occipitais (IAF Alfa2 e IAF Alfa3) (Figura 16C). Durante o protocolo 2, a abertura dos olhos reduziu a PR nos eletrodos T3 e Oz (IAF Alfa2) e aumentou nos eletrodos Oz e O2 (IAF Alfa3) (Figura 16D).



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

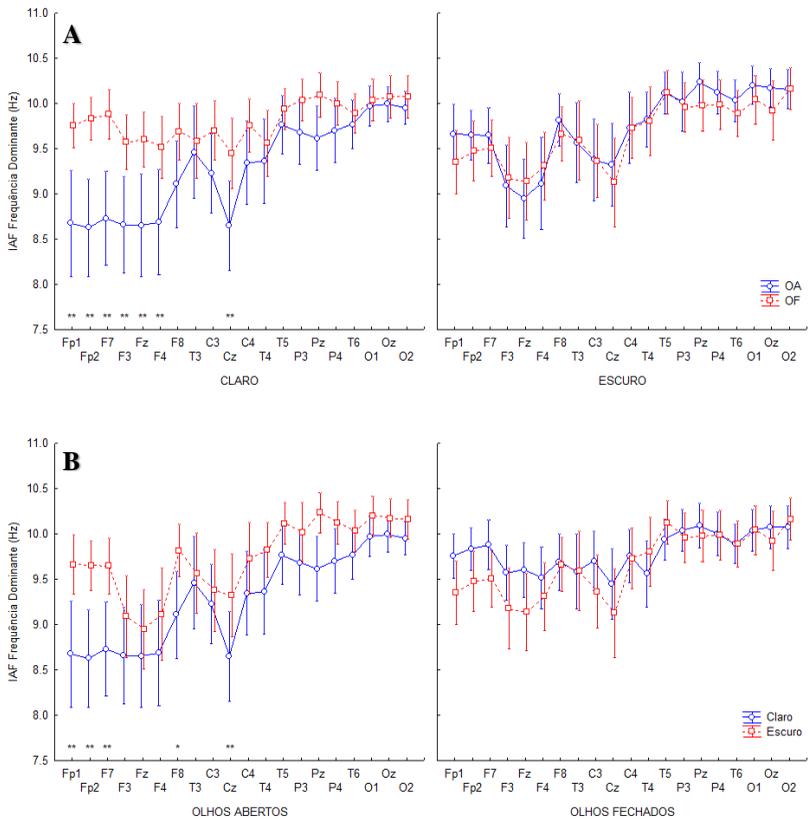
A PR foi suprimida globalmente pela abertura dos olhos em ambas as condições de iluminação. A presença de iluminação reduziu difusamente a PR no escalpo na condição de OA e aumentou a PR nas regiões posteriores na condição de OF. Tanto a modulação da condição dos olhos quanto da iluminação influenciou a PR em um maior número de áreas no protocolo 1 do que no protocolo 2.

5.2.3 Frequência Dominante

A Frequência Dominante (FD) foi modulada pela interação entre a condição dos olhos e a condição de iluminação nas regiões frontais do escalpo. No claro, houve redução da FD com a abertura dos olhos nos eletrodos fronto-polares (Fp1 e Fp2), F7, frontais mediais (F3,

Fz e F4) e Cz. O mesmo não foi observado no escuro (Figura 17A). Durante a condição de OA, houve redução da FD nos eletrodos fronto-polares, fronto-laterais (F7 e F8) e Cz no claro, comparado com o escuro. O mesmo não foi observado durante a condição de OF (Figura 17B).

Figura 17 - A Frequência Dominante (FD) calculada através do IAF é modulada, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos e de luminosidade. (Interação Luz x Olhos x Áreas; $F[19, 361] = 2,9283$, $p < 0,000$). Modulação pela condição de olhos (abertos e fechados) no claro e no escuro (A); e modulação pela iluminação (claro e escuro) durante a condição de olhos abertos e olhos fechados (B). “***” = $p < 0,01$ e “**” = $p < 0,05$.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

5.2.4 Centro de Gravidade

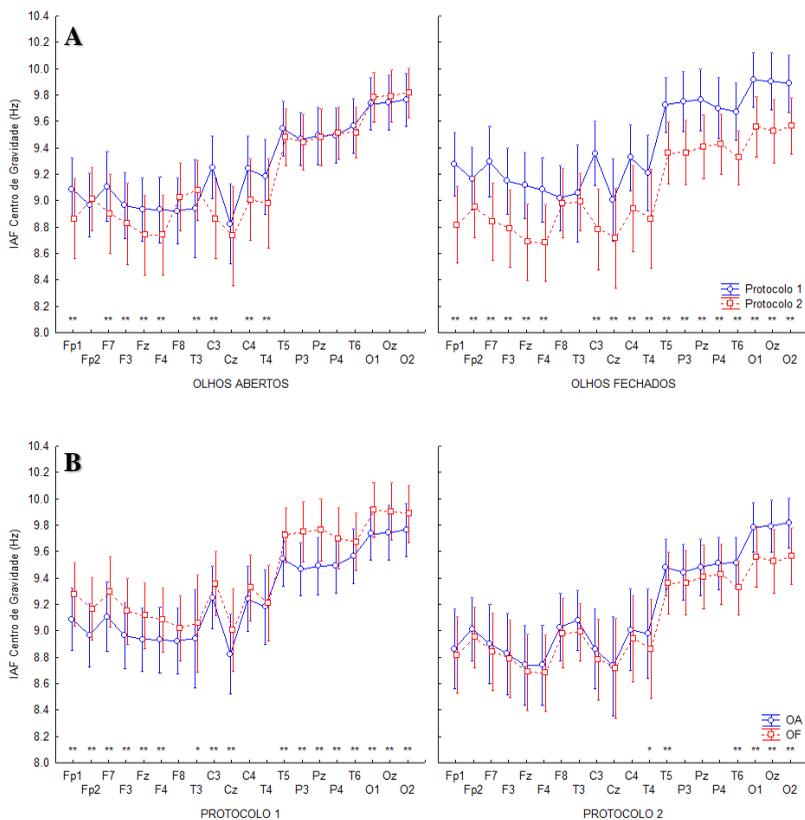
O Centro de Gravidade (CG) foi reduzido no protocolo 2 em relação ao protocolo 1 durante a condição de OA nos eletrodos Fp1, F7, frontais mediais, temporais mediais (T3 e T4), C3 e C4 e, durante a condição de OF, em praticamente todas as regiões do escalpo, com exceção de F8 e T3 (Figura 18A). Uma redução generalizada também foi observada durante a condição “claro”, com exceção das áreas Fp2, F8 e T3; e durante a condição “escuro”, com exceção das áreas F8 e T3 (Figura 19A).

A abertura e o fechamento dos olhos modularam o CG diferentemente em cada um dos protocolos (Figura 18B). No protocolo 1, o fechamento dos olhos resultou no aumento do CG em praticamente todas as áreas do escalpo, com exceção de F8, C4 e T4. No protocolo 2, contudo, o fechamento dos olhos resultou em uma redução do CG nos eletrodos T4, temporais posteriores e occipitais.

Modulações no CG pelas diferentes condições de luminosidade foram mais expressivas no protocolo 2 do que no protocolo 1 (Figura 19B). No protocolo 1, houve diminuição do CG apenas no eletrodo Fp2 no claro; e no protocolo 2, esta redução foi mais abrangente, observada nos eletrodos Fz, F4, C3, Cz, temporais posteriores, parietais e occipitais.

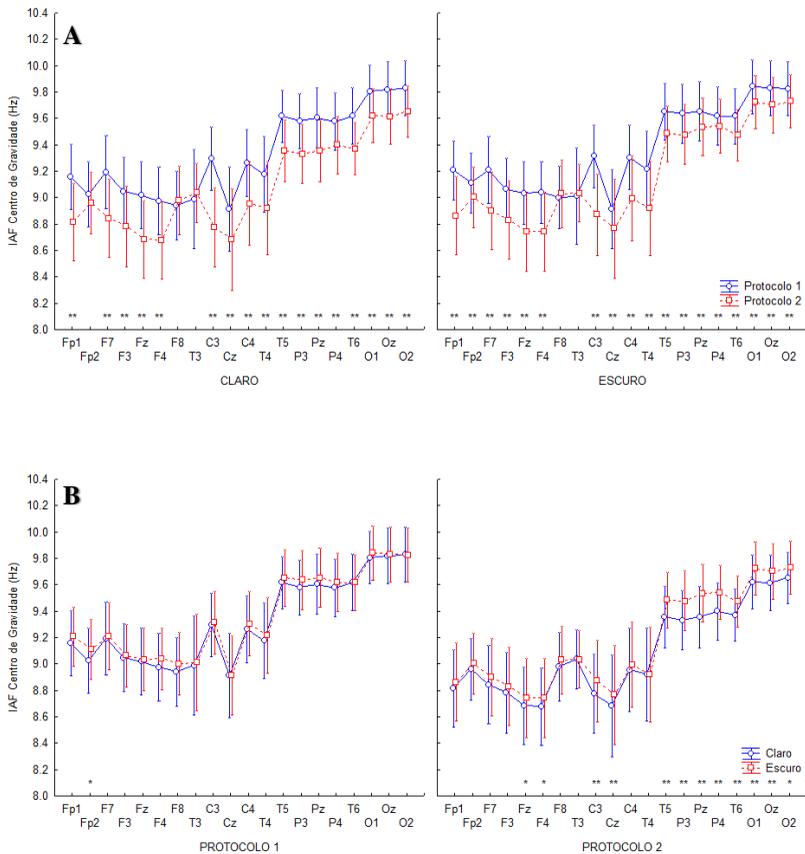
O CG apresentou frequências menores no protocolo 2 em relação ao protocolo 1, em todas as condições experimentais. A modulação da condição dos olhos afetou o CG nos dois protocolos utilizados, enquanto a modulação da iluminação afetou o CG apenas no protocolo 2.

Figura 18 – Comparação do Centro de Gravidade (CG) calculado a partir da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições dos olhos em cada um dos protocolos experimentais. (Interação Protocolos x Olhos x Áreas; $F[19, 361] = 3,6859$, $p < 0,000$). Modulação pela desencadeadas pelos protocolos (1 e 2) durante a condição de OA e durante a condição de OF (A); e modulação pela condição dos olhos (OA e OF) no protocolo 1 e no protocolo 2 (B). Os valores expressam a média e o erro padrão. “***” = $p < 0,01$ e “**” = $p < 0,05$.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Figura 19 – Alteração do CG da IAF, em cada um dos eletrodos registrados, pelas condições de iluminação em cada um dos protocolos experimentais. (Interação Protocolos x Luz x Áreas; $F[19, 361] = 2,3233$, $p < 0,001$). Alterações desencadeadas pelos protocolos (1 e 2) durante o claro e durante o escuro (A); e modulação pelas condições de iluminação (claro e escuro) no protocolo 1 e no protocolo 2 (B). Os valores expressam a média e o erro padrão. “**” = $p < 0,01$ e “*” = $p < 0,05$.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

5.3 Comparações entre a IAF e a Banda Fixa

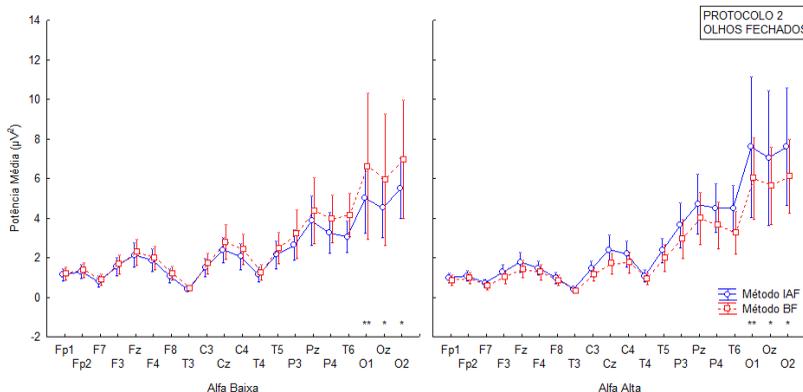
A fim de comparar os dois métodos de processamento (Frequência Individual de Alfa e Banda Fixa de Alfa) uma análise estatística separada foi realizada, na qual um quinto fator intra-sujeito foi incluído (métodos) e, além disso, os dados referentes à sub-banda IAF alfa1 foram excluídos da análise. Desta forma, ambas as bandas tiveram a mesma extensão (4 Hz), onde a IAF foi delimitada a partir do IAP ($IAP \pm 2$ Hz) e a banda fixa foi configurada entre 8-12 Hz. A fim de permitir uma análise mais precisa das sub-bandas de alfa, as sub-bandas IAF Alfa2 e BF Alfa1 foram renomeadas como “Alfa Baixa”, enquanto

que as sub-bandas IAF Alfa3 e BF Alfa2 foram renomeadas “Alfa Alta”.

5.3.1 Potência Média Absoluta

Os dois protocolos utilizados apresentaram muito mais características em comum do que diferenças. A principal diferença na PM encontrada entre os dois métodos foi no protocolo 2, na condição de OF. Na Alfa Baixa, os eletrodos occipitais apresentaram PMs menores quando calculadas a partir do IAF do que quando calculadas através da banda fixa de alfa. Por outro lado, na Alfa Alta ocorreu o inverso, com PMs maiores quando calculadas pelo método IAF do que pelo método BF nos mesmos eletrodos (Figura 20).

Figura 20 – Comparação da PM pelo método IAF e pelo método BF, no protocolo 2, durante a condição de OF. (Interação Métodos x Bandas x Protocolos x Olhos x Áreas; $F[19, 361] = 1,2699$, $p < 0,00195$). Os valores expressam a média e o erro padrão. “*” = $p < 0,01$; “*” = $p < 0,05$ e “#” = $p < 0,1$.**



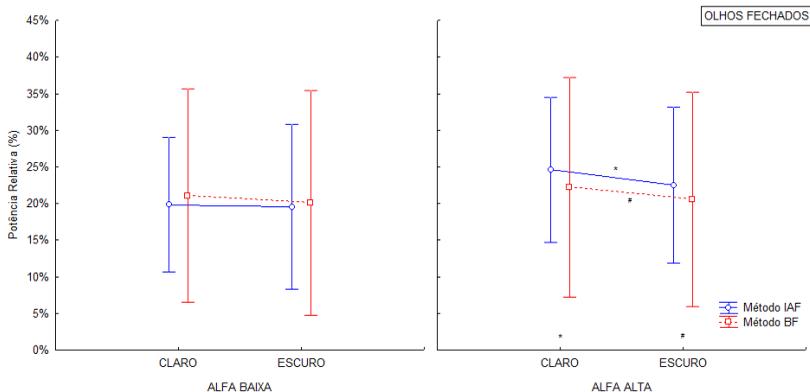
FONTE: Desenvolvido pelo autor.

5.3.2 Potência Relativa

A principal diferença entre os diferentes métodos de processamento em relação à PR foi observada na banda de Alfa Alta calculada a partir do método IAF, durante a condição de OF no “claro”,

que se mostrou valores maiores do que a calculada a partir do método BF (Figura 21).

Figura 21 – Comparação da PR pela IAF e pela BF durante a condição de OF, nas condições de claro e escuro. (Interação Métodos x Bandas x Luz x Olhos; $F[1, 19] = 4,29$, $p < 0,05$). Os valores expressam a média e o erro padrão. “*?” = $p < 0,05$ e “#?” = $p < 0,1$.



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

5.3.3 Frequência Dominante

Algumas regiões pontuais apresentaram a FD influenciada pelo método de análise (Tabela 2, Interação Métodos x Protocolos x Luz x Olhos x Áreas; $F(19,361)=1,625$, $p < 0,047$). As FDs foram menores quando calculadas a partir do IAF do que a partir da BF e a diferença ocorreu mais expressivamente no protocolo 2.

Tabela 2 – Comparação da FD entre os métodos IAF e BF, em cada um dos protocolos. As setas para baixo indicam que a FD foi menor no IAF do que na BF. $\downarrow = p < 0,05$ e $\downarrow\downarrow = p < 0,01$. OACL= Olhos Abertos no Claro; OFCL = Olhos Fechados no Claro; OAESC = Olhos Abertos no Escuro; OFESC = Olhos Fechados no Escuro; P1 = Protocolo 1; P2 = Protocolo 2.

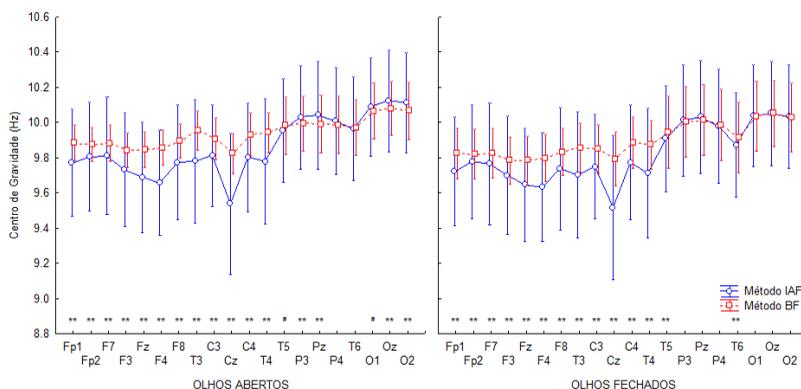
FD		Fp1	Fp2	F7	F3	Fz	F4	F8	T3	C3	Cz	C4	T4	T5	P3	Pz	P4	T6	O1	Oz	O2	
OACL	P1				↓↓																	
OFCL	P1																					
OAESC	P1																					
OFESC	P1																					
OACL	P2	↓↓					↓↓				↓↓											
OFCL	P2													↓↓								
OAESC	P2					↓↓				↓↓	↓↓			↓								
OFESC	P2													↓↓								

FONTE: Desenvolvido pelo autor.

5.3.4 Centro de Gravidade

As diferenças no CG pelos métodos IAF e BF foram mais expressivos nas regiões anteriores do que as posteriores do escalpo (Figura 22). Durante a condição de OA, todos os eletrodos frontais, centrais e temporais mediais apresentaram CG menores quando calculados a partir do IAF, enquanto que as regiões Pz, P3, Oz e O2 apresentaram CG maiores. Na condição de OF, todos os eletrodos frontais, centrais e temporais posteriores apresentaram as CGs menores através do método IAF.

Figura 22 – Comparação do CG pela IAF comparada com a BF, em ambas as condições dos olhos. (Interação Métodos x Olhos x Áreas; $F[19, 361] = 3,3165$, $p < 0,000$). Os valores expressam a média e o erro padrão. “#” = $p < 0,01$; “*” = $p < 0,05$ e “#” = $p < 0,1$.**



FONTE: Desenvolvido pelo autor.

6. DISCUSSÃO

O Pico Individual de Alfa (IAP), frequência utilizada para determinar a IAF de cada indivíduo, tradicionalmente é delimitado durante a condição de OF pelo fato de ser a condição em que as oscilações alfa estão presentes de forma mais consistente (KLIMESCH *et al.*, 1993; KLIMESCH, 1999). Neste estudo, optamos por definir o IAP durante a condição de OF no “claro” por ser a condição em que o Efeito Berger foi observado mais relevantemente. Desta forma, o mesmo IAF foi adotado para as quatro condições experimentais (inclusive para a condição OF no escuro) possibilitando que os parâmetros calculados das oscilações de alfa fossem comparados entre as diferentes condições com maior fidedignidade. O IAP foi definido independentemente em cada um dos dois protocolos de forma a refletir melhor o estado funcional do indivíduo em cada um deles, uma vez que há diversos fatores que podem modular o IAP, tais como: fadiga mental, desempenho, atenção e memorização (ANGELAKIS *et al.*, 2004b; BAZANOVA, 2012; BAZANOVA E VERNON, 2014). Observamos valores de IAP maiores no protocolo 1 (10,05 Hz) do que no protocolo 2 (9,77 Hz). O nosso protocolo experimental foi realizado em um tempo muito curto, sem demanda cognitiva e, portanto, a fadiga mental não foi um fator presente neste experimento. Durante a aplicação dos dois protocolos os voluntários permaneceram em condição de repouso. Contudo, no protocolo 1 eles participaram ativamente da modulação das condições experimentais, uma vez que tinham que abrir ou fechar os olhos em respostas a comandos auditivos. No protocolo 2, por outro lado, os voluntários participaram passivamente, uma vez que permaneciam com os olhos em uma mesma condição, enquanto a luminosidade era alternada automaticamente. Dessa forma, a participação ativa dos voluntários na modulação dos olhos no protocolo 1 sugere que o nível de atenção exigido neste protocolo foi responsável pelas diferenças obtidas em relação ao protocolo 2. Assim, questões atencionais, contribuem para as diferenças entre os IAPs observados entre os dois protocolos.

Os participantes deste estudo não apresentaram diferenças significativas nos IAPs entre as diferentes áreas analisadas ($p < 0,08$), mesmo com a análise topográfica por agrupamentos de locais de registro. Contudo, há evidências na literatura de que as frequências das oscilações alfa são mais rápidas nas regiões posteriores do que nas regiões anteriores (KLIMESCH, 1999). Outros trabalhos relatam que a

frequência de pico de alfa reduz à medida que o indivíduo envelhece e que esta redução ocorre mais nas regiões anteriores do que nas posteriores (KLIMESCH, 1999; RICHARD CLARK *et al.*, 2004). Devido à faixa etária relativamente estreita dos voluntários que participaram deste estudo, uma análise individual de alfa relacionada à idade não é pertinente neste estudo. Além disso, a distribuição do IAP de indivíduos saudáveis, adultos, com idades entre 25-40 anos, mostra que a maioria dos indivíduos apresenta IAP com frequência de 10 Hz (BAZANOVA E VERNON, 2014), valor próximo aos que identificamos neste estudo.

A supressão de alfa pela abertura dos olhos foi evidente no claro para a IAF Alfa2 e IAF Alfa3, principalmente nas regiões temporais posteriores, parietais e occipitais. No escuro, a supressão ocorreu de forma restrita a IAF Alfa2 também na região posterior. A presença da luz enquanto os indivíduos estavam como os OA, suprimiu mais expressivamente a IAF Alfa3, embora a PM da IAF Alfa2 também tenha sido modificada nas regiões occipitais. Na condição de OF, apenas as regiões occipitais na IAF Alfa3 foram moduladas pelas diferentes condições de iluminação. Surpreendentemente a IAF Alfa3 apresentou maior PM no “claro” comparado com o “escuro”.

O ritmo alfa foi suprimido pela abertura dos olhos em ambos os protocolos. Todavia, esta supressão foi mais acentuada com o uso do protocolo 1. A condição de iluminação afetou seletivamente as bandas de alfa, em função do protocolo utilizado. No protocolo 1 a presença da luz suprimiu a IAF Alfa2 e, no protocolo 2 a luz suprimiu a IAF Alfa3. As diferenças pelo uso dos protocolos foram mais evidentes na condição de escuro do que no claro, com uma redução na PM e PR de IAF Alfa2 e aumento da PM e PR da IAF Alfa 3 no protocolo 2 quando comparado com o protocolo 1. O CG sofreu redução pela presença da luz e esta redução se mostrou dependente do protocolo, ocorrendo apenas no protocolo 2. O CG foi alterado não apenas pela luminosidade, mas também pela condição dos olhos e de forma mais abrangente no protocolo 1 do que no protocolo 2. Nos dois protocolos as condições da luz e dos olhos foram exatamente as mesmas, exceto pela existência de um comando no protocolo 1 e a ausência de comandos no protocolo 2. As diferenças obtidas em cada um deles parecem ser decorrentes da demanda atencional durante os registros no protocolo 1 e a possibilidade de uma postura de repouso mais passiva no protocolo 2.

A modulação da PM do ritmo alfa pela abertura e fechamento dos olhos observada neste estudo, está alinhada com estudos prévios, no

“claro” (BERGER, 1929; ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b; DANKO, 2006; BEN-SIMON *et al.*, 2013) e, também, no “escuro” (ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b; BOYTSOVA E DANKO, 2010; BEN-SIMON *et al.*, 2013). Quando a modulação do ritmo alfa foi descrito inicialmente por Berger, ele já relatava que as oscilações que aconteciam em uma faixa de frequência de aproximadamente 10 Hz “desapareciam” (redução da magnitude/potência) quando os olhos eram abertos, mas também quando a atenção do indivíduo era “totalmente ocupada” durante uma atividade não visual. Porém, este “desaparecimento” era muito mais efetivo quando havia um padrão no campo visual, por mais desinteressante que ele fosse (BERGER, 1929; ADRIAN, E. D. E MATTHEWS, B. H. C., 1934b). Segundo ele, era a percepção do padrão ou a intenção de perceber que interferiam na dinâmica do ritmo. Adrian, E. D. e Matthews, B. H. C (1934b) também atribuíram esta modulação a questões atencionais e descreveram que no escuro, após alguns minutos de OA, o ritmo alfa “reaparecia” de forma tão intermitente que não era possível observar diferenças caso os olhos fossem fechados novamente na sequência. Mesmo que o ritmo estivesse presente durante a condição de OA no escuro, a “tentativa de ver” abolia o ritmo.

Neste experimento, durante o ‘claro’, pelo menos dois fatores podem estar contribuindo para a modulação do ritmo alfa: a modulação pela condição dos olhos (aberto e fechado) e a modulação pela entrada sensorial visual, induzida pela variação no nível de luminosidade. Alguns estudos atribuem as modulações de alfa pela abertura e fechamento dos olhos a questões atencionais, na qual se acredita que a atenção seja alocada internamente (foco interno) quando os olhos estão fechados e externamente (foco externo) quando os olhos estão abertos (DANKO, 2006; BOYTSOVA E DANKO, 2010; BEN-SIMON *et al.*, 2013). Em uma condição de “escuridão” completa, contudo, infere-se que apenas a condição dos olhos esteja contribuindo para a modulação do ritmo alfa. Nesta situação, a modulação das oscilações alfa é observada independentemente da entrada sensorial visual, o que contribui para a sustentação da hipótese de que estas modulações ocorrem devido a processos atencionais (BEN-SIMON *et al.*, 2013). Em outras palavras, tanto processos top-down, representados pela alocação da atenção, quanto processos botton-up, representados pela informação sensorial, parecem contribuir para a modulação do ritmo alfa (BEN-SIMON *et al.*, 2013). De fato, neste estudo, o efeito Berger observado no “claro” mostrou-se muito mais expressivo do que no “escuro”.

Enquanto no “claro” o ritmo alfa foi modulado tanto na IAF Alfa2 quanto na IAF Alfa3, no “escuro” a modulação foi observada especificamente na IAF Alfa2. Este resultado discrimina os efeitos induzidos pela condição dos olhos da entrada sensorial visual. Esta modulação de alfa no “escuro”, até então atribuída a questões atencionais, nos parece pertinente uma vez que estudos com ERP têm caracterizado a IAF Alfa2 como uma sub-banda que reflete processos atencionais (KLIMESCH, 1997; KLIMESCH *et al.*, 1997; KLIMESCH *et al.*, 1998; KLIMESCH, 1999).

Estudos de imageamento cerebral têm mostrado que a abertura dos olhos afeta a dinâmica cerebral, independentemente da entrada sensorial visual. JAO *et al.* (2013) demonstrou que a abertura e fechamento voluntária dos olhos afetava a dinâmica do fMRI devido simplesmente a processos endógenos, e não devido aos estímulos visuais exógenos (luz). Através de registros de fMRI durante condições de OA e OF no escuro, diferentes padrões de atividade cerebral foram identificadas em cada uma das condições dos olhos, e foram atribuídas a diferentes estados da atividade mental adotada pelos participantes (MARX *et al.*, 2003; MARX *et al.*, 2004). Acredita-se que durante a condição de OF a atividade mental seja caracterizada pela atividade multissensorial e imaginação (“estado interoceptivo”) e que durante a condição de OA a atividade mental seja caracterizada pela atenção e atividade motora ocular (“estado exteroceptivo”) (MARX *et al.*, 2003; MARX *et al.*, 2004). Associando EEG/fMRI, Ben Simon (2008) mostrou que há 2 processos simultâneos que ocorrem nas oscilações de alfa durante as condições de repouso. Há uma “atividade espontânea” de alfa, a qual é originada em fontes distribuídas e não possui nenhuma associação com estímulos externos e uma “atividade induzida” de alfa, que possui uma origem mais localizada e é induzida por estímulo. Portanto, há uma atividade alfa que é registrada independentemente de qualquer estímulo, que ocorre simultaneamente a uma atividade alfa induzida pela abertura/fechamento dos olhos. Estes dados estão de acordo com os nossos achados, considerando que neste estudo a atividade de alfa foi modulada pela abertura dos olhos, mesmo quando independente da condição de iluminação.

Algumas regiões do escalpo não se mostraram afetadas por nenhuma das condições impostas neste estudo, reforçando a ideia da existência de uma atividade espontânea que ocorre simultaneamente a uma atividade induzida por estímulos. A indução da atividade de alfa por estímulos específicos parece ter especificidade não apenas aos locais

do escalpo, mas também às sub-bandas da IAF. Durante a condição de OF observamos um aumento de alfa induzido pela luminosidade nas regiões posteriores do escalpo, ao invés de uma redução da PM induzida pela luz como a observada com os OA. Foi possível a percepção das mudanças no nível de luminosidade com os OF por transluminação através das pálpebras. Temos que considerar que a variação de luminosidade com OF, ocasionada por transluminação pelas pálpebras, é muito inferior àquela ocasionada quando se está com OA. A comparação de nossos resultados nesta condição com os trabalhos de outros laboratórios é prejudicado pelo nível de iluminação utilizado nos diferentes estudos. Alternativamente, o aumento de PM de IAF Alfa3 nesta condição pode estar relacionado com a proposta de Marx e colaboradores (2003; 2004) de que um estado interoceptivo é adotado pelo participante. Neste estado, processos imaginativos em relação ao mundo externo passariam a ser relevantes contribuindo para o aumento de alfa. Esta possibilidade parece ser mais apropriada do que atribuí-las a processos atencionais, uma vez que, conforme descrito anteriormente, processos atencionais tendem a resultar em uma redução de alfa. Portanto, concluímos que além de ser responsiva à condição de iluminação, a IAF Alfa3 também é influenciada por processos internos específicos.

A persistência do ritmo alfa durante a condição de OF, mesmo diante a uma situação na qual o indivíduo está ciente da condição de iluminação da sala, fez com que Adrian e Matthews (1934b) descrevessem que a percepção da luz não afeta a amplitude nem a frequência do ritmo alfa nesta condição. Estas colocações dos primórdios da eletroencefalografia humana se devem, em parte, ao fato de não haver uma análise quantitativa da EEG e, em parte, por não discriminarem o ritmo alfa em diferentes bandas. Os nossos dados mostram um efeito significativo da condição da luminosidade na IAF Alfa3.

Nenhuma das modulações das condições experimentais adotadas neste estudo desencadeou mudanças na PM ou PR da IAF Alfa1. De certa forma, isso já era esperado, partindo do pressuposto de que esta banda, quando comparada à BF, se sobrepõe a faixa de frequência de teta (4-8 Hz). Teta parece apresentar um papel funcional diferente de alfa, uma vez que está relacionada à atividade de circuitos hipocampais, refletindo processos de codificação da informação espacial e de memória episódica no hipocampo (BUZSÁKI, 2002; PIGNATELLI *et al.*, 2012). Diante disso, por mais que esta faixa IAF

Alfa1 tenha sido relacionada com questões atencionais (KLIMESCH, 1999), ela não foi avaliada nas condições dos olhos ou da iluminação.

A modulação do ritmo alfa, principalmente na potência, ocorreu de forma significativa apenas nas regiões posteriores. Esta mudança localizada pode estar associada ao fato de existirem ritmos que ocorrem praticamente na mesma faixa da frequência de alfa que refletem características fisiológicas diferentes ao longo do escalpo. De fato, durante um estado de repouso e relaxamento, especialmente na condição de OF, oscilações de alfa espontâneas podem ser registradas em todas as regiões do escalpo (JASPER E CARMICHAEL, 1935). Contudo, estudos com eletroencefalografia (EEG) e magnetoencefalografia (MEG) têm mostrado que quando submetidos a estímulos específicos, as regiões mais engajadas com a resposta àquele estímulo serão moduladas de maneira mais relevante (HARI E SALMELIN, 1997; HARI *et al.*, 1997; NIEDERMEYER, 1997). Dentre os diferentes ritmos fisiológicos que ocorrem na mesma frequência de alfa, o “ritmo dominante posterior” é o que classicamente é bloqueado em resposta a estímulos visuais, predominantemente nas regiões parieto-occipitais (NIEDERMEYER, 1997). Em nossos resultados, observamos que as regiões posteriores (temporal posterior, parietal e occipital) foram as que mais sofreram modulação pelas condições impostas neste estudo, que são afetadas pela sensibilidade e a percepção de natureza visual (BABILONI *et al.*, 2006a; BABILONI *et al.*, 2006b). Outro ritmo que ocorre na mesma faixa de alfa é o “ritmo mu rolândico”, que é responsivo a ações motoras e táteis nas regiões centrais; o “ritmo midtemporal (ou 3º ritmo)” que é bloqueado em resposta à aritmética mental, leitura de texto e, secundariamente, a estímulos auditivos nas estruturas temporais mediais; e/ou o “ritmo tau”, que também é registrado nas regiões temporais e é responsivo a estímulos auditivos (TIIHONEN *et al.*, 1991; HARI E SALMELIN, 1997; LEHTELA *et al.*, 1997; NIEDERMEYER, 1997).

As modulações pela condição dos olhos e da luminosidade sobre a PM foi observada também na PR. Todavia, estes efeitos afetaram a PR em um número maior de áreas no escalpo, mostrando-se menos específica topograficamente do que a PM. Uma fragilidade da PR é o fato de que alterações das demais bandas de frequência do espectro interferem no cálculo da PR de alfa, e não necessariamente mudanças na produção de alfa. De fato, já existem relatos na literatura que de outras bandas sofrem modulações diante as diferentes condições de repouso (DANKO, 2006; BOYTSOVA E DANKO, 2010).

A literatura relaciona a frequência de pico de alfa com a preparação para tarefas cognitivas (ANGELAKIS *et al.*, 2004b), diferenças individuais na capacidade de compreensão da leitura e na atenção (ANGELAKIS *et al.*, 2004a), no desempenho em tarefas de memorização (KLIMESCH *et al.*, 1990), inteligência verbal (ANGELAKIS E LUBAR, 2002) e não-verbal (BAZANOVA E AFTANAS, 2008). Indivíduos com Alzheimer, esquizofrenia e traumatismo craniano apresentam picos de alfa reduzidos em até 1 Hz comparados com indivíduos hígidos (KLIMESCH *et al.*, 1990; CANIVE *et al.*, 1998; ANGELAKIS *et al.*, 2004b). Durante o processo de envelhecimento ocorre a redução do pico de alfa (KLIMESCH, 1997) e a frequência de alfa foi negativamente relacionada com o tamanho da cabeça (NUNEZ *et al.*, 1978). Todavia, estes trabalhos não mencionam o controle das condições de iluminação, e são executados quase sempre com os olhos abertos quando envolvem a realização de tarefas. Neste estudo a FD foi modulada de forma significativa nas regiões frontais pela condição de iluminação com os OA e, pela condição dos olhos no “claro”. Em nenhuma situação de “escuridão” a condição dos olhos alterou a FD. Portanto, atribuímos a modulação da FD às condições de iluminação, ao invés da condição dos olhos.

O CG foi fortemente influenciado pelos protocolos utilizados, apresentando valores menores no protocolo 2 em um grande número de áreas. Esta característica parece ser decorrente do IAP menor no protocolo 2 e do deslocamento da IAF para frequências mais baixas. O CG foi modulado pela condição dos olhos em ambos os protocolos, entretanto de forma mais ampla no protocolo 1. Tais diferenças podem ter ocorrido devido à diferente demanda atencional exigida em cada protocolo. A condição de iluminação afetou de forma consistente o CG no protocolo 2, principalmente nas regiões posteriores. Esta diferença pode estar associadas a um processamento “botton-up” predominante no protocolo 2, que permite uma modulação cortical pela aferência sensorial e um processamento “top-down” predominante no protocolo 1, que confere mais estabilidade à atividade cortical em função da atenção gerada pelo comando de abrir ou fechar os olhos.

Através da comparação entre os métodos de processamento dos dados pelo IAF e pela BF, observamos algumas diferenças na PM, PR, FD e CG. O efeito mais evidente entre os métodos nas potências foi o aumento da PM e PR na Alfa Alta, calculada através do método IAF, durante a condição de OF. Todavia, esta elevação na PM ocorreu apenas no protocolo 2 e foi acompanhada de uma diminuição da PM de Alfa

Baixa. A avaliação de frequência pelo método IAF resultou em valores menores do que avaliação pelo BF. Esta redução foi observada tanto na FD quanto no CG. Enquanto que a FD reduziu mais no protocolo 2, o CG foi reduzido principalmente nas regiões frontais em ambos os protocolos. A caracterização da frequência de alfa pelo método IAF possibilitou estabelecer o IAP em função da condição comportamental do indivíduo, o que por sua vez definiu novas faixas de Alfa Alta e Alfa Baixa. A literatura aponta que a FD diminui gradativamente com o envelhecimento (KLIMESCH, 1999). Entretanto, nosso estudo foi realizado com indivíduos jovens, em uma faixa etária relativamente estreita, que apresentou um IAP em torno de 10 Hz. Este valor é esperado para esta faixa etária (BRAZIER E FINESINGER, 1944; KLIMESCH, 1996), assemelhando a faixa de alfa definida pelo IAF e pelo BF, durante uma condição de repouso. O método IAF modifica a caracterização de alfa a partir do momento em que uma condição comportamental interfere na situação de repouso, como ocorreu no protocolo 2. Estas diferenças provavelmente se acentuarão se as populações analisadas pertencerem a diferentes faixas etárias.

7. CONCLUSÕES

De acordo com os dados apresentados neste estudo, observamos que o IAF mostrou-se um método eficiente para identificarmos as modulações no ritmo alfa induzidas pelas condições dos olhos e da iluminação. As análises pelo IAF e pela BF reproduziram, de forma geral, os achados da literatura. Todavia, a análise pelo IAF se mostrou mais específica para a avaliação do ritmo alfa em condições de repouso distintas, sob uma condição comportamental diferente. Os dois protocolos utilizados se mostraram complementares na caracterização dos efeitos da luz e dos olhos no ritmo alfa, visto que possibilitaram discriminar também o posicionamento mental dos indivíduos. Esta discriminação é um indicador da importância da escolha correta do desenho experimental para se evitar a contaminação dos efeitos dos fatores em análise por fatores estranhos. Os efeitos da condição dos olhos e da luz alteram a potência absoluta de alfa. Estes efeitos mostram certa especificidade, visto que a condição dos olhos modifica a potência da IAF Alfa2 enquanto a condição da luz modifica de forma mais expressiva a IAF Alfa3. A potência relativa é menos seletiva na discriminação dos efeitos da condição dos olhos e da luz sobre o ritmo alfa do que a potência absoluta. A FD é reduzida na condição de luminosidade enquanto que o CG é influenciado pelo protocolo, mostrando-se menor no protocolo 2. Apesar das diferenças obtidas nas análises pelo IAF e pelo BF, estas diferenças não são discrepantes. No entanto, a escolha de análise pelo método IAF ou BF resulta em diferenças na caracterização de alfa pelo fato da condição comportamental interferir no pico de alfa. Dessa forma, a análise pelo IAF contribui para preservar as características do ritmo alfa. A abordagem deste estudo em indivíduos pertencentes a diferentes faixas etárias poderá ressaltar ainda mais a individualidade do ritmo alfa, assim como as suas funções.

8. PERSPECTIVAS

Assim como cada indivíduo apresenta características suas que são únicas, como as impressões digitais, por exemplo, a atividade eletroencefalográfica também apresenta uma caracterização única que reflete a atividade eletrofisiológica referente aos processos mentais deste indivíduo. Através deste estudo, podemos observar a dinâmica da atividade cerebral de indivíduos hígidos saudáveis, e caracterizar esta população. Isso se mostra fundamental para compreendermos o perfil dos padrões cerebrais comumente encontrados na população.

Diversas alterações na dinâmica cerebral são relatadas na literatura em indivíduos que apresentam déficits cognitivos ou transtornos mentais, quando comparados com indivíduos hígidos. Diante disso, cabe a nós expandir a caracterização que propusemos adicionando indivíduos do sexo feminino, faixas etárias distintas, parâmetros de conectividade entre as áreas registradas no escalpo e, também, avaliando a influência da variação de iluminação durante a condição de OF. Estas informações nos possibilitarão caracterizar melhor a população e desenvolver biomarcadores para identificar condições adversas que podem trazer danos à saúde. Isso poderá auxiliar profissionais, principalmente da área da saúde, a fazer diagnósticos mais precisos e definir os tratamentos mais específicos para cada paciente.

9. REFERÊNCIAS

- ADRIAN, E. D.; MATTHEWS, B. H. C. **The interpretation of potential waves in the cortex.** *The Journal of physiology*, 81, 440-471, 1934a.
- ADRIAN, E. D.; MATTHEWS, B. H. C. **The Berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man.** *Brain*, 57, 355-385, 1934b.
- ADRIAN, E. D.; YAMAGIWA, K. **The origin of the Berger rhythm.** *Brain*, 58, 323-351, 1935.
- ANGELAKIS, E.; LUBAR, J. F. **Quantitative electroencephalographic amplitude measures in young adults during reading tasks and rest.** *Journal of Neurotherapy*, 6, 5-19, 2002.
- ANGELAKIS, E.; LUBAR, J. F.; STATHOPOULOU, S. **Electroencephalographic peak alpha frequency correlates of cognitive traits.** *Neuroscience Letters*, 371, 60-63, 2004a.
- ANGELAKIS, E.; LUBAR, J. F.; STATHOPOULOU, S.; KOUNIOS, J. **Peak alpha frequency: an electroencephalographic measure of cognitive preparedness.** *Clinical Neurophysiology*, 115, 887-897, 2004b.
- BABILONI, C.; VECCHIO, F.; BULTRINI, A.; LUCA ROMANI, G.; ROSSINI, P.M. **Pre- and poststimulus alpha rhythms are related to conscious visual perception: a high-resolution EEG study.** *Cerebral Cortex*, 16, 1690-1700, 2006a.
- _____. **Visuo-spatial consciousness and parieto-occipital areas: a high-resolution EEG study.** *Cerebral Cortex*, 16, 37-46, 2006b.
- BARRY, R.J.; CLARKE, A.R.; JOHNSTONE, S.J.; MAGEE, C.A.; RUSHBY, J.A. **EEG differences between eyes- closed and eyes- open resting conditions.** *Clinical Neurophysiology*, 118, 2765-2773, 2007.
- BAZANOVA, O. **Comments for current interpretation EEG alpha activity: a review and analysis.** *Journal of Behavioral and Brain Science*, 2, 239-248, 2012.

BAZANOVA, O. M.; AFTANAS, L. I. **Individual measures of electroencephalogram alpha activity and non-verbal creativity.** *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 38, 227-35, 2008.

BAZANOVA, O. M.; VERNON, D. **Interpreting EEG alpha activity.** *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 44, 94-110, 2014.

BAŞAR , E.; BAŞAR-EROGLU, C.; KARAKAS, S.; SCHÜRSMANN, M. **Brain oscillations in perception and memory.** *International Journal of Psychophysiology*, 35, 95-124, 2000.

_____. **Alpha oscillations in brain functioning:** an integrative theory. *International journal of psychophysiology*, 26, 5-29, 1997.

BEN-SIMON, E.; PODLIPSKY, I.; ARIELI, A.; ZHDANOV, A.; HENDLER, T. **Never resting brain:** simultaneous representation of two alpha related processes in humans. *PLoS ONE*, 3, 2008.

_____. **The dark side of the alpha rhythm:** fMRI evidence for induced alpha modulation during complete darkness. *European Journal of Neuroscience*, 37, 795-803, 2013.

BERGER, H. **Über das Elektrenkephalogramm des Menschen.** *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 87, 527-570, 1929.

BOYTSOVA, Y. A.; DANKO, S. G. **EEG differences between resting states with eyes open and closed in darkness.** *Human Physiology*, 36, 367-369, 2010.

BRAZIER, M. A.; FINESINGER, J. E. **Characteristics of the normal electroencephalogram:** I. A study of the occipital cortical potentials in 500 normal adults. *The Journal of clinical investigation*, 23, 303, 1944.

BUCCI, P.; GALDERISI, S. **Physiologic basis of the EEG signal.** In: (Ed.). *Standard Electroencephalography in Clinical Psychiatry*: John Wiley & Sons, Ltd, 7-12, 2011.

BUZSÁKI, G. **Theta oscillations in the hippocampus.** *Neuron*, 33, 325-340, 2002.

BUZSÁKI, G. **The rhythm of the brain.** *Oxford University Press*, 2006.

BUZSÁKI, G.; ANASTASSIOU, C. A.; KOCH, C. **The origin of extracellular fields and currents** — EEG, ECoG, LFP and spikes. *Nature Reviews Neuroscience*, 13, 407-420, 2012.

BUZSÁKI, G.; DRAGUHN, A. **Neuronal oscillations in cortical networks.** *Science*, 304, 1926-1929, 2004.

CANIVE, J. M.; LEWINE, J. D.; EDGAR, J. C.; MILLER, G. A.; TORRES, F.; TUASON, V.B. **Spontaneous brain magnetic activity in schizophrenia patients treated with aripiprazole.** *Psychopharmacol Bull*, 34, 101-5, 1998.

CARDEN, K. A. **Recording sleep:** the electrodes, 10/20 recording system, and sleep system specifications. *Sleep Medicine Clinics*, 4, 333-341, 2009.

COLLURA, T. F. **Neuronal dynamics in relation to normative electroencephalography assessment and training.** *Biofeedback: Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 36, 134-139, 2008.

CREEM, S. H.; PROFFITT, D. R. **Defining the cortical visual systems:** “What”, “Where”, and “How”. *Acta Psychologica*, 107, 43-68, 2001.

DANKO, S. G. **The reflection of different aspects of brain activation in the electroencephalogram:** Quantitative electroencephalography of the states of rest with the eyes open and closed. *Human Physiology*, 32, 377-388, 2006.

DELORME, A.; MAKEIG, S. **EEGLAB:** an open source toolbox for analysis of single- trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 134, 9-21, 2004.

DIETSCH, G. **Fourier- analyse von elektrencephalogrammen des menschen.** *Pflügers Arch.*, Berlin/Heidelberg, 230, 106-112, 1932.

EBNER, A.; SCIARRETTA, G.; EPSTEIN, C.M.; NUWER, M. EEG instrumentation.

In: _____. **Recommendations for the practice of clinical neurophysiology:** Guidelines of the Interanational Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 52, 7-10, 1999.

GUILLERY, R. W.; FEIG, S. L.; LOZSÁDI, D. A. **Paying attention to the thalamic reticular nucleus.** *Trends in Neurosciences*, 21, 28-32, 1998.

HAEGENS, S.; COUSIJN, H.; WALLIS, G.; HARRISON, P. J.; NOBRE, A. C. **Inter- and intra-individual variability in alpha peak frequency.** *NeuroImage*, 92, 46-55, 2014.

HARI, R.; SALMELIN, R. **Human cortical oscillations:** a neuromagnetic view through the skull. *Trends in Neurosciences*, 20, 44-49, 1997.

HARI, R.; SALMELIN, R.; MÄKELÄ, J. P.; SALENIUS, S.; HELLE, M. **Magnetoencephalographic cortical rhythms.** *International Journal of Psychophysiology*, 26, 51-62, 1997.

HOOPER, G. S. **Comparison of the distributions of classical and adaptively aligned EEG power spectra.** *International Journal of Psychophysiology*, 55, 179-189, 2005.

JAO, T.; VÉRTES, P.E.; ALEXANDER-BLOCH, A.F.; TANG, I.N.; YU, Y.C.; CHEN, J.H.; BULLMORE, E.T. **Volitional eyes opening perturbs brain dynamics and functional connectivity regardless of light input.** *NeuroImage*, 69, 21-34, 2013.

JASPER, H. H.; CARMICHAEL, L. **Electrical potentials from the intact human brain.** *Science (New York, N.Y.)*, 81, 51, 1935.

JENSEN, O.; MAZAHERI, A. **Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity:** gating by inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience*. 4, 1-8, 2010.

JURCAK, V., D. TSUZUKI, AND I. DAN. "**10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems**". *Neuroimage*, 34 (4), 1600-11, 2007.

KLEM, G. H.; LÜDERS, H. O.; JASPER, H. H.; ELGER, C. The ten-twenty electrode system of the International Federation. In: _____. **Recommendations for the practice of clinical neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 52, 3-6, 1999.

KLIMESCH, W. **Memory processes, brain oscillations and EEG synchronization.** *International Journal of Psychophysiology*, 24, 61-100, 1996.

_____. **EEG- alpha rhythms and memory processes.** *International Journal of Psychophysiology*, 26, 319-340, 1997.

_____. **EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis.** *Brain research reviews*, 29, 169-195, 1999.

KLIMESCH, W.; DOPPELMAYR, M.; PACHINGER, T.; RIPPER, B. **Brain oscillations and human memory: EEG correlates in the upper alpha and theta band.** *Neuroscience Letters*, 238, 9-12, 1997.

_____. **Induced alpha band power changes in the human EEG and attention.** *Neuroscience Letters*, 244, 73-76, 1998.

KLIMESCH, W.; FREUNBERGER, R.; SAUSENG, P.; GRUBER, W. **A short review of slow phase synchronization and memory: Evidence for control processes in different memory systems?** *Brain Research*, 1235, 31-44, 2008.

KLIMESCH, W.; SAUSENG, P.; HANSLMAYR, S. **EEG alpha oscillations: The inhibition- timing hypothesis.** *Brain Research Reviews*, 53, 63-88, 2007.

- KLIMESCH, W.; SCHIMKE, H.; LADURNER, G.; PFURTSCHELLER, G. ; **Alpha frequency and memory performance.** *Journal of Psychophysiology*, 4, 381-390, 1990.
- KLIMESCH, W.; SCHIMKE, H.; PFURTSCHELLER, G. **Alpha frequency, cognitive load and memory performance.** *Brain Topography*, 5, 241-251, 1993.
- KÖNÖNEN, M.; PARTANEN, J. V. **Blocking of EEG alpha activity during visual performance in healthy adults:** A quantitative study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 87, 164-166, 1993.
- LEHTELA, L.; SALMELIN, R.; HARI, R. **Evidence for reactive magnetic 10-Hz rhythm in the human auditory cortex.** *Neuroscience Letters*, 25, 37-37, 1997.
- LOOMIS, A. L.; HARVEY, E. N.; HOBART, G. **Electrical potentials of the human brain.** *Journal of Experimental Psychology*, 19, 249-279, 1936.
- LOPES DA SILVA, F. H.; STORM VAN LEEUWEN, W. **The cortical source of the alpha rhythm.** *Neuroscience Letters*, 6, 237-241, 1977.
- LOPES DA SILVA, F. H.; VAN LIEROP, T. H. M. T.; SCHRIJER, C. F.; STORM van LEEUWEN, W. **Organization of thalamic and cortical alpha rhythms:** Spectra and coherences. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 35, 627-639, 1973.
- LOPES DA SILVA, F. **EEG and MEG:** Relevance to Neuroscience. *Neuron*, 80, 1112-1128, 2013.
- MARX, E.; DEUTSCHLÄNDER, A.; STEPHAN, T.; DIETERICH, M. WIESMANN, M.; BRANDT, T. **Eyes open and eyes closed as rest conditions:** impact on brain activation patterns. *Neuroimage*, 21, 1818-1824, 2004.
- _____. **Eye closure in darkness animates sensory systems.** *Neuroimage*, 19, 924-934, 2003.

MCCORMICK, D. A.; BAL, T. **Sleep and arousal: thalamocortical Mechanisms.** *Annual Review of Neuroscience*, 20, 185-215, 1997

MORUZZI, G.; MAGOUN, H. W. **Brain stem reticular formation and activation of the EEG.** *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 1, 455-473, 1949.

NIEDERMEYER, E. **Alpha rhythms as physiological and abnormal phenomena.** *International journal of psychophysiology*, 26, 31-49, 1997.

NUNEZ, P. L.; REID, L.; BICKFORD, R. G. **The relationship of head size to alpha frequency with implications to a brain wave model.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 44, 344-52, 1978.

OLEJNICZAK, P. **Neurophysiologic basis of EEG.** *Journal of Clinical Neurophysiology*, 23, 186-189, 2006.

OOSTENVELD, R.; FRIES, P., MARIS, E.; SCHOFFELEN, J.M. **FieldTrip: open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data.** *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2011.

PFURTSCHELLER, G. **Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 83, 62-69, 1992.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C. **Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man.** *Neuroscience Letters*, 174, 93-96, 1994.

PFURTSCHELLER, G.; STANCÁK JR, A.; NEUPER, C. **Event-related synchronization (ERS) in the alpha band - An electrophysiological correlate of cortical idling: a review.** *International Journal of Psychophysiology*, 24, 39-46, 1996.

PIGNATELLI, M.; BEYELER, A.; LEINEKUGEL, X. **Neural circuits underlying the generation of theta oscillations.** *Journal of Physiology - Paris*, 106, 81-92, 2012.

PINAULT, D. **The thalamic reticular nucleus:** structure, function and concept. *Brain Research Reviews*, 46, 1-31, 2004.

PURVES, D.; AUGUSTINE, G. J.; FITZPATRICK, D.; HALL, W. C.; LAMANTIA, A.; MCNAMARA, J. O.; WILLIAMS, S. M.

Neuroscience. *Sinauer Associates, Inc.*, 3rd ed., 2004.

RICHARD CLARK, C.; VELTMEYER, M.D.; HAMILTON, R. J.; SIMMS, E.; PAUL, R.; HERMENS, D.; GORDON, E. **Spontaneous alpha peak frequency predicts working memory performance across the age span.** *International Journal of Psychophysiology*, 53, 1-9, 2004.

SAALMANN, Y. B. **Intralaminar and medial thalamic influence on cortical synchrony, information transmission and cognition.** *Frontiers in Systems Neuroscience*, 8, 2014.

SAALMANN, YURI B.; KASTNER, S. **Cognitive and perceptual functions of the visual thalamus.** *Neuron*, 71, 209-223, 2011.

SAALMANN, Y. B.; PINSK, M.A.; WANG, L.; LI, X.; KASTNER, S. **The pulvinar regulates information transmission between cortical areas based on attention demands.** *Science*, 337, 753, 2012.

SCHWIBBE, M.; BREULL, A.; BECKER, D. **Peak centred power spectra:** a successful attempt to calculate efficient parameters in the alpha range of EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 52, 497-500, 1981.

SCHÜRMAN, M.; BAŞAR, E. **Functional aspects of alpha oscillations in the EEG.** *International Journal of Psychophysiology*, 39, 151-158, 2001.

SHARBROUGH, F.; CHATRIAN G.; LESSER, R.P.; LÜDERS, H.; NUWER, M.; PICTON, T.W. **American Electroencephalographic Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature.** *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8, 200-2, 1991.

SHERMAN, S. M. **Thalamic relays and cortical functioning.** *Progress in Brain Research*, 149, 107-26, 2005.

_____. **Thalamocortical interactions.** *Current Opinion in Neurobiology*, 22, 575-579, 2012.

_____. **Thalamus plays a central role in ongoing cortical functioning.** *Nature Neuroscience*, 16, 533-541, 2016.

SHERMAN, S. M.; GUILLERY, R. W. **The role of the thalamus in the flow of information to the cortex.** *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 357, 1695-1708, 2002.

STERIADE, M. **Arousal:** Revisiting the reticular activating system. *Science*, 272, 225-6, 1996.

_____. **Corticothalamic resonance, states of vigilance and mentation.** *Neuroscience*, 101, 243-276, 2000.

_____. **The GABAergic reticular nucleus:** a preferential target of corticothalamic projections. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 98, 3625, 2001.

STERIADE, M.; DOMICH, L.; OAKSON, G.; DESCHÊNES, M. **The deafferented reticular thalamic nucleus generates spindle rhythmicity.** *Journal of Neurophysiology*, 57, 260-273, 1987.

_____. **Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 76, 481-508, 1990.

TIIHONEN, J.; HARI, R.; KAJOLA, M.; KARHU, J.; AHLFORS, S.; TISSARI, S. **Magnetoencephalographic 10- Hz rhythm from the human auditory cortex.** *Neuroscience Letters*, 129, 303-305, 1991.

UNGERLEIDER, L. G.; HAXBY, J. V. **'What' and 'where' in the human brain.** *Current Opinion in Neurobiology*, 4, 1 57-65, 1994.

USREY, W. M.; ALITTO, H. J. **Visual Functions of the Thalamus.**
Annual Review of Vision Science, 1, 351-371, 2015.

APÊNDICE A

Tabela 3 - Estatística do Pico Individual de Alfa (IAP). A tabela apresenta o efeito e erro do grau de liberdade (gl), o teste F (F), Eta parcial ao quadrado (η^2) e os valores do “p” para cada um dos parâmetros analisados.

Estatística para o Pico Individual de Alfa (IAP)

Efeito	gl (efeito)	gl (erro)	F	η^2	p	
PROTOCOLOS (P)	1	19	10,62	0,36	0,00	**
ÁREAS (A)	19	361	1,50	0,07	0,08	#
P*A	19	361	0,93	0,05	0,54	

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$, # $p < 0,1$

FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Tabela 4 - Estatística da Potência Média Absoluta (PM) e da Potência Relativa (PR) calculada a partir da Frequência Individual de Alfa (IAF).

Comparação da PM e PR calculadas a partir do IAF										
Efeito	gl (efeito)	gl (erro)	Potência Média				Potência Relativa			
			F	η^2	p		F	η^2	p	
BANDAS (B)	2	38	15,49	0,45	0,00	**	52,30	0,73	0,00	**
PROTOCOLOS (P)	1	19	1,08	0,05	0,31		7,85	0,29	0,01	**
LUZ (L)	1	19	3,74	0,16	0,07	#	4,24	0,18	0,05	*
OLHOS (O)	1	19	15,91	0,46	0,00	**	9,53	0,33	0,01	**
ÁREAS (A)	19	361	13,56	0,42	0,00	**	71,39	0,79	0,00	**
B*P	2	38	2,94	0,13	0,06	#	2,82	0,13	0,07	#
B*L	2	38	1,88	0,09	0,17		2,86	0,13	0,07	#
P*L	1	19	0,00	0,00	0,99		0,01	0,00	0,93	
B*O	2	38	7,89	0,29	0,00	**	4,58	0,19	0,02	*
P*O	1	19	10,87	0,36	0,00	**	12,70	0,40	0,00	**
L*O	1	19	11,55	0,38	0,00	**	20,09	0,51	0,00	**
B*A	38	722	7,80	0,29	0,00	**	24,31	0,56	0,00	**
P*A	19	361	0,78	0,04	0,73		1,33	0,07	0,16	
L*A	19	361	2,11	0,10	0,00	**	1,29	0,06	0,18	
O*A	19	361	11,30	0,37	0,00	**	4,93	0,21	0,00	**
B*P*L	2	38	2,73	0,13	0,08	#	4,32	0,19	0,02	*
B*P*O	2	38	3,08	0,14	0,06	#	8,36	0,31	0,00	**
B*L*O	2	38	7,75	0,29	0,00	**	18,37	0,49	0,00	**
P*L*O	1	19	1,16	0,06	0,29		0,13	0,01	0,73	
B*P*A	38	722	1,61	0,08	0,01	**	1,31	0,06	0,11	
B*L*A	38	722	1,22	0,06	0,18		2,76	0,13	0,00	**
P*L*A	19	361	0,27	0,01	1,00		0,95	0,05	0,52	
B*O*A	38	722	4,27	0,18	0,00	**	1,62	0,08	0,01	**
P*O*A	19	361	6,35	0,25	0,00	**	7,96	0,30	0,00	**
L*O*A	19	361	8,55	0,31	0,00	**	2,03	0,10	0,01	**

B*P*L*O	2	38	1,88	0,09	0,17		2,37	0,11	0,11
B*P*L*A	38	722	1,50	0,07	0,03	*	2,29	0,11	0,00 **
B*P*O*A	38	722	1,73	0,08	0,00	**	2,54	0,12	0,00 **
B*L*O*A	38	722	3,96	0,17	0,00	**	3,40	0,15	0,00 **
P*L*O*A	19	361	1,28	0,06	0,19		0,81	0,04	0,69
B*P*L*O*A	38	722	0,82	0,04	0,78		1,10	0,05	0,32

** p<0,01, * p<0,05, # p<0,1

FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Tabela 5 - Estatística da Frequência Dominante (FD) e do Centro de Gravidade (CG) calculado a partir da IAF.

Comparação da FD e CG calculadas a partir do IAF										
Efeito	gl (efeito)	gl (erro)	Frequência Dominante				Centro de Gravidade			
			F	η^2	p		F	η^2	p	
PROTOCOLOS (P)	1	19	1,86	0,09	0,19		5,23	0,22	0,03	*
LUZ (L)	1	19	2,31	0,11	0,14		4,30	0,18	0,05	*
OLHOS (O)	1	19	3,78	0,17	0,07	#	0,96	0,05	0,34	
ÁREAS (A)	19	361	6,12	0,24	0,00	**	13,27	0,41	0,00	**
P*L	1	19	0,05	0,00	0,83		1,87	0,09	0,19	
P*O	1	19	15,15	0,44	0,00	**	32,65	0,63	0,00	**
L*O	1	19	8,31	0,30	0,01	**	15,12	0,44	0,00	**
P*A	19	361	0,78	0,04	0,73		1,04	0,05	0,41	
L*A	19	361	1,19	0,06	0,27		1,52	0,07	0,08	#
O*A	19	361	2,16	0,10	0,00	**	2,90	0,13	0,00	**
P*L*O	1	19	0,50	0,03	0,49		4,13	0,18	0,06	#
P*L*A	19	361	1,48	0,07	0,09	#	2,32	0,11	0,00	**
P*O*A	19	361	0,55	0,03	0,94		3,69	0,16	0,00	**
L*O*A	19	361	2,93	0,13	0,00	**	1,09	0,05	0,36	
P*L*O*A	19	361	0,58	0,03	0,92		0,96	0,05	0,51	

** p<0,01, * p<0,05, # p<0,1

FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Tabela 6 - Estatística da PM e PR comparando os métodos IAF e BF.

Comparação dos métodos IAF e BF: Potência Média Absoluta e Relativa										
Efeito	df (effect)	df (error)	Potência Média			Potência Relativa				
			F	η^2	p	F	η^2	P		
MÉTODOS (M)	1	19	0,59	0,03	0,45	1,03	0,05	0,32		
BANDAS (B)	1	19	1,10	0,05	0,31	6,44	0,25	0,02	*	
PROTOCOLOS (P)	1	19	1,11	0,06	0,30	3,67	0,16	0,07	#	
LUZ (L)	1	19	3,44	0,15	0,08	#	4,35	0,19	0,05	*
OLHOS (O)	1	19	14,97	0,44	0,00	**	8,50	0,31	0,01	**
ÁREAS (A)	19	361	12,94	0,41	0,00	**	83,98	0,82	0,00	**
M*B	1	19	0,21	0,01	0,65		0,48	0,02	0,50	
M*P	1	19	0,14	0,01	0,71		5,99	0,24	0,02	*
B*P	1	19	1,32	0,06	0,27		1,13	0,06	0,30	
M*L	1	19	0,53	0,03	0,47		0,22	0,01	0,65	
B*L	1	19	0,28	0,01	0,60		1,15	0,06	0,30	
P*L	1	19	0,10	0,01	0,75		0,23	0,01	0,64	
M*O	1	19	0,64	0,03	0,43		4,48	0,19	0,05	*
B*O	1	19	0,68	0,03	0,42		0,93	0,05	0,35	
P*O	1	19	10,70	0,36	0,00	**	19,83	0,51	0,00	**
L*O	1	19	11,58	0,38	0,00	**	22,74	0,54	0,00	**
M*A	19	361	0,53	0,03	0,95		1,42	0,07	0,11	
B*A	19	361	6,05	0,24	0,00	**	16,83	0,47	0,00	**
P*A	19	361	0,46	0,02	0,98		0,71	0,04	0,81	
L*A	19	361	1,99	0,09	0,01	**	1,36	0,07	0,14	
O*A	19	361	11,24	0,37	0,00	**	4,92	0,21	0,00	**
M*B*P	1	19	5,63	0,23	0,03	*	5,17	0,21	0,03	*
M*B*L	1	19	0,29	0,02	0,60		1,39	0,07	0,25	
M*P*L	1	19	1,37	0,07	0,26		1,63	0,08	0,22	
B*P*L	1	19	2,28	0,11	0,15		4,29	0,18	0,05	*
M*B*O	1	19	0,24	0,01	0,63		0,94	0,05	0,35	

M*P*O	1	19	0,04	0,00	0,85		1,47	0,07	0,24	
B*P*O	1	19	11,13	0,37	0,00	**	26,55	0,58	0,00	**
M*L*O	1	19	0,35	0,02	0,56		0,53	0,03	0,48	
B*L*O	1	19	4,94	0,21	0,04	*	11,86	0,38	0,00	**
P*L*O	1	19	1,37	0,07	0,26		0,52	0,03	0,48	
M*B*A	19	361	0,14	0,01	1,00		0,37	0,02	0,99	
M*P*A	19	361	1,62	0,08	0,05	*	1,03	0,05	0,43	
B*P*A	19	361	1,25	0,06	0,21		1,21	0,06	0,24	
M*L*A	19	361	0,77	0,04	0,75		1,08	0,05	0,36	
B*L*A	19	361	0,74	0,04	0,78		2,35	0,11	0,00	**
P*L*A	19	361	0,35	0,02	1,00		1,28	0,06	0,19	
M*O*A	19	361	0,39	0,02	0,99		0,50	0,03	0,96	
B*O*A	19	361	0,34	0,02	1,00		0,82	0,04	0,68	
P*O*A	19	361	6,08	0,24	0,00	**	9,31	0,33	0,00	**
L*O*A	19	361	8,54	0,31	0,00	**	2,14	0,10	0,00	**
M*B*P*L	1	19	0,77	0,04	0,39		0,00	0,00	0,95	
M*B*P*O	1	19	2,46	0,11	0,13		2,00	0,10	0,17	
M*B*L*O	1	19	1,15	0,06	0,30		4,29	0,18	0,05	*
M*P*L*O	1	19	0,23	0,01	0,64		0,04	0,00	0,85	
B*P*L*O	1	19	4,17	0,18	0,06	#	4,14	0,18	0,06	#
M*B*P*A	19	361	2,05	0,10	0,01	**	1,35	0,07	0,15	
M*B*L*A	19	361	0,35	0,02	1,00		1,27	0,06	0,20	
M*P*L*A	19	361	1,07	0,05	0,38		0,73	0,04	0,79	
B*P*L*A	19	361	1,21	0,06	0,25		2,28	0,11	0,00	**
M*B*O*A	19	361	0,32	0,02	1,00		0,28	0,01	1,00	
M*P*O*A	19	361	0,68	0,03	0,84		0,90	0,05	0,58	
B*P*O*A	19	361	4,79	0,20	0,00	**	4,82	0,20	0,00	**
M*L*O*A	19	361	0,33	0,02	1,00		0,92	0,05	0,56	
B*L*O*A	19	361	2,51	0,12	0,00	**	3,56	0,16	0,00	**
P*L*O*A	19	361	1,29	0,06	0,19		0,92	0,05	0,56	
M*B*P*L*O	1	19	0,83	0,04	0,37		0,03	0,00	0,87	

M*B*P*L*A	19	361	1,08	0,05	0,37		0,82	0,04	0,68
M*B*P*O*A	19	361	2,27	0,11	0,00	**	0,90	0,05	0,59
M*B*L*O*A	19	361	0,47	0,02	0,97		1,25	0,06	0,22
M*P*L*O*A	19	361	0,72	0,04	0,80		1,20	0,06	0,26
B*P*L*O*A	19	361	1,89	0,09	0,01	**	1,20	0,06	0,25
M*B*P*L*O*A	19	361	1,19	0,06	0,26		0,45	0,02	0,98

** p<0,01, * p<0,05, # p<0,1

FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Tabela 7 - Estatística da FD e CG comparando os métodos IAF e BF.

Comparação dos métodos IAF e BF: FD e CG									
Efeito	df (effect)	df (error)	Frequência Dominante				Centro de Gravidade		
			F	η^2	p		F	η^2	P
MÉTODOS (M)	1	19	2,14	0,10	0,16		1,01	0,05	0,33
PROTOCOLOS (P)	1	19	5,67	0,23	0,03	*	6,87	0,27	0,02 *
LUZ (L)	1	19	4,83	0,20	0,04	*	2,10	0,10	0,16
OLHOS (O)	1	19	0,02	0,00	0,89		4,03	0,17	0,06 #
ÁREAS (A)	19	361	3,18	0,14	0,00	**	5,83	0,23	0,00 **
M*P	1	19	0,88	0,04	0,36		4,50	0,19	0,05 *
M*L	1	19	0,94	0,05	0,34		0,68	0,03	0,42
P*L	1	19	1,42	0,07	0,25		3,21	0,14	0,09 #
M*O	1	19	2,60	0,12	0,12		0,01	0,00	0,91
P*O	1	19	12,42	0,40	0,00	**	23,34	0,55	0,00 **
L*O	1	19	4,63	0,20	0,04	*	2,65	0,12	0,12
M*A	19	361	1,61	0,08	0,05	*	1,53	0,07	0,07 #
P*A	19	361	2,20	0,10	0,00	**	1,21	0,06	0,24
L*A	19	361	1,03	0,05	0,43		2,55	0,12	0,00 **
O*A	19	361	0,78	0,04	0,73		1,56	0,08	0,06 #
M*P*L	1	19	0,02	0,00	0,88		0,03	0,00	0,86
M*P*O	1	19	0,59	0,03	0,45		3,67	0,16	0,07 #
M*L*O	1	19	0,84	0,04	0,37		0,44	0,02	0,52
P*L*O	1	19	2,82	0,13	0,11		4,83	0,20	0,04 *
M*P*A	19	361	0,95	0,05	0,52		1,11	0,06	0,33
M*L*A	19	361	1,18	0,06	0,27		0,77	0,04	0,75
P*L*A	19	361	0,59	0,03	0,91		1,97	0,09	0,01 **
M*O*A	19	361	1,43	0,07	0,11		3,32	0,15	0,00 **
P*O*A	19	361	0,59	0,03	0,91		3,67	0,16	0,00 **
L*O*A	19	361	1,87	0,09	0,02	*	2,10	0,10	0,00 **
M*P*L*O	1	19	0,11	0,01	0,74		0,36	0,02	0,56

M*P*L*A	19	361	1,46	0,07	0,10	#	0,99	0,05	0,47
M*P*O*A	19	361	0,59	0,03	0,91		0,77	0,04	0,74
M*L*O*A	19	361	1,15	0,06	0,30		0,65	0,03	0,87
P*L*O*A	19	361	1,26	0,06	0,21		0,72	0,04	0,80
M*P*L*O*A	19	361	1,63	0,08	0,05	*	1,22	0,06	0,23

** p<0,01, * p<0,05, # p<0,1

FONTE: Desenvolvido pelo autor.

Figura 9 - Organização dos dados para análise estatística no software Statistica. IAF = Frequência Individual de Alfa; BF = Banda Fixa de Alfa; CL = Claro; ESC = Escuro; OA = Olhos Abertos; OF = Olhos Fechados; cn = canais/eletrodos; PM = Potência Média; PR = Potência Relativa; FD = Frequência Dominante; CG = Centro de Gravidade (Figura na página seguinte).

Organização dos dados referente a PM e PR para a análise estatística:

Banda (IAF1)				Banda (IAF2)				Banda (IAF3)			
Protocolo1		Protocolo2		Protocolo1		Protocolo2		Protocolo1		Protocolo2	
CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC
OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn

Organização dos dados referente à FD e CG para a análise estatística:

Protocolo1			Protocolo2		
CL	ESC	CL	CL	ESC	CL
OA	OF	OA	OF	OA	OF
20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn

Organização dos dados referente à PM e PR para a análise estatística comparando os métodos de análise:

Método (Frequência Individual de Alfa , IAF)											
Banda Alfa Baixa (IAF2)						Banda Alfa Alta (IAF3)					
Protocolo1		Protocolo2		Protocolo1		Protocolo2		Protocolo1		Protocolo2	
CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC	CL	ESC
OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn

Organização dos dados referente à FD e CG para a análise estatística comparando os métodos de análise:

Método (Banda Fixa)					
Protocolo1			Protocolo2		
CL	ESC	CL	CL	ESC	CL
OA	OF	OA	OF	OA	OF
20cn	20cn	20cn	20cn	20cn	20cn