



IDENTIFICAÇÃO DA VARIAÇÃO NEGATIVA PÓS-IMPERATIVA EM IMAGÉTICA MOTORA

Rafael da Silva Moreira

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Maurício Cagy

Rio de Janeiro

Junho de 2016

IDENTIFICAÇÃO DA VARIAÇÃO NEGATIVA PÓS-IMPERATIVA EM
IMAGÉTICA MOTORA

Rafael da Silva Moreira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.

Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2016

Moreira, Rafael da Silva

Identificação da Variação Negativa Pós-Imperativa em
Imagética Motora/ Rafael da Silva Moreira. - Rio de
Janeiro: UFRJ/ COPPE, 2016.

IX, 60 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Maurício Cagy

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 41-45.

1. Análise de Componentes Principais.
2. Eletroencefalografia.
3. Variação Negativa Pós-Imperativa. I. Cagy, Maurício. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedicatória

Dedico esta dissertação aos que estiveram junto a mim, dia após dia, sofrendo e lutando ao meu lado para que esta se findasse em suor e glória.

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, a Deus, por sempre estar a meu lado, mantendo-me de pé mesmo quando não via mais possibilidades.

Agradeço (*in memoriam*) ao meu orientador Antonio Fernando Catelli Infantosi pelas inúmeras advertências e outro sem número de conselhos que me encaminharam ao amadurecimento. Sem ele, ainda me veria extremamente noviço frente ao mundo acadêmico.

Ao meu orientador Mauricio Cagy, ajudando-me a construir ideias e aconselhando-me a modificar as que haviam sido estabelecidas erroneamente, mostrando-me como sempre buscar melhorias e incentivando a construir novas perspectivas.

Ao professor Paulo Guimarães, co-orientador, pelas importantes contribuições durante o processo de elaboração e ajudando a construir todo o necessário para que o trabalho fluísse, por muitas vezes sentando ao meu lado e gastando horas ajudando-me com as inúmeras dúvidas que surgiram.

A minha mãe, Lisete, que sempre me apoiou, dando suporte e incentivando-me em todos os momentos e decisões importantes da minha vida, que sempre me mostrou a importância dos estudos e que me guiou a seguir meus caminhos. Sua dedicação a cada um de seus filhos é única e louvável.

A minha esposa, Driely Regina, amiga e confidente, companheira de caminhada, obrigado por ser esta pessoa especial, por estar sempre a meu lado, não só nos bons momentos, mas também nos difíceis. Às minhas filhas, Sophia e Ana Clara, meus anjos na Terra, que sempre estiveram ao meu lado, por vezes sentadas simplesmente olhando-me escrever. Agradeço às três por suportarem o estresse crescente da jornada acadêmica e, por muitas vezes, ajudarem a seguir em frente, incentivando-me e contribuindo para a realização deste trabalho, pela resiliência frente os momentos mais adversos que surgiram. Sem vocês eu não teria conseguido passar por tantos obstáculos.

Aos companheiros de mestrado, Gabriela, Alexsandro, Gabriel, Raoni, Thiago, que iniciaram suas buscas conjuntamente a mim, alguns já obtiveram seus títulos, outros estão na mesma etapa que me encontro, pelas ideias compactuadas e momentos convividos, que ajudaram no desenvolvimento desta dissertação, por todo apoio e amizade.

A todos os professores do Programa de Engenharia Biomédica, pelo suporte durante a jornada acadêmica e todo o conhecimento adquirido.

Aos meus colegas de Laboratório pelo conhecimento intercambiado e boa convivência

Agradeço ao CNPq, a CAPES e a FAPERJ pelo suporte financeiro.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para o crescimento da minha pessoa, tornando-me melhor nesta jornada chamada vida.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

IDENTIFICAÇÃO DA VARIAÇÃO NEGATIVA PÓS-IMPERATIVA EM IMAGÉTICA MOTORA

Rafael da Silva Moreira

Junho/2016

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

O eletroencefalograma (EEG) vem sendo utilizado em muitos campos da medicina e pesquisa científica, e é utilizado na captação de sinais responsivos da área cortical. Por meio desta técnica, podem-se obter os sinais relativos à Imagética Motora (IM), que se refere à simulação ou treinamento mental de uma tarefa ou de um conjunto de tarefas motoras, e pode ser realizada concomitantemente ao treinamento físico, atuando na melhoria do desempenho de atletas e até mesmo na recuperação de indivíduos acometidos de lesões ou disfunções motoras. Associada ao EEG, apresenta-se uma onda específica entre os estímulos de alerta e execução, denominada variação negativa contingente (CNV), relacionada à expectativa de realização de uma determinada tarefa. A CNV pode ser seguida por uma onda denominada variação negativa pós-imperativa (PINV), onda característica de resolução tardia da CNV, associada à perda de controle sobre a resposta da tarefa ou aleatoriedade de resposta do protocolo. Neste trabalho, será investigada a aplicação da técnica de análise de componentes principais (PCA) – que visa à redução dimensional e identificação de dados correlacionados – com vistas a identificar as características principais deste conjunto de dados (CNV+PINV), na identificação da PINV em traçados de EEG.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

POST-IMPERATIVE NEGATIVE VARIATION IDENTIFICATION IN MOTOR IMAGERY

Rafael da Silva Moreira

June/2016

Advisor: Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

The electroencephalogram (EEG) is a technique that has been used in many fields of medicine and scientific research. It is employed in capturing responsive signs of cortical area. This technique can provide signals relating to motor imagery (MI), which conceptually refers to mental simulation or training of a single or a set of motor tasks and can be carried out concomitantly to physical training, working on improving the performance of athletes and even the recovery of affected individuals injury or motor dysfunction. Associated with the EEG, in certain cases, occurs the appearance of a specific waveform at baseline that appears between the warning and execution stimuli. It's called contingent negative variation (CNV), and presents itself as a negative wave related to the expected realization of a particular task. The CNV can be succeeded by a continuity wave called post-imperative negative variation (PINV), a wave that is characteristic of late resolution of CNV associated with loss of control over the response of the task or randomness of the protocol response. This work investigates the application of principal component analysis (PCA), a technique used to dimensional reduce and identify correlated data, aiming at identifying the main characteristics of this data set (CNV+PINV): PINV's identification in EEG records.

Sumário

Capítulo 1 Introdução	1
1.1 Objetivos.....	3
1.1.1 Objetivos Gerais	3
1.1.2 Objetivos específicos.....	3
1.2 Estrutura do Trabalho	4
Capítulo 2 Aspectos Fisiológicos	5
2.1 Eletroencefalograma	5
2.1.1 Bases Fisiológicas	5
2.1.2 Mapeamento e Sistema de Aquisição de EEG.....	6
2.2 Imagética Motora.....	8
2.2.1 Definição	8
2.2.2 Modalidades de Imagética Motora	8
2.3 CNV: Variação Negativa Contingente	11
2.4 PINV: Variação Negativa Pós-Imperativa.....	12
Capítulo 3 PCA: Análise de Componentes Principais	14
3.1 Bases Matemáticas da PCA	14
Capítulo 4 Materias e Métodos.....	18
4.1 Protocolo Experimental	18
4.2 Pré-Processamento.....	19
4.3 Processamento	24
4.3.1 Detecção da PINV a partir da Direção Principal Dominante - Método ..	24
4.3.2 Detecção da PINV a partir da Direção Principal Dominante - Aplicação	
.....	29
Capítulo 5 Resultados.....	31
Capítulo 6 Discussão de Resultados.....	37
Capítulo 7 Considerações Finais	39
ANEXO I Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R)	46
ANEXO II Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....	54
ANEXO III Ficha de Anamnese.....	58

Capítulo 1

Introdução

A imagética motora (IM) pode ser definida como uma condição cognitiva correspondente à simulação mental de gestos ou tarefas motoras (MORAN *et al.*, 2012; RAIOLA *et al.*, 2013), podendo estar associada ao treinamento de uma determinada sequência motora, sem que para isto ocorra o movimento de quaisquer segmentos corporais associados à tarefa (GENTILI *et al.*, 2006; SOLODKIN *et al.*, 2004).

A IM tem sido investigada com base em técnicas como a imagem em ressonância magnética funcional (fMRI - SOLODKIN *et al.*, 2004), a tomografia por emissão de pósitrons (PET – MALOUIN *et al.*, 2003) e a eletroencefalografia (STECKLOW, 2006; CANTILLO-NEGRETE *et al.*, 2013), à qual será dada ênfase neste trabalho.

Dois potenciais antecipatórios pré-motores associados ao eletroencefalograma (EEG) são descritos na literatura – a Variação Negativa Contingente (CNV) e o *Bereitschaftspotential* (BP), ambos com características de uma onda de muito baixa frequência que ocorre antecipadamente ao movimento e subsequentemente a um estímulo de alerta (preparo). No caso de tal movimento ser iniciado em resposta a um estímulo deflagrador (imperativo), ocorre a CNV (CORDONES *et al.*, 2013; VERLEGER *et al.*, 2013; HAMANO *et al.*, 1997), ou seja, refere-se à contingência a um evento e está diretamente ligada aos estímulos que a acompanham (paradigma S1 – S2); por outro lado, o BP ocorre quando o início do movimento é determinado espontaneamente pelo indivíduo (*self-paced* – FREUDE *et al.*, 1988; HAMANO *et al.*, 1997; IKEDA *et al.*, 1997). Logo, na IM, por ser a tarefa puramente mental, estuda-se a CNV, onda negativa que se inicia cerca de 0,5 s após um estímulo de alerta, perdura por aproximadamente 1 s e caracteriza-se por uma amplitude que raramente supera 20 μ V.

No traçado de EEG, diretamente associado à CNV, pode ser visto um potencial, semelhante à CNV e que é tido como um prolongamento da mesma, denominado variação negativa pós-imperativa (PINV – CHOUINARD *et al.*, 1975). A

PINV ocorre, usualmente, associada ao processamento de informações relativo à resolução de problemas, durante a perda de controle sobre um evento, relacionando-se à contingência / aleatoriedade a uma tarefa, ou seja, o indivíduo é imposto à resolução de problemas de forma a não ter previsibilidade sobre a sequência de tarefas impostas (CHOUINARD *et al.*, 1975; DIENER *et al.*, 2009; KLEIN *et al.*, 1996; VERLEGER *et al.*, 1999; WAGNER *et al.*, 1996).

A PINV reflete uma reavaliação, a partir de experiências armazenadas, quando a resultante contradiz a observação anterior de uma tarefa, tendo o indivíduo que se adaptar à nova resolução imposta pelo protocolo (DIENER *et al.*, 2009).

A PINV está correlacionada, na literatura, à esquizofrenia, devido à própria fisiopatologia da doença, e pode estar associada também a outras doenças como depressão e ansiedade neurótica (WAGNER *et al.*, 1996). Nestes tipos de enfermidades, a PINV se apresenta com características aumentadas, como amplitude, quando comparadas com sua ocorrência em indivíduos saudáveis (CHOUINARD *et al.*, 1975; DIENER *et al.*, 2009).

A identificação da PINV no traçado de EEG depende de determinadas técnicas, visto que a PINV encontra-se combinada ao EEG de fundo e, assim, sobreposta por ondas de diferentes frequências. Assim sendo, a aplicação de diferentes técnicas para a classificação de características específicas é necessária, tais como a média coerente e a análise de componentes principais (PCA – SHI *et al.*, 2011; SHI *et al.*, 2013).

A PCA tem por finalidade a análise de dados multivariados objetivando, dentre outras aplicações, sua redução, com a particularidade de perda mínima de informações (MOLENAAR *et al.*, 2013) e reconhecimento de padrões, identificando as relações entre suas características correlação (SOUZA; *et al.*, 2013). VERLEGER, *et al.* (2013) também sugeriram o uso da PCA para distinção de sobreposição entre diferentes componentes do sinal EEG, e, neste caso, analisaram a onda P300 e a CNV, baseados na ideia de que estes componentes podem ser qualificados pela PCA como conjuntos de variação comum dos pontos temporais das observações de dados analisados. SOUZA *et al.* (2013) utilizaram a PCA conjuntamente à magnitude quadrática da coerência como métodos de extração de características do sinal EEG, classificando-a como uma técnica amplamente utilizada no reconhecimento de padrões por identificar a relação entre as características extraídas dos dados analisados. TER BRAACK *et al.* (2013) propuseram o uso da PCA para redução de artefatos relacionados a um determinado potencial evocado relativo ao protocolo de simulação magnética transcraniana, para supressão dos

artefatos que surgem no registro de sinal de EEG. Caracterizando a PCA como uma técnica de dados multivariados que define o sentido de maior variação em um conjunto de dados, espera-se que o sentido de maior variação contenha os artefatos, devido à grande diferença de amplitude entre estes e o EEG de fundo. GHADERYAN *et al.* (2013), SOUZA *et al.* (2013), MUSTAFA *et al.* (2013) propuseram o uso da PCA com o EEG, objetivando a representação de características do sinal, como por exemplo na obtenção de um potencial relacionado a evento (ERP). A aplicabilidade da PCA apresenta, portanto, efetividade na representação da PINV, corroborando com a literatura (CORDONES *et al.*, 2013; VERLEGER *et al.*, 2013).

Como justificativa para a identificação da PINV no traçado de EEG em IM de indivíduos saudáveis, aponta-se a escassez de literatura que correlacione a PINV a este tipo de casuística. Normalmente, esta correlação se dá em pacientes portadores de esquizofrenia; porém, de acordo com o protocolo utilizado de aquisição de sinais, observa-se a possibilidade de ocorrência da PINV neste tipo de estudo, sendo interessante salientar que não são vistos trabalhos que associem a PINV à IM na literatura. Necessita-se, portanto, de uma técnica para a identificação desta onda no traçado de EEG, visto que o sinal EEG apresenta-se demasiadamente ruidoso e com diferentes frequências de ondas sobrepostas. Para isto optou-se pela PCA devido a suas características de perda mínima de informação e potencialidade em identificação de parâmetros específicos no traçado de EEG.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos Gerais

Propor a identificação de características da PINV para os dados de EEG, a partir da PCA, a fim de se identificar a ocorrência deste potencial para o protocolo proposto.

1.1.2 Objetivos específicos

- Identificar as estimativas da PINV a partir das derivações utilizadas.
- Determinar se há diferença estatística entre os grupos de Atletas e Não Atletas com relação à ocorrência de PINV.

1.2 Estrutura do Trabalho

As bases fisiológicas e estruturas anatômicas do córtex cerebral são descritas no capítulo 2, bem como as correlações do córtex cerebral ao eletroencefalograma (EEG), incluindo o conceito de EEG, sua estruturação e mapeamento relativo às regiões corticais. São apresentadas ainda a Imagética Motora (IM), seu conceito e modalidades apresentadas na literatura; a variação negativa contingente (CNV), sua definição e a forma em que esta ocorre de acordo com o protocolo de aquisição de sinais utilizado; a variação negativa pós-imperativa (PINV) e sua correlação com a CNV, a definição associada ao tipo de protocolo e casuística proposta de atletas e não atletas de voleibol, bem como sua possível associação à IM. O Capítulo 3 apresenta a Análise de Componentes Principais (PCA), por meio de seus conceitos e bases matemáticas associadas. O capítulo 4 apresenta os Materiais e Métodos utilizados, descrevendo a seleção da casuística, preparação e realização dos experimentos (STECKLOW, 2006), aquisição dos sinais de EEG, bem como os esquemas experimentais de utilização das estimativas de sinais de EEG para análise estatística. O capítulo 5 indica os resultados experimentais obtidos por meio de gráficos e com os resultados dos testes estatísticos empregados, bem como a demonstração de algumas estimativas de PINV. No capítulo 6, apresenta-se a discussão dos resultados comparando-se os achados com a literatura analisada. Finalmente, no capítulo seguinte, são feitas as considerações sobre tais achados, bem como são apontadas propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Aspectos Fisiológicos

2.1 Eletroencefalograma

2.1.1 Bases Fisiológicas

O EEG pode ser conceituado como o registro temporal da somação espaço-temporal dos potenciais pós-sinápticos excitatórios e inibitórios de neurônios corticais, constituído da sincronização entre ondas individuais de milhares de neurônios, representativa da atividade eletroquímica cerebral. Correspondendo à variação no campo elétrico cortical, coletada por pares de eletrodos ligados à superfície do escalpo, e conectados a um amplificador diferencial, em regiões previamente delimitadas, os quais demonstram padrões de variação de tensão ao longo do tempo, o EEG pode ser considerado um sinal estocástico não-estacionário (RUGG; COLES, 1996; STECKLOW, 2006; GOMES *et al.*, 2007; MACHADO, 2004).

Em concordância à afirmação anterior, KANDEL *et al.* (2000) define o EEG como a somação da atividade de potenciais pós-sinápticos nos dendritos dos neurônios corticais, e seu padrão rítmico específico de forma de onda reflete a sincronização de ondas de potenciais sinápticos excitatórios e inibitórios, que atingem o córtex cerebral.

O EEG é representado por padrões típicos de onda, sendo caracterizado a partir de oscilações de potencial elétrico na faixa de 0,5 a 70 Hz (ou superiores), e variando de amplitudes na faixa de -100 a 100 μ V. Costuma ser descrito em diferentes bandas de frequência características, e estas podem refletir o funcionamento de diversos aspectos funcionais do córtex de acordo com estados do comportamento individual, como níveis de atenção, estados de sono e vigília, ou doenças específicas que afetam diferentes áreas corticais, podendo-se classificá-las habitualmente em bandas delta (entre 0,5 e 4 Hz), teta (de 4 a 8 Hz), alfa (de 8 a 13 Hz), beta (de 13 a 30 Hz) e gama (acima de 30 Hz) (STECKLOW, 2006; GOMES; BELLO, 2008; RUGG; COLES, 1996; NIEDERMEYER; SILVA, 2005).

2.1.2 Mapeamento e Sistema de Aquisição de EEG

Como visto, o EEG mensura a atividade elétrica de regiões corticais a partir de diferenças de potenciais elétricos medidos entre eletrodos (derivações), que são posicionados em locais pré-definidos do escalpo. Neste sentido, normalmente, é utilizado o sistema internacional 10-20, segundo o qual os eletrodos são posicionados a 10% e 20% de distâncias relativas entre si, sendo 10% o espaçamento referente ao Fpz em relação ao *Nasion* e Oz em relação ao *Inion*. Há algumas normas para padronização: seguem-se números ímpares à esquerda, pares à direita, uma linha média denominada como Z (zero) e uma letra que indica a área anatômica correspondente (GOMES; BELLO, 2008).

A divisão do córtex cerebral é dada em 5 planos de referência: frontal (dividido em pré-frontal e frontal), sulco central (entre os lóbulos frontal e parietal), parietal, temporal e occipital. Na Figura 1, podem ser vistas as divisões entre os lóbulos. A Figura 2 ilustra as localizações referentes ao sistema 10/20: Fz, Cz, Pz, Fp1, F7, T3, T5, O1, F3, C3, P3, Fp2, F8, T4, T6, O2, F4, C4, P4, e ainda pode ser vista a disposição de 2 posições auriculares, A1 e A2, além de Oz, pouco utilizada, e Fpz, geralmente empregada para o posicionamento do eletrodo de terra. É importante ressaltar que F7 e F8 possuem nomenclatura diferente, pois são relativos à área temporal (GOMES; BELLO, 2008).

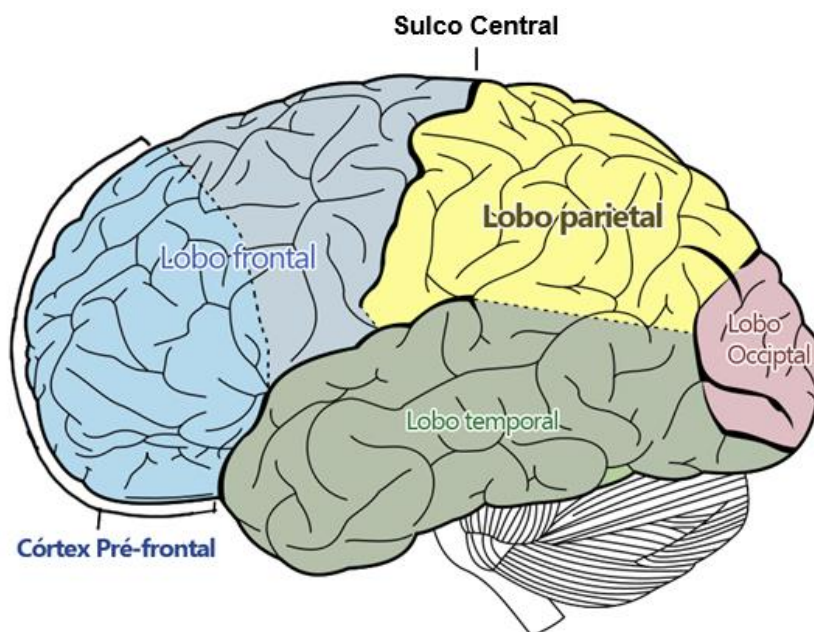


Figura 1 - Lóbulos cerebrais.

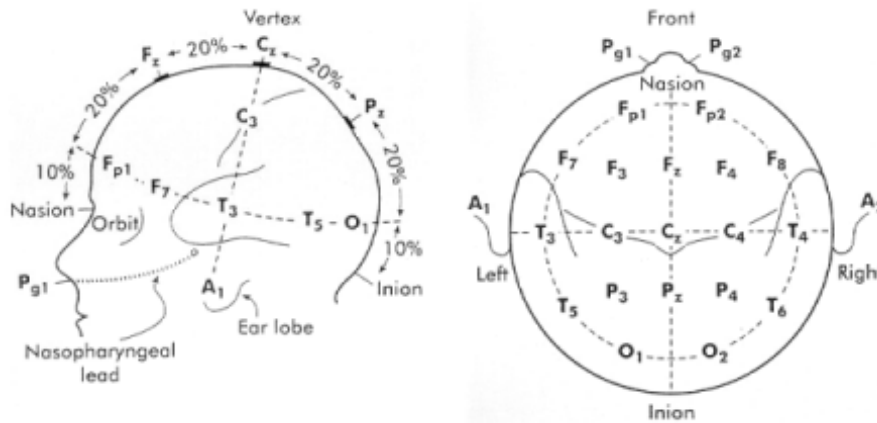


Figura 2 - Sistema Internacional 10-20.

Cada uma destas áreas apresenta subdivisões e funcionalidades, conforme proposto por Korbinian Brodmann no séc XX, neuroanatomista alemão que concebeu um mapa citoarquitetônico relativo ao neocórtex (BEAR *et al.*, 2002). Este propôs que diferentes regiões com citoarquitetura em comum realizariam as mesmas funções e, desta forma, foram associadas a funcionalidades diferentes. Destaca-se, a fim de se estabelecer correlação com a IM, a área central que é subdividida em córtex motor, córtex pré-motor e a área motora suplementar, conforme Figura 3. A região central é associada à IM devido à relação de preparação e potencial execução de movimento, assim como ocorre com tarefas motoras (MIZUGUCHI *et al.*, 2016; ROZAND *et al.*, 2016).

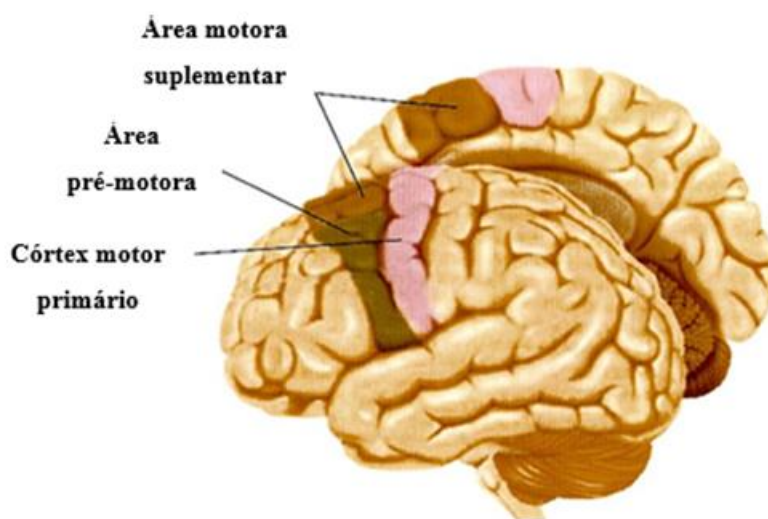


Figura 3 – Córtex cerebral – ênfase na região central.

2.2 Imagética Motora

2.2.1 Definição

A imagética motora (IM) pode ser definida como uma condição cognitiva correspondente à simulação mental de gestos ou tarefas motoras. Pode estar associada ao treinamento desportivo com vistas à aquisição e ao aperfeiçoamento de habilidades motoras (GUILLOT; *et al.*, 2013; MORAN *et al.*, 2012; RAIOLA *et al.*, 2013).

A IM possui relatos de estudos desde 1883, tendo como autor pioneiro Galton. Em seu trabalho, demonstrou estudos sobre o fenômeno conhecido por Imagética Mental, conceituada como representação mental de um estímulo, relativa à percepção, relacionada à esquematização de uma tarefa, seja ela motora, auditiva, visual, etc, sem que para isto o estímulo esteja presente. Em seu estudo, Galton utilizou questionários que mensuravam a clareza dos quadros mentais gerados (STECKLOW, 2006; MOULTON; KOSSLYN, 2009; GALTON, 1883).

A partir destes achados, muitos outros métodos foram utilizados para obtenção de informações de IM, podendo ser observada a utilização de EEG (STECKLOW, 2006), imagem em ressonância magnética funcional (fMRI – SOLODKIN *et al.*, 2004), tomografia por emissão de pósitrons (PET – MALOUIN *et al.*, 2003), conjuntamente a questionários para se obterem parâmetros de comparação (GALTON, 1883).

Estudos têm demonstrado que uma melhor realização de IM está diretamente associada ao prévio conhecimento motor acerca da tarefa proposta, e associam o treinamento da IM por Atletas e Não Atletas. Foi demonstrado, neste tipo de protocolo, que os Atletas conseguem realizar a tarefa mental de maneira mais eficiente (LANDERS, 1983; WEI; LUO, 2010). É importante salientar que os Atletas que realizaram o treinamento mental da IM obtiveram melhorias em relação àqueles que não realizaram o treinamento. (RAIOLA *et al.*, 2013; BEZZOLA *et al.*, 2012).

2.2.2 Modalidades de Imagética Motora

Há diferentes classificações de modalidades de IM. Estas classificações variam entre IM cinestésica (1ª pessoa), na qual o indivíduo tem a percepção tátil de estar realizando o movimento, podendo obter sensações neuromusculares acerca da tarefa proposta; e IM visual (3ª pessoa), na qual o indivíduo tem a percepção de visualização

mental da tarefa proposta (CALLOW; HARDY, 2004; PAZ, 2012; STECKLOW, 2006).

Um dos testes realizados para obtenção de parâmetros de realização de IM, o MIQ-R (*Revised Movement Imagery Questionnaire* – ANEXO I) utiliza-se de imperativas diretas para que haja pouco confundimento: nas tarefas em 1ª pessoa, utiliza o verbo sentir enquanto que, na 3ª pessoa, o verbo ver (STECKLOW, 2006). Ao serem comparados os tipos de IM, a IM em 3ª pessoa é considerada de realização mais simples do que a IM em 1ª pessoa (STECKLOW, 2006; WEI; LUO, 2010; NEUPER *et al.*, 2005; CALLOW; HARDY, 2004).

Autores têm-se preocupado em correlacionar a atividade sinalizada pelo EEG e sua correspondência com determinada área cortical. Em estudo de SOLODKIN *et al.* (2004) por meio do uso de fMRI, foi comparada a ativação de áreas corticais durante imagética motora (IM) em 1ª e 3ª pessoas, além da execução do movimento dos dedos ipsilaterais e encontraram diferentes ativações corticais para cada tarefa. Encontraram maior ativação, durante a modalidade em 1ª pessoa, do cerebelo, córtex pré-motor látero-dorsal, área motora suplementar e lóbulo parietal; por sua vez, na modalidade em 3ª pessoa, o lóbulo occipital e o giro frontal foram mais ativados.

Considerando a perspectiva de diferenças entre ativação de áreas corticais NEUPER *et al.* (2005), através de estudo com 14 voluntários sadios e destros em tarefa motora com a mão direita, ao segurar uma bola, concluíram que as áreas sensoriais relacionadas ao movimento foram mais ativadas em IM em 1ª pessoa, em comparação à 3ª pessoa.

A IM em 1ª pessoa está diretamente associada aos esportes, e propicia benefícios à aprendizagem motora assim como ao desempenho da tarefa desportiva (LANDERS, 1983). Esta melhoria se deve à manutenção de determinadas características espaço-temporais que constituem o processo motor durante a realização da IM que acionam as estruturas similares às evocadas durante a sua real execução (STEFANELLO *et al.*; 2010).

Pelo exposto, a IM pode vir a ser considerada no treinamento de Atletas, sendo realizada conjuntamente ao treinamento motor desportivo. Cabe ressaltar que a experiência motora predecessora à realização da IM é de grande valia, podendo contribuir para uma melhor correlação entre o desempenho físico e a IM (GUILLOT *et al.*, 2013).

A IM tem por base modalidades sensoriais e podem evocar informações que se encontram armazenadas por mecanismos relativos às memórias de longo prazo, por exemplo, sensações táteis, imagens, etc. (DECETY; GRÈZES, 1999). Através da observação de uma cena, o indivíduo pode criar uma representação de uma tarefa motora assimilada, podendo reproduzi-la posteriormente em modalidade mental.

Na relação entre IM e realização motora, pode ser visto que, na IM em 1ª pessoa, ocorre toda a relação de associação e preparação da tarefa a ser realizada. Foram demonstradas ativações de área pré-motora e parietal durante IM, ou seja, até o momento anterior a ser desencadeada pelo córtex motor primário. A partir deste ponto, ocorre apenas sua realização mental; sendo assim, não ocorre a excitação neuromuscular necessária à realização de movimento (STEPHAN; FRACKOWIAK, 1996).

A IM envolve, assim, a identificação do movimento a ser realizado, o seu planejamento e a sua execução. A identificação do movimento está relacionada ao córtex sensorial, dado pela informação contida no córtex parietal posterior, giro supramarginal e giro angular. O córtex parietal posterior, primeiramente, recebe a informação do córtex somatossensorial e, após, processa as informações, principalmente relacionadas à localização de objetos no espaço integrando com informações sensoriais e auditivas, e possui projeções nas áreas pré-motora e cerebelo (STECKLOW, 2006; KANDEL *et al.*, 2000; STEPHAN; FRACKOWIAK, 1996; JACKSON *et al.*, 2001).

O córtex motor (Figura 3) é composto pelas regiões cerebrais referentes ao planejamento e eventual movimento, que podem ser subdivididas em área pré-motora e área motora suplementar (SMA) e córtex motor primário.

De forma esquemática, a área pré-motora é responsável por padrões mais específicos de movimento, ou seja, por padrões de maior complexidade. A área mais anterior da área pré-motora elabora a imagem motora relacionada ao movimento que será executado, e então, excita o córtex pré-motor posterior onde ocorre a correlação de excitação muscular necessária ao padrão de imagem; após, ocorre o envio desta informação ao córtex motor primário, e dali haveria a excitação muscular (KANDEL *et al.*, 2000).

A SMA é responsável por movimentos bilaterais e funciona conjuntamente com a área pré-motora, proporcionando a base ao conjunto de movimentos e relacionando-se a movimentos de atitude, fixação de diferentes segmentos do corpo, posicionamento da cabeça e dos olhos. Esta área é responsável pelo planejamento motor, sendo ativada quando um indivíduo é requerido a realizar mentalmente uma

sequência de movimentos, sem que para isto o execute (GUYTON; HALL, 2002; MACHADO, 2004).

2.3 CNV: Variação Negativa Contingente

A variação negativa contingente (CNV) pode ser definida como um potencial negativo lento, que ocorre no EEG, relacionado à expectativa por um evento de cunho motor ou cognitivo, estando associado à integração sensório-motora, ou seja, ao planejamento e execução de uma tarefa motora. Ocorre entre dois estímulos sucessivos, estímulo de alerta (S1 – referente a *stimulus1*) seguido por um estímulo imperativo (S2 – referente a *stimulus2*) conforme apresentado na Figura 4 (HAMANO *et al.*, 1997; NIEDERMEYER; SILVA, 2005; SMITH; COLLINS, 2004; STECKLOW *et al.*, 2012; VERLEGER *et al.*, 2013). O protocolo é apresentado de forma que o indivíduo planeje a tarefa antes de a executar; o estímulo de alerta permite o tempo necessário à contingência e, concomitantemente, o surgimento da CNV, enquanto o estímulo de execução deflagra a tarefa, finalizando a CNV.

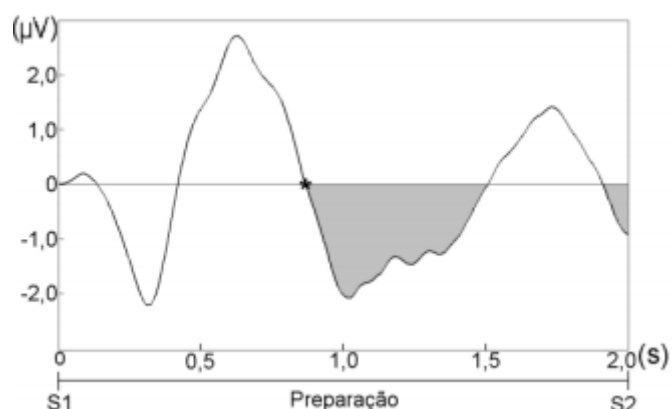


Figura 4 - O asterisco representa o início da onda CNV, que está apresentada na área em cinza (STECKLOW *et al.*, 2012).

A CNV possui dois componentes, a CNV inicial, que é mantida até 1-1,5 s após S1, iniciando mais precisamente entre 200 e 500 ms após o S1, sendo máximo na região do escalpo frontal, e a CNV tardia, iniciando-se, geralmente, 1 s antes até próximo à ocorrência de S2, tendo valor máximo em região do escalpo central (NIEDERMEYER; SILVA, 2005; IKEDA *et al.*, 1997; HAMANO *et al.*, 1997). Isto se deve ao planejamento e posterior execução da tarefa, seguindo do SMA para área pré-

motora (Figura 3), que, como visto, estão associados ao planejamento e execução de tarefas motoras.

A CNV foi inicialmente estudada por (WALTER, 1964), que propôs a existência de um potencial negativo, entre um estímulo de alerta (condicional) e um estímulo imperativo. Neste ponto, ocorre uma mudança para zero, quando visto a partir do EEG, ou mesmo passa da linha de base e torna-se um potencial positivo, perdendo as características de CNV. Tendo caráter estável e constante, é um fenômeno que ocorre independentemente dos ritmos normais intrínsecos ao cérebro, apresentando as mesmas características para olhos abertos ou fechados.

A CNV é um potencial de expectativa e sua amplitude aumenta de acordo com o aumento da probabilidade da ocorrência de um estímulo (NIEDERMEYER; SILVA, 2005). Estudos têm proposto a existência desta CNV mesmo quando há somente a expectativa de movimento, visto que este estaria relacionado à antecipação do S2, porém, com uma amplitude menor que a CNV precedente de movimento (HAMANO *et al.*, 1997; ROHRBAUGH; GAILLARD, 1983).

2.4 PINV: Variação Negativa Pós-Imperativa

A variação negativa pós-imperativa (PINV) é caracterizada como uma onda de potencial negativo de muito baixa frequência, assim como a onda que a antecede, a CNV, como pode ser visto na Figura 5. É associada a distúrbios psicológicos, em especial à esquizofrenia, atribuída a uma “resolução atrasada da CNV” (KLEIN *et al.*, 1996), e é considerada um prolongamento da CNV após uma tarefa motora, habitualmente (CHOUINARD *et al.*, 1975). A PINV está também associada à preparação para estímulos novos e desconhecidos, referentes ao protocolo de estudo realizado, com base na aleatoriedade da tarefa proposta, na avaliação da resposta aos estímulos e inabilidade de resolução de estímulos com ambiguidade, o que gera dificuldades de resolução, principalmente em esquemas simbólicos e incerteza sobre os resultados que serão gerados por ações próprias (CHOUINARD *et al.*, 1975; DIENER *et al.*, 2009; ELBERT *et al.*, 1982; KLEIN *et al.*, 1996; VERLEGER *et al.*, 1999; WAGNER *et al.*, 1996).

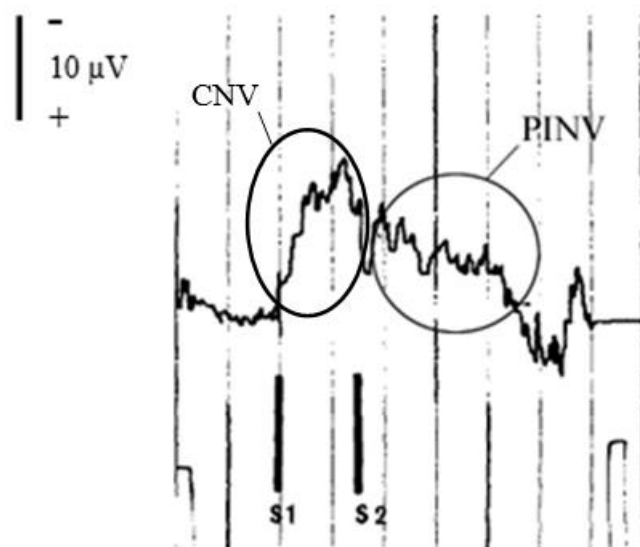


Figura 5 - PINV três segundos após S2 e, depois, retorna à linha de base – nesta figura, apresenta-se sob a forma de polo negativo invertido, como era apresentado remotamente na literatura (adaptado de CHOUINARD *et al.*, 1975).

Em indivíduos saudáveis, a PINV tem sido observada em protocolos sob condições experimentais específicas, associadas a protocolos com pacientes acometidos por esquizofrenia, como perda ou ganho imprevistos de controle sobre as próprias decisões, ambiguidade de resposta em relação ao estímulo imperativo inerente ao protocolo, quando este provoca algum tipo de aversão, como estímulo que provoque algum desconforto ao indivíduo ou mesmo pela incerteza da ocorrência do tipo de estímulo imperativo, como em tarefas aleatórias (KLEIN *et al.*, 1996; VERLEGER *et al.*, 1999; WAGNER *et al.*, 1996). Nesse caso, a PINV assemelha-se, até certo ponto, com a ocorrência em pacientes acometidos por esquizofrenia.

Na literatura, encontram-se trabalhos relacionando PINV a tarefas motoras (CHOUINARD *et al.*, 1975; DIENER *et al.*, 2009; ELBERT *et al.*, 1982; KLEIN *et al.*, 1996; VERLEGER *et al.*, 1999; WAGNER *et al.*, 1996), porém não há trabalhos que associem a mesma à IM. Contudo, espera-se a ocorrência de PINVs nos sinais coletados no presente estudo, uma vez que o protocolo proposto de IM envolve tarefas aleatórias a serem realizadas conforme diferentes estímulos sonoros. Ademais, têm-se visto diferentes formas de estimar e analisar estatisticamente a PINV em sinais de EEG.

Capítulo 3

PCA: Análise de Componentes Principais

3.1 Bases Matemáticas da PCA

A temática relativa à aplicação de técnicas de reconhecimento de padrões a partir da Análise de Componentes Principais (PCA) tem sido explorada na literatura relativa aos sinais biológicos objetivando diferentes finalidades, como identificação de ondas características, determinação de variabilidade de dados e distinção entre padrões diversificados nos dados analisados (SOUZA *et al.*, 2013; TER BRAACK *et al.*, 2013; BARRY *et al.*, 2013).

A PCA é uma técnica que transforma um conjunto de dados multivariados correlacionados em um novo conjunto de dados descorrelacionados e ortogonais ordenados decrescentemente em termos de variância, compondo assim as componentes principais (PCs), e é utilizada com objetivo de, entre outros, reconhecimento de padrões (SOUZA; *et al.*, 2013). Neste sentido, a 1ª PC é a que possui maior variância, e suas subsequentes em ordem decrescente de variância (JOLLIFFE, 2002; SHI *et al.*, 2013). Assim, a PCA possui o potencial de redução de dados com o mínimo de perda de informação (MOLENAAR *et al.*, 2013), uma vez que, partindo-se de sua definição, pode-se obter uma redução de dimensionalidade considerando um subconjunto de PCs que contém, arbitrariamente, a maior variabilidade percentual dos dados originais. De forma alternativa, a expansão dos dados originais em um conjunto de componentes ortogonais promove a máxima descorrelação dos sinais, que permite a separação dos dados em subespaços do sinal considerado e do ruído, conforme Figura 6.



Figura 6 – PCA – Separação de sinal em subespaços de sinal e ruído.

A PCA é definida por um sistema de operações algébricas característico. Dada uma matriz de sinais (X):

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \cdots & x_{1N} \\ x_{21} & x_{22} & \cdots & x_{2N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{L1} & x_{L2} & \cdots & x_{LN} \end{bmatrix} \quad (1)$$

composta de (N) vetores (colunas) de sinais, contendo (L) amostras cada, e considerando seus dados como sinais correlacionados entre si, ou seja, não ortogonais, pertencente ao espaço \mathfrak{R}^N , esta é denominada como matriz de observações.

Sendo a média amostral de cada sinal na matriz (1) dada por \bar{x} :

$$\bar{x}_j = \frac{1}{L} (x_{1j} + x_{2j} + \cdots + x_{Lj}), \quad (2)$$

e substituindo-se o (i,j)-ésimo elemento de (2) por:

$$\hat{x}_{ij} = x_{ij} - \bar{x}_j \quad (3)$$

obtém-se uma matriz de sinais de média nula, $B(i,j)$, relativa a (1):

$$B = \begin{bmatrix} \hat{x}_{11} & \hat{x}_{12} & \cdots & \hat{x}_{1N} \\ \hat{x}_{21} & \hat{x}_{22} & \cdots & \hat{x}_{2N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{x}_{L1} & \hat{x}_{L2} & \cdots & \hat{x}_{LN} \end{bmatrix} \quad (4)$$

cujas linhas possuem média zero (LAY, 2002). Assim, a matriz de covariância (quadrada de ordem L), simbolizada por $S(i,j)$, pode ser obtida por:

$$S = \frac{1}{N-1} B^T \cdot B. \quad (5)$$

sendo que cada (ij) -ésimo elemento de (5) representa a covariância entre o i -ésimo e o j -ésimo vetores-sinais de (4) (caso $i = j$, correspondente à variância do respectivo sinal) e o operador \bullet^T simboliza a transposição de matrizes (VARELLA, 2008; JOLLIFFE, 2002).

Assumindo-se que os sinais representados pela equação (5) são correlacionados entre si, a matriz S não terá configuração diagonal (valores não nulos de covariância entre sinais diferentes). O objetivo da PCA é obter novos vetores-sinais, chamadas de Componentes Principais (PCs), que são combinações lineares dos sinais originais mas que apresentam covariância nula entre sinais diferentes, ou seja, que possuam matriz de covariância puramente diagonal. Além disso, busca-se ordenar tais vetores-sinais de modo que as variâncias encontradas na diagonal dessa matriz de covariância sejam ordenadas de forma decrescente. Assim, uma reconstrução dos sinais originais com base no subconjunto composto pelas primeiras K PCs (para qualquer $K < N$) corresponde a uma aproximação que apresenta menos desvio médio quadrático em relação aos sinais originais (ou, alternativamente, que maximiza a variância dos sinais aproximados).

Portanto, seja considerada a matriz (X) vista em (1) e sua correspondente de média nula B (4), busca-se, por meio de uma transformação linear (denotada pela matriz V abaixo), uma nova matriz (Z) cujas linhas sejam as PCs:

$$Z = V \cdot B . \quad (6)$$

A partir destas, pode-se realizar a identificação das características do sinal, ou mesmo, dependendo da morfologia do sinal analisado, descartam-se estas PCs de maior variância e utilizam-se as PCs de menor variância, assim enfatizando ondulações de baixa variabilidade. Este resultado pode ser obtido se V for uma matriz de autovetores da matriz de covariância (S) dos sinais originais (B) .

A matriz V pode também ser obtida, de forma alternativa, utilizando-se a decomposição de valores singulares (SVD) da própria matriz de sinais (B) :

$$B = U \cdot D \cdot V^T , \quad (7)$$

onde (U) e (V) contêm os denominados vetores singulares à esquerda e à direita, respectivamente, (D) constitui uma matriz diagonal na qual estão contidos os valores singulares λ_i em ordem decrescentes de valores e \bullet^T corresponde ao operador que indica a transposição de matrizes.

Ao se utilizar a PCA com objetivo de detecção de características predominantes do sinal estudado, deve-se adotar um subconjunto dos vetores singulares

encontrados na matriz (V), os quais correspondem aos valores singulares λ mais elevados da matriz (D) ou os que mais correspondam às características dos sinais analisados, sendo, assim, representados por vetores da matriz (V) de características específicas do sinal. Os vetores singulares assim escolhidos formam, respectivamente, o conjunto correspondente à maior variância do conjunto de dados que formam os sinais analisados ou que represente a melhor aproximação do sinal de interesse.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

4.1 Protocolo Experimental

O experimento, realizado por Stecklow (2006), foi composto por 30 indivíduos saudáveis aptos a realizar IM, após constatação ao se aplicar o *Revised Movement Imagery Questionnaire* (MIQ-R – ANEXO I), que consiste na aplicação de testes de execução relacionados à imagética em 1ª pessoa e imagética em 3ª pessoa de tarefas motoras. O MIQ-R foi traduzido para a língua portuguesa e aplicado aos voluntários individualmente para determinação da capacidade de realização da IM. O critério de exclusão empregado foi o escore menor que 15, correspondente à metade mais um do escore máximo (soma dos valores em cada conjunto de tarefas – STECKLOW, 2006).

Estes 30 indivíduos foram divididos em 15 Atletas de voleibol e 15 indivíduos sem experiência comprovada na prática sistemática do voleibol, denominados Não Atletas, foram instruídos sobre os procedimentos aos quais seriam submetidos e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (STECKLOW, 2006; STECKLOW *et al.*, 2007; STECKLOW *et al.*, 2010).

As tarefas reproduzidas por IM consistiram em bater de palmas, tarefa de realização comum para os indivíduos que foram submetidos ao experimento, e em realizar o ataque de voleibol a partir da posição quatro (zona de ataque do lado esquerdo da quadra), tarefa especializada aos indivíduos Atletas, que foi apresentada aos indivíduos através de um vídeo composto deste movimento. O vídeo foi gravado com uma câmera digital (Sony®, modelo DCR-TRV140 NTSC) e consistiu na repetição de diversas sequências do movimento, realizado por um ex-atleta da modalidade, o que procurou assegurar uma realização do movimento de boa qualidade, gravadas com a câmera em diferentes posições (STECKLOW, 2006; STECKLOW *et al.*, 2007; STECKLOW *et al.*, 2010). Este vídeo foi levado para um estúdio de edição digital e,

então, editado por meio do programa Avid Express DV[®], resultando como produto final uma fita do tipo VHS com 5 min e 10 s de gravação.

Os indivíduos assistiram ao vídeo sentados em uma poltrona, e com os eletrodos de Ag/AgCl posicionados no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20, e referência auricular. A impedância da interface pele-eletrodo foi mantida abaixo de 5 k Ω . Os sinais de EEG foram captados através do eletroencefalógrafo (EMSA, mod. BNT-36), previamente filtrados (*anti-aliasing* de 100 Hz, passa-altas de 0,1 Hz e *notch* de 60 Hz) e, então, amostrados a 240 Hz (STECKLOW, 2006; STECKLOW *et al.*, 2007; STECKLOW *et al.*, 2010). O experimento foi realizado com a sala em penumbra, e o voluntário permanecia sentado e com os olhos fechados. Inicialmente, gravaram-se 90 s de EEG espontâneo, o qual serviu para habituação do indivíduo e posterior comparação com as possíveis características a serem analisadas do sinal. Em seguida, foi realizada aquisição durante 30 sequências de IM em 1ª pessoa para a tarefa especializada, aleatoriamente intercaladas por 20 sequências da tarefa simples (simulação do bater de palmas). A IM em 1ª pessoa foi empregada por ser responsável por alterações mais significativas no EEG no que tange às áreas central e frontal do escalpo, assim como ocorre com tarefas motoras (COLLET *et al.*, 2013, 2013, GUILLOT *et al.*, 2013a, 2013b; MORAN *et al.*, 2012; STECKLOW *et al.*, 2012), sendo estas áreas originárias da CNV e da PINV. Assim, foram utilizadas as derivações Cz, C3, C4, Fz, F3, F4.

4.2 Pré-Processamento

Os sinais de EEG relativos às 6 derivações analisadas foram submetidos a um filtro *Butterworth* passa-baixas, de 2ª ordem e frequência de corte de 5 Hz, buscando realçar as características de baixa frequência, visto que estas são componentes da CNV e PINV, ou seja, buscando estimar estas ondas. As estimativas de sinais obtidas foram, então, segmentadas em trechos contendo o período de preparação e o de execução da IM.

A resultante total de trechos obtidos foi de 30 trechos de tarefa especializada e de 20 trechos de tarefa simples para cada indivíduo, para cada derivação. Tanto os 30 trechos de tarefa especializada quanto os 20 trechos de tarefas simples foram submetidos a um algoritmo de rejeição automática de artefatos baseado no limiar referente a 3 desvios padrões de trechos livres de artefatos. Assim, foram obtidos

diferentes números de trechos de estimativas de EEG para cada derivação analisada de cada indivíduo, de acordo com o limiar escolhido para cada derivação, o qual dependeu da variabilidade de cada trecho de estimativa de sinal analisado. Os sinais obtidos deste sistema de rejeição automática foram, então, promediados, considerando-se individualmente cada derivação de cada indivíduo, e submetidos a um filtro *Butterworth* passa-baixas, de 2ª ordem e frequência de corte de 2 Hz, obtendo-se, assim, estimativas de CNV e PINV para cada uma das 6 derivações para cada indivíduo, tanto para tarefa simples quanto especializada.

Cada sequência foi demarcada por dois estímulos sonoros (S1 e S2) relativos aos primeiros 2 s de estimativas de sinal, sendo o primeiro dado por um tom constante, servindo como estímulo de alerta, e o segundo dado por um tom variável, agudo ou grave, indicativo de qual tarefa deveria ser realizada, servindo de estímulo de execução (imperativo), e o tempo para realização de tarefa foi de 5 s conforme Figura 7. Para reforçar os detalhes do modelo de imagética solicitado, uma gravação em áudio de todos os detalhes de cada movimento na perspectiva de IM foi reproduzida antes do respectivo bloco experimental que compunha a tarefa (STECKLOW, 2006; STECKLOW *et al.*, 2007; STECKLOW *et al.*, 2010).

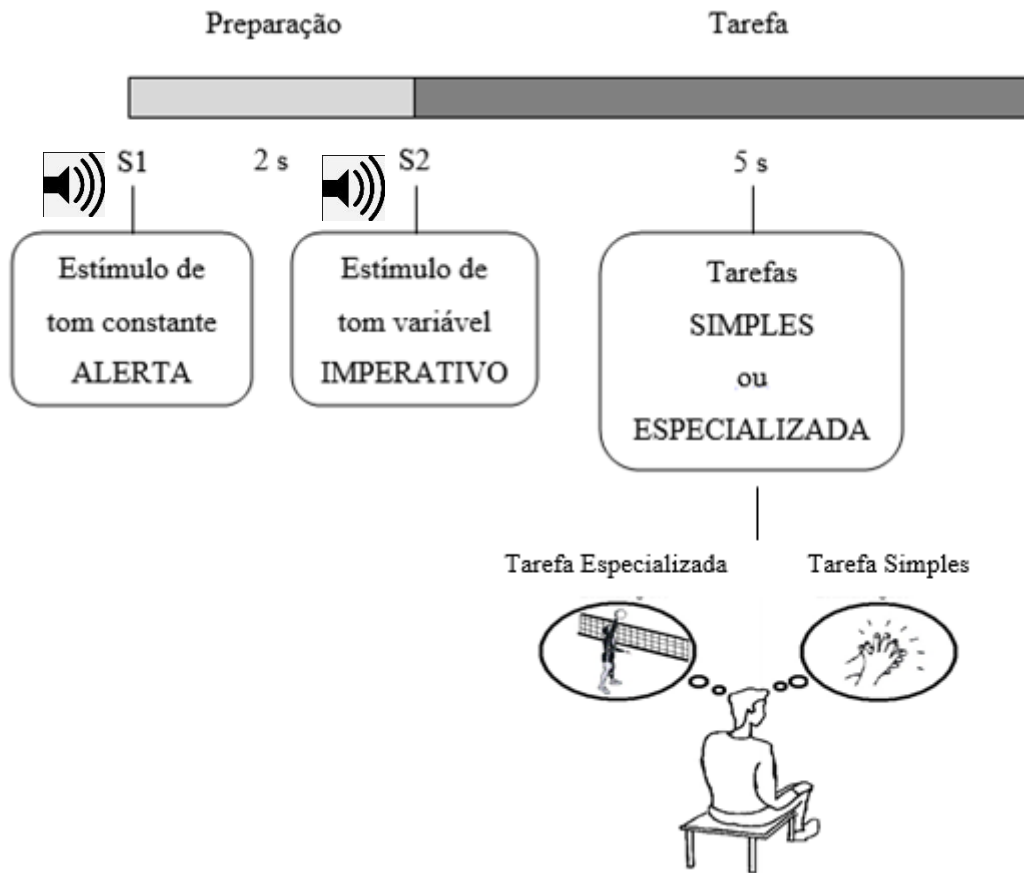


Figura 7 - Esquema experimental dos blocos de realização da aquisição de tarefas mentais (adaptado de STECKLOW, 2006).

Os trechos de estimativas de sinais de EEG foram segmentados a fim de se obterem trechos com duração uniforme. Visto que alguns dos trechos que continham a tarefa de IM duravam pouco menos de 5 s, o que prejudicaria a análise e processamento global dos mesmos, os trechos de sinal EEG obtidos apresentaram 6 s, os quais continham 2 s de preparação entre S1 e S2, na qual presume-se haver a CNV, e 4 s de tarefa após o S2, na qual presume-se haver a PINV (Figura 8 e Figura 9).

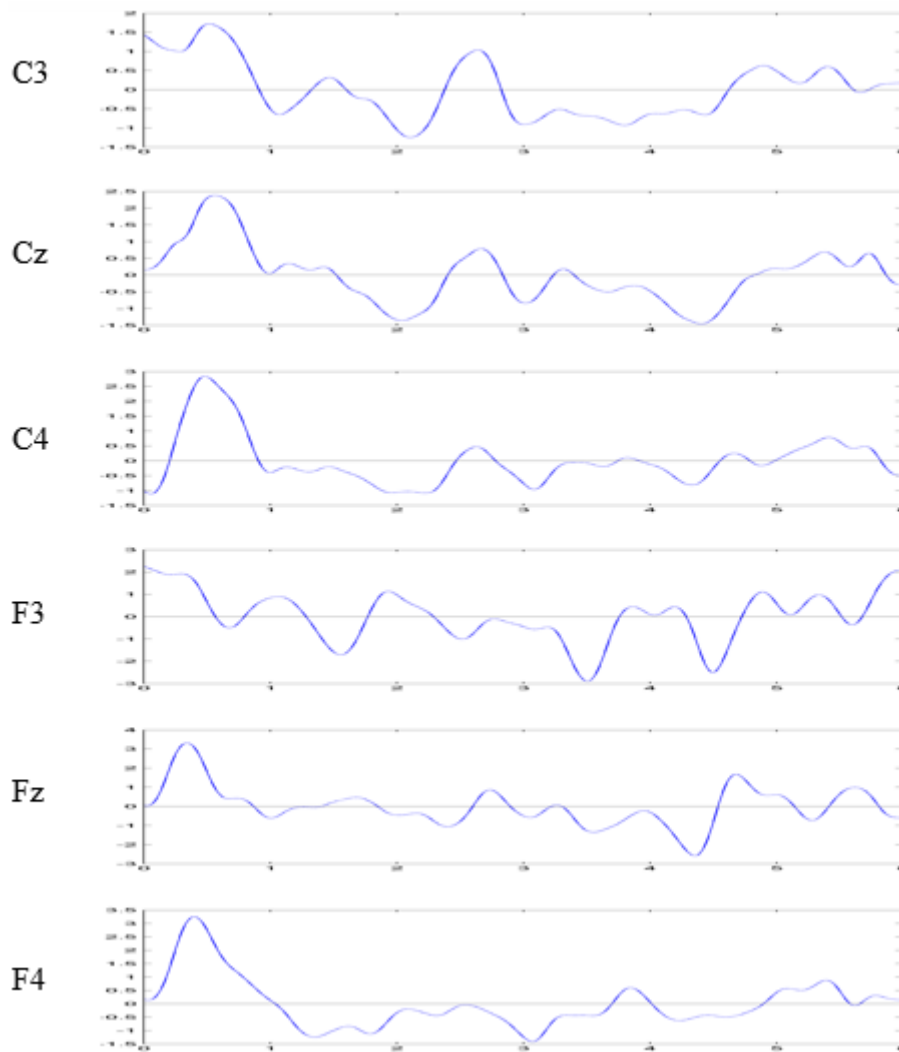


Figura 8 - Trechos de 6 segundos de estimativa de sinal para o Não Atleta #2.

Ao total, foram obtidos 90 trechos (6 derivações compostas de 15 estimativas cada uma, sendo cada estimativa representativa de um indivíduo) para o grupo de Atletas e 90 trechos para o grupo de Não Atletas de tarefa simples, bem como para a tarefa especializada, conforme a Tabela 1.

Tabela 1 - Número de trechos de tarefas simples e especializada para os grupos de Atletas e Não Atletas

Indivíduos	Tarefa Simples	Tarefa Especializada
Atletas	90 trechos	90 trechos
Não Atletas	90 trechos	90 trechos

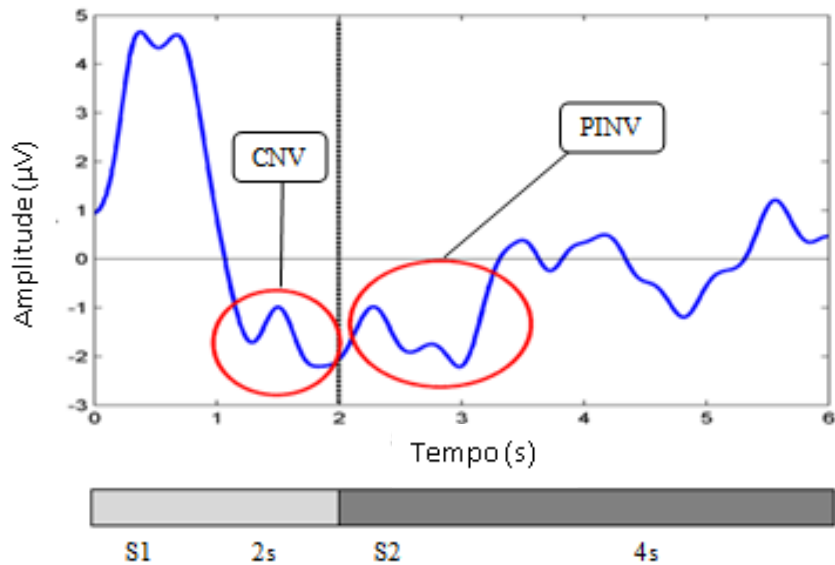


Figura 9 - Esquema experimental representativo do Traçado de estimativa de 6 segundos de EEG para CNV e PINV considerando a média de Não Atletas para a derivação C3

Com vistas à detecção da PINV nas estimativas de sinal, inicialmente, foi estipulado que variações negativas de sinal 1 s após S2, equiparáveis ao *Grand-Average* (média de todos os sinais), seriam representativas de PINV, visto que não há, na literatura, um padrão mínimo de amplitude ou latência para este tipo de onda negativa. Para esta análise, foram utilizadas as amplitudes pico-a-pico, ponto máximo ocorrido entre S1 e S2 (possível potencial evocado auditivo) e o ponto mínimo entre o 1º e 3º segundos de imagética motora (3º e 6º segundos da estimativa do sinal), como pode ser visto na Figura 10.

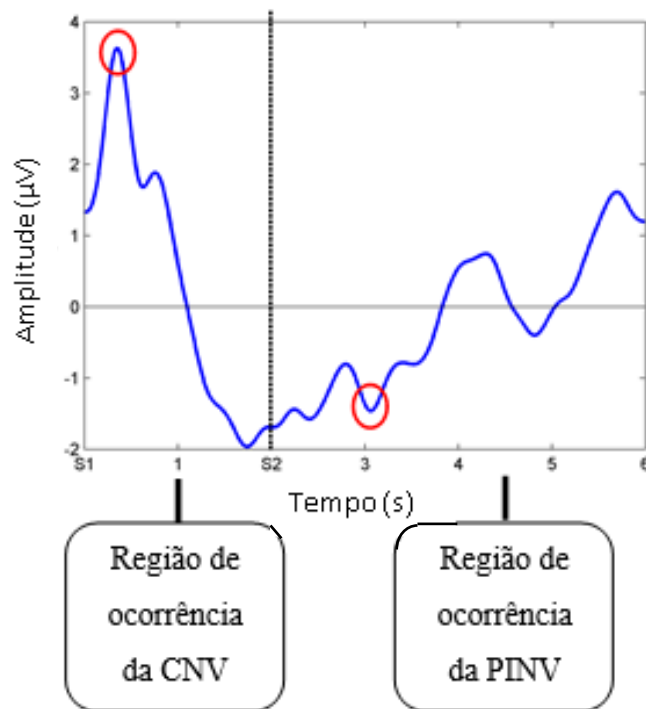


Figura 10 - Pontos Máximo e mínimo do *Grand-Average* de Não Atletas; os círculos vermelhos correspondem aos pontos máximo e mínimo utilizados para obter a amplitude das estimativas.

As amplitudes foram utilizadas para análise estatística correspondente, onde foram, primeiramente, analisadas as diferenças estatísticas referentes às derivações estudadas.

4.3 Processamento

Para obtenção dos dados normalizados, utilizou-se uma função de distribuição inversa através da ferramenta estatística *SPSS Statistics 17.0*[®]. Os dados normalizados foram, então, submetidos ao teste ANOVA 2 fatores através do software *MATLAB*[®], considerando-se cada derivação e comparando-se entre os grupos de Atletas e Não Atletas, e entre tarefas simples e especializada. Para tal, os dados relativos a cada derivação foram agrupados em uma matriz de forma que as colunas compunham os indivíduos, e as linhas compunham as tarefas simples e especializada.

4.3.1 Método de Detecção da PINV a partir da Direção Principal Dominante

A aplicação da PCA permite indicar a direção de variabilidade da distribuição de dados das estimativas de sinais contendo PINV a partir do cálculo da direção

principal dominante (vetor singular principal, que corresponde à direção de maior variabilidade dos dados do sinal). Os vetores singulares contêm as informações necessárias para obter as direções principais, que contêm as informações mais importantes do sinal original X (8). A partir de uma estratégia de substituição de estimativas de sinais, na qual se varia a entrada de uma das estimativas de PINV em que será aplicada a PCA, sugere-se que a direção principal dominante seja afetada pela existência de PINVs nas estimativas de sinal, devido à mudança de correlação que ocorre entre a direção principal original e as demais (ZAREI *et al.*, 2016).

Seja uma matriz X composta de n estimativas de sinal (CNV e PINV):

$$X = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T, \quad (8)$$

As n colunas de X correspondem aos segmentos de EEG de cada indivíduo para cada derivação, correspondente a 6 s de estimativa contendo PINV. Seja considerada apenas uma derivação para um determinado tipo de indivíduo, atleta ou não atleta, e uma tarefa específica, simples ou especializada, conforme demonstrado na Figura 11 (para a derivação C3, Atletas e tarefa especializada), caso em que X pode ser representado por:

$$C3_{Atletas / Especializada} = [x_1, x_2, \dots, x_{15}]^T, \quad (9)$$

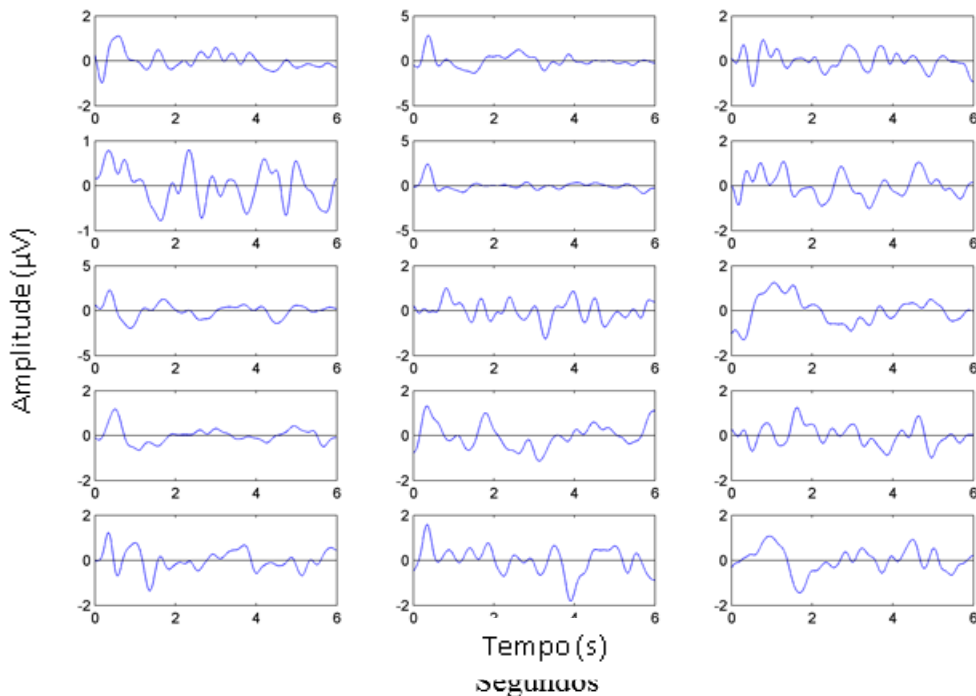


Figura 11 – Estimativas de sinais para a derivação C3 de Atletas, tarefa especializada, do atleta #1 ao #15.

Estas matrizes são compostas de 15 estimativas de sinais, pois cada matriz de derivação representa 15 indivíduos, sendo estes Atletas ou Não Atletas, em tarefa simples ou especializada, compondo, assim, as matrizes de 90 trechos (Tabela 1).

Apenas para efeito de ilustração do método de detecção da PINV, sejam consideradas 3 estimativas (entre as 15), devido à facilidade de representação no subespaço tridimensional, mais representativas do sinal investigado, que formarão a nova matriz de dados de sinais na qual será aplicada a PCA. O processo de determinação das estimativas mais representativas de cada derivação é dado por meio da correlação cruzada entre a promediação de todas as estimativas de sinais obtidas (6 derivações, Atletas e Não Atletas e tarefa simples e especializada), obtendo-se apenas uma estimativa média, e um grupo específico, neste caso, derivação C3 de Atletas em tarefa especializada. Em seguida, escolhem-se os valores mais altos de correlação, comparando-se a inspeção visual dos sinais, a fim de se observar se as estimativas realmente correspondem às mais representativas de CNV e de PINV e pode ser representado por:

$$P = [x_1, x_2, x_3]^T, \quad (10)$$

No caso da derivação C3 de Atletas, foram escolhidas as seguintes estimativas:

$$P = [x_2, x_5, x_{11}]^T, \quad (11)$$

que podem ser vistas na Figura 12.

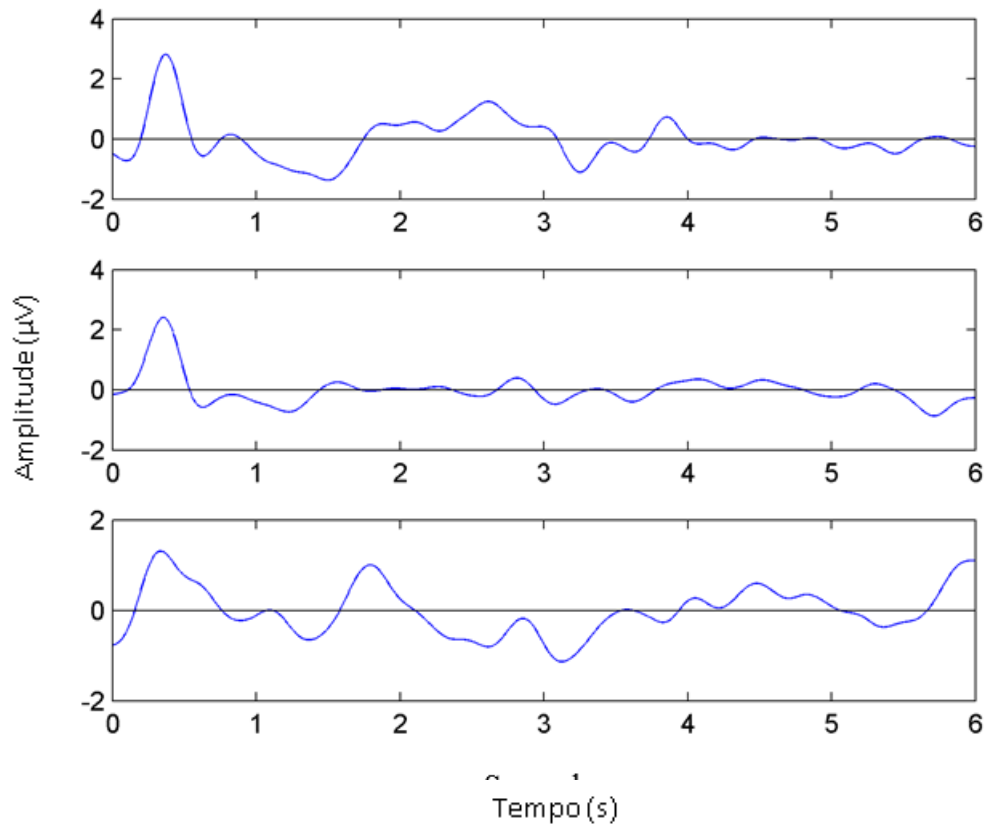


Figura 12 – Estimativas dos Atletas #2, #5 e #11 para a derivação C3.

A estrutura de construção das matrizes de estimativas mais representativas P e de substituição P' de estimativas pode ser vista a seguir na Figura 13.

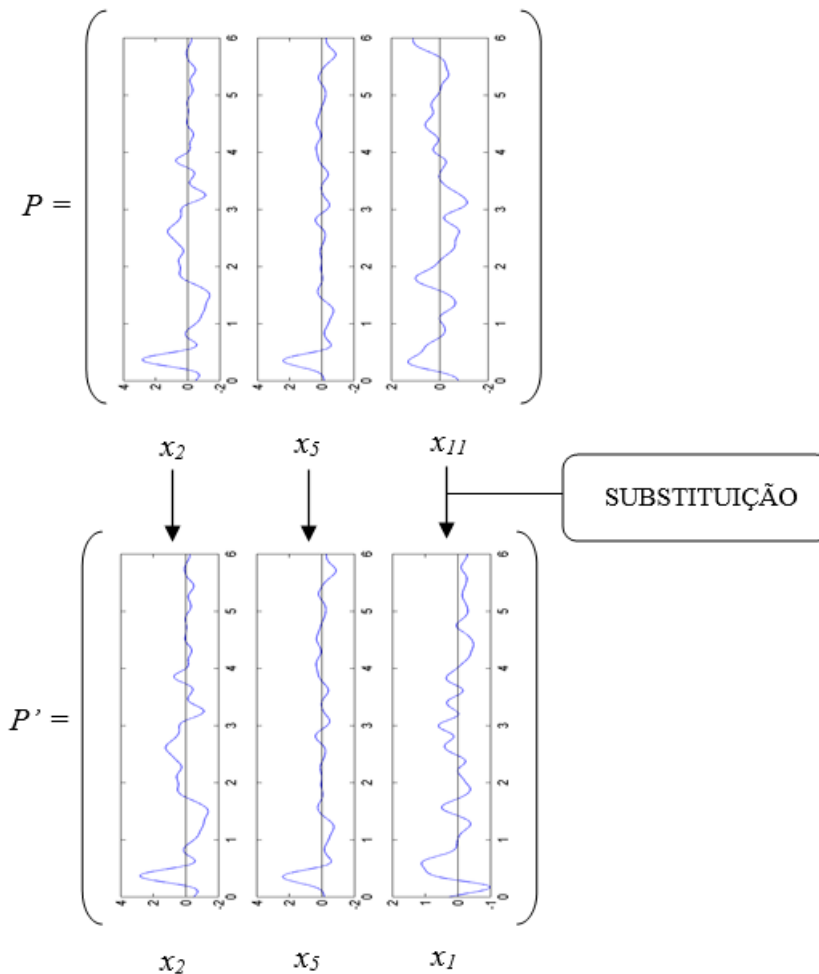
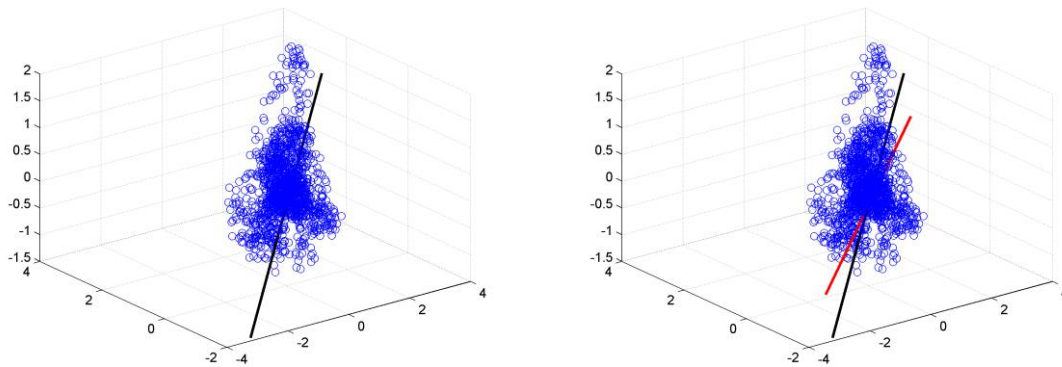


Figura 13 – Construção da matriz P representativa da derivação C3 e a matriz de substituição de estimativas P' – Substituição da estimativa do Atleta #11 pelo Atleta #1.

Após aplicação da PCA, é extraída a direção principal de acordo com a equação (7), considerando-se o vetor singular encontrado em V correspondente ao maior valor singular encontrado em D , representativo da direção principal v (reta preta), de maior variabilidade dos dados, pois a onda de interesse representa, neste caso, a maior variância da estimativa estudada, conforme representado na Figura 14a. Realizando-se a substituição de uma das estimativas de PINV representativas da matriz da derivação estudada, obtém-se outra direção principal v' (reta vermelha – Figura 14b), que forma um ângulo de distanciamento da direção principal original. Este ângulo é, então, analisado a fim de se averiguar a correlação existente entre as retas de direções principais (ZAREI *et al.*, 2016).



(a)

—

(b)

Figura 14 - Efeitos da substituição de uma estimativa contendo PINV por estimativas que contém ou não contém PINV.

Após a obtenção das diferentes direções principais para as derivações, são calculados os ângulos existentes entre a direção principal v e as demais v' de acordo com a equação (12) (ZAREI *et al.*, 2016):

$$f(u, u') = \arccos\left(\frac{u \cdot u'}{|u| \times |u'|}\right), f \in [0, \pi]. \quad (12)$$

4.3.2 Detecção da PINV a partir da Direção Principal Dominante - Aplicação

A detecção das estimativas de PINV é realizada a partir da seleção de um número k de estimativas mais representativas de PINV. As estimativas de PINV foram agrupadas em matrizes compostas de todas as derivações estudadas de determinado grupo de indivíduos, por exemplo, Atletas em tarefa especializada, derivações C3, Cz, C4, F3, Fz, F4. Assim sendo, estas matrizes foram compostas por 90 colunas, correspondentes a 15 estimativas para cada derivação (indivíduos) e 1441 linhas (amostras das estimativas representativas de 6 segundos de sinal). Foram utilizadas as 9 estimativas mais representativas dos sinais estudados (CNV+PINV), pois correspondem a 10% do total de estimativas analisadas por matriz: conforme realizado no método de obtenção da direção principal dominante compararam-se as 9 estimativas de menor ângulo encontrado com as correlações mais altas e inspeção visual. A partir deste ponto, aplica-se a PCA e obtêm-se as direções principais a partir dos vetores singulares obtidos.

Objetivando-se verificar a normalidade dos valores obtidos de PINV entre grupos, o teste *Shapiro-Wilk* foi aplicado, com nível de significância de 5%, o que indicou que os dados não seguiam distribuição normal. Desta forma, o teste de *Mann-Whitney* com nível de significância de 5% foi aplicado, a fim de se compararem os valores de mediana entre os grupos de Atletas vs. Não Atletas. O teste também foi aplicado entre as tarefas, simples e especializada, para cada um dos grupos. Os processamentos e análises estatísticas dos sinais foram realizados por meio do software Matlab®.

Capítulo 5

Resultados

As seis derivações analisadas apresentaram ondas negativas que poderiam ser consideradas como PINVs caso não fosse realizada uma análise visual comparativa, pois, ao serem correlacionadas, algumas estimativas classificadas como PINV não apresentavam morfologia característica, o que pode ser observado na Figura 15. Esta figura apresenta ondas negativas com morfologias aleatórias, que não podem representar características de CNV e nem de PINV.

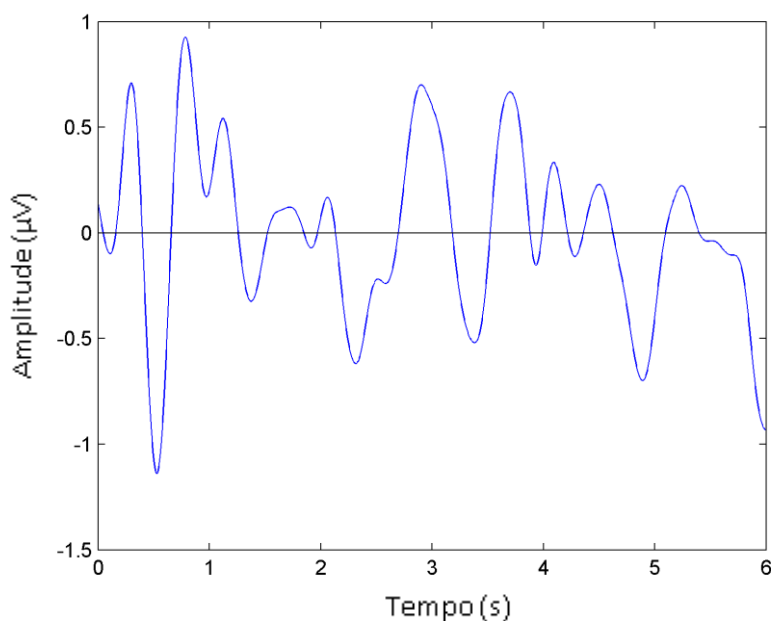


Figura 15 – Estimativa do Atleta #3 para a derivação C3.

Considerando-se que estes valores de amplitude não correspondam a PINVs em sua totalidade, utilizou-se da detecção a partir das direções principais para obtenção de respostas mais fidedignas.

As 3 componentes marcadas em negrito são as estimativas mais representativas de CNV e PINV para a derivação C3, conforme visto anteriormente na representação do método de detecção de direção principal dominante.

Tabela 2 – Correlações correspondentes às estimativas de PINV mais representativas da derivação C3 de Atletas em tarefa especializada (os números em negrito correspondem às correlações com valores mais altos).

Estimativas de Sinais	Correlação
1	0,1451
2	0,4345
3	0,0756
4	0,4250
5	0,6141
6	0,2214
7	0,2864
8	0,1544
9	-0,1621
10	0,3039
11	0,5699
12	-0,0520
13	0,3537
14	0,4163
15	0,2216

Para exemplificar, com relação às estimativas representadas na Figura 11, serão apresentados na Tabela 3, tanto as angulações resultantes das comparações entre direções principais quanto as correlações entre a direção principal v e suas subsequentes v' .

Tabela 3 – Ângulos resultantes da comparação das direções principais encontradas e a correlação correspondente para a Derivação C3 de Atletas em tarefa especializada (os números em negrito correspondem aos ângulos e às correlações com valores mais altos).

Estimativa (i)	Ângulo θ (graus)	Correlação Cruzada
1	12,72	0,9754
3	161,60	-0,9489
4	9,77	0,9855
6	14,74	0,9671
7	22,55	0,9235
8	161,80	-0,9500
9	127,46	-0,6082
10	6,35	0,9939
12	160,38	-0,9419
13	8,82	0,9882
14	2,07	0,9993
15	154,95	-0,9059

As médias e os desvios-padrões dos ângulos encontrados na comparação de diferentes direções principais podem ser vistos na Tabela 4, onde foram dispostos de acordo com os grupos a que se referiam e a tarefa realizada.

Tabela 4 – Efeitos da presença de PINV nos ângulos entre as diferentes direções principais para 9 estimativas mais representativas de sinais

Tipos de Indivíduos	Média ± Desvio Padrão (θ)		
	PINV ($k = 9$)	Não-PINV ($k = 9$)	<i>Mann-Whitney</i>
Atletas – Tarefa Especializada	13,53 ± 6,36	150,33 ± 8,78	Valor- $p < <0,001$
Não Atleta – Tarefa Especializada	4,98 ± 8,17	172,25 ± 20,29	
Atletas – Tarefa Simples	10,53 ± 5,34	154,61 ± 5,82	Valor- $p < <0,001$
Não Atleta – Tarefa Simples	4,09 ± 7,49	176,26 ± 2,93	

De acordo com os valores obtidos de ângulos entre os vetores de direções principais, comparando-se às correlações encontradas entre o *Grand-Average* e as demais estimativas de sinais e a inspeção visual das estimativas, pode-se observar que valores menores dos ângulos correspondem a estimativas que contêm a morfologia de PINV quando comparados aos ângulos de valores mais altos. Estes contêm estimativas com ondas negativas sem morfologia determinante de PINVs, e os valores limítrofes encontrados foram 37,48° para a presença de PINV e acima de 71,12° para estimativas não representativas de PINV, conforme Figura 16. O total de estimativas contendo PINV para cada tipo de indivíduo pode ser encontrado na Tabela 5.

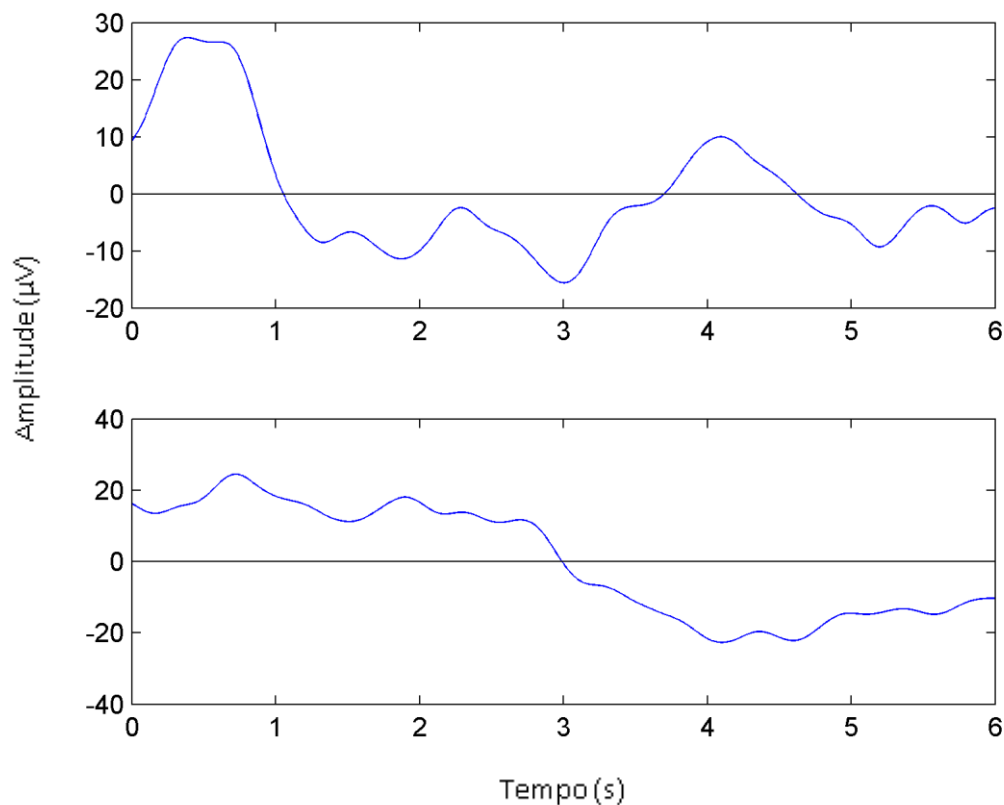


Figura 16 – Estimativa com o maior ângulo de distanciamento de direção principal que apresentou PINV (37,48°) para o Não Atleta #4 em tarefa simples, e estimativa com o menor ângulo de distanciamento para estimativa que não apresenta PINV (71,12°) para o Não Atleta #8 em tarefa especializada.

Tabela 5 – Total de estimativas contendo PINV.

Tipos de Indivíduos	Quantidade de Estimativas	
	PINV	Não-PINV
Atletas – Tarefa Especializado	74	16
Não Atleta – Tarefa Especializado	63	27
Atletas – Tarefa Simples	80	10
Não Atleta – Tarefa Simples	58	32
Total	275	85

Pode-se observar, a partir da Tabela 5, a presença de PINV na maioria das estimativas de sinais obtidos.

Uma característica importante a ser salientada é que, nos casos em que os Não Atletas apresentaram maior variação de ângulos de direções principais, os mesmos apresentaram estimativas de amplitudes mais altas que as dos Atletas para condições similares, como, por exemplo, na Figura 17. Isto corrobora os achados de DIENER *et al.*, (2009), que mostram que indivíduos expostos a tarefas nas quais haja situações de estresse incontrolável tendem a ter PINVs com valores mais altos de amplitude.

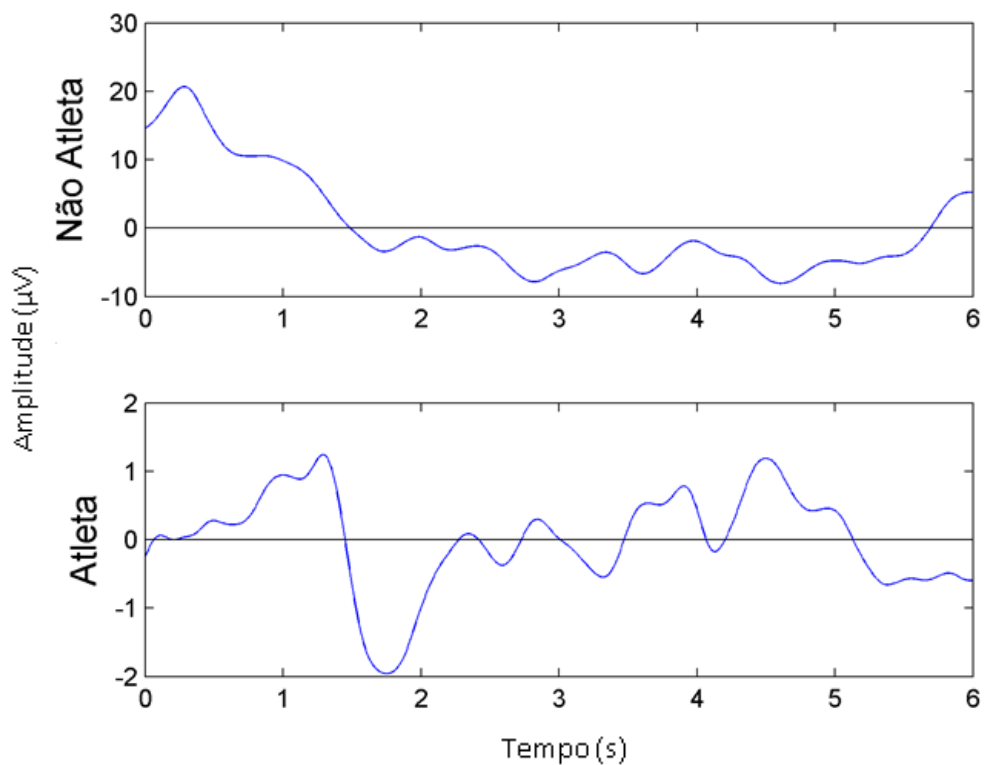


Figura 17 – Comparação da estimativa de PINV para o Não Atleta #4 e derivação Cz, ângulo 25,82° com a estimativa de PINV para o Atleta #15 e derivação F4, ângulo 21,21°, em tarefa especializada. Atentar para os valores de Amplitude das estimativas.

Capítulo 6

Discussão

Neste trabalho, o uso da PCA com vistas à detecção de ondas negativas do tipo PINV mostrou-se efetiva, comparando-se ao trabalho de ZAREI *et al.* (2016) no qual o conceito de variação de direções principais foi utilizado para detecção de ondas ventriculares prematuras em eletrocardiograma. Para obtenção de um parâmetro, foi utilizada a correlação, a fim de se correlacionar os valores dos ângulos obtidos. A diferença entre Atletas e Não Atletas foi significativa para diferentes valores de ângulos formados entre as retas de direções principais v e v' , considerando-se uma mesma tarefa (simples ou especializada) para os diferentes tipos de indivíduos (Atletas e Não Atletas), com base no teste Mann-Whitney, com valor- $p \ll 0,001$.

Pode ser visto que os ângulos formados entre as direções principais relacionadas aos Atletas possuem valores mais elevados do que os ângulos relacionados aos Não Atletas. Isto se deve ao fato de que menores ângulos estão associados a ondas com morfologia mais próximas ao *Grand-Average* das estimativas de PINV. Este, por sua vez, exibiu uma morfologia de pequena amplitude, e com ondas de muito baixa frequência, na qual a CNV e a PINV encontram-se em continuidade, com característica em acordo com a literatura (BENDER *et al.*, 2004, 2006; DIENER *et al.*, 2009; LÖW *et al.*, 2000; ROCKSTROH *et al.*, 1997; TIMSIT *et al.*, 1970; TIMSIT-BERTHIER *et al.*, 1973), sendo que as ondas se complementam sem retornarem a valores positivos ou mesmo a zero. Assim, aplicando-se a PCA, as PCs mais representativas estariam mais relacionadas às estimativas de pequena variação de amplitude e características de ondas negativas de muito baixa frequência, conforme apresentado no *Grand-Average* das estimativas de sinais. Ao aplicar o protocolo de detecção de variações dos ângulos entre as direções principais, observou-se que maiores amplitudes ou frequências mais altas geraram maiores distâncias entre os ângulos, até valores inferiores ou iguais a $37,48^\circ$ (valores superiores ou iguais a $71,12^\circ$ estão relacionados a estimativas que não apresentariam PINV, conforme visto na seção de Resultados). Uma vez que os Atletas apresentaram mais PINVs de amplitude maiores ou frequências mais altas que os Não

Atletas diferenciando-se do *Grand-Average*, eles foram representados por ângulos mais elevados.

Os Não Atletas, por não vivenciarem a tarefa corriqueiramente, poderiam reproduzir mais uniformemente a imagética, de acordo com a imaginação do vídeo assistido, porém com menor nitidez das imagens mentais. Assim, eles apresentariam PINV mais associadas às características de pequena amplitude e muito baixa frequência. Diferentemente, os Atletas realizariam imagética integrando experiências individuais, de modo que eles apresentariam maior variabilidade no sinal, porém com significativo aumento de nitidez das imagens mentais (MOREIRA *et al.*, 2014; STECKLOW *et al.*, 2007, 2012). Isto poderia influenciar na maior variabilidade das estimativas de sinais obtidos, gerando assim estimativas que poderiam diferir em amplitude e latência do *Grand-Average* obtido.

Além disso, de acordo com (MOREIRA *et al.*, 2014), os Não Atletas poderiam apresentar maior dificuldade na realização de imagética motora devido à natureza da tarefa especializada, o que poderia causar um ambiente de maior estresse para este indivíduo, porém os Atletas realizariam sempre tarefas conhecidas, visto que a tarefa especializada se apresenta para estes como o bater de palmas, uma tarefa comumente realizada.

A presença de PINV ocorreu na maioria das estimativas estudadas, totalizando 275 das 360 analisadas, com maior presença nos grupos dos Atletas tanto para tarefa simples quanto para a tarefa especializada, conforme Tabela 5. Isto também pode dever-se ao fato de os Atletas realizarem imagética motora de forma mais eficiente que os Não Atletas, conforme afirmado anteriormente. Assim, a detecção das estimativas destes indivíduos poderia ser realizada com mais efetividade; por outro lado, em alguns casos de Não Atletas, estas estimativas apresentarem-se de forma pouco nítida, gerando discrepâncias em relação à detecção das PINVs, isto é, não necessariamente, os Não Atletas apresentaram menos Estimativas com a presença de PINV.

Capítulo 7

Conclusão

A aplicação da Análise de Componentes Principais (PCA) mostrou-se efetiva quanto à detecção de variações das estimativas de sinais relativas à PINV, apresentando variações de ângulos entre as direções principais v e v' originárias da variação de diferentes vetores principais provenientes de (V) , ou seja, dos vetores singulares da matriz de estimativas de sinais (X) , ao se compararem os ângulos entre direções principais e a correlação existente entre as direções principais. A análise da Variação Negativa Pós-Imperativa (PINV) em tarefas mentais do tipo imagética motora (IM) em 1ª pessoa demonstrou que, para indivíduos de diferentes graus de experiência em tarefas específicas, podem ser geradas diferentes respostas corticais, com base nas respostas obtidas por cada tipo de indivíduo ao protocolo a que estes foram expostos.

Os ângulos de distanciamento de direções principais obtidos foram maiores para os indivíduos com experiência na prática sistemática de voleibol (Atletas - referente aos sinais que apresentam PINV), o que está relacionado à maior autonomia na realização de IM, como dito anteriormente, e à nitidez da realização da IM. Em contrapartida, os Não Atletas, por terem menos experiência em realizar a tarefa específica, apresentariam menor distanciamento de valores de amplitude e latência em relação ao sinal de referência utilizado, gerando menos variação angular em relação às direções principais encontradas.

Para os Atletas foi obtida maior quantidade de estimativas de sinais que contêm ondas negativas do tipo PINV, o que também pode estar relacionado à maior nitidez apresentada por este grupo ao realizar IM, visto que os Não Atletas apresentaram menor nitidez em relação à IM devido à falta de experiência na realização deste tipo de tarefa mental.

Salienta-se, ainda, que outros estudos são necessários para uma melhor compreensão das correlações existentes entre a presença de PINV em IM,

correlacionando-se ao protocolo proposto e também aos tipos de atividades e modalidades de IM.

A continuidade deste trabalho pode ser dada da seguinte forma:

- Aumento da quantidade de indivíduos em cada grupo experimental, aprimorando a confiabilidade dos resultados.
- Utilização de protocolo com tarefa especificada anteriormente ao S1, para que haja preparação correlacionada à tarefa proposta (possível incremento de CNV).
- Segmentação das sequências de IM, a fim de evitar fadiga e/ou habituação às tarefas mentais propostas.
- Estudo de EEG referente a outras regiões corticais e comparação entre as mesmas, objetivando-se correlacionar as respostas de cada região.
- Emprego da PCA com objetivo de classificação de sinais, aprimorando a proposta utilizada.
- Utilização de outras técnicas como Análise de Componentes Independentes (ICA), comparando-se às técnicas já utilizadas.

Referências Bibliográficas

BARRY, R. J. *et al.* "Linking components of event-related potentials and autonomic measures of the orienting reflex", **International Journal of Psychophysiology**, v. 89, n. 3, pp. 366–373, 2013.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o sistema nervoso**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

BENDER, S. *et al.* "Motor processing after movement execution as revealed by evoked and induced activity", **Brain Research. Cognitive Brain Research**, v. 21, n. 1, pp. 49–58, set. 2004.

BENDER, S. *et al.* "Cortical motor areas are activated early in a characteristic sequence during post-movement processing", **NeuroImage**, v. 32, n. 1, pp. 333–351, ago. 2006.

BEZZOLA, L.; MÉRILLAT, S.; JÄNCKE, L. "The effect of leisure activity golf practice on motor imagery: An fMRI study in middle adulthood", **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 6, pp. 1–9, Mar. 2012.

CALLOW, N.; HARDY, L. "The relationship between the use of kinaesthetic imagery and different visual imagery perspectives", **Journal of Sports Sciences**, v. 22, n. 2, pp. 167–177, 2004.

CANTILLO-NEGRETE, J. *et al.* **Module to present and identify motor imagery tasks in electroencephalography**. In: PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES, PAHCE. 2013

CHOUINARD, G. *et al.* "Postimperative negative variation (PINV) in ambulatory schizophrenic patients", **Comprehensive Psychiatry**, v. 16, n. 5, pp. 457–460, set. 1975.

COLLET, C. *et al.* "Autonomic nervous system correlates in movement observation and motor imagery", **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 415, n. 7, pp. 11–20, Jul, 2013.

CORDONES, I.; GÓMEZ, C. M.; ESCUDERO, M. "Cortical Dynamics during the Preparation of Antisaccadic and Prosaccadic Eye Movements in Humans in a Gap Paradigm", **PLoS ONE**, v. 8, n. 5, pp. 1–11 Mai, 2013.

DECETY, J.; GRÈZES, J. "Neural mechanisms subserving the perception of human actions", **Trends in Cognitive Sciences**, v. 3, n. 5, pp. 172–178, 1999.

DIENER, C. *et al.* "Exposure to uncontrollable stress and the postimperative negative variation (PINV): Prior control matters", **Biological Psychology**, v. 80, n. 2, pp. 189–195, fev. 2009.

ELBERT, T. *et al.* "Slow brain potentials after withdrawal of control", **Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten**, v. 232, n. 3, pp. 201–214, 1982.

- FREUDE, G. *et al.* "The Bereitschaftspotential in preparation to mental activities", **International Journal of Psychophysiology**, v. 6, n. 4, pp. 291–297, nov. 1988.
- GALTON, F. **Inquiries into human faculty and its development**. London: Macmillan, 1883.
- GENTILI, R.; PAPAXANTHIS, C.; POZZO, T. "Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice", **Neuroscience**, v. 137, n. 3, pp. 761–772, 2006.
- GHADERYAN, P.; ABBASI, A.; SEDAAGHI, M. H. "Linear features, principal component analysis, and support vector machine for epileptic seizure prediction progress", **21st Iranian Conference on Electrical Engineering, ICEE 2013. Anais**, 2013
- GOMES, M. DA M.; INFANTOSI, A. F. C.; CAGY, M. "Processamento do sinal de EEG: fundamentos do sinal e função de fase", **Rev. bras. neurol.**, v. 43, n. 2, pp. 5–12, jun. 2007.
- GOMES, M. M.; BELLO, H. **Eletroencefalografia: Fundamentos**. Rio de Janeiro: REVINTER, v. 1, 2008.
- GUILLOT, A. *et al.* "Motor imagery and tennis serve performance: The external focus efficacy", **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 12, n. 2, pp. 332–338, 2013a.
- GUILLOT, A.; MOSCHBERGER, K.; COLLET, C. "Coupling movement with imagery as a new perspective for motor imagery practice", **Behavioral and Brain Functions**, v. 9, n. 8, pp. 1–8, 2013b.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.
- HAMANO, T. *et al.* "The cortical generators of the contingent negative variation in humans: A study with subdural electrodes", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Evoked Potentials**, v. 104, n. 3, pp. 257–268, 1997.
- IKEDA, A. *et al.* "Dissociation between contingent negative variation (CNV) and Bereitschaftspotential (BP) in patients with parkinsonism", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 102, n. 2, pp. 142–151, fev. 1997.
- JACKSON, P. L. *et al.* "Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation", **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 8, pp. 1133–1141, 2001.
- JOLLIFFE, I. T. **Principal Component Analysis**. 2. ed. [s.l.] Springer, 2002.
- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of Neural Science**. 4. ed. New York: McGraw-Hill, 2000.
- KLEIN, C. *et al.* "Contingent negative variation (CNV) and determinants of the post-imperative negative variation (PINV) in schizophrenic patients and healthy controls", **Schizophrenia Research**, v. 21, n. 2, pp. 97–110, 23 ago. 1996.

- LANDERS, D. M. "The Effects of Mental Practice on Motor Skill Learning and Performance: A Meta-analysis", **Journal of Sport Psychology**, v. 5, n. 1, pp. 25–57, mar. 1983.
- LAY, D. C. **Linear Algebra and Its Applications**. 4 ed ed. [s.l.] Pearson Education, 2002.
- LÖW, A. *et al.* "Event-related potentials in a working-memory task in schizophrenics and controls", **Schizophrenia Research**, v. 46, n. 2–3, pp. 175–186, dez. 2000.
- MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional**. 2^a ed. São Paulo: Atheneu, 2004.
- MALOUIN, F. *et al.* "Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: A PET study", **Human Brain Mapping**, v. 19, n. 1, pp. 47–62, 2003.
- MIZUGUCHI, N.; NAKATA, H.; KANOSUE, K. "Motor imagery beyond the motor repertoire: Activity in the primary visual cortex during kinesthetic motor imagery of difficult whole body movements", **Neuroscience**, v. 315, pp. 104–113, fev. 2016.
- MOLENAAR, P. C. M.; WANG, Z.; NEWELL, K. M. "Compressing movement information via principal components analysis (PCA): Contrasting outcomes from the time and frequency domains", **Human Movement Science**, v. 32, n. 6, pp. 1495–1511, dez. 2013.
- MORAN, A. *et al.* "Re-imagining motor imagery: Building bridges between cognitive neuroscience and sport psychology", **British Journal of Psychology**, v. 103, n. 2, pp. 224–247, 2012.
- MOREIRA, R. S.; CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C. "Aplicação da análise de componentes principais a potenciais antecipatórios à imagética motora em eeg", In: **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica: CBEB 2014**, pp.2211-2215, Uberlândia, Out. 2014.
- MOULTON, S. T.; KOSSLYN, S. M. "Imagining predictions: mental imagery as mental emulation", **Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences**, v. 364, n. 1521, pp. 1273–1280, dez. 2009.
- MUSTAFA, M. *et al.* "EEG spectrogram classification employing ANN for IQ application", **The International Conference on Technological Advances in Electrical, Electronics and Computer Engineering: TAECE 2013**, 2013.
- NEUPER, C. *et al.* "Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG", **Cognitive Brain Research**, v. 25, n. 3, pp. 668–677, 2005.
- NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. **Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields**. 5^a ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
- PAZ, C. C. S. **Prática mental orientada a tarefas funcionais na recuperação de indivíduos com acidente vascular encefálico**, Tese de D.Sc., UFMG, Belo Horizonte, mar. 2012.

RAIOLA, G. *et al.* "Motor imagery as a tool to enhance the didactics in physical education and artistic gymnastic", **Journal of Human Sport and Exercise - University of Alicante**, v. 8, n. 2, pp. 93–97, mar. 2013.

ROCKSTROH, B. *et al.* "The postimperative negative variation following ambiguous matching of auditory stimuli", **International Journal of Psychophysiology**, v. 25, n. 2, pp. 155–167, fev. 1997.

ROHRBAUGH, J. W.; GAILLARD, A. W. K. "Sensory and Motor Aspects of the Contingent Negative Variation", **Advances in Psychology**, v. 10, pp. 269–310, abr. 2008.

ROZAND, V. *et al.* "A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: Potential implications for neurorehabilitation", **Behavioural Brain Research**, v. 297, pp. 67–75, jan. 2016.

RUGG, M. D.; COLES, M. G. H. **Electrophysiology of Mind: Event-related Brain Potentials and Cognition**, Oxford University Press, 1996.

SHI, L.-C. *et al.* "A sparse common spatial pattern algorithm for brain-computer interface", **Lecture Notes in Computer Science**, v. 7062, pp. 725–733, 2011.

SHI, L.-C.; DUAN, R.-N.; LU, B.-L. "A robust principal component analysis algorithm for EEG-based vigilance estimation" In: **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, 2013.

SMITH, D.; COLLINS, D. "Mental Practice, Motor Performance, and the Late CNV", **Journal of Sport & Exercise Psychology**, v. 26, n. 3, pp. 412–426, set. 2004.

SOLODKIN, A. *et al.* "Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery", **Cerebral Cortex**, v. 14, n. 11, pp. 1246–1255, 2004.

SOUZA, A. P.; FELIX, L. B.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. "Evaluation of the movement imagination training using the principal component analysis and magnitude-squared coherence as extractors of features", In: **Biosignals and Biorobotics Conference, BRC**, fev. 2013

STECKLOW, M. V. **Imagética motora em tarefa complexa: análise na banda alfa do eletroencefalograma**. Dissertação de M.Sc., UFRJ, Rio de Janeiro, jun. 2006.

STECKLOW, M. V.; CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C. "Variação negativa contingente em atletas de voleibol durante imagética motora cinestésica", In: **CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA - CBEB XXIII**, 2012

STECKLOW, M. V.; INFANTOSI, A. F. C.; CAGY, M. Changes in the electroencefalogram alpha band during visual and kinesthetic motor imagery. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 65, n. 4, pp. 1084–1088, dez. 2007.

STECKLOW, M. V.; INFANTOSI, A. F. C.; CAGY, M. "EEG changes during sequences of visual and kinesthetic motor imagery", **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 68, n. 4, pp. 556–561, ago. 2010.

STEFANELLO, J. M. F.; MARQUES, C. P.; RODACKI, A. L. F. "Assessment of motor imagery ability and training", **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 395–400, 2010.

STEPHAN, K. M.; FRACKOWIAK, R. S. J. "Motor imagery - Anatomical representation and electrophysiological characteristics", **Neurochemical Research**, v. 21, n. 9, pp. 1105–1116, 1996.

TER BRAACK, E. M.; DE JONGE, B.; VAN PUTTEN, M. J. A. M. "Reduction of TMS induced artifacts in EEG using principal component analysis", **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 21, n. 3, pp. 376–382, 2013.

TIMSIT, M. *et al.* "Variations contingentes négatives en psychiatrie", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 28, n. 1, pp. 41–47, jan. 1970.

TIMSIT-BERTHIER, M. *et al.* "Slow potential changes in psychiatry. I. Contingent negative variation", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 35, n. 4, pp. 355–361, out. 1973.

VARELLA, C. A. **Análise de Componentes Principais**, Disponível em: <<http://www.ufrj.br/institutos/it/deng/varella/Downloads/multivariada%20aplicada%20as%20ciencias%20agrarias/Aulas/analise%20de%20componentes%20principais.pdf>>, 2008.

VERLEGER, R. *et al.* "Slow EEG potentials (contingent negative variation and post-imperative negative variation) in schizophrenia: their association to the present state and to Parkinsonian medication effects", **Clinical Neurophysiology**, v. 110, n. 7, pp. 1175–1192, jul. 1999.

VERLEGER, R. *et al.* "Parafac and go/no-go: Disentangling CNV return from the P3 complex by trilinear component analysis", **International Journal of Psychophysiology**, v. 87, n. 3, pp. 289–300, 2013.

WAGNER, M. *et al.* "CNV, PINV and probe-evoked potentials in schizophrenics", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 98, n. 2, pp. 130–143, fev. 1996.

WALTER, W. G. "Slow potential waves in the human brain associated with expectancy, attention and decision", **Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten**, v. 206, n. 3, pp. 309–322, mai. 1964.

WEI, G.; LUO, J. "Sport expert's motor imagery: Functional imaging of professional motor skills and simple motor skills", **Brain Research**, v. 1341, pp. 52–62, 2010.

ZAREI, R. *et al.* "Effective and efficient detection of premature ventricular contractions based on variation of principal directions", **Digital Signal Processing**, v. 50, pp. 93–102, mar. 2016.

ANEXO I

do

Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R)

MIQ-R (Revised Movement Imagery Questionnaire) em Português

Cada um dos seguintes enunciados descreve uma ação ou movimento particular. Ouça cada enunciado cuidadosamente e, então, execute o movimento como descrito. Somente execute o movimento uma única vez após o comando “execute o movimento agora”. Após executar o movimento retorne à posição de partida anterior à execução, exatamente como se esperasse para executar o movimento uma segunda vez. Então, dependendo das questões que serão solicitadas para a sua execução:

Forme uma imagem a mais clara e nítida possível do movimento executado

Preste atenção para sentir-se realizando o movimento sem executá-lo efetivamente.

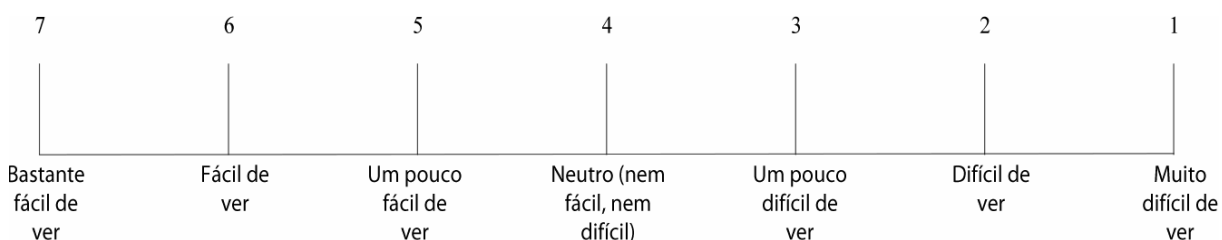
Somente inicie as tarefas mentais solicitadas após os comandos “feche os olhos e se veja AGORA” ou “Feche os olhos e sinta-se AGORA”

Após ter completado o teste mental proposto, classifique em fácil/difícil com relação a sua habilidade na execução de acordo com as escalas abaixo

Escala de Imagética Visual



Escala de Imagética Cinestésica



Início do Teste

<p>Permaneça de pé com os pés juntos e os braços ao longo do corpo</p>	<p>Posição Inicial</p>	<p>1</p>
<p>Em 1 segundo será solicitada a execução do seguinte movimento.</p> <p>Flexione seu joelho direito o máximo possível de maneira que você permaneça de pé apoiado na perna esquerda com a perna direita totalmente flexionada. Finalmente abaixe sua perna direita até retornar a posição inicial de apoio com ambos os pés no solo.</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>	<p>Ação</p>	
<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato, da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>	<p>Tarefa Mental</p>	
<p>Permaneça de pé com suas mãos ao longo do corpo</p>	<p>Posição Inicial</p>	<p>2</p>
<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Curve-se para baixo e então salte em linha reta para cima o mais alto possível com ambos os braços</p>	<p>Ação</p>	

<p>estendidos acima da cabeça.</p> <p>Aterrise com os pés afastados e abaixe os braços até que retornem a posição ao longo do corpo</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>		
<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior sem realizá-lo de fato, da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e visualize-se executando AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>	Tarefa Mental	
<p>Estenda o braço de sua mão não-dominante para o lado do corpo de maneira que ele fique paralelo ao solo com a palma da mão para baixo</p>	Posição Inicial	3
<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Mova seu braço para frente do corpo permanecendo paralelo ao solo. Mantenha seu braço estendido durante o movimento executando vagorosamente.</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>	Ação	
<p>Assuma a posição inicial</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se</p>	Tarefa Mental	

<p>executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>		
<p>Permaneça com seus pés afastados e seus braços completamente estendidos acima da cabeça</p>	<p>Posição Inicial</p>	<p>4</p>
<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Lentamente curve seu corpo para frente pela cintura tentando alcançar o dedão do pé ou o solo com a ponta dos dedos das mãos e então retorne a posição inicial permanecendo ereto com seus braços estendidos sobre a cabeça.</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>	<p>Ação</p>	
<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e visualize-se AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>	<p>Tarefa Mental</p>	
<p>Permaneça com os pés unidos e os braços ao</p>	<p>Posição Inicial</p>	<p>5</p>

longo do corpo.		
<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Curve-se para baixo e então salte em linha reta para cima o mais alto possível com os braços estendidos acima da cabeça.</p> <p>Aterrise com os pés afastados e abaixe os braços até que retornem a posição ao longo do corpo.</p> <p>Realize o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>	Ação	
<p>Assuma a posição inicial</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental <i>10 segundos</i></p>	Tarefa Mental	
Permaneça com seus pés e pernas unidos e seus braços ao longo do corpo.	Posição Inicial	6
<p>Em 1 segundo será solicitada a execução do seguinte movimento.</p> <p>Flexione seu joelho direito o máximo possível de maneira que você permaneça de pé apoiado na perna esquerda com a perna direita totalmente flexionada. Finalmente abaixe sua perna direita até que retorne a posição inicial de apoio com ambos os pés no solo.</p> <p>Execute essas ações vagarosamente. Execute o</p>	Ação	

<p>movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>		
<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e visualize-se AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>	<p>Tarefa Mental</p>	
<p>Permaneça com os pés unidos e os braços ao longo do corpo.</p>	<p>Posição Inicial</p>	<p>7</p>
<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Lentamente curve seu corpo para frente pela cintura tentando alcançar o dedão do pé ou o solo com a ponta dos dedos das mãos e então retorne a posição inicial permanecendo ereto com seus braços estendidos sobre a cabeça.</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>	<p>Ação</p>	
<p>Assuma a posição inicial</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade</p>	<p>Tarefa Mental</p>	

<p>encontrada na realização desta tarefa mental</p> <p><i>10 segundos</i></p>		
<p>Estenda o braço de sua mão não-dominante para o lado do corpo de maneira que ele fique paralelo ao solo com a palma da mão para baixo</p>	Posição Inicial	
<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Mova seu braço para frente até a frente do corpo permanecendo paralelo ao solo. Mantenha seu braço estendido durante o movimento e faça execute-o vagarosamente.</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>	Ação	
<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e visualize-se AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>	Tarefa Mental	

ANEXO II

do

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PROCESSAMENTO DE SINAIS EM IMAGÉTICA DE TAREFAS MOTORAS VERSÃO 23/03/2015

Caro Sr(a);

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo intitulado “**Processamento de Sinais em Imagética de Tarefas Motoras**”.

O objetivo desta pesquisa é investigar a atividade elétrica do cérebro durante a imaginação de uma tarefa motora, bem como a possível melhoria no condicionamento físico. As informações adquiridas ajudarão a melhorar o entendimento da técnica com vistas à sua aplicação em futuros estudos e protocolos de treinamento que poderão beneficiar outras pessoas.

Para participar desta pesquisa, você deverá ter entre 18 e 40 anos e não apresentar comprometimento motor que impeça a realização dos movimentos alvos deste estudo.

Será utilizado um equipamento que mede sinais cerebrais chamado eletroencefalógrafo (EEG), em diferentes regiões do cérebro, e que serão correlacionados com a imaginação da tarefa proposta.

Na primeira sessão, você realizará os seguintes procedimentos:

- Anamnese – que constará especificamente dos dados básicos de cada indivíduo, como nome, idade, endereço;
- Aplicação do MIQ-R (*Revised Movement Imagery Questionnaire*) – aplicação de um questionário específico para saber sua capacidade de imaginar uma tarefa motora.
- Aplicação do protocolo de Teste Motor – você irá realizar um protocolo de teste motor relacionado à tarefa motora que será, posteriormente, imaginada em sessões de execução de imagética, sendo realizados os movimentos específicos da tarefa motora a que se propõe e avaliados os escores obtidos em acertos relacionados à tarefa.

Você realizará estes procedimentos, inicialmente, numa sala com ambiente controlado no Programa de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Na primeira sessão, você deverá preencher e responder uma ficha de anamnese com informações acerca de sua idade, peso, altura, bem como a sua experiência prévia em determinada tarefa motora. Caso seja considerado apto, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, será levado até o local em que melhor possa realizar o protocolo de teste físico e, então, realizará o teste (movimentos reais). Caso contrário, não poderá participar do teste físico.

Na segunda sessão, você será submetido à aquisição do EEG relacionado à imagética proposta. Serão colocados 23 (vinte e três) eletrodos de superfície (fios com uma extremidade de prata) utilizando uma touca, e fixados com gel na sua cabeça e orelhas. Durante o exame, você permanecerá sentado ou deitado e não haverá dor ou desconforto na realização do mesmo. O exame dura ao redor do tempo utilizado para realizar a tarefa motora, não excedendo o tempo máximo de 60 minutos. Sempre que

necessário, a avaliação poderá ser interrompida para que você não se canse. Este procedimento será realizado numa sala com ambiente controlado no Programa de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). A partir deste ponto, você receberá instruções sobre como proceder durante o procedimento de Treinamento Mental, que se dará em sessões realizadas, ou individualmente a partir de um arquivo de áudio digital, ou na presença de um avaliador que passará as informações oralmente.

Na terceira sessão, você realizará novamente o protocolo de tarefa motora (movimento real) e terá avaliado o escore obtido baseado nos acertos relacionados à tarefa motora e comparados aos escores iniciais, a fim de se obter um comparativo que vise mensurar melhorias que venham a ser relacionadas ao protocolo de Treinamento Mental.

Caso seja constatada alteração relevante no EEG, não compatível com o registro esperado, você será devidamente informado, bem como aconselhado a procurar orientação de profissional clínico especializado.

Quais são os riscos da pesquisa?

Os exames não oferecem risco físico, moral, social ou econômico. Entretanto, você poderá sentir fadiga muscular e /ou psicológica após a realização da tarefa motora, bem como pela manutenção da posição do corpo durante a aquisição de sinais EEG. A aplicação de protocolo de tarefas motoras se dará de forma consciente e respeitando as necessidades básicas de aquecimento muscular necessárias ao início de atividade física. A energia para os equipamentos elétricos será fornecida por baterias e não será aplicado qualquer tipo de irradiação ou substância nociva para a saúde. Todas as informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros participantes, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante em nenhuma publicação ou relatório de pesquisa. Caso ocorra qualquer intercorrência que venha a provocar algum dano decorrente da pesquisa, você será indenizado, conforme legislação vigente.

Que benefícios pode haver em participar?

Os benefícios imediatos possíveis estão relacionados ao aumento de condicionamento físico, inerente ao treinamento mental, os quais somente ao final do estudo poderemos concluir a existência destes benefícios. Informamos que você não receberá dinheiro em troca de sua participação. O traslado dentro da UFRJ é gratuito e permite fácil mobilidade para os locais dos experimentos.

Você também estará contribuindo para o desenvolvimento da ciência, melhorando o entendimento dos parâmetros utilizados em protocolos de Treinamento Mental e Imagética que permitam o uso destas técnicas em aumento do condicionamento físico.

Da privacidade e confiabilidade de informações

Você terá garantido o direito de limitar a exposição do seu corpo e sua imagem, bem como julgamentos expressos em questionários. É garantida a preservação do anonimato das informações coletadas as quais serão utilizadas apenas para os fins propostos no protocolo. Em caso de divulgação de quaisquer informações, estas serão com emprego de código alfa-numérico. Os arquivos contendo os dados coletados serão armazenados em disco rígido de computador com acesso restrito somente aos membros responsáveis dessa pesquisa. É garantida a liberdade de querer não participar do projeto de pesquisa ou de retirar o consentimento a qualquer momento, no caso da aceitação, sem qualquer prejuízo. Você terá acesso aos resultados parciais da pesquisa conforme sejam de conhecimento dos pesquisadores responsáveis.

Responsáveis

Os principais investigadores são o Prof. Dr. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Prof. Dr. Mauricio Cagy, e os discentes de Doutorado Marcus Vinicius Stecklow e de Mestrado Rafael da Silva Moreira, que podem ser encontrados no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Sala H-327, Av. Horácio Macedo 2030, Centro de Tecnologia, Cidade Universitária, no telefone 3938-8629.

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/HUCFF/UFRJ – R. Prof. Rodolpho Paulo Rocco, n.º 255 – Cidade Universitária/Ilha do Fundão - Sala 01D-46/1º andar - pelo telefone 3938-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 16 horas, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br.

CONSENTIMENTO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo ***“Processamento de Sinais em Imagética de Tarefas Motoras”***.

Eu discuti com os pesquisadores sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido. Eu receberei uma via desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do Sujeito da Pesquisa

Assinatura do Sujeito da Pesquisa

Data: ____/____/____

ANEXO III

da

Ficha de Anamnese

() sim () não. Em caso de assinalar a opção “sim” especifique abaixo:

Faz uso de algum medicamento de uso contínuo ultimamente? () sim () não. Em caso de assinalar a opção “sim”, indique abaixo o(s) medicamento(s):

Declaro, para os devidos fins, que as informações aqui prestadas são verídicas, e tenho pleno conhecimento que serão utilizadas para fins de pesquisa científica, cuja confiabilidade de informações será resguardada.

Local: _____

Data: ____/____/____

Assinatura do voluntário

Assinatura do pesquisador

Testemunha 1

Testemunha 2