

Julian Roosen Runge Huguen

**Implantação da avaliação da dinâmica temporal e espacial de processos  
neurais na eletroencefalografia**

Florianópolis

2017



Julian Roosen Runge Hugen

**Implantação da avaliação da dinâmica temporal e espacial de processos neurais na  
eletroencefalografia**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao curso de Graduação em Ciências Biológicas da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Bacharel em Ciências Biológicas.

Orientador: Prof. Dr. Odival Cezar Gasparotto

Florianópolis

2017

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

Hugen, Julian Roosen Runge  
Implantação da avaliação da dinâmica temporal e espacial  
de processos neurais na eletroencefalografia / Julian  
Roosen Runge Hugen ; orientador, Odival Cezar Gasparotto,  
2017.  
44 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -  
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências  
Biológicas, Graduação em Ciências Biológicas, Florianópolis,  
2017.

Inclui referências.

1. Ciências Biológicas. 2. Eletroencefalografia. 3.  
Potencial Relacionado a Evento. 4. LORETA. 5. Análise de  
Dinâmica. I. Gasparotto, Odival Cezar. II. Universidade  
Federal de Santa Catarina. Graduação em Ciências Biológicas.  
III. Título.

Julian Roosen Runge Hugen

**Implantação da avaliação da dinâmica temporal e espacial de processos neurais na eletroencefalografia**

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para a obtenção do Grau de Bacharel em Ciências Biológicas e aprovado em sua forma final pelo Curso de Ciências Biológicas.

Florianópolis, 27 de novembro de 2017.

**Prof. Dr. Carlos Roberto Zanetti**

Coordenador do Curso de Ciências Biológicas

**Banca Examinadora:**

**Prof. Dr. Odival Cezar Gasparotto**

CCB/CFS - UFSC

Orientador

**Ms. Matheus Mangini Bertuzzo**

CCB/CFS – UFSC

**Prof. Ms. Ricardo Spyrides Boabaid Pimentel Gonçalves**

DAS – UFSC

Dedico esse trabalho a minha mãe, Brita.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente ao Dr. Odival Cezar Gasparotto, por ter me orientado, ensinado e permitido que esse trabalho se realizasse.

Ao pessoal do laboratório, em especial, ao Doutorando Matheus Mangini Bertuzzo, que pude contar sempre que precisei, e à Psicóloga Adriana Boschi Moreira por ter me dado o suporte para a conclusão deste trabalho.

Ao meu companheiro de faculdade, Willian Azevedo Silva.

Aos meus amigos que me apoiaram e me incentivaram durante todo o percurso, em especial André, Carlos, José e Martin.

A minha família, em especial minha mãe, Brita, que deu todo o suporte e torceu fortemente por mim.

Ao meu amor, Jackeline, que esteve sempre do meu lado me apoiando de todas as formas possíveis.

Por fim, gostaria de agradecer à Universidade Federal de Santa Catarina, por toda a estrutura fornecida durante todo o período de minha graduação.

Em um experimento comportamental, não obtemos dados durante o período entre o estímulo e a resposta, mas esse é o período em que a maior parte da "ação" acontece.

(Steven J. Luck, 2014)

## RESUMO

Uma das ferramentas para avaliação dos processos neurológicos é a eletroencefalografia (EEG), que apresenta diversas técnicas para o estudo das atividades neuronais, suas intercomunicações e funções. Este trabalho apresenta um método para a utilização de duas técnicas de EEG em conjunto, Potencial Relacionado a Evento (ERP) e Tomografia Eletromagnética de Baixa Resolução (LORETA). A técnica de ERP tem o intuito de identificar, no tempo, atividades relevantes para estudo, enquanto a técnica de LORETA é uma tomografia de baixa resolução, identificando de onde provém o sinal registrado na EEG. Por meio do método proposto, é possível identificar os locais no tempo onde ocorrem as atividades relevantes (com o ERP) e analisar a dinâmica espacial cerebral de forma sequencial durante esse período (com a LORETA).

**Palavras-chave:** Potencial relacionado a evento, temporal, ERP, LORETA, dinâmica, espacial, sequencial.



## **ABSTRACT**

One of the tools for evaluation of neurological processes is electroencephalography (EEG), which presents several techniques for the study of neuronal activities, their intercommunications and functions. This work presents a method for the use of two EEG techniques in conjunction, Event Related Potential (ERP) and Low Resolution Electromagnetic Tomography (LORETA). The ERP technique aims to identify, in time, relevant activities for study, while the LORETA technique is a low resolution tomography, identifying where the EEG signal comes from. By means of the proposed method, it is possible to identify the locations in the time where the relevant activities occur (with the ERP) and to analyze the cerebral spatial dynamics in a sequential way during that period (with LORETA).

**Keywords:** Event-related Potential, temporal, ERP, LORETA, dynamic, spatial, sequential.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – PA e PI .....	17
Figura 2 – Analogia do PI.....	18
Figura 3 – Gráfico de artigos relacionados ao assunto.....	22
Figura 4 – Remoção de artefatos cardiobalísticos através da ICA .....	27
Figura 5 – Seleção dos intervalos de interesse .....	28
Figura 6 – Visualização do registro para desartefatagem.....	29
Figura 7 – Remoção de Épocas e Canais.....	30
Figura 8 – Lista de eletrodos .....	32
Figura 9 – Confecção de arquivos de coordenadas e matriz espacial .....	33
Figura 10 – SliceViewer .....	35
Figura 11 – Proposta para futura técnica .....	39

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Palavras-chave utilizadas .....	20
Tabela 2 – Prospecção geral .....	20
Tabela 3 – Artigos de IB: EEG * ERP * LORETA * Dynamics .....	21

## LISTA DE ABREVIATURAS

EEG – Eletroencefalografia

ERP – Potencial Relacionado a Evento

LORETA – Tomografia Eletromagnética Cerebral de Baixa Resolução

PA – Problema Antecipatório

PI – Problema Inverso

TR – Tempo de Reação

PPSE – Potencial Pós-Sináptico Excitatório

PPSI - Potencial Pós-Sináptico Inibitório

PPS - Potencial Pós-Sináptico

CNV - Contingente de Variação Negativa

sLORETA - Tomografia Eletromagnética Cerebral de Baixa Resolução Padronizada

eLORETA - Tomografia Eletromagnética Cerebral de Baixa Resolução Exata

MEG - Magnetoencefalografia

fMRI - Ressonância Magnética Funcional

IB – Idéia Básica

TANOVA - Análise Topográfica de Variância

LKS - LORETA-Key software

ICA - Análise de Componente Independente

EOG – Eletro-oculograma

ECG – Electrocardiograma

Ms - Milissegundo

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
1.1 Reconhecimento de processos neurais específicos.....	14
1.2 Análise da dinâmica temporal espacial .....	16
1.3 Prospecção de estudos relacionados .....	19
<b>2. JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>23</b>
<b>3. OBJETIVOS .....</b>	<b>24</b>
3.1 Objetivo geral .....	24
3.2 Objetivos específicos .....	24
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>25</b>
4.1 Coleta dos dados .....	25
4.2 EEGLAB .....	25
4.3 Processamento de dados de dinâmica espacial.....	31
4.4 Análise de Dados .....	36
<b>5. DISCUSSÃO .....</b>	<b>37</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>40</b>
<b>REFÊRENCIAS.....</b>	<b>41</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A eletroencefalografia (EEG) é uma ferramenta importante na compreensão de processos neurais, tanto na área médica quanto clínica, através da análise da atividade elétrica cerebral.

A EEG baseia-se no registro e amplificação da atividade eletroquímica de grupo de neurônios corticais ao serem excitados ou inibidos (ADRIAN; MATTHEWS, 1934; BUCCI; GALDERISI, 2011; COLLURA, 2008). Esses neurônios, que são em sua maioria células piramidais, geram Potenciais Pós-Sinápticos Excitatórios (PPSE) e Inibitórios (PPSI) cujas somações elétricas extracelulares formam campos elétricos, que podem ser registrados por eletrodos posicionados sobre o escalpo, caracterizando a EEG (ADRIAN; MATTHEWS, 1934; BUCCI; GALDERISI, 2011; COLLURA, 2008; OLEJNICZAK, 2006).

### 1.1 Reconhecimento de processos neurais específicos

O uso da EEG tem se mostrado muito útil ao longo de décadas, tanto no meio científico quanto no clínico (DEMOS, 2005). No entanto, por apresentar um conglomerado misto de diferentes fontes de atividade neural, o registro bruto da EEG, de uma forma geral, é um tanto grosseiro, tornando difícil a análise e identificação de processos neurais específicos, os quais são os principais focos da neurociência cognitiva atual.

Para a análise e extração de determinadas respostas neurais associadas a eventos cognitivos, sensoriais e motores específicos, faz-se necessário complementar o registro da EEG com a análise chamada Event-Related Potential (ERP) – tradução livre “Potencial Relacionado a Evento”. Esta utiliza a média dos valores da amplitude registrados na EEG a fim de relacionar certos potenciais elétricos a eventos específicos (LUCK, 2014). A ideia básica é que através da média, por diversos ensaios, pode-se extrair a resposta a um estímulo, já que em um registro de EEG existe, além da resposta, outras atividades que não estão relacionadas a ele. Qualquer atividade cerebral que venha a ser consistentemente provocada pelo estímulo naquele período de tempo será somada. Assim os registros de potenciais que não estejam relacionados com o estímulo serão negativos em alguns ensaios e positivos em outros, assim cancelando uns aos outros ao final da média de vários ensaios.

As primeiras gravações de ERP sensoriais em seres humanos foram realizadas em 1935 e 1936 por Pauline e Hallowell Davis e publicadas alguns anos depois (DAVIS, H. *et al.*, 1939; DAVIS, P., 1939), mas somente em 1962 foi feita a primeira publicação dessa técnica com o uso de computador (GALAMBOS; SHEATZ, 1962). Em 1964, o primeiro componente de ERP foi descoberto (WALTER *et al.*, 1964).

Os componentes de ERP são eventos no tempo que demonstram atividades cognitivas específicas, não somente respostas sensoriais. Estes componentes podem ser positivos (denominado por P) ou negativos (denominado por N) e ocorrem em tempo distintos, sendo caracterizados por um número conforme o tempo de ocorrência. O componente P1 (ou P100), por exemplo, é observado entre 65-95 milissegundos (ms) após o estímulo, estando relacionado ao processamento de estímulos visuais, ocorrendo nas regiões occipito-parietais. O componente N1 (ou N100) observado entre 80 e 120 ms, sendo provocado por qualquer estímulo imprevisível na ausência de tarefa designada, ocorrendo nas regiões fronto-centrais. O componente P3 (ou P300), um dos mais estudados, é observado entre 250 a 500 ms e está relacionado ao processo de tomada de decisão, sendo um potencial endógeno, não ligado aos atributos físicos de um estímulo, mas à reação do indivíduo a ele, assim sendo, a demonstração do processamento a um estímulo. P3 é captado na região parietal, com amplitude maior quando o indivíduo não sabe o estímulo que receberá (LUCK, 2014).

Os componentes em uma pesquisa de ERP podem variar conforme os protocolos experimentais. Geralmente em estudos com componentes grandes, como P3, resultados podem ser obtidos pela média de 10 a 50 ensaios. Para componentes menores, geralmente é necessária uma número maior de ensaios, que varia entre 100 a 500, para cada tipo de ensaio, garantindo diferenças confiáveis entre grupos ou condições (LUCK, 2014).

Cada componente de ERP tem uma distribuição distintiva do couro cabeludo que reflete a localização no córtex em que foi gerado, em quase todos os casos originados de Potenciais Pós-Sinápticos (PPS), que ocorrem quando os neurotransmissores se ligam aos receptores, gerando potenciais eletrotônicos. Mesmo assim, a técnica não revela a dinâmica espacial daquele determinado processo (LUCK, 2014).

ERPs são mais úteis para responder questões sobre identificação de processos do que para responder questões sobre a dinâmica cerebral, na medida em que estas podem ser dissociadas. Ou seja, embora os ERPs sejam uma medida da atividade cerebral, eles geralmente

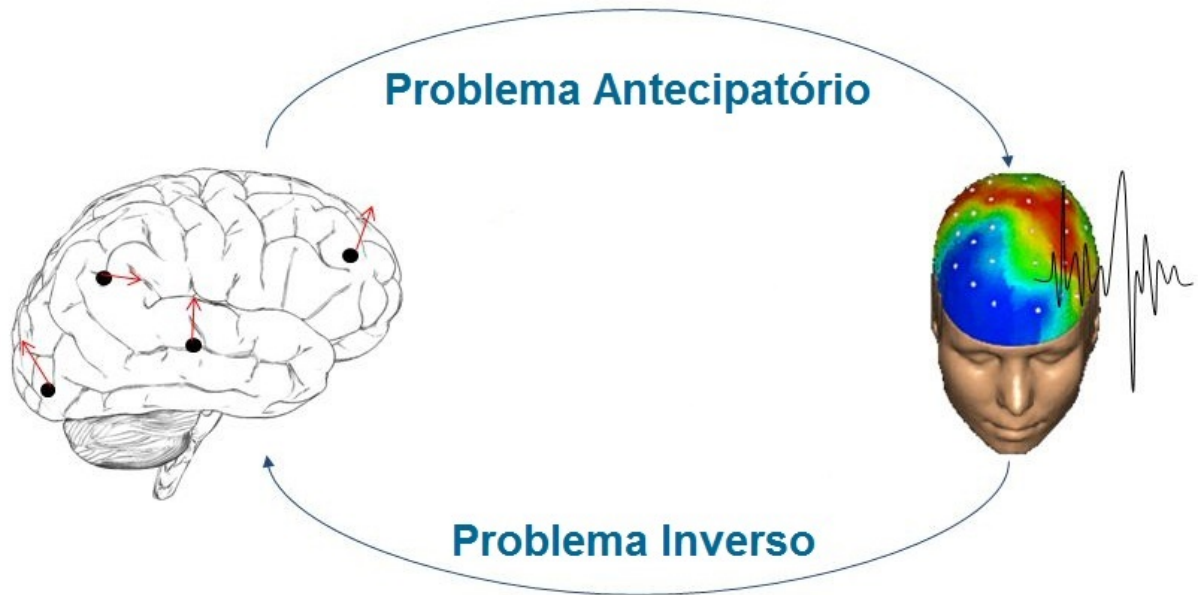
são grosseiros para permitir conclusões específicas e definitivas sobre os circuitos cerebrais e suas dinâmicas.

## 1.2 Análise da dinâmica temporal espacial

É bem estabelecido que a atividade neural pode ser modelada por correntes, sendo bem estabelecidas como atividade de correntes de dipolos (MUNCK; DUK; SPEKREIJSE, 1988). A análise de como podem ser obtidas as informações dessas correntes é caracterizada como problema antecipatório (PA) (Figura 1), que é resolvido registrando os potenciais nos eletrodos a partir da fonte elétrica (HALLEZ *et al.*, 2007). Os padrões de EEG costumam ser gerados por fontes espalhadas por amplas áreas corticais. Sendo assim, o registro do potencial de EEG obtido por um eletrodo não se dá somente pela soma dos dipolos localizados sob este eletrodo, mas também pelos dipolos presentes em outras áreas do córtex (KROPOTOV, 2009). O problema de como encontrar as fontes desses múltiplos dipolos dentro do cérebro, que dão origem ao sinal registrado, por vários eletrodos é chamado de problema inverso (PI) (MICHEL *et al.*, 2004). Uma analogia seria compreender o PA como som específicos de um ambiente (fonte neuronal), como conversa e música, sendo registrados por um microfone (registro de EEG por um eletrodo) e o PI seria como descobrir de onde provinha, espacialmente, o som através do registro (Figura 2).



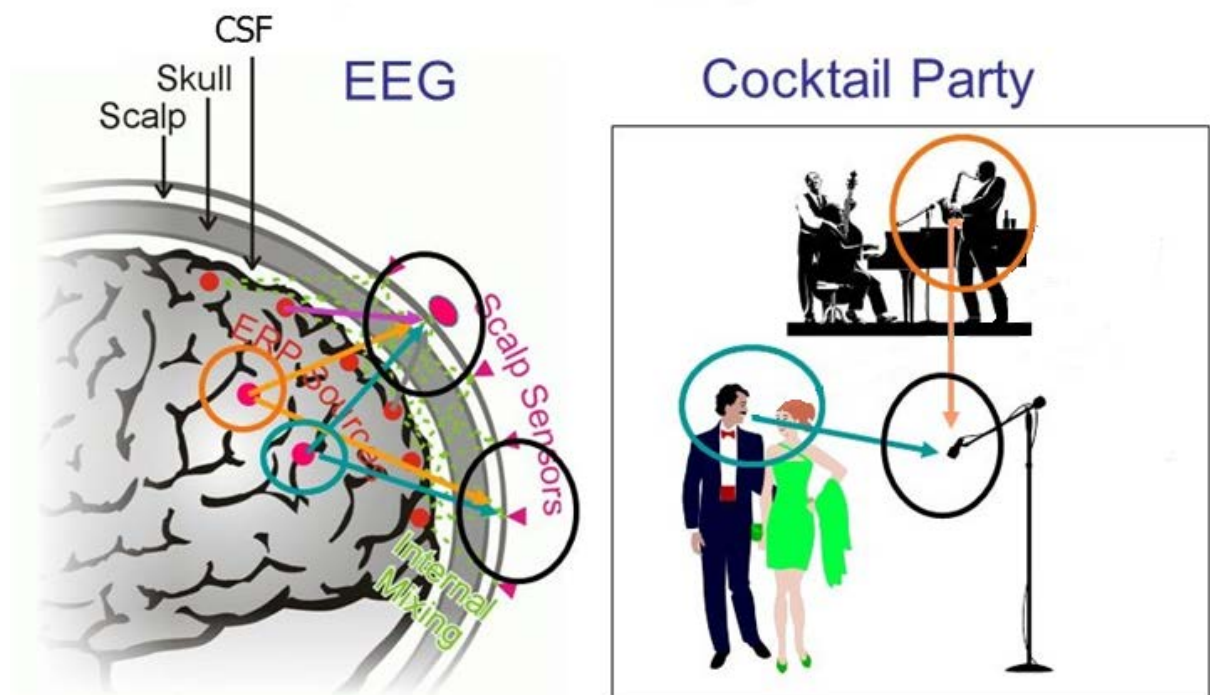
Figura 1 – PA e PI.



Fonte: Julian Roosen Runge Hugen adaptado de: <http://slideplayer.com/slide/4141867/>.

Legenda: Demonstração da transferência da informação da atividade elétrica do cérebro para um registro é chamado de Problema Antecipatório, enquanto identificar a partir do registro a fonte da atividade elétrica é chamado Problema Inverso.

Figura 2 – Analogia do PI.



Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: <http://slideplayer.com/slide/9371660/>.

Legenda: Na imagem à esquerda temos exemplo de sensores (eletrodos) postos no escalpo para a captação da atividade elétrica. Como a atividade elétrica provém de diferentes pontos há a dificuldade de se localizar a origem, causando o PI. Na imagem à direita temos a metáfora do PI, onde o microfone simula o eletrodo, enquanto o casal conversando e a banda tocando simulam diferentes fontes elétricas, tornando difícil a resolução da localização das fontes sonoras.

Uma das formas vistas, muitas vezes, para resolver essa característica é a tentativa de combinar a técnica de ERP com a de Imagiamento por Ressonância Magnética Funcional (fMRI) para obter uma alta resolução espacial e temporal (LUCK, 1999). Embora isso às vezes tenha sido feito, é muito mais difícil, pois são técnicas que envolvem registros diferentes refletindo diferentes aspectos da atividade cerebral, e seu custo elevado acaba sendo também uma grande desvantagem.

Em contrapartida, o programa LORETA-Key software (LKS) tem mostrado uma abordagem eficiente para a solução do PI e suas questões de localização espacial através de suas metodologias LORETA, sLORETA e eLORETA.

A base do programa provém da técnica metodológica chamada Low Resolution Electromagnetic Tomography (LORETA) (PASCUAL-MARQUI *et al.*, 1999; PASCUAL-

MARQUI; MICHEL; LEHMANN, 1994) – tradução livre “Tomografia eletromagnética de baixa resolução” – a qual se baseia em restrições eletrofisiológicas e neuroanatômicas que implicam na suavização de geradores espacialmente distribuídos. Sendo assim, a solução para o PI que essa metodologia aborda é através da máxima semelhança, ou seja, da sincronização máxima, em termos de orientação e força da atividade elétrica neuronal, de forma tridimensional, entre populações neuronais vizinhas (KROPOTOV, 2009).

Posteriormente à metodologia LORETA veio a Standardized Low Resolution Electromagnetic Tomography (sLORETA) (PASCUAL-MARQUI, 2002) – tradução livre “Tomografia eletromagnética de baixa resolução padronizada” – a qual visa a resolução de erros de localização gerados, em grande parte, pela variabilidade da "espessura" de geradores corticais em todo o manto cortical. E, por último, veio a metodologia Exact Low Resolution Electromagnetic Tomography (eLORETA) – tradução livre “Tomografia eletromagnética de baixa resolução exata” – a qual se trata de um aperfeiçoamento da sLORETA, visando a imparcialidade na precisão da localização na presença de ruído biológico medido e estruturado (PASCUAL-MARQUI, 2007).

Assim, o programa LKS demonstra ser uma ótima opção para a análise temporal espacial dos processos neuronais, pois tem como base o registro de EEG, com menor custo e de mais fácil acesso, comparado à fMRI ou magnetoencefalografia (MEG), além de ser um programa gratuito de fácil acesso.

### **1.3 Prospecção de estudos relacionados**

Foi executada uma prospecção científica para melhor visualização do banco de dados existente acerca das ideias básicas (IB) com relevância para este trabalho, utilizou-se na pesquisa as palavras-chave que estão relacionadas com cada IB (tabela 1). A busca dessas palavras-chave foi feita nos bancos de dados das bases Pubmed e Science Direct, buscando as palavras-chave somente no título, resumo e palavras-chave dos estudos, sem restrições em relação a data de publicação.

Tabela 1 – Palavras-chave utilizadas.

<b>IB</b>	<b>Palavras-chave utilizadas</b>
EEG	EEG ; electroencefalography
ERP	ERP ; event-related potential
LORETA	LORETA ; sLORETA ; eLORETA ; low resolution tomography
Dynamics	Dynamic ; Dynamics

Fonte: Julian Roosen Runge Hugén.

Ao fazermos a análise da prospecção (Tabela 2) vemos uma gama de estudos sobre a prática de eletroencefalografia (Busca de IB: EEG). Os estudos de ERP (Busca de IB: ERP) são 24,1% (Pubmed) a 40,5% (Science Direct) da quantidade de estudos de EEG (Busca de IB: EEG), visto que se tornou uma técnica de grande interesse desde a descoberta do componente P3 (ou P300) em 1965 por Sutton, Braren, Zubin, and John (SUTTON *et al.*, 1965). Já os estudos com as metodologias do programa LKS (LORETA, sLORETA, eLORETA) (Busca de IB: LORETA), são consideravelmente menores, sendo menos de 0,1% das publicações em relação as de EEG (Busca de IB: EEG).

Tabela 2 – Prospecção geral.

<b>Busca de IB</b>	<b>Science Direct</b>	<b>Pubmed</b>
EEG	32465	66325
ERP	13167	16019
LORETA	709	949
Dynamics	494797	576797
EEG * ERP	2463	2564
EEG * LORETA	448	590
EEG * Dynamics	1878	3842
EEG * ERP * LORETA	87	53
EEG * ERP * LORETA * Dynamics	5	6

Fonte: Julian Roosen Runge Hugén.

Nota: Número de artigos encontrados em cada buscador com cada IB utilizada.

O número de estudos relacionados com ERP e LORETA (Busca de IB: EEG \* ERP \* LORETA) são poucos (Pubmed: 53; Science Direct: 87), no entanto, quando procuramos, nos dois buscadores, por dinâmica com estas técnicas (Busca de IB: EEG \* ERP \* LORETA \* Dynamics) somente 10 artigos distintos são encontrados (Tabela 3).

Tabela 3 – Artigos de IB: EEG \* ERP \* LORETA \* Dynamics.

<b>Autor</b>	<b>Ano</b>	<b>Pubmed</b>	<b>Science Direct</b>
Mulert	2004		X
Grau	2007		X
Casarotto	2008	X	
Tian	2011	X	
Ocklenburg	2011		X
Thatcher	2012	X	
Justen	2014	X	X
Costa	2014	X	
Justen	2016	X	
Rakusa	2016		X

Fonte: Julian Roosen Runge Hugén.

Nota: Em ordem cronológica a relação de qual buscador os artigos foram encontrados.

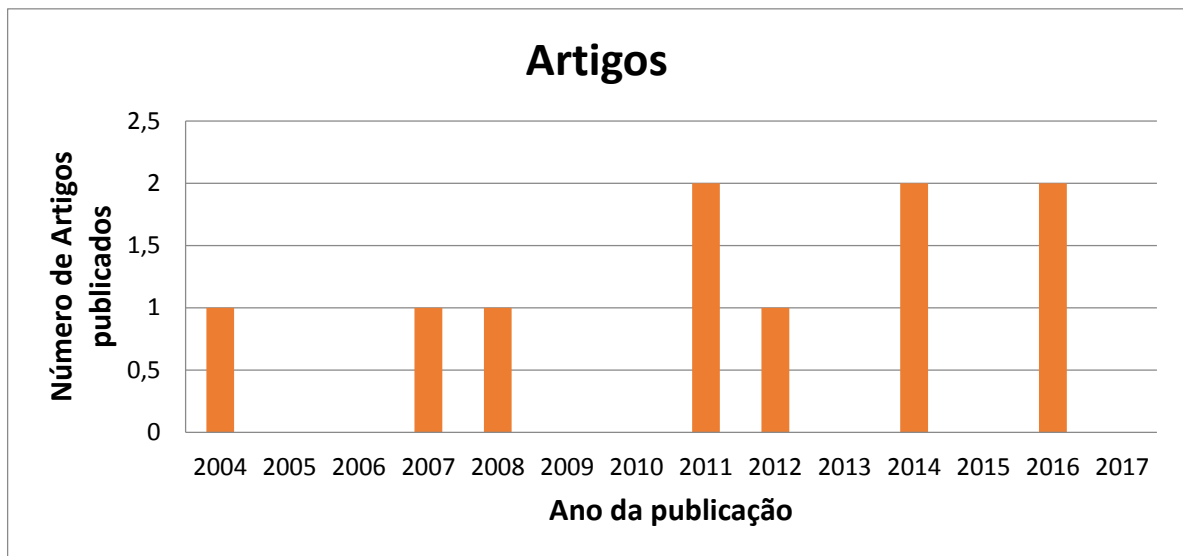
Ao analisar esses 10 estudos, cada um com suas especificidades, pode-se separá-los nos seguintes grupos:

- a) ERP LORETA visão geral – 6 artigos (GRAU; FUENTEMILLA; MARCO-PALLARÉS, 2007; JUSTEN, C. *et al.*, 2014; JUSTEN, CHRISTOPH; HERBERT, 2016; OCKLENBURG; GÜNTÜRKÜN; BESTE, 2011; RAKUSA *et al.*, 2016; THATCHER, 2012). Esses estudos utilizaram a técnica de ERP para a análise de sua pesquisa e a técnica de LORETA para determinar o local onde há maior relação com o(s) componente(s) estudado(s);
- b) Relação entre fMRI e LORETA – 2 artigos (CASAROTTO *et al.*, 2008; MULERT *et al.*, 2004). Esses estudos fazem algo similar ao grupo anterior, mas utilizaram a fMRI para a análise espacial da fonte e fizeram uma comparação com os achados da técnica LORETA.

- c) Análise mais dinâmica utilizando LORETA – 2 artigos (COSTA *et al.*, 2014; TIAN *et al.*, 2011). Esses estudos analisam os componentes de ERP de uma forma mais aprofundada. Em um deles (TIAN *et al.*, 2011), a análise de LORETA é voltada para 3 médias temporais (antes, durante e depois) do componente de ERP, o outro (COSTA *et al.*, 2014) utiliza a técnica de Análise Topográfica de Variância (TANOVA) (STRIK *et al.*, 1998) para análise das diferenças de atividade do escalpo, durante um componente de ERP em comparação com situações de neutralidade (ausência de estímulo).

Sendo assim, observa-se que nenhum dos estudos encontrados chega a relatar a dinâmica espacial sequencial durante todo o período de um componente de ERP, mas mostram um crescente interesse no uso conjugado das técnicas, ERP e LORETA, com o passar dos anos (Figura 3).

Figura 3 – Gráfico de artigos relacionados ao assunto.



Fonte: Julian Roosen Runge Hugem.

Legenda: Número de artigo publicados que relacionam os assuntos EEG, ERP, LORETA e dinâmica ao longo dos anos.

## **2. JUSTIFICATIVA**

Ao analisarmos ambas as técnicas e prospectar os dados sobre seus estudos, esse trabalho propõem um método para a análise espacial de forma sequencial de componentes ERP. Assim trazendo uma abordagem que possibilite o aprofundamento do conhecimento sobre a dinâmica cerebral em determinados processos cognitivos.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral:**

Propor metodologia que possibilite analisar a ativação de circuitos neurais em resposta a estímulos específicos, a partir dinâmica têmporo-espacial sequencial.

#### **3.2 Objetivos específicos:**

Descrever o processamento do registro para a obtenção dos dados necessários para as técnicas de ERP e LORETA;

Descrever o processamento utilizado com o uso do programa LKS para a obtenção dos dados da dinâmica espacial sequencial;

Descrever o modelo utilizado para a análise dos dados.



## 4. MATERIAL E MÉTODOS

A técnica proposta tem o intuito de abranger qualquer forma de pesquisa com ERP. Diante disso, diferentes protocolos de coleta dos dados podem ser utilizados. No entanto, há alguns requisitos mínimos necessários para trabalhar com o modelo de processamento e a análise de dados propostos.

### 4.1 Coleta dos dados

O registro deve ser coletado com uma frequência de amostragem alta (1000 Hz ou mais), já que se trata de uma análise temporal sequencial. O requisito mínimo para iniciar o processamento é um arquivo contendo o registro da EEG e um arquivo contendo o tempo em que ocorreu cada um dos eventos. É fundamental que estes dados da EEG e dos eventos sejam coletados simultaneamente. Em protocolos de estímulo-resposta, pode-se calcular o Tempo de Reação (TR) de cada ensaio.

### 4.2 EEGLAB

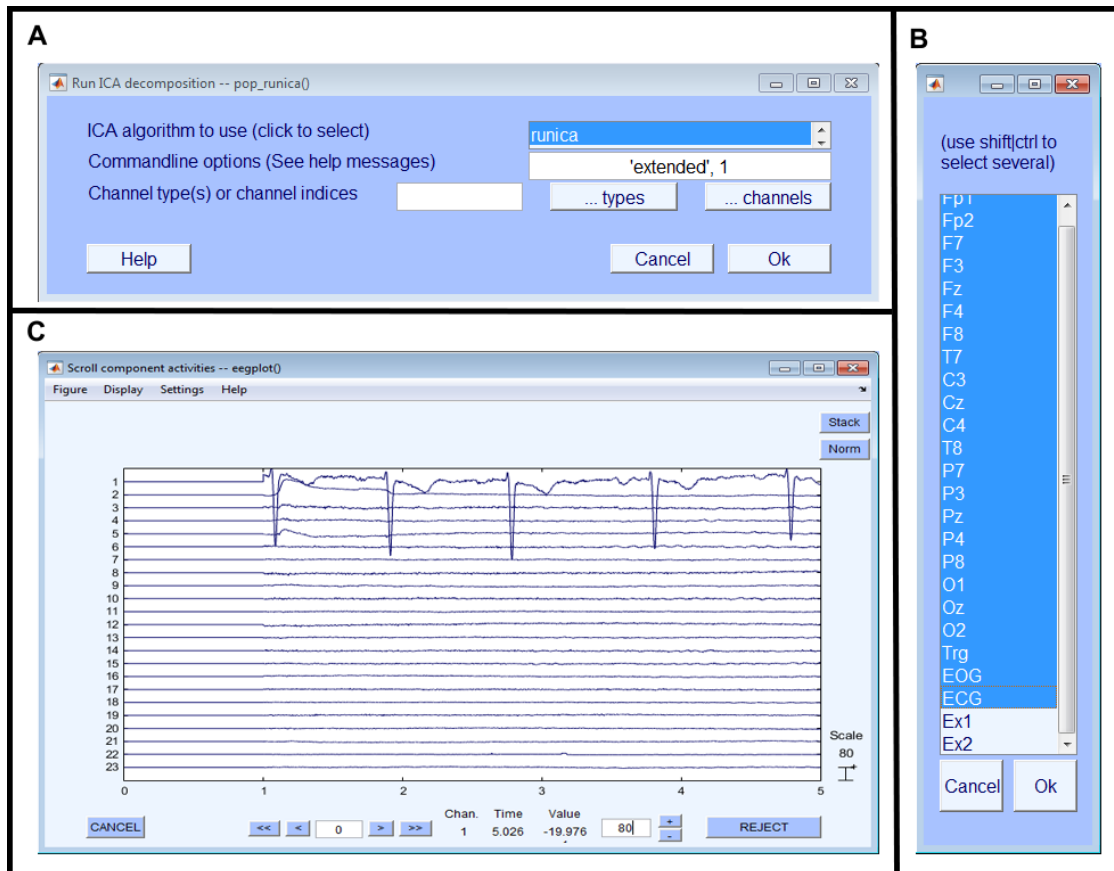
O processamento dos dados coletados inicia através da interface gráfica de uma biblioteca de funções denominada EEGLAB, executada através do programa Matlab. A partir dele segue-se o seguinte protocolo:

- a) Os dados referentes ao registro da EEG devem ser abertos no EEGLAB: O EEGLAB é capaz de abrir diversos tipos de arquivos (extensões), tais como, “.edf+”, “.mat” (formato do Matlab), “.txt” e outros.
- b) Os canais registrados devem ser identificados: Na pasta raiz do EEGLAB há um arquivo no formato “.locs”, que contém os nomes e as coordenadas referentes a cada um dos canais.
- c) Os eventos devem ser inseridos no registro: Para isso, eles devem estar organizados em um arquivo no formato “.txt”, organizados em duas colunas. A primeira coluna deve

conter o tipo de evento (nome ou identificação do evento) e a segunda coluna deve conter o tempo (momento em que ocorreu).

- d) Remoção de artefatos cardiobalísticos através da Análise de Componente Independente (ICA): A ICA consiste em fazer uma varredura entre todos os canais e ver quais sinais são semelhantes em todos, identificando assim se o sinal durante o registro de um dos canais interferiu nos demais. Para esse processo clica-se no menu “Tools” e a opção “Run ICA”, no algoritmo utilizado para a ICA é posto a opção “runica” (Figura 4a) e selecionados os canais na opção “... channels” (Figura 4b). Após o processamento será possível ver o registro, aparecendo a atividade que mais claramente está presente em todo o registro de EEG, e possivelmente gerando uma distorção nos dados. Não é possível distinguir essa atividade a “olho nu”, mas quando passamos a ICA, ele apresenta componentes em comum entre os diversos canais registrados. Isso quer dizer que, o componente com característica, por exemplo, de eletrocardiograma (ECG), que geralmente observamos no componente 1 (Figura 4c), é uma atividade em comum entre o canal de ECG e todos os canais de EEG. Através deste processo, esta atividade pode ser “removida” ou “atenuada” do registro original. Após a análise clica-se no menu “Tools” e na opção “Remove components”, pode-se determinar o componente para remoção. No caso do componente relacionado ao eletro-oculograma (EOG), sua remoção não é recomendada porque o componente de EOG possui um espectro com grandes proporções de ondas lentas. No entanto, se removesse esse componente, não seria possível saber se a atividade lenta que esta sendo removida é realmente da movimentação ocular, ou se ela é uma atividade fisiológica. O sinal de um eletrodo pode afetar o registro de outro e vice-versa, e quanto mais próximo do encéfalo for o posicionamento do eletrodo, maior a chance da atividade cerebral afetar o seu sinal. Isso significa que a atividade cerebral pode afetar o EOG, e assim o componente independente encontrado relacionado ao EOG pode não ser somente a atividade ocular, mas também cerebral, causando perda de informações importantes caso removido.

Figura 4 – Remoção de artefatos cardiobalísticos através da ICA.



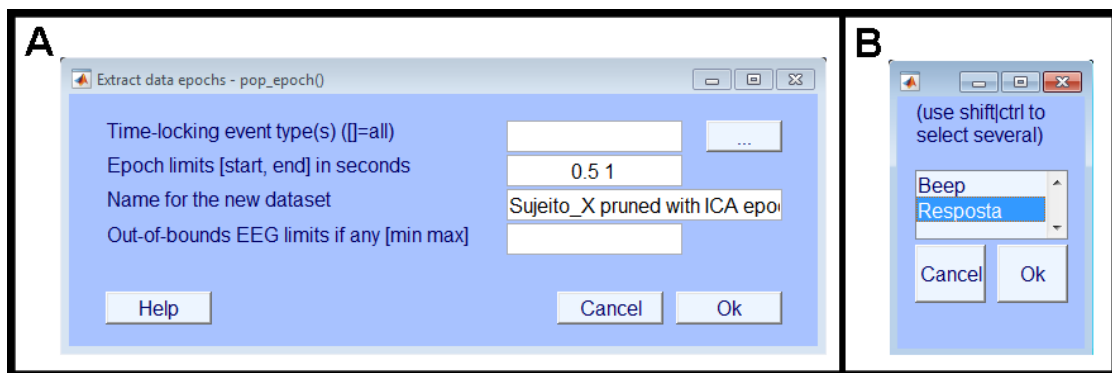
Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: Scott Makeig.

Legenda: A: Janela da opção “Run ICA”, para a determinação das características da análise; B: Janela da opção “... channels”, para a seleção dos canais a serem analisados; C: Plot pós-análise, com o componente comum a todos os canais em evidencia.

- e) Filtragem: A partir desse ponto pode-se fazer a filtragem dos dados com o EEGLAB, isso dependerá das exigências do protocolo, variando de pesquisa para pesquisa. Por exemplo, alguns dos registros necessitarão de filtros em bandas específicas. No entanto é recomendado que os registros sejam filtrados antes de fragmentá-los nas épocas de interesse. Este processo pode ser feito clicando no menu “Tools” e escolhendo a opção “Filter the data” e em seguida “Basic FIR filter (new, default)”, definindo o limite da menor e maior frequência em Hz que se deseja manter.
- f) Seleção dos intervalos de interesse (Épocas): Nesse processo é delimitado o tamanho de cada Época a ser processada e analisada. Isso é feito no menu “tools” e na opção “Extract Epochs”. Ao clicar na opção “...” (Figura 5A) abrirá uma janela onde será escolhido a marcação do ponto de referência no registro (Figura5B). Após selecionar o

evento de interesse, deve-se definir o intervalo que antecede e sucede a marcação para cada época, separado por espaço (Figura 5A). O primeiro intervalo refere-se ao tempo, em segundos, que antecede o evento de interesse, enquanto que o segundo intervalo refere-se ao tempo subsequente ao evento. O trecho e o ponto de referência variarão de pesquisa para pesquisa, mas será a base para os processamentos de ERP e LORETA.

Figura 5 - Seleção dos intervalos de interesse.

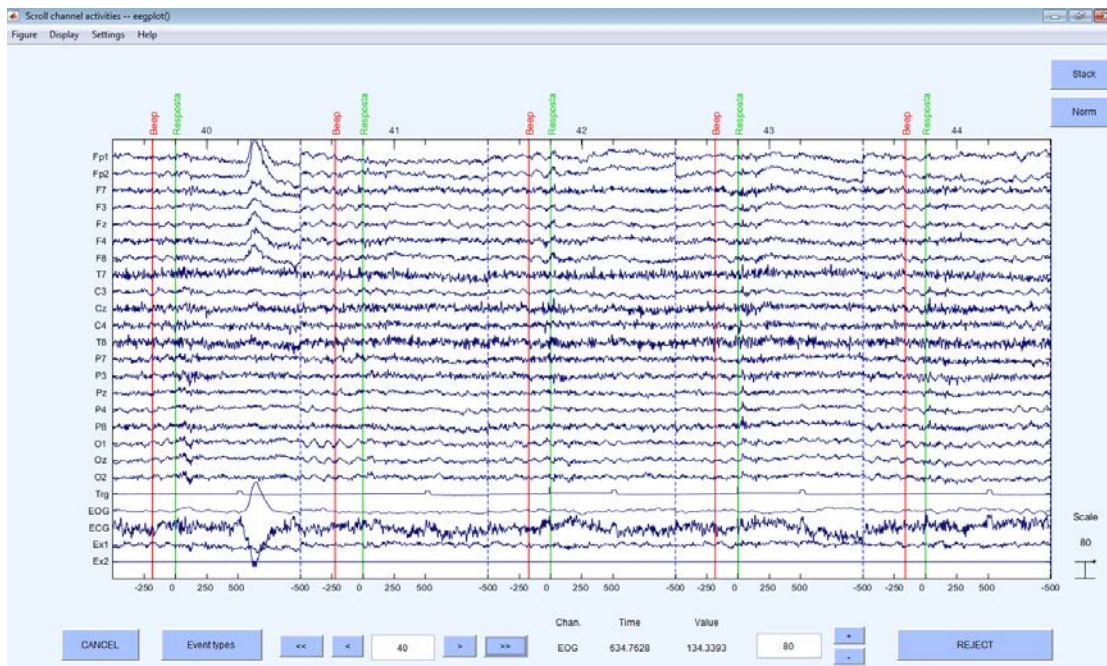


Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: Scott Makeig.

Legenda: A: Janela da opção “Extract Epochs”, onde se determina o intervalo que antecede e sucede a marcação, tendo como exemplo 0,5s (antecede) e 1s (sucede); B: Janela da opção “...”, onde se determina a marcação, exemplo “Resposta”.

- g) Visualização e anotação manual das Épocas contendo artefatos: Estes artefatos costumam ser oriundos da movimentação, contração muscular, movimentação ocular ou deglutição que incorpora interferências ou artefatos no registro e desvios no processamento e análise. A visualização do registro é feita no menu “Plot” e na opção “Channel data (scroll)”, e analisa-se todos as Épocas do registro (Figura 6), anotando o número das Épocas que contêm artefatos.

Figura 6 – Visualização do registro para desartefatagem.

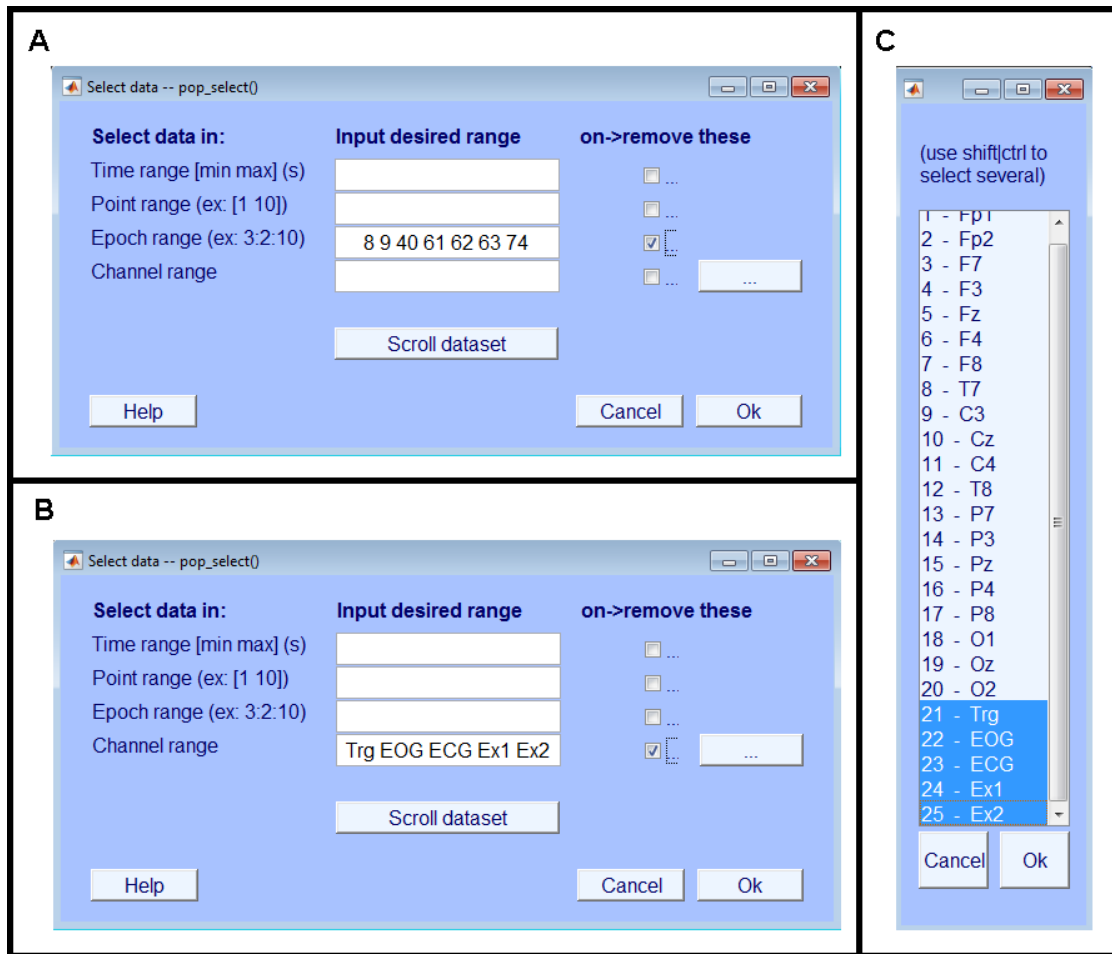


Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: Scott Makeig.

Legenda: Janela da opção “Channel data (scroll)”, podendo ser visualizados os artefatos que devem ser anotados, exemplo da época 40 que contém um artefato de movimentação ocular.

- h) Nos protocolos estímulo-resposta, o TR de cada uma das épocas deve ser classificado por percentis. Este cálculo servirá para eliminar dados discrepantes em análises que se espera uma certa constância de TR. As épocas em que houve o estímulo, mas não houve resposta devem ser excluídas da análise.
- i) Remoção das Épocas contendo artefatos e TR discrepantes (percentil acima de 95% e abaixo de 5%): Com os Épocas que ocorreram artefatos e TR discrepantes anotados, clica-se no menu “Edit” e na opção “Select data” colocando o número de cada uma das Épocas que deseja-se retirar separados por espaço (Figura 7A).
- j) Remoção de canais sobressalentes: Apenas os canais contendo registros eletroencefalográficos devem permanecer na análise. Os demais canais, tais como o eletrocardiograma e o eletro-oculograma devem ser removidos. Clica-se no menu “Edit” e na opção “Select data”, na janela que abrir clica-se no botão “...” (Figura 7B) e seleciona-se os canais sobressalentes (Figura 7C).

Figura 7 – Remoção de Épocas e Canais.



Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: Scott Makeig.

Legenda: Janela da opção “Select data”, mostrando os números das Épocas escolhidas para a remoção; B: Janela da opção “Select data”, mostrando canais já selecionados para remoção; C: Janela da opção “...”, mostrando a seleção dos canais para remoção.

- k) Compilação de Gráfico (Plot) de ERP: As épocas remanescentes devem ser compiladas. Isto pode ser feito através da média das épocas para cada eletrodo, ou integrando todos os eletrodos. Esta média possibilita um aumento da razão sinal/ruído, tornando saliente apenas os processos que são comuns entre os diversos ensaios (LUCK, 2014). Esta análise possibilita identificar processos característicos de acordo com a polaridade do sinal, a latência e a amplitude/magnitude do(s) componente(s) dos ERPs a ser(em) estudado(s) na pesquisa. Assim comparando-os com a análise de tomografia de baixa resolução (LORETA). Estes podem ser gerados clicando no menu “Plot” e na opção

“Channel ERP image” escolhendo o canal (eletrodo) de interesse, o grau de suavização do traçado e confirmando.

- l) Separação das Épocas em arquivos distintos: Os dados oriundos do processamento do EEGLAB ficam armazenados em uma pasta no “Workspace” do programa MatLab. A pasta denominada “ALLEEG” contém, portanto, os dados de cada Época separadamente. Através de uma rotina desenvolvida no programa, pode-se salvar cada Época como um arquivo independente, no formato “.txt”. Estes arquivos servirão posteriormente para o processamento no programa LKS.

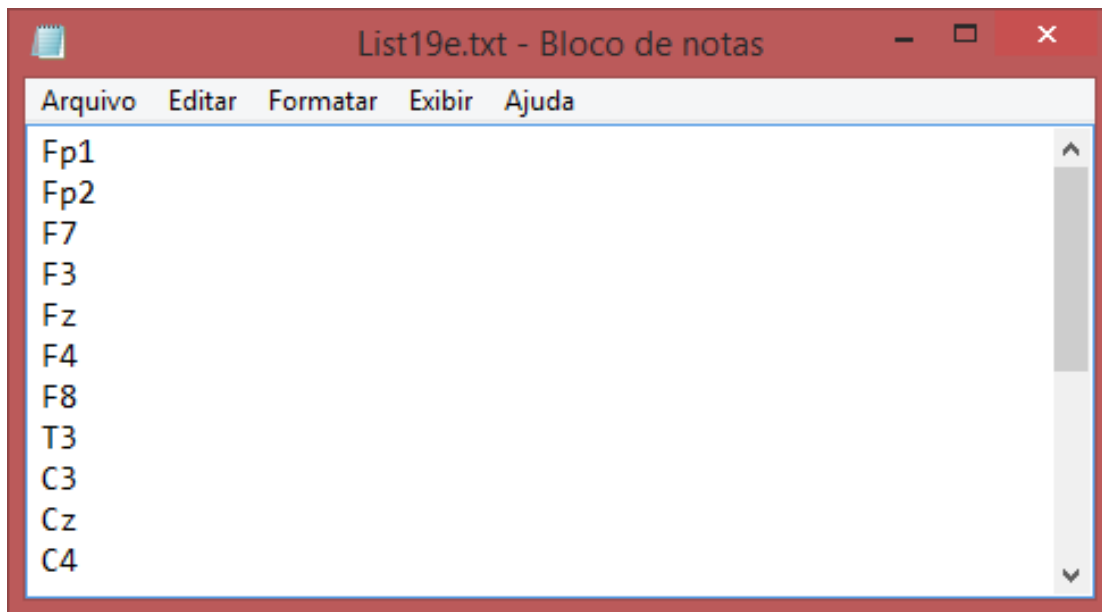
### **4.3. Processamento de dados de dinâmica espacial**

Com o programa LKS são gerados os arquivos da localização espacial em cada frame da atividade analisada. O frame é a unidade temporal utilizada pelo programa, sendo esse o espaço de tempo dentro de um segundo dividido pela frequência do registro, por exemplo, em um registro de 500 Hz um frame equivale a 2 ms.

A atividade analisada variará de pesquisa para pesquisa, podendo ser, por exemplo, o pico, máximo ou mínimo, da banda alfa, beta ou da atividade como um todo. Sendo seguido o seguinte protocolo:

- a) Arquivo de eletrodos: Previamente a utilização dos recursos do programa LKS é necessário a confecção deste arquivo manualmente no Bloco de Notas. Ele deve conter a referência dos eletrodos restantes do processamento do EEGLAB (figura 8). A partir desse arquivo será possível ser feito o arquivo de coordenadas espaciais e, posteriormente, o arquivo de matriz espacial, ambos serão utilizados, juntamente com os arquivos do EEGLAB, para a análise espacial no programa LKS.

Figura 8 – Lista de eletrodos.



Fonte: Julian Roosen Runge Huguen.

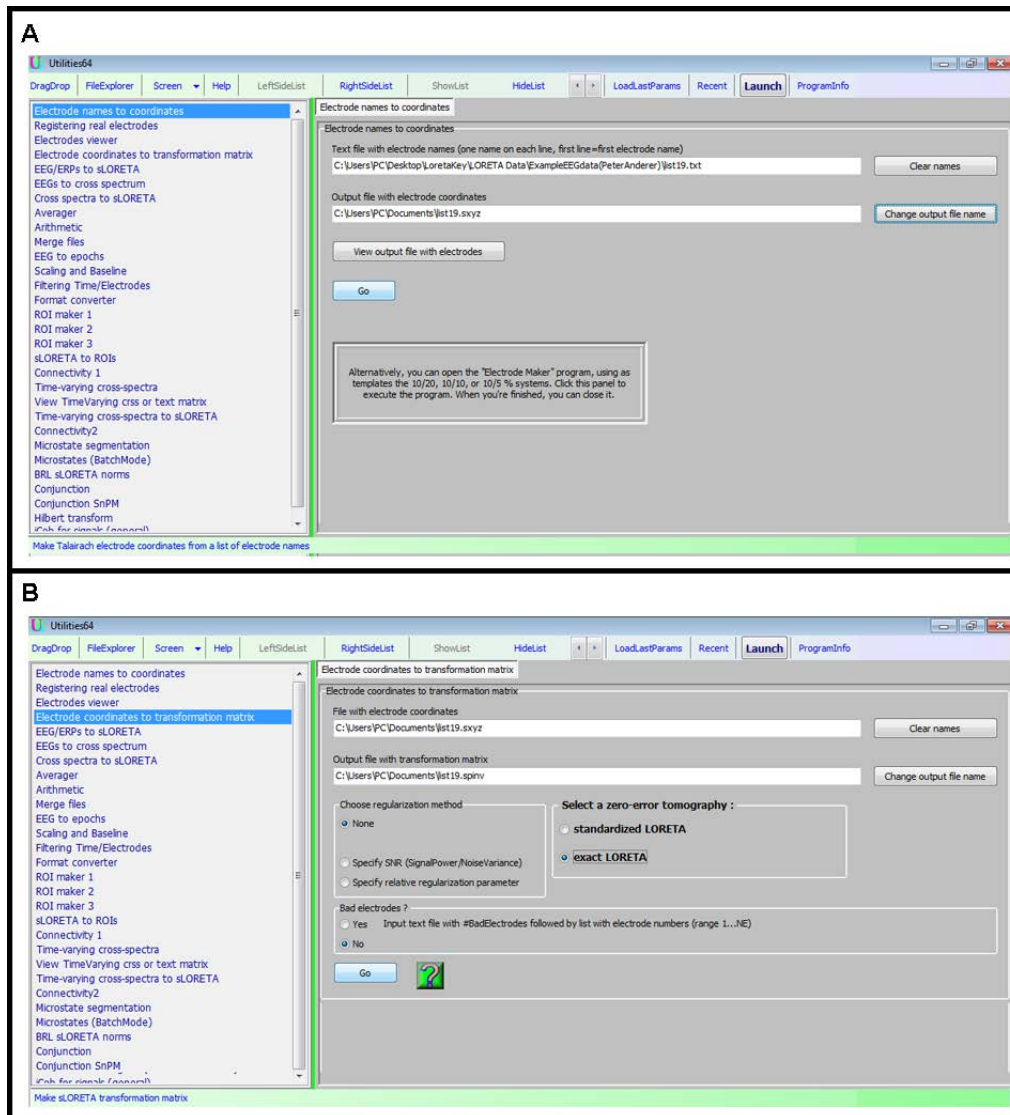
Legenda: Exemplo do arquivo feito manualmente no bloco de notas com a referência dos eletrodos restantes pós o processamento no EEGLAB.

b) Aba de utilitários do programa LKS (Utilities):

- a. Arquivo de coordenadas: Com o arquivo feito no Bloco de Notas é possível fazer o arquivo de coordenadas na opção “Electrode names to coordenates”, da janela de utilitários (Figura 9A).
- b. Arquivo de matriz espacial: utiliza-se a opção “Electrode coordenates to transformation matrix” que tem como base o arquivo de coordenadas gerado anteriormente pode ser feito o arquivo da matriz espacial (Figura 9B).



Figura 9 – Confecção de arquivos de coordenadas e matriz espacial.



Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: RD Pascual-Marqui.

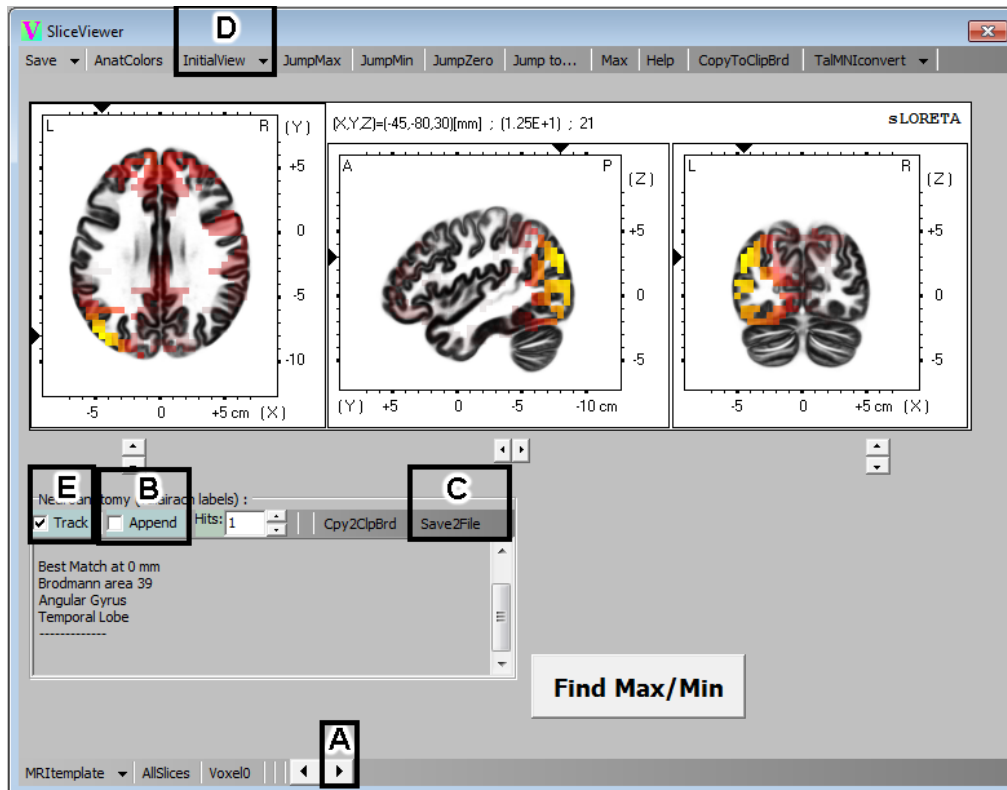
Legenda: A: Janela da opção “Electrode names to coordinates”, onde pode ser feito o arquivo de coordenadas espaciais; B: Janela da opção “Electrode coordinates to transformation matrix”, onde pode ser feito o arquivo de matriz espacial.

c) Aba de visualização do programa LKS (Viewer):

- a. Carregamento de arquivos e configurações: Os arquivos de coordenadas, matriz espacial e os arquivos fragmentados pelo EEGLAB de cada Época são carregados no sistema de visualização (Viewer) do LKS, para definição da taxa de amostragem (Define sampling rate (Hz)) de 1000 Hz e compensação temporal (Offset (ms)) de 0.

- b. Obtenção de relatório: Para a obtenção do local (lobo, giro, área de brodmann, coordenadas x y z, best match) e amplitude da atividade em cada ms de cada Época, é utilizado o relatório gerado pela janela “SliceViewer” ao clicar no botão de próximo frame (Figura 10A) com a opção “Append” (Figura 10B) selecionada, esta opção faz com que seja adicionado as informações no relatório a cada vez que o botão de próximo frame seja clicado. Esse relatório pode ser salvo na opção “Save2File” (Figura 10C) como LTrial seguido do número da Época processada. Nesta mesma janela pode-se configurar qual a atividade de interesse, pico máximo ou mínimo através do menu “InitialView” (Figura 10D), tendo como padrão a opção “Jump to absolute extreme” que determina o pico máximo daquela atividade. Ao final da varredura de cada Época é necessário reiniciar o relatório desselecionando a opção “Track” (Figura 10E) e selecionando novamente.

Figura 10 – SliceViewer.



Fonte: Julian Roosen Runge Huguen adaptado de: RD Pascual-Marqui.

Legenda: A: Botão de próximo frame; B: Append, mantém a adição de informações ao relatório; C: Save2File, permite salvar o relatório; D: InitialView, permite ajustar a atividade de interesse, pico máximo ou mínimo; E: Track, serve para a gravação do relatório, quando desselecionado apaga o relatório.

- d) Compilação de banco de dados: Através dos vários arquivos LTrials, é formulada uma planilha para cada característica (lobo, giro, área de brodmann, coordenada X) tendo como as linhas as LTrials e nas colunas os ms. Devido ao fato do relatório gerado pelo programa LKS não especificar o hemisférico cerebral ao qual pertence as regiões, é utilizado a planilha de coordenadas X como referência para complementar as demais, sendo coordenadas menores que 0 pertencentes ao hemisfério esquerdo e coordenadas maiores que 0 pertencentes ao hemisfério direito.
- e) Análise da dinâmica espacial temporal: Cada característica do relatório (lobo, giro, área de Brodmann) deve ser analisada separadamente, em um primeiro momento, através do número de observações. Utilizando o relatório de lobo como um exemplo, computa-se quantas Ltrials estiveram em cada um dos lobos em cada janela de tempo. Através destes

dados, pode-se calcular a proporção de Ltrials que apresentaram aquele padrão e comparar as mudanças de padrão no tempo.

#### **4.4 Análise de Dados**

Ao obter os gráficos de ERP, nas regiões desejadas, e a respectiva identificação de seus componentes, pode-se fazer a avaliação da dinâmica espacial existente nos mesmos com os dados obtidos da análise de LORETA. Tendo assim o passo-a-passo (em frames) de onde a atividade daquele componente se deslocou no cérebro.

## 5. DISCUSSÃO

Nas seções anteriores foi descrito o funcionamento das técnicas de ERP e LORETA e suas relações para avaliação dos processos neurais. Os dados da prospecção mostraram o quanto essas técnicas estão sendo utilizadas para a obtenção, não somente de quando acontece um processo cognitivo (ERP), mas onde (LORETA), demonstrando assim, um grande potencial conjunto.

Constatou-se, de acordo com a prospecção feita, a carência de estudos que analisem a dinâmica espacial, de forma refinada, do processamento neuronal de uma atividade cognitiva. Neste aspecto, este trabalho descreve procedimentos básicos que auxiliam na implantação de análises que podem se aprofundar no estudo da dinâmica de redes neurais no cérebro humano.

Embora a técnica de LORETA resulte em uma imagem aproximada da realidade, que nem sempre permite uma resolução espacial de total precisão (GRAVE; MENENDEZ; ANDINO, 2000), ela ainda demonstra ser uma ferramenta excelente para a análise espacial nas técnicas de EEG. Torna-se importante também, pelo fato da fMRI ser uma técnica de difícil acesso e custo elevado.

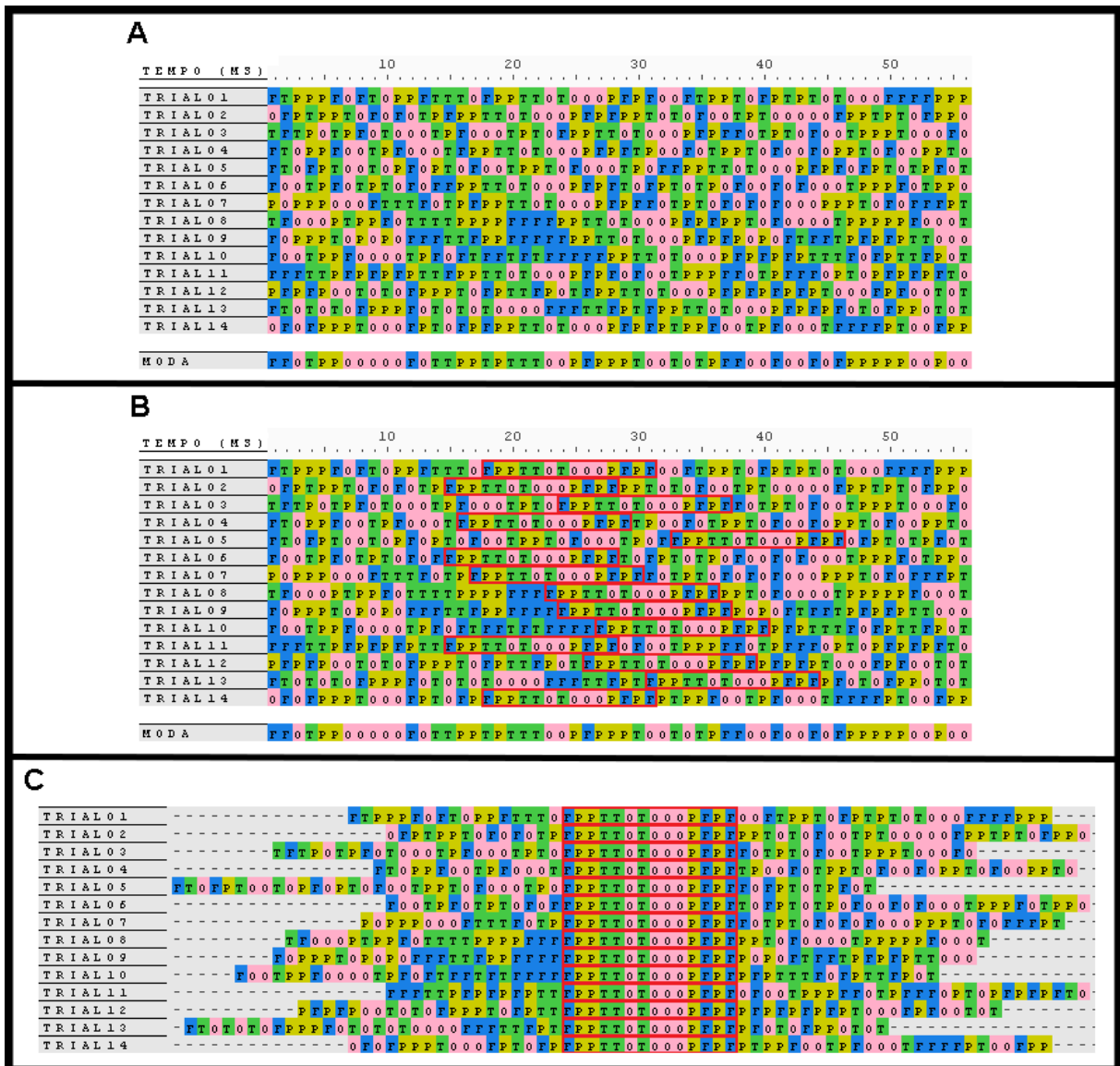
A técnica proposta neste trabalho possibilita várias abordagens promissoras para a construção do conhecimento acerca do funcionamento do cérebro através da EEG. Sendo estas:

- a) Contagem de atividade por região: A avaliação de quantas vezes uma atividade oscilou entre regiões durante um processo neural, podendo, assim, determinar a importância e consistência de uma dinâmica espacial em específico. Essas durações e oscilações da atividade poderão ser comparadas entre as fases de um comportamento, oferecendo indícios da contribuição de cada região encefálica e se o processamento em uma delas serve de âncora para o processamento em outra;
- b) Análise da dinâmica espacial de bandas: Avaliar a função de bandas eletroencefalográficas sempre foi um assunto de interesse na neurociência, a exemplo da banda alfa (ADRIAN; MATTHEWS, 1934; ADRIAN; YAMAGIWA, 1935; BERGER, 1932). A partir desta técnica, é possível criar uma visualização da dinâmica espacial das bandas e também correlacioná-las para uma definição de suas funções;

- c) Correlação entre processos cognitivos: Processos cognitivos diferentes podem ser correlacionados, permitindo discriminar processos básicos e comuns de processos específicos ou determinantes de certos comportamentos.

A técnica proposta utiliza uma análise a partir da moda de cada ponto no tempo (em frames) de diversos Ltrials (Figura 11A). Apesar de representar avanços para a área, a técnica pode deixar de associar padrões deslocados no tempo em comparação de um Ltrial para outro (Figura 11B). Assim, propõe-se que, no futuro, seja formulada uma segunda técnica, complementar, que pareie os dados de localização espacial além de fazer sua moda (Figura 11C).

Figura 11 – Proposta para futura técnica.



Fonte: Julian Roosen Runge Hugen.

Legenda: Exemplo de análise fictícia de dinâmica espacial da atividade nos lobos cerebrais. Cada letra representa a atividade em um lobo distinto (F – Frontal; T – Temporal; P – Parietal; O – Ocipital) em 1ms. A: Análise da técnica proposta, a partir da moda das diversas Ltrials ao longo do tempo; B: identificação de padrão deslocado no tempo em cada Ltrial; C: Pareamento por análise de padrão.

Dessa forma, poderão ser mais facilmente identificadas as dinâmicas de atividade pertinentes em uma determinada faixa de tempo, complementando os modelos já propostos.

## 6. CONCLUSÃO

Pode-se concluir a partir desse trabalho que as duas técnicas abordadas, ERP e LORETA, são de grande importância para o estudo da eletroencefalografia e ampliando seu potencial quando usadas conjuntas.

O método proposto tem significância em suas possíveis aplicações como base para pesquisas na área. Além disto, a concepção do método de pareamento de padrões não invalida o que foi proposto neste trabalho, mas sim o complementa.



## REFÊRENCIAS

- ADRIAN, E. D.; MATTHEWS, B. H. C. **THE INTERPRETATION OF POTENTIAL WAVES IN THE CORTEX.** *Physiological Laboratory, Cambridge*, p. 440–471, 1934.
- ADRIAN, E. D.; YAMAGIWA, K. **The Origin of the Berger Rhythm.** *The British Journal of Psychiatry*, v. 82, n. 336, p. 76–76, 1935. Disponível em: <<http://bjp.rcpsych.org/cgi/doi/10.1192/bjp.82.336.76>>.
- BERGER, H. **Über das Elektrenkephalogramm des Menschen**, 4th report. *Arch Psychiatry Nervenkr*, v. 97, n. 1875, p. 6–26, 1932.
- BUCCI, P.; GALDERISI, S. **Physiologic Basis of the EEG Signal.** *Standard Electroencephalography in Clinical Psychiatry: A Practical Handbook*, p. 7–12, 2011.
- CASAROTTO, S. *et al.* **Spatiotemporal dynamics of single-letter reading: A combined ERP-fMRI study.** *Archives Italiennes de Biologie*, v. 146, n. 2, p. 83–105, 2008.
- COLLURA, T. **Neuronal dynamics in relation to normative electroencephalography assessment and training.** *Biofeedback*, v. 2, n. 4, p. 2–7, 2008. Disponível em: <[http://qualiamc.com/library/article 6.pdf](http://qualiamc.com/library/article%206.pdf)>.
- COSTA, T. *et al.* **Temporal and spatial neural dynamics in the perception of basic emotions from complex scenes.** *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, v. 9, n. 11, p. 1690–1703, 2014.
- DAVIS, H. *et al.* **Electrical reactions of the human brain to auditory stimulation during sleep.** *Journal of Neurophysiology*, v. 2, p. 500–514, 1939. Disponível em: <<http://ezproxy.lib.uh.edu/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=psych&AN=1940-01706-001&site=ehost-live>>.
- DAVIS, P. **Effects of acoustic stimuli on the waking human brain.** *Journal of Neurophysiology*, v. 2, p. 494–499, 1939. Disponível em: <<http://jn.physiology.org/content/2/6/494.full.pdf>>.
- DEMOS, J. N. **Getting Started with Neurofeedback.** [S.l.: s.n.], 2005. Disponível em: <<http://www.amazon.ca/exec/obidos/redirect?tag=citeulike09-20&path=ASIN/0393704505>>.
- GALAMBOS, R.; SHEATZ, G. C. **An electroencephalography study of classical**

- conditioning.** *American Journal of Physiology*, v. Vol 203(1), p. 173–184, 1962.
- GRAU, C.; FUENTEMILLA, L.; MARCO-PALLARÉS, J. **Functional neural dynamics underlying auditory event-related N1 and N1 suppression response.** *NeuroImage*, v. 36, n. 3, p. 522–531, 2007.
- GRAVE, R.; MENENDEZ, D. P.; ANDINO, S. L. G. **Discussing the Capabilities of Laplacian Minimization.** v. 13, n. 2, p. 97–104, 2000.
- HALLEZ, H. *et al.* **Review on solving the forward problem in EEG source analysis.** v. 29, 2007.
- JUSTEN, C. *et al.* **Self vs. other: Neural correlates underlying agent identification based on unimodal auditory information as revealed by electrotomography (sLORETA).** *Neuroscience*, v. 259, p. 25–34, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2013.11.042>>.
- JUSTEN, C.; HERBERT, C. **Snap Your Fingers! An ERP/sLORETA Study Investigating Implicit Processing of Self- vs. Other-Related Movement Sounds Using the Passive Oddball Paradigm.** *Frontiers in Human Neuroscience*, v. 10, n. October, p. 1–22, 2016. Disponível em: <<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2016.00465/full>>.
- KROPOTOV, J. D. **Quantitative eeg event-related potentials and neurotherapy.** [S.l: s.n.], 2009.
- LUCK, S. J. **An Introduction to the Event-Related Potential Technique.** 2. ed. [S.l: s.n.], 2014.
- LUCK, S. J. **Direct and Indirect Integration of Event-Related Potentials , Functional Magnetic Resonance Images , and Single-Unit Recordings.** v. 120, p. 115–120, 1999.
- MICHEL, C. M. *et al.* **EEG source imaging.** v. 115, p. 2195–2222, 2004.
- MULERT, C. *et al.* **Integration of fMRI and simultaneous EEG: Towards a comprehensive understanding of localization and time-course of brain activity in target detection.** *NeuroImage*, v. 22, n. 1, p. 83–94, 2004.
- MUNCK, J. A. N. C. D. E.; DUK, B. O. B. W. V. A. N.; SPEKREIJSE, H. **Mathematical Dipoles are Adequate to Describe Realistic Generators of Human Brain Activity.** v. 35, n. Ii, p. 960–966, 1988.

OCKLENBURG, S.; GÜNTÜRKÜN, O.; BESTE, C. **Lateralized neural mechanisms underlying the modulation of response inhibition processes.** *NeuroImage*, v. 55, n. 4, p. 1771–1778, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.01.035>>.

OLEJNICZAK, P. **Neurophysiologic basis of EEG.** *Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society*, v. 23, n. 3, p. 186–189, 2006.

PASCUAL-MARQUI, R. . **Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography ( sLORETA ):** Technical details. 2002.

PASCUAL-MARQUI, R. D. *et al.* **Low resolution brain electromagnetic tomography ž LORETA / functional imaging in acute , schizophrenia.** p. 169–179, 1999.

PASCUAL-MARQUI, R. D. **neuronal activity . Part 1 : exact , zero error localization.** p. 1–16, 2007.

PASCUAL-MARQUI, R. D.; MICHEL, C. M.; LEHMANN, D. **Low resolution electromagnetic tomography : a new method for localizing electrical activity in the brain.** v. 8760, n. 94, 1994.

RAKUSA, M. *et al.* ID 274 – **Separating idea from the action: A standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA) study.** *Clinical Neurophysiology*, v. 127, n. 3, p. e126, 2016. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245715015321>>.

STRIK, W. K. *et al.* **Three-dimensional tomography of event-related potentials during response inhibition: Evidence for phasic frontal lobe activation.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Evoked Potentials*, v. 108, n. 4, p. 406–413, 1998.

SUTTON, S. *et al.* **Evoked-Potential Correlates of Stimulus Uncertainty.** p. 1187–1188, 1965.

THATCHER, R. W. **Coherence, phase differences, phase shift, and phase lock in EEG/ERP analyses.** *Developmental Neuropsychology*, v. 37, n. 6, p. 476–496, 2012.

TIAN, Y. *et al.* **Electrophysiological explorations of the cause and effect of inhibition of return in a cue-target paradigm.** *Brain Topography*, v. 24, n. 2, p. 164–182, 2011.

WALTER, W. G. *et al.* **Contingent Negative Variation : An Electric Sign of Sensori-**

**Motor Association and Expectancy in the Human Brain.** *Nature*, v. 203, n. 4943, p. 380–384, 1964. Disponível em: <<http://www.nature.com/doi/10.1038/203380a0>>.