

Universidade Federal do Maranhão  
Centro de Ciências Exatas e Tecnologias  
Programa de Pós Graduação em Engenharia de Eletricidade

George Vagner Silva de Souza

Mapeamento das Fontes de Processamento de  
Resíduos Diurnos em Sonhos

São Luís – MA

2025

Universidade Federal do Maranhão  
Centro de Ciências Exatas e Tecnologias  
Programa de Pós Graduação em Engenharia de Eletricidade

George Vagner Silva de Souza

Mapeamento das Fontes de Processamento de Resíduos  
Diurnos em Sonhos

Tese de Doutorado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade da Universidade Federal do Maranhão como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Engenharia de Eletricidade.

Orientador: Allan Kardec Duailibe Barros Filho

Coorientador: Sidarta Tollendal Gomes Ribeiro

São Luís – MA

2025

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).  
Diretoria Integrada de Bibliotecas/UFMA

Silva de Souza, George Vagner.

Mapeamento das Fontes de Processamento de Resíduos Diurnos em Sonhos / George Vagner Silva de Souza. - 2025.  
86 p.

Coorientador(a) 1: Sidarta Tollendal Gomes Ribeiro.  
Orientador(a): Allan Kardec Duailibe Barros Filho.  
Tese (Doutorado) - Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica/ccet, Universidade Federal do Maranhão, São Luis - Ma, 2025.

1. Sono. 2. Resíduo Diurno. 3. Eeg. 4. Estimação de Fontes. I. Duailibe Barros Filho, Allan Kardec. II. Gomes Ribeiro, Sidarta Tollendal. III. Título.

George Vagner Silva de Souza

## Mapeamento das Fontes de Processamento de Resíduos Diurnos em Sonhos

Tese de Doutorado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade da Universidade Federal do Maranhão como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Engenharia de Eletricidade.

Trabalho aprovado, São Luís – MA, 08 de agosto de 2025:

---

**Prof. Dr. Allan Kardec Duailibe  
Barros Filho**  
Orientador - UFMA

---

**Prof. Dr. Sidarta Tollendal Gomes  
Ribeiro**  
Coorientador - UFRN

---

**Prof. Dr. Alex Oliveira Barradas Filho**  
Examinador Interno - UFMA

---

**Prof. Dr. André Borges Cavalcante**  
Examinador Interno - UFMA

---

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Eliza Maria da Costa Brito  
Lacerda**  
Examinadora Externa - UFOPA

*Dedico esta pesquisa a Deus,  
que sempre esteve ao meu lado.*

# Agradecimentos

Agradeço à minha família, em especial minha mãe Maria Vilamir e meu pai Gerson Pinheiro, que sempre apostaram em mim, fornecendo todo incentivo e suporte que precisei nesta caminhada, e com certeza sem eles não teria conseguido chegar até aqui.

À minha esposa Mariane Souza, que sempre compreensiva, esteve do meu lado, me dando apoio e incentivo, para que eu pudesse desenvolver com sucesso essa pesquisa.

Aos meus amigos orientadores, Prof. Allan Kardec e Prof. Sidarta Ribeiro, pela oportunidade de aceite na orientação, permitindo a minha participação nessa linha de pesquisa, desafiadora e estimulante. Muito obrigado pela parceria, paciência e incontáveis ensinamentos.

À professora Natália Mota, pesquisadora da UFRJ, que de maneira direta contribuiu para essa pesquisa, me convidando para compor sua equipe em um projeto de pesquisa bem maior que estamos desenvolvendo, do qual surgiu este trabalho. Muito obrigado pela confiança, pelas orientações, dicas, sugestões e toda atenção dedicada a esta pesquisa.

A todos os amigos do Laboratório de Processamento de Informações Biológicas, em especial André, Jonathan, Gomes, Marta, Gean, Luís, Davi, Priscilla, Caio e Daniel, pelo companheirismo, discussões e momentos divertidos no laboratório, tudo isso é fundamental para conseguirmos seguir com motivação.

A todos da coordenação da PPGEE – UFMA, pela atenção e respeito aos alunos.

A todos meu muito obrigado.

*“Não sabendo que era impossível, foi lá e fez.”*  
*(Jean Cocteau)*

# Resumo

A intrincada interação entre percepção visual e emoção determina como a experiência de vigília influencia a atividade mental durante o sono, por meio de um "resíduo diurno", ao mesmo tempo conspícuo, mas difícil de prever. Aqui, nos propusemos a mapear as fontes neurais associadas ao processamento visuoafetivo do "resíduo diurno", durante o sono hipnagógico, quando se transita de um estado de vigília tranquila com os olhos fechados para os estágios não REM 1 e 2 do sono. Para tanto, foram avaliados 28 participantes saudáveis em um protocolo combinado de cochilos com despertares em série, estimulação pré-sono com imagens visuais afetivas, medidas combinadas da similaridade semântica entre relatos de imagens visualizadas e imaginadas, classificações de afeto, estimativa de fontes de EEG de 64 canais e análise de conectividade funcional. No geral, a potência do EEG de baixa frequência foi associada a resíduos mais fracos, e a potência do EEG de alta frequência foi associada a resíduos mais fortes. As redes de fontes mais significativamente correlacionadas com resíduos imagéticos e afetivos foram marcadamente diferentes entre os estágios de vigília e sono, sobrepondo-se parcialmente à rede do modo padrão durante N1 em até 50% e 61%, respectivamente. Os resultados nos permitiram identificar correlatos neurais do processamento visuoafetivo dos resíduos do dia, mostrando que o processamento hipnagógico da experiência de vigília envolve interações bi-hemisféricas complexas, dinâmicas e sequenciais entre múltiplas estruturas corticais, subcorticais e cerebelares com funções visuais, límbicas, optocinéticas e cognitivas. Desta forma, este estudo contribui para preencher lacunas cruciais na literatura sobre os correlatos neurais da consciência, memória e emoção, apresentando novas evidências sobre os mecanismos cerebrais que sustentam a emergência de imagens mentais no limiar entre vigília e sono, com implicações para as neurociências cognitivas, a psicopatologia do sono e a compreensão da natureza fenomenológica dos estados mentais transitórios.

**Palavras-chave:** Sono. Resíduo diurno. Imagem. Afeto. EEG. Estimação de fontes.

# Abstract

The intricate interplay between visual perception and emotion determines how waking experience influences mental activity during sleep through a conspicuous but difficult-to-predict “day residue”. Here, we set out to map the neural sources associated with visuo-affective processing of the “day residue” during hypnagogic sleep, when one transitions from a state of quiet wakefulness with eyes closed to non-REM stages 1 and 2 sleep. To do so, we assessed 28 healthy participants in a combined protocol of napping with serial awakenings, pre-sleep stimulation with affective visual imagery, combined measures of semantic similarity between reports of viewed and imagined images, affect ratings, 64-channel EEG source estimation, and functional connectivity analysis. Overall, low-frequency EEG power was associated with weaker residues, and high-frequency EEG power was associated with stronger residues. The source networks most significantly correlated with imagery and affective residues were markedly different between wake-sleep states, partially overlapping with the default mode network during N1 by up to 50% and 61%, respectively. The results allowed us to identify neural correlates of visuo-affective processing of daytime residues, showing that hypnagogic processing of waking experience involves complex, dynamic, and sequential bihemispheric interactions between multiple cortical, subcortical, and cerebellar structures with visual, limbic, optokinetic, and cognitive functions. Thus, this study contributes to filling crucial gaps in the literature on the neural correlates of consciousness, memory, and emotion, presenting new evidence on the brain mechanisms that support the emergence of mental images at the threshold between wakefulness and sleep, with implications for cognitive neuroscience, sleep psychopathology, and understanding the phenomenological nature of transient mental states.

**Keywords:** Sleep. Day residue. Imagery. Affect. EEG. Source estimation.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Divisões do encéfalo . . . . .	21
Figura 2 – Vistas do atlas AALA3 . . . . .	22
Figura 3 – Distribuição dos sensores de EEG . . . . .	26
Figura 4 – Amostra de sinal de um canal de EEG . . . . .	27
Figura 5 – Segmentação de ressonância magnética pelo Freesurfer . . . . .	30
Figura 6 – Fluxo da estimativa de fontes . . . . .	32
Figura 7 – Fluxo simplificado entre a solução inversa e a solução direta . . . . .	33
Figura 8 – Design experimental. . . . .	41
Figura 9 – Ponderos fiduciais marcados no modelo ICBM152 . . . . .	46
Figura 10 – Modelo BEM reconstruído do modelo ICBM152 . . . . .	46
Figura 11 – <i>Sourcespace</i> com 16006 fontes . . . . .	47
Figura 12 – Sensores ajustados ao modelo BEM . . . . .	48
Figura 13 – Matriz de covariância de ruídos . . . . .	49
Figura 14 – Exemplo de fontes estimadas . . . . .	50
Figura 15 – Histogramas das variáveis RI e RA: . . . . .	51
Figura 16 – Mapa de características clusterizado . . . . .	54
Figura 17 – Clusters mapeados para as coordenadas do <i>sourcespace</i> . . . . .	55
Figura 18 – <i>Sourcespace</i> particionado em 160 regiões . . . . .	56
Figura 19 – Teste do operador inverso . . . . .	58
Figura 20 – Rede de regiões cerebrais com correlações significativas entre a potência da fonte de EEG e o resíduo imagético. . . . .	60
Figura 21 – Rede de regiões cerebrais com correlações significativas entre potência da fonte de EEG e resíduo afetivo. . . . .	62
Figura 22 – Teste de precisão do operador inverso para fontes profundas. . . . .	64

# Lista de abreviaturas e siglas

AALA3	<i>Automated Anatomical Labelling Atlas 3</i>
AC	<i>anterior Commissure Point</i>
BEM	<i>Boundary Element Method</i>
dEEG	Eletroencefalografia Digital
DSPM	<i>Dynamic Statistical Parametric Maps</i>
EEG	Eletroencefalografia
EOG	Eletro-oculograma
EMG	Eletromiograma
eLORETA	<i>Low-Resolution Electromagnetic Tomography Analysis Exact</i>
IH	<i>Interhemispheric Point</i>
IRM	Imagem de Ressonância Magnética
LORETA	<i>Low-Resolution Electromagnetic Tomography Analysis</i>
LPA	<i>Left Pre-auricular Point</i>
MAP	Probabilidade Máxima a Posteriori
MEG	Magnetencefalografia
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
NREM	<i>Non Rapid Eye Movement</i>
N1	<i>Non Rapid Eye Movement 1</i>
N2	<i>Non Rapid Eye Movement 2</i>
PC	<i>Posterior Commissure Point</i>
PDC	<i>Primary Density Current</i>
PSD	<i>Power Spectral Density</i>
RA	Resíduo Afetivo
RI	Resíduo de Imagem

REM	<i>Rapid Eye Movement</i>
RM	Ressonância Magnética
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
RPA	<i>Right Pre-auricular Point</i>
sLORETA	<i>Low-Resolution Electromagnetic Tomography Analysis Standardized</i>
SBL	<i>Sparse Bayesian Learning</i>
SWS	<i>Slow Wave Sleep</i>
TPS	<i>Thin-Plate Splines</i>
V	Volts
WK	<i>Waking</i>

# Sumário

1	INTRODUÇÃO . . . . .	14
1.1	Trabalhos Correlatos . . . . .	16
1.1.1	Pesquisas com Neuroimagem Funcional e a DMN em Sonhos e Devaneios	16
1.1.2	Mapeamento com EEG e Técnicas de Estimacão de Fontes . . . . .	17
1.1.3	Processamento de Memórias Afetivas e Imagéticas Durante o Sono . . .	17
1.1.4	O Papel do Incio do Sono (N1) no Resíduo Diurno Visuo-Afetivo . . .	18
1.2	Motivao e Justificativa . . . . .	18
1.3	Objetivos . . . . .	20
1.3.1	Objetivo Geral . . . . .	20
1.3.2	Objetivos Específicos . . . . .	20
2	FUNDAMENTAO TEÓRICA . . . . .	21
2.1	Divisões Estruturais do Encéfalo . . . . .	21
2.2	Técnica de Eletroencefalografia e as Características do Seu Sinal . . . .	23
2.2.1	Histórico do EEG . . . . .	23
2.2.2	Eletrodos e Aquisio do Sinal de EEG . . . . .	25
2.2.3	Características do Sinal de EEG . . . . .	27
2.3	Ressonância Magnética na Reconstruo de Modelos Anatômicos da Cabeça . . . . .	28
2.3.1	Histórico da Ressonância Magnética . . . . .	28
2.3.2	Detalhes Técnicos da Ressonância Magnética . . . . .	29
2.3.3	Reconstruo de Modelos Anatômicos . . . . .	29
2.4	Estimativa de Fontes de EEG . . . . .	31
2.5	Sono, Sonhos e Consolidao de Memórias . . . . .	35
2.5.1	Fisiologia do Sono e dos Sonhos . . . . .	35
2.5.2	Consolidao de Memórias Durante o Sono . . . . .	37
3	MATERIAIS E MÉTODOS . . . . .	39
3.1	Fase 1: Coleta de Dados . . . . .	39
3.1.1	Etapas Preliminares . . . . .	39
3.1.2	Preparao para Coleta . . . . .	40
3.1.3	Design Experimental . . . . .	41
3.1.4	Consolidao da Base de Dados . . . . .	42
3.2	Fase 2: Mensurao do Resíduo de Imagem e do Resíduo Afetivo . . . .	43
3.3	Fase 3: Estimativa de Fontes do EEG . . . . .	44
3.4	Fase 4: Análise Estatística . . . . .	50

3.4.1	Cálculo de Potência dos Sinais Estimados . . . . .	50
3.4.2	Correlação . . . . .	51
3.4.3	Clusterização com K-means . . . . .	52
3.4.4	Causalidade de Granger . . . . .	56
3.4.5	Teste de Precisão do Operador Inverso para Fontes Profundas . . . . .	57
4	RESULTADOS . . . . .	59
5	DISCUSSÕES . . . . .	65
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS . . . . .	68
6.1	Próximos Passos . . . . .	69
6.2	Publicações . . . . .	69
	REFERÊNCIAS . . . . .	70
	APÊNDICES . . . . .	79

# 1 Introdução

O uso de despertares sequenciais para investigar o conteúdo dos sonhos mostrou que a grande maioria dos relatos de sonhos está relacionada a eventos da vida desperta (VALLAT et al., 2017). A incorporação de conteúdo desses eventos em sonhos durante o sono de movimentos oculares rápidos (REM) atinge seu pico duas vezes após um evento de interesse. O primeiro pico, conhecido como resíduo do dia, ocorre dentro de uma a duas noites após o evento (FREUD, 1996; NIELSEN et al., 2004; WAMSLEY et al., 2010; WAMSLEY et al., 2010; BLAGROVE et al., 2011b; RIJN et al., 2015; RIJN et al., 2018; WAMSLEY; STICKGOLD, 2019; MOTA et al., 2022). O segundo pico, conhecido como efeito de atraso do sonho, ocorre de cinco a sete noites após o mesmo evento (NIELSEN; POWELL, 1989; BLAGROVE et al., 2011a; NIELSEN et al., 2004; BLAGROVE et al., 2011b). Enquanto o resíduo do dia reflete a reverberação de memórias recentes (MOTA et al., 2022), o efeito de atraso do sonho parece corresponder à consolidação da memória de longo prazo (RIJN et al., 2015).

Cerca de 40% dos sonhos estão relacionados a eventos do dia imediatamente anterior ao sonho, ou seja, correspondem a um resíduo do dia (VALLAT et al., 2017). O resíduo do dia é mais prevalente durante os estágios N1 e REM, ocorrendo em cerca de 50% dos sonhos obtidos após despertares desses estágios (PICARD-DELAND; NIELSEN, 2022). Como o estágio offline mais precoce, o início do sono é cada vez mais reconhecido (LACAUX et al., 2024; LACAUX et al., 2021) como importante para os processos de aprendizagem e memória.

Ambos o sono (MARTINEZ et al., 2023; CUNNINGHAM et al., 2014; HELM et al., 2011) e o sonho (VALLAT et al., 2017; MOTA et al., 2022; MALINOWSKI et al., 2019) são conhecidos por regular a valência afetiva associada a experiências passadas da vigília. Enquanto eventos de vida incorporados tendem a ser emocionais e considerados importantes pelos sonhadores, sonhos relacionados à vigília são frequentemente emocionalmente menos intensos do que o evento original da vigília ao qual estão associados (VALLAT et al., 2017; MOTA et al., 2022).

Sonhar durante o sono REM envolve a rede de modo padrão (DMN) (EICHENLAUB et al., 2014; WU et al., 2012; KOIKE et al., 2011), que inclui o córtex pré-frontal medial, córtex cingulado posterior, hipocampo, precuneus, lobo parietal inferior e lobo temporal, entre outras regiões (RAICHLE et al., 2001). O sonho durante o sono REM tem sido proposto como uma forma aprimorada de devaneio, compartilhando mecanismos associativos semelhantes e redes neurais subjacentes, particularmente a DMN (FOX et al., 2013).

Uma investigação das correlações eletroencefalográficas (EEG) dos sonhos através das fases do sono encontrou que a imaginação onírica estava associada a uma atividade de

baixa frequência (1–4 Hz) reduzida e atividade de alta frequência (20–50 Hz) aumentada nas regiões corticais posteriores (SICLARI et al., 2017). Enquanto os sonhos durante o sono REM tendem a ser vívidos e intensos, imagens visuais também podem ocorrer durante os estágios não REM (SICLARI et al., 2017), em associação com ondas lentas esparsas, pequenas e pouco profundas, particularmente nas regiões centrais e posteriores do cérebro (SICLARI et al., 2018).

Embora muito tenha sido aprendido sobre imagens durante o sono consolidado, muito pouco se sabe sobre o resíduo diurno hipnagógico e a interação entre imagens visuais e afeto no início do sono. Utilizando um protocolo de despertares em série durante breves episódios de cochilo, com pares combinados de estímulos visuais afetivos e respectivas imagens offline, foi demonstrado por (MOTA et al., 2022) que os aspectos imagéticos e afetivos do resíduo diurno são processados diferencialmente durante os estágios não-REM N1 e N2, de modo que o resíduo imagético tende a persistir enquanto o resíduo emocional desaparece no início do sono. Como essa persistência imagética foi inversamente correlacionada com a potência do EEG na faixa de frequência teta (4,5 - 6,5 Hz), foi formulada a hipótese de que a reverberação visual de experiências recentes de vigília, ao adormecer, ocorre contra um fluxo de memórias geradas espontaneamente, em associação com oscilações teta geradas em circuitos temporais relacionados à memória que envolvem o hipocampo (MOTA et al., 2022).

Neste estudo, a proposta é mapear as fontes neurais envolvidas no processamento do resíduo diurno visuo-afetivo e a sua conectividade funcional, aplicando técnicas de estimação de fontes e análise de causalidade no mesmo conjunto de dados adotado por (MOTA et al., 2022). Desta forma, espera-se elucidar as regiões cerebrais envolvidas no processamento visuo-afetivo no início do sono, mapear a sobreposição das regiões identificadas com a DMN (RAICHLE et al., 2001) e testar a previsão de que o resíduo imagético é inversamente correlacionado com a atividade teta no hipocampo (MOTA et al., 2022).

## 1.1 Trabalhos Correlatos

O presente capítulo apresenta uma revisão crítica dos principais estudos que fundamentam e contextualizam a proposta de mapeamento das fontes neurais associadas ao processamento visuo-afetivo do resíduo diurno no início do sono. A revisão está organizada em três frentes principais: (1) pesquisas com neuroimagem funcional e o papel da rede de modo padrão (DMN) em sonhos e devaneios; (2) estudos com EEG e técnicas de estimação de fontes voltadas à análise do conteúdo imagético e afetivo dos sonhos; e (3) investigações sobre o papel das oscilações neurais, em especial a atividade teta, na incorporação de memórias recentes durante o sono.

### 1.1.1 Pesquisas com Neuroimagem Funcional e a DMN em Sonhos e Devaneios

(FOX et al., 2013), por meio de uma meta-análise de dados de tomografia por emissão de pósitrons (PET) e ressonância magnética funcional (fMRI), identificaram que o devaneio e o sonho durante o sono REM compartilham elementos subjetivos e padrões de ativação cerebral comuns, com ênfase na rede de modo padrão (DMN), composta por regiões como o córtex pré-frontal medial, o córtex cingulado posterior, o hipocampo e o lobo temporal medial.

Já em (HONG; FALLON; FRISTON, 2021), foi utilizada ressonância magnética funcional em 24 sessões com 11 participantes saudáveis e cronometragem dos movimentos oculares rápidos (REMs) via gravação de vídeo dos movimentos oculares. Os autores mostraram que os movimentos oculares rápidos durante o sono estão associados à desativação da Rede de Modo Padrão e à ativação de áreas cerebrais visuais, sugerindo que os REMs refletem a simulação e o escaneamento de mundos virtuais em sonhos, por meio de integração multissensorial. Além disso, sugeriram que a atenuação da atividade hipocampal durante os REMs pode explicar o esquecimento onírico.

Em (VALLAT et al., 2022) a fMRI foi utilizada para analisar a relação entre a frequência de recordação de sonhos, a criatividade e a conectividade da Rede de Modo Padrão, revelando que indivíduos que recordam sonhos com alta frequência demonstraram maior conectividade funcional dentro da DMN e pontuaram mais alto em medidas de geração de ideias criativas em comparação com aqueles que raramente recordam. Este achado principal apoia a visão emergente de que sonhar e o devaneio são parte da mesma família de processos mentais espontâneos, subjacentes à DMN.

No geral, esses achados reforçam a hipótese de que os sonhos são uma forma intensificada de devaneio, implicando uma continuidade funcional entre a atividade cognitiva em vigília e o processamento mental durante o sono REM. No entanto, essas técnicas apresentam baixa resolução temporal, limitando sua aplicabilidade na investigação da

rápida dinâmica de transição entre estágios do sono e na diferenciação entre conteúdos imagéticos e afetivos.

### 1.1.2 Mapeamento com EEG e Técnicas de Estimação de Fontes

Como alternativa às limitações temporais da neuroimagem baseada em fluxo sanguíneo, a eletroencefalografia (EEG) tem sido amplamente utilizada devido à sua alta resolução temporal e ao caráter não invasivo. Em associação com técnicas de estimação de fontes, o EEG permite inferir a localização de atividades neurais em regiões corticais e, com certas limitações, em estruturas subcorticais.

No estudo de (REINVANG et al., 1998), a técnica Brain Electrical Source Analysis (BESA) foi aplicada para localizar fontes relacionadas à memória visual de curto prazo, identificando envolvimento do lobo parietal na recuperação de informações perceptuais e das regiões temporais na codificação de estímulos visuais. Esse tipo de abordagem foi posteriormente expandido por (SICLARI et al., 2017), que aplicaram EEG de alta densidade em um protocolo de múltiplos despertares e observaram que uma redução na atividade de baixa frequência (1–4 Hz) e um aumento em frequências mais altas (20–50 Hz) na região cortical posterior estavam associados à presença de relatos oníricos. Essa região foi apelidada de “zona quente” dos sonhos.

Entretanto, os autores restringiram suas análises às regiões corticais superficiais, o que limita a detecção de atividades geradas em estruturas profundas como o hipocampo, o que representa uma lacuna importante em estudos que buscam compreender a base funcional da consolidação da memória emocional e da formação de imagens mentais durante o sono.

### 1.1.3 Processamento de Memórias Afetivas e Imagéticas Durante o Sono

(EICHENLAUB et al., 2018), em um protocolo que combinou múltiplos despertares e EEG, investigaram a atividade teta frontal durante o sono REM e sua associação com a incorporação de memórias recentes nos sonhos. Os autores encontraram correlação positiva entre o número de referências a experiências recentes da vigília e a potência teta frontal. Além disso, destacaram que experiências emocionalmente intensas foram mais frequentemente incorporadas aos sonhos, sugerindo uma priorização afetiva no processo de reativação mnêmica. Contudo, a análise permaneceu limitada à topografia do escalpo, sem identificação precisa das fontes neurais envolvidas.

Estudos que aplicam técnicas como Representational Similarity Analysis (RSA) e reativação direcionada da memória (TMR) também indicam que a consolidação de memórias específicas durante o sono envolve padrões temporais detectáveis no EEG. (LIU et al., 2023), por exemplo, demonstraram que memórias visuais específicas podem ser

decodificadas a partir do EEG durante o sono de ondas lentas, do inglês *Slow Wave Sleep (SWS)*, fortalecendo a hipótese de reativação item-específica. Embora robustos, esses estudos ainda não exploram detalhadamente as interações entre conteúdo imagético e conteúdo afetivo, tampouco examinam esse processamento durante os estágios mais iniciais do sono.

#### 1.1.4 O Papel do Início do Sono (N1) no Resíduo Diurno Visuo-Afetivo

O estágio N1, caracterizado por uma transição gradual entre a vigília e o sono, tem ganhado atenção recente como um momento crítico para o processamento inicial de memórias visuais e afetivas. Em (MOTA et al., 2022) foi demonstrado, por meio de um protocolo de múltiplos despertares, que a persistência de imagens visuais de eventos recentes é mais frequente durante o N1 do que em outros estágios, enquanto os aspectos afetivos associados a essas memórias tendem a desaparecer precocemente. Além disso, os autores encontraram uma correlação negativa entre a potência do EEG na faixa teta (4,5–6,5 Hz) e a persistência imagética, levantando a hipótese de que oscilações teta geradas em circuitos hipocampais poderiam mediar a supressão afetiva durante o adormecer.

Apesar da relevância desses achados, a identificação das fontes neurais responsáveis por essa dinâmica ainda é incipiente. A ausência de mapeamento funcional detalhado da conectividade entre estruturas profundas, como o hipocampo e o córtex pré-frontal medial, limita a compreensão dos mecanismos subjacentes à dissociação entre afeto e imagem no início do sono.

## 1.2 Motivação e Justificativa

Os sonhos constituem uma rica via de acesso ao estudo da memória, da emoção e da consciência. Em particular, o chamado resíduo diurno, ou a incorporação de elementos recentes da vigília nos sonhos, representa uma janela privilegiada para a compreensão de como o cérebro reprocessa e reconfigura experiências afetivas e imagéticas durante os estágios iniciais do sono. Estudos prévios apontam que esse resíduo é especialmente prevalente nos estágios N1 e REM, e que sua natureza visual tende a persistir, enquanto o conteúdo emocional se atenua rapidamente ao adormecer (MOTA et al., 2022).

Embora diversos estudos tenham avançado na identificação das regiões cerebrais envolvidas em sonhos e memórias visuais, ainda são escassas as investigações que abordam diretamente o início do sono como um momento crítico para o processamento visuo-afetivo. Além disso, grande parte das abordagens anteriores está limitada a regiões corticais superficiais ou apresenta resolução temporal e espacial insuficientes para mapear com precisão a dinâmica funcional entre estruturas profundas, como o hipocampo, e redes amplas como a DMN (RAICHLE et al., 2001).

A presente pesquisa propõe aplicar técnicas avançadas de estimação de fontes neurais e análise de causalidade funcional sobre dados de EEG obtidos em um protocolo de múltiplos despertares (MOTA et al., 2022), para investigar como imagens visuais e afetos recentes da vigília são processados no início do sono. Pretende-se, com isso, mapear as regiões cerebrais envolvidas, verificar sua sobreposição com a rede de modo padrão (DMN) e testar a hipótese de correlação inversa entre o resíduo imagético e a atividade teta no hipocampo.

Ao preencher uma lacuna crítica entre a literatura sobre sonhos, memória e emoção, e ao utilizar metodologias de análise ainda subexploradas nesse contexto, este estudo tem potencial para oferecer contribuições significativas à neurociência do sono, ampliando a compreensão dos mecanismos neurais que sustentam a integração entre percepção visual, afetividade e memória nos estados mentais iniciais do adormecer.

## 1.3 Objetivos

### 1.3.1 Objetivo Geral

- Mapear as fontes neurais associadas ao processamento visuoafetivo do resíduo diurno durante o sono hipnagógico.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

- Selecionar gravações de EEG, que estejam relacionadas ao resíduo do dia, à partir da comparação entre os relatos em áudio de estímulos visuais diurnos e de episódios de sonhos subsequentes;
- Desenvolver modelos anatômicos capazes de representar os sujeitos, à partir da reconstrução tridimensional de imagens de ressonância magnética, possibilitando a estimativa de fontes de seus sinais de EEG;
- Adotar uma tomografia eletromagnética de resolução temporal similar à resolução de sinais de EEG, capaz de exibir a atividade elétrica das fontes a partir de sinais de EEG;
- Analisar estatisticamente a atividade neural, identificando as fontes associadas ao processamento visuoafetivo, à partir dos rankings do resíduo diurno.

## 2 Fundamentação Teórica

### 2.1 Divisões Estruturais do Encéfalo

O sistema nervoso humano é dividido em duas partes principais, o sistema nervoso periférico e o sistema nervoso central. Este último, é considerado a parte central do sistema nervoso, sendo constituído por estruturas neurais situadas dentro do crânio e dentro da coluna vertebral. A sua porção situada dentro do crânio é chamada de encéfalo e contém três partes principais, o cérebro, cerebelo e tronco cerebral, conforme podemos visualizar na figura 1.

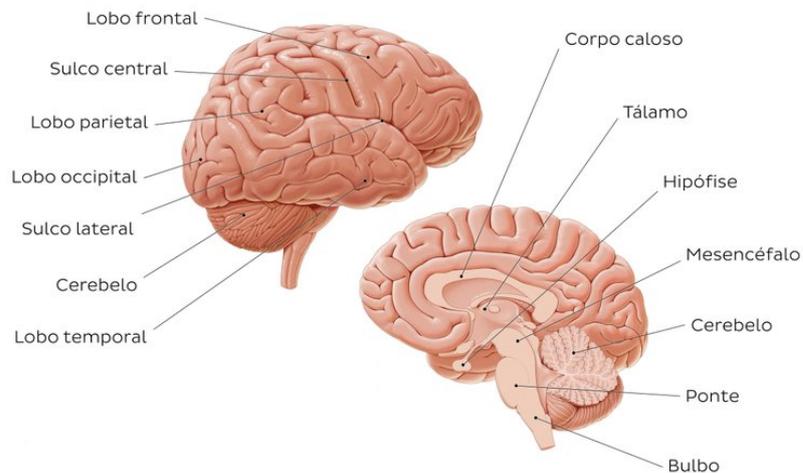


Figura 1 – **Divisões do encéfalo.** Na figura superior esquerda, temos a vista lateral do hemisfério direito, exibindo o cerebelo e os lobos, frontal, parietal, occipital e temporal, divididos pelos sulcos central e lateral. Já na figura inferior à direita, temos o corte central, exibindo a parte interna do mesmo hemisfério, bem como, o corpo caloso, tálamo, hipófise, mesencéfalo, ponte e bulbo. Adaptada de (KENHUB, 2021)

O cérebro é a maior parte do encéfalo, centro de controle do sistema nervoso, ele é formado por uma rede com bilhões de células nervosas (AZEVEDO et al., 2009), interligadas de forma altamente organizada. Ele é responsável por funções corporais superiores, como visão, audição, cognição, emoções, aprendizagem e controle fino do movimento. O cérebro possui uma fenda central que o divide em dois hemisférios (esquerdo e direito). Na parte superior de cada um destes dois hemisférios, há um camada espessa de matéria cinzenta chamada córtex. Ele pode ser dividido em quatro sub regiões, delimitadas por espaçamentos chamados de sulcos:

- lobo frontal, responsável pelo processamento de funções emocionais, elaboração de pensamentos e planejamento, entre outras;

- lobo parietal, responsável pelas sensações de dor, tato, temperatura, paladar e pela capacidade lógica matemática, entre outras;
- lobo occipital, relacionado ao processamento das informações recebidas dos sensores ópticos, entre outros;
- lobo temporal, relacionado ao processamento de memórias e sentido auditivo, entre outros.

Abaixo do cérebro temos as porções do encéfalo que constituem o cerebelo, região que regula funções motoras como equilíbrio, coordenação e fala, e o tronco cerebral, que conecta o cérebro com a medula espinal, controlando as funções corporais mais básicas, como respiração e frequência cardíaca (KENHUB, 2021).

Em estudos específicos de mapeamento das funções cerebrais, torna-se necessária uma divisão ainda mais detalhada das regiões do encéfalo. Nesta perspectiva, existem trabalhos, no campo da neuroanatomia, dedicados a desenvolver modelos encefálicos, que dividem o cérebro, tronco cerebral e cerebelo, em suas variadas regiões. Estes modelos, são chamados atlas e geralmente são construídos à partir da segmentação de imagens de ressonância magnética. Um exemplo de atlas bem detalhado do encéfalo pode ser verificado no *Automated anatomical labelling atlas 3 (AALA3)* desenvolvido por (ROLLS et al., 2020b), como uma adição de novas regiões às suas versões predecessoras (TZOURIO-MAZOYER et al., 2002; ROLLS; JOLIOT; TZOURIO-MAZOYER, 2015). O atlas AALA3 apresenta um total de 170 regiões rotuladas, que incluem tanto estruturas na superfície do córtex, como subestruturas no interior do volume cerebral, conforme exemplo na fig. 2, onde cada região está sinalizada em uma cor diferente.

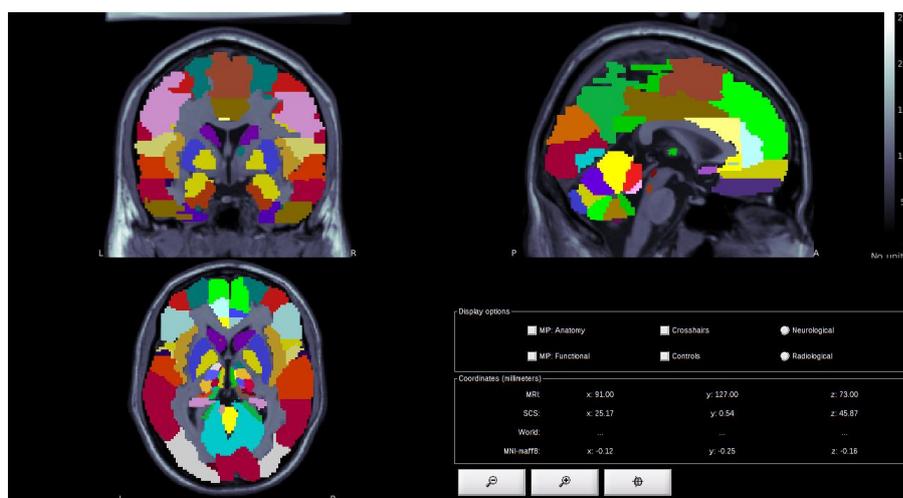


Figura 2 – **Vistas do atlas AALA3.** Vistas coronal, sagital e axial, tradicionalmente utilizadas em análises de exames de ressonância, diferenciando as regiões anatômicas, através de uma variação de cores. Gerada pelo autor

O atlas AALA3 foi desenvolvido particionando uma ressonância magnética de alta resolução, desenvolvida à partir da média de ressonâncias magnéticas de um jovem cujo cérebro foi escaneado 27 vezes, por (COLLINS et al., 1998). Apesar de ter sido desenvolvido recentemente, o atlas AALA3 já tem aplicações em diversos estudos como em (LU et al., 2020; DU et al., 2020; ROLLS et al., 2020a), mostrando que os atlas cerebrais, com divisões mais detalhadas do encéfalo, são ferramentas bastante demandadas em diversos campos da neurociência.

## 2.2 Técnica de Eletroencefalografia e as Características do Seu Sinal

A comunicação entre as células do cérebro, chamada de sinapse, ocorre através de impulsos elétricos (SUBHA et al., 2010), oriundos da troca de substâncias eletroquímicas entre as terminações das células. Uma das técnicas utilizadas para detectar a atividade elétrica pós-sináptica de um conjunto de células do córtex cerebral é o eletroencefalograma (EEG), que fornece medidas de potenciais elétricos, obtidas à partir de eletrodos posicionados no escalpo.

O EEG é usado clinicamente para diagnosticar anomalias neuronais, tais como, epilepsia, infecções, lesão cortical e tumores cerebrais, bem como, para estudar distúrbios do sono ou psiquiátricos. Recentemente, ele vem sendo aplicado em estudos de controle de próteses robóticas e outras aplicações no ramo da automação e bioengenharia. O EEG é bastante utilizado também em pesquisas científicas que visam compreender os processos cognitivos. Desta forma, o eletroencefalograma se apresenta como uma das ferramentas, de aquisição de informações neurais, mais utilizadas na grande área da neurociência, demonstrando ter um amplo espectro de aplicações.

Nas próximas sessões, veremos mais detalhes sobre o eletroencefalograma, analisando sua origem, a forma de aquisição do sinal, as características morfológicas do mesmo e sua utilização sob a perspectiva da análise de suas fontes geradoras.

### 2.2.1 Histórico do EEG

Os primeiros passos na eletroencefalografia foram dados em 1848, quando o fisiologista alemão Du Bois-Reymond (BOIS-REYMOND, 1848) indicou que uma corrente elétrica é criada, quando o sistema nervoso recebe estímulos. Em 1870, Eduard Hitzig e Gustav Fritsch (FRITSCH, 1870), incitaram convulsões em animais, à partir da estimulação do córtex cerebral dos mesmos. Mais tarde, Hughlings Jackson (JACKSON, 1970) verificou a relação entre crises epiléticas e o envio de sinais incorretos pelo cérebro.

Em 1875, Richard Caton reuniu evidências de atividade elétrica no cérebro de

coelhos e macacos. Ele colocou eletrodos diretamente nos cérebros dos animais e relacionou as flutuações de voltagens à atividade física e mental. Por volta de 1880, Adolph Beck, na Áustria, descobriu que a luminosidade afeta o córtex cerebral, demonstrando flutuações de voltagem no córtex visual dos cachorros, quando estes sofriam foto estimulação (COENEN; FINE; ZAYACHKIVSKA, 2014). Nos anos seguintes, outros pesquisadores, investigaram a estimulação do sistema nervoso em várias partes do corpo, verificando que as mesmas produziam mudanças de voltagem em diferentes áreas do cérebro.

Em 1929, Hans Berger (BERGER, 1929), concluiu que os sinais elétricos, que anteriormente foram demonstrados em animais, também existiam nos seres humanos. Ele indicou ainda, a possibilidade de representá-los à partir de gráficos desenhados em tiras de papel, dando início à eletroencefalografia. Inclusive, utilizando a palavra Eletroencefalografia, pela primeira vez. Ele utilizou dois eletrodos, um na nuca e outro na testa, para realizar o primeiro eletroencefalograma em humanos. E em 1934, ele publicou a existência das ondas Alfa (ondas com frequência entre 8 e 13 Hz que aparecem quando o cérebro está relaxado) e encontrou algumas alterações no sinal de saída em relação ao padrão encontrado, associando-as a patologias neurológicas (BERGER, 1934).

Em 1946, Baldock e Walter, descreveram um analisador de frequência que submeteu o EEG à filtragem eletrônica (WENNBERG; ZETTERBERG, 1971), uma das primeiras formas de processamento das ondas do exame. Eles utilizaram filtros passa-baixas em cascata, para dividir o sinal em diversas faixas de frequência. Assim, eles atenuaram sinais indesejados e verificaram faixas de frequência relevantes dos sinais.

Com o avanço no desenvolvimento de microcomputadores, tornou-se possível o registro do sinal de EEG em sistemas digitais, dando origem ao eletroencefalograma digital (dEEG). Desta forma os dados passaram a ser armazenados de forma digital, permitindo a sua exibição em monitores de vídeo e facilitando a filtragem dos mesmos. Ele permitiu a variação em sua sensibilidade e alteração dos filtros de sinais, para avaliação do sinal sob diferentes perspectivas, facilitando o estudo e diagnósticos de várias anomalias.

Com o armazenamento digital dos dados de eletroencefalografia, tornou-se possível a avaliação dos mesmos de forma quantitativa, registrando um novo marco na eletroencefalografia, sendo tratado como eletroencefalograma quantitativo. Com o EEG quantitativo tornou-se possível fazer modelagens matemáticas do sinal do EEG, com objetivo de evidenciar suas características de modo mais claro do que na análise temporal do EEG. Atualmente, a análise quantitativa do EEG é utilizada em inúmeros estudos relacionados à patologias neuronais (YADOLLAHPOUR; MIRZAIYAN; RASHIDI, 2017; ABDULHAY et al., 2018; SCHIRRMEISTER et al., 2017; SIMPRAGA et al., 2017; OH et al., 2018; BOASHASH; OUELHA, 2016), oferecendo propostas para facilitar seu diagnóstico e auxiliando o trabalho dos especialistas.

## 2.2.2 Eletrodos e Aquisição do Sinal de EEG

A eletroencefalografia é utilizada mundialmente para registrar a atividade cerebral. Esse registro pode ser realizado por eletrodos, discos metálicos ligados ao eletroencefalógrafo por meio de fios condutores, colocados no couro cabeludo. A utilização de pequenos eletrodos não-invasivos, para registrar a atividade neurofisiológica, permite aplicar o método no monitoramento de atividades rotineiras, ou que exigem atividade cerebral espontânea, onde é necessário algum movimento ou interação, o que não poderia ser realizado dentro da máquina de ressonância ou tomografia (GMBH, 2021).

Os eletrodos podem ser do tipo passivo, ativo ou seco. Na aquisição do EEG com eletrodos passivos, o tempo de preparação é um processo trabalhoso que começa com a identificação dos locais para a montagem elétrica. Então, para diminuir a impedância da pele para valores aceitáveis, abaixo de  $20\text{ K}\Omega$ , esses locais são esfregados com uma pasta abrasiva que remove parte da pele externa, também chamada de estrato córneo. Em seguida, os eletrodos são impregnados com um gel de eletrólito que facilita a transdução das correntes iônicas, que se movem livremente através dos tecidos do cérebro e do líquido cefalorraquidiano, em correntes elétricas (LOPEZ-GORDO; SANCHEZ-MORILLO; VALLE, 2014), e assim, são fixados ao escalpo do paciente.

Na aquisição do EEG com eletrodos ativos, os mesmos são integrados com micro-circuitos que promovem um casamento de impedâncias entre o escalpo e o eletrodo, esses microcircuitos são alimentados por uma fonte energia externa. Essa abordagem gera uma melhor relação sinal-ruído do que os eletrodos convencionais.

A aquisição do EEG com eletrodos secos, é uma alternativa à aquisição com eletrodos tradicionais, pois podem ser aplicados sem qualquer preparação de pele ou aplicação de gel. Ela gera uma relação sinal-ruído inferior a adquirida com eletrodos passivos, mas permite a configuração rápida de todos os sensores (FONSECA et al., 2006).

Para realização dos exames, são adotados conjuntos de posições específicas para os eletrodos. O sistema de posições mais utilizado é o sistema internacional 10-20 (JASPER, 1958), que divide as posições do crânio em proporções de 10% ou 20% do comprimento das distâncias entre os pontos fiduciais de referência, násio e ínton no plano medial e os pontos pré-auriculares no plano perpendicular ao crânio.

No sistema 10-20, os eletrodos são identificados a partir da combinação entre uma letra e um número. A letra corresponde à área cortical em que o eletrodo está posicionado, conforme indicação abaixo:

- Fp = frontal polar;
- F = frontal;
- T = temporal;

- C = central;
- P = parietal;
- O = occipital;
- Pg = Nasofarigeal;
- A = auricular.

E o número corresponde ao eletrodo dentro do sistema, onde os números pares indicam o hemisfério direito e os ímpares o hemisfério esquerdo. Além disso, os pontos localizados sobre a linha média recebem a letra “z” como índice, conforme a Figura 3.

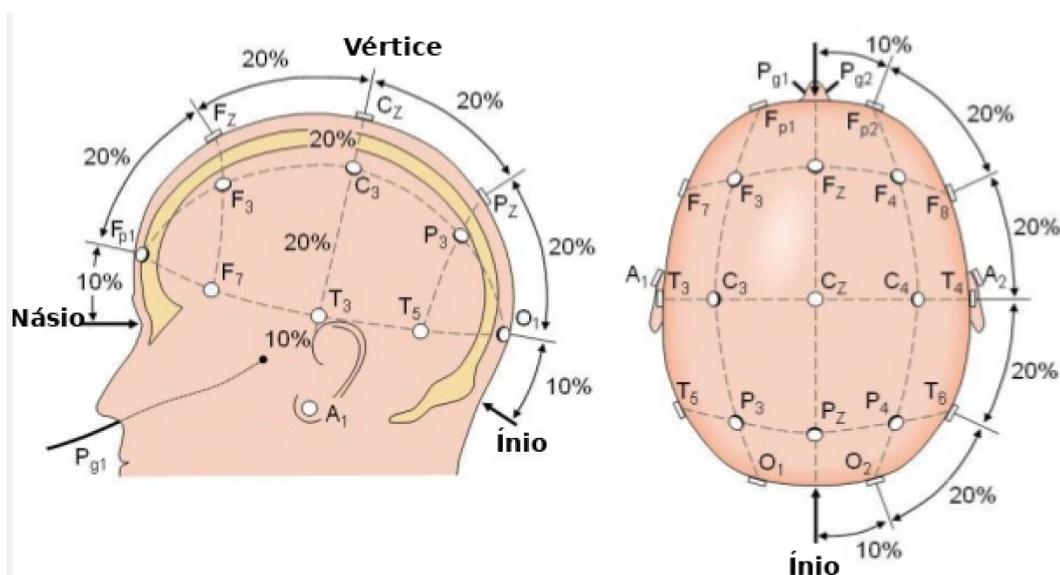


Figura 3 – Distribuição dos sensores de EEG, segundo o Sistema Internacional 10-20. Nele, os pontos de medição são marcados dividindo o crânio em proporções de 10% ou 20% do comprimento das distâncias entre os pontos de referência, nasion e inion no plano medial e os pontos pré-auriculares no plano perpendicular ao crânio. Adaptada de (DARONCH et al., 2016)

Como cada eletrodo captura uma flutuação elétrica, existe a necessidade de uma referência para que sejam dados valores de potenciais elétricos. Para isso, são assumidos sistemas de montagem, que podem ocorrer com a utilização de um eletrodo de referência comum, com a referência média ou com uma montagem bipolar. Conforme indicado por Chaves (CHAVES; FINKELSZTEJN; STEFANI, 2009), na montagem com eletrodo de referência, todos os eletrodos tem como referência, um mesmo eletrodo específico, geralmente o eletrodo Cz. Desta forma, os potenciais apresentados serão dados pela subtração entre o valor captado por cada eletrodo e o captado por Cz. Na referência média é realizada a média proveniente de todos os eletrodos usados, assim, a mesma é utilizada como referência para os sinais captados por cada um dos eletrodos. Já na montagem bipolar, os potenciais são dados pela subtração de um eletrodo pelo eletrodo vizinho.

### 2.2.3 Características do Sinal de EEG

Os sinais captados no exame de eletroencefalografia são flutuações rítmicas semelhantes a uma onda sinusoidal, caracterizadas por 2 parâmetros. O primeiro parâmetro é a frequência, número de flutuações num determinado intervalo de tempo, dada em ciclos por segundo, ou Hertz (Hz). E o segundo parâmetro é a amplitude, geralmente representada em micro volts ( $\mu\text{V}$ ).

O registro do EEG, medido a partir do couro cabeludo, normalmente tem uma flutuação em amplitude de aproximadamente 10 a 100  $\mu\text{V}$  e uma frequência no intervalo aproximado de 1 a 100 Hz [D. Puthankattil Subha et al., 2010].

Eles geralmente são classificados por subdivisões dessa faixa de frequência, formando bandas de interesse. É possível estudar a atividade neuronal e identificar patologias, com base no aumento ou diminuição da atividade em determinada banda. As bandas de frequência mais usadas em análise clínica são delta, teta, alfa, beta e gama, com seus limites apresentados abaixo:

- delta (0,5 a 4 Hz);
- teta (4,1 a 8,0 Hz);
- alfa (8,1 a 12,5 Hz);
- beta ( $>13$  Hz);
- gama ( $\geq 30$  Hz).

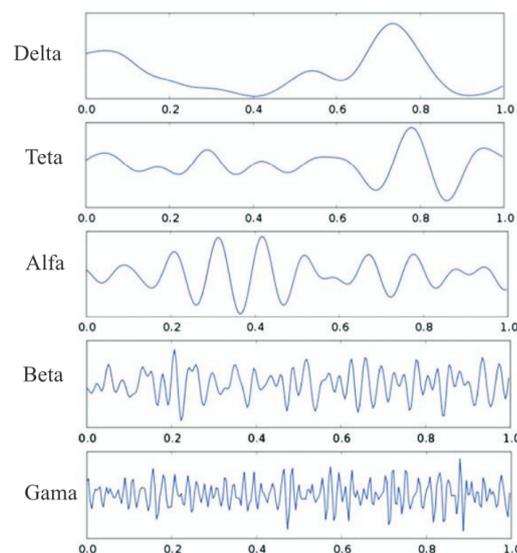


Figura 4 – **Amostra de sinal de um canal de EEG.** O sinal é exibido após sua filtragem nas bandas delta, theta, alfa, beta e gama. Adaptada de (SIULY; LI; ZHANG, 2016)

Na Figura 4, temos o exemplo gráfico da separação do sinal de um canal, nas bandas citadas, indicando diferentes ritmos do EEG.

Em cada uma das bandas de frequência é possível verificar um ritmo diferente da atividade elétrica neuronal. Sendo o ritmo delta, o mais lento e o ritmo gama, o mais rápido. Estes diferentes ritmos podem ser gerados ao mesmo tempo, por diferentes regiões neuronais, assim, é possível encontrar uma composição de todos eles, a qualquer instante, em qualquer ponto do couro cabeludo.

## 2.3 Ressonância Magnética na Reconstrução de Modelos Anatômicos da Cabeça

Ressonância magnética (RM), também conhecida como imagem por ressonância magnética (IRM), ou ainda por seu equivalente em inglês, *magnetic resonance image (MRI)*, é uma referência ao fenômeno de ressonância magnética nuclear (RMN) para átomos de hidrogênio (CARMO, 2014). Ela tem uma alta capacidade de diferenciar tecidos, motivo pelo qual, tem uma ampla gama de aplicações, podendo ser utilizada em todas as partes do corpo humano, permitindo a exploração de aspectos anatômicos e funcionais (MAZZOLA, 2009).

As *MRI's* são muito utilizadas em diagnósticos e tratamentos de patologias neuronais, pois proporcionam imagens bem detalhadas das estruturas cerebrais, sem a utilização de radiação ionizante, oferecendo uma alternativa mais segura aos tradicionais exames por raios X. Suas imagens são construídas baseadas na interação entre os campos magnéticos gerados pelo tomógrafo de RM e os spins nucleares presentes nos tecidos do corpo (PESSINI, 2016).

### 2.3.1 Histórico da Ressonância Magnética

Por volta de 1924, Wolfgang Pauli, demonstrou matematicamente que um elétron podia ser modelado por um vetor bidimensional (sistema em dois níveis), em seguida, criou uma teoria de momento angular para as partículas, que atuasse nesse sistema. Na década de 1920, Otto Stern e I.I. Rabi realizaram as primeiras medidas de ressonância de spin, mostrando que quando os feixes das partículas de Pauli, viajam no vácuo através de fortes campos magnéticos, eles absorvem a energia de radio frequência em uma faixa estreita de frequências (PEKAR, 2006).

Em 1946, tanto Felix Bloch, quanto Edward Mills Purcell, provaram que a ressonância de Pauli poderia ser detectada entre os spins nucleares em massa (PURCELL; TORREY; POUND, 1946; BLOCH, 1946). Por isso, ambos ganharam o Prêmio Nobel de Física em 1952 (BLOCH; PURCELL, 1952), pela descoberta do fenômeno da resso-

nância magnética nuclear (JUNIOR, 2008). Nos anos seguintes a RMN foi aplicada em células isoladas. E apenas no fim da década de 1960, começou a ser utilizada em animais intactos (PEKAR, 2006).

A formação de imagens por RMN só iniciou mais tarde, quando Paul Lauterbur (LAUTERBUR et al., 1973) usou gradientes de campo magnético estático para fazer com que a frequência de ressonância dos núcleos variasse linearmente com sua localização espacial, permitindo assim, a codificação do sinal em imagens.

Os primeiros aparelhos de *MRI* surgiram no início dos anos 80 e atualmente estão amplamente difundidos (JUNIOR, 2008). Sendo assim, amplamente utilizados em aplicações clínicas e científicas.

### 2.3.2 Detalhes Técnicos da Ressonância Magnética

Os escâneres de RM atuais, utilizam um forte campo magnético, entre 1 e 3 Teslas, ajustados para interagir com os prótons de hidrogênio do tecido humano. Desta forma, é disparado um pulso de radiofrequência e, em seguida, é coletada a radiofrequência modificada, à partir de uma bobina ou antena receptora (MAZZOLA, 2009), permitindo o posterior processamento e conversão em imagens.

Quando o corpo humano está sob condições normais, os momentos magnéticos de seus átomos não possuem uma orientação espacial definida, e assim, se distribuem de forma aleatória. Desta forma, o volume do tecido mantém uma magnetização resultante igual a zero. Porém, quando ele está sob a ação do forte campo magnético dos equipamentos de RMN, os prótons de hidrogênio irão se orientar de acordo com a direção do campo aplicado, como se fossem pequenas bússolas.

O hidrogênio foi selecionado para utilização na formação de IRM's, devido ser o átomo mais abundante no corpo humano, representando aproximadamente 10% da massa corporal, possuir o maior momento magnético entre os átomos que compõe o corpo humano e apresentar respostas eletromagnéticas bastante diferentes quando presentes em tecidos patológicos.

### 2.3.3 Reconstrução de Modelos Anatômicos

Existem diversas aplicações onde as imagens de ressonância magnética são utilizadas para reconstruir os modelos anatômicos (CLINE et al., 1987; TOURBIER et al., 2016; ZOLLEI et al., 2017; HUO et al., 2016), como o estudo de patologias, da estrutura e função cerebral ou a localização de fontes de EEG, formando um sistema de coordenadas que descrevem os diferentes tecidos humanos como objetos tridimensionais.

O processo de reconstrução dos modelos se inicia com a segmentação da imagem em seus diferentes tecidos, geralmente, substância branca, substância cinzenta e liquor.

Uma das ferramentas mais utilizadas na segmentação automática de estruturas corticais e subcorticais é o software FreeSurfer, descrito por Fischl (FISCHL, 2012). A figura 5 apresenta um exemplo da operação realizada, mostrando a linha de segmentação entre as três estruturas.

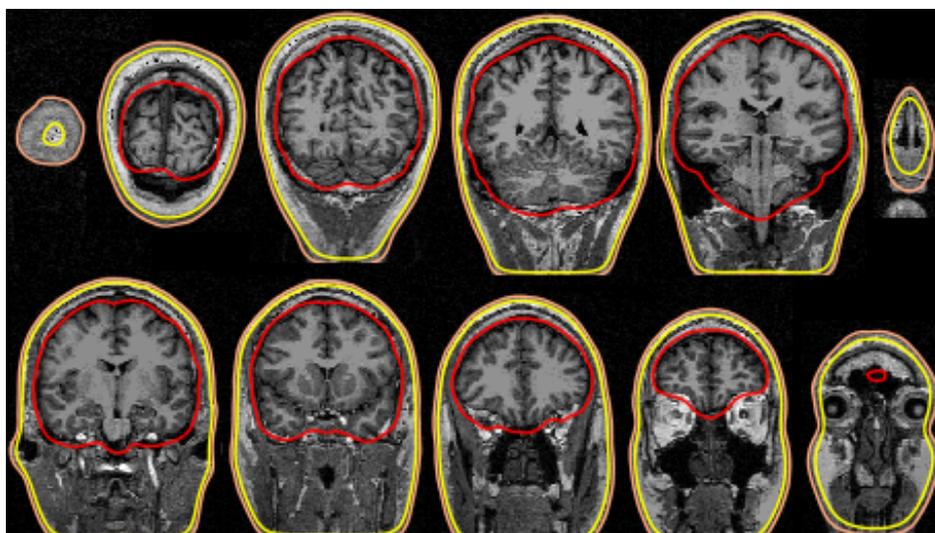


Figura 5 – **Exemplo de segmentação realizada pelo FreeSurfer em ressonância magnética.** Cada sub-imagem representa uma camada da ressonância magnética, onde as linhas amarelas, laranjas e vermelhas, mostram o resultado da técnica de segmentação delimitando os diferentes tecidos. Gerada pelo autor

Além da segmentação, o FreeSurfer oferece um conjunto de ferramentas que possibilitam realizar todas as demais etapas para reconstrução de modelos anatômicos realísticos, pelo método dos elementos de contorno, do inglês *Boundary Element Method (BEM)*, descrito por (BREBBIA; DOMINGUEZ, 1977). O FreeSurfer é operado à partir de linhas de comando, apresentando a possibilidade de, com um único comando, realizar todas as etapas de reconstrução de um modelo anatômico. Para isso, basta serem passados como parâmetros, a *MRI* a ser utilizada e a pasta de saída, para armazenamento de todas as estruturas geradas. E assim, são gerados todas as camadas do modelo anatômico do sujeito, com suas devidas coordenadas espaciais.

A melhor representação da anatomia de um sujeito é alcançada quando o modelo é reconstruído à partir da ressonância magnética do próprio sujeito (DARVAS et al., 2006). Porém, nos casos de ausência de ressonância magnética do próprio indivíduo a ser estudado, os modelos anatômicos realistas pode ser reconstruídos utilizando modelos alternativos. Para isso, geralmente são utilizados modelos padrões de *MRI*, que substituem o modelo de anatomia original do sujeito. Esses modelos padrões, são desenvolvidos à partir da média entre várias *MRI*'s, de um único indivíduo ou de vários indivíduos, criando uma "cabeça média padrão". Um exemplo de modelo padrão, é o modelo desenvolvido em (COLLINS et al., 1998) e utilizado para criação do atlas AALA3, citado na seção 2.1. deste mesmo capítulo.

Os modelos anatômicos padrões podem ser individualizados para o sujeito em estudo, tornando-se um modelo aproximado, através de mudanças de escala ou deformações não rígidas, encaixando-os de forma aproximada à anatomia original do sujeito. Para realizar a deformação não rígida nos modelos, pode ser utilizada a técnica de deformação por *Thin-Plate Splines (TPS)*, traduzida como Placa de Metal Fina, que minimiza a energia de flexão necessária para deformar um sistema de coordenadas do atlas em relação à imagem do objeto de referência, de modo a corresponder pontos homólogos nas duas imagens (DARVAS et al., 2006). No entanto, para aplicação da individualização dos modelos, é necessário a coleta das posições dos sensores, com uma caneta digitalizadora de posições, durante a coleta dos sinais EEG, o que nem sempre está disponível durante o exame de eletroencefalografia.

## 2.4 Estimativa de Fontes de EEG

Além da atividade cerebral apresentar variações em suas funções conforme as suas regiões espaciais, ela apresenta ainda uma grande variação de atividade, em uma perspectiva temporal. Dessa forma, análises estáticas ou de pouca resolução temporal do cérebro são insuficientes para verificação das funções de suas diferentes regiões. Assim, a utilização de métodos de estimativa de fontes de EEG, que apresentam resolução temporal na mesma taxa que os sinais de EEG de origem (PASCUAL-MARQUI, 1999), são de grande relevância para a verificação das funções das diferentes regiões do volume cerebral.

A localização de fontes do EEG, ou localização da densidade de corrente primária (*PDC*), pode ser realizada por soluções dipolares ou distribuídas. A localização por soluções dipolares é consistente quando a ativação ocorre de modo mais concentrado em poucas ou em uma única região, porém, perde a exatidão de estimativa à medida que a *PDC* está dispersa em mais regiões no espaço. Além disso, ela exige que seja proposto um número a priori dos dipolos na solução, o qual introduz um fator subjetivo importante para a solução inversa do EEG. Já os métodos baseados em fontes distribuídas, não requerem a especificação do número restrito de fontes, mas precisam assumir restritores espaciais que podem não ser fisiologicamente plausíveis e que são sensíveis a escolha do parâmetro de regularização (STURZBECHER, 2011).

Os métodos distribuídos, também assumem dipolos em cada uma das possíveis fontes candidatas de interesse. No entanto, diferente das soluções por métodos dipolares, estas fontes não tem uma limitação restrita de quantidade, podendo assim, serem assumidas milhares de fontes candidatas, dentro da grande malha chamada de espaço de fontes, do inglês *sourcespace*. Desta forma, se torna possível a resolução de sistemas lineares subdeterminados do tipo

$$J = T\Phi \tag{2.1}$$

onde,  $J$  corresponde à densidade de corrente no espaço de fontes,  $T$  é uma matriz que relaciona o *sourcespace* com os potenciais gerados e  $\Phi$  representa os potenciais no couro cabeludo (PASCUAL-MARQUI, 1999). Entre os principais métodos distribuídos, usados para resolver o problema inverso do EEG, temos, o método das estimativas bayesianas de probabilidade máxima a posteriori (MAP) (BAILLET; GARNERO, 1997), o método dos mapas paramétricos estatísticos dinâmicos (*dSPM*) (DALE et al., 2000), métodos da aprendizagem bayesiana esparsa (*SBL*) (ZHANG; RAO, 2011), a técnica da tomografia eletromagnética do cérebro de baixa resolução (*LORETA*) (PASCUAL-MARQUI, 1999) e suas versões sucessoras *Low-Resolution Electromagnetic Tomography Analysis Standardized* (*sLORETA*) (PASCUAL-MARQUI et al., 2002) e *Low-Resolution Electromagnetic Tomography Analysis Exact* (*eLORETA*) (PASCUAL-MARQUI, 2007).

A Figura 6 apresenta um fluxograma genérico, para o processo de estimativa de fontes, por soluções distribuídas. Nele podemos observar duas linhas principais a serem percorridas. Uma delas, representada em azul, apresenta informações do eletroencefalograma, passando por etapas de processamento do mesmo. Como durante as medições, as mesmas estão sujeitas a ruídos, a solução adequada para o problema de estimativa de fontes, requer a utilização de técnicas de regularização que permitam controlar o nível de ruído nas medidas (KIRSCH et al., 2011). Portanto, Na mesma linha, temos ainda, dados referentes a ruídos nos sensores, que permitirão aplicação de tais técnicas de regularização.

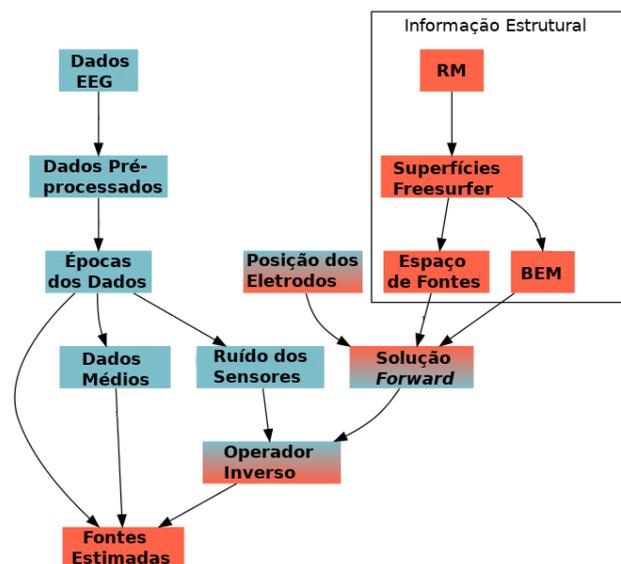


Figura 6 – Fluxo genérico da estimativa de fontes, por soluções dipolares. As informações em azul são informações funcionais, derivadas dos sinais de eletroencefalografia. Já as informações em laranja, são informações estruturais, referentes ao modelo de cabeça utilizado para representar a anatomia do sujeito. Adaptada de (GRAMFORT et al., 2014)

Independente do método usado para estimar as fontes do EEG, é necessária a adoção de modelos de fonte e de volume condutor no qual a corrente se propaga. Eles

irão fornecer informações sobre as propriedades de condutividade e localização espacial do conjunto de fontes, representadas em cor laranja no fluxograma da Figura 6. Além disso, existe uma informação intermediária, que diz respeito aos dados de posições sobre o couro cabeludo, onde foram posicionados os sensores EEG. Estas informações costumam ser fornecidas pela digitalização da posição de cada um dos sensores, utilizando uma caneta de posicionamento 3D durante a coleta do EEG. Assim, com base nas informações estruturais e posições dos eletrodos, é possível resolver uma etapa inicial da solução inversa, chamada de Solução Direta, do inglês *Forward Solution*, onde são computados os potenciais sobre o escalpo gerados por uma dada fonte. A Figura 7 mostra o caminho simplificado entre a solução inversa e a solução direta.

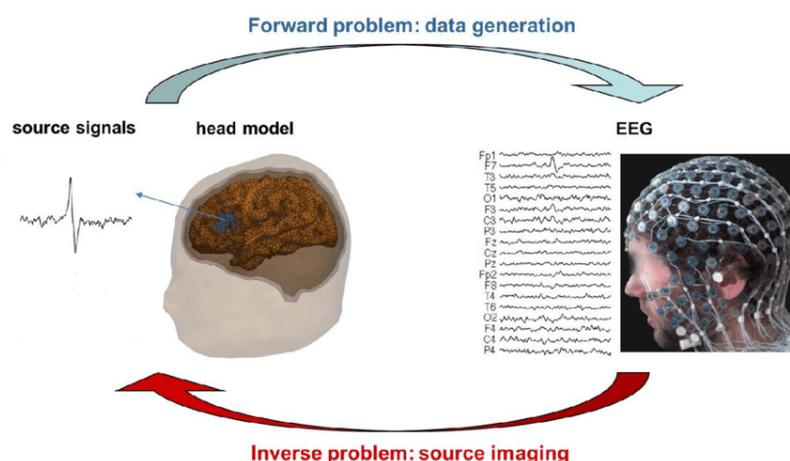


Figura 7 – Fluxo simplificado entre a solução inversa e a solução direta. Na esquerda, temos o modelo anatômico, representando as camadas do couro cabeludo, do crânio e do cérebro, usado como espaço de fontes, onde circulam as correntes neuronais. Já na direita, temos os respectivos potenciais elétricos que se propagaram das fontes, até serem captados como potenciais elétricos na superfície do couro cabeludo. Adaptada de (BECKER, 2014)

Um dos modelos tradicionais, utilizados para representação do volume condutor, é o modelo de três esferas concêntricas, homogêneas e isotrópicas (RIERA et al., 1997). Onde cada uma das camadas, encéfalo, crânio e pele do couro cabeludo, é representada por uma esfera. Outros modelos tem sido desenvolvidos, utilizando propostas mais realistas para representação da anatomia dos sujeitos, considerando o formato real da cabeça, crânio e compartimentos cerebrais (STURZBECHER, 2011). Para isso, algumas técnicas realizam a reconstrução de modelos anatômicos, à partir de imagens de ressonância magnética dos indivíduos, criando um sistema de coordenadas mais realista das três camadas, conforme exemplo exposto na (Figura 7), onde podemos ver o modelo da cabeça, do inglês *head model*, com uma camada externa, representando o couro cabeludo, uma camada intermediária representando o crânio e a mais interna, representando o volume encefálico.

O espaço de fontes, é criado na camada do modelo anatômico que representa

o volume cerebral. Este espaço, considera que aglomerados de neurônios, representam uma única fonte pontual. Ele pode ser gerado à partir de duas perspectivas, na primeira, são consideradas que todas as fontes estão posicionadas apenas na superfície do volume condutor. Neste caso, a superfície encefálica é particionada, em formas geométricas de mesmo formato e mesma área, criando uma grade dipolos na superfície da matéria branca. Na segunda perspectiva, o modelo de espaço de fontes é volumétrico, assim, o modelo do volume encefálico é particionado em um conjunto de voxels (unidade mínima que representa uma fonte pontual) de mesmo formato e mesmo volume, criando uma distribuição uniforme de dipolos, por todo o volume encefálico. Independente da adoção de modelos de espaço de fontes superficial ou volumétrico, em cada voxel há uma fonte pontual, que pode ser um vetor com três componentes desconhecidos (ou seja, os três momentos dipolares), ou um escalar (amplitude de dipolo desconhecida, orientação conhecida).

A resolução espacial depende de um conjunto de fatores, como a estrutura anatômica do sujeito, as restrições impostas pelo algoritmo de resolução do problema inverso e o número de fontes no qual o sourcespace foi particionado. Assim, quanto maior o número de fontes no sourcespace, mais restrições precisam ser impostas, caso contrário, menor será a precisão das estimativas.

Outros fatores que interferem na precisão das estimativas, são poluições dos sinais com ruídos de medição e a posição espacial das fontes dentro do sourcespace. Esses fatores influenciam nas estimativas de forma diferente para cada tipo de algoritmo, visto que os mesmos adotam metodologias diferentes para contornar a questão do sistema linear subdeterminado. Assim, alguns algoritmos tem facilidade de lidar com fontes superficiais e dificuldade de lidar com fontes mais profundas. Por outro lado, existem algoritmos como o Slorete, que lidam tanto com fontes superficiais, quanto com fontes profundas, com a mesma precisão.

Vale ressaltar que para cada estudo realizado, o interesse pode estar em uma região específica do encéfalo, bem como, cada sujeito em estudo possui características anatômicas individuais. Desta forma, a escolha entre adotar um espaço de fontes espacial ou volumétrico, bem como, a quantidade de fontes a se dividir o sourcespace e o algoritmo de estimativa a ser adotado, precisam ser avaliadas para cada caso, individualmente.

Para fins de validação da capacidade de realizar estimativa de fontes, de um determinado modelo ou de um determinado algoritmo, são realizados os passos descritos a seguir:

- Seta-se os valores do conjunto de fontes com valores conhecidos;
- Aplica-se a solução forward no conjunto de fontes setadas no passo anterior, gerando sinais de EEG simulados;

- Aplica-se o operador inverso nos sinais de EEG simulados, gerando a respectiva estimativa de fontes.
- Por fim, compara-se os sinais das fontes originais (Setadas com valores conhecidos), com os sinais das fontes estimados à partir dos modelos e métodos selecionados. Para isso, podem ser utilizadas técnicas de comparação de imagens como erro médio quadrado, correlação, entre outros. Para verificar a precisão de posicionamento das fontes estimadas, pode-se medir individualmente a distância entre o local de cada uma das fontes setadas e o local para o qual o algoritmo estimou a atividade.

## 2.5 Sono, Sonhos e Consolidação de Memórias

O ciclo sono-vigília apresenta uma periodicidade circadiana, variando de acordo com a idade, o sexo e características individuais, sendo regulado pela interação entre os processos homeostático, que se referem à liberação de substâncias que promovem o sono, e o processo circadiano em si, que indica o ciclo de variação entre sono e vigília no período de um dia. Os humanos tem a capacidade de adequar seu ciclo sono-vigília ao ciclo noite-dia da terra, influenciados por elementos internos e externos, como luminosidade, temperatura, sons da natureza ou da sociedade, funções corpóreas de ingestão e eliminação, entre outros (FERNANDES, 2006).

Os momentos de sono, mais especificamente, podem ocorrer de modo monofásico, quando ele ocorre uma única vez dentro do período de 24 horas, pode ser bifásico ou bimodal, quando o sujeito dorme durante dois períodos e ainda, polifásico, quando o sujeito dorme várias vezes, no intervalo de 24 horas (NEVES; MACÊDO; GOMES, 2017). Durante os períodos de sono, o sujeito pode ter uma alta atividade elétrica em seu cérebro, com experiências vívidas, mesmo estando com seu corpo parcialmente desconectado do meio externo, atividade que denominamos de sonhos. Por vezes, os sonhos tem uma alta familiaridade com eventos ocorridos durante a vigília, outras, nem tanto, o que nos instiga a estudar algumas peculiaridades deste estado sono-sonhos e sua relação com memórias de eventos diurnos.

### 2.5.1 Fisiologia do Sono e dos Sonhos

Quando discorreremos especificamente sobre o sono, estamos tratando de um estado fisiológico que se apresenta de forma cíclica em uma grande variedade de animais, desempenhando um aspecto fundamental para a vida, promovendo funções reparadoras, de conservação de energia, de proteção e imunológica (NEVES; MACÊDO; GOMES, 2017), entre outras. Devido a esta variedade de funções, também de fases e estágios, o sono não é uma tarefa de fácil definição, nem quando observadas suas características fisiológicas, nem mesmo quando observado o comportamento do sujeito ao dormir (FERNANDES, 2006).

Algumas de suas fases mostram um comportamento de completa quietude e o surgimento de uma atividade eletroencefalográfica de ondas lentas, bem característica do sono, porém, outras fases mostram características semelhantes às da vigília (onde predomina o ritmo alfa do EEG), tanto no padrão de atividades elétricas neuronais, quanto nos movimentos corporais e respiratórios. Estas variações, conforme a mudança de fases, tornam claro, que nem mesmo com auxílio de polissonografia, a diferenciação do sono se torna uma tarefa simples.

O sono não é homogêneo, pois é constituído por quatro a cinco ciclos de 90 a 120 minutos (NEVES; MACÊDO; GOMES, 2017). Os estágios que compõem cada ciclo, são caracterizados por variações no padrão de frequência neuronal, variações em outros elementos fisiológicos e no grau de relaxamento muscular, podendo ser mensurados através da combinação entre EEG, Eletro-oculograma (EOG) e Eletromiograma (EMG). Com o acompanhamento destes três sinais, é possível caracterizar dois padrões principais no sono:

- Sem Movimentos Oculares Rápidos, do inglês *Non Rapid Eye Movements (NREM)*. O sono *NREM* é caracterizado por relaxamento muscular, quando comparado à vigília, progressiva redução de movimentos corporais, aumento de ondas lentas, ausência de movimentos oculares rápidos e atividade regular da respiração e eletrocardiograma. Ele possui quatro estágios, N1, N2, N3 e N4, diferenciados principalmente pelo aumento de ondas lentas, à medida que se varia do estágio 1 para o estágio 4. Por conta disso, os dois últimos estágios de *NREM*, geralmente são chamados de sono de ondas lentas, do inglês *Slow wave sleep (SWS)*. A seguir, temos uma descrição de cada estágio, conforme descrito por (FERNANDES, 2006):
  - N1, apresenta uma redução do ritmo alfa, até a sua substituição por ritmos teta e beta;
  - N2, apresenta aumento de ondas delta, e o surgimento de Fusos de Sono (surto de atividade rítmica de 12 a 14 Hz, com duração média entre 1 e 5 segundos) e os Complexos K (ondas lentas bifásicas de alta amplitude, acompanhadas, ou não, de fusos do sono, ambos registrados na região do vértex e frontal sagital);
  - N3, apresenta no traçado do EEG, cerca de 20 a 50% de ondas delta com potencial acima de 70 micro volts.
  - N4, a fase mais profunda do sono *NREM*, ela apresenta acima de 50 % do seu traçado ocupado por ondas delta com potencial acima de 70 micro volts.
- Movimentos Oculares Rápidos, do Inglês *Rapid Eye Movements (REM)*. É uma fase do sono marcada por intensa atividade cerebral, movimentos oculares rápidos sob as pálpebras fechadas e uma quase completa paralisia dos músculos esqueléticos, chamada de atonia, que impede que os sonhos sejam fisicamente atuados. O padrão

eletroencefalográfico durante essa fase é semelhante ao da vigília, com ondas de baixa amplitude e alta frequência. Também ocorrem variações na frequência cardíaca, pressão arterial e respiração, refletindo a ativação do sistema nervoso autônomo. Estruturas cerebrais ligadas à emoção e memória, como a amígdala e o hipocampo, apresentam alta atividade, contribuindo para a ocorrência de sonhos vívidos, complexos e emocionalmente carregados. O sono REM é regulado por neurotransmissores, com aumento da acetilcolina e redução de serotonina e noradrenalina, e se manifesta em ciclos ao longo da noite, tornando-se mais prolongado nas fases finais do sono. Essa fase desempenha um papel essencial na consolidação da memória, no processamento emocional e na restauração de funções cognitivas superiores.

O sono é o único momento em que a consciência desaparece sob condições fisiológicas normais (SICLARI et al., 2017). Esse período pode ser acompanhado de experiências vívidas, ou seja, os sonhos, que mostram que o cérebro humano pode gerar um mundo inteiro de experiências inconscientes, mesmo estando desconectado do ambiente externo (NIR; TONONI, 2010). As experiências oníricas parecem surgir da interação entre processos mnêmicos e afetivos, com reativações espontâneas de memórias recentes, reorganizadas em narrativas híbridas que frequentemente incorporam elementos autobiográficos e emocionais.

A maioria das pesquisas sobre sonhos, focam no estágio *REM* do sono, pois quando os sujeitos são despertados nesse estágio, existe maior ocorrência de relato de sonhos (81,8%). No entanto, também existe um significativo registro de relato de sonhos, ocorridos durante o estágio *NREM* (50%) (PAYNE; NADEL, 2004; NIELSEN; POWELL, 1989). Entretanto, durante o estágio *NREM* os sonhos tendem a ser menos vívidos e mais fragmentados (SICLARI et al., 2017). A atividade neuronal do sono, quando relatada experiência de sonhos se diferencia da atividade sem relato da experiências através da variação de potência do EEG na região cortical posterior em uma área chamada de zona quente (SICLARI et al., 2017). Nela ocorre uma diminuição na potência do EEG de baixa frequência (0,5–4,5 Hz) e um aumento na potência de alta frequência (18–25 Hz) quando é possível o posterior relato de experiências (SICLARI et al., 2017). Portanto, a fisiologia dos sonhos envolve uma rede complexa de interações entre áreas cerebrais responsáveis pela memória, emoção, percepção e consciência, sustentada por ritmos neurais e neuroquímica específicos a cada estágio do sono.

### 2.5.2 Consolidação de Memórias Durante o Sono

A consolidação de memórias durante o sono é um processo neurofisiológico essencial, no qual informações adquiridas durante a vigília são estabilizadas, reorganizadas e integradas ao conhecimento já existente no cérebro. Esse processo ocorre de maneira diferencial ao longo dos estágios do sono, com destaque para o sono de ondas lentas e o sono REM. Durante o sono de ondas lentas, predominante no início da noite, o hipo-

campo e o neocórtex exibem padrões coordenados de atividade neural que promovem a repetição das experiências recentes, facilitando a transferência de memórias episódicas do hipocampo para áreas corticais de longo prazo (KLINZING; NIETHARD; BORN, 2019). Esse mecanismo é apoiado por oscilações características como fusos do sono e ondas lentas, que coordenam a comunicação inter-regional (DIEKELMANN; BORN, 2010; LATCHOUMANE et al., 2017).

O sono REM, por sua vez, está mais associado à consolidação de memórias emocionais e procedurais, além de desempenhar um papel importante na integração criativa de informações e na regulação emocional (GOLDSTEIN; WALKER, 2014; BOYCE; WILLIAMS; ADAMANTIDIS, 2017). Durante o sono REM, a atividade acentuada do sistema límbico, especialmente da amígdala e do córtex pré-frontal medial, parece favorecer a ressignificação emocional de memórias (HELM et al., 2011).

Evidências obtidas por meio de eletroencefalografia de alta densidade, ressonância magnética funcional e estudos com privação seletiva do sono demonstram que tanto a arquitetura quanto a qualidade do sono impactam significativamente na consolidação da memória (NGO et al., 2013; CAIRNEY et al., 2018). Além disso, intervenções como a estimulação auditiva durante o sono têm mostrado potencial para melhorar a consolidação mnemônica, reforçando o papel ativo do cérebro nesse processo (ONG et al., 2016).

## 3 Materiais e Métodos

Este capítulo traz uma breve classificação do tipo de pesquisa desenvolvida. Na sequência, são descritas as fases de seu desenvolvimento, visando nortear o leitor quanto às diversas etapas transcorridas até o cumprimento dos objetivos propostos.

Utilizando o modelo de classificação apresentado por (ANDRADE, 2008), essa pesquisa se classifica quanto a sua natureza, como um trabalho científico original, devendo assim, fornecer uma colaboração inovadora, seja por sua metodologia, pelo fenômeno estudado ou pelos resultados encontrados. Quanto aos objetivos, ela está classificada como pesquisa explicativa, pois a mesma, além de registrar, analisar, classificar e interpretar os fenômenos estudados, procura identificar seus fatores determinantes. Já quanto ao objeto, ela está classificada como pesquisa de laboratório, pois procura-se refazer as condições do fenômeno a ser estudado, para observá-lo sob controle.

Nos tópicos seguintes serão descritas as diferentes fases dessa pesquisa e suas devidas peculiaridades.

### 3.1 Fase 1: Coleta de Dados

A pesquisa tem como ponto de partida o experimento desenhado e coordenado pelos cientistas Sidarta Ribeiro e Natália Bezerra Mota (NBM), pesquisadores do Instituto do Cérebro da Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

#### 3.1.1 Etapas Preliminares

Inicialmente foi realizada a triagem dos voluntários, para evitar aqueles com distúrbios mentais, neurológicos ou do sono por meio de entrevistas conduzidas pela psiquiatra (NBM). O tamanho da amostra foi estimado com base em um estudo piloto (3 experimentos, resíduo de imagem correlacionado ao PSD na frequência teta com  $\rho = 0,505$ ) utilizando um nível de erro alfa de 5% e um nível de erro beta de 20%, resultando em  $N = 28$ . Assim, foram selecionados 28 adultos saudáveis (16 homens e 12 mulheres), com faixa etária entre 20 e 43 anos, com média de 30,99 e desvio padrão de 7,25 (MOTA et al., 2022). Para aperfeiçoar a capacidade de lembrar e relatar sonhos, os participantes foram orientados a manter um diário de sonhos, nas duas semanas que antecederam a coleta de dados. Com o objetivo de aumentar a pressão do sono, os participantes evitaram o consumo de álcool e cafeína no dia que antecedeu a coleta de dados. Além disso, vale ressaltar que o experimento é realizado sob a perspectiva de sono induzido, visto que os sujeitos sofreram perturbação em seu ciclo circadiano, com a privação de sono de 50% do período habitual, no decorrer da segunda metade da noite anterior à coleta.

Todos os padrões éticos pertinentes à pesquisa com participantes humanos foram seguidos, conforme revisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRN (aprovação nº 650.714/2014). Além disso, todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

### 3.1.2 Preparação para Coleta

A preparação para as sessões de gravação geralmente começava às 7:30, e as gravações geralmente ocorriam das 9:40 às 14:00. Os participantes foram preparados com o ajuste do equipamento de EEG de 64 canais da Brain Products, que conta com touca no padrão 10-20 e taxa de amostragem de 1 Khz. Também foram utilizados sensores de Eletro-oculograma (EOG) e Eletromiograma (EMG), para auxiliar no estagiamento do sono e posterior tratamento dos sinais. Os sensores foram devidamente testados e ajustados com o uso de gel condutor, para o melhor casamento de impedância. Na sequência, os participantes foram posicionados em um sofá retrátil e inclinável, com uma tela para exibição dos estímulos posicionada na distância de 1m. A sala de coleta possuía isolamento acústico e luminoso. A sala contou ainda com um sistema de som, para gravação do áudio e comunicação com o participante, bem como, com um alarme sonoro, para provocar o despertar. Após devidamente instalado no quarto de experimentos, as luzes são apagadas, o participante recebe instruções de como o experimento irá proceder e passa por um breve treino, antes de iniciar a coleta de dados.

### 3.1.3 Design Experimental

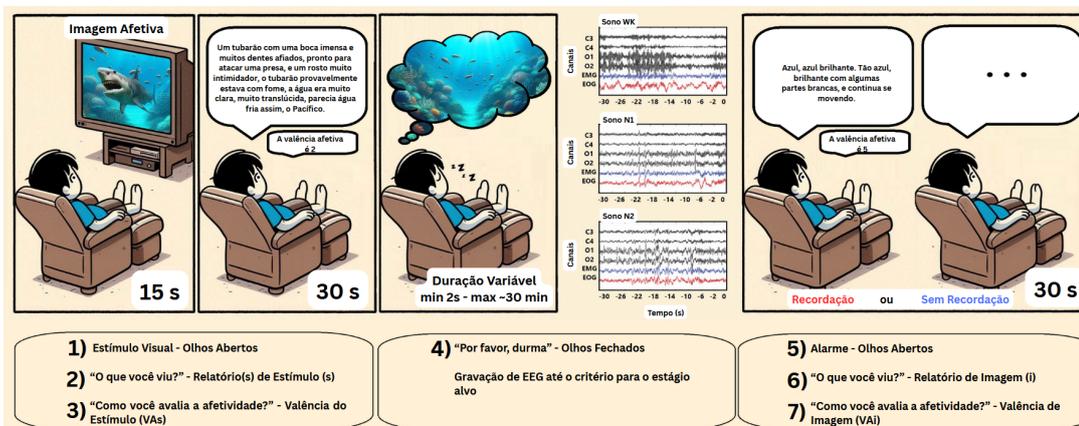


Figura 8 – **Design experimental.** Um teste consistia em 1) apresentação de uma imagem visual afetiva, 2) descrição oral da imagem, 3) avaliação da valência afetiva da imagem, 4) fechamento dos olhos por duração variável entre WK, N1 ou N2, 5) despertar por um sinal sonoro, 6) descrição oral das imagens imaginadas e 7) avaliação da valência afetiva das imagens imaginadas. Exemplos representativos de registros de EEG durante WK, N1 ou N2 ilustram os três estágios hipnagógicos-alvo do experimento. Quando o participante era capaz de se lembrar de qualquer imagem visual, o teste era considerado um teste de "recordação"; caso contrário, era considerado um teste "sem recordação" e não era utilizado em análises subsequentes. Adaptada da Figura 1 de (MOTA et al., 2022).

A Figura 8 mostra a sequência de eventos que compõem cada teste do experimento, começando com 1) apresentação de uma imagem afetiva, seguida por 2) descrição oral da imagem, 3) classificação oral da valência afetiva da imagem, 4) cochilo, 5) despertar, 6) descrição oral das imagens hipnagógicas e 7) classificação oral da valência afetiva das imagens hipnagógicas. Assim, cada teste continha um despertar. Na primeira fase do teste, uma imagem aleatória do banco de dados validado de imagens afetivas (LANG et al., 1997), ou imagens publicamente disponíveis correspondentes àquelas, mas com melhor resolução, foi exibida. As imagens eram as mesmas para todos os participantes, e a ordem das imagens foi randomizada para cada participante, sem repetir a imagem entre os testes. As imagens foram classificadas de acordo com o afeto, com 1/3 das imagens ( $n = 12$  imagens) sendo positivas (por exemplo, crianças rindo, filhotes), 1/3 das imagens ( $n = 12$  imagens) negativas (por exemplo, ataque de tubarão, pessoa decapitada) e 1/3 das imagens ( $n = 12$  imagens) neutras (por exemplo, um caminhão, um guarda-chuva). A imagem permaneceu na tela por 15 s, após os quais o participante foi convidado a descrevê-la verbalmente por 30 s, respondendo à pergunta "O que você viu?". Além disso, o participante avaliou verbalmente a imagem classificando sua Valência Afetiva ( $VA_X$ ) em uma escala de 1 a 9, com 1 para uma imagem extremamente negativa e 9 para uma imagem extremamente positiva. Na segunda fase do teste, o participante foi solicitado a fechar

os olhos e dormir, prestando atenção às informações visuais. Em uma segunda sala, um especialista rastreou a atividade elétrica do EEG online. Para verificar possíveis mudanças na rede de processamento de "resíduos diurnos" à medida que o sono se aprofunda, os ensaios foram aleatoriamente pré-atribuídos a WK, N1 e N2, e a sequência resultante de estados-alvo foi implementada pelo especialista, por meio de estadiamento do sono online, durante a sessão de gravação. Os critérios foram os seguintes: para WK, oscilações alfa robustas nos canais occipitais; para N1, diminuição acentuada nessas oscilações; para N2, presença de fusos corticais e/ou complexos K. Quando as características do sinal de um estágio-alvo do sono randomizado permaneceram estáveis por 30 s, o experimentador acionou o bipe para acordar o participante. Nosso objetivo foi capturar os momentos iniciais de cada estágio do sono. O tempo mediano com os olhos fechados antes de ser assustado pelo bipe que encerrou cada cochilo foi de 128,5 s. O tempo mínimo registrado antes de atingir o estágio alvo foi de 1,7 s e o máximo de 1768,5 s. Ao acordar, o participante foi novamente questionado com a pergunta "O que você viu?", durante a qual relatou verbalmente as imagens hipnagógicas por 30 segundos. Também foi solicitado que avaliasse a Valência Afetiva das Imagens imaginadas ( $V_{AY}$ ), utilizando a mesma escala de avaliação. Não houve diferenças na contagem de palavras entre olhos abertos e olhos fechados nos estágios N1 e N2, mas houve uma diferença significativa durante o WK (MOTA et al., 2022). Além disso, nos três estágios de interesse, houve correlações positivas significativas entre o Resíduo de Imagem e a contagem de palavras, tanto com olhos abertos quanto fechados (MOTA et al., 2022). Assim, quanto mais o participante falava sobre as imagens visualizadas e imaginadas, maior era a similaridade entre seus conteúdos imagéticos. Em contraste, não houve correlações significativas entre a contagem de palavras e o Resíduo de Afeto (MOTA et al., 2022).

### 3.1.4 Consolidação da Base de Dados

O experimento foi realizado sob condições de sono polifásico, conforme descrito no capítulo 2, seguindo um protocolo de múltiplos despertares. O objetivo era coletar 36 *trials* para cada participante, devidamente balanceados entre três estágios-alvo do ciclo vigília-sono e uniformemente distribuídos na escala de valência. No entanto, poucos participantes alcançaram os estágios desejados de maneira verdadeiramente equilibrada. Além disso, para dois participantes os 36 ensaios não foram alcançados, o que nos levou a realizar um total de 1001 ensaios. Entre estes, em 211 ensaios os participantes relataram não se lembrar de visualizar nenhuma imagem nem relataram outras formas de mentação. Isso reduziu ainda mais o número total de ensaios para 790. Outros 54 ensaios foram excluídos devido a ruído no registro de EEG. Os dados de EEG analisados incluíam os 30 s anteriores ao sinal sonoro. Artefatos devido a movimentos oculares e batimentos cardíacos foram automaticamente removidos usando análise de componentes independentes (ICA), e os canais ausentes foram interpolados, conforme descrito por (MOTA et al., 2022).

Finalmente, a classificação definitiva da polissonografia foi realizada por um especialista cego ao experimento. Assim, o banco de dados resultou em 736 ensaios, com uma média de 26,29 ensaios por participante, distribuídos da seguinte forma:

- 401 no estágio *Waking* (*WK*)
- 208 no estágio Não REM 1 (*N1*)
- 127 no estágio Não REM 2 (*N2*)

Por fim, utilizando as ferramentas do software Matlab, os sinais foram sub-amostrados para 100Hz e filtrados com um filtro passa-faixa de 0,5 a 30Hz.

## 3.2 Fase 2: Mensuração do Resíduo de Imagem e do Resíduo Afetivo

Para alcançar valores quantitativos do resíduo do dia, são mensuradas duas grandezas, que buscam caracterizar seus aspectos visuais e afetivos:

- O Resíduo de Imagem (RI) indica quantitativamente a similaridade semântica entre os relatos orais do estímulo ( $x$ ) e dos sonhos ( $y$ ), considerando apenas os ensaios em que houve recordação de imagens. Para medir o RI, foi utilizada uma técnica de incorporação de palavras, que usa regularidade estatística para representar as palavras como vetores em um espaço de alta dimensão, onde palavras com significados semelhantes estão localizadas próximas umas das outras. Os participantes foram previamente instruídos a descrever suas experiências visuais, e a pergunta que responderam ao serem acordados (“O que você viu?”) referiu-se explicitamente a uma experiência visual. Não houve casos de relatos ocorrendo em modalidades sensoriais não visuais. Como os participantes foram privados de sono durante a segunda metade da noite anterior ao experimento, eles tipicamente experimentaram imagens visuais muito intrusivas ao fechar os olhos (MOTA et al., 2022). Os relatos foram gravados em formato MP4 e então transcritos por profissionais experimentalmente cegos (<http://ww.audiotext.com.br/>). Os relatórios foram então transformados em letras minúsculas, tokenizados por palavras e limpos de tokens não alfabéticos e stopwords, utilizando a lista de stopwords em português nltk (BIRD; KLEIN; LOPER, 2009). Uma incorporação de palavras foi então calculada para cada relatório, com a rede neural do modelo multilíngue pré-treinado de incorporação de palavras Fasttext (GRAVE et al., 2018; JOULIN et al., 2018). Finalmente, o resíduo de imagem foi calculado como a similaridade do cosseno da incorporação média de palavras ( $v_1, v_2$ )

$$IR = \cos(v_1.v_2) = \frac{v_1.v_2}{|v_1|. |v_2|} \quad (3.1)$$

onde  $|v_i|$  refere-se à norma euclidiana do vetor  $v_i$ . Assim, quanto maior o Resíduo de Imagem, maior a similaridade entre os conteúdos imagéticos dos dois relatos. Mais detalhes sobre o cálculo de RI estão disponíveis em (MOTA et al., 2022).

- O Resíduo Afetivo (RA) indica a neutralização afetiva entre a percepção do estímulo e a percepção das imagens imaginadas. Ele foi dimensionado através do módulo da comparação entre as notas de valência Afetiva do estímulo ( $V_{Ax}$ ) e das imagens imaginadas ( $V_{Ay}$ ), ranqueadas pelos participantes:

$$RA = |V_{Ay} - V_{Ax}| \quad (3.2)$$

Como resultado, obtemos um valor de RA para cada trial, correspondente a um número inteiro, dentro do intervalo fechado de 0 a 8, onde 0 representa a máxima semelhança entre as valências afetivas e 8 representa a maior distância entre as valências afetivas.

### 3.3 Fase 3: Estimativa de Fontes do EEG

Para localizar as estruturas neuronais associadas ao processamento do resíduo do dia, precisamos inicialmente levar os sinais de EEG do espaço do couro cabeludo para o espaço das estruturas neuronais. Para isso, realizamos a estimativa de fontes de EEG nos sinais coletados, o que nos permite verificar quais são as estruturas neuronais responsáveis por gerar os potenciais elétricos que se propagam pelos diferentes tecidos anatômicos, até serem coletados no couro cabeludo.

Para estimar as fontes dos sinais EEG, adotamos o algoritmo *Sloreta*, que é um dos métodos distribuídos e esparsos baseados em espaços de origem, desenvolvido por Pascual-Marqui (PASCUAL-MARQUI et al., 2002). O *Sloreta* foi selecionado devido possuir a característica de apresentar soluções de alta precisão de localização espacial, mesmo para fontes distantes da superfície cortical. Esta característica do *SLORETA* é um ponto de grande relevância, visto que possíveis fontes candidatas à modulação dos fenômenos procurados, podem estar localizadas em regiões profundas do cérebro, como é o caso da estrutura hipocampal, uma das estruturas candidatas de envolvimento com as tarefas de recuperação de memórias. Outro motivo que levou à escolha do algoritmo *Sloreta*, foi sua característica de não apresentar viés de localização na presença de medição e ruído biológico, permitindo uma estimativa precisa, mesmo com a possível presença dos ruídos de medição (PASCUAL-MARQUI et al., 2002). Desta forma, são preparados três conjuntos de informações:

- Estruturais: Tratam-se de informações espaciais que descrevem as características anatômicas dos sujeitos, e permitem gerar modelos tridimensionais da cabeça dos

mesmos. Devido a falta de intenção inicial de realização de estimativa de fontes, o experimento não previu a necessidade de obtenção de imagens de ressonância magnética individualizada de cada um dos sujeitos, o que seria o conjunto ideal de informações para geração dos modelos anatômicos dos participantes, conforme descrito no capítulo 2. Desta forma, para suprir a falta de informações estruturais individualizadas, foi adotado um modelo de cabeça padrão, que representa com boa precisão os indivíduos em nossa base de dados. A seleção do modelo padrão, levou em consideração, o fato da base ser composta apenas por sujeitos adultos. Assim, foi selecionada a ressonância magnética de alta resolução ICBM152, um modelo de ressonância que representa um indivíduo adulto, desenvolvido pelo McConnell Brain Imaging Center, utilizando o banco de dados MNI152 com imagens estruturais de indivíduos diferentes, em um processo de várias iterações onde as ressonâncias individuais foram ajustadas de forma não linear ao modelo médio da iteração anterior, descrito com maiores detalhes em (FONOV et al., 2011).

- Espacial dos sensores: São informações que mapeiam a distribuição espacial dos sensores pelo couro cabeludo, o que permite ao algoritmo *Sloreta*, gerar uma matriz com a solução *forward*. Considerando que as informações de posição dos sensores não foram previamente coletadas, utilizamos como alternativa, a posição padrão da touca EEG utilizada, que segue o padrão internacional 10-20. O padrão é montado nos sujeitos, seguindo as proporções de 10 e 20%, à partir dos pontos fiduciais, devidamente marcados nas imagens de ressonância do modelo padrão escolhido, conforme podemos visualizar na figura 9. Desta forma, foi gerado o mapa de coordenadas dos 64 canais de EEG.
- Funcionais: As informações funcionais concentram os dados de EEG coletados durante a etapa dois do procedimento de coleta de cada um dos *trials*, momento em que o sujeito estava de olhos fechados. Os mesmos contam com os 30 segundos de gravações que antecedem o alarme, em cada um dos *trials*.

A Ressonância Magnética foi submetida ao algoritmo de segmentação de tecidos do software Freesurfer (FISCHL, 2012). Assim, ela foi segmentada em três camadas, separando a massa cerebral, o crânio e o couro cabeludo e na sequência, foi realizada a reconstrução do modelo tridimensional das três camadas, pelo método *Boundary Element Method (BEM)*, descrito por (BREBBIA; DOMINGUEZ, 1977), através do conjunto de ferramentas do software de análise de sinais neurais Brainstorm (TADEL et al., 2011).

O modelo desenvolvido está representado na figura 10, através de quatro vistas diferentes.



Figura 9 – **Pontos fiduciais marcados na ressonância magnética do modelo padrão ICBM152:** Vistas coronal, sagital direita e axial. Temos um total de seis pontos marcados em ICBM152, em verde escuro, o ponto nasal, em vermelho o ponto *anterior commissure* (AC), em verde claro os pontos *Pre-auricular points* (LPA, RPA), em laranja o ponto *Posterior commissure* (PC) e em amarelo o ponto *Interhemispheric point* (IH). À partir destes pontos, será possível o posterior alinhamento entre sensores de EEG e o modelo tridimensional gerado. Gerada pelo autor

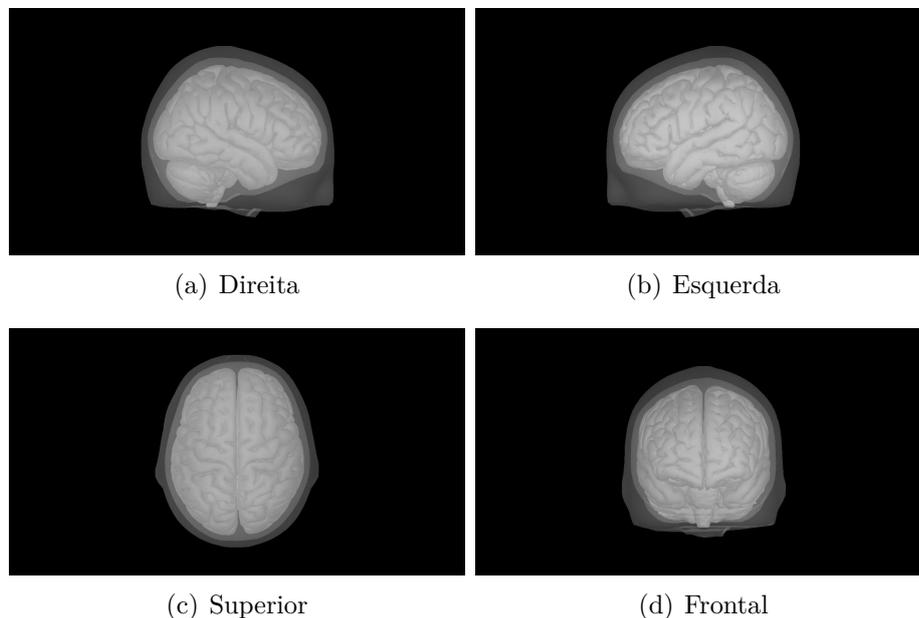


Figura 10 – **Modelo BEM reconstruído do modelo padrão ICBM152:** a)exibe a vista direita, b)exibe a vista Esquerda, c)exibe a vista Superior e d)exibe a vista Frontal. Na imagem podemos perceber que o modelo foi gerado com três camadas, onde cada uma receberá uma constante de condutibilidade elétrica diferente, permitindo que a estimação de fontes se aproxime mais dos valores reais de atividade das fontes. Gerada pelo autor

Cada uma das camadas do modelo apresentado em 10, apresenta uma condutividade

magnética específica, sendo 1 siemens por metro (S/m) para a massa encefálica, 0,0125 (S/m) para o crânio e 1 (S/m) para o couro cabeludo, conforme adotado pela bibliografia (GRAMFORT et al., 2011; BROEK; REINDERS; PETERS, 2000).

Em seguida, a camada do modelo anatômico que representa o espaço de fontes foi subdividida em 16006 voxels, distribuídos uniformemente pelo volume do cérebro e do cerebelo, conforme representado na figura 11. Nela, o *sourcespace* é exibido em quatro vistas diferentes, com cada uma de suas fontes representadas por um ponto em coloração verde.

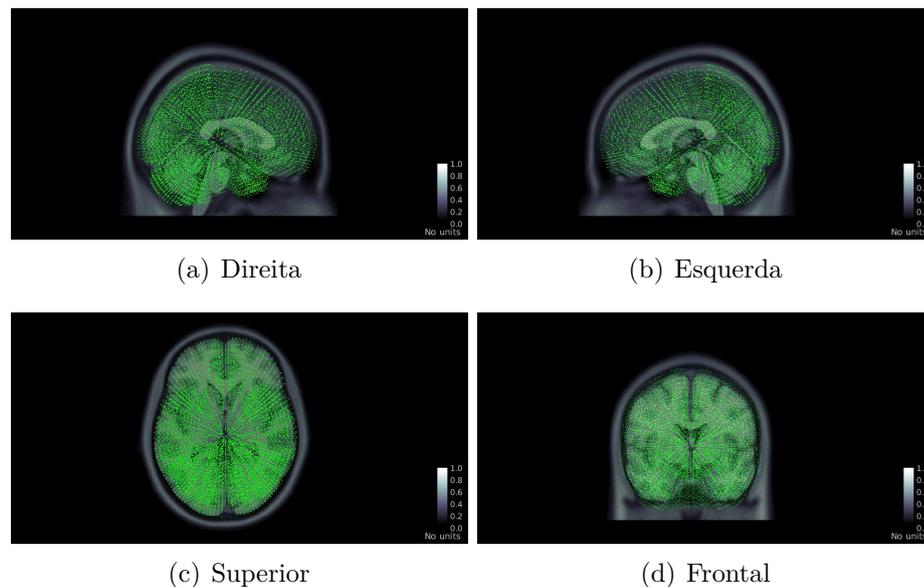


Figura 11 – *Sourcespace* com 16006 fontes: a)exibe a vista direita, b)exibe a vista esquerda, c)exibe a vista superior e d)exibe a vista frontal. Cada um dos pontos verdes representa uma única fonte pontual, onde serão posicionados os dipolos. Gerada pelo autor

A escolha de distribuir as fontes volumetricamente, contra uma distribuição superficial, visa tornar possível a diferenciação e análise de estruturas neuronais profundas.

Na etapa seguinte os sensores EEG são posicionados na superfície da camada que representa o couro cabeludo do modelo tridimensional reconstruído, conforme exibido na figura 12.

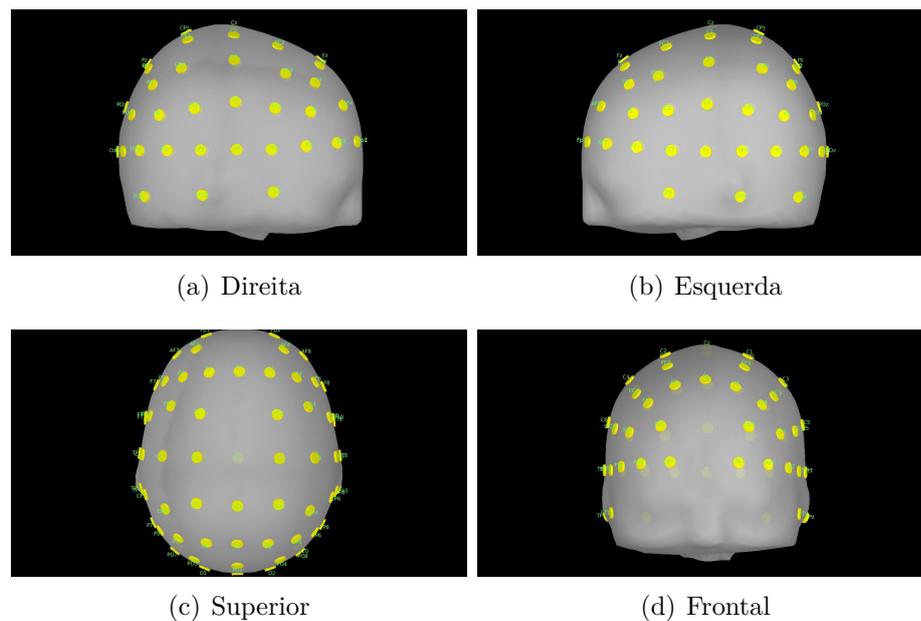


Figura 12 – **Sensores ajustados ao modelo BEM:** a)exibe a vista direita, b)exibe a vista esquerda, c)exibe a vista superior e d)exibe a vista frontal. Nesta etapa, os sensores já estão em um mesmo sistema de coordenadas que o modelo bem. Gerada pelo autor

O modelo exibido na figura 12, possui apenas os 64 sensores de EEG, utilizados para mapear a atividade neuronal. Assim, os sensores de EOG e EMG, utilizados nas etapas de pré-processamento de sinais, foram dispensados, durante a etapa de estimativa de fontes. Vale ressaltar, que cada sensor tem sua localização representada em uma matriz de coordenadas. Nela, temos informações pontuais do centro de cada sensor, ignorando a área do mesmo. A posição exata de cada sensor é calculada por um algoritmo iterativo do pacote *Brainstorm*, que posiciona os sensores diretamente no modelo tridimensional da ressonância ICBM152, transportando o mapa de posições dos sensores e o mapa de posições do modelo *BEM*, para um mesmo sistema de coordenadas (KOESSLER et al., 2007; BRINKMANN et al., 1998). Para esse posicionamento automático, foram tomados como base de ajuste, os pontos fiduciais previamente marcados na ressonância, conforme descrito no capítulo 2.

Com o espaço de fontes e as posições dos sensores, devidamente alinhados sobre o modelo tridimensional da cabeça, os dois dados podem ser relacionados através de um sistema linear, permitindo que seja encontrada a solução do problema direto, *forward solution*, primeiro componente a ser entregue para o algoritmo *Sloreta*.

Na próxima etapa, trabalhamos com o conjunto de informações funcionais. Inicialmente são modeladas características do ruído que contamina os dados. Para isso, calculamos a matriz de covariância de ruído dos sensores, que integram estatísticas de amostra de segunda ordem de ruído do sensor, ao operador inverso. Para cada um dos

participantes, a matriz de covariância dos ruídos foi dimensionada utilizando os dados dos 10 segundos iniciais do sinal de EEG de cada um dos *trials*, devidamente pre-processados, assim como o restante dos dados de EEG.

Na figura 13, podemos ver um exemplo de uma matriz de covariância de ruídos de um sujeito, exibida na forma de imagem.

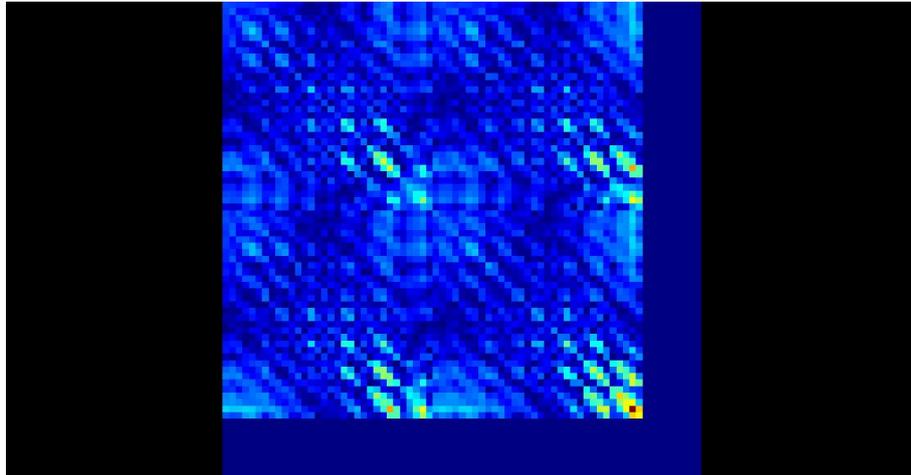


Figura 13 – Exemplo de matriz de covariância de ruídos, exibida na forma de imagem. Gerada pelo autor

A exibição da matriz de covariância de ruídos na forma de imagens, como vista na figura 13, é uma prática comum durante o tratamento de dados e permite controlar a qualidade das gravações, onde os canais mais ruidosos aparecem como linhas/colunas marcadas em vermelho. Aqui, ela foi utilizada de modo ilustrativo, visto que o algoritmo *SLORETA* opera diretamente através de seus dados numéricos. No entanto, é possível utilizar este modelo, para compreender sua utilização, onde são relacionados os  $n$  *trials* coletados de determinado sujeito, pelos seus 64 canais, evidenciando atividades ruidosas que se repetem ao longo de todo o processo de coleta de dados deste sujeito.

Com a solução *forward* e a matriz de covariância do ruído, temos todos os dados requisitados pelo algoritmo *Sloreta*, para gerar o operador inverso. Assim, prosseguimos com a geração do mesmo para cada um dos sujeitos.

Por fim, foram selecionados os 20 segundos seguintes de cada gravação EEG, para submeter ao operador inverso, fornecendo a estimativa de fontes de todos os 736 *trials*. Desta forma, deixamos de lidar com os 64 canais de EEG posicionados na superfície do couro cabeludo e passamos a trabalhar com os 16006 voxels, distribuídos uniformemente no volume encefálico. Assim, considerando que para cada *trials* temos um sinal de 20 segundos a 100Hz, passamos a analisar 736 sinais de 16006 x 2000 pontos.

Na figura 14, temos o exemplo de um mapa, onde podem ser visualizadas regiões com variações de cores de vermelho escuro até azul escuro, onde cores vermelhas

representam maiores intensidades de atividade elétrica e tons de azul, menores intensidades.

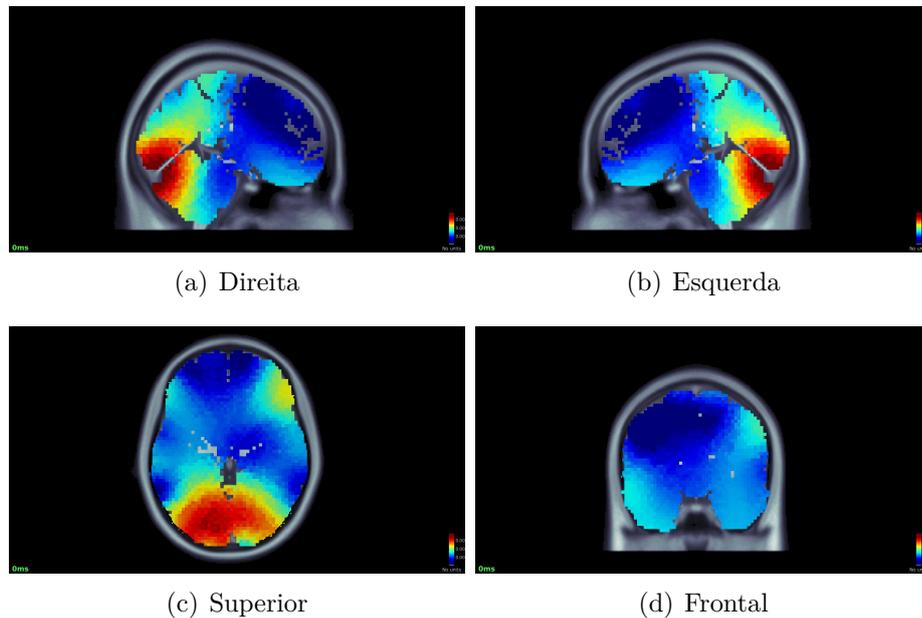


Figura 14 – **Exemplo de fontes estimadas:** a) Vista direita, b) Vista Esquerda, c) Vista superior e d) Vista frontal. Na imagem a atividade é percebida com a variação de cores, onde a intensidade da atividade vai de tons azuis, representando áreas de menor ativação elétrica, até tons de vermelho, representando áreas de maior ativação elétrica. Gerada pelo autor

### 3.4 Fase 4: Análise Estatística

Nesta fase, buscamos embasamento estatístico para afirmar se os fenômenos de Resíduo de Imagem e Resíduo Afetivo possuem ou não uma relação significativa com a atividade elétrica neuronal. Desta forma, podemos verificar quais regiões modulam estes fenômenos e como elas se relacionam entre si, durante as diferentes fases do sono. Para isso, os sinais estimados são analisados no domínio da frequência, através da análise de correlação, clusterização e causalidade de granger. Além disso, foram realizados testes para confirmar a precisão da localização do operador inverso para as fontes profundas mapeadas nas etapas anteriores.

#### 3.4.1 Cálculo de Potência dos Sinais Estimados

Utilizamos o conjunto de funções disponíveis no Matlab para calcular a densidade espectral de potência (PSD) para cada trial, utilizando o método de Welch (WELCH, 1967), ao longo do eixo do tempo, com 4s de comprimento de janela de Hamming, 80% de sobreposição e 512 pontos de frequência. Na sequência, os pontos de frequência foram agrupados, formando 14 bandas com janela de frequência de 2Hz em cada uma, entre 0,5

Hz e 28,5 Hz, conforme equação 3.3.

$$Pot_{BANDAi} = \frac{\sum_{f_{BAIXO}i}^{f_{ALTO}i} PSD}{\sum PSD}, i = 1, 2, \dots, 14 \quad (3.3)$$

onde Alto e Baixo referem-se aos limites superior e inferior de cada banda. Desta forma, passamos a ter um conjunto de dados de dimensão 14x736x16006 ou 14x736 mapas cerebrais de potência.

### 3.4.2 Correlação

Para verificar a relação entre as variáveis, primeiro é necessário conhecer cada uma delas. Desta forma, iniciamos com a análise visual de seus histogramas 15.

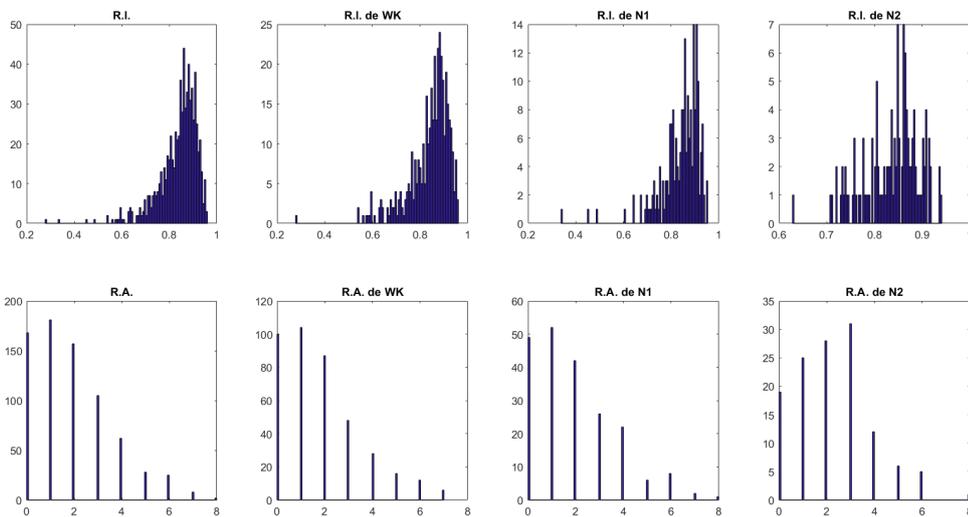


Figura 15 – **Histogramas das variáveis RI e RA:** Nos gráficos são exibidas as frequências de ocorrência de cada valor. Na primeira coluna, são exibidos os histogramas de todos os *trials* para RI e RA, sem considerar o estágio. Na segunda, terceira e quarta coluna, são exibidos os histogramas para os estágios WK, N1 e N2, respectivamente. Gerada pelo autor

Complementando a análise visual, foram realizados os testes estatísticos de Kolmogorov-Smirnov para uma única amostra, verificando se as variáveis seguem uma distribuição normal e o bi-amostral com a hipótese de que as diferentes variáveis seguem o mesmo tipo de distribuição. Desta forma, foi indicado que as variáveis RI e RA não apresentam distribuição de frequência normal e não compartilham o mesmo tipo de distribuição. A tabela 1 exhibe o limiar do P-valor dos testes aplicados a cada variável. Quanto mais próximo de zero, maior o nível de confiança do teste realizado.

Tabela 1 – Teste de Kolmogorov-Smirnov para RI e RA (P-valor): Todos os testes indicaram rejeição da hipótese nula de que as variáveis seguem uma mesma distribuição ou seguema distribuição normal.

Teste de Kolmogorov-Smirnov (P-valor)				
Variável	Estágios			
	Todos	WK	N1	N2
RI	0	$6,76x10^{-163}$	$1,27x10^{-81}$	$3,19x10^{-50}$
RA	$2,04x10^{-228}$	$1,04x10^{-109}$	$1,04x10^{-53}$	$2,80x10^{-40}$
RI x RA	$2,66x10^{-179}$	$2,50x10^{-86}$	$1,42x10^{-40}$	$1,16x10^{-27}$

Nas linhas 1 e 2 da tabela 1, foi aplicado o teste para uma única amostra, respondendo se a variável segue ou não a distribuição normal, conforme explicado anteriormente. Já na linha 3, o teste foi aplicado em sua versão bi-amostral, para a hipótese nula de que as duas variáveis seguem uma mesma distribuição.

Visto que as variáveis que representam o resíduo diurno não seguem uma distribuição normal, foi selecionado o teste de Correlação de Spearman para averiguar o relacionamento entre os fenômenos e a atividade elétrica das fontes. Desta forma, foi calculada a correlação de Spearman entre o ranking RI/RA e o mapa de potência média composto por 16006 fontes (Tabelas suplementares S5 e S6). Ela foi calculada individualmente para cada uma das 14 bandas de frequência, em cada um dos três estágios do sono. O limiar de significância da correlação, foi determinado a partir do teste de comparações múltiplas, utilizando estatística de friedman, com  $P\text{-valor} \leq 0,01$ , entre os 14 mapas de correlação. O teste foi realizado iterativamente, reduzindo-se o P-valor da correlação, até que fosse atingido resultado afirmativo da existência de diferença entre os 14 mapas. O P-valor da correlação foi corrigido com a técnica False Discovery Rate (FDR) (BENJAMINI; HOCHBERG, 1995).

### 3.4.3 Clusterização com K-means

Para verificar se as atividades neurais detectadas estão regionalizadas ou diluídas pelo volume cerebral, foi realizada a clusterização das 16006 fontes, utilizando a função kmeans do Matlab, visando agrupar as fontes de cada um dos estágios do sono. O algoritmo K-means foi executado para gerar 20 clusters, usando um total de 5 repetições, para garantir a estabilidade, e limitado a 100 iterações. Para calcular as distâncias entre os pontos, a métrica City-Block, também conhecida como distância de Manhattan ou norma L1, foi usada. Assim, para cada fenômeno estudado (RI ou RA), cada estágio do sono (WK, N1 ou N2) tem o vetor de características  $X_{24 \times 16006}$ , sendo formado por:

- $X_{1-14}$ , 14 Mapas de Correlação entre a respectiva banda de frequência da potência e o fenômeno (RI ou RA);

- $X_{15-19}$ , 5 Componentes Principais, calculados com PCA, entre os 14 mapas dos momentos estatísticos da potência:
  - 14 x Média
  - 14 x Mediana
  - 14 x Variância
  - 14 x Assimetria
  - 14 x Curtose
  
- $X_{20-24}$ , 5 Momentos Estatísticos da Média, entre todos os trials de cada estágio do sono, do Sinal LORETA estimado:
  - Média
  - Mediana
  - Variância
  - Assimetria
  - Curtose

Nos mapas da figura 16 é possível visualizar as 16006 fontes agrupadas por cores, sob a perspectiva das três componentes principais, calculados através da Análise de Componentes Principais (PCA). Sob a essa perspectiva é possível verificar visualmente que as clusterizações realizadas pelo algoritmo apresentam agrupamentos funcionais separáveis, com exceção para o mapa (e) do resíduo imagético no estágio N2. No entanto, o algoritmo está visualizando os dados em uma dimensão bem maior, o que possibilita mais clareza na separação das características.

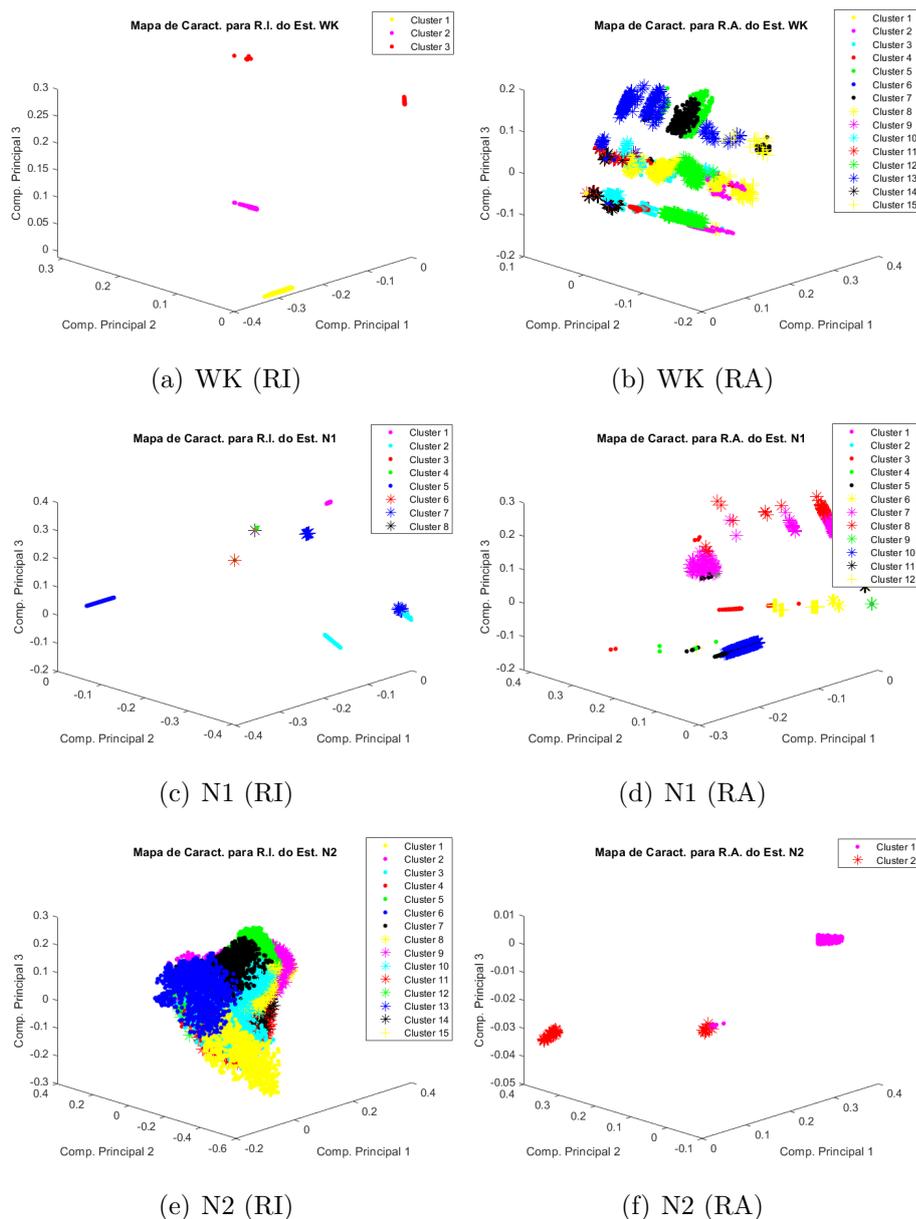


Figura 16 – Mapa de características clusterizado: Os mapas mostram o vetor de características, sob a perspectiva das três primeiras componentes principais. a) Estágio WK, com dados de RI b) Estágio WK, com dados de RA c) Estágio N1, com dados de RI d) Estágio N1, com dados de RA e) Estágio N2, com dados de RI f) Estágio N2, com dados de RA. Gerada pelo autor

Em seguida, as fontes foram mapeadas para sua respectiva localização espacial, confirmando a regionalização das atividades detectadas através dos clusters (figura 17). Isto pode ser percebido, observando que as fontes agrupadas em um mesmo cluster estão fisicamente próximas, compondo regiões específicas e não pulverizadas por todo o volume condutor.

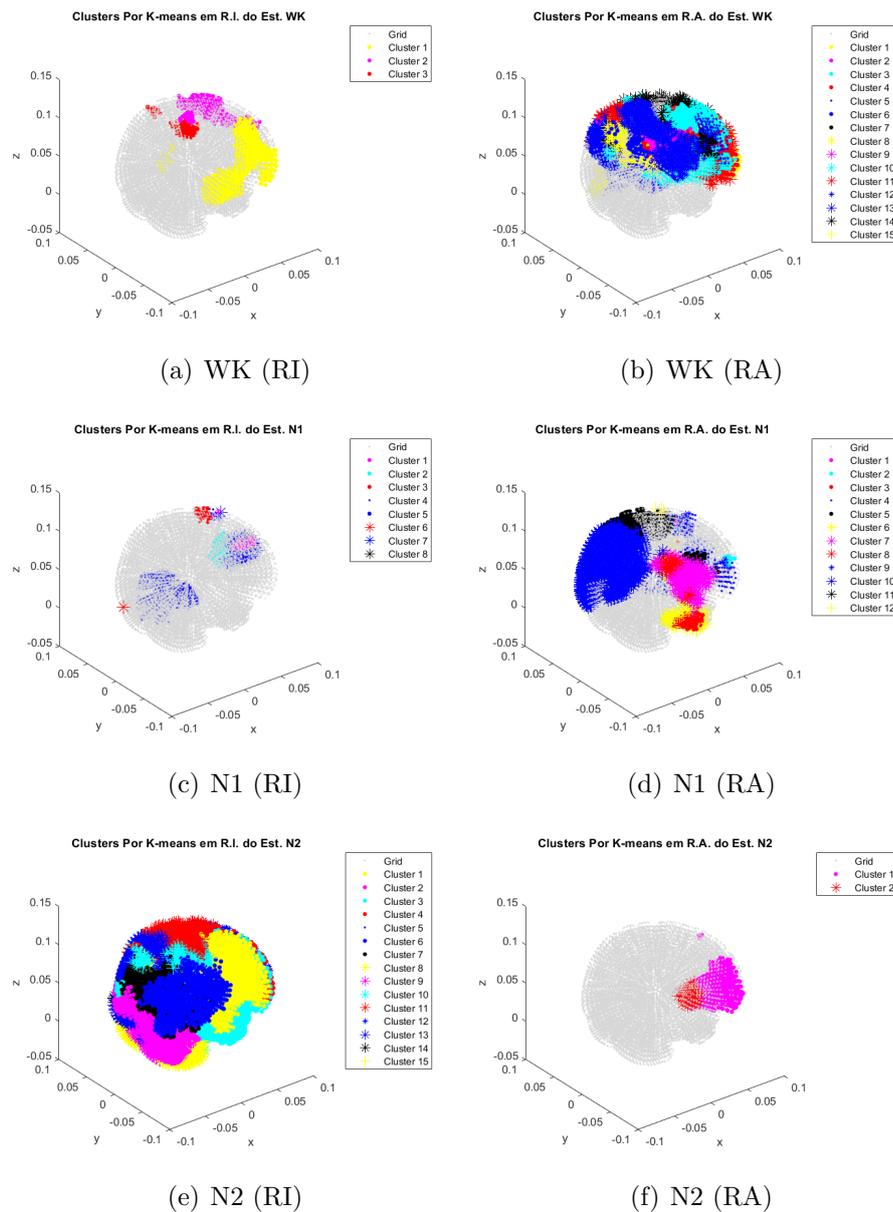


Figura 17 – Clusters mapeados para as coordenadas do sourcespace: Os mapas mostram os clusters detectados, com as fontes mapeadas para sua devida posição no sourcespace. a) Estágio WK, com dados de RI b) Estágio WK, com dados de RA c) Estágio N1, com dados de RI d) Estágio N1, com dados de RA e) Estágio N2, com dados de RI f) Estágio N2, com dados de RA. Gerada pelo autor

Desta forma, foi possível proceder com as análises, tratando o espaço de origem como um conjunto de várias regiões neuroanatômicas, especialmente bem definidas. Para isso, as fontes foram rotuladas em 170 regiões, utilizando o Automated Anatomical Labelling Atlas 3 (AALA3) desenvolvido por (ROLLS et al., 2020b). A rotulação foi realizada em um processo iterativo, através do software Brainstorm, para ajustar o AALA3 a anatomia ICBM152, conforme podemos visualizar na figura 18, onde cada cor representa uma estrutura anatômica volumétrica.

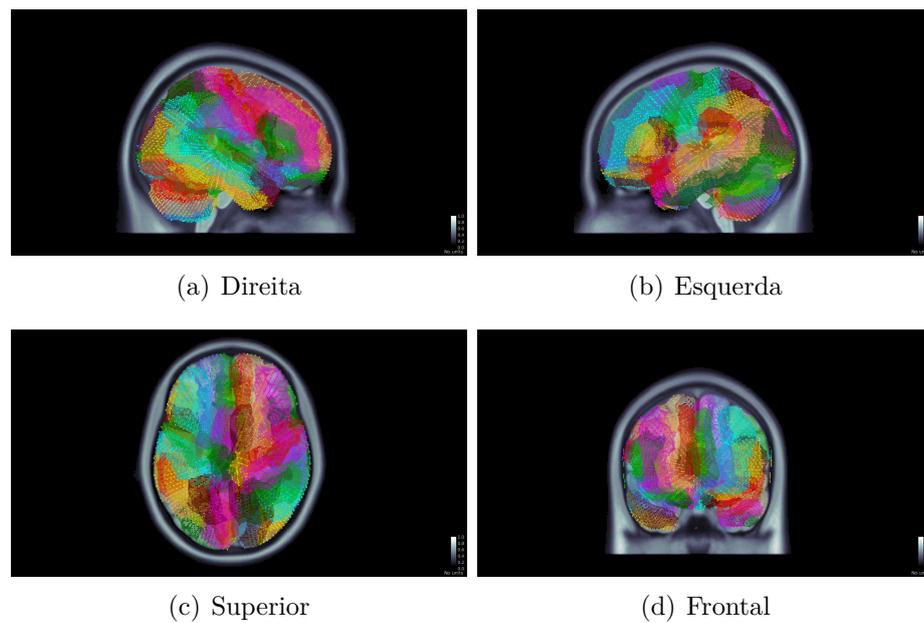


Figura 18 – Espaço de fontes particionado em 160 regiões neuronais, com vistas: a)Direita b)Esquerda c)Superior d)Frontal. Gerada pelo autor

Assim, o conjunto de 16006 fontes resultou no mapeamento de 160 regiões, uma vez que, durante o processo iterativo 10 regiões rotuladas no AALA3 não encontraram correspondência na anatomia ICBM152.

### 3.4.4 Causalidade de Granger

Para verificar a existência de comportamento causal entre as diferentes regiões, bem como, as alterações desse comportamento ao longo das diferentes fases do sono, foi calculada a Causalidade de Granger entre as 160 regiões. Foi gerado um mapa de causalidade para cada um dos estágios do sono, utilizado o sinal LORETA no domínio do tempo. As regiões foram analisadas através da caixa de ferramentas de causalidade de Granger multivariada do MVGC (BARNETT; SETH, 2014).

Devido a não estacionariedade do sinal, indicada pelo raiz unitária, utilizando o teste Augmented Dickey-Fuller (ADF) (DICKEY; FULLER, 1981), a causalidade foi calculada utilizando uma janela deslizante de 1s (o teste ADF indicou estacionariedade em 87,88% das janelas em WK, 91,39% em N1 e 94,33% em N2 ), com 50% de sobreposição e P-valor corrigido por FDR de ( $Pvalor_{WK} \leq 5.37 \times 10^{-4}$ ,  $Pvalor_{N1} \leq 2.09 \times 10^{-4}$ ,  $Pvalor_{N2} \leq 1.31 \times 10^{-4}$ ). A ordem de Granger foi definida em 1 para os três casos, pelo Akaike Information Criterion (AIC) (AKAIKE, 1974).

Os dados de causalidade foram normalizados pelo valor de conectividade máximo geral encontrado em todas as análises (WK/N1/N2). Para se concentrar em regiões com maior conectividade, os dados foram filtrados para exibir apenas relações superiores a 10%

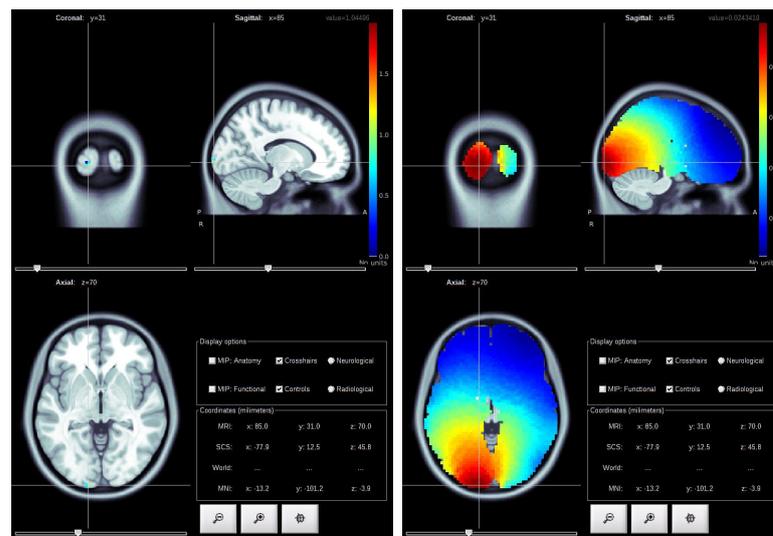
do valor máximo encontrado ao examinar a conectividade usando todos os 736 ensaios, independentemente do estágio do sono, resultando em nas tabelas suplementares S1 (WK), S2 (N1) e S3 (N2). Além disso, a conectividade funcional das regiões destacada pela análise de correlação foi indicada por meio de grafos nas figuras 20c e 21c). Eles foram gerados usando a ferramenta (<https://graphonline.ru>). Para tanto, foram criados nós azuis, vermelhos e cinzas, correspondendo respectivamente a correlação negativa, positiva e ausência de correlação entre o sinal de potência da fonte de EEG e IR/AR. A direção da causalidade foi indicada pelas setas, cuja largura representa linearmente a força dessa relação causal.

### 3.4.5 Teste de Precisão do Operador Inverso para Fontes Profundas

O uso de apenas 64 canais de EEG e um modelo de cabeça padrão para a reconstrução da fonte dificulta a localização e a resolução espacial do SLORETA para estruturas cerebrais profundas. Para superar essa limitação, a precisão de localização do operador inverso foi confirmada para todas as fontes profundas com potência de fonte de EEG mais forte e significativamente correlacionada com os resíduos de imagens e afetivos ( $|Rho| > 0.1$ ) ou que apresentaram relação causal significativa entre si, ao longo dos diferentes estágios do sono (tabela suplementar S4). Entre as estruturas verificadas, o pré-cúneo também está incluído, pois se estende da superfície cortical até regiões mais profundas. Todas as fontes que compõem as estruturas subcorticais de interesse (estruturas selecionadas nas análises de correlação e/ou causalidade), um total de 1.633 fontes, foram testadas separadamente da seguinte forma:

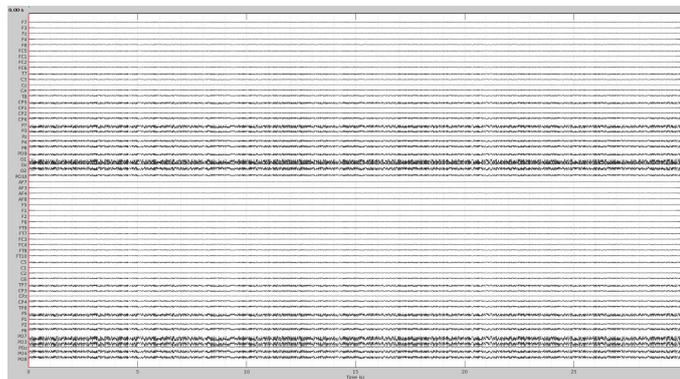
- (1) Todas as fontes no espaço do modelo foram carregadas com o valor 0, exceto a fonte  $X_i$ , em análise, que foi carregada com o valor unitário. Onde 'i' é um número inteiro variando de 1 a 1.633, correspondendo à fonte em análise;
- (2) em seguida, o operador forward foi aplicado ao mapa fonte gerado em (1) para simular o sinal de EEG de 64 eletrodos, equivalente ao sinal fonte;
- (3) o sinal de EEG simulado em (2) foi submetido ao operador inverso, gerando um mapa fonte;
- (4) o mapa estimado em (3) foi avaliado, verificando se o pico do sinal SLORETA ocorre na fonte  $X_i$ .

Na figura 19 é exibido o exemplo de uma rodada de teste. Em (a), é demonstrada uma única fonte ativada e as demais com valor zero de correntes neuronais. Em (b), é exibido o resultado da estimativa dos sinais EEG gerados artificialmente 19(c), à partir da resolução do problema direto, para a fonte de (a).



(a) Fonte setada manualmente

(b) Fontes estimadas



(c) EEG simulado

Figura 19 – **Teste do operador inverso:** Em a), temos a imagem de uma única fonte, setada manualmente. Em b), temos o resultado da estimação de fontes, aplicada no sinal de c). Em c), temos o sinal de EEG, gerado pelo operador *forward* à partir de a). Gerada pelo autor

Na figura 19(b) é possível verificar que a estimativa não gerou imagens de uma única fonte ativada, mas sim um borrão, ao redor do pico da ativação. Isso se dá, devido às restrições biológicas aplicadas pelo algoritmo *Sloreta*, que determinam que uma fonte não se ativa isoladamente, mas sim, em conjunto com as demais fontes ao seu redor, visto que a atividade elétrica neuronal se trata da propagação de estímulos elétricos entre células vizinhas.

O procedimento foi repetido para todas as 1.633 fontes de interesse, resultando em uma precisão média de 33,19%. Fontes com 0% de acertos foram descartadas do estudo, resultando na exclusão de 10 núcleos talâmicos, 2 núcleos do rafe e da área tegmentar ventral direita.

## 4 Resultados

### Regiões cerebrais associadas ao resíduo imagético

A Figura 20a mostra as correlações significativas entre a potência do EEG e o resíduo imagético dentro de cada banda de frequência, adotando um limite estatístico corrigido por FDR de  $Pvalor_{WK} \leq 5.0833x10^{-8}$  e  $Pvalor_{N1} \leq 7.6879x10^{-5}$  (Tabela Suplementar S5).

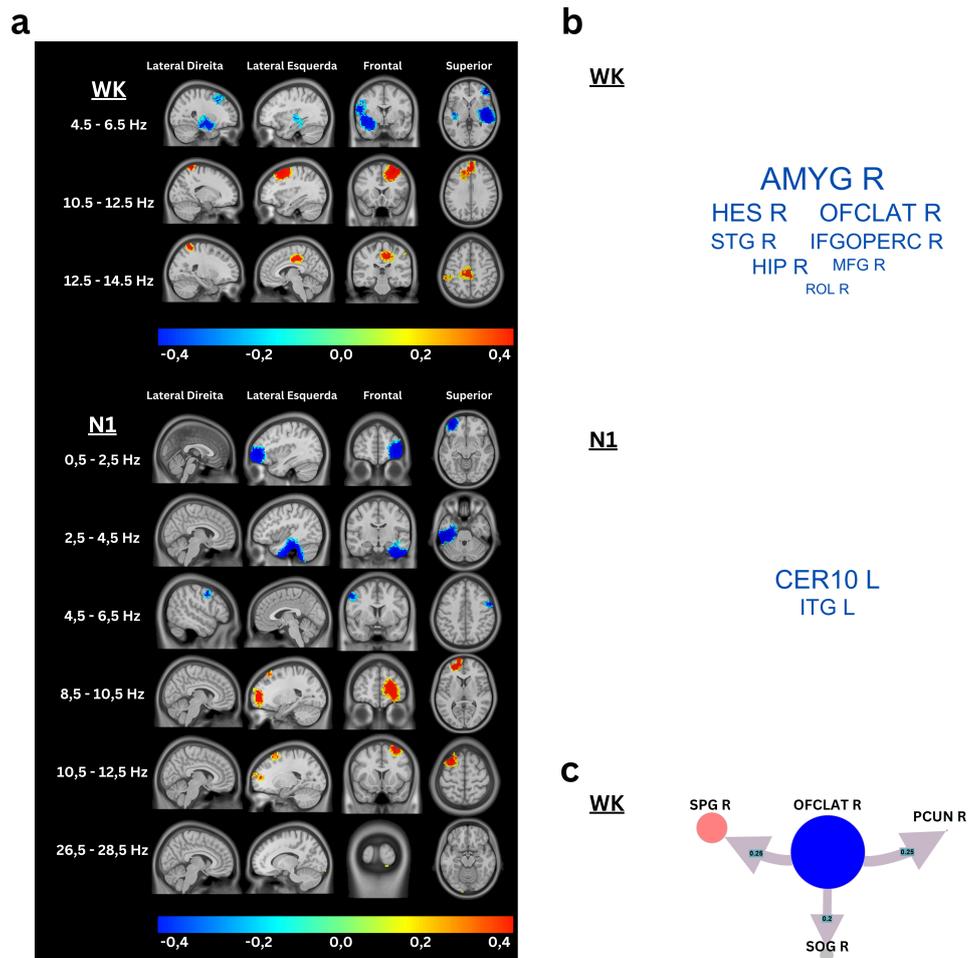


Figura 20 – Rede de regiões cerebrais com correlações significativas entre a potência da fonte de EEG e o resíduo imagético. (a) Mapas de correlação de Spearman entre a potência da fonte de EEG e a RI são mostrados. Durante o WK, correlações significativas entre a potência da fonte de EEG e o RI ( $P \leq 5,0833 \times 10^{-8}$ ) foram detectadas nas faixas de frequência de 4,5 a 6,5 Hz (correlações negativas) e de 10,5 a 14,5 Hz (correlações positivas). Correlações significativas ocorreram mais amplamente durante N1, nas faixas de frequência de 0,5-6,5 Hz (correlações negativas), 8,5-12,5 Hz (correlações positivas) e 26,5-28,5 Hz (correlações positivas). (b) Nuvens de palavras representando as redes de regiões cerebrais (ROLLS et al., 2020b) com a potência da fonte de EEG mais forte e significativamente correlacionada com RI ( $|Rho| > 0,1$ , vermelho para correlações positivas, azul para correlações negativas). Os tamanhos das palavras são escalonados linearmente pela força da correlação, em ordem decrescente da esquerda para a direita e de cima para baixo. Observe que apenas as correlações negativas estão acima do limite, ou seja, todas as correlações positivas significativas foram bem pequenas. (c) Gráfico mostrando a causalidade de Granger das estruturas cerebrais identificadas em (b). Os nós azul, vermelho e cinza correspondem respectivamente à correlação negativa, positiva e ausência de correlação entre a potência da fonte de EEG e o RI. As setas indicam a direção da causalidade, a largura da seta representa linearmente a força da causalidade. As abreviações adotadas em (b) e (c) seguem a nomenclatura utilizada no atlas modelo AALA3 (ROLLS et al., 2020b).

Um grupo de regiões cerebrais apresentou sinais de fonte inversamente correlacionados com o RI (Tabela Suplementar S5). Durante o WK, as correlações negativas mais proeminentes foram encontradas na faixa de frequência teta de 4,5 a 6,5 Hz no hemisfério direito, principalmente na amígdala<sub>R</sub><sup>1</sup>, giro de Heschl<sub>R</sub>, giro orbital lateral<sub>R</sub>, giro temporal superior<sub>R</sub>, parte opercular do giro frontal inferior<sub>R</sub>, hipocampo<sub>R</sub>, giro frontal médio<sub>R</sub> e opérculo rolândico<sub>R</sub> (pico Rho = -0,2193). Durante o N1, correlações negativas também ocorreram dentro da faixa de frequência delta de 2,5 a 4,5 Hz no hemisfério esquerdo, particularmente no Lóbulo X do cerebelo<sub>L</sub> e no giro temporal inferior (pico Rho = -0,1808). Um conjunto diferente de regiões cerebrais apresentou sinais de fonte que foram positivamente correlacionados com o RI (Tabela Suplementar S5). Durante o WK, ambos os hemisférios estavam envolvidos dentro das faixas de frequência de 10,5 a 14,5 Hz, nos giros cingulado médio e paracingulado<sub>L</sub>, giro frontal médio<sub>L</sub>, giro parietal superior<sub>R</sub>, giro frontal superior dorsolateral<sub>L</sub>, entre outras regiões (pico Rho = 0,0882). Durante o N1, correlações positivas foram detectadas no hemisfério esquerdo, nas bandas de frequência alfa (8,5-12,5 Hz) e beta (26,5-28,5 Hz), no giro frontal superior orbital medial<sub>L</sub> e no giro frontal superior dorsolateral<sub>L</sub>, entre outras regiões (pico Rho = 0,0629). Não foram encontradas correlações significativas durante o N2.

No geral, as frequências mais baixas foram negativamente correlacionadas com o RI, enquanto as frequências mais altas foram positivamente correlacionadas com o RI. A Figura 20b lista as regiões cerebrais que foram mais forte e significativamente correlacionadas com o RI. Durante o WK, a correlação negativa máxima ocorreu na amígdala direita (Rho = -0,2193) e a correlação negativa mínima ocorreu no opérculo rolândico direito (Rho = -0,1001). Durante o N1, a respectiva rede compreende apenas duas regiões cerebrais: o lóbulo cerebelar esquerdo X (Rho = -0,1808) e o giro temporal inferior esquerdo (Rho = -0,1547). A Figura 20c mostra as causalidades de Granger compreendendo as estruturas cerebrais identificadas na Figura 20b. Causalidades significativas foram detectadas apenas durante o WK, quando os sinais de origem do córtex orbital lateral direito modulavam os sinais de origem no córtex occipital, no precuneus e no giro parietal superior.

## Regiões Cerebrais Associadas ao Resíduo Afetivo

A Figura 21a mostra as correlações significativas entre RA e potência de EEG dentro de cada banda de frequência, adotando um limite estatístico corrigido por FDR de  $P_{valor_{WK}} \leq 0,014$ ,  $P_{valor_{N1}} \leq 0,0037$  e  $P_{valor_{N2}} \leq 1,4962 \times 10^{-4}$  (Tabela Suplementar S6):

Um grupo de regiões cerebrais apresentou sinais de origem negativamente correlacionados com RA (Tabela Suplementar S6). Durante o WK, esse efeito ocorreu dentro da faixa de frequência alfa (8,5-12,5 Hz), com pico de Rho = -0,1579 no giro parietal inferior<sub>R</sub> (excluindo giros supramarginal e angular), espalhando-se por regiões como o giro de Heschl<sub>L</sub>

<sup>1</sup> Os subscritos R e L indicam os hemisférios cerebrais direito e esquerdo, respectivamente.

( $Rho = -0,1384$ ) e o giro supramarginal<sub>R</sub> ( $Rho = -0,1378$ ), entre outras. Durante o N1, correlações negativas foram detectadas em várias regiões dentro da banda de frequência delta (0,5-2,5 Hz), com pico de  $Rho = -0,2105$  no Giro Orbital Lateral<sub>L</sub>, espalhando-se por regiões como o Giro Orbital Anterior<sub>L</sub> ( $Rho = -0,2103$ ) e o Giro Occipital Inferior<sub>L</sub> ( $Rho = -0,1943$ ), entre outras. Nenhuma correlação negativa foi detectada durante o N2.

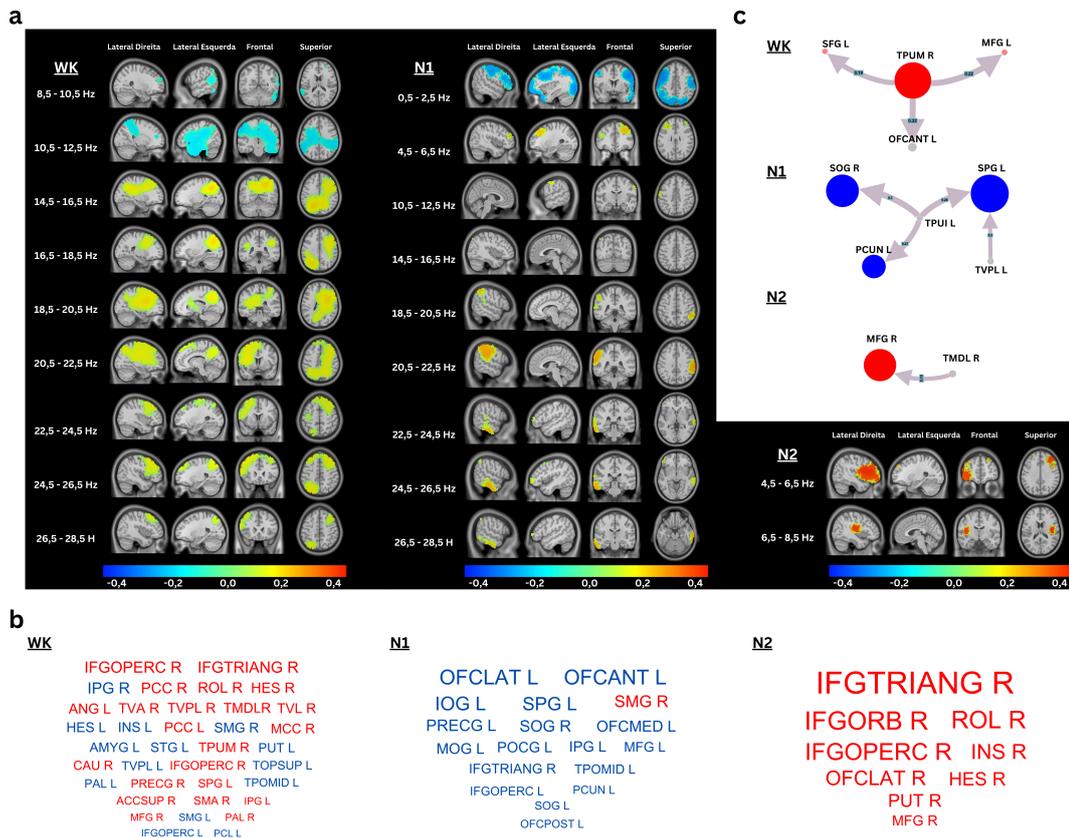


Figura 21 – Rede de regiões cerebrais com correlações significativas entre potência da fonte de EEG e resíduo afetivo. (a) Mapas de correlação de Spearman entre a potência da fonte de EEG e RA são mostrados. Correlações positivas e negativas entre a potência da fonte de EEG e RA foram detectadas significativamente em várias bandas de frequência durante WK ( $P \leq 0.014$ ), N1 ( $P \leq 0.0037$ ) e N2 ( $P \leq 1.4962 \times 10^{-4}$ ). (b) Nuvens de palavras representando as redes de regiões cerebrais (ROLLS et al., 2020b) com potência da fonte de EEG mais forte e significativamente correlacionada com RA ( $|Rho| > 0.1$ , vermelho para correlações positivas, azul para negativas). Os tamanhos das palavras são escalonados linearmente pela força da correlação, em ordem decrescente da esquerda para a direita e de cima para baixo. (c) Gráfico mostrando a causalidade de Granger das estruturas cerebrais identificadas em (b). Os nós azuis, vermelhos e cinzas correspondem respectivamente à correlação negativa, positiva e ausência de correlação entre a potência da fonte de EEG e RA. As setas indicam a direção da causalidade, a largura da seta representa linearmente a força da causalidade. As abreviações adotadas em (b) e (c) seguem a nomenclatura usada no atlas modelo AALA3(ROLLS et al., 2020b).

Sinais de origem de múltiplas regiões cerebrais foram positivamente correlacionados com RA (Tabela Suplementar S6). Durante o WK, estes ocorreram dentro da faixa de frequência beta (14,5-28,5 Hz), com pico de  $Rho = 0,1576$  no Giro Triangular Frontal Inferior<sub>R</sub>, espalhando-se por regiões como a Parte Opercular do Giro Frontal Inferior<sub>R</sub> ( $Rho = 0,1576$ ) e o Giro Cingulado Posterior<sub>R</sub> ( $Rho = 0,15$ ), entre outras. Durante N1, várias regiões cerebrais apresentaram correlações positivas dentro das bandas teta, alfa e beta (pico  $Rho = 0,1670$  no Giro Supramarginal<sub>R</sub>), espalhando-se por regiões como o Giro parietal inferior<sub>R</sub> (excluindo os Giros Supramarginal e Angular) ( $Rho = 0,0977$ ) e o Giro temporal superior<sub>R</sub> ( $Rho = 0,07$ ), entre outras. Durante N2, correlações positivas ocorreram no hemisfério direito dentro da banda teta, com pico  $Rho = 0,3098$  na Parte Inferior do Giro Triangular Frontal<sub>R</sub>, espalhando-se por regiões como a Parte orbital do giro frontal inferior<sub>R</sub> ( $Rho = 0,2584$ ) e o opérculo rolândico<sub>R</sub> ( $Rho = 0,2469$ ), entre outras.

Figura 21b lista as regiões cerebrais que foram mais fortemente e significativamente correlacionadas com RA. Durante WK, a rede variou do giro frontal inferior, parte opercular<sub>R</sub> ( $Rho = 0,1576$ ) ao lóbulo paracentral<sub>L</sub> ( $Rho = -0,1001$ ). Durante N1, a rede variou do giro orbital lateral<sub>L</sub> ( $Rho = -0,2105$ ) ao giro orbital posterior<sub>L</sub> ( $Rho = -0,1140$ ). Durante N2, a rede compreendeu a Parte Inferior do Giro Frontal Triangular<sub>R</sub> ( $Rho = 0,3098$ ) e o giro frontal médio<sub>R</sub> ( $Rho = 0,1430$ ). Figura 21c mostra as causalidades de Granger compreendendo as estruturas cerebrais identificadas na Figura 21b. Houve um aumento na conectividade durante a transição hipnagógica de WK para N1 para N2. Durante WK, sinais no núcleo talâmico pulvinar medial direito mostraram uma modulação contralateral significativa de sinais no giro orbital anterior esquerdo, giro frontal médio e giro frontal superior. Durante N1, sinais do hemisfério esquerdo dos núcleos talâmicos pulvinar inferior produziram uma modulação dos sinais no precuneus esquerdo e giro occipital superior direito. Além disso, sinais do hemisfério esquerdo do núcleo talâmico pulvinar inferior e do núcleo talâmico ventral postero-lateral modularam sinais no giro parietal superior esquerdo. Durante N2, sinais do hemisfério direito no núcleo talâmico medial dorsal parvocelular lateral modularam sinais theta ipsilaterais no giro frontal médio.

## Regiões Profundas Associadas aos Resíduos Imagéticos e Afetivos

A precisão de localização do operador inverso foi testada para as fontes subcorticais de 45 regiões de interesse. Entre elas, as 32 regiões cerebrais com a maior potência de fonte EEG e significativamente correlacionadas com os resíduos imagéticos ou afetivos, nos diferentes estágios do sono ou que apresentaram conectividade significativa com as regiões mencionadas, conforme mostrado na Tabela Suplementar S6. Destes, um total de 1.633 fontes subcorticais foram testadas, culminando na exclusão de 10 estruturas. Um total de 22 estruturas cerebrais profundas foi assim confirmado (Figura 22a) de acordo com a porcentagem de precisão realizada pelo algoritmo SLORETA em cada estrutura

(Figura 22b). A análise também inclui o precuneus, que se estende da superfície cortical para regiões mais profundas.

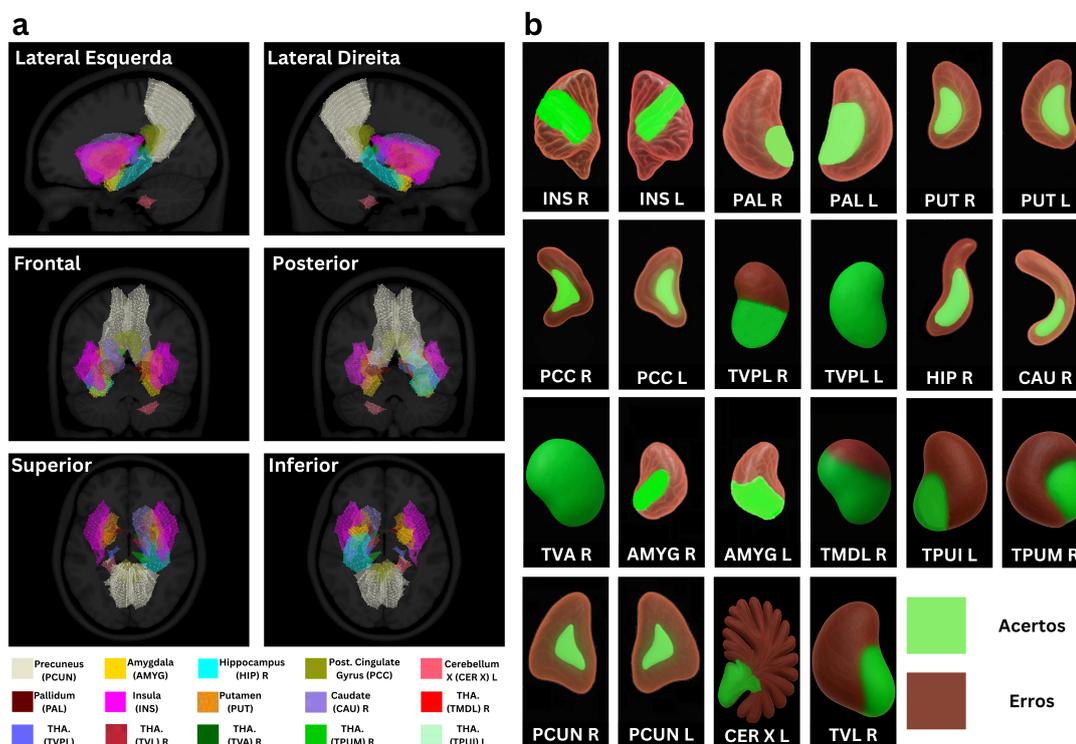


Figura 22 – Teste de precisão do operador inverso para fontes profundas. As principais estruturas são mostradas em (a), através de seus respectivos conjuntos de fontes e contornos em cores diferentes, de acordo com as vistas lateral esquerda, lateral direita, frontal, posterior, superior e inferior. Em (b), as estruturas são representadas individualmente com as respectivas porcentagens de precisão do algoritmo SLORETA indicadas pela cor verde. As siglas adotadas em (a) e (b) seguem a nomenclatura utilizada no atlas modelo AALA3.(ROLLS et al., 2020b).

### Sobreposição de Redes de Resíduos Diurnos com a DMN

As regiões cerebrais dos resíduos diurnos detectadas neste estudo apresentaram um grau substancial de sobreposição com a DMN (RAICHLE et al., 2001), dependendo do estágio e do tipo de resíduo considerado. Para RI, essa sobreposição aumentou de 37,5% durante o estágio WK para 50% durante o estágio N1 (Tabela Suplementar S5). A comparação não se aplicou ao estágio N2, quando não conseguimos detectar nenhuma correlação significativa. Para RA, a sobreposição oscilou de 37,5% durante o estágio WK para 61,4% durante o estágio N1 e, em seguida, 11,11% durante o estágio N2 (Tabela Suplementar S6).

## 5 Discussões

Neste trabalho, propusemos mapear e analisar a conectividade funcional das fontes neurais associadas ao processamento visuoafetivo do resíduo diurno durante o sono hipnagógico, com o objetivo de compreender a dinâmica cerebral inicial que media a reverberação imagética e afetiva de experiências recentes da vigília. Os resultados revelaram que esse processamento envolveu interações dinâmicas, sequenciais e bi-hemisféricas entre múltiplas estruturas corticais, subcorticais e cerebelares, cujas funções abrangeram desde o processamento visual e afetivo até o controle optocinético (CULLEN, 2023) e a modulação cognitiva.

A associação entre a potência de EEG de baixa frequência e resíduos menos intensos, bem como entre a potência de alta frequência e resíduos mais robustos, apontou para uma modulação oscilatória dependente do conteúdo onírico. Especificamente, os aspectos visuais do resíduo diurno mostraram correlação inversa com a atividade na faixa teta (4,5–6,5 Hz) durante a vigília relaxada (WK), anterior ao início do sono. Essa atividade esteve ancorada em uma rede límbica do hemisfério direito, incluindo o hipocampo e a amígdala, o que corrobora a hipótese de (MOTA et al., 2022) sobre o papel dessas estruturas na filtragem afetiva e na persistência imagética inicial. Embora a oscilação teta seja frequentemente vinculada à reativação da memória e à consolidação mnemônica (LIU et al., 2023), neste caso ela pareceu associar-se a um mecanismo inibitório visual, atuando como filtro seletivo de conteúdos no adormecer. Por outro lado, os aspectos afetivos do resíduo envolveram uma rede mais ampla de regiões corticais e subcorticais.

A evolução das redes neurais ao longo dos estágios N1 e N2 evidenciou uma transição funcional marcante. Durante o N1, as redes visuais e afetivas migraram majoritariamente para o hemisfério esquerdo, com redução do envolvimento límbico, sugerindo uma reorganização precoce que favoreceu a internalização e a dissociação afetiva. Esses achados dialogam com estudos que identificaram o N1 como um estágio crítico para a desagregação do conteúdo emocional (MOTA et al., 2022) e a persistência de elementos perceptuais da experiência (LACAUX et al., 2021). No N2, o conteúdo afetivo tornou-se predominante, com fortes correlações entre a atividade EEG e regiões do córtex pré-frontal direito, enquanto o conteúdo visual deixou de se associar significativamente às fontes neurais. Essa dissociação sugere que o N2 representou um ponto de inflexão, no qual o conteúdo afetivo não apenas reapareceu, mas foi reprocessado por circuitos executivos e avaliativos de ordem superior, como o giro frontal inferior e médio.

A sobreposição parcial, mas significativa, das redes correlacionadas com a DMN durante o estágio N1 (até 50% para imagens e 61% para afetos) reforçou a ideia de que a transição vigília-sono envolveu não apenas o desligamento progressivo de redes sensorio-motoras, mas também a reorganização de circuitos autorreferenciais (RAICHLE

et al., 2001; FOX et al., 2013). A inclusão de estruturas como a amígdala, o hipocampo, a ínsula e o giro cingulado posterior apontou para uma integração funcional entre sistemas de memória, emoção e autoconsciência, compatível com a hipótese da DMN como rede engajada na simulação mental e na reconstrução de eventos passados. A progressão da conectividade funcional da vigília para o sono inicial destacou a complexidade da transição entre uma consciência externamente orientada e uma consciência internamente dirigida.

Esses resultados também tiveram implicações para o debate atual sobre os correlatos neurais da consciência. Uma questão central nesse debate diz respeito às contribuições relativas das regiões frontais e posteriores, bem como ao papel das estruturas subcorticais. Observamos que a transição para o sono envolveu engajamento precoce de regiões pré-frontais e parietais, incluindo o giro orbital lateral, o giro frontal superior dorsolateral, o giro frontal médio, a parte opercular e a parte orbital do giro frontal inferior, além do giro parietal inferior. Tais achados são compatíveis com a teoria do espaço de trabalho global, que postula que a consciência emerge da transmissão generalizada de informações mediadas por redes de córtex pré-frontal (DEHAENE; KERSZBERG; CHANGEUX, 1998; MASHOUR et al., 2020).

Em paralelo, as redes de imagens amplamente distribuídas engajadas durante o sono hipnagógico também apresentaram convergência com a “zona quente posterior” associada ao sonho em NREM e REM (SICLARI et al., 2017). Embora análises subsequentes tenham sugerido que a atividade occipital isolada poderia ser suficiente para explicar os achados, sem a necessidade de engajamento pré-frontal ou do precuneus (BRÉCHET et al., 2020), nosso estudo identificou envolvimento adicional de regiões posteriores, incluindo o giro occipital, o giro occipital inferior e o precuneus. Este último é reconhecido por seu papel em representações visuais autorreferenciais (CAVANNA; TRIMBLE, 2006), imagens em estados psicodélicos (ARAUJO et al., 2012; CARHART-HARRIS et al., 2016) e sonhos lúcidos (DEMIREL et al., 2025). O engajamento dessas regiões foi compatível com previsões da teoria integrada da informação (IIT), que postula a necessidade de ativação posterior na geração de imagens conscientes.

Além das contribuições conceituais, os achados também apresentaram implicações clínicas. A caracterização de como o resíduo diurno é processado no limiar entre vigília e sono pode ajudar a compreender sintomas de condições psiquiátricas e neurológicas. Em transtornos de ansiedade e depressão, por exemplo, é comum a intensificação de conteúdos afetivos na transição para o sono, frequentemente associada à insônia inicial e à ruminação noturna. O padrão observado em nosso estudo — em que o conteúdo visual recente foi seletivamente filtrado enquanto o conteúdo afetivo foi inicialmente suprimido e posteriormente reintegrado — pode oferecer pistas para a dificuldade desses pacientes em “desligar” estímulos emocionais no adormecer. Situação semelhante ocorre no transtorno de estresse pós-traumático (TEPT), no qual imagens intrusivas e memórias

perturbadoras emergem durante a noite. A caracterização de redes neurais hipnagógicas pode, assim, contribuir para a identificação de biomarcadores de risco, além de sugerir alvos para intervenções terapêuticas, seja por neuromodulação não invasiva (como estimulação transcraniana) ou por protocolos cognitivo-comportamentais adaptados ao período pré-sono. Ademais, compreender a interação dinâmica entre redes frontais, límbicas e occipito-parietais nos estágios iniciais do sono pode oferecer subsídios para o manejo de distúrbios como insônia e narcolepsia, nos quais a transição vigília-sono é particularmente instável.

Este estudo também apresentou limitações. O desenho experimental se afastou do ciclo circadiano natural, uma vez que os participantes foram parcialmente privados de sono e solicitados a dormir durante o dia. Essa manipulação, embora necessária para garantir a indução de episódios hipnagógicos no ambiente laboratorial, pode ter influenciado tanto a dinâmica cerebral observada quanto o conteúdo dos resíduos relatados, bem como, pode ter contribuído para desequilíbrio amostral. Portanto, embora nossos achados caracterizem com precisão os correlatos neurais do resíduo diurno em um contexto experimental controlado, futuras investigações deverão comparar esses resultados com registros obtidos em ciclos normais de sono para avaliar a generalização e validade ecológica das conclusões. Além disso, como o protocolo foi projetado para capturar os 30 s iniciais de cada estágio, vários ensaios rotulados como N2 online foram reclassificados como N1 offline, o que pode ter reduzido o número de observações válidas em N2. Essa limitação pode explicar a ausência de correlações significativas em N2 entre a potência do EEG e resíduos imagéticos ou afetivos. Outra limitação foi a possível interferência entre imagens visualizadas em ensaios consecutivos, bem como o uso de uma única medida de memória (similaridade semântica entre estímulo e relato), sem avaliação adicional da recuperação tardia. Finalmente, a incerteza de localização relacionada à profundidade das fontes, o número restrito de canais de EEG (64) e o uso de um modelo de cabeça padrão levaram à exclusão de núcleos talâmicos, da rafe e da área tegmental ventral inicialmente detectada. Estudos futuros, utilizando EEG de alta densidade e modelos de cabeça individuais, deverão reexaminar o envolvimento de regiões subcorticais profundas nesse processamento.

Em síntese, nossos resultados sugerem que o início do sono é um estado de transição funcional altamente dinâmico, no qual conteúdos visuais recentes são seletivamente preservados e reconfigurados em redes distribuídas, enquanto conteúdos afetivos são inicialmente suprimidos e posteriormente reintegrados por circuitos frontais. Essa reorganização seletiva pode refletir um mecanismo de triagem mnemônica que antecede a consolidação da memória de longo prazo, apoiando modelos que defendem uma integração funcional entre sono, emoção e memória. Ao fornecer um mapa detalhado das fontes neurais e de sua conectividade funcional, este estudo contribui para a compreensão dos mecanismos cerebrais que sustentam a emergência de imagens conscientes no limiar entre vigília e sono, com repercussões para a neurociência cognitiva, a psicopatologia do sono e o desenvolvimento de novas abordagens clínicas.

## 6 Considerações Finais

Neste trabalho, é proposta uma nova abordagem para verificação das funções e das regiões do encéfalo, envolvidas com o processo de recuperar informações diurnas, durante os sonhos. A principal implicação dessa abordagem é a possibilidade de vislumbrar o funcionamento do cérebro humano, durante episódios de sonhos que ocorrem no início do sono, em uma perspectiva de alta resolução temporal, mil amostras por segundo, e com boa divisão espacial, 16006 pontos, distribuídos volumetricamente. Para isso, a verificação proposta foi dividida em quatro fases.

Na primeira fase, foi gerado um banco de dados de gravações de eletroencefalografia, contendo episódios de sonhos de duração de 30s. As mesmas foram analisadas por especialistas e classificadas quanto aos diferentes estágios do sono. Assim, foi possível agrupar as gravações em sonhos ocorridos no início dos estágios WK, N1 ou N2, o que fornece insumos relevantes para estudos relacionados às variadas funções dos sonhos e suas mudanças no decorrer das diferentes fases do sono.

Além de dados de EEG, o experimento reuniu também, gravações de áudio, contendo o relato dos sonhos e dos estímulos visuais que os antecederam. Esses dados, foram usados na segunda fase para alcançar valores quantitativos do resíduo do dia. O mesmo foi definido sob duas perspectiva, a primeira chamada de resíduo de imagem, contendo valores ranqueados de 0 a 1, sinalizando o grau de ocorrência do fenômeno de reverberação de informações visuais provenientes do estímulo, durante cada episódio de sonho. Na segunda perspectiva, o resíduo do dia foi mensurado ranqueando o nível de recuperação da afetividade que cada sujeito tem com os estímulos, durante os episódios de sonhos. Este ultimo, variando em um intervalo de 0 a 8.

Na terceira fase, foi realizada a estimativa de fontes dos sinais de EEG, identificando os aglomerados de neurônios responsáveis por gerar os potenciais elétricos captados no couro cabeludo, durante os episódios de sonhos. Para isso, foi realizada uma série de procedimentos, que construíram os insumos estruturais e funcionais necessários para alimentar o algoritmo *Sloreta*. Posteriormente, estes dados possibilitaram estimar os sinais correspondentes às correntes neuronais. Assim, foi possível analisar a atividade elétrica gerada pelos sonhos, sob a perspectiva das correntes que circulam diretamente nas estruturas encefálicas.

Na quarta fase, foi possível indicar estatisticamente, quais são as regiões moduladoras do fenômeno de reverberação de memórias recentes em sonhos, dentro de um intervalo de confiança aceitável. Para isso, foram calculadas potências médias dos sinais estimados para 14 bandas de frequência, de cada estágio do sono. Desta forma, foram evidenciados

os fenômenos que são comuns à maioria dos *trials*, em desfavorecimento de fenômenos pontuais, que não são de nosso interesse. Na sequência, o *sourcespace*, foi organizado em 160 regiões anatômicas, permitindo agrupar as fontes de acordo com a localização espacial. Em seguida, as regiões encefálicas foram correlacionadas com os aspectos imagético e emocional do resíduo do dia, permitindo identificar as regiões encefálicas de ocorrência destes fenômenos. A individualidade funcional das regiões foi confirmada pela análise de clusterização. Por fim, a Causalidade de Granger foi utilizada para verificar a existência de conectividade funcional entre as diferentes regiões, bem como, as alterações dessa conectividade ao longo das diferentes fases do sono.

Desta forma, foi possível identificar os correlatos neurais do processamento visuo-afetivo do resíduo do dia, mostrando que o processamento hipnagógico da experiência de vigília envolve interações bi-hemisféricas complexas, dinâmicas e sequenciais entre múltiplas estruturas corticais, subcorticais e cerebelares com funções visuais, límbicas, optocinéticas e cognitivas.

## 6.1 Próximos Passos

Nosso próximo desafio, a curto prazo, é verificar como os aspectos afetivos da memória transitam de estímulos inicialmente agradáveis para memórias desagradáveis e vice versa. A longo prazo, o desafio é repetir o estudo, utilizando EEG de alta densidade e modelos de cabeça individuais para reexaminar se as regiões subcorticais profundas, excluídas desta pesquisa, também participam dos diferentes aspectos do resíduo do dia hipnagógico.

## 6.2 Publicações

Este trabalho deu origem aos seguintes artigos:

SOUZA, George; QUEIROZ, Jonathan; MOTA, Natalia; RIBEIRO, Sidarta; BARROS, Allan. Impactos de modelos genéricos de cabeça em estimação de fontes de eletroencefalograma. In: II Latin American Workshop on Computational Neuroscience. II LAWCN Proceedings, 2019. p. 81-88

Souza, G.V., Mota, N.B., Barros, A.K., & Ribeiro, S. Visuo-affective day residue in hypnagogia involves sequential bihemispheric interactions between cortical, subcortical, and cerebellar structures. *Commun Biol* 8, 997 (2025). <https://doi.org/10.1038/s42003-025-08429-6>

# Referências

- ABDULHAY, E. et al. Computer-aided autism diagnosis via second-order difference plot area applied to eeg empirical mode decomposition. *Neural Computing and Applications*, Springer, p. 1–10, 2018. Citado na página 24.
- AKAIKE, H. A new look at the statistical model identification. *IEEE Transactions on Automatic Control*, Ieee, v. 19, n. 6, p. 716–723, 1974. Citado na página 56.
- ANDRADE, M. M. d. Como preparar trabalhos para curso de pós-graduação: noções práticas. In: *Como preparar trabalhos para curso de pós-graduação: nocões práticas*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 150–150. Citado na página 39.
- ARAUJO, D. B. D. et al. Seeing with the eyes shut: Neural basis of enhanced imagery following ayahuasca ingestion. *Human Brain Mapping*, Wiley Online Library, v. 33, n. 11, p. 2550–2560, 2012. Citado na página 66.
- AZEVEDO, F. A. et al. Equal numbers of neuronal and nonneuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain. *Journal of Comparative Neurology*, Wiley Online Library, v. 513, n. 5, p. 532–541, 2009. Citado na página 21.
- BAILLET, S.; GARNERO, L. A bayesian approach to introducing anatomo-functional priors in the eeg/meg inverse problem. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 44, n. 5, p. 374–385, 1997. Citado na página 32.
- BARNETT, L.; SETH, A. K. The mvgc multivariate granger causality toolbox: A new approach to granger-causal inference. *Journal of Neuroscience Methods*, Elsevier, v. 223, p. 50–68, 2014. Citado na página 56.
- BECKER, H. *Denoising, separation and localization of EEG sources in the context of epilepsy*. Tese (Doutorado), 2014. Citado na página 33.
- BENJAMINI, Y.; HOCHBERG, Y. Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal statistical society: series B (Methodological)*, Wiley Online Library, v. 57, n. 1, p. 289–300, 1995. Citado na página 52.
- BERGER, H. Uber das elektrenkephalogramm des menschen. translated and reprinted in pierre gloor, hans berger on the electroencephalogram of man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology (Supp. 28) 1969*, Amsterdam: Elsevier, 1929. Citado na página 24.
- BERGER, H. Über das elektrenkephalogramm des menschen. *DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift*, © Georg Thieme Verlag, Stuttgart, v. 60, n. 51, p. 1947–1949, 1934. Citado na página 24.
- BIRD, S.; KLEIN, E.; LOPER, E. *Natural language processing with python: Analyzing text with the natural language toolkit*. [S.l.]: "O'Reilly Media, Inc.", 2009. Citado na página 43.

- BLAGROVE, M. et al. Assessing the dream-lag effect for REM and NREM stage 2 dreams. *PloS One*, Public Library of Science San Francisco, USA, v. 6, n. 10, p. e26708, 2011. Citado na página 14.
- BLAGROVE, M. et al. A replication of the 5–7 day dream-lag effect with comparison of dreams to future events as control for baseline matching. *Consciousness and Cognition*, Elsevier, v. 20, n. 2, p. 384–391, 2011. Citado na página 14.
- BLOCH, F. Nuclear induction. *Physical review*, APS, v. 70, n. 7-8, p. 460, 1946. Citado na página 28.
- BLOCH, F.; PURCELL, E. M. Nobel prize for physics, 1952. *Nature*, v. 170, p. 911–912, 1952. Citado na página 28.
- BOASHASH, B.; OUELHA, S. Automatic signal abnormality detection using time-frequency features and machine learning: A newborn eeg seizure case study. *Knowledge-Based Systems*, Elsevier, v. 106, p. 38–50, 2016. Citado na página 24.
- BOIS-REYMOND, E. D. Untersuchungen uber thierische elektricitat. *Berlin, Reimer*, v. 1, 1848. Citado na página 23.
- BOYCE, R.; WILLIAMS, S.; ADAMANTIDIS, A. Rem sleep and memory. *Current Opinion in Neurobiology*, Elsevier, v. 44, p. 167–177, 2017. Citado na página 38.
- BREBBIA, C.; DOMINGUEZ, J. Boundary element methods for potential problems. *Applied Mathematical Modelling*, Elsevier, v. 1, n. 7, p. 372–378, 1977. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 45.
- BRÉCHET, L. et al. Eeg microstates of dreams. *Scientific reports*, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–9, 2020. Citado na página 66.
- BRINKMANN, B. H. et al. Scalp-recorded eeg localization in mri volume data. *Brain topography*, Springer, v. 10, n. 4, p. 245–253, 1998. Citado na página 48.
- BROEK, S. Van den; REINDERS, K.; PETERS, M. The influence of holes in a layer with low conductivity on the potential and magnetic field. In: *Biomag 96*. [S.l.]: Springer, 2000. p. 385–388. Citado na página 47.
- CAIRNEY, S. A. et al. Memory consolidation is linked to spindle-mediated information processing during sleep. *Current Biology*, Elsevier, v. 28, n. 6, p. 948–954, 2018. Citado na página 38.
- CARHART-HARRIS, R. L. et al. Neural correlates of the LSD experience revealed by multimodal neuroimaging. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, National Academy of Sciences, v. 113, n. 17, p. 4853–4858, 2016. Citado na página 66.
- CARMO, S. S. *Características do envolvimento do Sistema Nervoso Central na Polirradiculoneuropatia Inflamatória Desmielinizante Crônica: um estudo mediante técnicas quantitativas de Imagem por Ressonância Magnética*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2014. Citado na página 28.
- CAVANNA, A. E.; TRIMBLE, M. R. The precuneus: A review of its functional anatomy and behavioural correlates. *Brain*, Oxford University Press, v. 129, n. 3, p. 564–583, 2006. Citado na página 66.

- CHAVES, M. L.; FINKELSZTEJN, A.; STEFANI, M. A. *Rotinas em neurologia e neurocirurgia*. [S.l.]: Artmed Editora, 2009. Citado na página 26.
- CLINE, H. E. et al. 3d reconstruction of the brain from magnetic resonance images using a connectivity algorithm. *Magnetic resonance imaging*, Elsevier, v. 5, n. 5, p. 345–352, 1987. Citado na página 29.
- COENEN, A.; FINE, E.; ZAYACHKIVSKA, O. Adolf beck: a forgotten pioneer in electroencephalography. *Journal of the History of the Neurosciences*, Taylor & Francis, v. 23, n. 3, p. 276–286, 2014. Citado na página 24.
- COLLINS, D. L. et al. Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE transactions on medical imaging*, IEEE, v. 17, n. 3, p. 463–468, 1998. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 30.
- CULLEN, K. E. Internal models of self-motion: neural computations by the vestibular cerebellum. *Trends in Neurosciences*, Elsevier, v. 46, n. 11, p. 986–1002, 2023. Citado na página 65.
- CUNNINGHAM, T. J. et al. Psychophysiological arousal at encoding leads to reduced reactivity but enhanced emotional memory following sleep. *Neurobiology of Learning and Memory*, Elsevier, v. 114, p. 155–164, 2014. Citado na página 14.
- DALE, A. M. et al. Dynamic statistical parametric mapping: combining fmri and meg for high-resolution imaging of cortical activity. *Neuron*, Elsevier, v. 26, n. 1, p. 55–67, 2000. Citado na página 32.
- DARONCH, C. et al. Bailarinas x voleibolistas: efeito de diferentes treinamentos motores sobre o sinal eletroencefalográfico. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, SciELO Brasil, v. 38, n. 4, p. 384–391, 2016. Citado na página 26.
- DARVAS, F. et al. Generic head models for atlas-based eeg source analysis. *Human brain mapping*, Wiley Online Library, v. 27, n. 2, p. 129–143, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- DEHAENE, S.; KERSZBERG, M.; CHANGEUX, J.-P. A neuronal model of a global workspace in effortful cognitive tasks. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, The National Academy of Sciences, v. 95, n. 24, p. 14529–14534, 1998. Citado na página 66.
- DEMIREL, Ç. et al. Electrophysiological correlates of lucid dreaming: sensor and source level signatures. *Journal of Neuroscience*, Society for Neuroscience, 2025. ISSN 0270-6474. Citado na página 66.
- DICKEY, D. A.; FULLER, W. A. Likelihood ratio statistics for autoregressive time series with a unit root. *Econometrica: journal of the Econometric Society*, JSTOR, p. 1057–1072, 1981. Citado na página 56.
- DIEKELMANN, S.; BORN, J. The memory function of sleep. *Nature reviews neuroscience*, Nature Publishing Group UK London, v. 11, n. 2, p. 114–126, 2010. Citado na página 38.
- DU, J. et al. Functional connectivity of the orbitofrontal cortex, anterior cingulate cortex, and inferior frontal gyrus in humans. *Cortex*, Elsevier, v. 123, p. 185–199, 2020. Citado na página 23.

- EICHENLAUB, J.-B. et al. Resting brain activity varies with dream recall frequency between subjects. *Neuropsychopharmacology*, Nature Publishing Group, v. 39, n. 7, p. 1594–1602, 2014. Citado na página 14.
- EICHENLAUB, J.-B. et al. Incorporation of recent waking-life experiences in dreams correlates with frontal theta activity in rem sleep. *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, Oxford University Press, v. 13, n. 6, p. 637–647, 2018. Citado na página 17.
- FERNANDES, R. M. F. O sono normal. *Medicina (Ribeirão Preto)*, v. 39, n. 2, p. 157–168, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- FISCHL, B. Freesurfer. *Neuroimage*, Elsevier, v. 62, n. 2, p. 774–781, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 45.
- FONOV, V. et al. Unbiased average age-appropriate atlases for pediatric studies. *Neuroimage*, Elsevier, v. 54, n. 1, p. 313–327, 2011. Citado na página 45.
- FONSECA, C. et al. A novel dry active electrode for eeg recording. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 54, n. 1, p. 162–165, 2006. Citado na página 25.
- FOX, K. C. et al. Dreaming as mind wandering: Evidence from functional neuroimaging and first-person content reports. *Frontiers in Human Neuroscience*, Frontiers Media SA, v. 7, p. 412, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 14, 16 e 66.
- FREUD, S. A interpretação de sonhos [the interpretation of dreams]. *Edição standard das obras psicológicas completas de Sigmund Freud (J. Salomão, (Trans.), Vols. 4 and 5, Rio de Janeiro, Brazil: Imago (Original work published in 1900)*, 1996. Citado na página 14.
- FRITSCH, G. Uber die elektrische erregbarkeit des grosshirns. *Arch, anat. Physiol. Wiss. Med.*, v. 37, p. 300–332, 1870. Citado na página 23.
- GMBH, B. P. *Products by Applications: EEG*. 2021. <[https://www.brainproducts.com/products\\_by\\_apps.php?aid=5](https://www.brainproducts.com/products_by_apps.php?aid=5)>. Accessed: 2021-09-01. Citado na página 25.
- GOLDSTEIN, A. N.; WALKER, M. P. The role of sleep in emotional brain function. *Annual review of clinical psychology*, Annual Reviews, v. 10, n. 1, p. 679–708, 2014. Citado na página 38.
- GRAMFORT, A. et al. Mne software for processing meg and eeg data. *Neuroimage*, Elsevier, v. 86, p. 446–460, 2014. Citado na página 32.
- GRAMFORT, A. et al. Forward field computation with openmeeg. *Computational intelligence and neuroscience*, Hindawi, v. 2011, 2011. Citado na página 47.
- GRAVE, E. et al. Learning word vectors for 157 languages. *arXiv preprint arXiv:1802.06893*, 2018. Citado na página 43.
- HELM, E. V. D. et al. REM sleep depotentiates amygdala activity to previous emotional experiences. *Current Biology*, Elsevier, v. 21, n. 23, p. 2029–2032, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 38.
- HONG, C. C.-H.; FALLON, J. H.; FRISTON, K. J. fmri evidence for default mode network deactivation associated with rapid eye movements in sleep. *Brain Sciences*, MDPI, v. 11, n. 11, p. 1528, 2021. Citado na página 16.

- HUO, Y. et al. Consistent cortical reconstruction and multi-atlas brain segmentation. *NeuroImage*, Elsevier, v. 138, p. 197–210, 2016. Citado na página 29.
- JACKSON, J. H. A study of convulsions. *Archives of Neurology*, American Medical Association, v. 22, n. 2, p. 184–188, 1970. Citado na página 23.
- JASPER, H. H. The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, v. 10, p. 370–375, 1958. Citado na página 25.
- JOULIN, A. et al. Loss in translation: Learning bilingual word mapping with a retrieval criterion. *arXiv preprint arXiv:1804.07745*, 2018. Citado na página 43.
- JUNIOR, P. P. d. M. O. *Medida da espessura cortical com imagens de ressonância magnética: técnica e aplicações na doença de Alzheimer e na polimicrogiria*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2008. Citado na página 29.
- KENHUB. *Introdução ao encéfalo*. 2021. <<https://www.kenhub.com/pt/study/introducao-do-cerebro>>. Accessed: 2021-09-27. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- KIRSCH, A. et al. *An introduction to the mathematical theory of inverse problems*. [S.l.]: Springer, 2011. v. 120. Citado na página 32.
- KLINZING, J. G.; NIETHARD, N.; BORN, J. Mechanisms of systems memory consolidation during sleep. *Nature neuroscience*, Nature Publishing Group US New York, v. 22, n. 10, p. 1598–1610, 2019. Citado na página 38.
- KOESSLER, L. et al. Spatial localization of eeg electrodes. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, Elsevier, v. 37, n. 2, p. 97–102, 2007. Citado na página 48.
- KOIKE, T. et al. Connectivity pattern changes in default-mode network with deep non-REM and REM sleep. *Neuroscience Research*, Elsevier, v. 69, n. 4, p. 322–330, 2011. Citado na página 14.
- LACAUX, C. et al. Sleep onset is a creative sweet spot. *Science Advances*, American Association for the Advancement of Science, v. 7, n. 50, p. eabj5866, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 65.
- LACAUX, C. et al. Embracing sleep-onset complexity. *Trends in Neurosciences*, Elsevier, 2024. Citado na página 14.
- LANG, P. J. et al. International affective picture system (iaps): Technical manual and affective ratings. *NIMH Center for the Study of Emotion and Attention*, Florida, FL, v. 1, n. 39-58, p. 3, 1997. Citado na página 41.
- LATCHOUMANE, C.-F. V. et al. Thalamic spindles promote memory formation during sleep through triple phase-locking of cortical, thalamic, and hippocampal rhythms. *Neuron*, Elsevier, v. 95, n. 2, p. 424–435, 2017. Citado na página 38.
- LAUTERBUR, P. C. et al. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. 1973. Citado na página 29.
- LIU, J. et al. Item-specific neural representations during human sleep support long-term memory. *PLoS biology*, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 21, n. 11, p. e3002399, 2023. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 65.

- LOPEZ-GORDO, M. A.; SANCHEZ-MORILLO, D.; VALLE, F. P. Dry eeg electrodes. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 14, n. 7, p. 12847–12870, 2014. Citado na página 25.
- LU, Y. et al. Cerebral micro-structural changes in covid-19 patients—an mri-based 3-month follow-up study. *EClinicalMedicine*, Elsevier, v. 25, p. 100484, 2020. Citado na página 23.
- MALINOWSKI, J. et al. The effects of dream rebound: Evidence for emotion-processing theories of dreaming. *Journal of Sleep Research*, Wiley Online Library, v. 28, n. 5, p. e12827, 2019. Citado na página 14.
- MARTINEZ, B. S. et al. The effects of cognitive reappraisal and sleep on emotional memory formation. *Cognition and Emotion*, Taylor & Francis, v. 37, n. 5, p. 942–958, 2023. Citado na página 14.
- MASHOUR, G. A. et al. Conscious processing and the global neuronal workspace hypothesis. *Neuron*, Elsevier, v. 105, n. 5, p. 776–798, 2020. Citado na página 66.
- MAZZOLA, A. A. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 117–129, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.
- MOTA, N. B. et al. Imagetic and affective measures of memory reverberation diverge at sleep onset in association with theta rhythm. *NeuroImage*, Elsevier, v. 264, p. 119690, 2022. Citado 10 vezes nas páginas 14, 15, 18, 19, 39, 41, 42, 43, 44 e 65.
- NEVES, G.; MACÊDO, P.; GOMES, M. d. M. Transtornos do sono: atualização (1/2). *Revista Brasileira de Neurologia*, v. 53, n. 3, p. 19–30, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- NGO, H.-V. V. et al. Auditory closed-loop stimulation of the sleep slow oscillation enhances memory. *Neuron*, Elsevier, v. 78, n. 3, p. 545–553, 2013. Citado na página 38.
- NIELSEN, T. A. et al. Immediate and delayed incorporations of events into dreams: Further replication and implications for dream function. *Journal of Sleep Research*, Wiley Online Library, v. 13, n. 4, p. 327–336, 2004. Citado na página 14.
- NIELSEN, T. A.; POWELL, R. A. The 'dream-lag' effect: A 6-day temporal delay in dream content incorporation. *Psychiatric Journal of the University of Ottawa: Revue de Psychiatrie de L'universite D'ottawa*, v. 14, n. 4, p. 561–565, 1989. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 37.
- NIR, Y.; TONONI, G. Dreaming and the brain: from phenomenology to neurophysiology. *Trends in cognitive sciences*, Elsevier, v. 14, n. 2, p. 88–100, 2010. Citado na página 37.
- OH, S. L. et al. A deep learning approach for parkinson's disease diagnosis from eeg signals. *Neural Computing and Applications*, Springer, p. 1–7, 2018. Citado na página 24.
- ONG, J. L. et al. Effects of phase-locked acoustic stimulation during a nap on eeg spectra and declarative memory consolidation. *Sleep medicine*, Elsevier, v. 20, p. 88–97, 2016. Citado na página 38.

- PASCUAL-MARQUI, R. D. Review of methods for solving the eeg inverse problem. *International journal of bioelectromagnetism*, v. 1, n. 1, p. 75–86, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- PASCUAL-MARQUI, R. D. Discrete, 3d distributed, linear imaging methods of electric neuronal activity. part 1: exact, zero error localization. *arXiv preprint arXiv:0710.3341*, 2007. Citado na página 32.
- PASCUAL-MARQUI, R. D. et al. Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sloreta): technical details. *Methods Find Exp Clin Pharmacol*, v. 24, n. Suppl D, p. 5–12, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 44.
- PAYNE, J. D.; NADEL, L. Sleep, dreams, and memory consolidation: the role of the stress hormone cortisol. *Learning & Memory*, Cold Spring Harbor Lab, v. 11, n. 6, p. 671–678, 2004. Citado na página 37.
- PEKAR, J. J. A brief introduction to functional mri. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE, v. 25, n. 2, p. 24–26, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.
- PESSINI, R. A. *Aplicação de técnicas de reconhecimento de padrões em dados quantitativos de neuroimagens por ressonância magnética em pacientes de esclerose múltipla*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2016. Citado na página 28.
- PICARD-DELAND, C.; NIELSEN, T. Targeted memory reactivation has a sleep stage-specific delayed effect on dream content. *Journal of Sleep Research*, Wiley Online Library, v. 31, n. 1, p. e13391, 2022. Citado na página 14.
- PURCELL, E. M.; TORREY, H. C.; POUND, R. V. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Physical review*, APS, v. 69, n. 1-2, p. 37, 1946. Citado na página 28.
- RAICHLE, M. E. et al. A default mode of brain function. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, The National Academy of Sciences, v. 98, n. 2, p. 676–682, 2001. Citado 5 vezes nas páginas 14, 15, 18, 64 e 66.
- REINVANG, I. et al. Electrophysiological localization of brain regions involved in perceptual memory. *Experimental Brain Research*, Springer, v. 123, n. 4, p. 481–484, 1998. Citado na página 17.
- RIERA, J. et al. Theoretical basis of the eeg spline inverse solutions for a spherical head model. *Biomed. Tech*, v. 42, n. 1, p. 219–222, 1997. Citado na página 33.
- RIJN, E. van et al. The dream-lag effect: Selective processing of personally significant events during rapid eye movement sleep, but not during slow wave sleep. *Neurobiology of Learning and Memory*, Elsevier, v. 122, p. 98–109, 2015. Citado na página 14.
- RIJN, E. van et al. Daydreams incorporate recent waking life concerns but do not show delayed (‘dream-lag’) incorporations. *Consciousness and Cognition*, Elsevier, v. 58, p. 51–59, 2018. Citado na página 14.
- ROLLS, E. T. et al. Functional connectivity of the right inferior frontal gyrus and orbitofrontal cortex in depression. *Social cognitive and affective neuroscience*, Oxford University Press, v. 15, n. 1, p. 75–86, 2020. Citado na página 23.

- ROLLS, E. T. et al. Automated anatomical labelling atlas 3. *Neuroimage*, Elsevier, v. 206, p. 116189, 2020. Citado 5 vezes nas páginas 22, 55, 60, 62 e 64.
- ROLLS, E. T.; JOLIOT, M.; TZOURIO-MAZOYER, N. Implementation of a new parcellation of the orbitofrontal cortex in the automated anatomical labeling atlas. *Neuroimage*, Elsevier, v. 122, p. 1–5, 2015. Citado na página 22.
- SCHIRRMESTER, R. et al. Deep learning with convolutional neural networks for decoding and visualization of eeg pathology. In: IEEE. *2017 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB)*. [S.l.], 2017. p. 1–7. Citado na página 24.
- SICLARI, F. et al. The neural correlates of dreaming. *Nature neuroscience*, Nature Publishing Group, v. 20, n. 6, p. 872–878, 2017. Citado 4 vezes nas páginas 15, 17, 37 e 66.
- SICLARI, F. et al. Dreaming in NREM sleep: a high-density EEG study of slow waves and spindles. *Journal of Neuroscience*, Society for Neuroscience, v. 38, n. 43, p. 9175–9185, 2018. Citado na página 15.
- SIMPRAGA, S. et al. Eeg machine learning for accurate detection of cholinergic intervention and alzheimer’s disease. *Scientific reports*, Nature Publishing Group, v. 7, n. 1, p. 5775, 2017. Citado na página 24.
- SIULY, S.; LI, Y.; ZHANG, Y. Eeg signal analysis and classification. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, Springer, v. 11, p. 141–144, 2016. Citado na página 27.
- STURZBECHER, M. J. *Métodos clássicos e alternativos para a análise de dados de fMRI e EEG-fMRI simultâneo em indivíduos assintomáticos, pacientes com epilepsia e com estenose carotídea*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 33.
- SUBHA, D. P. et al. Eeg signal analysis: a survey. *Journal of medical systems*, Springer, v. 34, n. 2, p. 195–212, 2010. Citado na página 23.
- TADEL, F. et al. Brainstorm: a user-friendly application for meg/eeg analysis. *Computational intelligence and neuroscience*, Hindawi Publishing Corp., v. 2011, p. 8, 2011. Citado na página 45.
- TOURBIER, S. et al. Quantification of fetal cortical folding using slice-to-volume reconstructed mri and freesurfer. In: *OHBM 22nd Annual Meeting*. [S.l.: s.n.], 2016. Citado na página 29.
- TZOURIO-MAZOYER, N. et al. Automated anatomical labeling of activations in spm using a macroscopic anatomical parcellation of the mni mri single-subject brain. *Neuroimage*, Elsevier, v. 15, n. 1, p. 273–289, 2002. Citado na página 22.
- VALLAT, R. et al. Characteristics of the memory sources of dreams: A new version of the content-matching paradigm to take mundane and remote memories into account. *PLoS One*, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 12, n. 10, p. e0185262, 2017. Citado na página 14.
- VALLAT, R. et al. High dream recall frequency is associated with increased creativity and default mode network connectivity. *Nature and Science of Sleep*, Taylor & Francis, p. 265–275, 2022. Citado na página 16.

- WAMSLEY, E. J. et al. Cognitive replay of visuomotor learning at sleep onset: Temporal dynamics and relationship to task performance. *Sleep*, Oxford University Press, v. 33, n. 1, p. 59–68, 2010. Citado na página 14.
- WAMSLEY, E. J.; STICKGOLD, R. Dreaming of a learning task is associated with enhanced memory consolidation: Replication in an overnight sleep study. *Journal of Sleep Research*, Wiley Online Library, v. 28, n. 1, p. e12749, 2019. Citado na página 14.
- WAMSLEY, E. J. et al. Dreaming of a learning task is associated with enhanced sleep-dependent memory consolidation. *Current Biology*, Elsevier, v. 20, n. 9, p. 850–855, 2010. Citado na página 14.
- WELCH, P. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*, IEEE, v. 15, n. 2, p. 70–73, 1967. Citado na página 50.
- WENNERBERG, A.; ZETTERBERG, L. H. Application of a computer-based model for eeg analysis. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, Elsevier, v. 31, n. 5, p. 457–468, 1971. Citado na página 24.
- WU, C. W. et al. Variations in connectivity in the sensorimotor and default-mode networks during the first nocturnal sleep cycle. *Brain Connectivity*, Mary Ann Liebert, Inc. 140 Huguenot Street, 3rd Floor New Rochelle, NY 10801 USA, v. 2, n. 4, p. 177–190, 2012. Citado na página 14.
- YADOLLAHPOUR, A.; MIRZAIYAN, M.; RASHIDI, S. Quantitative eeg for early and differential diagnosis of bipolar disorders: a comprehensive review of the literature. *International Journal of Mental Health and Addiction*, Springer, v. 15, n. 2, p. 387–393, 2017. Citado na página 24.
- ZHANG, Z.; RAO, B. D. Sparse signal recovery with temporally correlated source vectors using sparse bayesian learning. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, IEEE, v. 5, n. 5, p. 912–926, 2011. Citado na página 32.
- ZOLLEI, L. et al. Freesurfer image processing pipeline for infant clinical mri images. In: *Proceedings of the Organization for Human Brain Mapping Conference*. [S.l.: s.n.], 2017. v. 1703. Citado na página 29.

# Apêndices

---

**Causalidade de Granger WK (Tabela Suplementar S1)**

---

Regiões Influenciadas	Regiões Influenciadoras			
	Lobule IV, V of cerebellar_L	Thalamus, Pulvinar medial_R	Lateral orbital gyrus_R	Lobule III of cerebellar_L
Middle frontal gyrus_L	*	0,2175	*	*
Anterior orbital gyrus_L	*	0,2179	*	*
Precuneus_R	*	*	0,2486	0,3074
Superior frontal gyrus dorsolatera_L	*	0,1894	*	*
Superior occipital gyrus_R	*	*	0,2013	*
Superior parietal gyrus_R	0,2351	*	0,2535	0,5247

---

\* Valores abaixo do limiar de corte (10%)

## Causalidade de Granger N1 (Tabela Suplementar S2)

Regiões Influenciadas	Regiões Influenciadoras						
	Thalamus, Ventral posterolateral_L	Thalamus, Pulvinar inferior_L	Posterior cingulate gyrus_R	Parahippocampal gyrus_L	Amygdala_R	Caudate nucleus_L	Lenticular nucleus, Pallidum_R
Precentral gyrus_R	*	0,2735	*	*	*	*	*
SFGmedial_R	*	0,1985	*	*	*	*	*
Superior frontal gyrus dorsolateral_R	*	0,2358	*	*	*	*	*
Cuneus_R	0,199	0,193	*	*	*	*	*
Superior occipital gyrus_R	*	0,297	*	*	*	*	*
Middle occipital gyrus_R	*	0,2345	0,2073	*	*	*	*
Postcentral gyrus_R	*	0,344	*	*	*	*	*
Superior parietal gyrus_L	0,198	0,2849	*	*	*	*	*
Superior parietal gyrus_R	0,234	0,3779	*	0,2985	*	0,2061	0,2791
Inf. parietal gyrus, exc. supramarginal and ang. gyri_R	*	0,3594	*	*	0,2555	*	0,1986
Angular gyrus_R	*	0,3516	0,1987	*	*	*	0,1909
Precuneus_L	*	0,2748	*	*	*	*	*
Precuneus_R	*	0,3837	0,1931	*	*	*	0,1899
Paracentral lobule_L	*	0,2403	*	*	*	*	*
Paracentral lobule_R	0,1955	0,3553	*	*	*	*	*

\* Valores abaixo do limiar de corte (10%)

**Causalidade de Granger N2 (Tabela Suplementar S3)**

Regiões Influenciadas	Regiões Influenciadoras					
	Precentral gyrus_L	Lobule VI of cerebellar_R	Rolandic operculum_L	Thalamus, Mediodorsal lateral parvocellular_r_R	Locus coeruleus_R	Fusiform gyrus_L
Lobule VI of vermis	*	*	*	*	0,1947	*
Lobule VII of vermis	*	*	*	*	0,2534	*
Lobule VIII of vermis_L	*	*	*	*	0,1983	*
Lobule VIII of vermis_R	*	*	*	*	0,1902	*
Thalamus, Ventral anterior_L	*	*	0,2007	*	*	*
Thalamus, Ventral anterior_R	*	*	0,2273	*	*	*
Thalamus, Mediodorsal lateral parvocellular_R	*	*	0,2266	*	*	*
Thalamus, Pulvinar inferior_L	*	*	0,2124	*	*	*
Anterior cingulate cortex, subgenual_R	0,214	*	*	*	*	*
Superior frontal gyrus medial orbital_L	0,1897	*	*	*	*	*
Middle cingulate & paracingulate gyri_L	*	*	0,2115	*	*	*
Calcarine fissure and surrounding cortex_L	*	0,2371	*	*	*	0,1955
Lingual gyrus_L	*	*	*	*	0,1936	*
Middle frontal gyrus_R	*	*	*	0,1891	*	*
Inf. parietal gyrus, exc. supramarginal and ang. gyri_R	*	*	*	*	0,2548	*
Supramarginal gyrus_R	*	*	*	*	0,1988	*
Angular gyrus_R	*	*	*	*	0,3485	*
Caudate nucleus_L	*	*	0,207	*	*	*
Lenticular nucleus, Putamen_L	*	*	0,1975	*	*	*
Lenticular nucleus, Pallidum_L	*	*	0,1934	*	*	*

\* Valores abaixo do limiar de corte (10%)

**Teste de Precisão do Operador Inverso para Fontes Profundas (Tabela Suplementar S4)**

Nome da Região	Relacionada ao:	Estágio	Número de Voxels	Acertos (%)	Erro Máximo (mm)
Thalamus, Ventral posterolateral (TVPL) L	Resíduo Afetivo	WK	2	100	0
Thalamus, Ventral anterior (TVA) R	Resíduo Afetivo	WK	1	100	0
Thalamus, Mediodorsal lateral parvocellular (TMDL) R	Resíduo Afetivo	WK/N2	4	75	9
Thalamus, Ventral posterolateral (TVPL) R	Resíduo Afetivo	WK	2	50	12
Amygdala (AMYG) L	Resíduo Afetivo	WK	29	48,28	6
Lenticular nucleus, Pallidum (PAL) L	Resíduo Afetivo	WK	26	46,15	9
Parahippocampal gyrus (PHG) L *	-	-	34	44,12	6
Thalamus, Pulvinar medial (TPUM) R	Resíduo Afetivo	WK	5	40	12
Insula (INS) R	Resíduo Afetivo	N1	94	38,3	9
Posterior cingulate gyrus (PCC) R	Resíduo Afetivo	WK	16	37,5	6
Lobule VI of vermis (VER6) *	-	-	27	37,04	9
Caudate nucleus (CAU) L *	-	-	58	36,2	6
Insula (INS) L	Resíduo Afetivo	WK	96	35,42	6
Hippocampus (HIP) R	Resíduo Imagético	WK	35	34,28	6
Precuneus (PCUN) L	Resíduo Afetivo	N1	293	34,13	6
Lenticular nucleus, Putamen (PUT) L	Resíduo Afetivo	WK	68	33,82	6
Precuneus (PCUN) R	Resíduo Imagético	WK	356	33,43	6
Posterior cingulate gyrus (PCC) L	Resíduo Afetivo	WK	21	33,33	6
Thalamus, Ventral lateral (TVL) R	Resíduo Afetivo	WK	6	33,33	9
Thalamus, Pulvinar inferior (TPUI) L	Resíduo Afetivo	N1	3	33,33	3
Lobule VIII of vermis (VER8) R *	-	-	24	33,33	3
Lobule VII of vermis (VER7) R *	-	-	12	33,33	3
Caudate nucleus (CAU) R	Resíduo Afetivo	WK	73	32,88	9
Lenticular nucleus, Putamen (PUT) R	Resíduo Afetivo	N1	76	30,26	6
Amygdala (AMYG) R	Resíduo Imagético	WK	34	29,41	6
Lobule VIII of vermis (VER8) L *	-	-	14	28,57	3
Lobule X of cerebellum (CER10) L	Resíduo Imagético	N1	22	27,27	6
Lobule IV, V of cerebellum (CER4_5) L *	-	-	33	27,27	6
Lobule III of cerebellum (CER3) L *	-	-	22	27,27	3
Lobule VI of cerebellum (CER6) R *	-	-	82	24,39	6
Lenticular nucleus, Pallidum (PAL) R	Resíduo Afetivo	WK	29	20,69	9
Locus coeruleus (LC) R *	-	-	7	14,28	4
Raphe nucleus, median (RAPHEM) L	Resíduo Afetivo	N2	3	0	6
Raphe nucleus, median (RAPHEM) R	Resíduo Afetivo	N2	3	0	6
Ventral tegmental area (VTA) R *	-	-	2	0	6
Thalamus, Pulvinar medial (TPUM) L	Resíduo Afetivo	N1	3	0	3
Thalamus, Ventral lateral (TVL) L *	-	-	6	0	9
Thalamus, Pulvinar anterior (TPUA) L *	-	-	1	0	9
Thalamus, Mediodorsal medial magnocellular (TMDM) R	Resíduo Afetivo	WK	3	0	9
Thalamus, Lateral geniculate (TLGN) R	Resíduo Afetivo	WK	2	0	6
Thalamus, Pulvinar inferior (TPUI) R	Resíduo Afetivo	WK	2	0	6
Thalamus, Anteroventral Nucleus (TAV) R	Resíduo Afetivo	WK	1	0	3
Thalamus, Intralaminar (TIL) R	Resíduo Afetivo	WK	1	0	9
Thalamus, Mediodorsal medial magnocellular (TMDM) L	Resíduo Afetivo	WK	1	0	6
Thalamus, Ventral anterior (TVA) L	Resíduo Afetivo	WK	1	0	9
<b>TOTAL</b>	-	-	<b>1633</b>	<b>33,19</b>	-

\* Indica regiões que se manifestaram exclusivamente na análise de causalidade

Correlação Média Entre a Potência Estimada do Sinal e o Resíduo da Imagem (Tabela Suplementar S5)

Região	Default Mode Network (DMN)	Potência x Resíduo Imagético										
		WK				N1						
		4,5 - 6,5 Hz	10,5 - 12,5 Hz	12,5 - 14,5 Hz	10% MS	0,5 - 2,5 Hz	2,5 - 4,5 Hz	4,5 - 6,5 Hz	8,5 - 10,5 Hz	10,5 - 12,5 Hz	26,5 - 28,5 Hz	10% MS
Amygdala Left		0	0	0		0	-0,0377	0	0	0	0	
Amygdala Right		-0,2193	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
Anterior orbital gyrus Left		0	0	0		-0,0585	0	0	0	0	0	
Anterior orbital gyrus Right		-0,006	0	0		0	0	0	0	0	0	
Crus I of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,0202	0	0	0	0	
Crus II of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,0156	0	0	0	0	
Fusiform gyrus Left		0	0	0		0	-0,0698	0	0	0	0	
Fusiform gyrus Right	*	-0,0187	0	0		0	0	0	0	0	0	
Heschl's gyrus Left	*	-0,0603	0	0		0	0	0	0	0	0	
Heschl's gyrus Right		-0,1741	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
Hippocampus Left	*	-0,0322	0	0		0	-0,0329	0	0	0	0	
Hippocampus Right	*	-0,1483	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
IFG pars orbitalis Left		0	0	0		-0,0421	0	0	0	0	0	
IFG pars orbitalis Right		-0,0898	0	0		0	0	0	0	0	0	
Inf. parietal gyrus, excl. supramarginal and angular gyri Left	*	0	0	0,0113		0	0	0	0	0	0	
Inferior frontal gyrus opercular part Right		-0,1501	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
Inferior frontal gyrus triangular part Left		0	0	0		-0,0336	0	0	0,0012	0	0	
Inferior temporal gyrus Left	*	-0,0036	0	0		0	-0,1547	0	0	0	0	*
Inferior temporal gyrus Right	*	-0,0225	0	0		0	0	0	0	0	0	
insula right		-0,0665	0	0		0	0	0	0	0	0	
Lateral orbital gyrus Left		0	0	0		-0,0536	0	0	0	0	0	
Lateral orbital gyrus Right		-0,1732	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
Lenticular nucleus, Pallidum Right		-0,0667	0	0		0	0	0	0	0	0	
Lenticular nucleus, Putamen Right		-0,0671	0	0		0	0	0	0	0	0	
Lingual gyrus Left	*	0	0	0		0	0	0	0	0	0,0019	
Lobule IV, V of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,0166	0	0	0	0	
Lobule IX of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,0037	0	0	0	0	
Lobule VIIIB of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,0991	0	0	0	0	
Lobule VIII of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,0562	0	0	0	0	
Lobule X of cerebellar hemisphere Left		0	0	0		0	-0,1809	0	0	0	0	*
Lower Front Triangular Gyrus Part Right		-0,0771	0	0		0	0	0	0	0	0	
Middle cingulate & paracingulate gyri Left	*	0	0,0151	0,0882		0	0	0	0	0	0	
Middle cingulate & paracingulate gyri Right	*	0	0,016	0,01		0	0	0	0	0	0	
Middle frontal gyrus Left	*	0	0,0772	0		-0,0716	0	0	0,026	0,019	0	
Middle frontal gyrus Right	*	-0,1146	0	0	*	0	0	-0,0013	0	0	0	
Middle temporal gyrus Left	*	-0,0013	0	0		0	-0,0034	0	0	0	0	
Middle temporal gyrus Right	*	-0,0738	0	0		0	0	0	0	0	0	
Paracentral lobule Left	*	0	0	0,0233		0	0	0	0	0	0	
Paracentral lobule Right	*	0	0,0018	0,0037		0	0	0	0	0	0	
Parahippocampal gyrus Left	*	0	0	0		0	-0,0326	0	0	0	0	
Parahippocampal gyrus Right	*	-0,0671	0	0		0	0	0	0	0	0	
Postcentral gyrus Left	*	0	0,0023	0,0035		0	0	0	0	0	0	
Postcentral gyrus Right	*	-0,0313	0,012	0,0052		0	0	0	0	0	0	
Precentral gyrus Left	*	0	0,0325	0,0024		0	0	0	0	0	0	
Precentral gyrus Right	*	-0,042	0	0		0	0	-0,0231	0	0	0	
Precuneus Right	*	0	0,0031	0		0	0	0	0	0	0	
Rolandic operculum Right		-0,1001	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
Superior frontal gyrus dorsolateral Left	*	0	0,0569	0		-0,0072	0	0	0,0526	0,0274	0	
Superior frontal gyrus dorsolateral Right	*	-0,0023	0,0008	0		0	0	0	0	0	0	
Superior frontal gyrus medial Left	*	0	0,0411	0		0	0	0	0,0387	0,0383	0	
Superior frontal gyrus medial orbital Left	*	0	0	0		0	0	0	0,0629	0	0	
Superior frontal gyrus medial Right	*	0	0,0477	0		0	0	0	0	0,002	0	
Superior parietal gyrus Right	*	0	0,0205	0,071		0	0	0	0	0	0	
Superior temporal gyrus Left	*	-0,0094	0	0		0	0	0	0	0	0	
Superior temporal gyrus Right	*	-0,1511	0	0	*	0	0	0	0	0	0	
Supramarginal gyrus Right	*	-0,0015	0	0		0	0	0	0	0	0	
Temporal pole: middle temporal gyrus Left	*	0	0	0		0	-0,0205	0	0	0	0	
Temporal pole: middle temporal gyrus Right	*	-0,0116	0	0		0	0	0	0	0	0	
Temporal pole: superior temporal gyrus Left	*	0	0	0		0	-0,0046	0	0	0	0	
Temporal pole: superior temporal gyrus Right	*	-0,0866	0	0		0	0	0	0	0	0	

Correlação Média Entre a Potência Estimada do Sinal e o Resíduo Afetivo (Tabela Suplementar S6)

Região	Default Model Network (DMN)	Potência x Resíduo Afetivo																								
		Wk				N1				N2				N3												
		8.5-10.5 Hz	10.5-12.5 Hz	14.5-16.5 Hz	16.5-18.5 Hz	18.5-20.5 Hz	20.5-22.5 Hz	22.5-24.5 Hz	24.5-26.5 Hz	26.5-28.5 Hz	10% MS	0.5-2.5 Hz	4.5-6.5 Hz	10.5-12.5 Hz	14.5-16.5 Hz	16.5-20.5 Hz	20.5-22.5 Hz	22.5-24.5 Hz	24.5-26.5 Hz	26.5-28.5 Hz	10% MS	4.5-6.5 Hz	6.5-8.5 Hz	10% MS		
Amígdala Left	*	0	-0.1338	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Angular gyrus Left	*	-0.0007	-0.045	0.096	0.1417	0.0339	0.05	0	0.0526	0.0198	*	-0.0766	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Angular gyrus Right	*	0	-0.0546	0.0152	0.008	0.0368	0.0408	0	0	0	*	-0.0221	0	0	0.0009	0.0073	0.0157	0	0	0	0	0	0	0	0	
Anterior cingulate cortex, pregenual Right	*	0	-0.0033	0	0	0.0086	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.0221	
Anterior cingulate cortex, supracallosal Left	*	0	0	0	0	0.049	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Anterior cingulate cortex, supracallosal Right	*	0	-0.0028	0	0	0.1165	0.0113	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Anterior orbital gyrus Left	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.2103	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Anterior orbital gyrus Right	*	0	0	0	0	0.0028	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.0449	
Calcarine fissure and surrounding cortex Left	*	0	0	0	0.0283	0	0	0	0	0	*	-0.0064	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Calcarine fissure and surrounding cortex Right	*	0	-0.065	0	0	0.0505	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Caudate nucleus Right	*	0	-0.0034	0.0312	0	0.0177	0.1294	0.0602	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.0142	
Cus II of cerebellar hemisphere Left	*	-0.0197	-0.0076	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0207	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Cus II of cerebellar hemisphere Right	*	-0.0087	-0.005	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Cuneus Left	*	0	0	0.0421	0.0656	0.0531	0.0123	0	0	0	*	-0.0656	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Cuneus Right	*	0	0	0.0036	0.0033	0.0033	0.0017	0	0	0	*	-0.0909	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Fusiform gyrus Left	*	0	-0.0265	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0202	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Gyrus rectus Left	*	0	-0.0021	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0079	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Gyrus rectus Right	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0157	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Heschl's gyrus Left	*	0	-0.1384	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Heschl's gyrus Right	*	0	-0.0252	0.1259	0.0611	0.1454	0.0926	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.0221 0.1877
Hippocampus Left	*	0	-0.063	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Hippocampus Right	*	0	0	0.0416	0	0.0448	0.0143	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
IFG pars orbitalis Left	*	0	-0.0286	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
IFG pars orbitalis Right	*	0	0	0	0	0.0584	0.1229	0	0	0	*	-0.0431	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.2584
Inf. Pari. gyrus, exc. supramarginal and ang. gyri Left	*	0	-0.0429	0.0947	0.1049	0.0668	0.061	0	0.0615	0.0215	*	-0.1476	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inf. Pari. gyrus, exc. supramarginal and ang. gyri Right	*	0	-0.1579	0.0138	0.0014	0.0108	0.0454	0	0	0	*	-0.0261	0	0	0.0686	0.0977	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.0021
Inferior frontal gyrus opercular part Left	*	0	-0.1034	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.124	0.0026	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inferior frontal gyrus opercular part Right	*	0	0	0.0787	0.1021	0.1576	0.1484	0.074	0.0976	0.0213	*	-0.0409	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.2378
Inferior frontal gyrus triangular part Left	*	0	-0.0461	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0365	0.0028	0	0	0	0.0018	0.0091	0.0009	0	0	0	0	0	0	0
Inferior occipital gyrus Left	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.1843	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inferior temporal gyrus Left	*	-0.0033	-0.0959	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0217	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inferior temporal gyrus Right	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0004	0	0	0	0	0.0303	0.064	0.0345	0	0	0	0	0	0	0
Insula left	*	0	-0.1395	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0942	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Insula right	*	0	-0.0041	0.0282	0.0275	0.0784	0.0772	0	0	0	*	-0.2102	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.2111 0.0623
Lateral orbital gyrus Left	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Lateral orbital gyrus Right	*	0	0	0	0	0	0.0069	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.2049
Lenticular nucleus, Putamen Left	*	0	-0.1208	0	0	0.0328	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Lenticular nucleus, Putamen Right	*	0	0	0	0.1032	0.0176	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.0583
Lenticular nucleus, Putamen Left	*	0	-0.1313	0	0	0.0018	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Lenticular nucleus, Putamen Right	*	0	0	0.0034	0.0102	0.0877	0.069	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.1793 0.0044
Lingual gyrus Left	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.0152	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Lobule VIII of cerebellar hemisphere Left	*	0	-0.0209	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Lower Front Triangular Gyrus Part Right	*	0	0	0.0033	0.0566	0.1478	0.1576	0.1028	0.1219	0.0537	*	-0.137	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.3098
Medial orbital gyrus Left	*	0	-0.0036	0	0	0	0	0	0	0	*	-0.1556	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Middle cingulate & paracingulate gyri Left	*	0	-0.0917	0.0309	0	0.054	0.014	0	0	0	*	-0.1843	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Middle cingulate & paracingulate gyri Right	*	0	-0.0359	0.0357	0.0019	0.1356	0.0508	0	0	0	*	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Middle frontal gyrus Left	*	0	-0.0098	0	0	0.0007	0.0047	0.0032	0.0206	0	*	-0.1379	0.0475	0	0	0	0	0.0006	0.0076	0.0006	0	0	0	0	0	0
Middle frontal gyrus Right	*	-0.0033	-0.0024	0.0542	0.0672	0.099	0.104	0.0492	0.0683	0.0282	*	-0.1513	0.0083	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.143
Middle occipital gyrus Left	*	0	0	0.0226	0.0446	0.1118	0.0909	0	0.0046	0.0004	*	-0.151	0	0	0.0029	0.0005	0.0247	0.0146	0	0	0	0	0	0	0	0
Middle occipital gyrus Right	*	0	0	0.0045	0	0.0006	0.0032	0	0	0	*	-0.0475	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Middle temporal gyrus Left	*	-0.0116	-0.0828	0.0019	0.006	0	0	0	0	0	*	-0.0217	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Middle temporal gyrus Right	*	0	-0.0003	0	0.0007	0.0014	0	0	0	0	*	-0.0006	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Paracentral lobule Left	*	0	-0.1001	0.0019	0	0.0063	0	0	0	0	*	-0.0058	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Paracentral lobule Right	*	0	-0.0919	0.0053	0	0.0162	0.0313	0.0008	0.0052	0.0009	*	-0.0028	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Parahippocampal gyrus Left	*	0	-0.0561	0	0	0	0	0	0	0	*	0														