

APLICAÇÃO DA ENTROPIA DE PERMUTAÇÃO A SINAIS EEG DURANTE  
ESTIMULAÇÃO DINÂMICA DE CENÁRIO VIRTUAL

Danielle Martins da Silva Liquori

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  
Agosto de 2017

APLICAÇÃO DA ENTROPIA DE PERMUTAÇÃO A SINAIS EEG DURANTE  
ESTIMULAÇÃO DINÂMICA DE CENÁRIO VIRTUAL

Danielle Martins da Silva Liquori

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. Paulo José Guimarães da Silva, D.Sc.

---

Prof. Julio Guilherme Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

AGOSTO DE 2017

Liquori, Danielle Martins da Silva

Aplicação Da Entropia De Permutação A Sinais EEG Durante Estimulação Dinâmica De Cenário Virtual/ Danielle Martins da Silva Liquori. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

XI, 57p.: il.; 29,7 cm

Orientador: Maurício Cagy

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 55–57

1. Aplicação Da Entropia De Permutação A Sinais EEG.
2. Controle Postural I. Cagy, Maurício. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Dedicatória

Este trabalho é dedicado a todos os pesquisadores e pesquisadoras que estabeleceram as bases do conhecimento necessário para que tal trabalho fosse realizado. Também é dedicado a todos que, no futuro, próximo ou distante, serão beneficiados por este esforço. A ciência não existe apenas para saciar a curiosidade humana, mas também para melhorar a vida das pessoas, sem o benefício do próximo a ciência não tem sentido de ser.

# Agradecimentos

Ao professor e meu orientador Maurício Cagy, que sempre teve paciência comigo e por muitas vezes fez o papel de meu rabino, com o devido respeito ao cargo.

Ao professor Paulo José Guimarães da Silva, o querido Paulão, mesmo não sendo meu orientador oficial realizou um papel importantíssimo no meu caminho, me deu apoio e inspiração, se eu tiver metade da competência que o Paulão tem serei a mais competente onde quer que eu esteja.

Ao saudoso professor Antonio Fernando Catelli Infantosi, que só conheci por alguns meses, mas me influenciou para sempre.

Ao colega Fellipe Amorim, que me ajudou muito no começo do mestrado, quando estava perdida ele me deu sua ajuda sem pedir nada em troca.

Aos colegas do LAPIS, que formaram e formam um ambiente leve e tranquilo. Muito obrigada a todos, Luiza Volpi, Raffaella, Beatriz, Paulo Roberto, Bruno Viana, Pablo, Diana, Luiz, Vanessa e Lucas.

A todos os colegas que fiz no Programa de Engenharia Biomédica.

Às Pinetes, Andréa Farias, Clara Santanna, Giselle Ferraris, Letícia Sá, Luiza Volpi e Mariana Souza, pelo apoio moral, estas mulheres são sensacionais e sabem o que querem, me deram exemplos para continuar no caminho que escolhi.

Aos professores do PEB, em especial Wagner Albuquerque, Carlos Julio, Alexandre Pino e Roberto Macoto.

Por fim, agradeço a mais importante pessoa da minha vida, minha mãe Maria, não só pelo apoio neste período do mestrado, mas por tudo, absolutamente tudo.

Às agências fomentadoras, CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

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

## APLICAÇÃO DA ENTROPIA DE PERMUTAÇÃO A SINAIS EEG DURANTE ESTIMULAÇÃO DINÂMICA DE CENÁRIO VIRTUAL

Danielle Martins da Silva Liquori

Agosto/2017

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

Os ajustes na integração das informações sensoriais, que ocorrem no córtex devido a perturbações no controle postural, provocam aumento na atividade do córtex, e este aumento da atividade gera o dessincronismo no EEG. Neste estudo, tais perturbações foram causadas por meio de um estímulo visual dinâmico (ED). Uma forma de análise de sinais de EEG é o cálculo da entropia do sinal, que mede o grau de complexidade acerca de uma determinada mensagem ou sinal. Este estudo consistiu no emprego da Entropia de Permutação (PE) para a análise dos registros de EEG obtidos durante ED com o indivíduo nas posições ortostática e sentada. Os resultados evidenciaram uma variação na complexidade do sinal EEG, eliciada pelo estímulo visual dinâmico nas derivações occipitais, parietais e centrais, mas não nas frontais, na faixa de frequência entre 1 e 40 Hz. A análise realizada no ritmo neural beta1 indicou haver alteração na complexidade deste ritmo, mas apenas nas derivações O1 e O2. Os ritmos teta, alfa e beta2 apresentaram variação significativa nas derivações occipitais, parietais e centrais, novamente as derivações frontais não apresentaram variação de complexidade. O ritmo gama não apresentou variação em nenhuma derivação. A análise dos sinais estabilométricos indicou haver variação dos valores de entropia quando tais sinais correspondem ao sentido anteroposterior do balanço dos indivíduos durante o movimento do ED.

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

APPLICATION OF PERMUTATION ENTROPY TO EEG SIGNALS DURING  
VIRTUAL SCENARIO DYNAMICS

Danielle Martins da Silva Liquori

August/2017

Advisor: Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

Adjustments in the integration of sensory information, which occur in the cortex due to disturbances in postural control, cause an increase in the activity of the cortex, and this increased activity generates the desynchronism in the EEG. In this study, such changes were caused by a dynamic visual stimulus (ED). One form of EEG signal analysis is the calculation of signal entropy, which measures the degree of complexity about a particular message or signal. This study consisted in the use of Permutation Entropy (PE) for the analysis of the EEG records obtained during ED with the individual in the orthostatic and seated positions. The results showed a variation in EEG signal complexity, elicited by dynamic visual stimulation in the occipital, parietal and central leads, but not in the frontal ones, in the frequency range between 1 and 40 Hz. The analysis performed in the beta1 neural rhythm indicated a change in the Complexity of this rhythm, but only on leads O1 and O2. Theta, alpha and beta2 rhythms presented significant variation in the occipital, parietal and central derivations; again the frontal leads did not present a variation of complexity. The gamma rhythm showed no variation in any derivation. The analysis of the stabilometric signals indicated that there is variation of the entropy values when these signals correspond to the anteroposterior direction of the individuals' balance during the movement of the ED.

# Sumário

Dedicatória	iv
Agradecimentos	v
Sumário	viii
Lista de abreviaturas	x
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 Objetivo	3
1.1.1 Objetivos Específicos	3
1.2 Fundamentação teórica	4
1.2.1 Controle postural	4
1.2.2 Sistema visual	5
1.2.2.1 A penetração da luz no olho	5
1.2.2.2 A retina e suas estruturas	6
1.2.2.3 Os fotorreceptores e outras células nervosas	8
1.2.2.4 A formação da imagem e a condução da informação	9
1.2.3 Sistema sensorial somático	11
1.2.4 Sistema Vestibular	11
Capítulo 2	14
Revisão da literatura	14
2.1 Influência da visão no Controle Postural	14
2.2 Investigações das estruturas corticais	15
2.3 Conceito de entropia	15
2.3.1 Entropia de Permutação	17
Capítulo 3	19

Materiais e métodos	19
3.1 Registros de sinais e voluntários	19
3.1.1 Voluntário	19
3.1.2 Sinais EEG	20
3.1.3 Sinais estabilométricos	20
3.2 Estímulo Visual Dinâmico	20
3.3 Protocolo Experimental	21
3.4 Processamento dos registros de EEG	23
3.5 Processamento sinais de estabilometria	25
Capítulo 4	27
Resultados	27
Capítulo 5	51
Discussão	51
Capítulo 6	54
Conclusão	54
Referências	55

# Lista de abreviaturas

AF: afastamento

AP: aproximação

cd/m<sup>2</sup>: candela por metro quadrado

CE: cenário estático

cm: centímetro

C3: derivação central à esquerda

C4: derivação central à direita

DC: valor médio por indivíduo

ED: estimulação visual dinâmica

EEG: eletroencefalograma

EEGe: eletroencefalograma espontâneo

FNN: *False Nearest Neighbours*

Fpz: derivação frontal polar da linha média

F3: derivação frontal à esquerda

F4: derivação frontal à direita

GAERS: *Genetically epileptic rats of Strasbourg* – Ratos geneticamente epiléticos de Strasbourg

$H(n)$ : Valor da Entropia de Permutação de ordem  $n$

Hz: frequência em Hertz

IB: região interbolhas

IDE: Integrated Development Environment – Ambiente de Desenvolvimento Integrado

IVA: subdivisão A da quarta camada do córtex visual primário

IVB: subdivisão B da quarta camada do córtex visual primário

IVC: subdivisão C da quarta camada do córtex visual primário

IVC $\alpha$ : subdivisão  $\alpha$  da subcamada IVC

IVC $\beta$ : subdivisão  $\beta$  da subcamada IVC

kg: kilograma

m: metro

m/s: metro por segundo

MT: Área do córtex Médio-Temporal, equivalente a V5

M-VEP: Potencial Evocado Visual Relacionado ao Movimento

n: ordem da entropia de permutação  
N: tamanho da janela  
NGL: Núcleo Geniculado Lateral  
O: posição ortostática  
O<sub>OA</sub> : posição ortostática olhos abertos  
O<sub>OF</sub> : posição ortostática olhos fechados  
O1: derivação occipital à esquerda  
O2: derivação occipital à direita  
O<sub>1</sub>, O<sub>2</sub>, O<sub>3</sub>: Blocos experimentais correspondentes à posição ortostática  
p( $\pi$ ): frequência de ocorrência de uma permutação  
p: valor-p  
PE: Entropia de Permutação  
PT: período de transição  
P3: derivação parietal à esquerda  
P4: derivação parietal à direita  
RGB: matriz de cores vermelho (red), verde (green) e azul (blue)  
s: segundo  
S: posição sentada  
SNC: Sistema Nervoso Central  
SNP: Sistema Nervoso Periférico  
S<sub>OA</sub> : posição sentada olhos abertos  
S<sub>OF</sub> : posição sentada olhos fechados  
S<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>, S<sub>3</sub>: Blocos experimentais correspondentes à posição sentada  
V1: Córtex visual primário  
V2: Área do córtex visual secundário, análoga da área cito arquitetônica 18  
V3: Área do córtex visual, análoga da área cito arquitetônica 18  
V3<sup>a</sup> : Área do córtex visual, análoga da área cito arquitetônica 19  
V4: Área do córtex visual, análoga da área cito arquitetônica 19  
V5: Área do córtex visual, análoga da área cito arquitetônica 19  
 $\tau$ : passo entre os valores da série temporal

# Capítulo 1

## Introdução

Para que um indivíduo seja capaz de manter o equilíbrio e mover-se como desejar ou necessitar, é preciso que haja o controle postural (KLEINER e SCHLITTLER, 2011). Para um controle postural eficiente, um mecanismo neurofisiológico denominado Ciclo Percepção-Ação age processando continuamente as informações provenientes dos sistemas visual, sensorial somático e vestibular, e também as informações provenientes do sistema motor, formando, assim, um ciclo que analisa as posições dos segmentos do corpo em relação a si mesmo e em relação ao ambiente, e analisa se a condição de equilíbrio é capaz de permitir o movimento planejado e, assim, evitar quedas ou compensar movimentos anteriores que foram mal planejados ou mal executados. Em resposta, o sistema planeja os próximos movimentos de acordo com o necessário (KANDEL, 2000; BEAR, 2008).

Dependendo da posição postural na qual o indivíduo se encontra, seja deitado, em pé, sentado, andando ou outra posição, as áreas do córtex que processam as informações são requisitadas com diferentes intensidades e por diferentes períodos de tempo. Nota-se, assim, que há características espaciais e temporais no processamento de informação durante o Ciclo Percepção-Ação, (COSTA, 2014). Assim, para que todo esse processo seja executado satisfatoriamente, há um complexo sistema de vias neurais que enviam informações para diversas regiões do Sistema Nervoso. Tanto o Sistema Nervoso Central (SNC) quanto o Sistema Nervoso Periférico (SNP) estão envolvidos no Controle Postural (KANDEL, 2000; BEAR,2008). Neste estudo, serão abordadas, principalmente, as regiões corticais do SNC onde há o processamento das informações dos sistemas sensoriais, a integração destas informações, o planejamento de uma ação motora e de sua execução.

Para investigar estes processamentos nas áreas corticais, estudos anteriores utilizaram a técnica de eletroencefalograma (EEG) durante estimulação visual dinâmica (ED). Diversos estudos têm utilizado os sinais EEG aplicando-se ED para investigar as alterações no Ciclo Percepção-Ação dependentes da posição postural do indivíduo. Para tanto, COSTA (2014) evidenciou o Potencial Evocado Visual relacionado a Movimento (M-VEP) utilizando o cálculo da média coerente. O M-VEP consiste na resposta a uma

estimulação visual, que gera uma alteração na atividade eletrofisiológica oscilatória do EEG. A resposta da atividade eletrofisiológica é temporalmente e espacialmente relacionada ao estímulo visual (COSTA, 2014). Quando se considera o sinal de EEG apenas como um sinal temporal, é possível analisar a resposta cortical por meio de níveis de complexidade do sinal; uma técnica matemática utilizada para medir níveis de complexidade de sinais temporais é a entropia (MASSAROPPE, 2011).

Várias formas de se calcular a entropia de um sinal foram desenvolvidas, entre elas a entropia de Shannon, entropia de permutação, a entropia amostral, de Kolmogorov, etc. Entretanto, para se analisar um sinal biológico, como o EEG, algumas formas de calcular a entropia são mais adequadas que outras. GAO J. (2012) investigou o uso da entropia na análise de sinais biológicos e mostrou que o cálculo da entropia é uma alternativa válida aos cálculos que somente consideram a linearidade. Por sua vez, GAO L. (2013) utilizou a entropia de Kolmogorov para quantificar sincronização e dessincronização relacionada a evento motor (imaginação do movimento ou realização do movimento). O estudo indicou que o aumento da entropia de Kolmogorov reflete a dessincronização de uma área cortical e a diminuição da entropia reflete a sincronização. AMORIM (2016) utilizou a entropia de permutação (PE) para avaliar sinais de EEG durante imagética motora. No presente estudo, foi usada a PE (BANDT e POMPE, 2002) devido à sua robustez contra ruídos e ao fato de não ocorrer auto-correlação que é uma desvantagem da entropia aproximada. Além disso, só foram utilizados sinais captados com os indivíduos na posição ortostática (não na sentada), pois é quando se espera a perturbação postural devido à movimentação de cenário.

# 1.1 Objetivo

Neste estudo, sinais EEG, de voluntários na posição ortostática, obtidos durante estimulação visual dinâmica foram analisados por meio do cálculo da Entropia de Permutação com vistas a investigar a complexidade do processamento cortical eliciado pelos movimentos longitudinais de afastamento e aproximação de um cenário virtual.

## 1.1.1 Objetivos Específicos

- Avaliar a influência dos ritmos neurais, alfa, beta1, beta2 e gama na variação de complexidade observada.
- Investigar a eficiência da Entropia de Permutação na detecção de variação de complexidade de sinais estabilométricos.

## 1.2 Fundamentação teórica

### 1.2.1 Controle postural

No presente capítulo, será feita uma abordagem geral sobre os sistemas sensoriais visuais, vestibular e somatossensorial, sem se considerar a integração destas informações e o processamento da informação visual será abordado todo o mecanismo do controle postural apenas um apanhado.

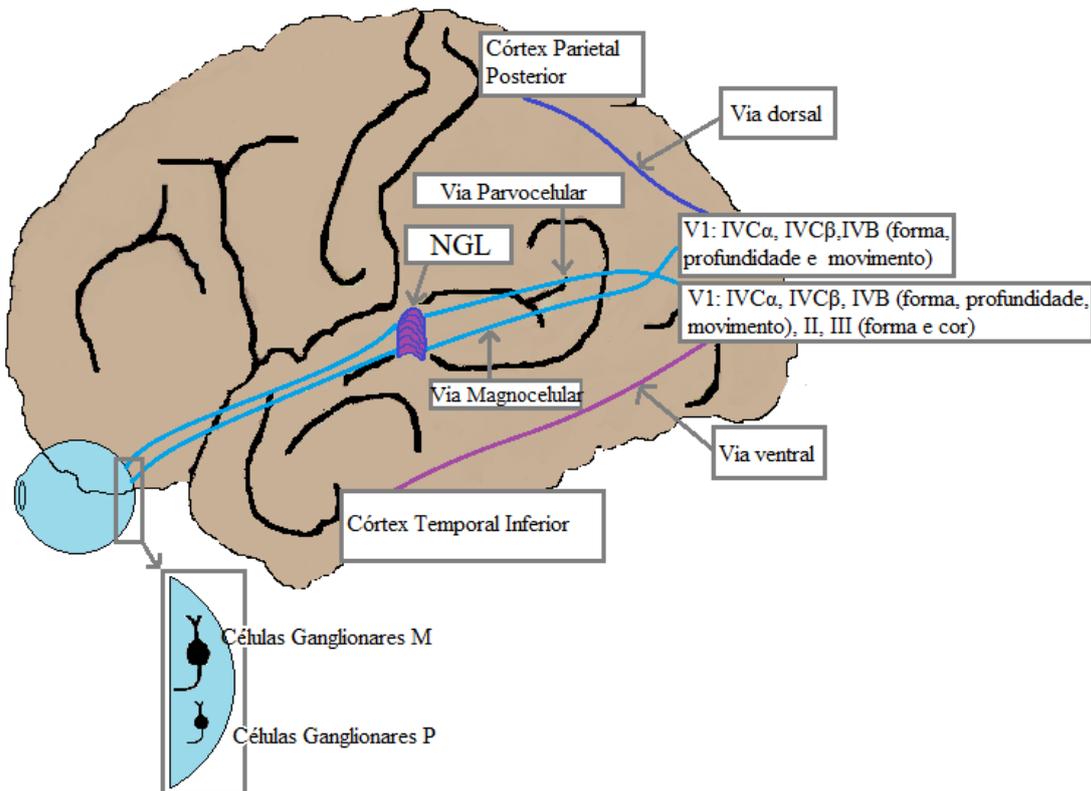
Para que um indivíduo mantenha sua posição postural estável e da forma desejada, é necessário que haja um controle postural, de modo que o indivíduo corrija sua postura de acordo com os acontecimentos do ambiente e de acordo com seu desejo ou necessidade. Este controle funciona com um ciclo, que se inicia com a obtenção de informações sensoriais, e prossegue com o processamento e integração de tais informações, desenvolvimento de estratégia e execução de movimento. Este ciclo é denominado Ciclo Percepção-Ação.

A posição postural influencia o Ciclo Percepção-Ação, pois este trata-se do contínuo uso de informações sensoriais endógenas e exógenas para a desenvolvimento de uma estratégia da resposta motora. Assim, se o indivíduo estiver na posição ortostática, o Ciclo Percepção-Ação terá características espaço-temporais ao longo do córtex que serão diferentes caso ele esteja sentado (COSTA, 2014).

Os sistemas sensitivos envolvidos no Ciclo Percepção-Ação e, conseqüentemente, no controle postural são o visual, vestibular e sensorial somático (BEAR, 2008). O sistema visual exerce função importante no controle postural, sendo responsável pela minimização das oscilações posturais por meio da representação cortical do ambiente (PAULUS, 1989; HORAK e MACPHERSON, 1996). O sistema vestibular é responsável pela obtenção da informação acerca da posição e dos movimentos da cabeça; tais informações são fundamentais para a manutenção do equilíbrio do indivíduo (KANDEL, 2000; BEAR, 2008). O sistema sensorial somático gera informações sobre a posição e os movimentos dos segmentos corporais; dessa forma, cria-se uma referência espacial da posição corporal (COSTA, 2014).

As informações geradas por cada um desses sistemas são processadas em áreas específicas do encéfalo/córtex; a convergência dessas informações dá-se nas áreas associativas 5 e 7 do córtex parietal posterior (por meio da via dorsal), a integração das

informações segue para o córtex frontal, onde se gera uma estratégia e um planejamento motor, e, em seguida, projeções para as áreas 4 e 6 do córtex motor e também para o cerebelo desencadeiam o movimento coordenado (BEAR, 2008). Porém, tanto os sistemas envolvidos quanto a fisiologia do Ciclo Percepção-Ação necessitam de maior detalhamento, que se encontra a seguir. As informações sobre cor e forma seguem pela via ventral e alcançam o córtex temporal inferior.



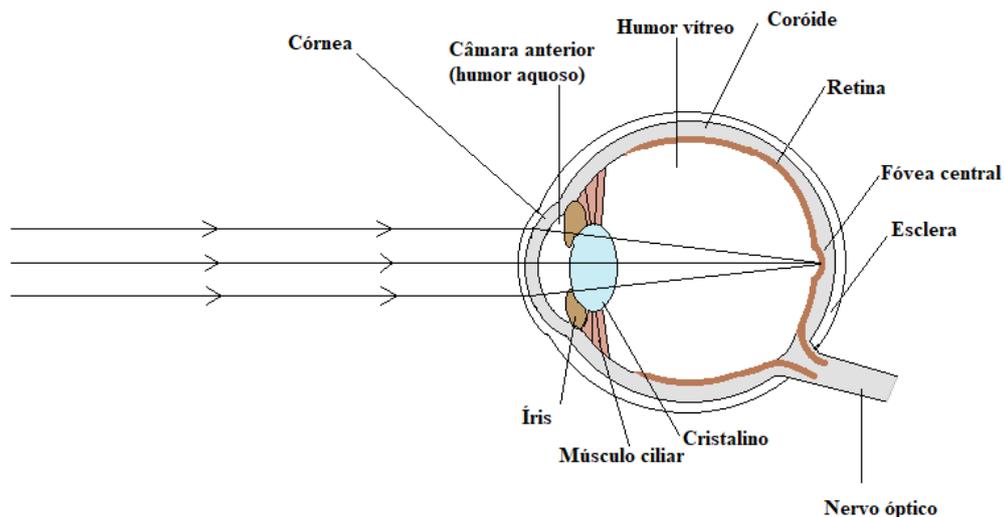
**Figura 1.1:** Córtex humano e suas regiões relacionadas ao processamento da informação visual sobre o ambiente e integração das informações sensoriais.

## 1.2.2 Sistema visual

### 1.2.2.1 A penetração da luz no olho

O processamento da informação visual tem início nas células da retina e segue por uma sofisticada via até o córtex visual e, após, é integrada a informações dos sistemas vestibular e sensorial somático. A obtenção e processamento da informação visual inicia-se com o alcançar da luz nos fotorreceptores que se encontram na retina. O

penetrar da luz nos olhos segue, mais detalhadamente, as seguintes etapas: a luz passa pela pupila e, depois, através do cristalino, lente biconvexa, alcançando, por fim, a retina; a quantidade de luz que penetra no olho é controlada por meio da constricção ou da dilatação da pupila, que são mormente respostas à quantidade de luz que penetra nos olhos. De fato, a luz deve passar através da córnea, o humor aquoso, a lente e o humor vítreo, que são meios que provocam a refração da luz. Além da refração, outros processos são envolvidos na focalização de imagens sobre a retina, são eles: a acomodação, quando o cristalino assume uma curvatura mais pronunciada para focalizar objetos que encontram-se a menos de 6 metros da retina, a constricção da pupila, que evita a passagem da maior parte dos raios luminosos divergentes, tornando a imagem mais nítida, e a convergência, rotação interna dos olhos quando se observam objetos bem próximos, para que a imagem destes se forme em cima da fóvea, (figura 1.2), (SPENCE, 1991).



**Figura 1.2:** Raios luminosos penetrando o olho emetrópico, atravessando córnea, humor aquoso, cristalino e humor vítreo, alcançando a fóvea na retina.

### 1.2.2.2 A retina e suas estruturas

Evitando o detalhamento da anatomia do olho humano, segue uma breve explicação acerca das características da retina. Esta é formada por duas camadas de células, uma camada pigmentada externa, onde se encontram as células cuboides, e uma

camada nervosa interna; é nesta onde se encontram os fotorreceptores cones e bastonetes e outras células nervosas responsáveis pela transmissão da informação luminosa. A convergência das fibras nervosas desta camada forma o nervo óptico, e este sai do olho em uma região denominada disco do nervo óptico ou ponto cego do olho.

Abordando ainda a retina, há uma região conhecida como mácula, que fica posicionada lateralmente ao disco do nervo óptico, localizando-se praticamente no pólo posterior do olho. No centro da mácula, encontra-se uma depressão; esta depressão é a já citada fóvea central, a parte de maior acuidade visual da retina (figura 1.3). Quanto mais próximo da fóvea, menor é a concentração de bastonetes, assim, na região da fóvea, não há bastonetes, apenas cones. É nesta região que a imagem detalhada de algo que olhamos diretamente é focada.

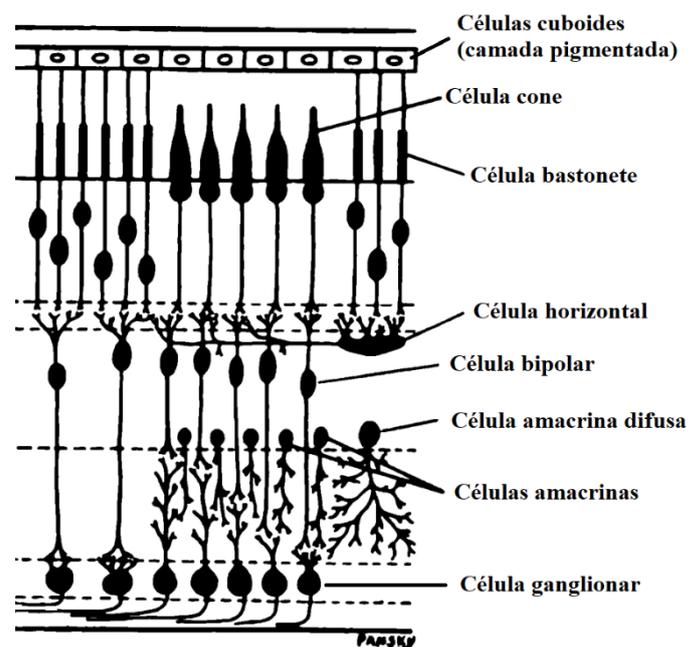


**Figura 1.3:** Imagem da região posterior do olho humano; ao centro da imagem, há a fóvea central, na região a direita observa-se o disco do nervo óptico (OptometrusPrime, 2012).

### 1.2.2.3 Os fotorreceptores e outras células nervosas

Os fotorreceptores da retina, como já citado acima, tratam-se de neurônios denominados cones e bastonetes. Os primeiros são compostos por três diferentes mediadores de cor, responsáveis pela percepção das cores verde, vermelho e azul (matriz RGB), localizam-se na fóvea (retina central) e são requisitados para a visão diurna. Por sua vez, os bastonetes são fundamentais para a visão em condições de baixa luminosidade e são localizados na periferia da retina.

Quando os fótons atingem esses fotorreceptores, uma mudança no potencial da membrana da célula é gerada, e os fotorreceptores transmitem, por meio das células bipolares, horizontais e amácrinas, para as células ganglionares um potencial de ação. São os axônios das células ganglionares que formam os nervos ópticos (figura 1.4).



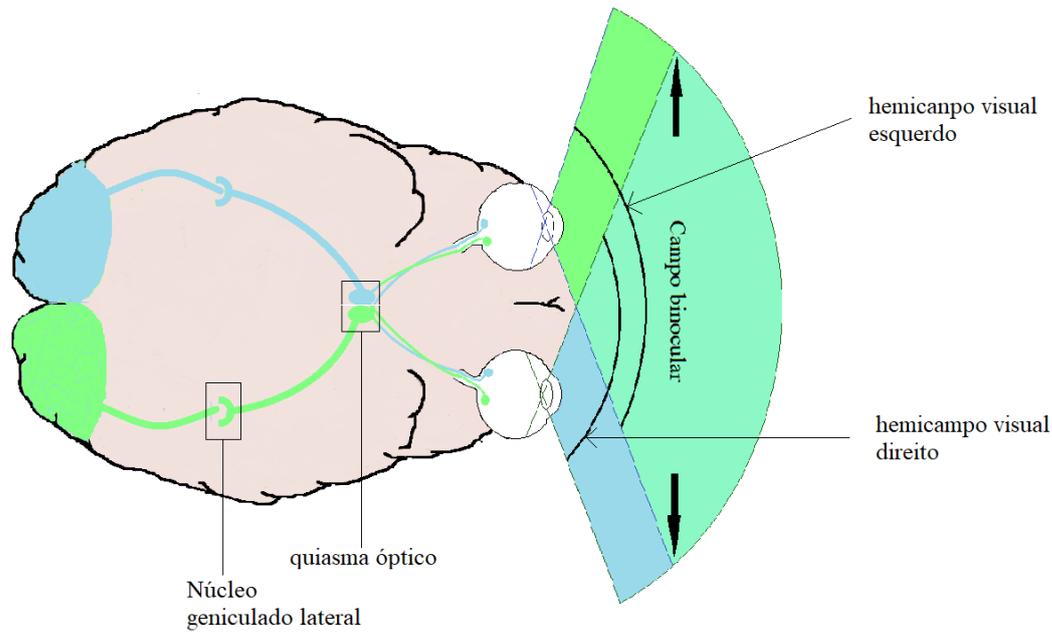
**Figura 1.4:** Esquema das posições e tipos das células que compõem a retina e são responsáveis pela geração de sinais biológicos, a partir do momento em que a luz alcança os receptores, e responsáveis também por pré-processamento de tais sinais (Imagem de domínio público).

As células ganglionares são classificadas em três tipos. Há as células ganglionares tipo-M (do latim, *Magno celular*, que significa célula grande), que têm campos receptivos maiores, têm alta sensibilidade a estímulos com baixo contraste e são capazes de conduzir com maior rapidez os potenciais de ação pelo nervo óptico; elas detectam movimentação e, assim, são seletivas à orientação. Há também as células ganglionares tipo-P (do latim, *Parvo celular*, que significa célula pequena), que têm um campo receptivo menor em comparação às células tipo-M e, por esse motivo, têm maior sensibilidade a padrão, forma e cor dos objetos. Por fim, há as células não-P-e-não-M, que apenas são sensíveis à cor.

## 1.2.2.4 A formação da imagem e a condução da informação

As imagens que são formadas por cada um dos olhos são sobrepostas, porém não totalmente; assim, a imagem formada pelo olho esquerdo não é idêntica à imagem formada pelo olho direito. Devido a esta característica, o ser humano tem o que é conhecido como visão binocular. A visão binocular é responsável, em grande parte, pela percepção de profundidade, uma vez que, somente com um olho, a noção de profundidade fica dependente do aprendizado de que o tamanho relativo dos objetos é inversamente proporcional a distância que o observador se encontra do objeto. O motivo de o indivíduo normal enxergar apenas um objeto e não dois, se há duas imagens do mesmo que estão deslocadas lateralmente, é que as duas retinas têm pontos correspondentes que, ao serem estimulados simultaneamente, geram a percepção de uma única imagem.

Com relação ao nervo óptico, observa-se que os axônios que o formam e são situados na parte nasal da retina sofrem decussação quando se encontram no quiasma óptico, ou seja, seguem para o lado oposto do encéfalo; assim, forma-se a via paralela (figura 1.5). Pode-se, então, depreender que, quando a imagem tem origem no hemisfério visual esquerdo, as células da parte nasal do olho esquerdo e as células da parte temporal do olho direito são estimuladas e a informação gerada segue pelo trato óptico direito para o Núcleo Geniculado Lateral (NGL) direito.



**Figura 1.5:** Em destaque, o campo visual e as porções deste que cada olho visualiza, além da decussação que ocorre no quiasma óptico, das porções nasais dos nervos ópticos, a chegada do tracto óptico no NGL e, depois, para o córtex visual primário.

O NGL é composto de seis camadas; as duas primeiras camadas recebem as projeções dos axônios das células tipo-M e, assim, forma-se a via magnocelular. As quatro camadas restantes recebem as projeções dos axônios das células tipo-P, formando a via parvocelular. Por fim, as células não-M-e-não-P formam a via coniocelular ao estabelecerem projeções com neurônios localizados na região ventral de cada camada. O córtex visual primário (V1), que recebe projeções das vias magnocelular e parvocelular, é dividido em seis camadas, sendo a quarta camada subdividida em IVA, IVB e IVC, a qual, por sua vez, divide-se em IVC $\alpha$  e IVC $\beta$  (KANDEL, 2000; BEAR, 2008).

A via magnocelular projeta-se para a camada IVC $\alpha$ , e as informações seguem desta camada para a camada IVB, que tem seletividade à direção. A via parvocelular projeta-se para a camada IVC $\beta$ ; após, a informação segue para as camadas II e III, que formam a região interbolhas (IB). A região interbolhas tem seletividade a orientação, forma do objeto, e tem campos receptivos binoculares que geram a noção de profundidade (KANDEL, 2000; BEAR, 2008).

As informações seguem para o córtex visual secundário (V2) e córtex visual associativo (V3, V3<sup>a</sup>, V4 e V5/MT); além disso, as informações dos canais

magnocelular, parvocelular e coniocelular são enviadas para o córtex parietal posterior e para o córtex temporal inferior por meio das vias dorsal e ventral. As informações sobre orientação, movimento e profundidade alcançam o córtex parietal posterior (via dorsal), e as informações sobre forma e cor alcançam o córtex temporal inferior (via ventral) (BEAR, 2008).

Por tais informações seguirem em vias paralelas (cada via levando ou a informação de profundidade, ou de cor, ou de movimento) e esta organização se manter durante o processamento, cria-se um mapa retinotópico.

### 1.2.3 Sistema sensorial somático

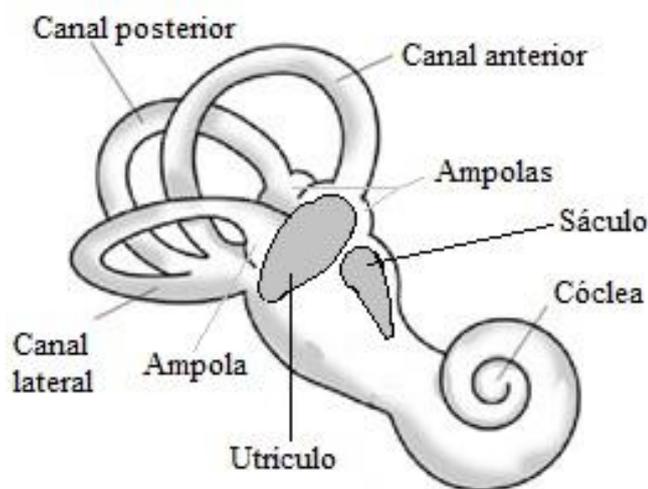
O sistema sensorial somático tem seus receptores localizados no SNP (sistema nervoso periférico) e distribuídos por todo corpo do indivíduo. Os receptores envolvidos no controle postural são os mecanorreceptores cutâneos, que se encontram localizados nas solas dos pés, fusos musculares encontrados nos músculos, órgãos tendinosos de golgi, localizados nos tendões e proprioceptores articulares. Tanto os fusos musculares quanto os órgãos tendinosos de golgi são ligados às fibras musculares e fornecem informação acerca da variação de tensão do estiramento e da contração dos músculos respectivamente. Os receptores citados, em especial os proprioceptores, têm recebido atenção especial dos estudos, pois são capazes de gerar informação sobre a posição e o movimento de segmentos corporais no espaço e sobre a superfície/base na qual o indivíduo se encontra. Receptores dos pés, das pernas e do tronco são importantes principalmente quando o indivíduo não se encontra em uma superfície larga, rígida e estável. O sistema sensorial somático também gera informação sobre a força exercida pelo corpo sobre a superfície, devido ao torque nos segmentos corporais, que é produzido pelo deslocamento do centro de massa do indivíduo (HORAK, 1996; KLEINER e SCHLITTLER, 2011, BEAR, 2008).

### 1.2.4 Sistema Vestibular

O sistema vestibular tem como principais funções a estabilização da imagem na retina, ajuste postural e orientação gravitacional. O sistema vestibular gera sinais

biológicos a partir das forças de aceleração da cabeça e da gravidade, e envia informação para o Sistema Nervoso sobre a posição e a velocidade da cabeça no espaço (CARVALHO e ALMEIDA, 2009).

O aparelho vestibular encontra-se na orelha interna, e consiste no labirinto ósseo (escavação no osso temporal) e, no interior deste, o labirinto membranoso. Por sua vez, o labirinto membranoso é preenchido por um líquido conhecido como endolinfa e, ao seu redor, há outro líquido denominado perilinfa. Encontram-se no labirinto ósseo as seguintes regiões: canais semicirculares, vestíbulo e cóclea. Apenas os detalhes dos canais semicirculares e do vestíbulo serão abordados, uma vez que a cóclea é relacionada apenas ao sentido da audição. Os canais semicirculares, em número de três e denominados como canal anterior, canal posterior e canal horizontal (ou lateral), são arranjados em ângulos retos entre si. Dentro de cada um destes canais há um ducto semicircular que consiste em uma região do labirinto membranoso. No vestíbulo, existe dois órgãos otolíticos, o utrículo e o sáculo, que são dilatações do labirinto membranoso (Figura 1.6) (SPENCE, 1991).



**Figura 1.6:** Região do labirinto posterior do ouvido interno, onde se encontram os ductos semicirculares e o vestíbulo com seus órgãos otolíticos (utrículo e sáculo), que se encontram no interior do vestíbulo.

Tanto os ductos semicirculares quanto o sáculo e o utrículo têm como células receptoras as células ciliadas, que são capazes de transformar um estímulo mecânico em estímulo elétrico. No sáculo e no utrículo, as células receptoras recebem o nome de máculas, que são grupos das células ciliadas citadas acima. Os cílios ou pelos de tais células estão mergulhados em uma substância gelatinosa que é mais densa que a

endolinfa, encontrada no labirinto membranoso. Essa maior densidade se deve à presença de otolitos, partículas de carbonato de cálcio. A mudança da posição da cabeça leva à mudança do sentido da força da substância gelatinosa sobre as células ciliadas, os cílios se deslocam e esse deslocamento gera uma alteração no padrão de impulsos nervosos. Esse processo está relacionado à percepção do equilíbrio estático. Cada ducto semicircular contém uma dilatação denominada ampola. É nestas dilatações que se encontram as células ciliadas; o aglomerado dessas células na ampola é denominado crista ampular. Assim como nos órgãos otolitos, os cílios das células estão mergulhados em um meio mais denso que a endolinfa; neste caso, trata-se de uma massa gelatinosa conhecida como cúpula. Com o movimento da cabeça, ocorre o deslocamento dos cílios, e, assim, a alteração do padrão dos impulsos nervosos. Esse processo é relacionado à percepção do equilíbrio dinâmico, pois, como os ductos estão posicionados um em relação ao outro em ângulo reto, um movimento da cabeça em qualquer plano irá afetar pelo menos as células de um dos ductos (SPENCE, 1991). Desta forma, gera-se a informação sobre a posição da cabeça, por meio do efeito da gravidade, aceleração linear durante movimentos retilíneos e aceleração angular em movimentos de rotação. São os ductos semicirculares que detectam acelerações angulares geradas pela rotação da cabeça ou do corpo. Os órgãos otolitos detectam acelerações lineares, geradas pela gravidade ou pelo movimento do corpo. A informação gerada no sistema vestibular é transmitida ao cérebro por meio do nervo vestibulococlear (VIII nervo craniano) (BEAR, 2008; CARVALHO e ALMEIDA, 2009; KLEINER e SCHLITTLER, 2011).

## Capítulo 2

### Revisão da literatura

#### 2.1 Influência da visão no Controle Postural

Seguindo o argumento de J. J. Gibson, de que a visão não era um sentido puramente exteroceptivo, LISHMAN e LEE (1973) demonstraram que a visão é um sentido cinestésico autônomo, influenciado pela modalidade sensorial propriocepção (percepção dos seguimentos corporais em relação ao próprio corpo). Para testar essa ideia, um cenário para estimulação visual mecânica foi desenvolvido, sendo capaz de mover os arredores visíveis linearmente para frente e para trás em torno de um indivíduo passivo ou em movimento. Os resultados mostraram que, na maioria dos casos, a visão é o sentido dominante. Em 1975, os mesmos autores demonstraram que a função proprioceptiva da visão é um componente integrante do sistema de controle para manter a postura. Em várias posições, a oscilação do corpo poderia ser controlada manipulando as informações proprioceptivas visuais. Os resultados também indicaram que as informações proprioceptivas visuais são, geralmente, mais sensíveis do que as informações proprioceptivas mecânicas do sistema vestibular e dos receptores dos pés, e são ainda mais sensíveis se a pessoa está encarando um objeto próximo.

Características do estímulo visual (luminosidade, contraste, acuidade visual) foram investigadas por PAULUS et al. (1984). Foram avaliadas as oscilações posturais lateral e anterior/posterior e como as características do estímulo interferem na estabilização de postura. Observou-se que a acuidade visual, quando diminui de forma logarítmica, provoca uma instabilidade postural linearmente crescente, duas vezes mais proeminente para a oscilação anterior/posterior do que para a oscilação lateral.

Em um estudo de 1989, o mesmo autor mostrou que o deslocamento de uma imagem na retina interfere na oscilação corporal: ambas oscilações, lateral e anterior/posterior, diminuem à medida que a distância do olho até o alvo diminui, sendo que a oscilação corporal normal pode ser atenuada em até 50%.

## 2.2 Investigações das estruturas corticais

No estudo de SLOBOUNOV et al. (2005), os resultados sugerem um papel importante das estruturas corticais superiores na regulação do equilíbrio postural em posições dinâmicas. Reações posturais para evitar quedas podem ser desencadeadas por mecanismos de comando centrais identificados por um aumento de atividade gama no EEG.

DA SILVA (2010) mostra a dependência que a atividade cortical tem da posição postural e das condições visuais, em especial na região occipital-parietal, em estudo que utilizou a posição ortostática nos indivíduos.

COSTA, 2014 evidenciou o M-VEP (Potencial Evocado Visual relacionado a Movimento) por meio de média coerente. Tal potencial foi induzido por cenário dinâmico virtual e mostrou-se não haver influência do sentido da estimulação (aproximação de cenário ou afastamento); entretanto, o potencial foi detectado em todas as derivações investigadas.

## 2.3 Conceito de entropia

Entropia é definida como a medida de incerteza acerca de uma determinada mensagem ou sinal; quanto maior o valor da entropia, maior é a incerteza sobre o comportamento (maior complexidade) do sinal. Se a entropia for igual a zero, então, a série é perfeitamente previsível. O conceito da entropia como uma forma de medir o grau de complexidade de uma mensagem ou de um sinal foi desenvolvida por Claude Shannon durante o desenvolvimento da Teoria da Informação (1948, *A Mathematical Theory of Communication* / Uma teoria matemática de comunicação) e teve sua inspiração no conceito de entropia da termodinâmica, na qual se mensura o grau de desordem do sistema termodinâmico analisando-se o conjunto das probabilidades das velocidades das moléculas dentro de um recipiente fechado (PINEDA, 2006). A entropia na Teoria da Comunicação analisa as probabilidades da presença de cada signo

pertencente a um conjunto (alfabeto, código binário, etc) e que formam uma mensagem ou um sinal. Várias formas de calcular a entropia foram desenvolvidas e muitas são utilizadas para a análise de sinais biológicos. É o caso da Entropia de Permutação (PE) (PINEDA, 2006; MASSAROPPE, 2011; BANDT e POMPE, 2002).

A entropia vem sendo utilizada na análise de sinais de EEG para detecção de episódios de epilepsia e níveis de profundidade anestésica. INOUE e SHINOSAKI (1991) demonstraram que a entropia é capaz de mensurar a irregularidade dos sinais de EEG; para tanto, analisaram EEG nas derivações F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, e O2 de 10 indivíduos durante descanso com olhos fechados e durante execução das tarefas aritméticas. Os resultados indicaram menor complexidade nas regiões occipitais em relação às outras derivações durante o descanso (com os olhos fechados), o que é o esperado, já que a atividade visual é processada nas regiões occipitais e, durante o descanso, há pouquíssimo estímulo visual, logo há pouco processamento de informação.

BRUHN e LEHMANN (2001) mostraram que é possível mensurar o nível de profundidade anestésica por meio de entropia de Shannon e da entropia aproximada. Para tal, analisaram sinais de EEG de pacientes durante laparotomia ginecológica, sob efeito do fármaco desflurano. Os resultados indicaram que os valores da entropia aumentaram continuamente com o aumento da concentração de desflurano.

XIAOLI (2007) investigou o uso de Entropia de Permutação para a predição de crises epiléticas em ratos de Strasbourg (GAERS) que apresentavam convulsões repetidas. Os resultados obtidos indicaram que os valores de entropia de permutação e entropia amostral têm níveis mais elevados durante o estado sem crise epilética em comparação com o estado de convulsão, a entropia de permutação e a entropia amostral começam a diminuir gradualmente antes da convulsão, o que indicaria a mudança da complexidade dinâmica da atividade neural da rede mudando de complexo para simples (sincronização) antes do ataque epilético.

LI (2014) demonstrou que a entropia de Permutação é capaz de distinguir três fases em que um indivíduo epilético pode se encontrar: fase sem convulsão, pré-convulsão e fase per-convulsão. O estudo demonstrou que, na fase livre de convulsão, os valores de entropia são elevados se comparados com os valores da fase pré-convulsão e per-convulsão, e que, durante a convulsão, obtêm-se os valores mais baixos de entropia, o que está de acordo com a noção de que, durante uma crise epilética, ocorre um sincronismo da atividade neural.

GAO J. (2012) analisou o uso da entropia em sinais biológicos, em especial o expoente de Lyapunov escalável (SDLE), e mostrou que tais cálculos são eficientes para mensurar e qualificar tais sinais se comparados a métodos de análise lineares tradicionais. A entropia de Kolmogorov foi utilizada por GAO L. (2013) para quantificar sincronização e desincronização relacionada a evento motor (imaginação do movimento ou realização do movimento). Os resultados indicaram que o aumento da entropia de Kolmogorov reflete a desincronização de uma área cortical, e a diminuição da entropia reflete a sincronização, como já mencionado anteriormente. A entropia de permutação PE foi utilizada por AMORIM, (2016) para avaliar sinais de EEG durante imagética motora; os resultados comprovaram a eficiência da PE e também indicaram a ocorrência do aumento da complexidade do ritmo beta2 devido a imagética motora. Há uma grande quantidade de estudos que utilizaram técnicas de entropia para analisar a regularidade de séries temporais e mesurar sinais complexos que corroboram a ideia do uso da entropia nas investigações acerca dos complexos sistema biológicos (GRASSBERGER, PROCACCIA, 1983; PINCUS, 1991; PINCUS, GOLDBERGER, 1994; RICHMAN, MOORMAN, 2000)

A técnica da entropia também já se mostrou eficiente quando aplicada a sinais de plataforma de força, como visto por SABATINI (2000), que avaliou o balanço natural de indivíduos na posição ortostática. A entropia foi capaz de detectar variação do balanço na direção antero-posterior.

## 2.3.1 Entropia de Permutação

Em 2002, BANDT e POMPE desenvolveram a Entropia de Permutação (PE), que é aplicável a qualquer tipo de série temporal, seja regular, caótica, ruído ou um sinal real. Dada uma série temporal, organizam-se os valores vizinhos em vetores que têm comprimento  $n$ . Escolhe-se um parâmetro  $\tau$ , que indicará o passo entre os valores da série original que serão incluídos nos vetores; assim, um  $\tau = 1$  fará com que nenhum valor seja ignorado (amostras consecutivas). Após a formação dos vetores, analisa-se a permutação da ordenação entre os valores; assim, tendo um  $n = 2$ , há duas possibilidades de permutação,  $x_t > x_{t+1}$  ou  $x_t < x_{t+1}$ , que podem ser denotadas como 1 0 e

0 1, respectivamente. Aumentando o  $n$  para 3 ( $n = 3$ ), há 3! possibilidades de permutação, denotadas como: 012, 021, 102, 120, 201 e 210.

$x_{t-1} < x_t < x_{t+1}$  (012);  $x_{t-1} < x_t > x_{t+1}$  (021);  $x_{t-1} > x_t < x_{t+1}$  (102);  $x_{t-1} < x_t > x_{t+1}$  (120);  $x_{t-1} > x_t > x_{t+1}$  (210) e  $x_{t-1} > x_t < x_{t+1}$  (201).

Logo,  $n!$  indica a quantidade de possíveis permutações analisando-se todos os vetores gerados. Em seguida, calcula-se a frequência com que cada permutação aparece no conjunto de todos os vetores:

$$p(\pi) = \frac{\#\{t | 0 \leq t \leq T - n, (x_{t+1}, \dots, x_{t+n}) \text{ tem o padrão de } \pi\}}{T - n + 1} \quad 2.1$$

onde  $p(\pi)$  é a frequência relativa de cada  $\pi$  permutação. A PE é calculada por:

$$H(n) = -\sum p(\pi) \log p(\pi). \quad 2.2$$

# Capítulo 3

## Materiais e métodos

### 3.1 Registros de sinais e voluntários

Neste estudo, foram utilizados os registros de EEG obtidos durante a dissertação de Mestrado intitulada “A Influência da Posição Postural no Ciclo Percepção-Ação Durante Estimulação Visual Dinâmica”, de Costa, J.F.G (2014). Tais registros foram obtidos no Laboratório de Processamento de Imagem e Sinais, LAPIS, Programa de Engenharia Biomédica, PEB, do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, COPPE, UFRJ.

#### 3.1.1 Voluntário

O estudo contou com 24 voluntários sadios (16 homens), na faixa etária de 18 a 40 anos, com estatura de  $171 \pm 10$  cm e massa corporal de  $72,1 \pm 16,6$  kg (média  $\pm$  desvio). O critério de exclusão incluía histórico de patologias neurológicas, doenças osteomioarticulares, cefaleia, indisposição, vertigem e/ou fadiga visual, transtorno do equilíbrio ou uso contínuo de medicamentos, entorpecentes e outras substâncias químicas que possam comprometer o controle postural. Foram incluídos indivíduos portadores de óculos de grau ou lentes corretivas, desde que os utilizassem no ato da aquisição.

Aplicou-se a anamnese para se obter informação sobre dor de cabeça, vertigem ou náusea durante os testes (COSTA, 2014). Todos os voluntários foram informados sobre a ausência de remuneração ou vantagem de qualquer tipo, tendo a liberdade de abandonar o experimento a qualquer momento. Os voluntários assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva (IESC/UFRJ, parecer 100/2011 do processo 36/2011).

## 3.1.2 Sinais EEG

O sistema de aquisição dos registros de EEG era composto de touca modelo ECI Electro-Cap Electrode System™ (Electro-Cap International, Inc., EUA) e amplificador biológico BrainNet - BNT 36 (EMSA, Brasil). Os eletrodos foram posicionados de acordo com Sistema Internacional 10-20 (derivações monopolares, referência biauricular média e aterramento em Fpz), sendo utilizados 24 canais (20 destinados a derivações do EEG e 4 DC para as células de carga da plataforma de força). Além disso, foram utilizados filtros analógicos passa-baixas Butterworth de 4ª ordem em 100 Hz com função anti-aliasing, passa-altas Butterworth de 2ª ordem em 0,1 Hz e um filtro *notch* em 60 Hz. Para o processamento digital, utilizou-se o software Matlab (The Mathworks®, EUA).

## 3.1.3 Sinais estabilométricos

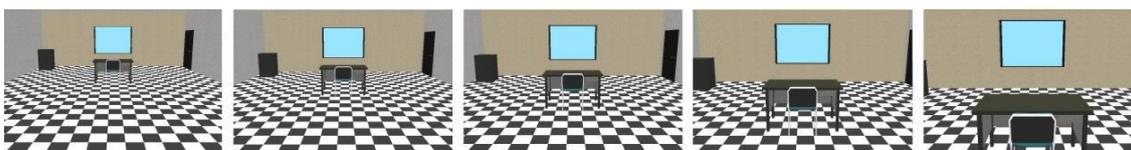
Os sinais estabilométricos foram obtidos com a utilização de uma plataforma de força portátil (400 x 400 mm, capacidade 200 kg), de quatro células. O amplificador biológico BrainNet – BNT 36 (EMSA, Brasil) foi utilizado na obtenção dos sinais estabilométricos concomitantemente com a obtenção do EEG. Os sinais foram coletados com uma frequência de amostragem de 600 Hz, uma vez que a coleta fora simultânea à dos sinais EEG.

## 3.2 Estímulo Visual Dinâmico

O estímulo visual dinâmico foi realizado por meio de estimulador visual em ambiente de realidade virtual desenvolvido no LAPIS utilizando a IDE (*Integrated Development Environment* – Ambiente de Desenvolvimento Integrado) Delphi e a biblioteca gráfica OpenGL. A tela de projeção do cenário virtual tinha as dimensões de 1,72 x 1,16 m, e foi localizada a uma distância de 2 metros do voluntário com o intuito de que o cenário permanecesse no seu campo visual, ângulo visual de 46,5°.

O cenário aparenta uma sala de piso quadriculado com uma mesa e cadeira posicionadas no centro, além de uma porta no canto superior direito, uma cômoda no canto superior esquerdo e uma janela na parede frontal (Figura 3.1). Para gerar a estimulação visual dinâmica (ED), os móveis e utensílios do cenário virtual foram expandidos (ou reduzidos) enquanto o piso, as paredes e o teto deslocam-se linearmente no sentido anterior ou no sentido posterior com uma velocidade de 1,2 m/s durante 1 s. Em cada posição do cenário, a luminância foi modificada ao passo de 2 cd/m<sup>2</sup>.

O intuito foi de proporcionar ao voluntário a percepção de que ele estava aproximando-se (evento AP) ou afastando-se (evento AF) do cenário. Tal percepção trata-se da sensação de auto-movimento; neste caso, o cenário dinâmico gera a ilusão conhecida como *linearvection*. Os sentidos da ED foram codificados por pulsos de anotação com o valor de 1200 (AP) e -1200 (AF) no arquivo de registro do sinal EEG, sincronizados com o início da exibição de cada cena. O conjunto de pulsos resultante foi utilizado como sinal de trigger sistema de aquisição de sinais (figura 3.1).

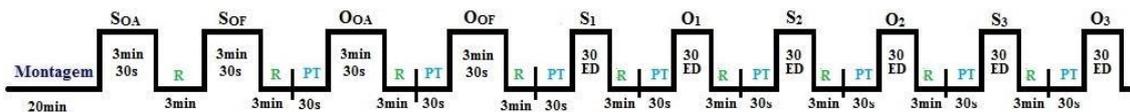


**Figura 3.1:** Cenário da estimulação visual dinâmica, da esquerda para a direita observa-se a aproximação do cenário (COSTA, 2014).

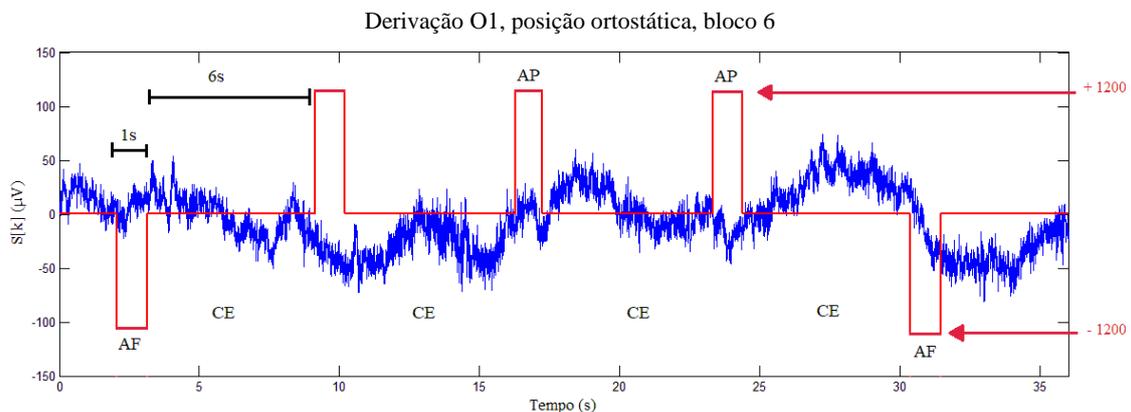
### 3.3 Protocolo Experimental

Foi adquirido o EEG espontâneo (EEGe) com o voluntário em quatro condições, durante 5 minutos. Primeiro, sentado numa poltrona, relaxado e observando uma parede branca (condição: sentado, olhos abertos - S<sub>OA</sub>). Na sequência, o voluntário permaneceu sentado, porém com os olhos fechados (condição: sentado, olhos fechados - S<sub>OF</sub>), além das condições: posição ortostática, olhos abertos - O<sub>OA</sub>, e posição ortostática, olhos fechados - O<sub>OF</sub>. Nestas duas últimas condições, foi adicionado um intervalo de descanso, no qual o voluntário permaneceu sentado e relaxado na poltrona durante 3 minutos entre uma condição e outra. Tal intervalo teve o intuito de evitar fadiga muscular. Também foi acrescentado um período de transição (PT) de 30 s entre o momento em que o voluntário se levanta, saindo do descanso, e a aquisição do EEG. O PT teve o intuito de promover a estabilidade do indivíduo após o ato de levantar-se.

Para a aquisição de EEG durante estimulação visual dinâmica (ED), as posições posturais, sentada (S) e ortostática (O) foram aplicadas, sendo estas posições distribuídas em três blocos de cada posição (S<sub>1</sub>, O<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, S<sub>3</sub> e O<sub>3</sub>) (figura 3.2) de forma alternada. Aplicaram-se, em cada bloco, 30 estímulos visuais dinâmicos, sendo 15 eventos de aproximação (AP) e outros 15 de afastamento (AF), em sequência pseudo-aleatória (figura 3.3). Cada estímulo foi intercalado por 6 s de cenário estático (CE) na posição onde a ED termina; a CE é a posição inicial da próxima ED (figura 3.2).



**Figura 3.2:** Esquema dos blocos para aquisição de EEG durante estimulação visual dinâmica (COSTA, 2014).

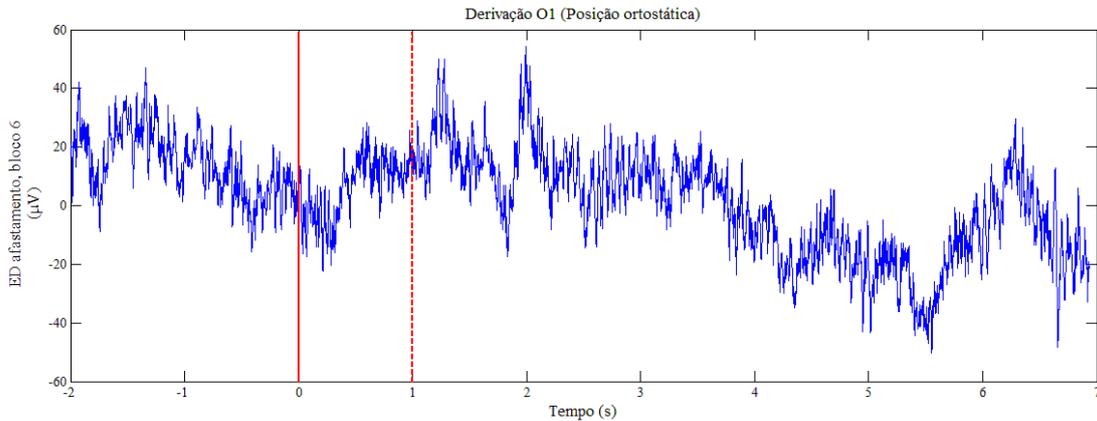


**Figura 3.3:** Exemplo de bloco com a sequência de estímulos aleatórios, AP: aproximação, AF: afastamento, intercalados por 6 segundos de cenário estático (CE), sinal de EEG em azul.

No total, o estudo de COSTA (2014) obteve 90 registros de EEG para cada posição postural, sendo 45 para cada sentido de deslocamento do cenário dinâmico (aproximação ou afastamento).

No atual estudo, foram utilizados os registros de EEG, durante ED na posição ortostática, acima descritos. Foram analisados, por meio dos cálculos de entropia já citados, o período de 1 s anterior a cada estímulo e o período de 1 s durante os estímulos mais 2 s após o estímulo, formando, assim, épocas de 4 s (figura 3.3). Assim, foram analisadas 15 épocas para o estímulo afastamento e mais 15 épocas para o estímulo

aproximação, para cada um dos três blocos (posição ortostática) de cada indivíduo, totalizando 45 épocas para cada sentido do estímulo.



**Figura 3.4:** Exemplo de um sinal de EEG, derivação O1, posição sentada. Eixo horizontal com duração do sinal onde 0 (zero) é o momento do início do estímulo que dura por 1 segundo.

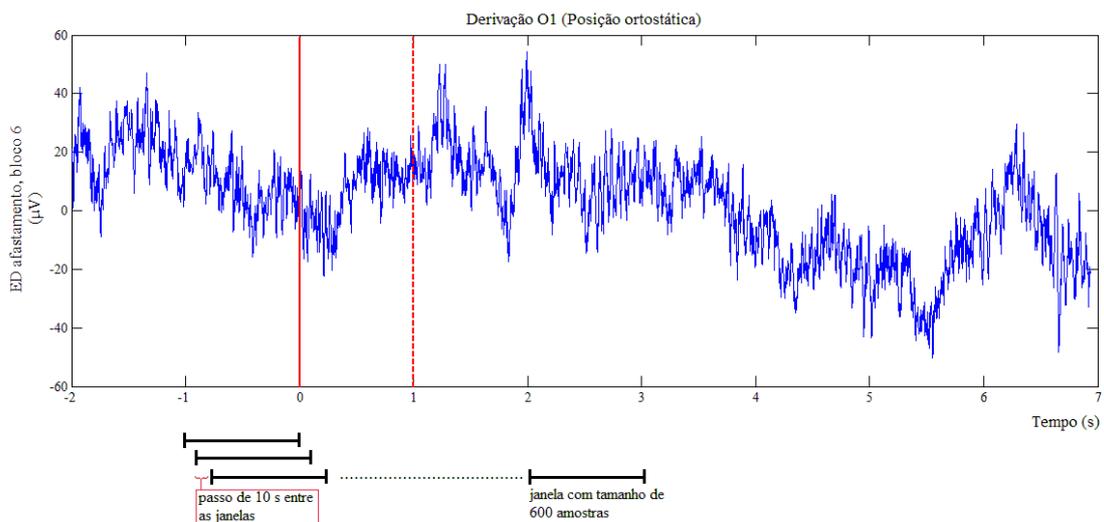
### 3.4 Processamento dos registros de EEG

Os sinais foram pré-processados, em off-line, de acordo com o intuito de cada análise, assim, em um primeiro momento, aplicou-se um filtro passa-banda Butterworth de 2º ordem, entre as frequências de 1 a 40Hz, o intuito desta filtragem era analisar a faixa de frequência mais utilizada clínica médica. Em um segundo momento, dividiu-se os sinais em bandas de frequência relacionadas aos seguintes ritmos neurais: alfa (8-13Hz), beta1 (14-21Hz), beta2 (22-29Hz), gama (30-150Hz), utilizando, para tanto, um filtro Butterworth de 4º ordem. Utilizou-se também um filtro *notch* composto devido à interferência de ruído de rede. Foram utilizados também algoritmos para eliminar possíveis artefatos (TIERRA-CRIOLLO, 2001).

O parâmetro  $n$  da PE, a ser utilizado em cada faixa de frequência, referente aos ritmos neurais, foi definido por meio do modelo de autorregressão *False Nearest Neighbours* (FNN), KENNEL (1992) de modo que  $n$  é o valor do resultado do modelo FNN que tem porcentagem de falsos vizinhos igual a zero ou o mais próximo de zero possível. O uso do FNN se deve ao fato de tal modelo ser capaz de indicar o valor de  $n$

mais adequado, sendo que um valor muito pequeno significa que a geometria do atrator não pode ser desdobrada e um valor muito alto produz resultados não confiáveis (GAO, 2013). Para tanto, indivíduos e derivações foram escolhidos aleatoriamente (5 indivíduos e 3 derivações de cada) e seus sinais foram avaliados de forma a obter se o valor de  $n$  mais indicado para cada ritmo neural. Para a banda de frequência de 1 a 40 Hz o  $n$  encontrado foi 5; para as bandas teta, alfa e beta 1, o  $n$  encontrado foi 3; para beta 2, o  $n$  foi 4 e, para gama, o  $n$  foi 5.

Foram discriminadas as épocas de 4 segundos (Figura 3.4), no que se refere ao tipo de estímulo, aproximação ou afastamento, para todas as frequências de interesse. Aplicou-se uma janela deslizante com comprimento de 600 amostras (1 s) e passo de 10 amostras em cada época, e se utilizou o algoritmo da PE para calcular o valor da entropia de cada janela gerada. O cálculo de PE foi realizado por algoritmos desenvolvidos no *software Matlab*® (*The Mathworks*, EUA).



**Figura 3.5:** Exemplo de sinal EEG com o trecho de 4 s que foram analisados por meio da PE, com indicações das suas posições em relação ao estímulo (início em 0 s e fim em 1 s), cada janela tem o tamanho de 600 amostras e o passo entre elas é de 10 s.

## 3.5 Processamento sinais de estabilometria

Considerando-se que as posições X (direção laterolateral) e Y (direção anteroposterior), do estatocinesiograma são uma média ponderada das coordenadas de cada célula de carga pelos respectivos valores de força medidos em cada célula, tem-se que:

**Célula 1:** X1 = 200mm e Y1 = 200 mm; **Célula 2:** X2 = -200mm e Y2 = 200 mm;

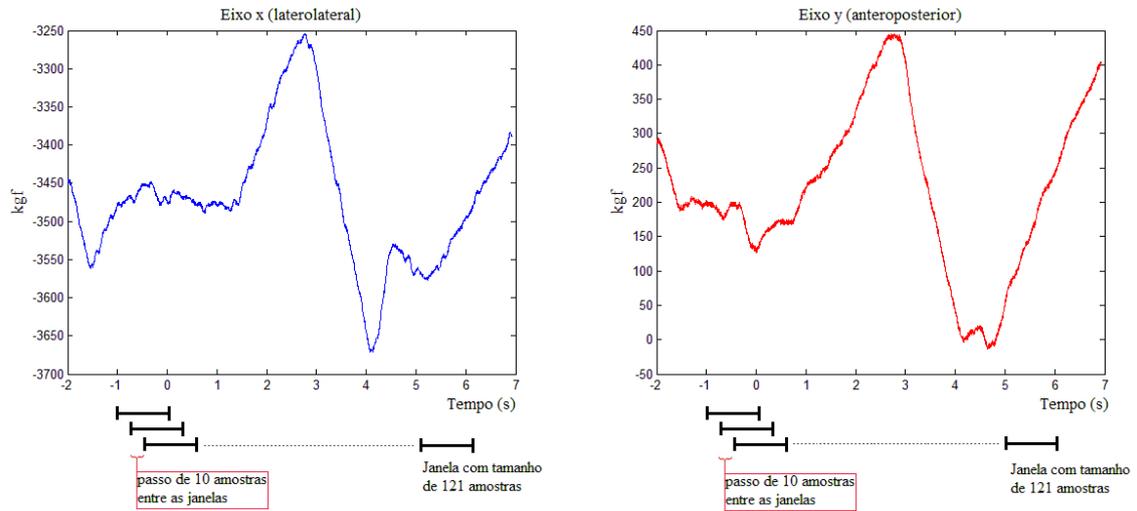
**Célula 3:** X3 = -200mm e Y3 = -200mm; **Célula 4:** X4 = 200mm e Y4 = -200mm.

Desta forma, para se obterem as sequências temporais dos eixos X e Y:

$$X_{eixo} = \frac{(X1 \times F1) + (X2 \times F2) + (X3 \times F3) + (X4 \times F4)}{F1 + F2 + F3 + F4} \quad 3.1$$

$$Y_{eixo} = \frac{(Y1 \times F1) + (Y2 \times F2) + (Y3 \times F3) + (Y4 \times F4)}{F1 + F2 + F3 + F4} \quad 3.2$$

Os sinais estabilométricos (*Xeixo* e *Yeixo*) (figura 3.6) foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth ordem 4, passa baixa de 7 Hz (DA\_SILVA, 2012); em seguida, foram subamostrados por um fator de 5. Estes procedimentos foram necessários devido ao fato de a frequência de amostragem ser de 600 Hz (muito elevada para estes sinais). Uma passa baixa de 7 Hz é considerado adequado devido a natural lentidão dos sinais estabilométricos. Assim como nos sinais EEG, foi utilizado o modelo de autorregressão *False Nearest Neighbours* (FNN) para a escolha do **n** mais adequado, que, neste caso, teve o valor **n**= 5.



**Figura 3.6:** Sinais estabilométricos, variação do CP no sentido laterolateral em azul, variação do CP no sentido anteroposterior em vermelho, janelamento entre os tempos - 1s e 6s, janelas com tamanho de 121 amostras e passo de 10 amostras.

# Capítulo 4

## Resultados

Resultados obtidos analisando-se as derivações O1, O2, P3, P4, Pz, C3, C4, Cz, F3, F4 e Fz na posição ortostática, faixa de frequência de 1-40 Hz, com parâmetros de entrada para o cálculo da EP iguais a  $n = 5$ ,  $N = 600$  e  $\tau = 1$ . Desta forma, geraram-se 22 matrizes de 25 x 181, sendo 181 estimativas de entropia para cada um dos 25 indivíduos. Cada matriz refere-se a uma das 11 derivações acima e a um tipo de ED (AP e AF). Foram calculados o *Grand-Average* e o desvio-padrão das séries temporais de entropia (figura 4.1). Para tal, considerando-se a elevada variabilidade interindividual do valor basal de entropia, tais séries temporais sofreram remoção do valor DC (subtração do valor médio por indivíduo).

Para as derivações O1, O2, P3, P4, Pz, C3 e Cz nota-se o aumento dos valores das estimativas de entropia começando em  $t = 0$  s; o valor máximo da entropia encontra-se no fim de cada ED e, logo após, os valores de entropia decaem até retornarem aos valores basais anteriores ao estímulo. Para identificar diferenças significativas entre AP e AF utilizou-se Running t-test, cujos resultados não indicaram diferença significativa entre os tipos de ED ( $p \gg 0,01$ ).

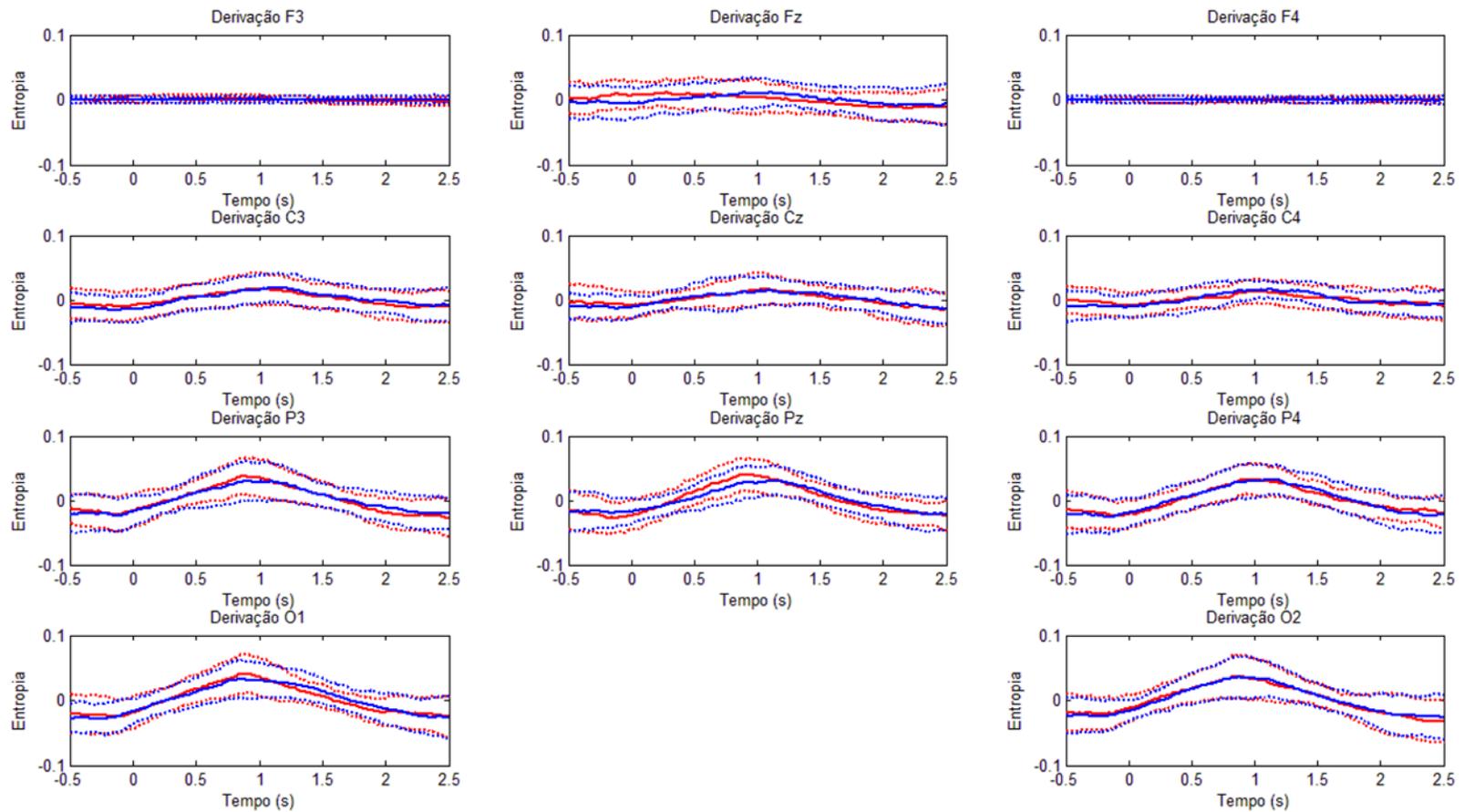
O teste de Friedman indicou diferenças significativas ( $p \ll 0,01$ ) para cada sentido de ED, entre os valores de entropia nos três intervalos das séries temporais, imediatamente antes do estímulo: Pré-ED, intervalo central do estímulo: Per-ED e intervalo imediatamente após o estímulo: Pós-ED, nas derivações O1, O2, P3, P4, Pz, C3, C4 e Cz, mas não nas derivações F3, F4 e Fz. O teste de Wilcoxon indicou onde havia diferenças significativa entre os intervalos das séries temporais imediatamente antes do estímulo e parte central do estímulo (Pré vs Per), intervalo central do estímulo e intervalo imediatamente após o estímulo (Per vs Pós) e intervalo imediatamente antes do estímulo e intervalo imediatamente após o estímulo (Pré vs Pós) (tabela 4.1).

**Tabela 4.1:** Valores-*p* das comparações *post-hoc* (teste de Wilcoxon) para afastamento (AF) e aproximação (AP), nas 11 derivações, faixa de frequência 1-40 Hz.

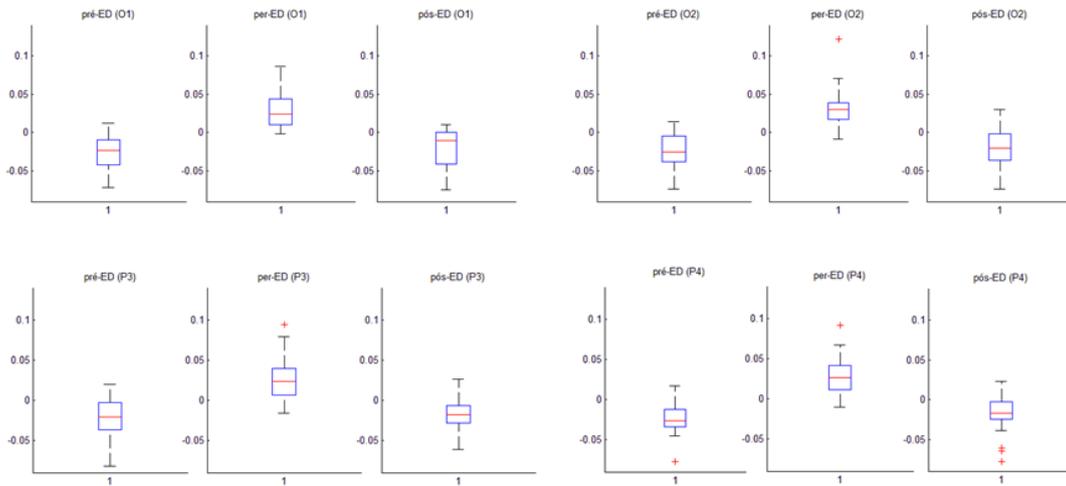
ED	Valor- <i>p</i>											
	O1	O2	P3	P4	Pz	C3	C4	Cz	F3	F4	Fz	
AF	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0,9250	0,6571	0,0693
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0,9464	0,4593	0,0128
	Pré vs Pós	0,2312	0,7164	0,6377	0,7982	0,7164	0,2312	0,8612	0,6377	0,8401	0,5098	0,7366
AP	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0,0615	<< 0,01	0,6964	0,4273	0,6766
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0,0283	0,3967	0,0875
	Pré vs Pós	0,9250	0,3967	0,1919	0,4273	0,9678	0,9036	0,4432	0,4432	0,0780	0,6964	0,0247

Na tabela 4.1 observa-se que há diferenças estatisticamente significativas entre os intervalos das séries temporais Pré vs Per e Per vs Pós, porém não há diferença estatisticamente significativa no intervalo Pré vs Pós. Assim, pode-se inferir que, durante o ED, seja de aproximação ou de afastamento, ocorre uma variação relevante nos valores de entropia, somente nas derivações occipitais, parietais e centrais.

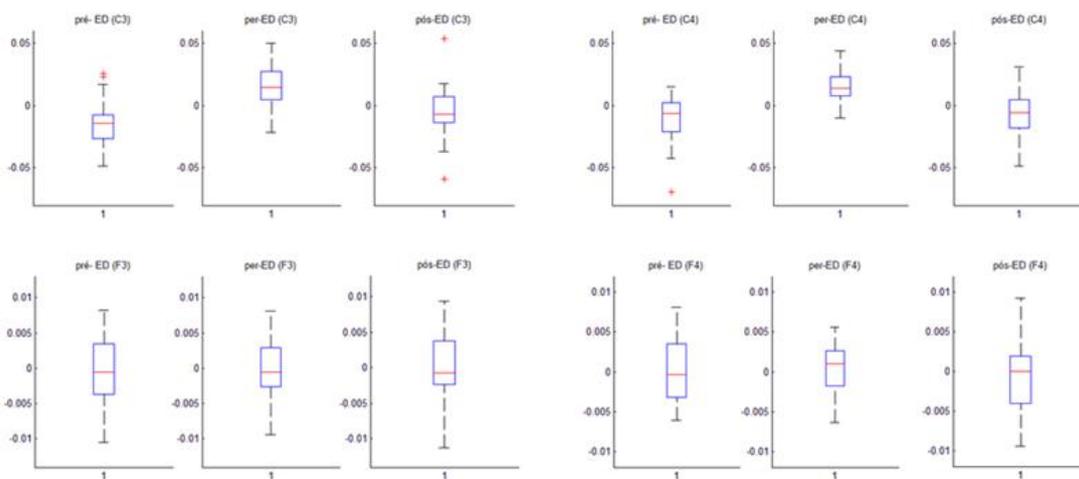
As figuras 4.2, 4.3 e 4.4 mostram *box-plots* das 11 derivações. Por inspeção visual, é possível notar que as medianas dos valores de estimativa da entropia foram maiores durante a estimulação visual, se comparadas com os valores obtidos pré-ED e após-ED, na maioria das derivações do EEG, exceto nas frontais.



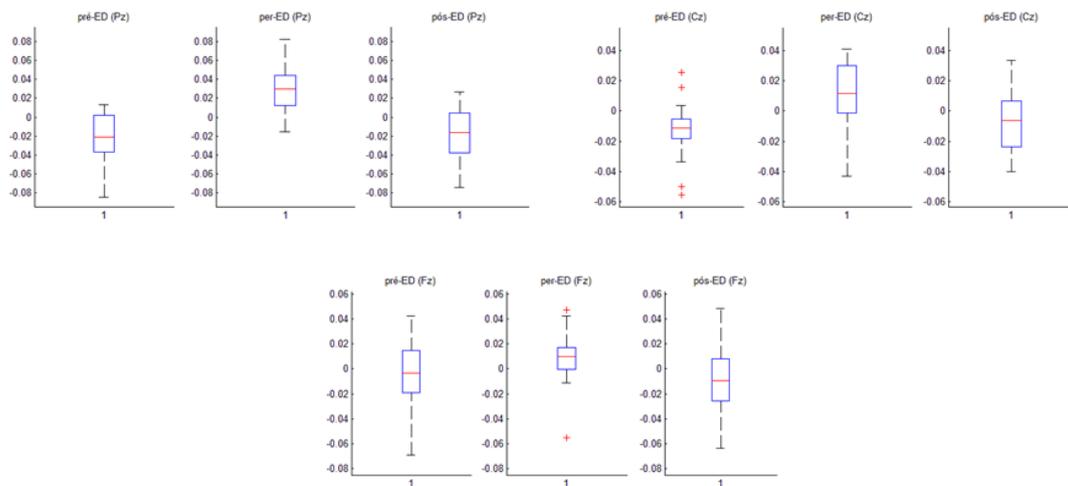
**Figura 4.1:** *Grand-Average* ( $\pm$  dp) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais EEG das 11 derivações, faixa de frequência de 1-40Hz, durante estimulação visual nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).



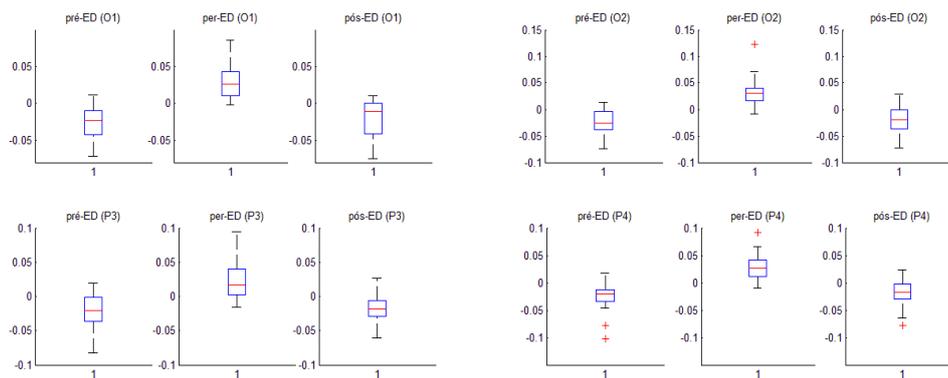
**Figura 4.2:** *Box-plots*, estímulo afastamento, faixa de frequência de 1-40Hz, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



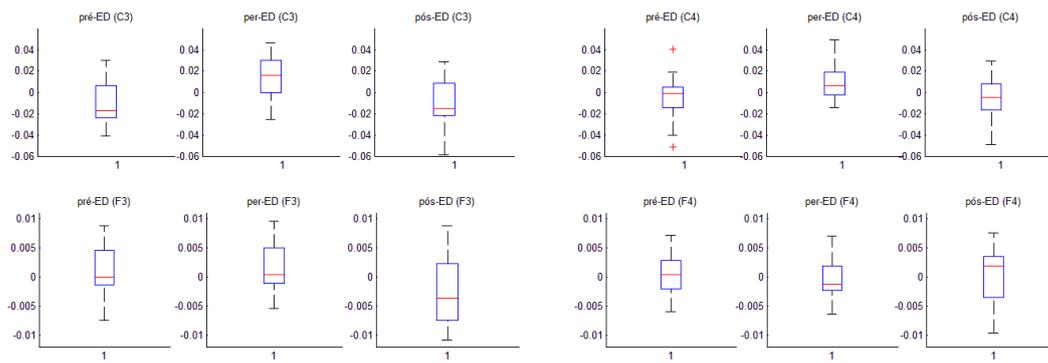
**Figura 4.3:** *Box-plots*, estímulo afastamento, faixa de frequência de 1-40Hz derivações, C3, C4, F3 e F4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



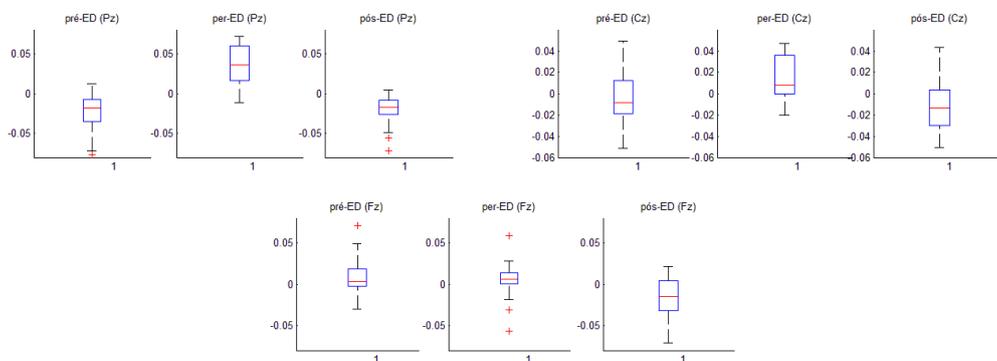
**Figura 4.4:** *Box-plots*, estímulo afastamento, faixa de frequência de 1-40Hz, derivações Pz, Cz e Fz, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



**Figura 4.5:** *Box-plots*, estímulo aproximação, faixa de frequência de 1-40Hz, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



**Figura 4.6:** *Box-plots*, estímulo aproximação, faixa de frequência de 1-40Hz derivações, C3, C4, F3 e F4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



**Figura 4.7:** *Box-plots*, estímulo aproximação, faixa de frequência de 1-40Hz, derivações Pz, Cz e Fz, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

A figura 4.5 mostra os *box-plots* dos trechos Pré, Per e Pós das derivações O1, O2, P3 e P4, sendo possível notar que as medianas no trecho Per são maiores se comparadas aos trechos Pré e Pós. Na figura 4.6, observam-se os *box-plots* dos trechos Pré, Per e Pós das derivações C3, C4, F3 e F4, e nota-se a diferença entre as medianas dos trechos Per em relação aos trechos Pré e Pós nas derivações centrais, assim como ocorreu na figura 4.5. Porém, para as derivações frontais, não há uma diferença estatisticamente significativa entre as medianas dos trechos analisados. A figura 4.7 segue o mesmo esquema das imediatamente anteriores, mas nas derivações Pz, Cz e Fz; assim como na figura 4.5, encontra-se diferença nas medianas de Cz e Pz, mas não em Fz.

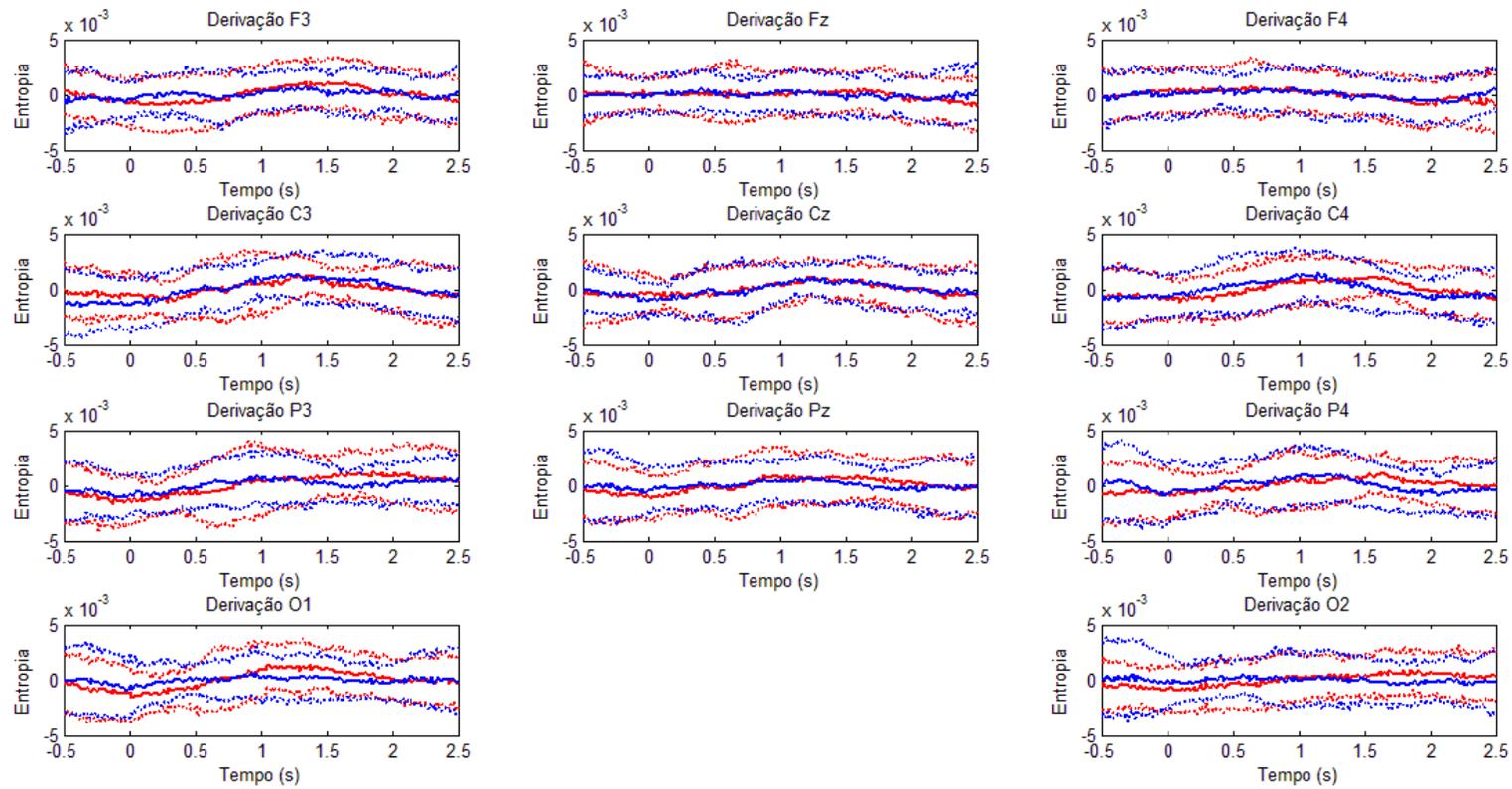
Os resultados das análises dos ritmos neurais das 11 derivações indicaram haver variação da complexidade induzida por ED nos ritmos alfa, beta1 e beta2, porém não no ritmo gama. Entretanto, em beta1, a variação de complexidade só foi evidenciada nas derivações O1 e O2, segue abaixo os resultados detalhados.

Resultados do ritmo neural alfa mostram que há alteração nas estimativas de entropia durante o ED majoritariamente nas regiões occipitais, parietais e centrais. Observando os *box-plots* torna-se evidente a diferença dos valores, antes do ED, durante o ED (há um aumento) e depois do ED.

**Tabela 4.2:** Valores-*p* das comparações *post-hoc* (teste de Wilcoxon) para afastamento (AF) e aproximação (AP), nas 11 derivações, ritmo neural alfa.

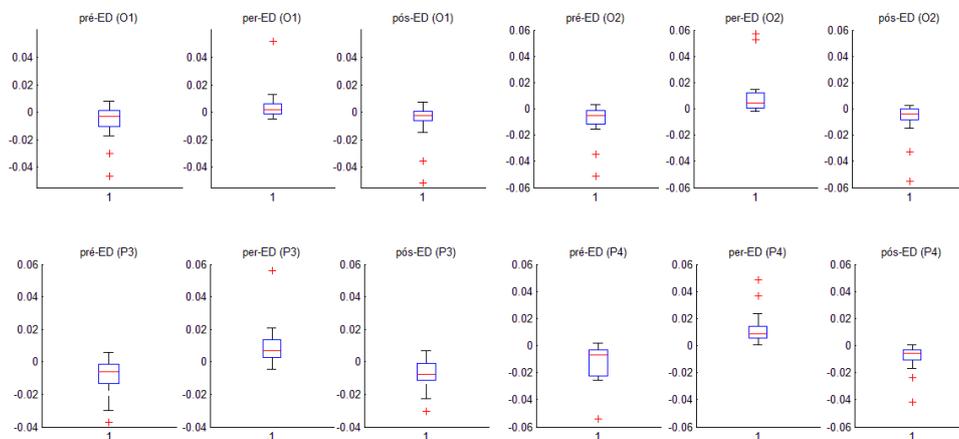
ED		Valor- <i>p</i>										
		O1	O2	P3	P4	Pz	C3	C4	Cz	F3	F4	Fz
AF	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0.0581	0.1024	<< 0,01
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0.0707	0.0582	<< 0,01
	Pré vs Pós	0.9133	0.4996	0.5277	0.3491	0.6790	<< 0,01	0.0936	<< 0,01	0.5566	0.4460	0.9826
AP	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0.8789	0.1446	0.3958
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01
	Pré vs Pós	0.9133	0.4997	0.5277	0.3491	0.6790	0.0526	0.4460	0.0778	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01

Assim como o observado na faixa de frequência 1-40 Hz, no ritmo alfa, o teste de Wilcoxon indicou, para as derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4 e Cz, diferenças estatisticamente significativas entre os intervalos Pré vs Per e Per vs Pós, porém não encontrou tal diferença no intervalo Pré vs Pós, exceto na derivação Cz. Entretanto, resultados inesperados foram encontrados nas derivações frontais F3, F4 e Fz: no sentido afastamento do ED, as derivações F3 e F4 não apresentam diferença entre os intervalos, mas na derivação Fz há diferença significativa estatisticamente nos intervalos Pré vs Per e Per vs Pós; no sentido aproximação do ED, os valores significativos foram encontrados nos intervalos Per vs Pós e Pré vs Pós, nas três derivações frontais (tabela4.2).

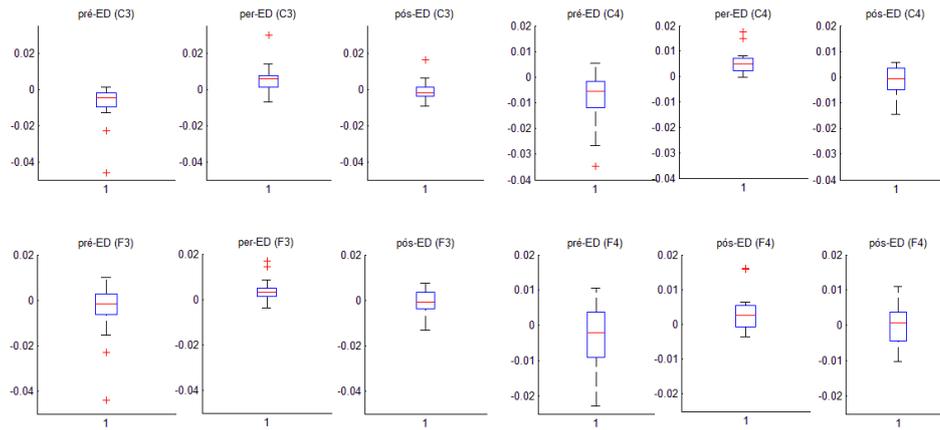


**Figura 4.8:** *Grand-Average* ( $\pm$  dp) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais EEG das 11 derivações, ritmo neural alfa durante estimulação visual nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).

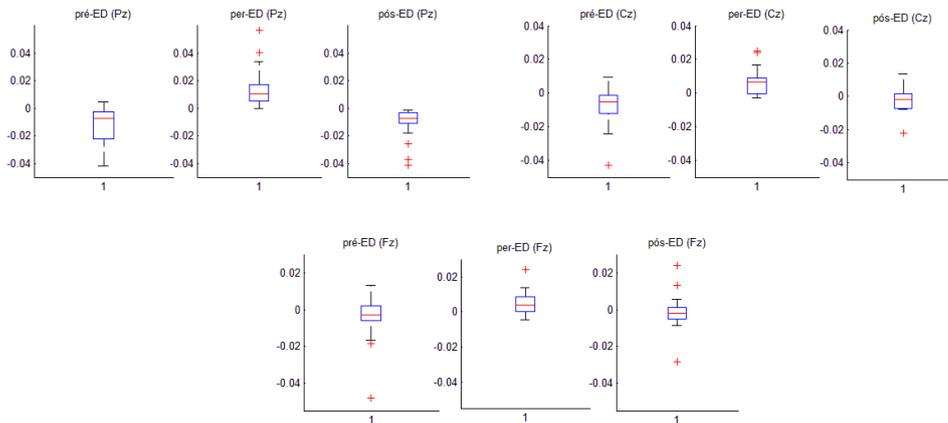
Observa-se, na figura 4.8, o *Grand-Average* mais e menos um desvio padrão para o ritmo alfa. Observa-se um aumento nos valores das estimativas de entropias, mas tal aumento não é tão evidente quanto observado na faixa de 1-40 Hz. Por outro lado, é perceptível que o aumento de tais valores se inicia a partir de 0 s, ou seja, início do estímulo. Na figura 4.9, onde se observam os *box-plots* dos trechos Pré, Per e Pós das derivações O1, O2, P3 e P4 para o estímulo afastamento, as medianas dos trechos Per das quatro derivações são maiores que as medianas dos trechos Pré e Pós. Entretanto, tal diferença é mais evidente nas derivações parietais. Na figura 4.10, observam-se os *box-plots* dos trechos Pré, Per e Pós das derivações C3, C4, F3 e F4, para o estímulo afastamento, e nota-se, em C3 e C4, o mesmo comportamento entre as medianas: a mediana do trecho Per tem valor maior que as medianas dos trechos Pré e Pós. Entretanto, o mesmo comportamento não é evidenciado nas derivações frontais. A figura 4.11 segue o mesmo esquema das anteriores abordando as derivações Pz, Cz e Fz, e também mostra uma diferença em Pz e Cz. Em Fz, é possível visualizar uma diferença entre os valores das medianas dos trechos Per e dos trechos Pré e Pós, mas não parece ser uma diferença tão grande se comparada às encontradas em Pz e Cz.



**Figura 4.9:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural alfa, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

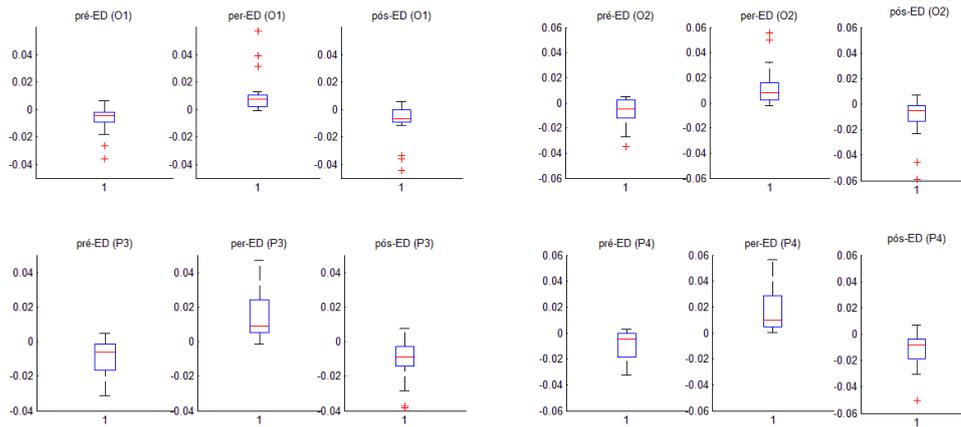


**Figura 4.10:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural alfa, derivações C3, C4, F3 e F4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

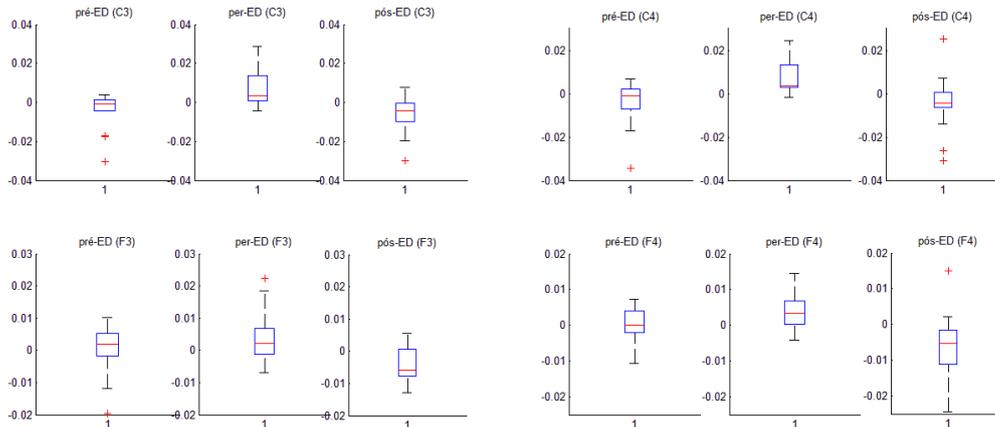


**Figura 4.11:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural alfa, derivações Pz, Cz e Fz, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

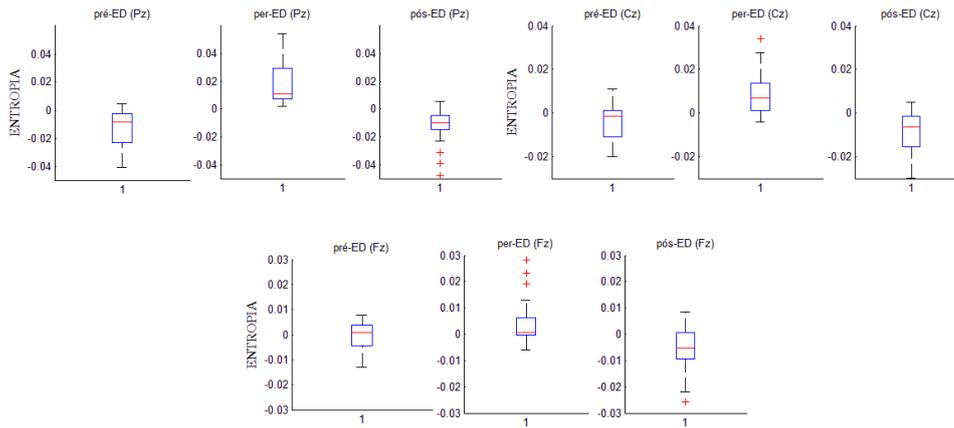
As figuras 4.12, 4.13 e 4.14 são referentes aos *box-plots* dos trechos Pré, Per e Pós, no sentido aproximação. A figura 4.12 aborda as derivações O1, O2, P3 e P4, e observa-se, novamente, um valor de mediana maior nos trechos Per. Na figura 4.13, abordam-se as derivações C3, C4, F3 e F4, se nota, nas derivações centrais, o mesmo comportamento observado nas derivações occipitais e parietais, mas o comportamento observado nas derivações frontais é diferente, pois as medianas dos trechos Pós de F3 e F4 apresentam valores menores que as medianas dos trechos Pré e Per. Na figura 4.14, novamente, é possível observar, em Cz e Pz, mas não em Fz, o comportamento no qual as medianas de Per têm valores maiores que as medianas de Pré e Pós.



**Figura 4.12:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural alfa, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



**Figura 4.13:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural alfa, derivações C3, C4, F3 e F4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

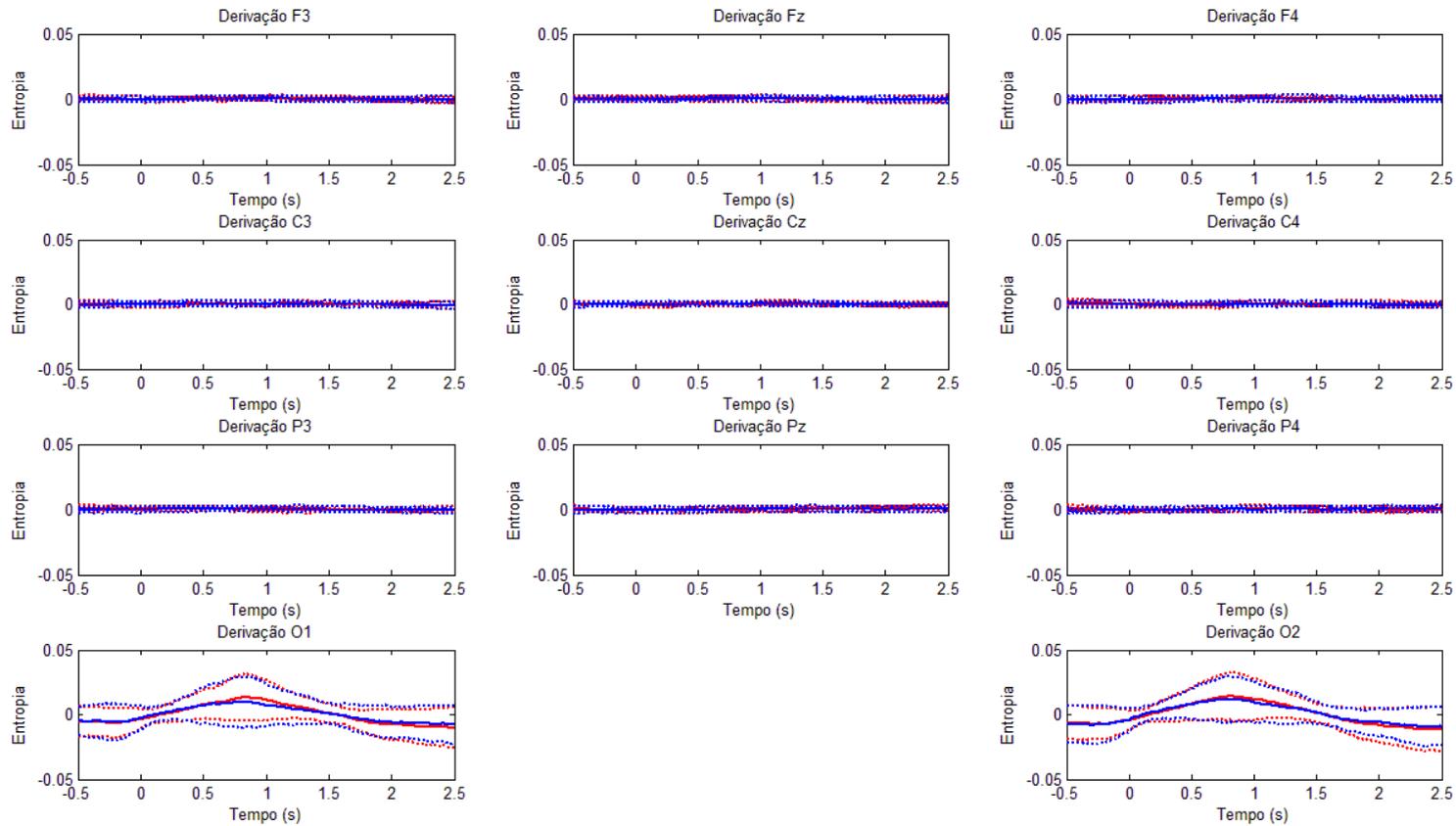


**Figura 4.14:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural alfa, derivações Pz, Cz e Fz, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

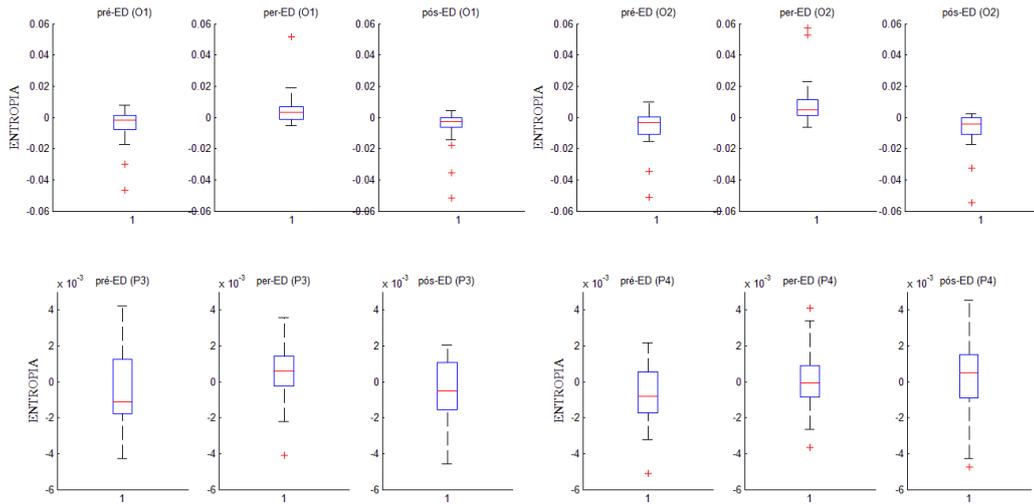
Com relação ao ritmo beta1, os resultados só apresentaram o aumento das estimativas de entropia nas derivações occipitais, (tabela 4.3). Observando e comparando os *box-plots* das derivações occipitais e derivações parietais, é possível notar o aumento da entropia apenas em O1 e O2; no gráfico do *Grand-Average* (figura 4.15), a comparação entre as derivações é mais clara.

**Tabela 4.3:** Valores-*p* das comparações *post-hoc* (teste de Wilcoxon) para afastamento (AF) e aproximação (AP), nas 11 derivações, para o ritmo neural beta1.

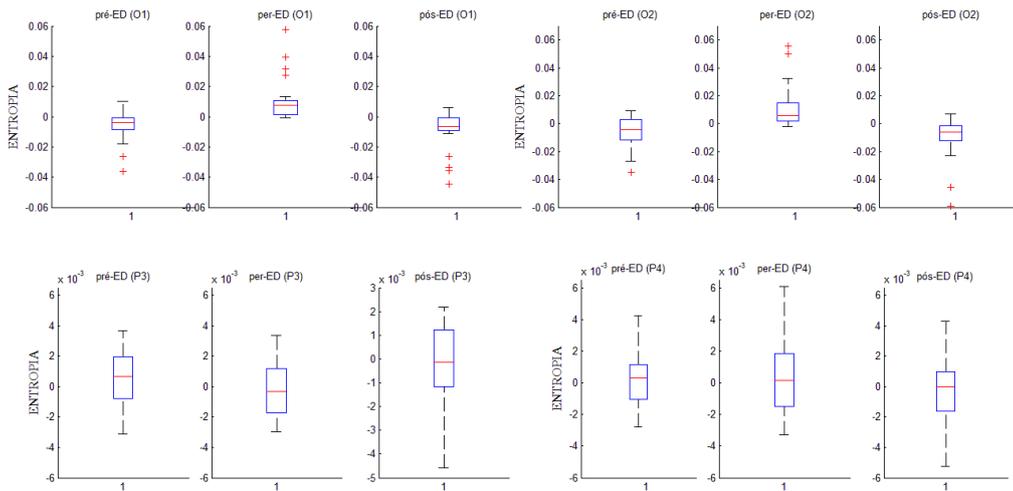
ED	Valor-p											
	O1	O2	P3	P4	Pz	C3	C4	Cz	F3	F4	Fz	
AF	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	0.0975	0.3036	0.6271	0.4404	1	0.5677	0.7533	0.6271	0.3913
	Pré vs Pós	0.265	0.511	0.9090	<< 0,01	0.7750	0.4237	0.1985	0.6682	0.7970	0.5296	0.9772
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	0.2087	0.4928	0.8864	0.1702	0.1702	0.1160	0.7103	0.8638	0.4575
AP	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	0.2531	0.5872	0.8864	0.8414	0.1615	0.6070	0.4750	0.7317	1
	Pré vs Pós	0.1373	0.3037	0.3037	0.1531	0.1229	0.1615	0.1615	0.4404	0.1450	0.9772	0.2530
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	0.8415	0.5296	0.2904	0.4237	0.8192	0.2651	<< 0,01	0.4073	0.5872



**Figura 4.15:** *Grand Average* ( $\pm dp$ ) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais EEG das 11 derivações, ritmo neural beta1 durante estimulação visual nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).



**Figura4.16:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural beta1, O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



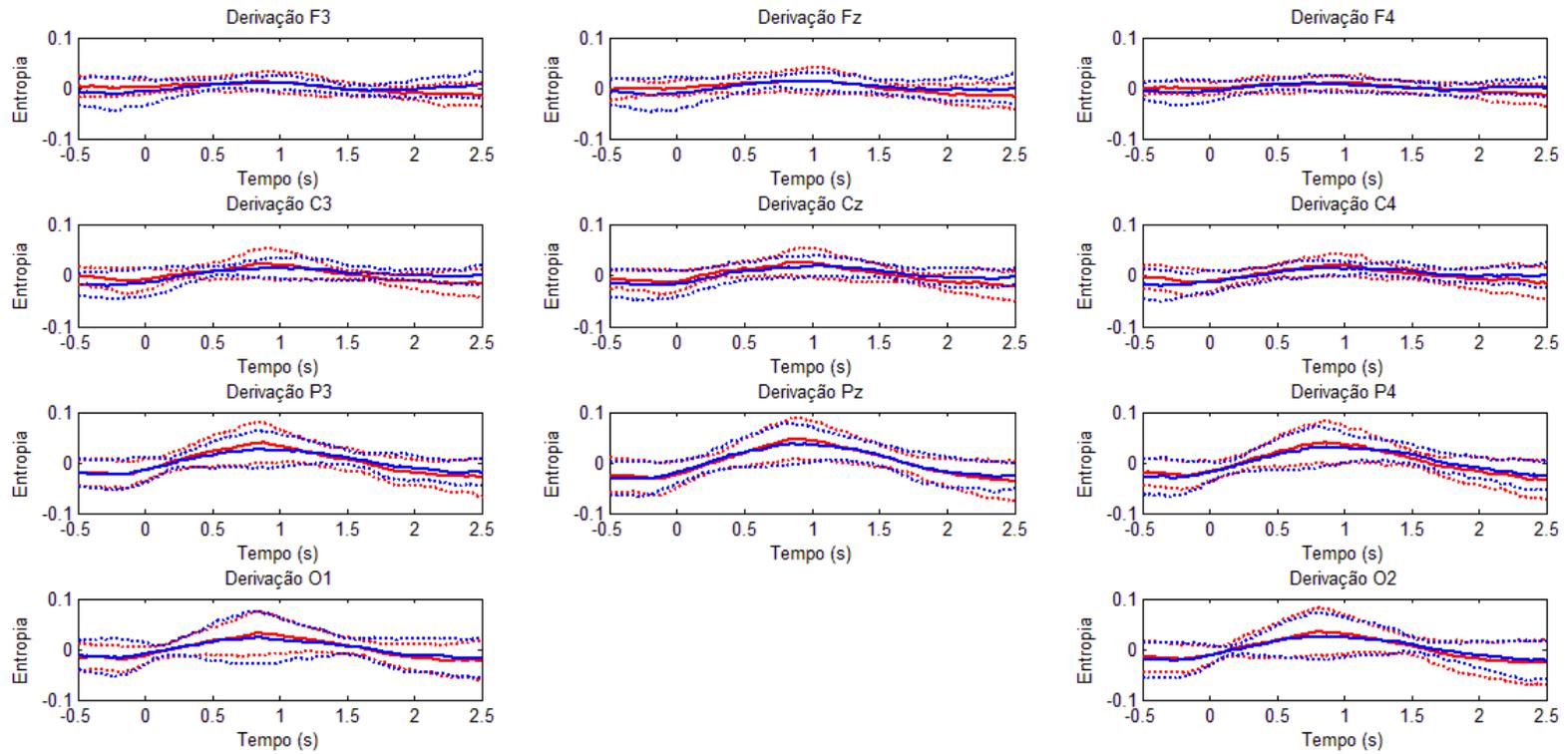
**Figura4.17:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural beta1, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

Observando a figura 4.16, é possível notar que apenas nas derivações O1 e O2 há diferença entre as medianas dos trechos: as medianas de Per apresentam valores maiores que as medianas de Pré e Pós. Na figura 4.17, para o estímulo aproximação, o comportamento descrito acima se repete.

Com relação ao ritmo beta2, assim como os achados no ritmo alfa, os resultados indicam a atividade mais complexa nas derivações occipitais parietais e centrais, que é percebida também nas derivações frontais, mas de forma inesperada.

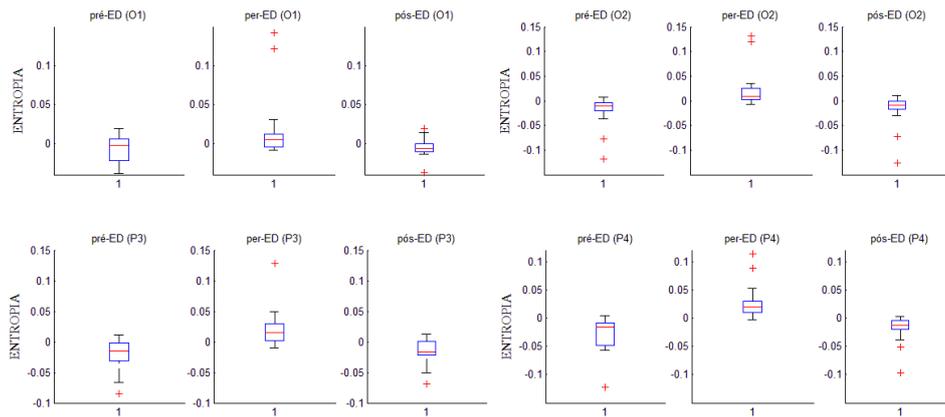
**Tabela 4.4:** Valores-*p* das comparações *post-hoc* (teste de Wilcoxon) para afastamento (AF) e aproximação (AP), nas 11 derivações, para o ritmo neural beta2.

ED		Valor- <i>p</i>										
		O1	O2	P3	P4	Pz	C3	C4	Cz	F3	F4	Fz
AF	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0.1840	<< 0,01
	Per vs Pós	<, < 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<, 0,001	<< 0,01	<< 0,01	0.7970	0.3719	<< 0,01
	Pré vs Pós	0.7771	0.5277	0.2087	0.4928	0.8864	<< 0,01	0.0936	0.0642	0.5565	0.1840	0.9826
AP	Pré vs Per	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	0.0777	<< 0,01	<< 0,01	0.7112	0.2484	0.3271
	Per vs Pós	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01
	Pré vs Pós	0.5277	0.5277	0.4723	0.3719	0.8106	<< 0,01	0.5277	0.2145	<< 0,01	<< 0,01	<< 0,01

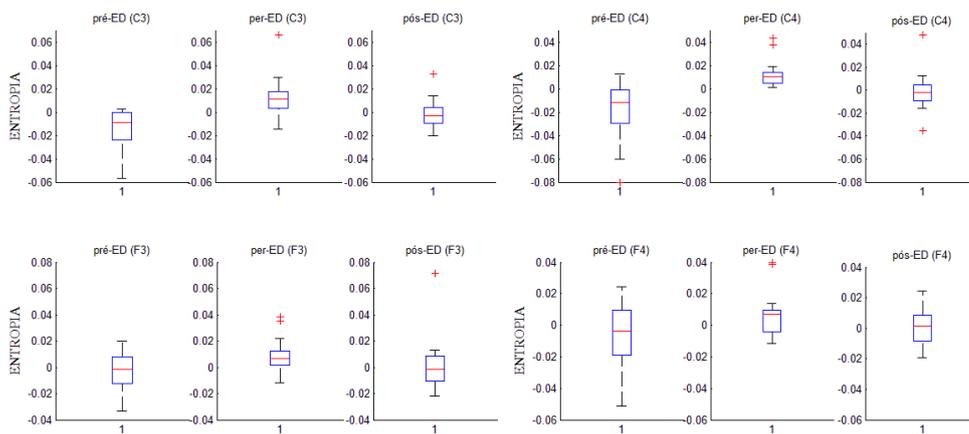


**Figura 4.18:** *Grand-Average* ( $\pm$  dp) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais EEG das 11 derivações, ritmo neural beta2 durante estimulação visual nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).

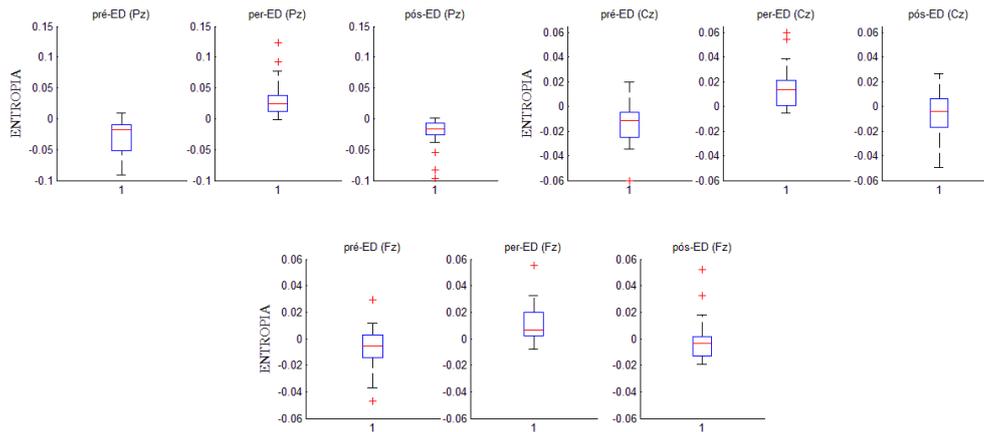
As figuras 4.19, 4.20, 4.21 mostram os *box-plots* das medianas dos trechos Pré, Per e Pós para o estímulo afastamento. Na figura 4.19, as derivações O1, O2, P3 e P4 são exibidas e indicam o comportamento característico observado de forma repetida anteriormente. A figura 4.20 exhibe as derivações C3, C4, F3 e F4, com o mesmo comportamento característico. Na figura 4.21, os *box-plots* das derivações Cz, Pz e Fz exibem, mais uma vez, o comportamento característico que, normalmente, não ocorre em derivações frontais.



**Figura 4.19:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural beta2, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

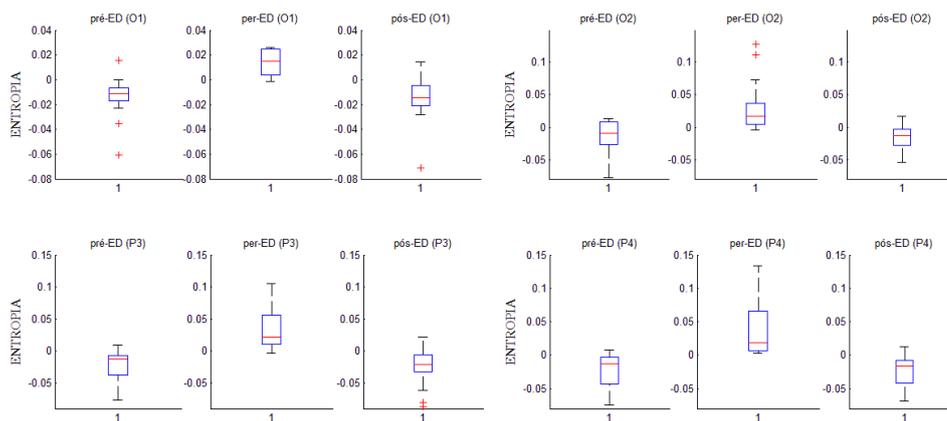


**Figura 4.20:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural beta2, derivações C3, C4, F3 e F4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

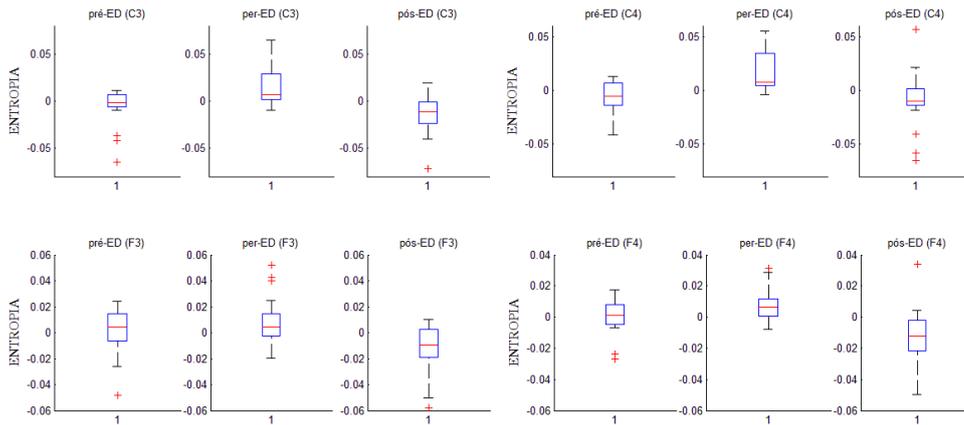


**Figura 4.21:** *Box-plots*, estímulo afastamento, ritmo neural beta2, derivações Pz, Cz e Fz, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

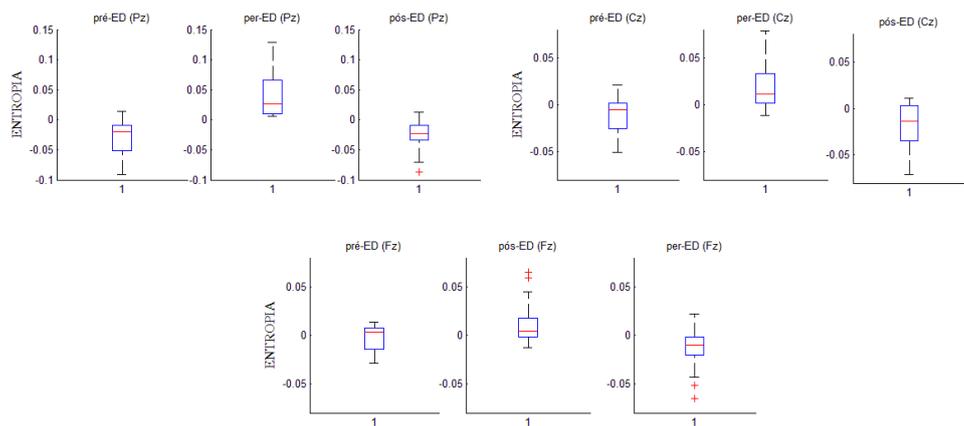
As figuras 4.22, 4.23, 4.24 mostram os box-plots das medianas dos trechos Pré, Per e Pós para o estímulo aproximação. Na figura 4.22, as derivações O1, O2, P3 e P4 são exibidas, e é possível observar o comportamento característico (mediana de Per com valor maior que medianas de Pré e Pós). Na figura 4.23, referente às derivações C3, C4, F3 e F4, o comportamento característico é observado em C3 e C4, mas, em F3 e F4, a mediana que se diferencia das demais é a do trecho Pós, que tem valor menor que as de Per e Pré. A figura 4.24 exibe as derivações Cz, Pz e Fz, indicando o mesmo comportamento característico em Cz e Pz, mas não em Fz.



**Figura 4.22:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural beta2, derivações O1, O2, P3 e P4, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.



**Figura 4.23:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural beta2, derivações C3, C4, F3 e F4 comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

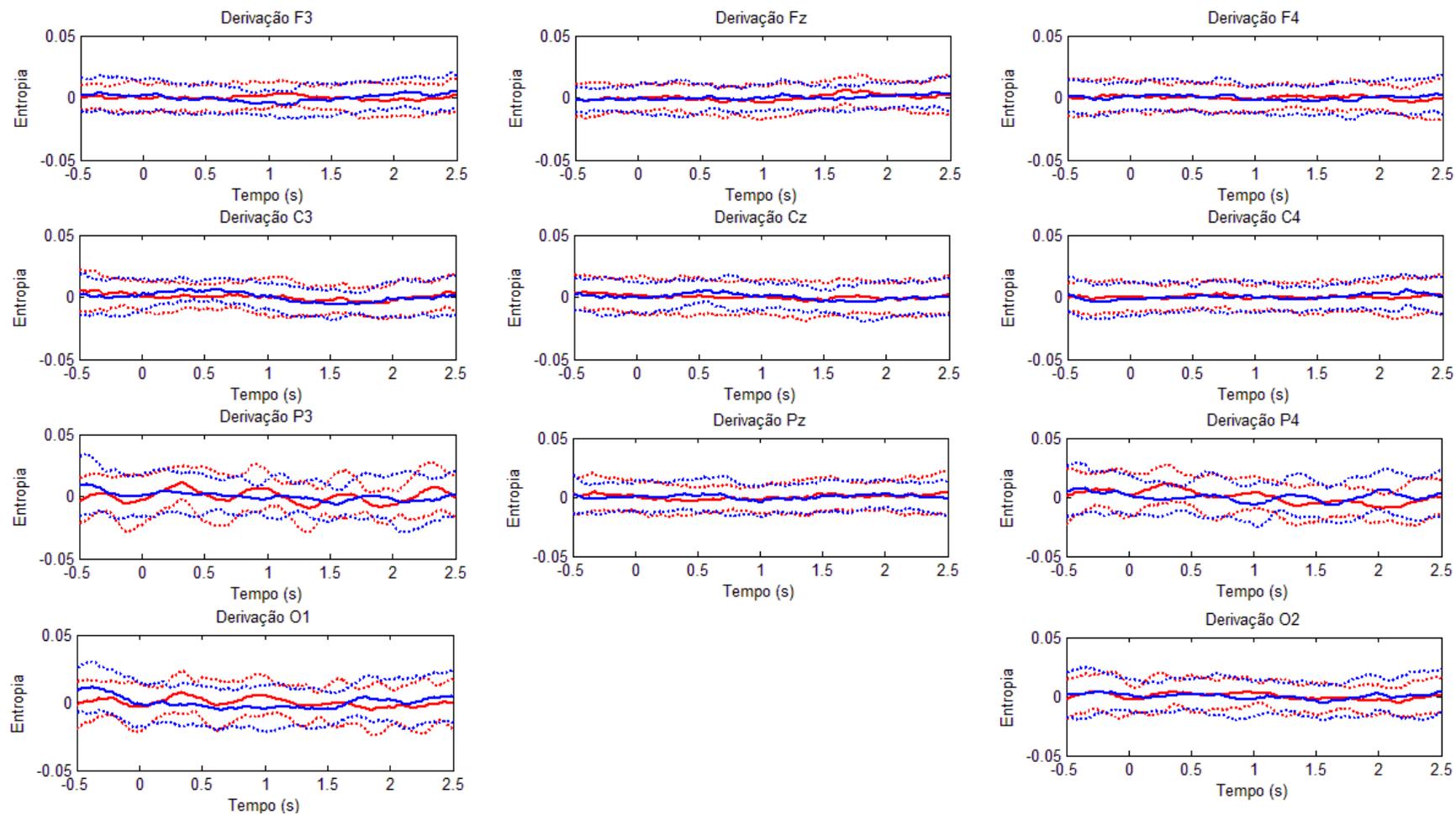


**Figura 4.24:** *Box-plots*, estímulo aproximação, ritmo neural beta2, derivações Pz, Cz e Fz, comparação entre trechos Pré-ED, Per-ED e Pós-ED.

Os resultados do ritmo gama indicaram não haver diferenças estatisticamente significativas em praticamente todas as derivações, independentemente do sentido do ED ou do intervalo. A exceção ocorreu na derivação P4, nos intervalos Per vs Pós e Pré vs Pós do sentido afastamento (tabela 4.5). E, observando o *Grand-Average* (Figura 4.25), não se encontra a curva característica presente nos resultados obtidos em alfa, beta1 e beta2.

**Tabela 4.5:** Valores-*p* das comparações *post-hoc* (teste de Wilcoxon) para afastamento (AF) e aproximação (AP), nas 11 derivações, para o ritmo neural gama.

ED		Valor- <i>p</i>										
		O1	O2	P3	P4	Pz	C3	C4	Cz	F3	F4	Fz
AF	Pré vs Per	0.0422	0.4758	0.2880	0.0875	0.6770	0.5812	0.9036	0.7982	0.1093	0.8190	0.5998
	Per vs Pós	0.3130	0.7570	0.8611	0.2012	0.6770	0.8611	0.4760	0.5998	0.0580	0.7370	0.3002
	Pré vs Pós	0.2012	0.9250	0.2012	0.5272	0.5630	0.6964	0.2311	0.5998	0.7982	0.8611	0.0614
AP	Pré vs Per	0.6964	0.9036	0.3970	0.5450	0.3395	0.4118	0.9678	0.4926	0.9464	0.7366	0.6767
	Per vs Pós	0.1218	0.0826	0.6380	<0.01	0.4758	0.6570	0.7570	0.8823	0.4432	0.6964	0.3002
	Pré vs Pós	0.4758	0.2641	0.5098	<0.01	0.9250	0.5630	0.8190	0.3260	0.9464	0.3967	0.6766



**Figura 4.25:** *Grand-Average* ( $\pm$  dp) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais EEG das 11 derivações, ritmo neural gama durante estimulação visual nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).

Os resultados dos sinais estabilométricos indicaram que o cálculo de entropia é sensível à mudança do centro de pressão (CP) do indivíduo, especialmente quando os movimentos que geram esta mudança ocorrem no sentido anteroposterior (tabela 4.6). Observando-se os valores encontrados nas comparações Per-Pós na direção latero-lateral (eixo X), parece ocorrer uma perturbação no início do estímulo (Per) se comparado a instantes posteriores (Pós), mas a perturbação é pequena.

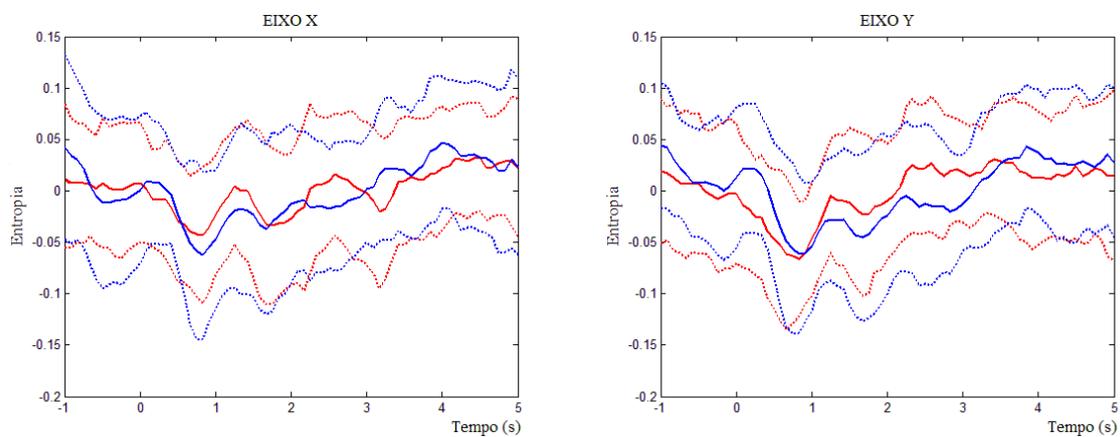
Os resultados referentes à direção anteroposterior (eixo Y) são mais claros e indicam que realmente ocorreu uma variação do CP devido à estimulação visual dinâmica. A comparação entre os trechos Pré (imediatamente antes do ED), Per (0,5 s antes do fim do estímulo) e Pós (0,5 s entre 3 s e 4 s) mostrou que há uma diferença significativamente estatística entre as estimativas entrópicas Pré-Per e Per-Pós. Porém, após alguns segundos (entre 3 s e 4 s), as estimativas entrópicas retornam aos valores basais.

Observando-se os *box-plots* (figura 4.27), nota-se que, tanto no eixo Y quanto no eixo X, os valores de entropia diminuem, indicando uma queda na complexidade do sinal. Esta queda indica que o CP mudou devido ao ED, ou seja, houve a mudança do CP para alguma direção. Pode-se classificar tal mudança como uma tendência, que, ao ser acrescida ao padrão do sinal antes da estimulação, predomina sobre a variação aleatória do CP e resulta numa queda na entropia. Entretanto, não é possível identificar a direção apenas com os valores de entropia.

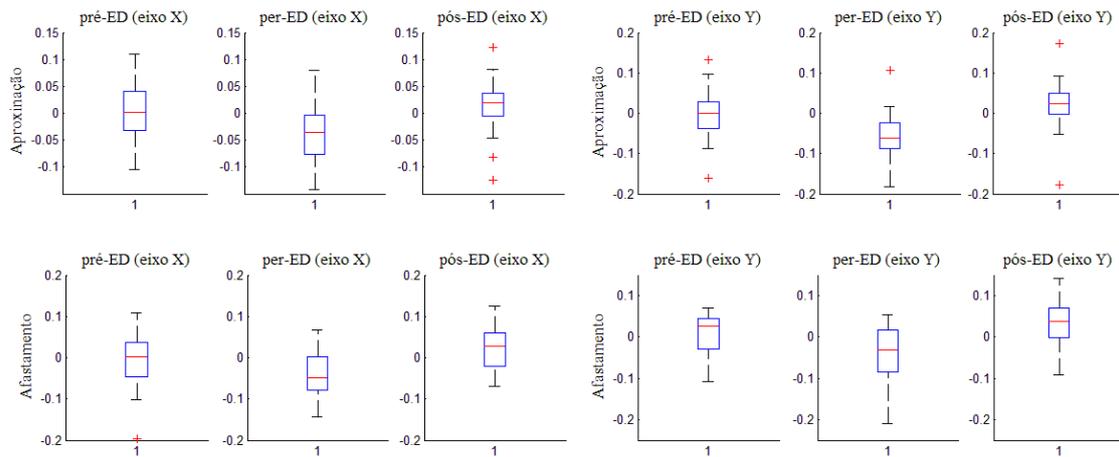
Nos dois eixos, tanto no ED aproximação quanto no ED afastamento, parece ocorrer uma instabilidade inicial brusca, que leva a uma mudança no centro de pressão. Tal instabilidade parece ser maior para ED afastamento (tabela 4.6); também é possível, por inspeção visual do gráfico do *Grand-Average* (figura 4.26), observar uma variação dos valores entrópicos no eixo Y durante o estímulo afastamento.

**Tabela 4.6:** Valores- $p$  para afastamento (AF) e aproximação (AP) para eixos X e Y (anteroposterior)

ED		Valor- $p$	
		X	Y
AF	Pré vs Per	0,1529	<<0.01
	Per vs Pós	<<0.01	<<0.01
	Pré vs Pós	0,1808	0.0944
AP	Pré vs Per	0.0727	<<0.01
	Per vs Pós	<<0.01	<<0.01
	Pré vs Pós	0.5430	0.2871



**Figura 4.26:** *Grand-Average* ( $\pm$  dp) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais estabilométricos, eixo X e Y, durante estimulação visual (início do ED em 0s) nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).



**Figura 4.27:** Box-plots dos estímulos afastamento e aproximação, condições sem ED (Pré-ED e Pós-ED) e condição com ED (Per-ED), para os eixos X e Y.

Na figura 4.27, se observam os *box-plots* dos eixos X e Y para os estímulos aproximação e afastamento. O valor das medianas dos trechos Per, em todos os casos, são menores que as medianas dos trechos Pré e Pós.

# Capítulo 5

## Discussão

A análise da entropia aplicada aos sinais EEG com sujeito na posição ortostática evidenciou um processamento cortical mais complexo durante a estimulação visual de um cenário dinâmico do que com este estático. Por terem sido as estimulações dinâmicas de afastamento e de aproximação aplicadas aleatoriamente e intercaladas com cenário estático, a variação desta resposta cortical indicou a flexibilidade do sistema perante as perturbações inesperadas do cenário virtual, conforme sugerido por FAURE (2011) e LIPSITZ (1992).

Salienta-se a necessidade de se obter o valor mais adequado para a ordem da entropia, pois análises dos ritmos neurais sem utilizar o modelo de autorregressão *False Nearest Neighbours* (FNN) foram previamente realizadas e os valores obtidos mostraram-se ineficientes na detecção da variação da complexidade. Apenas após a avaliação por meio do FNN foi possível detectar os valores apresentados acima.

O aumento da entropia nas derivações occipitais, parietais e centrais independem do sentido do estímulo dinâmico. Além disso, a entropia continua aumentando até que o estímulo dinâmico cesse, para, então, retornar aos níveis basais anteriores ao estímulo. Tal achado é similar aos observados por COSTA (2014) e DA\_SILVA (2010), que investigaram, para esta mesma casuística, o potencial evocado visual relacionado ao movimento, no primeiro trabalho, utilizando o cálculo da média coerente, e, no segundo, utilizando o teste F-espectral e o índice ERD/ERS. COSTA (2014) também não encontrou indícios de que o sentido do estímulo gere alguma atividade cortical específica. DA\_SILVA (2010), com casuística similar, observou que o ED provoca dessincronização do sinal EEG. Tal resultado, se comparado ao aumento dos valores entrópicos, é concordante, pois o aumento da entropia indica a ocorrência de dessincronização da rede neural, que pode ser entendida como maior complexidade da atividade celular. Segundo os autores, as componentes deste potencial também independem do sentido do movimento do cenário, porém indicam o processamento sincronizado com o início deste. Portanto, o aumento da entropia reflete a maior complexidade no fluxo de informação enquanto o cenário se movimenta. Segundo KUBA et al. (2007), a resposta cortical na região occipital parietal (córtex visual e área

associativa) reflete o processamento do movimento do ambiente, por meio da ativação da via magno-celular. Neste sentido, o aumento dos valores de entropia sugere que o processamento em paralelo da informação dos atributos do cenário (quantidade de objetos, tamanho, forma, movimento, etc.) espalha-se pela região occipital e parietal com vistas à orientação espacial. E a resposta na região central reflete o desencadeamento do comando para execução do movimento do indivíduo em resposta as informações processadas. Assim, esta atividade em uma ampla área cortical associativa seria a responsável pelo aumento entrópico e não por uma diminuição.

Os resultados obtidos na região frontal vão de encontro ao esperado, uma vez que não houve, durante o experimento, o comando para que o voluntário tomasse uma decisão para manter a postura. Em tal região, a atividade relacionada ao planejamento e tomada de decisão, se trata de uma função de execução rápida e simples, no caso, tomar a decisão de qual movimento é mais eficiente para manter a postura desejada. Tal escolha seria realizada entre um conjunto de movimentos pré-estabelecidos formados ao longo do tempo e sedimentados na memória (BEAR, 2006).

Os resultados obtidos a partir da análise dos ritmos cerebrais alfa, beta1, beta2 e gama foram conclusivos: o tratamento estatístico evidenciou uma variação de complexidade no ritmo beta1, nas derivações occipitais, e os ritmos beta2 e alfa também mostraram variação na complexidade em todas as derivações exceto nas frontais. Entretanto, a análise do ritmo gama não indicou qualquer variação da complexidade do sinal ao longo do tempo, o que sugere que a oscilação postural não foi grande o suficiente para provocar a detecção neural da instabilidade, uma vez que, se tal detecção ocorresse, o ritmo gama assumiria uma atividade elevada (*burst gamma activity*) como foi visto por SLOBOUNOV et al. (2005). Tal aumento levaria a uma variação entrópica, o que não ocorreu. Desta forma, pode-se inferir que os ritmos alfa, beta1 e beta2 estão relacionados com o processamento das informações visuais. Os achados acerca do ritmo alfa podem ser relacionados com o que já é sabido ao seu respeito em relação a estimulação visual, imagética motora e manutenção da postural (DA\_SILVA, 2010), uma vez que a potência de alfa diminui nestes casos e tal variação de seus valores pode ser detectada pela entropia de permutação. Contudo, não se investigou a potência de alfa neste trabalho; nesse sentido, em trabalho futuro, seria um aspecto interessante relacionar os valores da potência de alfa aos valores de entropia dos mesmos sinais. No caso de beta2, um trabalho que corrobora tais resultados é o realizado por AMORIM et al. (2016), no qual a PE detectou a variação de complexidade no ritmo beta2 durante

execução de tarefa de movimento. Adicionalmente, a inspeção visual de todos os sujeitos revelou que alguns apresentavam uma evidente variação entrópica quando submetido ao estímulo. Essa variação individual abre margem para a investigação entre os indivíduos, com vistas a analisar se indivíduos familiarizados com cenários virtuais, por exemplo, *video-games*, têm uma menor variação de complexidade se comparados a indivíduos que não são familiarizados.

Os resultados obtidos dos sinais estabilométricos indicam que a entropia de permutação é capaz de detectar mudanças de complexidade na variação do centro de pressão do indivíduo, em especial a alteração que ocorre entre o instante imediatamente antes do estímulo e o início do estímulo, particularmente no sentido anteroposterior. Tal resultado é corroborado por estudos anteriores (SABATINI, 2000). A análise dos sinais estabilométricos de indivíduos de olhos fechados e em posição ortostática forneceria maiores evidências da eficácia da PE em detectar a variação no centro de pressão. Outra possibilidade de estudo futuro seria estabelecer a correlação entre os valores de entropia dos sinais de EEG e dos sinais da estabilometria, assim como realizado por DA\_SILVA (2010). O estudo citado, porém, não usou o cálculo de entropia e sim o Teste F-espectral e o índice ERD/ERS para o EEG e parâmetros com a área elíptica e a velocidade do deslocamento do centro de pressão.

Considerando-se a duração da janela empregada para a estimativa da entropia (1s), e a conseqüente inércia que tal duração impõe à série de valores estimados, propõe-se que estudos futuros envolvam estímulos com duração maior que a do presente estudo (que também foi de 1 s).

# Capítulo 6

## Conclusão

O cálculo da entropia de permutação, utilizando uma janela deslizante, após determinação da ordem via modelo de autorregressão *False Nearest Neighbours* (FNN), evidenciou as alterações de fluxo de informações nas regiões occipital, parietal e central eliciadas por estímulo visual dinâmico de um cenário virtual. Também foi possível detectar a variação do comportamento, em termos de complexidade, dos ritmos neurais e identificar que os ritmos alfa, beta1 e beta2 contribuíram para variação do sinal EEG como um todo, mas o ritmo beta1 contribuiu especificamente nas derivações occipitais. Tal achado abre margem para novas investigações nesta banda especificamente. Uma outra questão que pode ser levantada é o quanto cada ritmo contribui com a variação observada.

Por outro lado, na região frontal, mesmo com a separação dos sinais em ritmos neurais, a Entropia de Permutação não foi capaz de detectar alterações nos níveis de complexidade, possivelmente porque não houve o comando para tomada de decisão para a manutenção da estabilidade postural.

Além disso, a entropia foi capaz de identificar alterações no centro de pressão dos indivíduos durante o estímulo, no sentido anteroposterior, mas um estudo mais detalhado se faz necessário.

# Referências

- AMORIM, F. E., 2016, *Análise da complexidade de EEG usando entropia de permutação durante movimento voluntário*. M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- BANDT, C., & POMPE, B., 2002, "Permutation entropy: a natural complexity measure for time series." *Physical review letters*, v. 88, n. 17, pp. 174102.
- BEAR, M., CONNORS, B., PARADISO, M.A., 2008, *Neurociências-desvendando o sistema nervoso*, 3ª ed, Porto Alegre, Artmed Editora.
- BRUHN, J., LEHMANN, L. E., RÖPCKE, H., BOUILLON, T. W., & HOEFT, A., 2001, "Shannon entropy applied to the measurement of the electroencephalographic effects of desflurano". *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, v. 95, n. 1, pp. 30-35.
- CARVALHO, R. L., & ALMEIDA, G. L., 2009, "Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural", *Rev Neuroc*, v. 17, n. 2, pp. 156-60.
- COSTA, J. F. G., 2014, *A influência da posição postural no ciclo percepção-acção durante estimulação visual dinâmica*. D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- DA SILVA, P. J. G., 2010, *Análise eletroencefalográfica do controle postural ortostático em ambiente de realidade virtual*. D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- DA SILVA, P. J. G. D., Nadal, J., Infantosi, A. F. C., 2012, "Investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role on the body sway", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 28, n. 4, pp. 319-326.
- FAURE, P., KORN, H., 2001, "Is there chaos in the brain? I. Concepts of nonlinear dynamics and methods of investigation", *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences-Series III-Sciences de la Vie*, v. 324 n. 9, pp. 773-793.
- GAO, J., HU, J., TUNG, W., 2012, "Entropy measures for biological signal analyses." *Nonlinear Dynamics*, v. 68 n.3, pp. 431-444.
- GAO, L., WANG, J., CEHN, L., 2013, "Event-related desynchronization and synchronization quantification in motor-related EEG by Kolmogorov entropy" *Journal of neural engineering*, v. 10 n. 3, pp. 036023.
- GRASSBERGER, P., PROCACCIA, I., 1983, "Estimation of the Kolmogorov entropy from a chaotic signal", *Physical review A*, v. 28, n. 4, pp. 2591.

- HORAK, F.B., & MACPHERSON, J.J., 1996, "Postural orientation and equilibrium". In Rowell LB, Shepherd JT (eds), *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*, New York, American Physiological Society by Oxford University Press, pp. 255-292.
- INOUE, T., SHINOSAKI, K., SAKAMOTO, H., TOI, S., UKAI, S., IYAMA, A., HIRANO, M. 1991, "Quantification of EEG irregularity by use of the entropy of the power spectrum", *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v. 79, n. 3, pp. 204-210.
- KANDEL, E. R., 2000, "Perception of motion, depth, and form", In: Kandel, E.R., Schwartz, J.H. and Jessel, T.M. (eds), *Principles of Neurological Science*, 4 ed., chapter 28, pp. 549-570, New York, USA, Elsevier.
- KENNEL, M. B., BROWN, R., ABARBANEL, H. D., 1992, "Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction." *Physical review A*, v. 45, n. 6, pp. 3403.
- KLEINER, A. F. R., DE CAMARGO SCHLITTLER, D. X., DEL ROSÁRIO SÁNCHEZ-ARIAS, M., 2011, "O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural", *Revista Neurociências*, v. 19, n. 2, pp. 349-357.
- KUBA, M., KUBOVÁ, Z., KREMLACEL, J., LANGROVÁ, J., 2007, "Motion-onset VEPs: characteristics, methods, and diagnostic use" *Vision Research*, v. 47, n. 2, pp. 189-202.
- LEE, D. N., LISHMAN, J. R., 1975, "Visual proprioceptive control of stance". *Journal of Human Movement Studies*, v. 1, n. 2, pp.87-95.
- LI, J., YAN, J., LIU, X., OUYANG, G., 2014, "Using permutation entropy to measure the changes in EEG signals during absence seizures", *Entropy*, v. 16, n. 6, pp. 3049-3061.
- LIPSITZ, L. A., GOLDBERGER, A. L., 1992, "Loss of 'complexity' and aging: Potential applications of fractals and chaos theory to senescence" *Jama*, v. 267, n. 13, pp. 1806-1809.
- LISHMAN, J. R., LEE, D. N., 1973, "The autonomy of visual kinaesthesia", *Perception*, v.2, n.3, p.287-294.
- MASSAROPPE, L., 2011, *Caracterização da conectividade entre regiões cerebrais via entropia aproximada e causalidade de Granger*. D.Sc., Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

- PAULUS M, TRAUBE A, BRANDT T., 1984, "Visual stabilization of posture physiological stimulus characteristics and clinical aspects." *Brain*, v.107, n. 1; pp.1143-63.
- PAULUS, W. M., STRAUBE, A., KRAFCZYK, S., BRANDT, T., 1989, "Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway", *Experimental Brain Research*, v. 78, pp. 243-252.
- PINCUS, S. M., 1991, "Approximate entropy as a measure of system complexity", *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 88, n. 6, pp. 2297-2301.
- PINCUS, S. M., & GOLDBERGER, A. L., 1994, "Physiological time-series analysis: what does regularity quantify?" *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 266, n. 4, pp. H1643-H1656.
- PINEDA, J. O. D. C., 2006, *A entropia Segundo Claude Shannon: o desenvolvimento do conceito fundamental da teoria da informação*. D.Sc., Pontifícia Universidade Católica. São Paulo, Brasil.
- RICHMAN, J. S., & MOORMAN, J. R., 2000, "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy", *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 278, n. 6, pp. H2039-H2049.
- SABATINI, A. M., 2000, "Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity", *Medical and Biological Engineering and Computing*, v 38(6), pp. 617-624.
- SHANNON, C. E., 1948, "A mathematical theory of communication" *The Bell System Technical Journal*, v. 27, pp. 623-656.
- SLOBOUNOV, S., HALLET, M., STANHOPE, S., SHIBASAKI, H., 2005, "Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study", *Clinical Neurophysiology*, v. 116, n.2, pp. 315-323.
- SPENCE, A., 1991, *Anatomia Humana Básica*. 2ª ed. São Paulo, Manole Ltda.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J., 2001, *Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais*. D. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
- XIAOLI LI, OUYANG, G., RICHARDS, D. A., 2007, "Predictability analysis of absence seizures with permutation entropy", *Epilepsy research*, n. 77, n. 1, pp. 70-74.