



Filipa Cristina da Silva Ferreira

Licenciatura em Ciências Biomédicas

## O efeito da prática de mindfulness na realização de tarefa motora indutora de *stress*

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

Orientador: Carla Quintão, Professora auxiliar,

Faculdade de Ciências e Tecnologias - Universidade Nova de Lisboa

Júri:

Presidente: Prof. Doutora Susana Sério

Arguente: Prof. Doutora Sónia Gonçalves

Vogal: Prof. Doutora Carla Quintão

**Abril de 2020**



Copyright © Filipa Cristina da Silva Ferreira, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



*À minha família*



## Agradecimentos

Agradeço ao meu companheiro pelo apoio incondicional, amor, carinho e força que me deu para concluir esta etapa.

À minha família pelo apoio e oportunidade de fazer um curso superior, pela minha educação, ensinamentos e me ajudarem a tornar a pessoa que sou hoje e por estarem sempre presentes na minha vida.

Ao Pedro Morais pela ajuda e apoio durante a realização desta dissertação.

Por fim agradeço à minha orientadora pela orientação, apoio e disponibilidade.

Muito obrigada a todos de coração, sem vocês este trabalho não seria possível.





## Resumo

Segundo a pesquisa de opinião pan-europeia sobre segurança e saúde no trabalho realizada pela Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho (EU-OSHA) em 2013, verificou-se que Portugal é dos países que mais relata casos de *stress* relacionados com trabalho. *Mindfulness* é definido, como um estado de consciência que surge quando é prestada intencionalmente, atenção às experiências no momento presente, de uma forma não crítica e de aceitação. Esta prática tem sido muito estudada nos últimos anos e tem-se verificado relação com diminuição de *stress* nos indivíduos que a praticam. O objetivo deste trabalho consistiu em quantificar os efeitos da prática de *mindfulness* durante um teste indutor de *stress*, recorrendo a três sinais eletrofisiológicos: atividade eletrodérmica, eletrocardiograma e eletroencefalograma. Para tal optou-se por um estudo longitudinal, onde foram recolhidos os sinais eletrofisiológicos de 25 indivíduos no início, meio, fim e dois meses após a conclusão do curso de meditação *mindfulness*, com duração de 8 semanas, durante um teste motor indutor de *stress* de período máximo de cinco minutos. Os resultados obtidos podem indicar diminuição do *stress* percebido no fim do curso de *mindfulness* para vários índices contudo alguns índices revelaram diminuição de atividade parassimpática ao longo do curso de *mindfulness* que poderá estar relacionado com aumento da percepção de *stress*. As principais conclusões que se retiram deste trabalho de dissertação são, que os estudos nesta área ainda se encontram pouco uniformizados, sendo a sua grande maioria efetuados em indivíduos experientes na prática de meditação *mindfulness* durante períodos de meditação, e poucos estudos incidido sobre testes de *stress*, e em meditadores pouco experientes, podendo estas observações explicar os resultados obtidos.

**Palavras-chave:** Variabilidade da frequência cardíaca; Eletroencefalografia; Atividade eletrodérmica; *Stress*; *Mindfulness*

## Abstract

According to the pan-European opinion poll on occupational safety and health conducted by the European Agency for Safety and Health at Work (EU-OSHA) in 2013, Portugal was among the countries that report the most work-related stress cases. Mindfulness is defined as a state of consciousness that arises when attention is intentionally paid to experiences at the present time, in a non-critical and accepting way. This practice has been extensively studied in recent years and there has been a relationship with decreased stress in individuals who practice it. The objective of this work was to quantify the effects of the practice of mindfulness during a stress inducing test, using three electrophysiological signals: electrodermic activity, electrocardiogram and electroencephalogram. For this, a longitudinal study was chosen, where the electrophysiological signals of 25 individuals were collected at the beginning, middle, end and two months after the conclusion of the mindfulness meditation course, lasting 8 weeks, during a stress inducing motor test of a maximum period of five minutes. The results obtained may indicate a decrease in perceived stress at the end of the mindfulness course for several indices however some indices revealed a decrease in parasympathetic activity throughout the *mindfulness* course which may be related to increased stress perception. The main conclusions that can be drawn from this dissertation are that the studies in this area are still not very uniform, the vast majority being carried out on individuals experienced in mindfulness meditation during periods of meditation, and few studies focused on stress tests, and on inexperienced meditators, and these observations may explain the results obtained.

**Keywords:** Heart rate variability; Electroencephalography; Electrodermic activity; *Stress; Mindfulness*

# Índice

<b>RESUMO .....</b>	<b>V</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>X</b>
<b>ÍNDICE .....</b>	<b>XI</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>XIII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>XIV</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO, MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS DO PROJETO .....	2
<b>2. CONCEITOS TEÓRICOS .....</b>	<b>4</b>
2.1 SISTEMA NERVOSO.....	4
2.2 ATIVIDADE ELECTRODÉRMICA.....	6
2.2.1 <i>Processamento EDA</i> .....	8
2.3 SISTEMA CARDIOVASCULAR .....	10
2.3.1 <i>Eletrofisiologia cardíaca</i> .....	11
2.3.2 <i>Eletrocardiograma</i> .....	13
2.3.3 <i>Variabilidade da frequência cardíaca</i> .....	15
2.3.4 <i>Software Kubios HRV e índices de VFC</i> .....	15
2.4 EEG.....	23
2.4.1 <i>Bandas de Frequência</i> .....	24
2.4.2 <i>Processamento EEG</i> .....	26
<b>3. ESTADO DA ARTE.....</b>	<b>27</b>
3.1 <i>MINDFULNESS, REDUÇÃO DE STRESS, ANSIEDADE E DEPRESSÃO</i> .....	27
3.2 <i>MINDFULNESS, EEG, ECG E EDA</i> .....	28
3.3 <i>STRESS, EEG, ECG E EDA</i> .....	30
<b>4. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....</b>	<b>33</b>
4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	33
4.2 MATERIAIS E MÉTODOS EXPERIMENTAIS .....	33
<b>5. ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS .....</b>	<b>43</b>
5.1 ATIVIDADE ELECTRODÉRMICA.....	43
5.1.1 <i>Resultados gerais</i> .....	43

5.1.2	<i>Pincipais considerações dos resultados de EDA</i> .....	47
5.2	VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	48
5.2.1	<i>Medidas no domínio do tempo</i> .....	48
5.2.2	<i>Medidas no domínio da frequência</i> .....	54
5.2.3	<i>Medidas não lineares</i> .....	62
5.2.4	<i>Pincipais considerações dos resultados de VFC</i> .....	65
5.3	ELETROENCEFALOGRAFIA.....	66
5.3.1	<i>Potência relativa da banda Teta</i> .....	66
5.3.2	<i>Potência relativa da banda Alfa</i> .....	70
5.3.3	<i>Potência relativa da banda Beta</i> .....	73
5.3.4	<i>Estudo da assimetria frontal da banda alfa</i> .....	76
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>79</b>
<b>7.</b>	<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>82</b>
	<b>APÊNDICE A</b> .....	<b>98</b>
	<b>APÊNDICE B</b> .....	<b>101</b>
	<b>APÊNDICE C</b> .....	<b>112</b>

## Lista de Tabelas

TABELA 2-1 DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS DE EDA ESTUDADAS.....	10
--	----

## Lista de Figuras

FIGURA 2-1 SUBDIVISÕES DO SISTEMA NERVOSO.....	5
FIGURA 2-2 ANATOMIA DE UMA GLÂNDULA SUDORÍPARA ÉCRINA NAS VÁRIAS CAMADAS DA PELE.....	7
FIGURA 2-3 RESPOSTA DE CONDUTÂNCIA DA PELE IDEAL.....	8
FIGURA 2-4 EXEMPLO DE SINAL DE EDA ONDE SÃO EXEMPLIFICADAS AS RESPOSTAS DE CONDUTÂNCIA DA PELE RESULTANTES DE EVENTOS.....	9
FIGURA 2-5 NERVOS CARDÍACOS SIMPÁTICO E PARASSIMPÁTICO. (OS NERVOS VAGO PARA O CORAÇÃO SÃO NERVOS PARASSIMPÁTICOS. ....	11
FIGURA 2-6 NODO SINUSAL E SISTEMA DE PURKINJE DO CORAÇÃO. NODO AV, VIAS INTERNODAIS ATRIAIS E RAMOS DO FEIXE VENTRICULAR.....	12
FIGURA 2-7 ELETROCARDIOGRAMA NORMAL.....	14
FIGURA 2-8 A) ÍNDICE TRIANGULAR E INTERPOLAÇÃO DOS INTERVALOS RR (TINN). B) ÍNDICE DE STRESS DE BAEVSKY'S. ....	17
FIGURA 2-9 ESTIMATIVA DO ESPETRO DE POTÊNCIA USANDO FFT À ESQUERDA E AR À DIREITA.....	18
FIGURA 2-10 GRÁFICO DE POINCARÉ. ....	19
FIGURA 2-11 DETRENDED FLUTUATION ANALYSIS (DFA), ONDE ALFA 1 E ALFA 2 SÃO AS INCLINAÇÕES DE FLUTUAÇÃO DE PERÍODO CURTO E LONGO RESPETIVAMENTE. ....	22
FIGURA 5-1 NÚMERO DE RESPOSTAS DE CONDUTÂNCIA DA PELE, PELA ANÁLISE CDA. ....	44
FIGURA 5-2 SOMA DAS AMPLITUDES DAS RESPOSTAS DA CONDUTÂNCIA DA PELE POR ANÁLISE CDA. ....	45
FIGURA 5-3 RESPOSTA DE CONDUTÂNCIA DA PELE POR ANÁLISE CDA. ....	46
FIGURA 5-4 ATIVIDADE TÓNICA POR ANÁLISE CDA. ....	47
FIGURA 5-5 MÉDIA DOS INTERVALOS RR (MS).....	49
FIGURA 5-7 ÍNDICE RMSSD (MS).....	52
FIGURA 5-9 ÍNDICE TINN (MS).....	54
FIGURA 5-13 POTÊNCIA NORMALIZADA DAS FREQUÊNCIAS ALTAS (N.U.) POR FFT.....	59
FIGURA 5-16 SD1 (MS) OBTIDO PELO GRÁFICO DE POINCARÉ. ....	62
FIGURA 5-18 ENTROPIA APROXIMADA. ....	64
FIGURA 5-23 VALORES MÉDIOS DA ASSIMETRIA DA BANDA ALFA PARA OS 25 INDIVÍDUOS DO ESTUDO.....	77

## Siglas

ApEn (*Approximate Entropy*) – Entropia aproximada

AR - Autorregressivos.

AV - Nódulo Aurículo-Ventricular.

DFA - *Detrended Fluctuation Analysis*.

ECG - Eletrocardiograma.

FC - Frequência Cardíaca.

FFT - Transformada Rápida de Fourier.

HF (*High Frequency*) – Frequências altas.

LF (*Low Frequency*) – Frequências baixas.

NE - norepinefrina.

NN50 - Número de pares de intervalos NN com mais de 50 ms.

pNN50 - Percentagem de número de pares de intervalos NN com mais de 50 ms.

PSD (*Power Spectral Density*) – Densidade espectral de potência.

rMSSD – Raiz quadrada média da diferença de intervalos *RR* sucessivos.

SDANN – Desvio Padrão da média dos intervalos *RR* normais.

SDNN - Desvio Padrão dos intervalos *RR* normais.

SDSD - Desvio Padrão das diferenças sucessivas entre intervalos NN.

SNA - Sistema Nervoso Autônomo.

SNC - Sistema Nervoso Central.

SNP - Sistema Nervoso Parassimpático.

SNS - Sistema Nervoso Simpático.

VFC - Variabilidade da Frequência Cardíaca.

VLF (*Very Low Frequency*) – Frequências muito baixas.



## 1. Introdução

*Mindfulness* é definido, de forma geral, como um estado de consciência que surge quando é prestada intencionalmente, atenção às experiências no momento presente, de uma forma não crítica e de aceitação (Kabat-Zinn J. , 1994). As práticas de *mindfulness* têm origem na tradição de meditação budista, e foram adaptadas de acordo com os princípios de psicologia Ocidental, com o objetivo de melhorar o bem-estar dos indivíduos que a praticam. As intervenções mais comumente aplicadas são MBSR, *mindfulness-based stress reduction* (J., 1982) e MBCT, *mindfulness-based cognitive therapy* (Segal, 2013). A grande evidência da eficácia destas intervenções, provém de ensaios de controlo aleatório, ou seja, de estudos que comparam o efeito e o valor de intervenções em seres humanos, envolvendo um ou mais grupos de intervenção e pelo menos um grupo de controlo, com alocação aleatória dos participantes e utilização de medidas de controlo (Gonçalves, 2009). Estas intervenções sugerem que, melhorar capacidades relacionadas com *mindfulness* tem um impacto positivo tanto em casos clínicos, como não clínicos, em ansiedade, depressão, *stress* e qualidade de vida (Sharma, 2014).

A prática de *mindfulness* envolve a regulação da atenção (com o objetivo de manter o foco em experiências imediatas, como pensamentos, emoções, postura corporal, sensações) e a capacidade de abordar as experiências com aceitação (Hölzel B. K.-O., 2011; Desbordes, 2015; Lippelt Dominique P., 2014).

Vários estudos têm investigado as alterações na ativação cerebral, em repouso e durante tarefas específicas, associadas com a prática de *mindfulness*. Tendo sido verificadas alterações em vários aspetos do funcionamento mental, tanto em praticantes de um nível iniciado como de nível avançado, saudáveis ou com patologias

(Hölzel B. K.-O., 2011; Lutz, 2008; Cohen, 1983; Tang Y. Y., 2012; Zeidan, 2010; Ding, 2015). Contudo, nomeadamente na análise de EEG, os estudos têm gerado resultados contraditórios de aumentos, diminuições e não alterações dos ritmos do sinal EEG, quando comparado com estados de repouso e uma variedade de tarefas (Lomas T. &, 2015).

Assim, ainda não são claros os mecanismos neuronais por detrás das alterações provocadas pela prática de *mindfulness*, e por isso são necessários mais estudos com metodologia rigorosa, que consigam fazer a ponte entre as alterações fisiológicas provocadas pela prática de *mindfulness* e as respetivas melhorias psicológicas (Tang Y.-Y. H., 2015).

## 1.1 Contextualização, motivação e objetivos do projeto

Segundo Hans Selye, considerado por muitos como o pai do estudo do *stress*, este define-se como “Uma resposta não específica do corpo a uma exigência” (Selye, 1975), sendo até hoje considerada a melhor e mais simples definição fisiológica do que acontece dentro do corpo, quando este é posto fora do seu estado de equilíbrio. Desde que Hans Selye começou a estudar o *stress*, muitas outras investigações se sucederam. Atualmente existem estudos que sugerem que o *stress* pode provocar diversas complicações na saúde física e psicológica, tais como depressão, e problemas cardiovasculares (Grippio, 2009).

Segundo a pesquisa de opinião pan-europeia sobre segurança e saúde no trabalho realizada pela Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho (EU-OSHA) em 2013, verificou-se que Portugal é dos países que mais relata casos de *stress* relacionados com trabalho

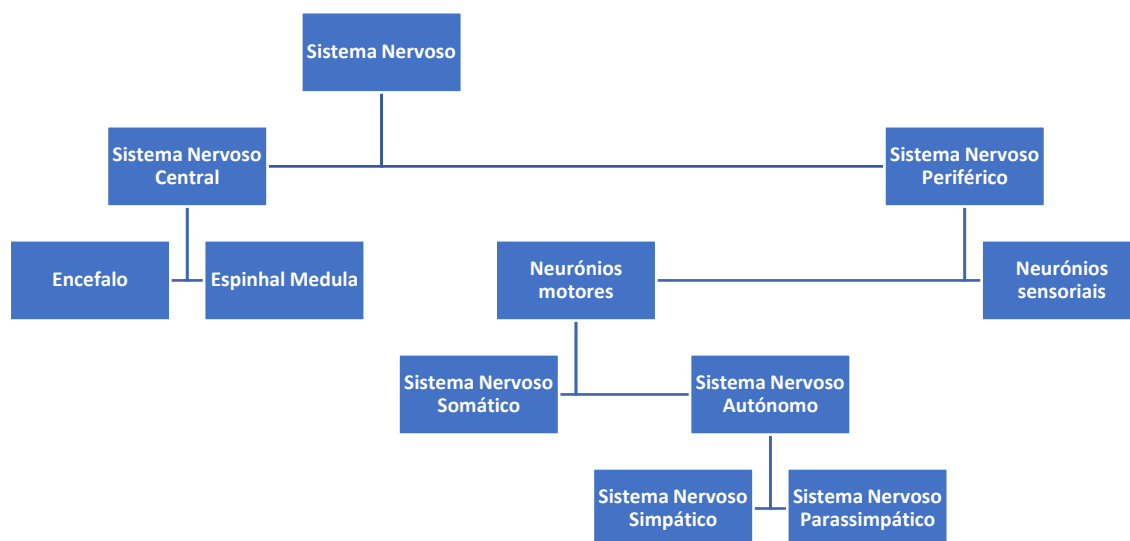
Nos últimos anos, a prática de *mindfulness* tem vindo a ser alvo de estudo, quanto aos seus benefícios na diminuição de *stress* em indivíduos (Sharma, 2014). No entanto, ainda existe muita necessidade de aprofundar este conhecimento, e principalmente quantificar os efeitos produzidos pela prática de *mindfulness* (Tang Y.-Y. H., 2015). Como tal, neste projeto de tese de mestrado pretende-se isso mesmo, aprofundar o conhecimento dos efeitos do *mindfulness* e quantificá-los, utilizando

registos eletrofisiológicos. Este projeto pretende estudar as alterações fisiológicas, por meio da análise de sinal de EEG, ECG e EDA, de indivíduos submetidos a um curso de *mindfulness* de 8 semanas, aquando da execução de uma tarefa motora indutora de *stress*. As conclusões deste projeto poderão ajudar a compreender melhor o efeito do *mindfulness*, no sistema nervoso central e no sistema nervoso autónomo, servindo de evidência quantitativa para os aspetos positivos desta prática.

## 2. Conceitos Teóricos

### 2.1 Sistema nervoso

O sistema nervoso compreende duas subdivisões: o sistema nervoso central e o sistema nervoso periférico. O sistema nervoso central inclui o cérebro, tronco cerebral e a espinhal medula, e representa a maior parte do sistema nervoso. O sistema nervoso periférico é constituído por todos os elementos neuronais fora do sistema nervoso central (Encefalo e espinhal medula) e providencia as ligações entre o sistema nervoso central e todos os outros sistemas do corpo. Este é constituído pelas componentes somática e autónoma. A componente somática inerva os músculos esqueléticos e a pele. Esta componente dos nervos periféricos contém tanto axónios motores como sensoriais. O sistema nervoso autónomo consiste na componente autónoma do sistema nervoso periférico e é composto por duas divisões. A divisão parassimpática que deriva de 4 nervos cranianos (nervo oculomotor, nervo facial, nervo glossofaríngeo e nervo vago) e as vértebras da espinhal medula S2-S4, e a divisão simpática, que está associada às vértebras da espinhal medula T1-L2. O sistema nervoso autónomo é uma cadeia de dois neurónios, com o neurónio pré ganglionar proveniente do sistema nervoso central a fazer a sinapse no neurónio pós ganglionar localizado num gânglio periférico. Os axónios pós ganglionares do sistema nervoso autónomo inervam o músculo liso, músculo cardíaco e glândulas. De uma forma geral, a divisão simpática mobiliza o modo "*fight or flight*" do corpo, enquanto a divisão parassimpática regula a digestão, e funções homeostáticas. Normalmente, estas duas divisões trabalham em conjunto para regular atividades como a respiração, função cardiovascular, digestão, e atividade glandular associada (Hansen, 2002).



**Figura 2-1 Subdivisões do Sistema Nervoso.**

O sistema nervoso simpático liberta norepinefrina (NE) enquanto que o sistema nervoso parassimpático liberta acetilcolina (ACh). A estimulação simpática aumenta a frequência cardíaca e a contratilidade miocárdica. O sistema nervoso simpático é ativado durante o exercício, excitação emocional, ou sob várias condições patológicas (por exemplo, insuficiência cardíaca). A estimulação do sistema nervoso simpático causa dilatação das pupilas, dilatação dos brônquios, constrição dos vasos sanguíneos, secreção de suor, inibe a peristaltismo, aumenta a secreção de renina pelos rins, assim como pode induzir a contração e secreção dos órgãos reprodutores. Em contraste, a estimulação parassimpática diminui a frequência cardíaca e constrição das pupilas. Também aumenta a secreção das glândulas oculares, aumenta a peristaltismo, aumenta a secreção das glândulas salivares e pancreáticas, e constrição dos brônquios. A maior parte dos órgãos recebe inervação de ambos os sistemas, que geralmente exercem ações opostas. No entanto, nem sempre é este o caso. Alguns sistemas não têm uma resposta à estimulação parassimpática. Por exemplo, a maioria dos vasos sanguíneos não tem inervação parassimpática e seu diâmetro é regulado pela entrada do sistema nervoso simpático, de modo que eles têm um estado constante de tónus simpático. É uma diminuição da estimulação simpática ou do tónus que permite a vasodilatação.

Durante o repouso, sono ou tranquilidade emocional, o sistema nervoso parassimpático predomina e controla a frequência cardíaca a um ritmo de descanso de 60-75 bpm. Em qualquer momento, o efeito do SNA (sistema nervoso autónomo) no coração corresponde ao equilíbrio entre as ações opostas dos sistemas simpático e parassimpático (Gordan, 2015).

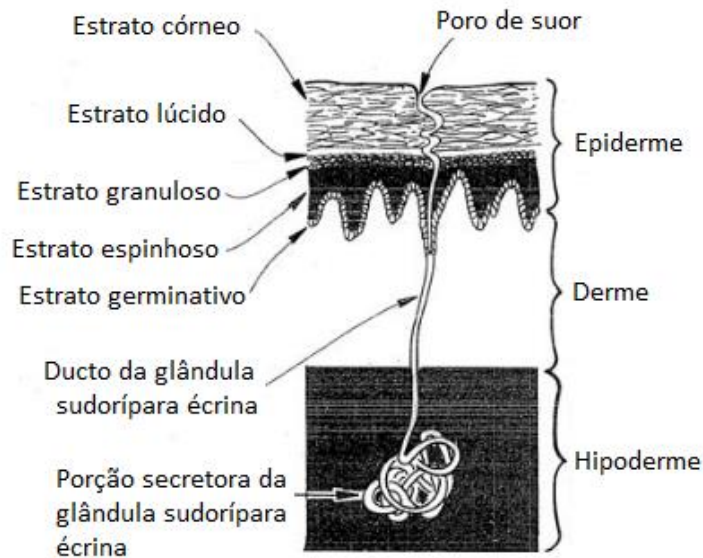
## 2.2 Atividade electrodérmica

A medição da atividade eletrotérmica é um método não invasivo que permite estudar o sistema nervoso simpático. Este método avalia alterações na condutividade elétrica da pele, ou seja, a capacidade da mesma conduzir eletricidade, mediante a atividade das glândulas sudoríparas. Devido à facilidade com que a mesma pode ser medida, bem como ao facto de as glândulas sudoríparas serem exclusivamente inervadas pelo sistema nervoso simpático, a condutância da pele é das avaliações psicofisiológicas mais frequentemente utilizadas em investigação psicológica (Boucsein W. , 2012).

O EDA (*electro dermal activity*) é medido fazendo passar uma corrente pequena através de um par de elétrodos colocados na superfície da pele. O princípio utilizado na medição da resistência da pele é a lei de Ohm, a qual afirma que a resistência ( $R$ ) é igual à voltagem ( $V$ ) aplicada entre os dois elétrodos colocados à superfície da pele, a dividir pela corrente ( $I$ ) que passa pela pele. Se a corrente for mantida constante, então é possível medir a diferença de potencial entre os elétrodos, que varia diretamente com a resistência da pele. Se a voltagem for mantida constante, é possível medir o fluxo de corrente, que vai variar diretamente com o recíproco da resistência da pele, ou seja, a condutância da pele (Cacioppo, 2000).

Quando as glândulas sudoríparas são ativadas produzem suor, este desloca-se através de dutos, das camadas mais internas da pele para a mais superficial (córneo), neste processo a condutividade do córneo aumenta podendo estas variações ser medidas no sinal de EDA (Cacioppo, 2000). Os sinais de EDA são uma manifestação da atividade das glândulas sudoríparas écrinas que são estimuladas pelo sistema nervoso autónomo simpático, principalmente pelos nervos sudomotores que estimulam a

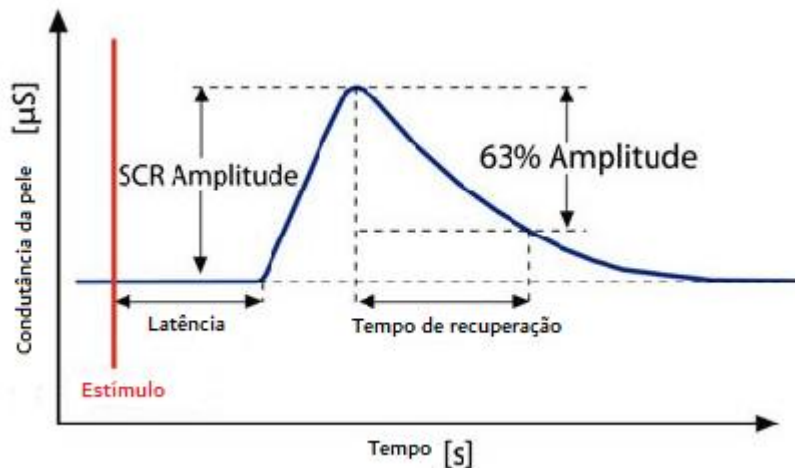
produção de suor. A figura 2-2 representa a anatomia das glândulas sudoríparas écrinas, nas várias camadas da pele.



**Figura 2-2 Anatomia de uma Glândula sudorípara écrina nas várias camadas da pele. (Adaptado de (Cacioppo, 2000)).**

Cada glândula é inervada por várias fibras sudomotoras diferentes. O disparo simultâneo de fibras sudomotoras consiste numa explosão nervosa no nervo integrado, contudo fibras unitárias contribuem em regra apenas com um pico para cada explosão nervosa. Uma explosão no nervo sudomotor corresponde a uma resposta da condutância da pele observável (*SCR – Skin conductance responde*). A densidade de picos está linearmente relacionada com o número de glândulas sudoríparas recrutadas e, conseqüentemente, com a amplitude da resposta da condutância da pele correspondente (Benedek, 2010).

O sinal referente à condutância da pele pode ser caracterizado por uma atividade tónica que varia lentamente (*SCL – Skin conductance level*) e uma atividade fásica que varia rapidamente (*SCR – Skin conductance responde*). SCRs podem refletir respostas específicas ao estímulo bem como respostas não específicas. Uma SCR é caracterizada por um aumento acentuado para o pico e um declínio lento para a linha de base, figura 2-3.



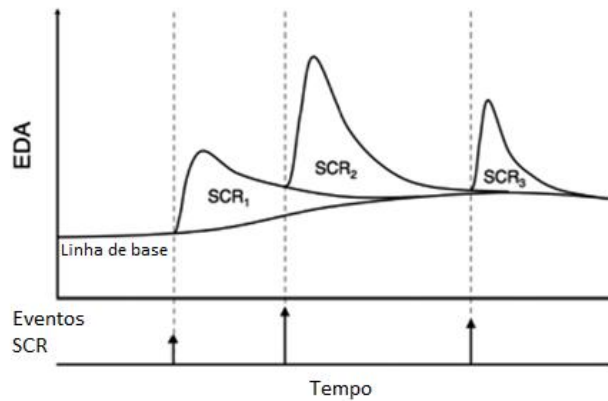
**Figura 2-3 Resposta de condutância da pele ideal, adaptado de (Kappeler-Setz, 2013).**

A sucessão de respostas de condutância da pele resulta, habitualmente, na sobreposição das resposta subsequentes. É um procedimento comum determinar a resposta causada por estímulos, avaliando a amplitude das SCRs encontradas. Na deteção de picos padrão, a amplitude da SCR é definida como a diferença entre os valores da condutância da pele no pico e na cauda do pico anterior. As SCRs são atribuídas ao estímulo se ocorrerem numa janela de resposta predefinida, normalmente de 1-3s ou de 1-5s. Contudo, este critério pode ser difícil de implementar no caso de sobreposição de SCRs próximas. O grau de sobreposição depende da amplitude e proximidade de SCRs anteriores. Devido a estes problemas foram propostos novos métodos com o intuito de calcular de forma mais precisa a amplitude da SCR. Um destes novos métodos consiste na análise de decomposição contínua (*CDA - Continuous Decomposition Analysis*) (Benedek, 2010) que será abordada no subcapítulo 2.2.1.

### 2.2.1 Processamento EDA

Um passo importante do processamento do sinal de EDA é remover a atividade tónica, ou seja, a linha de base do sinal, como mostra a figura 2-4 (S. Jain, 2017).





**Figura 2-4 Exemplo de sinal de EDA onde são exemplificadas as respostas de condutância da pele resultantes de eventos, adaptado de (Boucsein W. &.S., 2012).**

Para este estudo foi feito o processamento dos sinais de EDA recolhidos, usando o software LEDALAB. Este software para além da análise pico a pico padrão dispõe também da técnica de análise de decomposição contínua. Esta técnica como foi referido no capítulo anterior, foi concebida com o objetivo de se obter uma melhor divisão entre a componente tónica e fásica do sinal de EDA.

A extração da componente fásica é feita em três etapas: desconvolução da resposta galvânica da pele (GSR), cálculo da atividade tónica e cálculo da atividade fásica. Uma alteração particular na condutividade da pele é desencadeada pela secreção de suor devido à atividade do nervo sudomotor. Em termos matemáticos, a atividade do nervo sudomotor pode ser tratada como um condutor, contendo a sequência impulso/explosão, que desencadeia uma resposta de impulso particular (isto é, SCR). O resultado deste procedimento pode ser descrito por convolução do condutor com função de resposta a impulsos (IRF). A IRF caracteriza a forma de resposta a impulsos ao longo do tempo.

$$SC_{phasic} = Driver_{phasic} \times IRF \quad (1)$$

Se assumir-se uma componente tónica estável resulta o seguinte:

$$SC = SC_{tonic} + Driver_{phasic} \times IRF \quad (2)$$

A desconvolução é o processo inverso da convolução. A desconvolução dos dados de condutância da pele incorpora uma fração fásica e tónica. Ao estimar uma delas, a outra pode ser facilmente determinada:

$$\frac{SC}{IRF} = Driver_{SC} = (Driver_{phasic} + Driver_{tonic}) \quad (3)$$

A razão para esta abordagem complexa, ao invés da análise pico a pico, é que os picos de EDA estão frequentemente ofuscados para determinadas gamas de parâmetros. Para além de ser mais precisa, esta técnica permite modelos otimizados individualmente (de Santos Sierra, 2011).

Na tabela 2-1, encontram-se os vários índices relevantes para este estudo.

**Tabela 2-1 Descrição das variáveis de EDA estudadas**

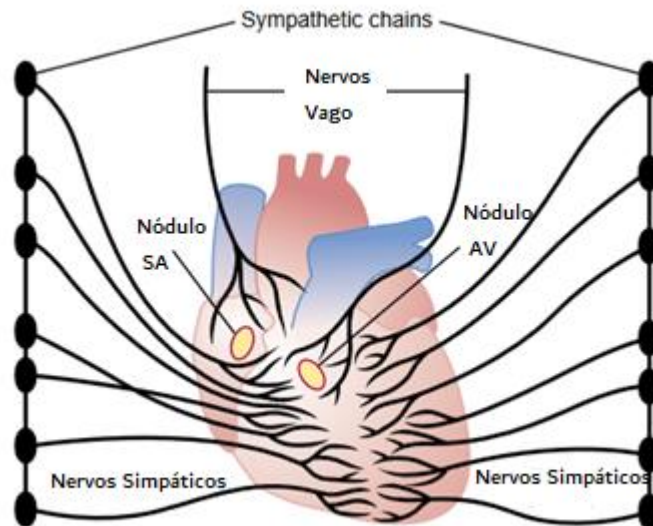
Variáveis	Descrição
<b>Análise de decomposição contínua (CDA)</b>	
<i>CDA.nSCR</i>	Número de <i>SCRs</i> significantivos (iguais ou superiores ao patamar considerado de interesse) dentro da janela de resposta ( <i>within response window - wrw</i> ).
<i>CDA.AmpSum</i>	Soma das amplitudes <i>SCR</i> de <i>SCRs</i> significativas <i>wrw</i> [ <i>muS</i> ]
<i>CDA.SCR</i>	Este índice representa a atividade fásica dentro da janela de resposta [ <i>muS</i> ].
<i>CDA.Tonic</i>	Atividade tónica média <i>wrw</i> .

## 2.3 Sistema cardiovascular

O sistema cardiovascular é constituído pelo coração e pelos vasos sanguíneos. O coração é formado por 4 cavidades, duas aurículas e dois ventrículos. As aurículas recebem o sangue proveniente da circulação pulmonar e sistémica, já os ventrículos bombeiam o mesmo para o exterior do coração (Hall, 2011).

Existem duas formas através das quais é regulado o volume de sangue expelido pelo coração, a regulação cardíaca intrínseca em resposta às alterações de volume do fluxo sanguíneo que entra no coração e, o controlo do batimento cardíaco e da força do bombeamento, por parte do sistema nervoso autónomo. A primeira forma consiste no mecanismo de Frank-Starling, que explica, que quanto mais o músculo cardíaco for alongado durante o enchimento, maior é a força de contração, bem como a quantidade de sangue bombeado. Relativamente à segunda forma, o sistema nervoso autónomo

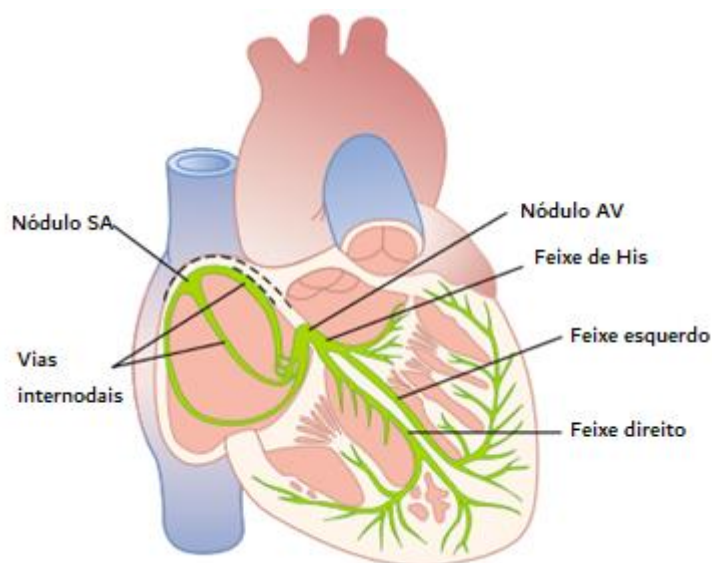
controla a contração cardíaca através dos nervos simpáticos e nervos vago, exemplificados na figura 2-5. Para determinados níveis de pressão atrial, devido à estimulação simpática, a quantidade de sangue bombeada por minuto (débito cardíaco) pode aumentar mais do que 100%. Em contrapartida, o débito cardíaco pode diminuir até zero ou próximo de zero devido a estimulação vagal parassimpática (Hall, 2011).



**Figura 2-5 Nervos cardíacos simpático e parassimpático. (os nervos vago para o coração são nervos parassimpáticos. Adaptado de (Hall, 2011)**

### 2.3.1 Eletrofisiologia cardíaca

O estímulo elétrico é formado no nóculo sinusal (nóculo SA), situado na aurícula direita, este nóculo tem a capacidade de gerar impulsos elétricos através da despolarização das células devido à entrada de íões de sódio nas mesmas. De seguida, o impulso elétrico propaga-se ao longo do miocárdio até ao nóculo atrioventricular (nóculo AV) onde o impulso é atrasado antes de passar para os ventrículos, para que as aurículas e os ventrículos não contraíam ao mesmo tempo. De seguida, no feixe de his, o impulso é conduzido das aurículas para os ventrículos e depois os ramos direitos e esquerdos das fibras de Purkinje conduzem o impulso cardíaco para todas as partes dos ventrículos (Hall, 2011). A figura 2-6 mostra o sistema de condução da despolarização do coração, responsáveis pelas suas contrações.



**Figura 2-6** Nodo sinusal e sistema de Purkinje do coração. Nodo AV, vias internodais atriais e ramos do feixe ventricular (Hall, 2011).

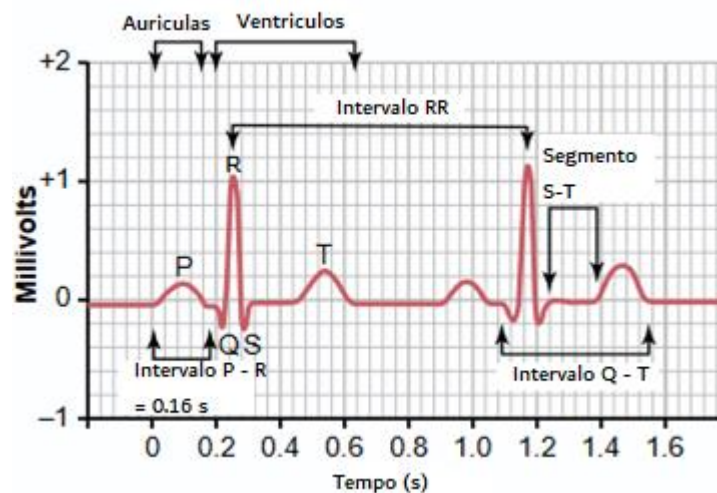
O coração é innervado por ambos os nervos simpáticos e parassimpáticos. Os nervos parassimpáticos (nervos vago) estão distribuídos principalmente nos nódulos SA e AV, em menor quantidade nos músculos das duas aurículas, e mesmo em muito pouca quantidade diretamente no músculo ventricular. Por outro lado, os nervos simpáticos, estão distribuídos por todo o coração, com elevada concentração no músculo ventricular. Estimulação do coração por parte dos nervos parassimpáticos, nervos vago, causa a libertação da hormona acetilcolina nas terminações vagais. Esta hormona tem dois efeitos no coração. Primeiro diminui a taxa rítmica do nóculo sinusal, e em segundo lugar, diminui a excitabilidade das fibras de junção AV, entre a musculatura atrial e o nóculo AV, e como tal diminuindo o impulso cardíaco que passa para os ventrículos (Hall, 2011).

A estimulação vagal baixa a moderada, diminui a taxa de bombeamento do coração, até metade do normal. E estimulação forte pode parar completamente a excitação rítmica pelo nóculo sinusal ou bloquear completamente a transmissão do impulso cardíaco das aurículas para os ventrículos através do nóculo AV. De ambas as formas, os sinais excitatórios rítmicos deixam de ser transmitidos aos ventrículos. Os ventrículos param de bater por 5 a 20 segundos, mas depois as fibras de Purkinje, habitualmente na região ventricular do feixe de His, desenvolvem um ritmo próprio que

causa a contração ventricular a uma taxa de 15 a 40 batimentos por minuto. A estimulação simpática causa o oposto que a estimulação parassimpática no coração. Primeiro aumenta a taxa de descarga nodal. Segundo, aumenta a taxa de condução, bem como o nível de excitabilidade em todas as porções do coração. Terceiro, aumenta a força de contração de toda a musculatura cardíaca, tanto atrial como ventricular. Resumidamente, a estimulação simpática aumenta a atividade geral do coração. A estimulação máxima pode quase triplicar a frequência dos batimentos cardíacos e duplicar a força da contração do coração. A estimulação dos nervos simpáticos liberta a hormona norepinefrina nas terminações nervosas simpáticas. O mecanismo preciso é ainda desconhecido, contudo, acredita-se que aumenta a permeabilidade da membrana da fibra aos iões de cálcio e sódio. O aumento da permeabilidade destes iões no nódulo sinusal causa um maior potencial de repouso bem como aumenta a taxa do aumento do potencial de membrana em direção ao nível limite de auto-excitação e como tal, aumenta a frequência cardíaca. No nódulo AV e no feixe de His, um aumento da permeabilidade dos iões de sódio e cálcio facilita que o potencial de ação excite cada porção das fibras de condução, e como tal, diminui o tempo de condução do sinal das aurículas para os ventrículos. O aumento da permeabilidade dos iões de cálcio é parcialmente responsável pelo aumento da força de contração do músculo cardíaco sob a influência da estimulação simpática, uma vez que os iões de cálcio têm um papel importante no processo contrátil das miofibrilas (Hall, 2011).

### 2.3.2 Eletrocardiograma

Quando o impulso cardíaco passa pelo coração, a corrente elétrica espalha-se do coração para os tecidos adjacentes à volta do mesmo. Uma pequena parte dessa corrente elétrica chega à superfície da pele. Se forem colocados eletrodos na pele em lados opostos do coração, os potenciais elétricos gerados pela corrente podem ser registados. Este registo denomina-se eletrocardiograma. Na figura 2-6 encontra-se o eletrocardiograma relativo a 2 batimentos cardíacos (Hall, 2011).



**Figura 2-7 Eletrocardiograma normal adaptado de (Hall, 2011).**

Um eletrocardiograma normal é composto por uma onda P, um complexo QRS e uma onda T. O complexo QRS é habitualmente formado por três ondas: onda Q, onda R e onda S. A onda P é causada pela despolarização das aurículas, antes da contração auricular. O complexo QRS é causado pelos potenciais gerados quando os ventrículos despolarizam antes da sua contração. Como tal, ambos os complexos QRS e a onda P são ondas de despolarização. A onda T é causada pela repolarização dos ventrículos, este processo ocorre normalmente no músculo ventricular 0.25 a 0.35 segundos após a despolarização, sendo esta onda conhecida como uma onda de repolarização. A onda P ocorre no início da contração auricular, e o complexo QRS no início da contração ventricular. Os ventrículos permanecem contraídos até ocorrer a repolarização, ou seja, até ao final da onda T. As aurículas repolarizam entre 0.15 e 0.20 segundos a seguir ao fim da onda P, ou seja, quando começa a ser registado o complexo QRS. Como tal, a repolarização atrial não é observada no ECG uma vez que está obscurecida pelo complexo QRS, que é muito maior. A onda T é a repolarização ventricular. Usualmente o músculo ventricular começa a repolarizar em algumas fibras 0.20 segundos após o início da onda de despolarização, o complexo QRS, mas noutras fibras demora cerca de 0.35 segundos. Assim, o processo de repolarização é mais longo, cerca de 0.15 segundos. Como tal a onda T, num eletrocardiograma normal é uma onda prolongada. Contudo a diferença de potencial desta onda é consideravelmente inferior à do complexo QRS, em parte devido à sua prolongada duração (Hall, 2011).

### 2.3.3 Variabilidade da frequência cardíaca

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) consiste na flutuação nos intervalos de tempo entre batimentos cardíacos adjacentes, ou seja, na flutuação dos intervalos *RR* ao longo do tempo. Esta é gerada pela interação coração-cérebro, e por processos dinâmicos não lineares, do sistema nervoso autónomo (SNA). Um nível ótimo de VFC está associado a saúde e capacidade autorregulatória, bem como adaptabilidade e resiliência. Valores mais elevados de VFC estão ligados ao desempenho de funções executivas como atenção e processamento emocional pelo córtex pré-frontal, porém uma VFC aumentada nem sempre é um indicador positivo, uma vez que, certas condições patológicas podem produzir este aumento. Existem dois processos que geram VFC em registos de curta duração. A primeira fonte é a relação complexa e dinâmica entre o sistema nervoso simpático e parassimpático. A segunda fonte inclui mecanismos regulatórios de controlo da FC via arritmia sinusal respiratória, o reflexo barorreceptor, e alterações rítmicas no tom vascular (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Os índices do domínio do tempo da VFC quantificam a variabilidade nas medidas do intervalo entre batimentos cardíacos (*interbeat interval - IBI*), que é período de tempo entre batimentos sucessivos. As medidas no domínio da frequência estimam a distribuição da potência absoluta ou relativa em quatro bandas de frequência. A Sociedade Europeia de Cardiologia e a Sociedade Norte-Americana de Estimulação e Eletrofisiologia, dividiram as oscilações da frequência cardíaca (FC) nas bandas de frequência, muito baixa (VLF – *very low frequency* 0-0.04 Hz), baixa (LF – *low frequency* 0.04-0.15 Hz), e alta (HF- *high frequency* 0.15-0.40 Hz) (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017).

### 2.3.4 Software Kubios HRV e índices de VFC

Para analisar a variabilidade da frequência cardíaca foi usado o software *Kubios HRV*, este software possui duas versões, a *standard* e a *premium*, tendo sido usada a primeira. Esta versão dispõe de vários métodos do domínio do tempo, da frequência e métodos não lineares que são de seguida explicados.

- **Métodos do domínio do tempo**

Os métodos no domínio do tempo são derivados da série de intervalos de tempo  $RR$ . Cada intervalo de tempo  $RR$  consiste no tempo entre ondas R normais sucessivas.  $RR=(RR_1, RR_2, \dots, RR_n)$ . O intervalo  $RR$  médio  $\overline{RR}$  e a frequência cardíaca média  $\overline{FC}$  (em batimentos por minuto, quando os intervalos  $RR$  são medidos em segundos) são definidos como:

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RR_n, \overline{FC} = \frac{60}{\overline{RR}} \quad (4)$$

O desvio padrão dos intervalos  $RR$  ( $SDNN$ ) é definido como:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (RR_n - \overline{RR})^2} \quad (5)$$

Este parâmetro reflete a variação total dentro da série de intervalos  $RR$ .

$RMSSD$  é a raiz quadrada média das sucessivas diferenças ( $RMSSD$ ), dada por:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2} \quad (6)$$

Outra medida calculada pelas diferenças em intervalos  $RR$  sucessivos, é o  $NN50$ , que consiste no número de intervalos sucessivos que diferem de 50 ms ou mais.

$$pNN50 = \frac{NN50}{N-1} \times 100\% \quad (7)$$

Há também medidas geométricas que são calculadas através do histograma dos intervalos  $RR$ . O  $HRV$  *triangular index* é obtido pelo integral do histograma (i.e o número total de intervalos  $RR$ ) dividido pela altura do histograma. Outra medida geométrica é o  $TINN$  que é a largura de base do histograma dos intervalos  $RR$  avaliada através de interpolação triangular, ver figura 2-8 A).



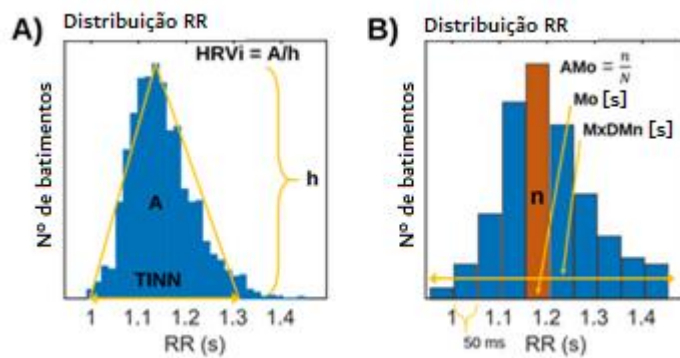


Figura 2-8 A) Índice triangular e interpolação dos intervalor *RR* (TINN). B) Índice de *stress* de Baevsky's.

O índice de *stress* de Baevsky's (*SI*) é calculado de acordo com a fórmula (Baevsky., 2009)

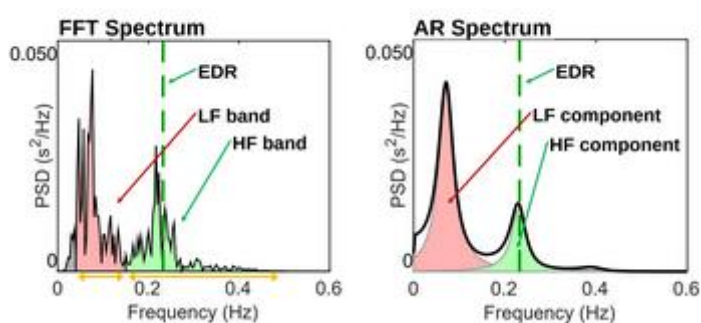
$$SI = \frac{AMo \times 100\%}{2Mo \times MxDMn} \quad (8)$$

Onde *Mo* é o modo (o intervalo *RR* mais frequente) obtido pela mediana dos intervalos *RR*, *AMo* é a amplitude do modo em percentagem, obtido como a altura do histograma normalizado dos intervalos *RR* (largura de banda de 50 ms), e *MxDMn* reflete o grau de variabilidade dos intervalos *RR* e corresponde à a diferença entre o maior e o menor dos intervalos *RR* (Oy., 2019).

- **Métodos no domínio da frequência**

Nos métodos no domínio da frequência, é calculada, para as séries de intervalos *RR*, uma estimativa da densidade do espectro de potência (PSD). A série de intervalos *RR* é convertida numa série de amostras equidistantes, através de métodos de interpolação antes da estimativa do espectro, uma vez que os estimadores de espectro assumem, implicitamente, uma amostra equidistante. No *software Kubios HRV*, é utilizado um método de interpolação de *spline* cúbico. Na análise da variabilidade da frequência cardíaca, o espectro é estimado geralmente através, ou de métodos com base na transformada de Fourier (FFT) ou métodos baseados na modelação paramétrica autorregressiva (AR). A principal vantagem dos métodos baseados em FFT é a simplicidade de implementação, já o espectro AR produz melhor resolução, especialmente para amostras curtas. Uma outra propriedade do espectro AR é que pode ser fatorizado em componentes espectrais separadas. No *software Kubios HRV*, o espectro da VFC é calculado, com o método do periodograma de Welch baseado em

FFT, e com o método AR. No método do periodograma de Welch a amostra de VFC é dividida em segmentos sobrepostos. De seguida, o espectro é obtido calculando a média dos espectros desses segmentos, o que diminui a variação do espectro FFT. O software Kubios HRV inclui também o periodograma Lomb-Scargle (Dongen, 2000). Este difere do periodograma de Welch por não assumir uma distância equidistante da amostra, e como tal pode ser calculado diretamente da série de intervalos *RR* não interpolada (Oy., 2019).



**Figura 2-9 Estimativa do espectro de potência usando FFT à esquerda e AR à direita.**

As medidas de domínio da frequência, extraídas da estimativa do espectro para cada banda de frequência incluem, potências absolutas e relativas das bandas VLF, LF e HF; Rácio das potências LF/HF; frequência do pico para cada banda. No caso do espectro FFT os valores absolutos da potência de cada banda são calculados integrando, acima dos limite inferior e abaixo do limite superior da banda de frequências, o espectro. Por outro lado, no caso do espectro AR, surgem componentes espectrais distintas para cada banda de frequência com uma seleção adequada da ordem do modelo, e os valores da potência absoluta são obtidos diretamente como as potências desses componentes. Se a factorização estiver desativada as potências do espectro AR são calculadas de forma semelhante às do espectro FFT. As potências das bandas de frequência em unidades relativas e normalizadas são obtidas a partir dos valores absolutos (Oy., 2019).

- **Métodos não lineares**

As propriedades não lineares da VFC têm sido analisadas usando medidas como o gráfico de Poicaré, Entropia aproximada e amostral, DFA (*detrended fluctuation analysis*), dimensão de correlação, gráficos de recorrência (Oy., 2019).

O gráfico de Poincaré é uma representação gráfica da correlação entre intervalos  $RR$ . A forma deste gráfico dá informação sobre a auto-correlação do sinal. Uma abordagem comum para parametrizar a forma do gráfico é ajustar uma elipse no gráfico, como mostra a figura 8. A elipse é orientada ao longo da linha de identidade, onde  $RR_n = RR_{n+1}$ .  $SD1$  corresponde ao desvio padrão dos pontos perpendiculares à linha de identidade e descreve a variabilidade de curta duração que é causada principalmente por arritmias sinusais respiratórias (*respiratory sinus arrhythmia* - RSA). É possível observar que  $SD1$  relaciona-se com  $SDSD$  de acordo com:

$$SD1^2 = \frac{1}{2}SDSD^2 \quad (9)$$

$SD2$  consiste no desvio padrão ao longo da linha de identidade e descreve a variabilidade para aquisições de longa duração. Foi demonstrado que  $SD2$  está relacionado com  $SDNN$  e  $SDSD$  por:

$$SD2^2 = 2SDNN^2 - \frac{1}{2}SDSD^2 \quad (10)$$

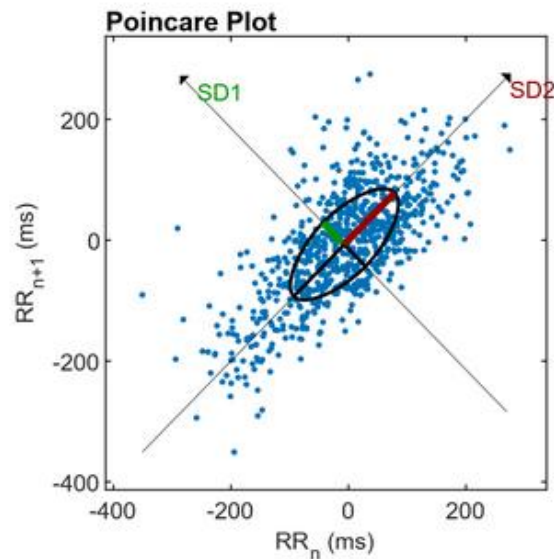


Figura 2-10 Gráfico de Poincaré.

A entropia aproximada ( $ApEn$ ) mede a complexidade ou irregularidade do sinal. Valores elevados de  $ApEn$  indicam elevada irregularidade, já valores pequenos indicam um sinal mais regular. Esta medida é calculada da seguinte forma:

Primeiro são formados um conjunto de vetores  $u_j$  de comprimento  $m$ ,

$$u_j = (RR_j, RR_{j+1}, \dots, RR_{j+m-1}), j = 1, 2, \dots, N - m + 1 \quad (11)$$

Onde  $m$  é a dimensão de incorporação e  $N$  é o número de intervalos  $RR$  medidos. A distância entre estes vetores é definida como a diferença absoluta máxima entre elementos correspondentes,

$$d(u_j, u_k) = \max\{|RR_{j+l} - RR_{k+l}| \mid l = 0, \dots, m - 1\} \quad (12)$$

De seguida, para cada  $u_j$ , é calculado o número relativo de vetores  $u_k$  para os quais  $d(u_j, u_k) \leq r$ . Este índice é denotado por  $C_j^m(r)$  e pode ser escrito na forma:

$$C_j^m(r) = \frac{\text{nbr of } \{u_k \mid d(u_j, u_k) \leq r\}}{N-m+1} \quad \forall k. \quad (13)$$

Devido á normalização, o valor de  $C_j^m(r)$  é sempre menor ou igual a 1. Contudo o valor é sempre pelo menos  $1/(N - m + 1)$  uma vez que  $u_j$  é também incluído na contagem. De seguida, calcula-se o logaritmo de cada  $C_j^m(r)$  e faz-se a média sobre  $j$  para se obter

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{j=1}^{N-m+1} \ln C_j^m(r) \quad (14)$$

Finalmente, a entropia aproximada é obtida por:

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (15)$$

Assim o valor da  $ApEn$  estimado depende de 3 parâmetros, o comprimento dos vetores  $u_j$ , o valor de tolerância  $r$ , e o tamanho dos dados  $N$ . No *software kubios HRV* o valor padrão de  $m$  é 2. O valor  $N$  também afeta a  $ApEn$ , quando se aumenta  $N$ , a  $ApEn$  aproxima-se do seu valor assintótico. A tolerância  $r$  tem um efeito grande na  $ApEn$  e deve ser uma fração do desvio padrão dos dados do intervalo  $RR$  ( $SDNN$ ). Esta seleção permite a comparação dos intervalos  $RR$  de diferentes indivíduos. Uma seleção comum para  $r$  é  $r=0.2SDNN$ , que é o valor padrão do *software Kubios HRV* (Oy., 2019).

A entropia amostral ( $SampEn$  – *sample entropy*) é semelhante à  $ApEn$ , contudo existem duas diferenças importantes no seu cálculo (Richman, 2000; Lake, 2002). Para a  $ApEn$ , o cálculo do número de vetores  $u_k$  no qual  $d(u_j, u_k) \leq r$  é incluído o próprio vetor  $u_j$ . Tal assegura que  $C_j^m(r)$  é sempre maior que zero e que o logaritmo pode ser aplicado, contudo causa enviesamento à  $ApEn$ . Na entropia amostral a auto-comparação de  $u_j$  é eliminada calculando  $C_j^m(r)$  da seguinte forma:

$$C_j^m(r) = \frac{\text{nbr of } \{u_k \mid d(u_j, u_k) \leq r\}}{N-m} \quad \forall k \neq j. \quad (16)$$

Assim, o valor de  $C_j^m(r)$  será entre 0 e 1. De seguida é feita a média dos valores de  $C_j^m(r)$ ,

$$C^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{j=1}^{N-m+1} C_j^m(r) \quad (17)$$

Por fim, a entropia amostral é obtida através da expressão:

$$SampEn(m, r, N) = \ln \left( \frac{C^m(r)}{C^{m+1}(r)} \right) \quad (18)$$

Os valores padrão para  $m$  e  $r$  são os mesmos que para o cálculo de  $ApEn$ , no *software Kubios HRV*. A  $SampEn$  foi concebida para reduzir o enviesamento da  $ApEn$  (Lake, 2002).

A DFA (*detrended fluctuation analysis*) mede a correlação dentro do sinal. A correlação é extraída para diferentes escalas de tempo (Peng, 1995). Primeiro é integrada a série temporal de intervalos  $RR$ ,

$$y(k) = \sum_{j=1}^k (RR_j - \overline{RR}), \quad k = 1, \dots, N \quad (19)$$

Onde  $\overline{RR}$  é o intervalo  $RR$  médio. De seguida, a série integrada é dividida em segmentos de igual comprimento  $n$ . Dentro de cada segmento é ajustada aos dados, uma linha de mínimos quadrados.  $y_n(k)$  indica estas linhas de regressão. De seguida, é removida a tendência destas séries anteriormente integradas  $y_n(k)$  subtraindo a tendência local dentro de cada segmento. A flutuação da raiz quadrada desta série temporal é calculada pela expressão:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y(k) - y_n(k))^2} \quad (20)$$

Este cálculo é repetido para comprimentos diferentes do segmento, para produzir o índice  $F(n)$  como uma função de comprimento do segmento  $n$ . Tipicamente  $F(n)$  aumenta com o comprimento do segmento (Oy., 2019). Uma relação linear num gráfico de duplo logaritmo indica a presença de escala fractal e as flutuações podem ser caracterizadas pelo expoente de escala  $\alpha$ . Diferentes valores de  $\alpha$  indicam o seguinte:

- $\alpha=1.5$  : Ruído browniano (integral de ruído branco)
- $1 < \alpha < 1.5$  : diferentes tipos de ruído
- $\alpha=1$  : ruído  $1=f$
- $0.5 < \alpha < 1$  : Autocorrelação positiva no sinal
- $\alpha=0.5$  : Ruído branco
- $0 < \alpha < 0.5$  : Sinal anti-correlacionado

Normalmente, na DFA, as correlações são divididas em flutuações de duração curta e longa. No *software kubios*, as flutuações de curta duração são caracterizadas pela inclinação  $\alpha_1$ , obtida a partir do gráfico  $(\log n, \log F(n))$  dentro do limite  $4 \leq n \leq 12$  (valores padrão). Por outro lado, a inclinação  $\alpha_2$  obtida dentro do limite  $13 \leq n \leq 64$  (valores padrão) caracteriza as flutuações de longa duração, ver figura 2-9 (Oy., 2019).

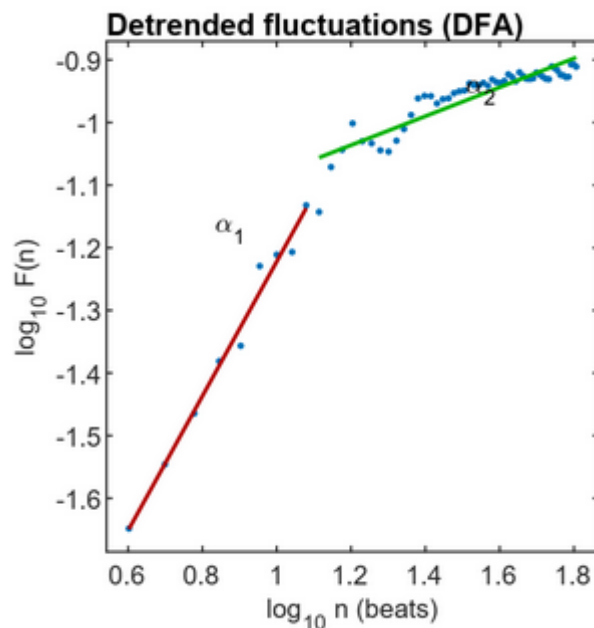


Figura 2-11 Detrended fluctuation analysis (DFA), onde alfa 1 e alfa 2 são as inclinações de flutuação de período curto e longo respectivamente.

- **Índices SNS e PNS**

No *software kubios HRV* o índice PNS é calculado com base na média *RR* (ms), RMSSD (ms) e SD1(%). Sabe-se que a atividade cardíaca vagal faz aumentar o intervalo médio *RR* (i.e diminui a FC), por esta razão a média *RR* é usada para o cálculo do índice PNS. A atividade cardíaca vagal afeta a variabilidade da frequência cardíaca ao regular a magnitude da componente da arritmia sinusal respiratória (RSA). A RSA causa variações rápidas nos intervalos *RR* ligadas à respiração, diminuição dos intervalos *RR* na inspiração e aumento na expiração. Estas variações rápidas dos batimentos cardíacos podem ser observadas pelo parâmetro RMSSD, e como tal este parâmetro é também utilizado para o cálculo do índice PNS. No domínio das frequências, a componente RSA é tipicamente observada como um pico na banda das altas frequências (HF) no espectro dos intervalos *RR*. Esta componente das altas frequências está centrada na frequência

respiratória e a sua potência está correlacionada com o RMSSD. A potência desta componente das altas frequências em unidades normalizadas fornece um índice alternativo para a atividade parassimpática e da mesma forma, a componente da baixa frequência em unidades normalizadas (ou o rácio LF/HF) tem sido vastamente utilizado como índice da atividade simpática ou do equilíbrio simpátovagal (Malik, 1996). O problema com a componente da alta frequência é que no caso de respiração espontânea, em particular quando a frequência respiratória normal do indivíduo é baixa (inferior a 0.15Hz ou 9 respirações/min), a componente RSA é parcial ou totalmente sobreposta com a componente da frequência baixa. Sabe-se que o índice SD1 do gráfico de Poincaré está relacionado com o RMSSD (Carrasco, 2001) e o rácio SD2/SD1 correlaciona-se com o rácio LF/HF, como tal, o valor normalizado SD1 é o terceiro valor utilizado para o cálculo do índice PNS no software kubios HRV (Oy., 2019).

No *software kubios HRV*, o índice SNS é calculado com base na média da FC (bpm), no índice de *stress* de Baevsky's e no SD2 (%). A média da FC é usada neste cálculo uma vez que o aumento da FC está relacionado com aumento da ativação cardíaca simpática. O índice de *stress* de Baevsky's está fortemente ligado à atividade nervosa simpática. O parâmetro normalizado do gráfico de Poincaré SD2 é um índice do equilíbrio simpátovagal sendo por isso também utilizado para o cálculo do índice SNS. Relativamente à interpretação dos índices PNS e SNS, um valor zero para o índice PNS (ou SNS) significa que os parâmetros que refletem atividade parassimpática (ou simpática) são em média iguais à média da população normal. Valores não nulos dos índices PNS e SNS descrevem quantos desvios padrão abaixo (valores negativos) ou acima (valores positivos) os valores dos parâmetros estão, dos valores normais médios da população (Oy., 2019).

## 2.4 EEG

No sistema nervoso central, quando um neurónio é ativado por outro neurónio, através de potenciais de ação aferentes, são desencadeados potenciais pós-sinápticos nas dendrites apicais dos neurónios. Quando isto acontece, a membrana da dendrite apical fica despolarizada e eletronegativa, comparando com o soma celular (Baillet,

2011; Speckmann, 2012). Como consequência da diferença deste potencial, existe um fluxo de corrente do soma não excitado para a dendrite apical excitada, o que cria uma polaridade negativa à superfície (Speckmann, 2012). Em contrapartida, quando a excitação ocorre no soma, o fluxo de corrente dá-se no sentido inverso. O sinal de EEG representa a diferença de potencial entre dois elétrodos, um ativo e um de referência.

Acredita-se que as oscilações de EEG observadas ao nível do escalpe, são geradas pela soma de potenciais pós-sinápticos excitatórios e inibitórios em neurónios piramidais corticais (Speckmann, 2012), devido aos seus troncos dendríticos se encontrarem consistentemente paralelos entre si e perpendiculares à superfície cortical, tal permite a soma e propagação do sinal até à superfície do escalpe (Nunez PL, 2000).

De uma forma geral, baixas frequências como por exemplo, delta e teta, revelam grandes amplitudes devido a um elevado grau de sincronização, em contrapartida, frequências elevadas, como é o caso de beta e gama, revelam pequenas amplitudes, devido a um elevado grau de dessincronização da atividade neuronal subjacente (Cacioppo, 2000).

#### 2.4.1 Bandas de Frequência

- Banda delta (1-4 Hz)

As oscilações delta refletem atividade de frequência baixa (1-4 Hz) tipicamente associada com sono em seres humanos saudáveis e patologias neurológicas. Em adultos, tem se verificado que a potência delta aumenta com a proximidade a lesões cerebrais e tumores, durante anestesia, e durante o sono. Estas oscilações são também predominantes em crianças durante os primeiros dois anos de vida. Com base em evidência científica, acredita-se que a atividade delta é maioritariamente um ritmo inibitório (Cacioppo, 2000).

- Banda teta (4-8 Hz)

A atividade teta é predominante durante o sono. Durante o período acordado, tem-se descrito dois tipos de atividade teta em adultos. No primeiro verifica-se uma distribuição



em todo o escalpe, e está relacionado com a diminuição do estado de alerta (sonolência). O segundo, normalmente localizado na linha média frontal, tem sido associado a atenção focada, esforço mental, e processamento de estímulo eficaz (Cacioppo, 2000).

- Banda alfa (8-13 Hz)

Em indivíduos adultos saudáveis a atividade alfa tem uma amplitude típica entre 10 e 45  $\mu\text{V}$ , e pode ser observada durante o estado relaxado acordado, no entanto observa-se algumas diferenças de amplitude entre indivíduos. Os ritmos alfa apresentam maiores amplitudes nas regiões posteriores, particularmente, nas regiões occipital-temporal e parietal posteriores, e podem ser melhor observados durante períodos de repouso, em que os indivíduos se encontram com os olhos fechados. Verifica-se que os ritmos alfa são notoriamente diminuídos ou mesmo abolidos com o abrir dos olhos, alerta repentina, e concentração mental (Cacioppo, 2000).

- Banda beta (13-30 Hz)

Em indivíduos adultos a atividade beta tem uma amplitude de 10-20  $\mu\text{V}$ , apresenta uma distribuição simétrica fronto-central e tipicamente substitui o ritmo alfa durante uma atividade cognitiva. Tem se verificado que o ritmo beta aumenta com a atenção. Assim, os resultados observados sugerem que este ritmo reflete um aumento da atividade excitatória, particularmente durante atenção focada (Cacioppo, 2000).

- Banda gama (36-44 Hz)

As oscilações gama estão associadas à atenção, excitação e reconhecimento de objetos. Vários resultados científicos têm indicado que a atividade gama está diretamente associada à ativação cerebral. Vários estudos observaram aumento das oscilações gama durante vários processos mentais, incluindo percepção e aprendizagem. Tem sido também observado, maior atividade gama durante o estado acordado, atividade gama intermédia durante o sono REM, e atividade gama baixa durante o sono (Cacioppo, 2000).

### 2.4.2 Processamento EEG

A análise de EEG pode ser feita recorrendo a abordagens lineares e não lineares. Dentro das análises lineares, as mais comuns são a análise espectral e análise da coerência. A análise da coerência permite medir quantitativamente as interações dinâmicas e funcionais entre os sinais de EEG registados em diferentes localizações do escalpe, e como tal estudar as redes neuronais estabelecidas. Outras abordagens lineares são, por exemplo, as análises tempo-frequência, nomeadamente o espectrograma e a análise de wavelets. Estas análises permitem também ter em consideração o tempo, ao contrário da análise espectral que apenas permite o estudo das frequências. Ainda dentro das abordagens lineares é importante referir mais duas, uma é a eletroencefalografia quantitativa, na qual são utilizadas várias variáveis da análise espectral e da análise de coerência, juntamente com informação demográfica e clínica, e por fim o mapeamento de EEG na qual, num determinado momento, são considerados os valores de cada eletrodo, e por interpolação é exibida a distribuição da atividade elétrica cerebral (Cacioppo, 2000). Relativamente, às abordagens não lineares, alguns exemplos são, a entropia multi-escala e DFA (Duque, 2017).

## 3. Estado da Arte

### 3.1 *Mindfulness*, redução de *stress*, ansiedade e depressão

Tem-se verificado que a prática de meditação *mindfulness* tem influência na redução de *stress* (Chiesa A. &, 2009; Creswell, 2014; Yi-Yuan Tang, 2007; Jacobs, 2013; Tang Y.-Y. , 2014), bem como de outros sintomas psicológicos, como é o caso da depressão, ansiedade e função cognitiva (Stratford, 2014; Paller, 2014; Jimenez, 2010; Chiesa A. &, 2010).

O cérebro é alvo alterações bioquímicas e hormonas relacionadas com *stress*. Este adapta-se sofrendo alterações funcionais e estruturais em resposta a níveis de *stress*, considerados normais, contudo pode levar a danos quando o *stress* é excessivo (Bruce S. McEwen, 2013). Alguns estudos sugerem que a vulnerabilidade associada à plasticidade cerebral induzida por *stress* é particularmente relevante no córtex pré-frontal, hipocampus, amígdala, e outras áreas associadas a memórias relacionadas com medo e comportamentos de autorregulação (Bruce S. McEwen, 2013; Mcewen, 2011).

Um estudo verificou que *stress* crónico induz menor capacidade em alterações do foco de atenção. Tal ocorreu paralelamente a uma redução das dendrites apicais da arborização no córtex pré-frontal medial, e menor quantidade de conexões *feedforward* no córtex pré-frontal em indivíduos sob *stress*, estes efeitos passaram quando foi removido o estímulo causador de *stress* (Liston, 2009). Outros estudos têm também demonstrado que níveis de *stress* moderados a elevados conduzem possivelmente, a um aumento do volume da amígdala, mas também a uma redução do volume do córtex pré-frontal e do hipocampo (Davidson R. &, 2012). Por outro lado, o treino de *mindfulness* tem vindo a mostrar aumento da densidade da matéria cinzenta no hipocampo (Holzel, 2010). Além disso, após treino de *mindfulness*, verificou-se reduções

no *stress* percebido, e que estas reduções estavam correlacionadas com diminuição na densidade da matéria cinzenta da amígdala (Holzel, 2010).

Um estudo de revisão, sobre o efeito da prática de *mindfulness* na ansiedade e depressão, em indivíduos com problemas de saúde, verificou que terapia à base de prática de *mindfulness* produziu reduções significativas na ansiedade de pacientes diagnosticados com transtornos de ansiedade (7 estudos), cancro (8 estudos), distúrbios da dor (5 estudos) mas não em pacientes com depressão (1 estudo). Relativamente à depressão, observou-se reduções significativas da mesma nos pacientes independentemente da sua condição clínica. A análise por base do tipo de terapia, MBCT ou MBSR revelou eficácia tanto para redução de ansiedade como de depressão (Hofmann, 2010).

Outro estudo de revisão, incidente no *stress* sentido por familiares cuidadores de indivíduos com demência, verificou que a intervenção à base de meditação *mindfulness* teve resultados moderados tanto ao nível do *stress* como da depressão. Comparando com grupos de controlo que tinham apoio social, a intervenção de *mindfulness* no grupo de estudo verificou maiores reduções dos níveis de *stress* e depressão dos cuidadores (Kor, 2017).

### 3.2 *Mindfulness*, EEG, ECG e EDA

A Eletroencefalografia (EEG) é uma técnica não invasiva que analisa aspetos espaço-temporais da atividade cerebral, providenciando uma medida da sincronização em larga escala das redes neuronais (Cacioppo, 2000). Os padrões da atividade de EEG têm sido estudados para diferentes estados de meditação. Uma característica comum encontrada na meditação, foi a sincronização das bandas teta e alfa, que tem sido verificada durante atenção dirigida (Fell, 2010). Esta sincronização tem sido observada em diferentes tipos de meditação, incluindo *mindfulness*, bem como meditação transcendental, que envolve atenção focada num mantra. No entanto, diferentes tipos de meditação têm sido associados a padrões de frequência únicos. Por exemplo, meditação *mindfulness* tem sido associada a um aumento da potência alfa, enquanto a atenção focada tem sido associada a um aumento da atividade gama (Hinterberger,

2014). Outro aspecto importante a considerar é a localização. Por exemplo, o aumento de alfa tem sido localizado nas regiões frontais (Takahashi, 2005), mas também nas regiões posteriores (Lagopoulos, 2009).

Além disto, a análise de EEG durante a meditação é afetada conforme a tarefa de controle é um estado de repouso ou uma tarefa cognitiva. Por exemplo, verificou-se um aumento da amplitude teta durante a meditação, em comparação com um estado de repouso, no entanto, este aumento era comparável, em amplitude, ao que se verificava durante a execução de uma tarefa de atenção, com esses padrões ainda mais modulados pela experiência do meditador (Ridge, 2013).

Uma revisão sistemática revelou que a meditação *mindfulness* estava comumente associada ao aumento das potências alfa e teta quando comparado com um estado de repouso com os olhos fechados, tanto em meditadores experientes como inexperientes. E que não foram encontrados padrões consistentes em relação às bandas beta, delta e gama. Os aumentos das potências dos ritmos alfa e teta foram encontrados tanto em indivíduos saudáveis, como em indivíduos com patologias (Lomas T. &., 2015).

Um estudo, cujo objetivo foi investigar a natureza caótica da dinâmica da atividade elétrica do cérebro e do coração, e possivelmente correlacioná-las, após um curso de *mindfulness* de 8 semanas, verificou um aumento da potência das ondas alfa e beta, e diminuição da potência das ondas delta, durante o treino de *mindfulness* em comparação com o estado de repouso. Verificaram também, através da análise da entropia através de *Wavelets*, que a meditação *mindfulness* poderia reduzir a atividade caótica em ambos o EEG e frequência cardíaca. Outra observação feita pelos autores do estudo foi que, a atividade caótica do cérebro e do coração se tornou mais coordenada durante o treino de *mindfulness* (Jl, 2016).

Relativamente à relação entre meditação *mindfulness* e a análise de sinal de EDA encontrou-se evidência que o treino de *mindfulness* reduz a excitação psicológica (resposta galvânica mais fraca) em meditadores quando comparado com o grupo de controle (Grecucci, 2015; Goleman DJ, 1976). Verificou-se também diminuição da resposta galvânica em indivíduos do sexo feminino que praticaram este estilo de

meditação pela primeira vez após o treino de meditação, com maiores alterações nos indivíduos com expectativas positivas (MM, 1985). Outro estudo verificou diminuição da condutância da pele durante o estado de meditação e durante o estado de repouso seguinte, num tratamento de redução de *stress* aplicando a meditação *mindfulness* (Lush E, 2009). Contudo um outro estudo não encontrou estas alterações fisiológicas (Erisman SM, 2010). Verificou-se também redução da condutância na pele no estado basal devido a meditação *mindfulness* quando comparando com um grupo de controlo, tendo estas diferenças atingido significância estatística. Contudo ao aplicar diferentes estratégias, (estratégia cognitiva e estratégia experiencial derivada do *mindfulness*) não se obteve significância nos resultados, apesar de existirem duas tendências visíveis, os autores consideraram que tal poderia ser pelo facto da implementação da estratégia regulatória poder ser eficaz (Grecucci, 2015). Importante também referir que, a maioria dos estudos registaram a condutância da pele durante a prática de meditação e não durante uma tarefa experimental independente desse treino (Grecucci, 2015).

### 3.3 Stress, EEG, ECG e EDA

O *stress* afeta o organismo principalmente por dois caminhos, pelo eixo hipotálamo-pituária-adrenal e pelo sistema nervoso simpático, estes sistemas encontram-se altamente coordenados. O SNP ao retirar o seu efeito inibitório, promove a resposta do SNS ao *stress* conhecida como “*fight or flight*”. Durante a resposta de *stress* o eixo HPA desencadeia uma série de alterações endócrinas. O SNP é fundamental para aliviar a resposta de *stress* ao inibir o SNS e/ou o eixo HPA. Assim a resposta de *stress* ocorre quando as necessidades fisiológicas de um organismo deixam de ser cumpridas pelo SNP. Como tal a medida do tom parassimpático pode servir como um índice de *stress* ou de vulnerabilidade ao mesmo (Kim, 2018). Verificou-se diminuição do tom vagal nos indivíduos que percecionam maior nível de *stress* (Dishman RK, 2000). Tem sido postulado, que ambos *stress* psicológico e fisiológico contribuem para alterações na pressão arterial, FC, HRV, pressão sanguínea sistólica, e aumento da atividade simpática no grupo de *stress* quando comparado com o grupo de controlo (Endukuru CK, 2016).

O sistema cardiovascular é um sistema fisiológico rico, com muitos subsistemas de regulação, que estão sujeitos ao sistema nervoso autónomo, bem como influências humorais. Consequentemente, é extremamente sensível a processos neuro-comportamentais. A complexidade do sistema cardiovascular explica a sua suscetibilidade a uma grande variedade de distúrbios, muitos dos quais impactados por fatores fisiológicos como o *stress* (Cacioppo, 2000). Um estudo de revisão relativo a *stress* ocupacional, onde foi estudado a variabilidade da frequência cardíaca verificou que ao aumento de *stress* estava associada uma diminuição da variabilidade da frequência cardíaca, e especialmente uma redução da ativação parassimpática. Mais concretamente, os autores observaram diminuição da variabilidade da frequência cardíaca associada ao aumento de *stress* em 8 estudos, e não detetaram esta associação em 2 estudos.

Relativamente à relação entre *stress* e análise de EDA, tem se verificado em diversos estudos, aumento do SCL (*skin conductance level* – nível da condutância da pele) durante um teste emocional, em comparação com o estado de repouso (Carter, 2008), aumento do SCR durante um teste de aritmética mental em comparação com o repouso (Setz, 2010); aumento do SCR (*skin conductance response* – resposta da condutância da pele) durante testes de *stress* (teste aritmético, visualização de imagens negativas/positivas, audição de ruído branco), em comparação com o repouso (Reinhardt, 2012); e aumento do SCA (*skin conductance amplitude* – amplitude da condutância da pele) durante a aplicação de estímulos indutores de *stress* (Visnovcova, 2016). Verificou-se também, que o SCA diminuía durante a fase de recuperação do teste, no entanto mantinha-se mais elevado do que durante o repouso, e que tal poderia estar relacionado com hiperatividade simpática durante a fase de recuperação, indicando potencialmente um processo inibitório retardado da atividade simpática (Visnovcova, 2016).

Têm também sido conduzidos vários estudos que analisaram o *stress* por via do eletrencefalograma (Choi, 2015). Um estudo em particular, no qual foram observados vários estímulos causadores de *stress* num ambiente fechado, tais como, aumento da

temperatura, barulhos de tráfego e odores irritantes, e estímulos que melhoravam o *stress* como, sons da natureza, temperatura amena, presumiu com base nos resultados obtidos que, a diferença no mapeamento cerebral para a onda alfa no lobo frontal é útil para avaliar se um ambiente é livre de *stress* e que, a diferença no mapeamento cerebral para a onda beta no lobo temporal é útil para avaliar se um ambiente é indutor de *stress* (Choi, 2015).



## 4. Procedimento Experimental

A aquisição dos sinais eletrofisiológicos estudados neste projeto, não foram recolhidos durante o mesmo, contudo neste capítulo será feita uma breve descrição das condições em que os dados foram recolhidos, com o objetivo de melhor se perceber os resultados.

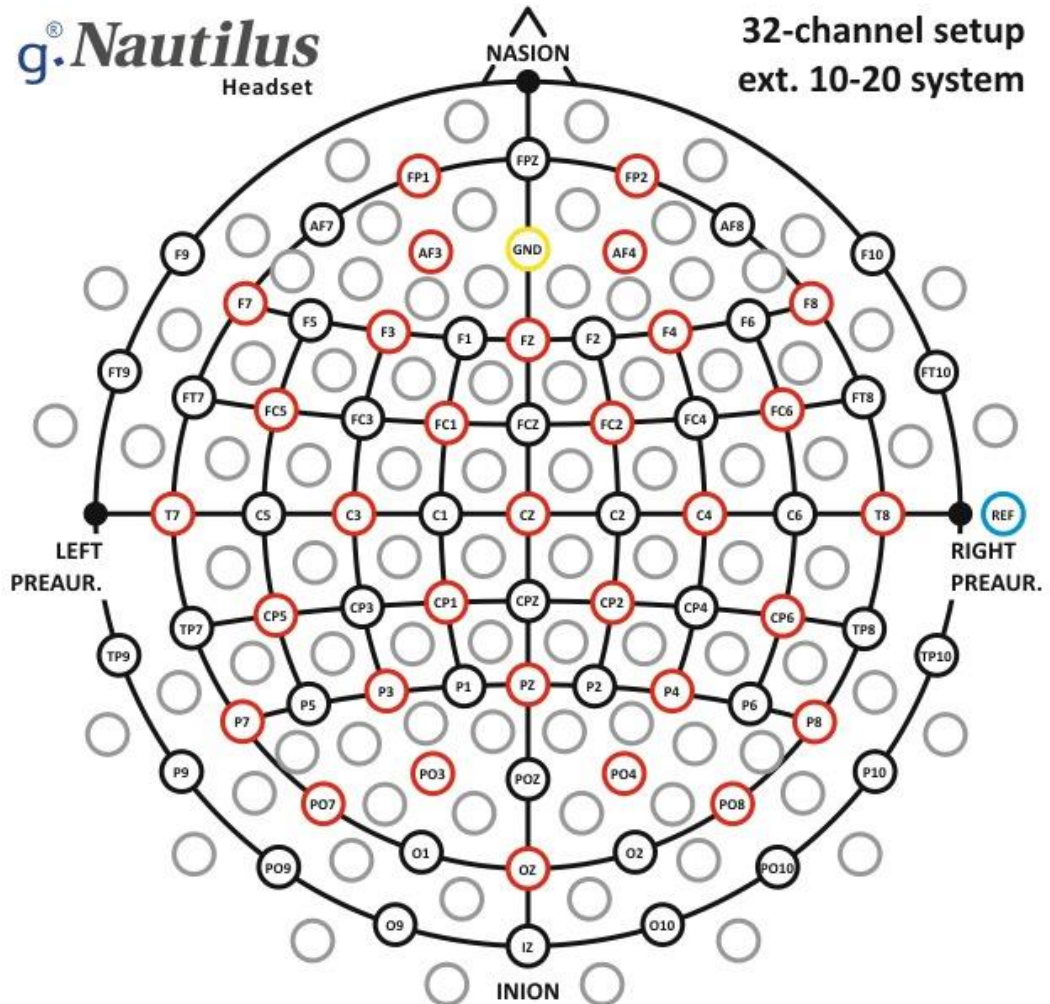
### 4.1 Caracterização da amostra

O método de amostragem é não probabilístico por seleção racional, ou seja, os elementos da população não têm a mesma probabilidade de ser incluídos na amostra, tendo sido escolhidos de acordo com as características e objetivos do estudo (Fortin, 2009). A informação sobre o recrutamento para o estudo foi disponibilizada através de um póster na Faculdade de Ciência e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa e foi feito um anúncio via e-mail para todos os alunos, professores e trabalhadores da universidade. Ambos continham um *link* onde todos os voluntários interessados podiam obter informações mais detalhadas sobre o curso de MBSR (duração, nome do instrutor, horário...). De seguida, foi feita uma pré-seleção através de um pequeno inquérito, que excluiu indivíduos que já tinham praticado meditação *mindfulness* ou que não tinham disponibilidade para participar em todo o curso e nas quatro recolhas de sinal. A amostra foi composta por 25 sujeitos saudáveis sem precedentes clínicos, 9 do sexo masculino, com média de idades 26,0 anos e desvio padrão 7,1 anos. Dos 25 sujeitos 23 são estudantes e 2 são empregados da Faculdade de Ciência e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa, um dos quais com educação superior.

### 4.2 Materiais e Métodos experimentais

Os equipamentos utilizados para a recolha de sinal de EEG, ECG e EDA, foram o *g.Nautilus* com 32 elétrodos para a medição de sinal de EEG, o *g.Nautilus Multi-Purpose* de 32 elétrodos, para medição de sinal de EEG e ECG e o *biosignalsplux* para medição

do sinal de ECG e EDA. As figuras 4-1, 4-2 e 4-3, representam respetivamente, a localização dos eléctrodos no sinal de EEG, ECG e EDA.



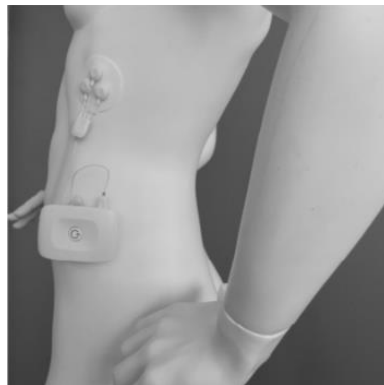
**Figura 4-1** Localização dos eléctrodos do equipamento utilizado para a aquisição de sinal de EEG a vermelho (Retirado de manual de utilizador g.nautilus).

As medidas foram recolhidas em 4 fases distintas, antes do curso de meditação *mindfulness* de 8 semanas (sessão 1), a meio do curso (sessão 2), no final do curso (sessão 3) e dois meses depois da conclusão do curso (sessão 4). Na primeira fase a recolha de EEG, e ECG foi feita com o equipamento *g.Nautilus Multi-Purpose*, com 32 eléctrodos ativos no caso do sinal de EEG, e com uma frequência de amostragem de 250 Hz. O gel utilizado foi o ECI *Electro-Gel*, que é constituído por água, Cloreto de sódio, Aragum T-1998 (Goma Acácia, Goma Guar, Goma Xantana), Bitartato de potássio

(Creme de Tártaro), Glicerina, Metilparabeno e Propilparabeno. Nas restantes três fases, a recolha de sinal de EEG foi feita com o equipamento *g.Nutilus* com 32 elétrodos ativos, e frequência de amostragem 250 Hz. O sinal de ECG foi adquirido com o equipamento *biosignalsplux*, com uma frequência de amostragem de 500Hz e resolução 16 bits. Esta alteração de equipamento foi consequência de uma avaria no equipamento utilizado na primeira fase. Nas quatro fases a aquisição de sinal de EDA foi feita com o *biosignalsplux* com uma frequência de amostragem de 500Hz e uma resolução de 16 bits. A função de transferência utilizada pelo equipamento de recolha de sinal de EDA é dada por:

$$EDA (\mu S) = \frac{ADC \cdot VCC}{2^n \cdot 0,12} \quad (21)$$

onde  $EDA (\mu S)$  é o valor do EDA em *microsiemens*,  $ADC$  é o valor amostrado do canal,  $VCC = 3V$  (tensão operacional), e  $n$  é o número de bits do canal.

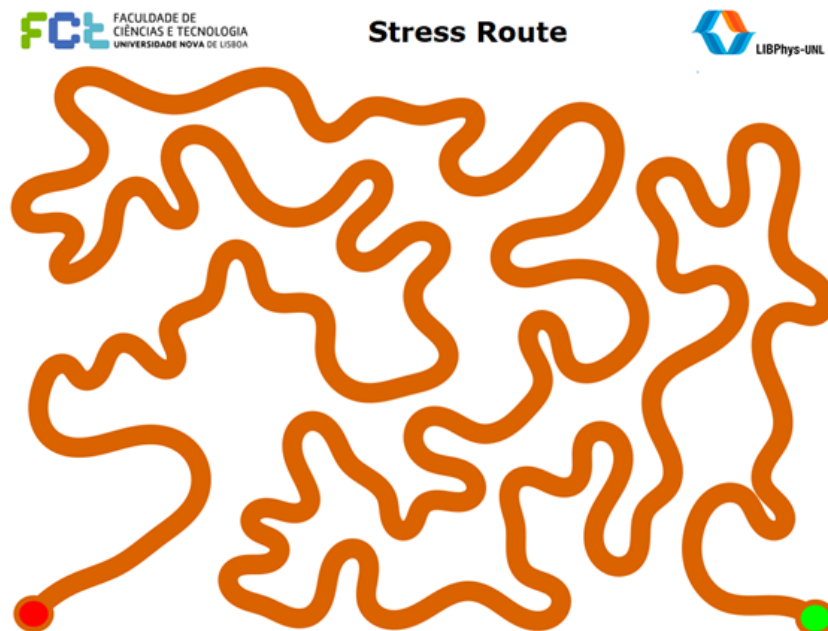


**Figura 4-2** Posição dos elétrodos utilizados para o protocolo aplicado para realização do ECG.  
Retirado de (Biosignalsplux, Electrocardiography (ECG) Sensor Data Sheet, 2020).



**Figura 4-3 Posição dos elétrodos utilizados para o protocolo aplicado para realização do EDA.**  
Retirado de (Biosignalsplux, Electrodermal activity (EDA) Sensor Data Sheet, 2020).

A recolha destes sinais foi feita durante a execução de uma tarefa motora indutora de *stress*, com uma duração de 5 minutos. A figura 4-4 representa o trajeto que os indivíduos tiveram de percorrer durante a tarefa motora com o cursor do rato. Caso o cursor do rato saísse do trajeto a laranja, o indivíduo teria de iniciar novamente o percurso. Importante referir que como fator de *stress* adicional, o movimento do cursor foi deformado artificialmente usando uma função seno trigonométrica que o desviava do percurso.



**Figure 4-4 Ilustração do trajeto da tarefa motora indutor de *stress*.**

- **Processamento de EDA**

A análise dos parâmetros de EDA foi feita a cada 2 segundos, em todo o sinal adquirido, uma vez que se considera todo o teste como um teste indutor de *stress*. O sinal de EDA foi processado recorrendo ao Software *ledalab* (Ledalab, 2020). Antes de se obter os vários índices, fez-se uma análise visual da qualidade da divisão da atividade tónica e fásica do sinal, e de seguida ajustou-se os valores de *tau1* e *tau2*, correspondendo à fundamentação da forma da resposta de condutância da pele, para se obter uma divisão favorável, as figuras 4-5 e 4-6 representam respetivamente, um sinal não ajustado e o mesmo sinal ajustado.

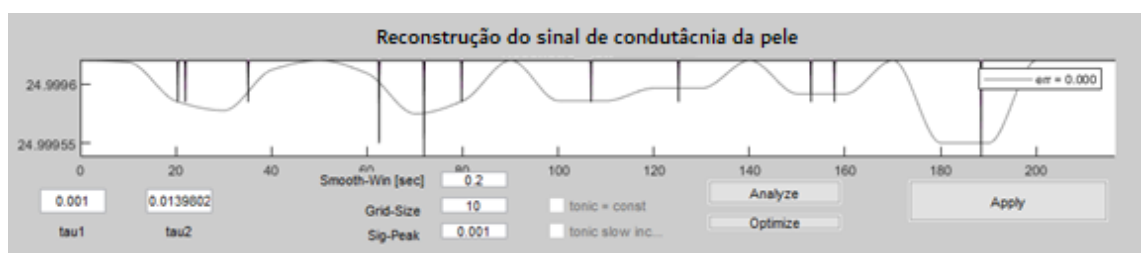


**Figura 4-5** Sinal de EDA sem ajuste das fases tónica e fásica.



**Figura 4-6** Sinal de EDA com ajuste das fases tónica e fásica.

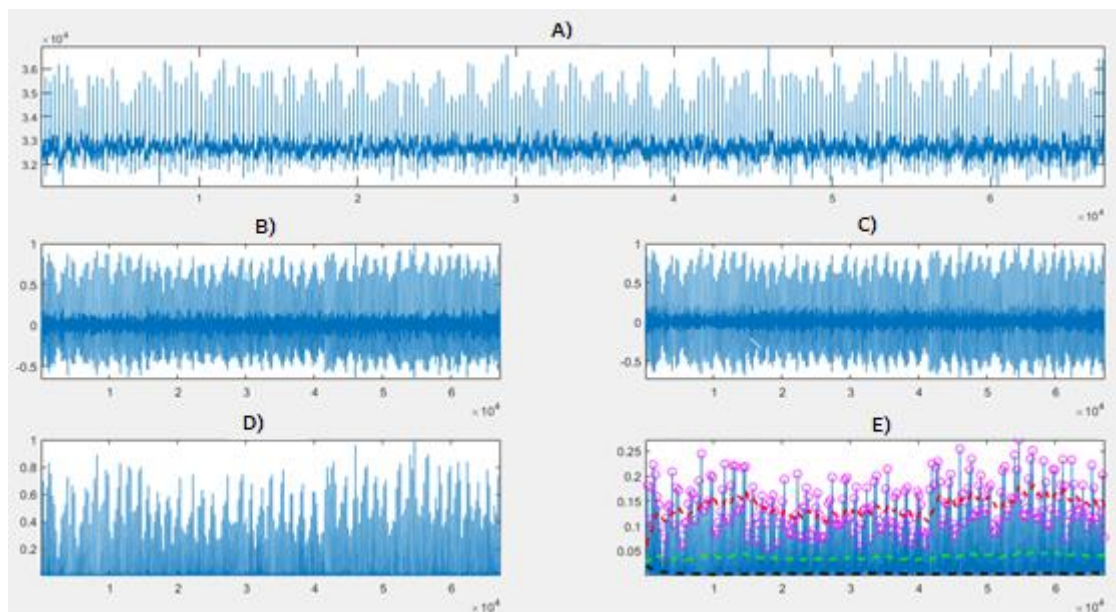
Os sinais dos indivíduos 4, 14, 15, 17 (sessão 4), 21 (sessão 2) e 25 foram removidos da análise estatística uma vez que se encontravam saturados, a figura 4-7 representa um sinal saturado. Um sinal saturado pode ser resultado de má colocação ou adesão dos elétrodos à pele, ou de um estado de transpiração acima do comum.



**Figura 4-7** Exemplo de um sinal de EDA saturado.

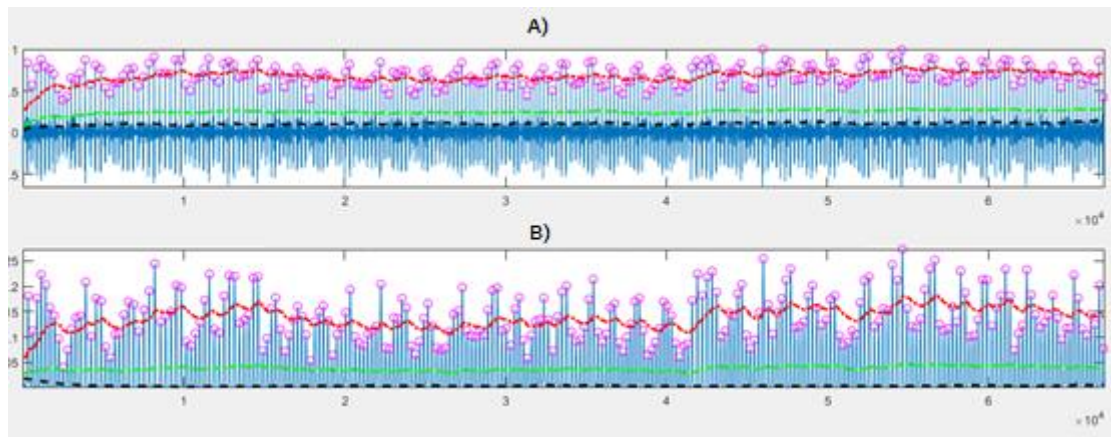
- **Processamento de ECG**

Para se obter a série de intervalos *RR*, que foi posteriormente analisada utilizando o *software* Kubios HRV (Tarvainen MP et al., 210-220), foi utilizado o algoritmo de detecção de complexos QRS de “Pan and Tompkins” (Sedghamiz. H, 2014; PAN.J, 1985). Este algoritmo identifica os complexos QRS com base na análise da inclinação, amplitude, e largura dos dados de ECG. Este implementa um filtro passa banda (5-15 Hz), que pode diminuir a detecção de complexos QRS falsos, causada por vários tipos de artefactos presentes no sinal de ECG. O algoritmo ajusta automaticamente e periodicamente os limiares e parâmetros (Sedghamiz, 2014), para se adaptar as alterações na morfologia do complexo QRS e na frequência cardíaca (PINGALE, 2014). As figuras 4-8 e 4-9 representam o processamento do sinal de ECG, recorrendo ao algoritmo de detecção de complexos QRS de “Pan and Tompkins”.



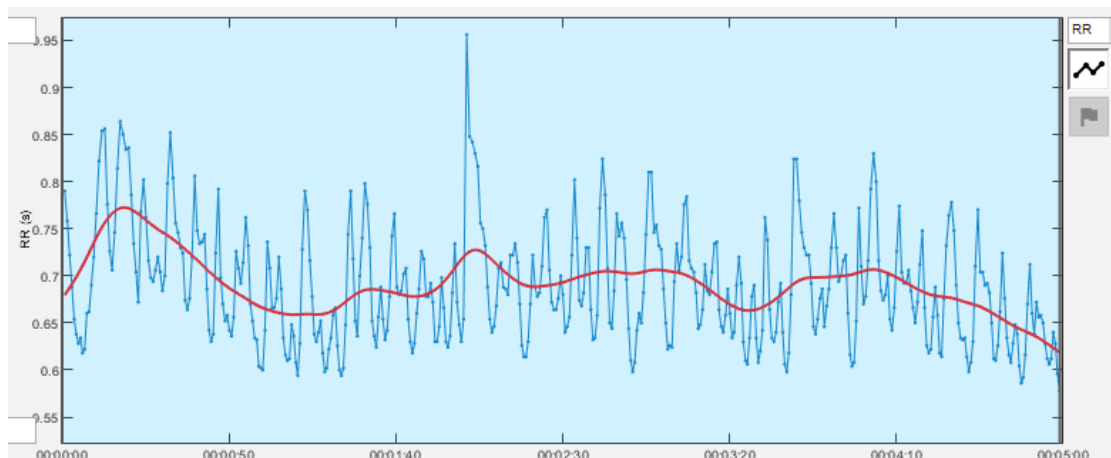
**Figure 4-8** Processamento sinal ECG, recorrendo ao algoritmo de detecção de complexos QRS de “Pan and Tompkins”. A) Sinal ECG não filtrado, B) Sinal ECG após filtro passa banda, C) Sinal ECG após filtro derivativo, D) sinal ECG ao quadrado, E) Média do sinal com 30 amostras de comprimento, ruído a preto, limiar adaptativo a verde, nível do sinal a vermelho, círculos violeta correspondem aos picos R.



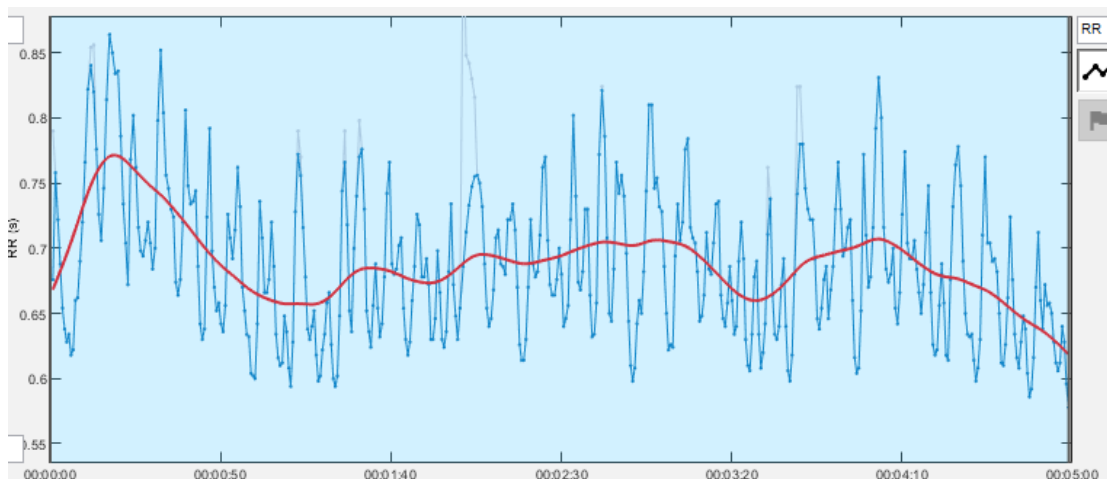


**Figure 4-9** Identificação de picos *RR* recorrendo ao algoritmo de deteção de complexos QRS de “Pan and Tompkins”. A) Identificação dos complexos QRS no sinal filtrado, B) Identificação dos complexos QRS no sinal após ser elevado ao quadrado e filtrado com filtro média móvel, ruído a preto, limiar adaptativo a verde, nível do sinal a vermelho, círculos violeta correspondem aos picos R.

Após o cálculo dos intervalos *RR*, analisou-se a VFC recorrendo ao *software Kubios HRV*. De seguida inspeccionou-se visualmente o sinal e removeu-se, caso existissem, artefactos, como por exemplo batimentos a mais ou a menos. Na figura 4-10 pode-se observar um sinal com um pico muito elevado próximo dos 2 minutos, que se poderá dever a um batimento que não foi detetado. A figura 4-11 representa o mesmo sinal com o artefacto corrigido.



**Figura 4-10** Sinal de VFC, ao longo do tempo (minutos) analisado recorrendo ao *software Kubios HRV*, com um possível artefacto próximo dos 2 minutos.

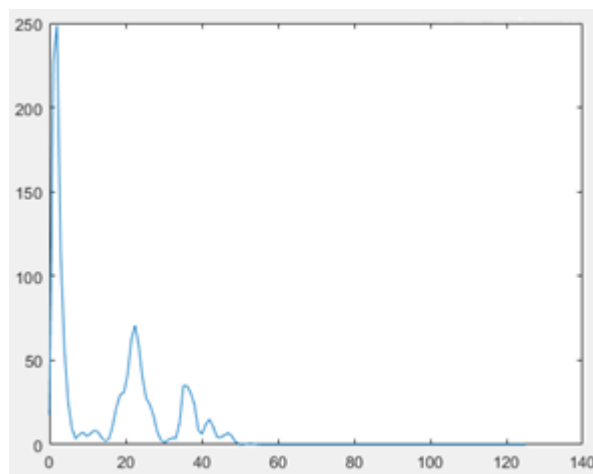


**Figura 4-11** sinal de VFC, ao longo do tempo (minutos) analisado recorrendo ao software Kubios HRV, com remoção de artefactos.

- **Processamento de EEG**

A atividade elétrica do cérebro registada encontra-se sempre contaminada com artefactos, que podem afetar a análise do sinal de EEG. Os artefactos são principalmente causados por interferência da rede, elevada impedância dos elétrodos, movimentos oculares, atividade cardíaca e atividade muscular (Jiang, 2019). Como tal, antes da análise do sinal de EEG, foi feita a remoção de alguns destes artefactos, aplicando dois filtros em cascata, um filtro passa baixo com uma frequência de corte de 45Hz para remover artefactos da rede e contrações musculares, e um filtro passa alto, com uma frequência de corte de 3Hz para remover artefactos oculares. De seguida, procedeu-se ao cálculo do espectro de potência, figura 4-12. Devido à elevada amplitude do primeiro pico, nas frequências baixas, este pode interferir com o cálculo da potência relativa Teta (5-8 Hz) e possivelmente Alfa (8-13 Hz), pelo que se calculou a potência total a partir dos 5Hz. A potência relativa da banda teta corresponde ao quociente da potência entre os 5 e 8 Hz, pela potência absoluta. A potência relativa da banda Alfa corresponde ao quociente da potência entre os 8 e 13 Hz, pela potência absoluta. Por fim, a potência relativa da banda beta corresponde ao quociente da potência entre os 13 e 30 Hz, pela potência absoluta.





**Figure 4-12** Espectro de potência para o indivíduo 1, sessão 1. Cujas unidades são Hz (eixo horizontal) e  $\mu V^2$  (eixo vertical).

Adicionalmente ao estudo da potência relativa para as várias bandas de frequência, estudou-se também a assimetria frontal para a banda de frequências alfa. O cálculo do índice FAA (*frontal alpha asymmetry index*) foi realizado recorrendo à densidade espectral da potência da banda de frequências alfa normalizada (8-13Hz), dos canais frontais esquerdo F3, e direito F4, onde estas potências são subtraídas ( $\ln\text{PSD F4} - \ln\text{PSD F3}$ ) (Fischer Nastassja L., 2018). Este índice foi obtido usando a *toolbox* do EEGLAB desenvolvida por Michael Tesar (Tesař., 2016) figura 4-13.

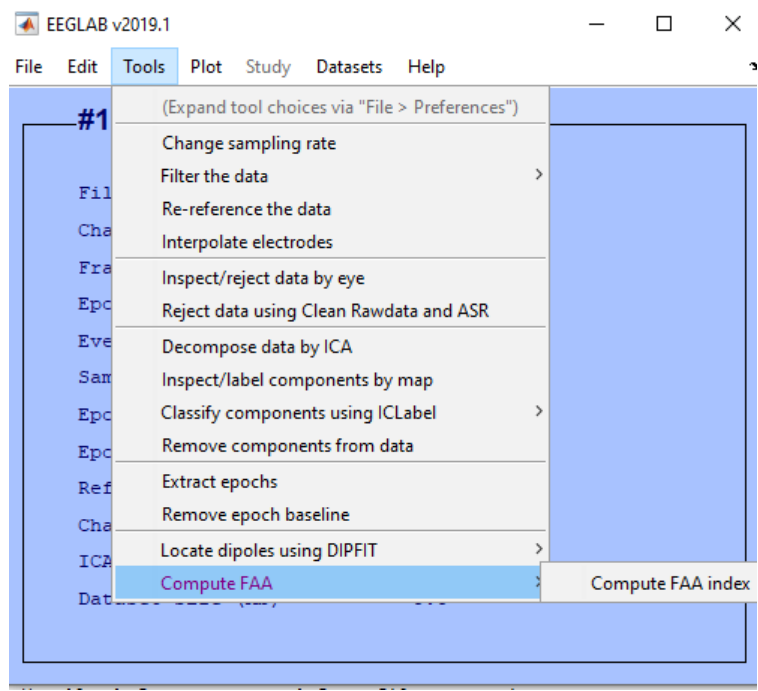


Figure 4-13 Figura ilustrativa da interface eeglab.

## 5. Análise e discussão de resultados

foi avaliado com base no valor  $p$  fornecido pelos testes usados. O valor  $p$  consiste na probabilidade de rejeitar ou não rejeitar a hipótese nula ( $H_0$ ).  $H_0$  é a hipótese em que é aceite que não existe diferença entre dois grupos de uma variável específica. O valor  $p$  mede a evidência contra a hipótese nula. Quanto menor for o  $p$ , maior é a evidência contra a hipótese nula. O valor  $p$  deve ser comparado com um valor  $\alpha$  determinado à priori, sendo este valor  $\alpha$  a quantidade de erro tipo I que se está disposto a aceitar. O erro tipo I consiste em rejeitar erradamente a hipótese nula, ou seja, dizer que há diferença entre dois grupos para a mesma variável quando não há. O valor  $\alpha$  mais usado é 0,05, no entanto, em certas situações pode-se usar valores  $\alpha$  maiores, tipicamente 0,10, 0,15 ou mesmo 0,20. Existem várias situações que podem afetar o valor  $p$  tais como dimensão da amostra, intensidade da relação entre os dois grupos ou erros (sistemáticos, fortuitos, de truncatura...) (Thiese, 2016). Neste estudo, o valor de  $\alpha$  definido foi 0,10.

### 5.1 Atividade Electrodermica

#### 5.1.1 Resultados gerais

- **Número de respostas de condutância da pele**

Relativamente ao número de respostas de condutância da pele acima do limiar, calculadas por meio da análise de decomposição contínua (CDA), verificou-se diminuição entre as sessões 1 e 2, 3 e 4, e aumento entre as sessões 2 e 3, 1 e 3, ver figura 5-1. Verificou-se significância estatística apenas entre as sessões 2 e 3, ou seja entre meio e fim do curso de *mindfulness*, com valor  $p$  igual a 0.05. Os resultados obtidos entre as sessões 2 e 3 são contrários ao que seria de esperar, uma vez que o aumento

deste índice tem sido associado a resposta de *stress* (Kogler, 2015), e que a prática de *mindfulness* tem sido relacionada com diminuição de *stress* (Kabat-Zinn J. M., 1992; Chiesa A. &, 2010; Desrosiers, 2013; Evans, 2008; Garland, 2011; Hofmann, 2010). Contudo existem estudos que reportaram não encontrar diferenças para este índice entre o grupo de controlo e o grupo sujeito a *stress* (Hernandez, 2014).

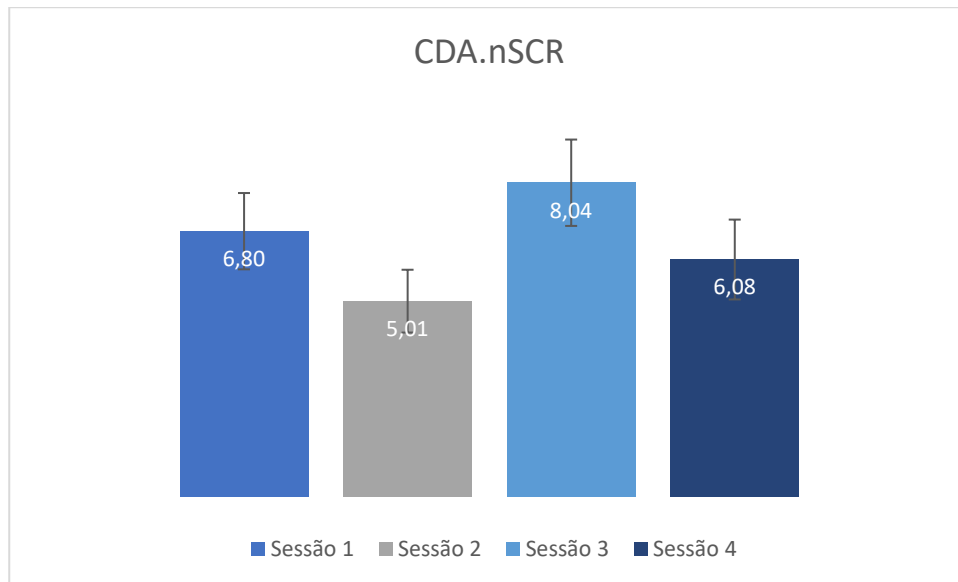
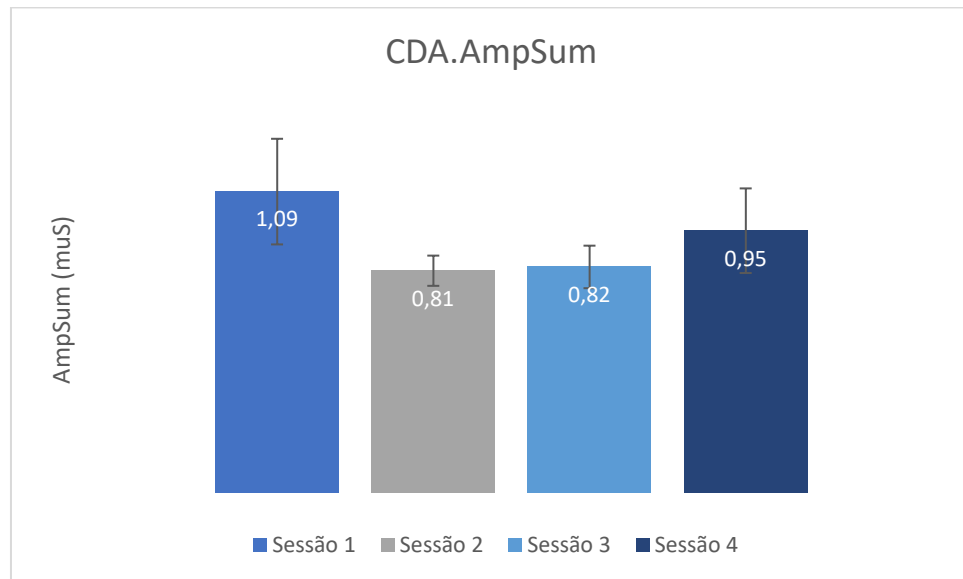


Figura 5-1 Número de respostas de condutância da pele, pela análise CDA.

- **Amplitude das respostas da condutância da pele**

Para a soma da amplitude das respostas de condutância da pele, verificou-se diminuição entre as sessões 1 e 2, 1 e 3, ligeiro aumento entre as sessões 2 e 3 e aumento entre as sessões 3 e 4, ver figura 5-2. Verificou-se significância estatística entre as sessões 3 e 4 ( $p$  0.05) e entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.10). A amplitude das respostas da condutância da pele relaciona-se com a ativação o nervo sudomotor, que é parte do sistema nervoso autónomo, maior amplitude indica maior ativação simpática (Cho, 2017). Por sua vez, maior ativação simpática relaciona-se com maior resposta de *stress* (Queyam, 2013). Assim, pode-se observar, que em média para os indivíduos estudados, verificou-se menor ativação simpática entre o início (sessão 1) e fim (sessão 3) do curso de *mindfulness* e maior ativação simpática dois meses após a conclusão do curso de *mindfulness* (sessão 4) que no fim do curso (sessão 3), o que poderá indicar menor

resposta de *stress* quando se pratica meditação *mindfulness* e maior resposta de *stress* quando não se pratica este estilo de meditação.



**Figura 5-2 Soma das amplitudes das respostas da condutância da pele por análise CDA.**

- **Resposta da condutância da pele**

Para o índice SCR verificou-se diminuição entre as sessões 1 e 2, 1 e 3, e aumento entre as sessões 2 e 3, 3 e 4, ver figura 5-3. Verificou-se significância estatística entre as sessões 1 e 2 ( $p$  0.07) e entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.08). A resposta de condutância da pele consiste na componente fásica do sinal de EDA e corresponde à reação a estímulos esporádicos do SNS (Gallego, 2018). Esta é a característica mais saliente do sinal de EDA (Posada-Quintero, 2020), e reflete ativação simpática, existindo uma elevada correlação entre surtos de atividade nervosa simpática e as respostas de condutância da pele (Wahbeh, 2013). Assim os resultados indicam diminuição da atividade simpática ao longo das sessões e aumento entre o fim do curso de *mindfulness* e dois meses após a conclusão do curso, encontrando-se de acordo com o esperado. Uma vez que existe relação entre diminuição da atividade simpática e diminuição da percepção de *stress* (Queyam, 2013), estes resultados podem indicar diminuição de *stress* percebido ao longo do curso de meditação *mindfulness*.

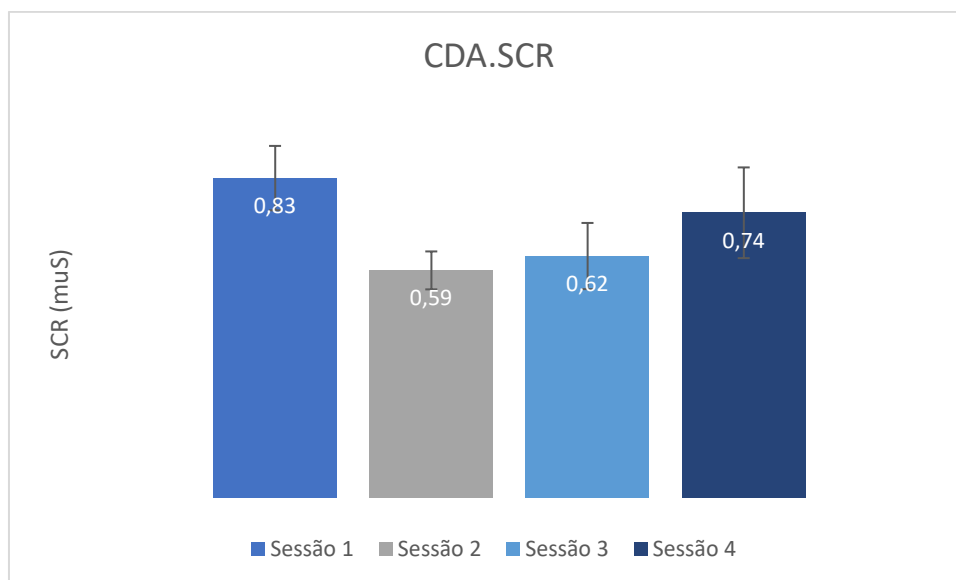
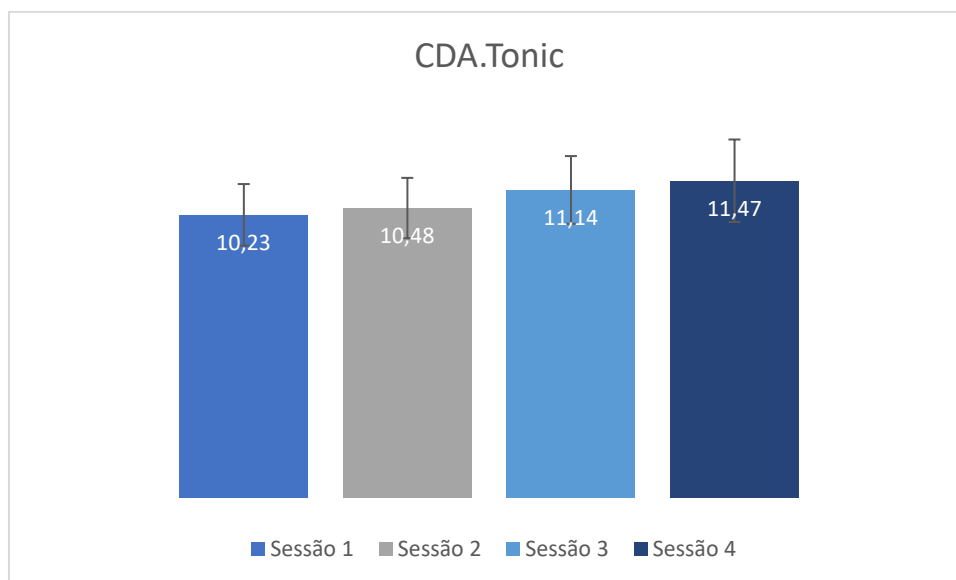


Figura 5-3 Resposta de condutância da pele por análise CDA.

- **Atividade Tónica**

Relativamente à atividade tónica observa-se ligeiro aumento para todas as sessões, ver figura 5-4. Não se verificou significância estatística para nenhuma das variações. A componente tónica, é um sinal que varia lentamente. Este índice está associado a vários fatores que não se relacionam com a atividade do SNS, como o nível de atenção do indivíduo, mesmo na ausência de estímulos instantâneos (Gallego, 2018). Tem-se verificado não alteração deste índice em consequência a *stress* cognitivo (Posada-Quintero Hugo F., 2018).



**Figura 5-4 Atividade tónica por análise CDA.**

### 5.1.2 Principais considerações dos resultados de EDA

O sinal da atividade electrodérmica, EDA é uma manifestação elétrica da inervação simpática das glândulas sudoríparas. Estas glândulas sudoríparas são mais reativas a estímulos psicológicos do que a estímulos térmicos. Como tal, acredita-se que o EDA representa uma medida quantitativa da atividade sudomotora, e consequentemente uma medida objetiva para quantificar excitação. A atividade sudomotora está ligada à atividade do sistema nervoso simpático pelo que pode potencialmente avaliar o nível de excitação. Estudos que registaram simultaneamente potenciais de ação simpáticos nos nervos periféricos e EDA evidenciaram o controlo único do sistema nervoso simpático no EDA. Por exemplo, foi encontrada uma correlação elevada entre explosões de atividade nervosa simpática e a amplitude dos eventos rápidos transientes do EDA (Posada-Quintero, 2020). Um aumento da excitação simpática está diretamente ligado ao aumento da atividade das glândulas sudoríparas (Noh, 2013).

O *stress* é uma condição fisiológica na qual o corpo fica excitado para enfrentar uma situação de emergência. Durante a resposta de *stress* ocorrem várias alterações fisiológicas como a sudorese. Em situação de *stress* o cérebro envia mensagens para o sistema nervoso autónomo que por sua vez ativa as glândulas suprarrenais para segregar hormonas, como a noradrenalina (Queyam, 2013). Para além desta hormona

também é segregado cortisol para o sistema sanguíneo. Isto causa a ativação dos nervos simpáticos e inativação dos nervos parassimpáticos (Cho, 2017). Após pouco tempo o corpo volta ao seu estado normal devido à ativação do sistema nervoso parassimpático. Técnicas de meditação permitem diminuir o nível de *stress* elevado de um indivíduo para níveis normais (Queyam, 2013).

A diminuição dos índices CDA.AmpSum e CDA.SCR ao longo do curso de *mindfulness* e posterior aumento entre o fim do curso e dois meses a seguir, indicam diminuição da atividade simpática ao longo do curso e aumento entre o fim do curso e dois meses após a conclusão do mesmo (Cho, 2017). Uma vez que diminuição de atividade simpática e aumento desta atividade se relaciona respectivamente com diminuição e aumento da percepção de *stress* (Queyam, 2013), estes resultados poderão indicar diminuição de *stress* associado à prática de meditação *mindfulness*, como foi verificado em diversos estudos (Kabat-Zinn J. M., 1992; Chiesa A. &, 2010; Desrosiers, 2013; Evans, 2008; Garland, 2011; Hofmann, 2010). Por outro lado, os resultados obtidos para o índice CDA.nSCR poderão indicar aumento de percepção de *stress* ao longo do curso de *mindfulness* (Kogler, 2015), tais resultados são discordantes dos obtidos para a soma das amplitudes das respostas de condutância da pele, da resposta de condutância da pele bem como da maioria da bibliografia. Esta divergência foi também verificada num estudo do efeito da prática de *mindfulness* no *stress* percebido em estudantes universitários, onde se verificou maior *stress* percebido no final do treino de *mindfulness* (Rolph, 2016), tendo o mesmo sido relacionado com o ambiente exigente e de *stress* elevado (Shearer, 2016), bem como a maioria dos estudos de *mindfulness* serem desenvolvidos em indivíduos em repouso ou durante a prática de meditação.

## 5.2 Variabilidade da Frequência Cardíaca

### 5.2.1 Medidas no domínio do tempo

- **Média dos intervalos RR**



Verificou-se aumento da média dos intervalos *RR* para todas as sessões, que corresponde a uma diminuição da frequência cardíaca, ver figura 5-5. Não se obteve significância estatística para estas diferenças. Embora estes resultados estejam de acordo com o esperado, e de acordo também com a bibliografia (Kim, 2018), apresentam valores *p* elevados, tal poderá estar relacionado com uma pequena amostragem ou diferenças das medidas de FC relacionadas com sexo e idade (Ashok, 2013). A frequência cardíaca é controlada pela ação equilibrada dos ramos SNS e SNP. A influência do SNP na FC é mediada pela libertação de acetilcolina pelo nervo vago. Por outro lado, a influência do SNS na FC é mediada pela libertação de epinefrina e norepinefrina. Aumento da atividade do SNS ou diminuição da atividade do SNP resulta em aceleração cardíaca, em contrapartida, diminuição da atividade do SNS ou aumento da atividade do SNP conduz a desaceleração cardíaca (Kim, 2018). Pelo que estes resultados indicam possivelmente aumento da atividade parassimpática entre o início e fim do curso de *mindfulness*.

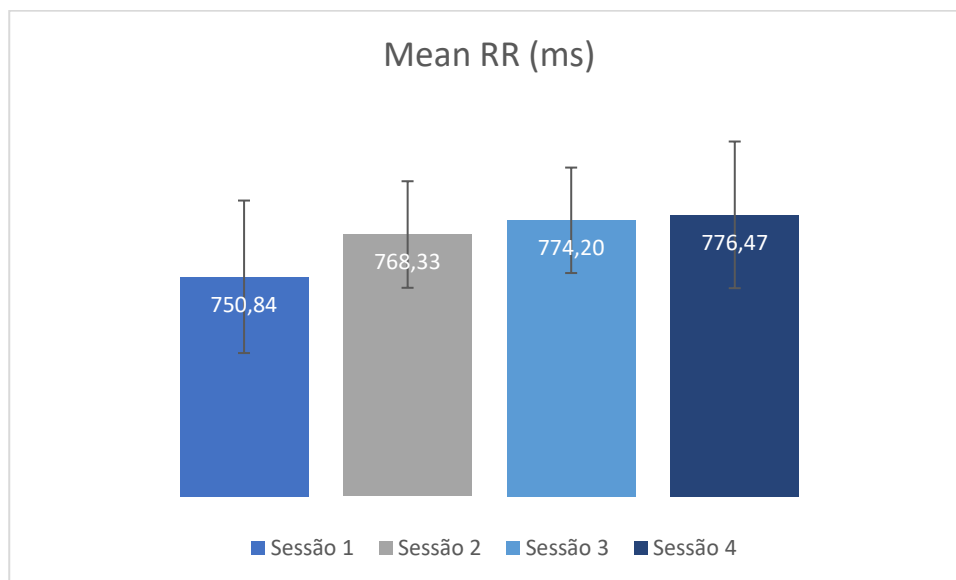
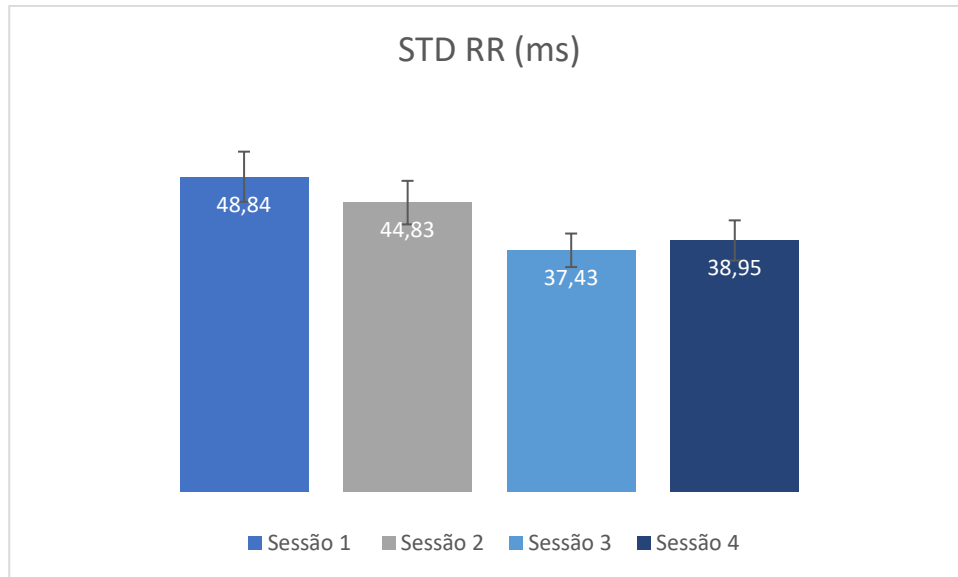


Figura 5-55 Média dos intervalos RR (ms).

- **SDNN**

Entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3 verificou-se em média, diminuição deste índice, com valores *p* inferiores a 0.10 entre as sessões 2 e 3 (*p* 0.04) e entre as sessões 1 e 3 (*p*

0.01), ver figura 5-6. Entre as sessões 3 e 4 verificou-se aumento deste índice, contudo este resultado não apresentou significância estatística tendo-se observado um valor  $p$  superior a 0.10. Ambos o SNS e SNP contribuem para o SDNN e este encontra-se altamente correlacionado com a potência das frequências muito baixas, baixas e potência total. Quando estas bandas têm maior potência que a banda de frequências altas, contribuem mais para SDNN (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Em registos de curta duração, como o desenvolvido neste estudo, a principal fonte que contribui para este índice é a arritmia sinusal respiratória mediada pelo SNP (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Baixa VFC está associada a funcionamento anormal do sistema nervoso autónomo, o que reduz a capacidade de o corpo lidar com agentes de *stress* internos e externos (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). *Stress* mental conduz a aumento na predictabilidade, regularidade dos intervalos *RR*, e complexidade reduzida. Tal reflete uma mudança em direção a um comportamento mais estável e periódico da FC sob *stress*. Redução da VFC e inibição da ativação do SNP aumenta a vulnerabilidade a *stress* (Dimitriev DA, 2015). Foi encontrado valores significativamente menores para o índice SDNN no grupo sujeito a um teste de *stress* comparativamente com o grupo de controlo, o que indica que o *stress* afeta a função autonómica cardíaca e diminui a VFC (Endukuru CK, 2016). Assim os resultados obtidos indicam menor variabilidade da frequência cardíaca, sugerindo que em média os indivíduos sentiram mais *stress* no fim do curso de *mindfulness* do que no início do mesmo. Estes resultados são contrários ao que se tem observado noutros estudos que envolvem a prática de *mindfulness*, onde tem sido reportado aumento deste índice como resultado desta prática bem como relação com diminuição da percepção de *stress* e maior bem estar (H. Park, 2018; A. D. Crosswell, 2017; H. M. Joo, 2010; Yu-Hung Tung and Jui-Chien Hsieh, 2019).



**Figura 5-6 Desvio padrão dos intervalos RR (ms).**

- **RMSSD**

Entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3 verificou-se diminuição deste índice e entre as sessões 3 e 4 verificou-se aumento, ver figura 5-7. As variações que verificaram significância estatística foram entre as sessões 3 e 4 ( $p$  0.08) e entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.07). O RMSSD consiste na raiz quadrada média de diferenças sucessivas entre batimentos cardíacos normais, e é obtido calculando cada diferença entre batimentos consecutivos, de seguida cada valor é elevado ao quadrado, é feito a média e por fim a raiz quadrada desse valor resultante. O índice RMSSD reflete a variação entre batimentos na frequência cardíaca e é a medida no domínio do tempo que melhor reflete alterações na VFC mediadas por nervos vagais, ou seja, pelo sistema nervoso parassimpático. Este índice é idêntico à métrica não Linear SD1, que reflete VFC de curta duração. É mais influenciado pelo SNP do que o índice SDNN (Shaffer F. &, An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Este índice estima a variação das frequências altas na frequência cardíaca. Foi encontrada uma relação entre a diminuição deste índice e o aumento da percepção de *stress* (Orsila, 2008). Assim os resultados indicam que possivelmente os indivíduos perceberam maior *stress* no fim do curso do que no início do mesmo, o que é contrário aos resultados observados pela bibliografia, que tal como no caso do índice SDNN verificaram aumento deste índice

relacionado com a prática de meditação *mindfulness* (H. Park, 2018; A. D. Crosswell, 2017; H. M. Joo, 2010; Yu-Hung Tung and Jui-Chien Hsieh, 2019).

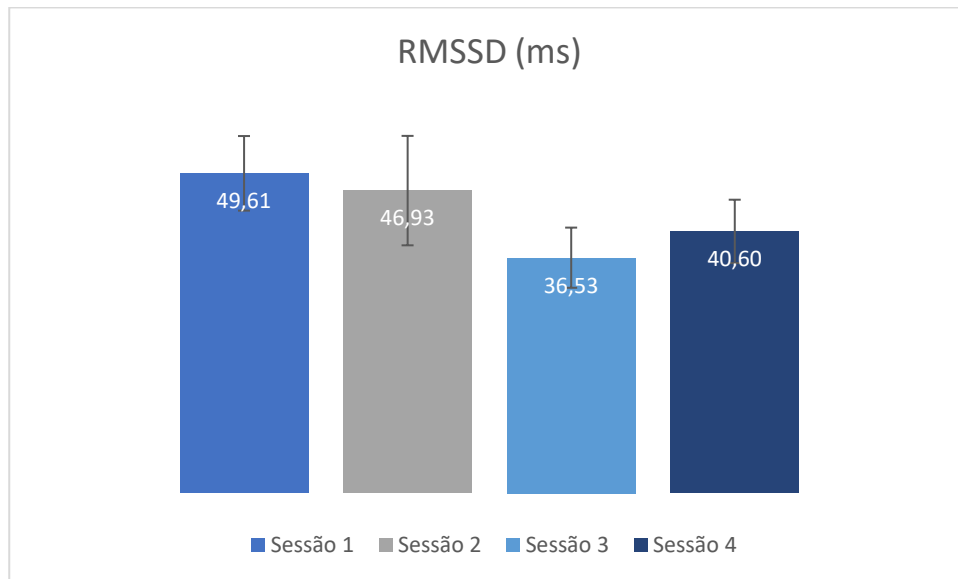


Figura 5-76 Índice RMSSD (ms).

- **pNN50**

Para este índice verificou-se diminuição entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3, e aumento entre as sessões 3 e 4, ver figura 5-8. Não se obteve significância estatística para nenhuma das variações, contudo as variações entre as sessões 3 e 4 e entre as sessões 1 e 3 verificaram valores  $p$  baixos ( $p < 0.11$ ). Este índice corresponde à percentagem de intervalos NN adjacentes que diferem um do outro por mais de 50 ms. O índice pNN50 correlaciona-se com atividade do sistema nervoso parassimpático. Está correlacionado também com o índice RMSSD e com a potência da banda de frequências altas (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). NN50 e pNN50 estimam VFC de curta duração e refletem a resposta da FC mediada pelo SNP. Assim os resultados obtidos para este índice indicam que a atividade vagal diminuiu ao longo do curso, o que está de acordo com os outros índices estudados, contudo estes resultados são contrários ao que se esperaria observar em indivíduos que praticaram meditação *mindfulness* durante 8 semanas. Em vários estudos observou-se diminuição deste índice acompanhado de aumento de *stress* percebido (Punita P, 2016; Filaire E, 2010; Hintsanen M, 2007). Ora uma vez que a meditação *mindfulness* tem verificado

estar relacionada com diminuição de *stress* e melhoria de bem estar (Kabat-Zinn J. M., 1992; Chiesa A. &, 2010; Desrosiers, 2013; Evans, 2008; Garland, 2011; Hofmann, 2010) não se esperaria observar diminuição deste índice ao longo deste curso de 8 semanas.

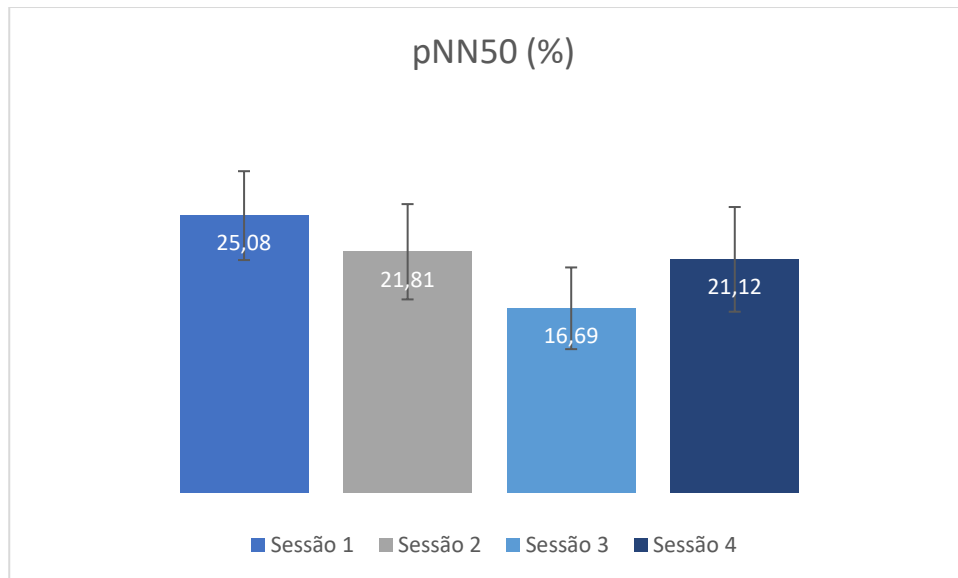
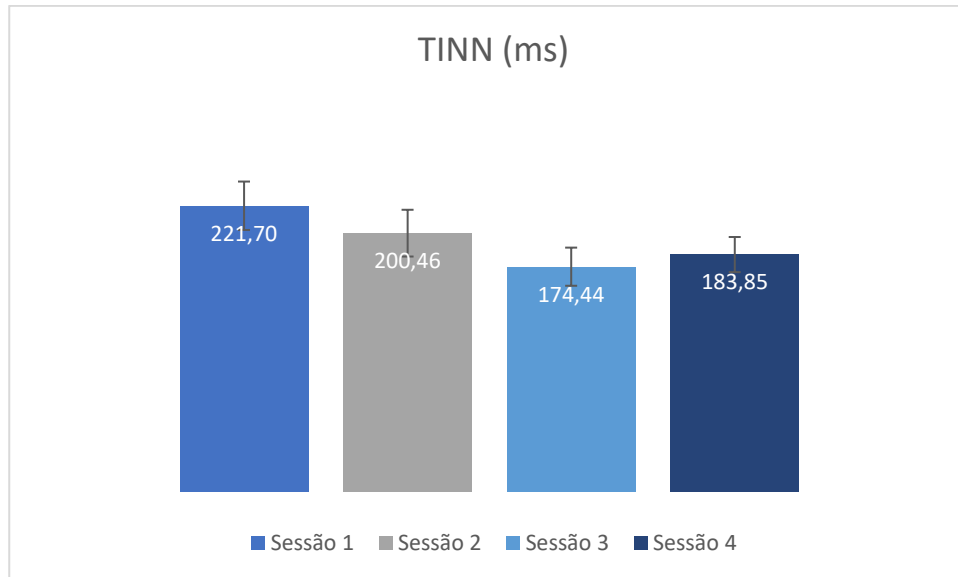


Figure 5-8 índice pNN50 (%)

- **TINN**

Entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3 verificou-se em média, diminuição do índice TINN, com valores  $p$  iguais a 0.39, 0.08 e 0.02 respetivamente, ver figura 5-9. Entre as sessões 3 e 4 verificou-se o oposto, ou seja, aumento deste índice, com valor  $p$  igual a 0.14. Este índice corresponde à largura da linha de base do histograma dos intervalos NN e como tal descreve a variação total da série de intervalos NN (Shaffer F. &, An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). O índice TINN verificou estar negativamente correlacionado com *stress* psicológico, ou seja, aumenta quando a perceção de *stress* diminui. Assim valores baixos indicam *stress* elevado (Orsila, 2008). Como tal os resultados observados indicam aumento de *stress* entre o início e fim do curso de *mindfulness* o que é contrário à bibliografia, onde se encontrou em vários estudos relação entre a prática de *mindfulness* e diminuição de *stress* (Kabat-Zinn J. M., 1992; Chiesa A. &, 2010; Desrosiers, 2013; Evans, 2008; Garland, 2011; Hofmann, 2010).



**Figura 5-7 Índice TINN (ms).**

### 5.2.2 Medidas no domínio da frequência

As medidas no domínio do tempo não fornecem meios para quantificar adequadamente a dinâmica do sistema nervoso autónomo nem determinar a atividade oscilatória e rítmica gerada por diferentes sistemas de controlo fisiológico pelo que as medidas do domínio das frequências são de extrema importância no estudo da variabilidade da frequência cardíaca (Shaffer F. M., 2014). A potência é o sinal de energia encontrado na banda de frequência. As medidas no domínio da frequência podem ser expressas nas potências absolutas e relativas. A potência absoluta é calculada em ms ao quadrado a dividir pelo número de ciclos por segundo. A potência relativa é estimada como a percentagem da potência total de VFC ou em unidades normais (n.u). Para calcular a potência relativa divide-se a potência absoluta de uma banda de frequências específica pela soma das potências absolutas das bandas de frequência baixas e altas. A potência relativa permite comparar as medidas de frequência entre indivíduos apesar da grande variação numa banda específica entre indivíduos saudáveis da mesma idade (Shaffer F. &, An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017).

- **Potência absoluta das frequências baixas**

Para a potência absoluta das frequências baixas observou-se diminuição entre todas as sessões, ver figura 5-10. Para estas variações apenas se obteve significância estatística entre as sessões 1 e 3 com um valor  $p$  igual a 0.07. A banda de frequências baixas (0.04-0.15Hz) é tipicamente registada em períodos de pelo menos 2 min. Esta região reflete principalmente a atividade dos barorreceptores durante condições de repouso. As frequências baixas podem ser produzidas tanto pelo sistema nervoso parassimpático como simpático, e regulação da pressão sanguínea por via de barorreceptores, mas principalmente pelo sistema nervoso parassimpático ou a atividade dos barorreceptores. O sistema nervoso simpático não parece produzir ritmos acima dos 0.1Hz, enquanto que o sistema nervoso parassimpático pode afetar os ritmos cardíacos até 0.05Hz. Em condições de repouso, a banda de frequências baixas reflete atividade dos barorreceptores e não inervação cardíaca simpática. Durante períodos de frequência respiratória lenta, a atividade vagal pode originar facilmente oscilações no ritmo cardíaco que atravessam para a banda de frequências baixas. Como tal, a influência dos nervos vagais eferentes devido à respiração está particularmente presente na banda de frequências baixas quando a frequência respiratória é baixa, por exemplo quando se respira profundamente (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). A ativação dos baroreceptores devido ao aumento da pressão sanguínea resulta na inibição do sistema nervoso simpático e ativação do sistema nervoso parassimpático, permitindo reduzir assim a pressão sanguínea quando a mesma se encontra muito elevada. Gravações de 24h da VFC em ambulatório, têm sugerido que a banda de frequências baixas reflete a atividade simpática, contudo vários estudos desafiaram esta perspetiva argumentando que em condições de repouso a banda de frequências baixas reflete a atividade dos baroreceptores e não inervação cardíaca simpática. A perspetiva que a banda de frequências baixas reflete a atividade simpática vem de observações de registos de 24h em ambulatório, onde existiu ativação simpática devido principalmente a atividade física, mas também devido a reações de *stress* emocionais, que podem causar oscilações nos ritmos do coração que atravessam a parte inferior da banda de frequências baixas. Neste momento, aceita-se mais que esta banda reflete a transmissão mediada pelo PNP entre o coração e o sistema nervoso central no

contexto de regulação rápida da pressão arterial, pelo que a potência desta banda de frequências em repouso não deve ser usada como marcador de atividade do sistema nervoso simpático (Shaffer F. M., 2014). Uma vez que o teste realizado consistiu num teste indutor de stress, a diminuição verificada ao longo do curso de mindfulness poderá indicar diminuição da atividade simpática que tem sido relacionado com diminuição de stress.

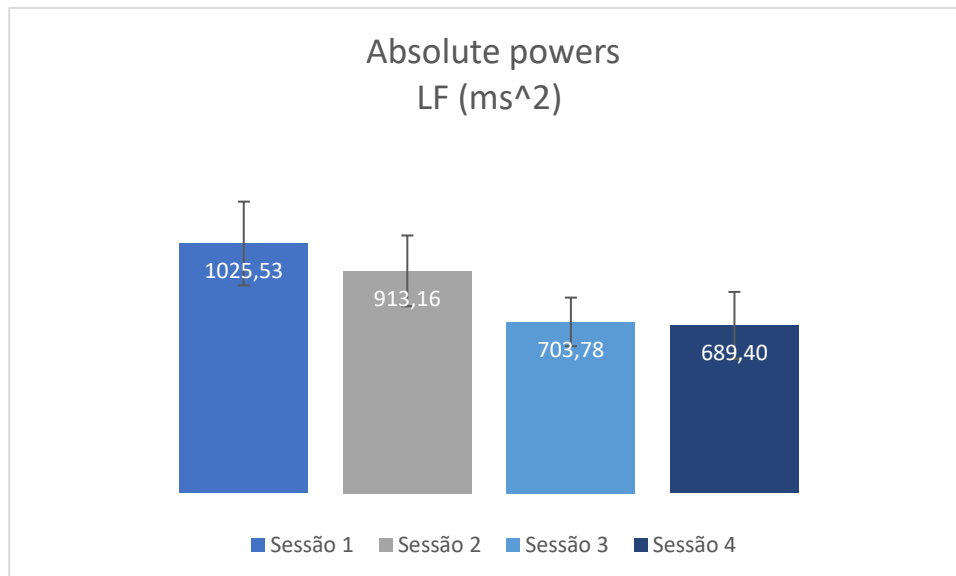


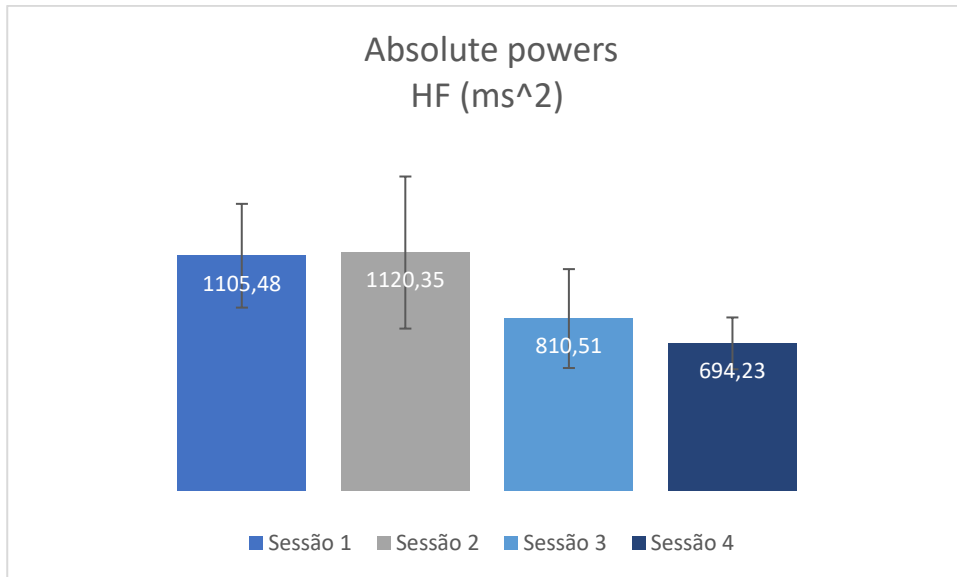
Figura 5-10 Potência absoluta das frequências baixas (ms<sup>2</sup>) por FFT.

- **Potência absoluta das frequências altas**

Relativamente à potência absoluta das frequências altas verificou-se ligeiro aumento entre as sessões 1 e 2, e diminuição entre as sessões 2 e 3, 3 e 4, 1 e 3, ver figura 5-11. Para estas variações apenas entre as sessões 2 e 3 se verificou significância estatística com um valor  $p$  igual a 0.09. A banda de frequências altas (0.15-0.40Hz) é gravada em períodos mínimos de 1 minuto. Esta banda reflete a atividade parassimpática e é chamada de banda respiratória uma vez que corresponde a variações das frequências altas relacionadas com os ciclos respiratórios. A frequência cardíaca aumenta com a inspiração e diminui com a expiração. Durante a inalação, o centro cardiovascular inibe o fluxo vagal que resulta no aumento da frequência cardíaca. Contrariamente durante a expiração, o fluxo vagal é restaurado, o que diminui a frequência cardíaca. Estas alterações físicas das frequências altas são conhecidas como



arritmia sinusal respiratória e pode não ser um índice puro de controle cardíaco vagal. A potência das frequências altas está correlacionada com as medidas no domínio do tempo RMSSD e pNN50. Esta potência quando diminuída está correlacionada com *stress*, pânico, ansiedade ou preocupação. Embora a potência das frequências altas indica modulação vagal da FC, não representa tom vagal. Se as alterações na potência das frequências altas forem acompanhadas de alterações no tom vagal, devem produzir alterações correspondentes na média da FC. A arritmia sinusal respiratória e o tom vagal estão desassociados durante grandes alterações da atividade do sistema nervoso simpático, bloqueio químico do nódulo sinusal, e quando o elevado tráfego eferente vagal diminui a FC durante a inspiração e expiração. Alterações na frequência respiratória e do volume respiratório podem alterar os índices de VFC (potência das frequências altas, arritmia sinusal respiratória, pNN50, RMSSD) sem afetar efetivamente o tom vagal (Shaffer F. &., An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Tem sido encontrada, redução da atividade parassimpática em várias patologias cardíacas, e em pacientes sob *stress* ou a sofrer por pânico, ansiedade ou preocupação (Shaffer F. M., 2014). Estudos têm verificado menor potência da banda de frequências altas no grupo sujeito a *stress* o que indica diminuição da atividade parassimpática (Endukuru CK, 2016; Hjortskov N, 2004; Kim, 2018). Assim estes resultados, poderão indicar diminuição da atividade parassimpática entre o início e fim do curso de *mindfulness*, o que é contrário à bibliografia onde se tem verificado aumento desta potência indicando melhor função parassimpática (Yu-Hung Tung and Jui-Chien Hsieh, 2019).



**Figura 5-11 Potência absoluta das frequências altas (ms<sup>2</sup>) por FFT.**

- **Potência Normalizada das Frequências Baixas (n.u)**

Para a potência normalizada das frequência baixas observou-se diminuição entre as sessões 1 e 2, 3 e 4, e aumento entre as sessões 2 e 3, 1 e 3, ver figura 5-12. Não se obteve significância estatística para nenhuma destas variações. Este índice é habitualmente visto como índice de modulação do ramo simpático do sistema nervoso autónomo, contudo alguns investigadores preferem-no ver com um indicador geral da modulação agregada de ambos os ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autónomo (L, 2007). Verificou-se num estudo recente aumento deste índice durante a prática de meditação (Léonard Anne, 2019).

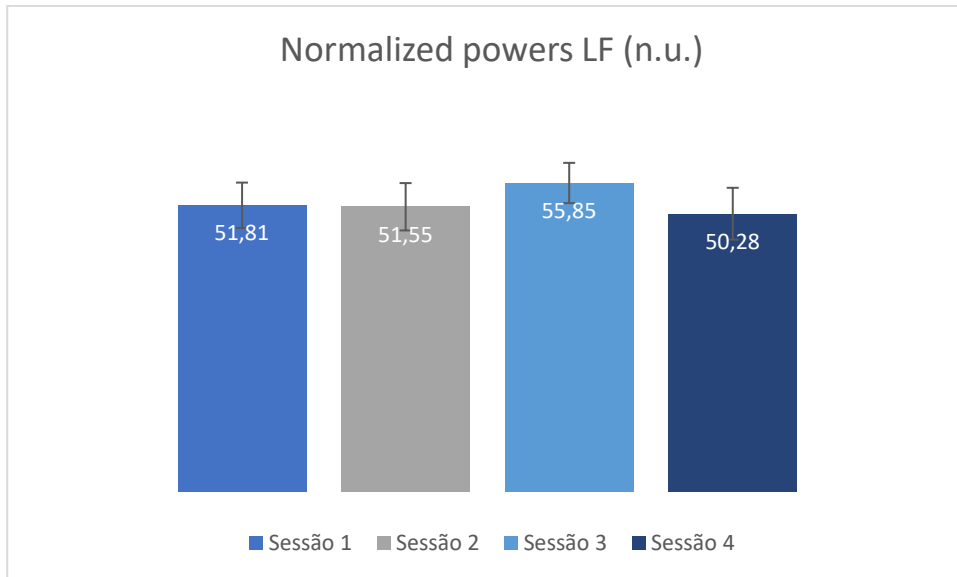


Figura 5-12 Potência normalizada das frequências baixas (n.u.) por FFT.

- **Potência Normalizada das Frequências Altas (n.u)**

Relativamente à potência normalizada das frequências altas, observou-se aumento entre as sessões 1 e 2, 3 e 4, e diminuição entre as sessões 2 e 3, 1 e 3, ver figura 5-13. Tal como a potência normalizada da banda de frequências baixas, não se obteve significância estatística para nenhuma destas variações. A potência normalizada da banda de frequências altas é o índice de modulação do ramo parassimpático do sistema nervoso autónomo e influencia o nódulo sinoatrial do coração (L, 2007).

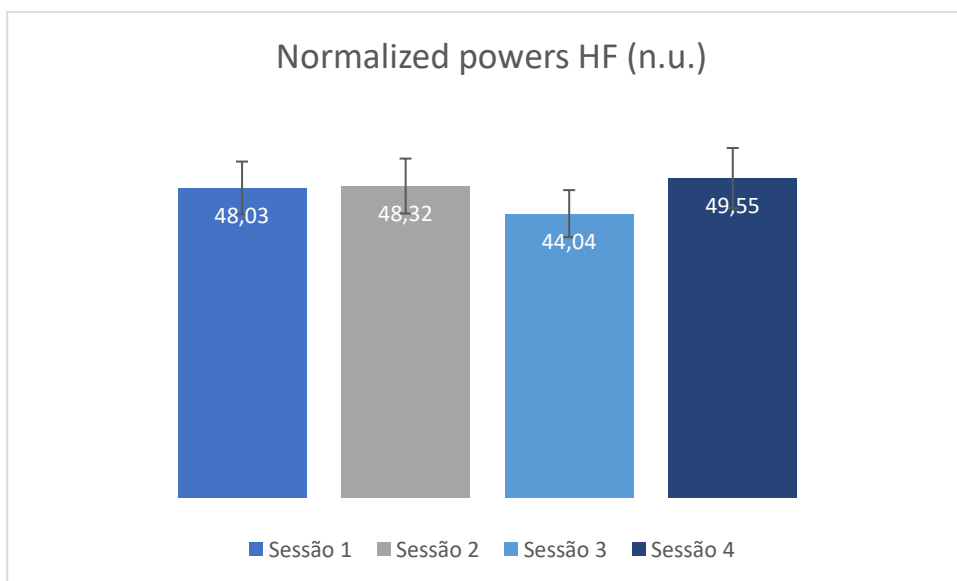


Figura 5-138 Potência normalizada das frequências altas (n.u.) por FFT.

- **Potência Total Normalizada**

Para a potência total normalizada observou-se diminuição entre todas as sessões, ver figura 5-14. Apenas entre as sessões 2 e 3 se obteve significância estatística com um valor  $p$  igual a 0.03. Esta medida reflete atividade do sistema autónomo global e o principal contribuinte é a atividade simpática (Hejfel, 2001). Os resultados indicam menor atividade simpática entre meio e final do curso de *mindfulness*. Encontrou-se diminuição deste índice durante a prática de meditação (Léonard Anne, 2019).

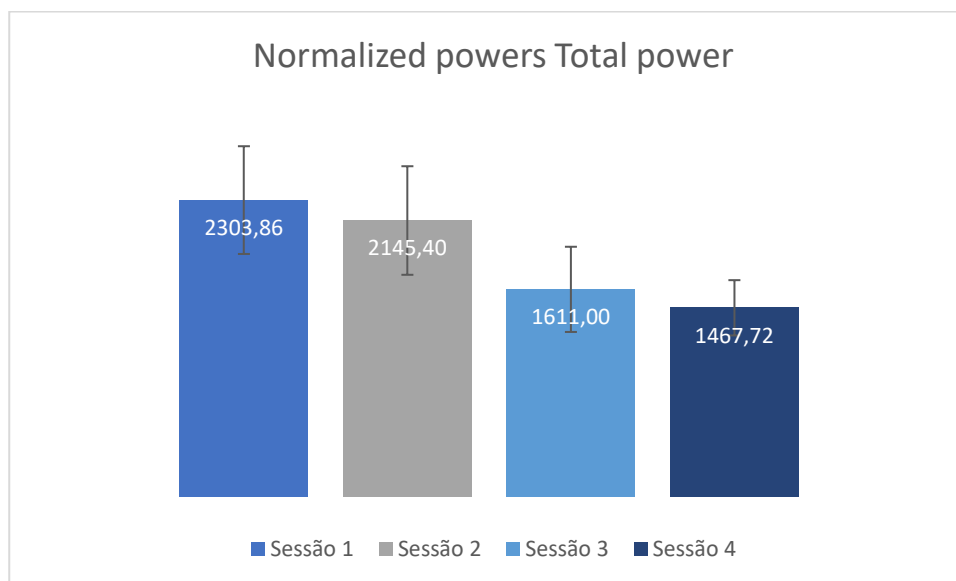


Figura 5-14 Potência total normalizada por FFT.

- **Rácio LF/HF normalizado**

Para o rácio entre as potências de baixas e altas frequências normalizado, observou-se variação muito pequena entre as sessões 1 e 2, aumento entre as sessões 2 e 3, 1 e 3, diminuição entre as sessões 3 e 4, ver figura 5-15. Não se obteve significância estatística para nenhuma destas variações. O rácio LF/HF foi originalmente baseado em registos de 24h onde a atividade dos sistemas nervoso parassimpático e simpático contribuíam para as frequências baixas e maioritariamente o sistema nervoso parassimpático para as frequências altas. O intuito era estimar o rácio entre a atividade do sistema nervoso simpático e do sistema nervoso parassimpático. A suposição inerente a este rácio é que a potência das frequências baixas pode ser gerada pelo sistema nervoso simpático enquanto que a potência das frequências altas pelo sistema

nervoso parassimpático. Neste modelo, um rácio baixo LF/HF reflete dominância parassimpática, isto é observado por exemplo quando conservamos energia. Em contrapartida um rácio LF/HF elevado indica domínio simpático, que ocorre durante a resposta “*fight or flight*” ou diminuição da atividade parassimpática. Porém este modelo foi desafiado uma vez que a potência das frequências baixas não é um índice puro de atividade do sistema nervoso simpático, já que metade da variabilidade nesta banda de frequência é devido aos sistema nervoso parassimpático e numa proporção mais pequena por fatores que ainda não se encontrou explicação. Também, pois, as interações entre o sistema nervoso simpático e parassimpático são complexas, não lineares, e frequentemente não recíprocas, ou seja, por exemplo o aumento da atividade simpática não implica diminuição da atividade parassimpática. Em terceiro lugar porque confusão nos mecanismos de respiração e FC em repouso cria incerteza em relação às contribuições dos sistemas nervoso simpático e parassimpático no rácio LF/HF durante o período de medição (Shaffer F. &, An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Tem-se verificado aumento deste rácio durante situação de *stress* (Endukuru CK, 2016; Hjortskov N, 2004). Um estudo de revisão do efeito do *mindfulness* nas medidas de VFC verificou incerteza quanto aos resultados obtidos para este rácio (Yu-Hung Tung and Jui-Chien Hsieh, 2019).

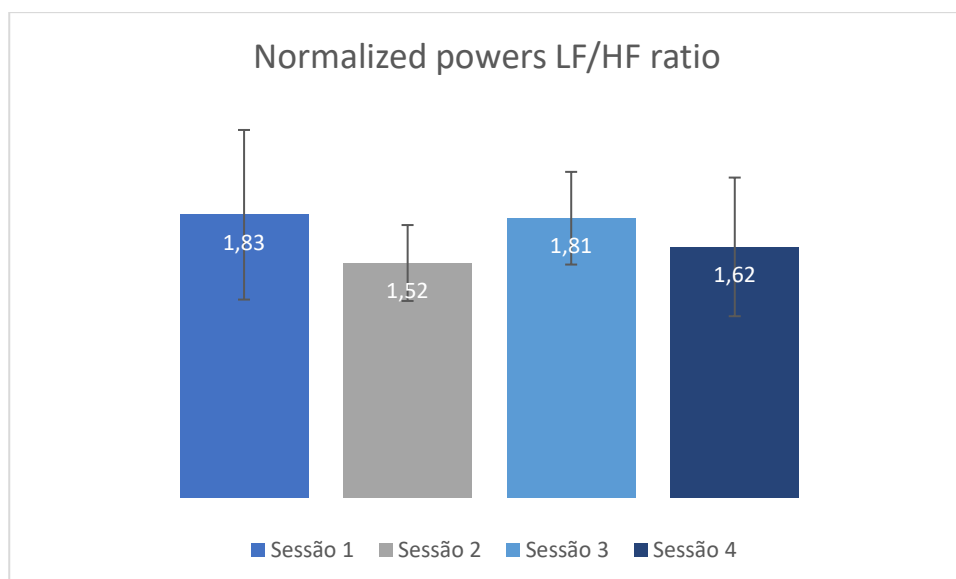


Figura 5-15 Rácio entre as potências das baixas e altas frequências normalizado por FFT.

### 5.2.3 Medidas não lineares

- **SD1**

Para o índice SD1 verificou-se diminuição entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3 e aumento entre as sessões 3 e 4. Para estas variações obteve-se significância estatística para a diferença entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.10), 1 e 3 ( $p$  0.07), ver figura 5-16. Este índice mede variabilidade da frequência cardíaca de curta duração e correlaciona-se com sensibilidade barorreflexa, que é a mudança na duração do intervalo entre batimentos sucessivos por unidade de mudança na pressão sanguínea, e na potência das altas frequências. SD1 prevê pressão diastólica, RMSSD, pNN50, SDNN e potência das bandas de frequências baixas e altas, e potência total em medidas de 5 min (Shaffer F. &, An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Este índice relaciona-se com atividade parassimpática (Goshvarpour A. &, 2014). Verificou-se que este índice aumenta significativamente durante a meditação quando comparado com o estado antes da meditação (Goshvarpour A. &, 2011; Soni, 2019). Em contrapartida durante um teste de *stress* este índice diminuiu significativamente (Dimitriev, 2015). Observa-se que este índice diminuiu entre o início e fim do curso de *mindfulness* o que poderá significar que os indivíduos *encontravam-se sob maior stress no fim do curso de mindfulness*.

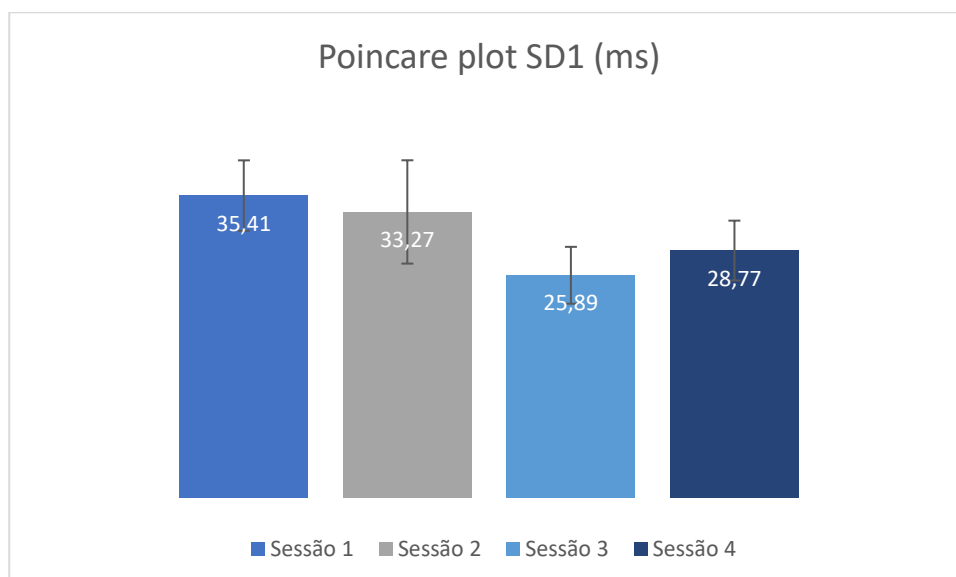


Figura 5-169 SD1 (ms) obtido pelo gráfico de Poincaré.

- **SD2**

Relativamente ao índice SD2 observou-se variações semelhantes ao índice SD1, diminuição entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3 e ligeiro aumento entre as sessões 3 e 4, ver figura 5-17. Para estas variações obteve-se valores  $p$  inferiores a 0.10 para a diferença entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.07), 1 e 3 ( $p$  0.02). SD2 mede variabilidade da frequência cardíaca de curta e longa duração e correlaciona-se com a potência das frequências baixas (Shaffer F. &, An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms, 2017). Tal como o índice SD1, verificou-se que este índice diminui durante *stress* (Melillo, 2011) e aumenta com meditação (Soni, 2019). Assim os resultados observados podem indicar que os indivíduos se encontraram sob maior *stress* no final do curso de *mindfulness*.

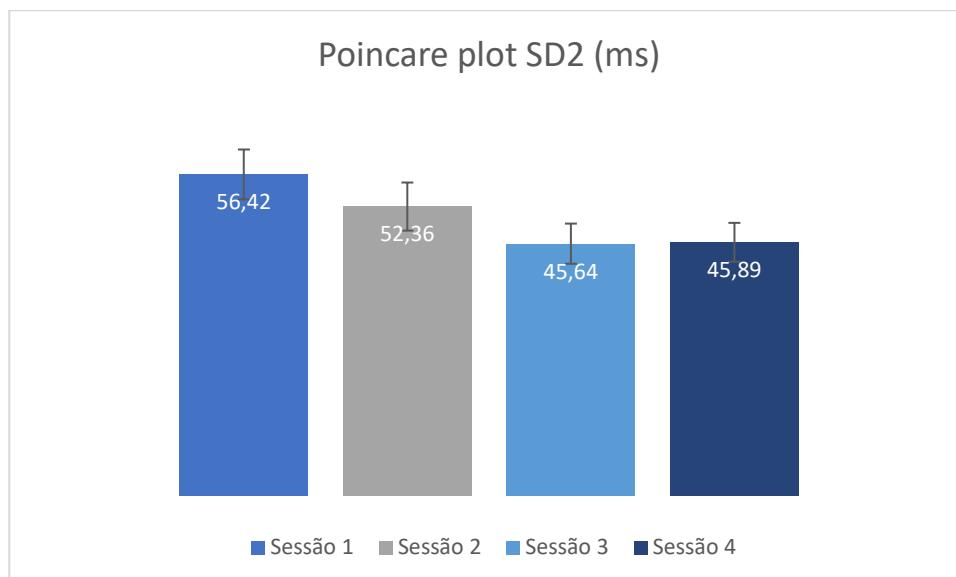


Figura 5-17 SD2 (ms) obtido pelo gráfico de Poincaré.

- **Entropia Aproximada**

Para a entropia aproximada verificou-se aumento entre todas as sessões, 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3, 3 e 4, ver figura 5-18. Obteve-se significância estatística para as variações entre as sessões 1 e 2 ( $p$  0.01), 1 e 3 ( $p$  0.04). Este índice mede a imprevisibilidade numa série temporal e reflete a probabilidade de observações semelhantes não serem seguidas por condições semelhantes. Valores baixos deste índice indicam uma série temporal mais regular e valores mais elevados uma série temporal mais irregular e menos previsível. Verificou-se diminuição deste índice associado a resposta de *stress*

(Melillo, 2011), e aumento do mesmo associado ao efeito de meditação (Cernat, 2014). Assim estes resultados podem indicar menor nível de *stress* ao entre o início e fim do curso de *mindfulness*.

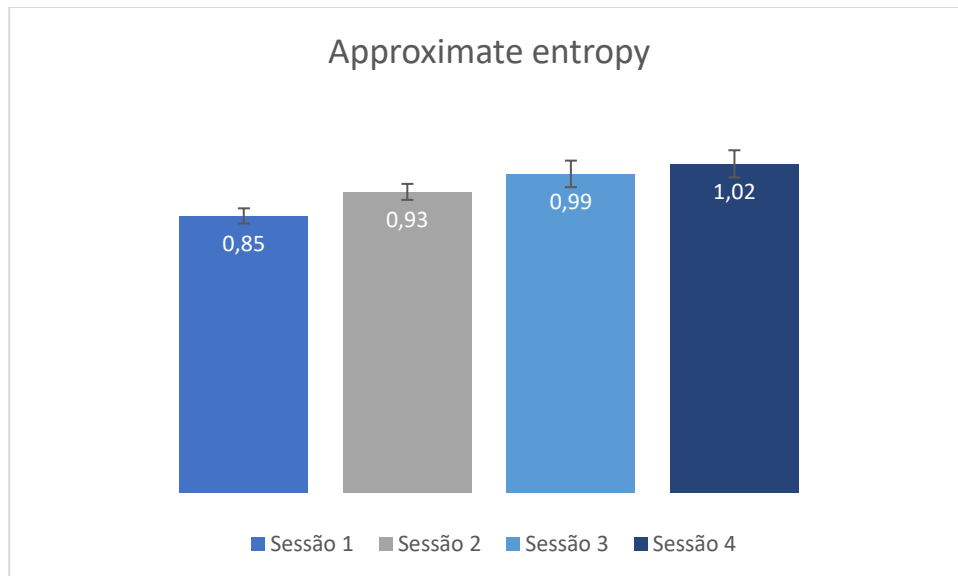


Figura 5-1810 Entropia aproximada.

- **Entropia Amostral**

Para o índice entropia amostral observou-se ligeiro aumento entre as sessões 1 e 2, aumento entre as sessões 2 e 3, 1 e 3, e não variação entre as sessões 3 e 4, ver figura 5-19. Para estas variações apenas entre as sessões 2 e 3 se obteve significância estatística com valor  $p$  igual a  $p 0.01$ . Verificou-se que este índice aumenta com a prática de meditação (Soni, 2019), tal como foi observado neste estudo.



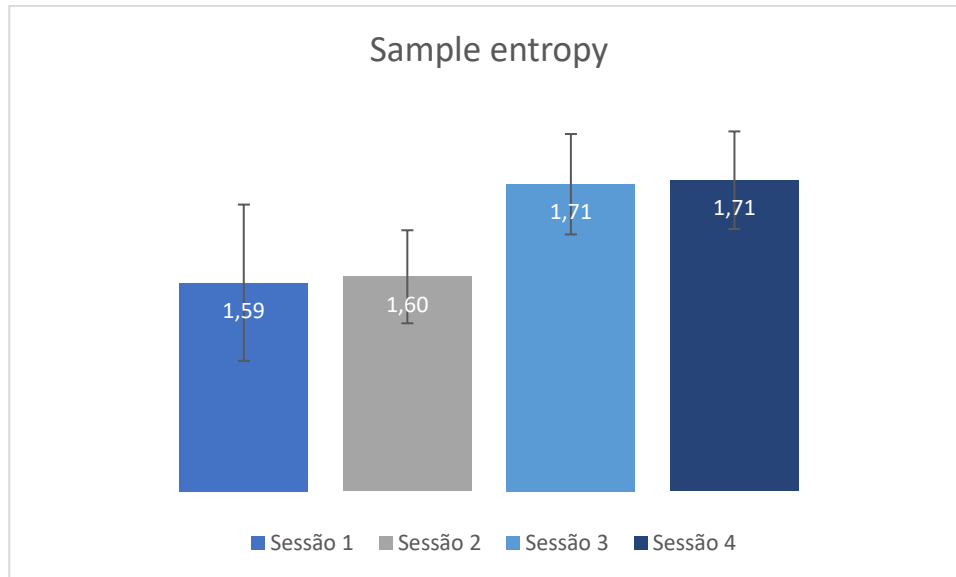


Figura 5-19 Entropia amostral.

#### 5.2.4 Principais considerações dos resultados de VFC

Os índices de VFC que apresentaram significância estatística foram: SDNN verificou diminuição entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.04) e entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.01), RMSSD verificou diminuição entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.03) e aumento entre as sessões 3 e 4 ( $p$  0.08), TINN observou diminuição entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.02), AR Absolut power LF ( $ms^2$ ) verificou diminuição entre as sessões 1 e 3 ( $p$  0.07), AR Absolut power HF ( $ms^2$ ) verificou diminuição entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.09), AR Normalized powers total power verificou diminuição entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.03), SD1 verificou diminuição entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.10), 1 e 3 ( $p$  0.07), SD2 verificou diminuição entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.07), 1 e 3 ( $p$  0.01), entropia aproximada verificou aumento entre as sessões 1 e 2 ( $p$  0.00), 1 e 3 ( $p$  0.05), entropia amostral verificou aumento entre as sessões 2 e 3 ( $p$  0.01). As variações observadas nas medidas do domínio do tempo indicam aumento de *stress* entre o início e fim do curso de *mindfulness* (Endukuru CK, 2016; Orsila, 2008; Punita P, 2016; Filaire E, 2010; Hintsanen M, 2007). A variação observada para a potência absoluta da banda de frequências baixas indica menor ativação simpática entre o início e fim do curso de *mindfulness*, contudo a variação observada para a potência absoluta das frequências altas indica diminuição da atividade parassimpática associada a aumento de *stress* (Endukuru CK, 2016; Hjortskov N, 2004; Kim, 2018). As variações

observadas para SD1 indicam diminuição de atividade parassimpática e consequente aumento de *stress* entre o início e fim do curso de *mindfulness* (Goshvarpour A. &, 2011; Dimitriev, 2015). Os resultados para SD2 indicam também aumento de *stress* (Melillo, 2011) entre o início e fim do curso de *mindfulness*. Por outro lado, o aumento verificado entre o início e fim do curso de *mindfulness* para a entropia aproximada pode indicar diminuição de *stress* entre o início e fim do curso (Melillo, 2011), bem como, a variação observada para a entropia amostral também foi observada noutros estudos de meditação (Soni, 2019) e encontra-se de acordo com o esperado. Para os índices de VFC verificou-se um maior número de variações que se relacionam com diminuição da ativação parassimpática e/ou aumento da ativação simpática, que por sua vez indicam aumento de *stress* entre o início e fim do curso de *mindfulness*, havendo contudo três índices que contrariam esta tendência, a potência absoluta da banda de frequências baixas, cuja variação se relaciona com aumento da ativação simpática e as variações para as medidas não lineares, entropia aproximada e entropia amostral. Tal como para os índices de EDA verificou-se diminuição da atividade simpática para alguns índices de VFC. Importante também observar que os índices que poderão indicar aumento da percepção de *stress* apenas revelam, diminuição da atividade parassimpática ou variabilidade da frequência cardíaca.

## 5.3 Eletroencefalografia

### 5.3.1 Potência relativa da banda Teta

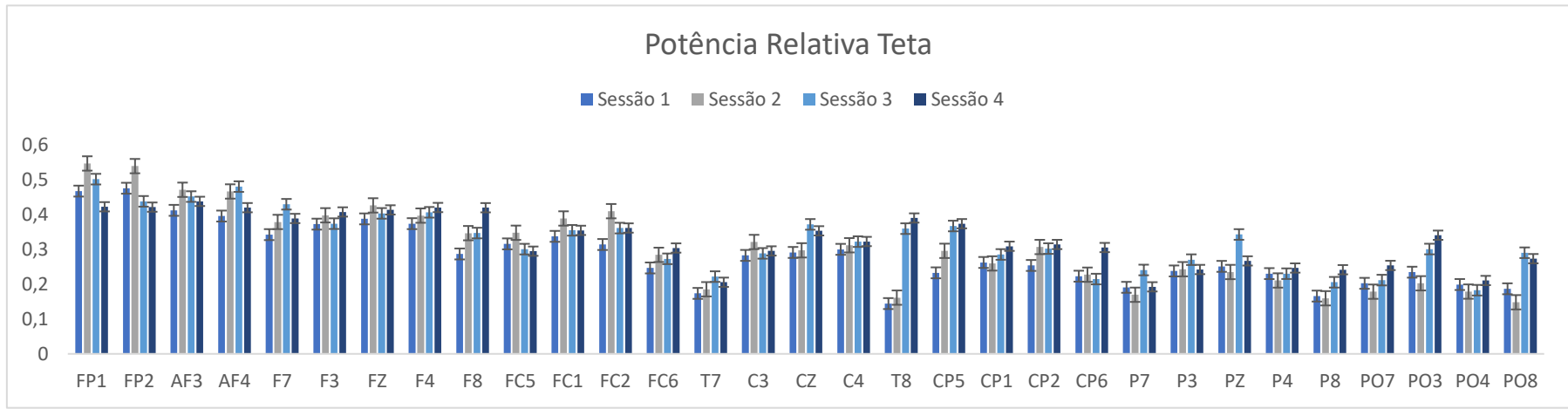
Entre as sessões 1 e 2 verificou-se maioritariamente aumento da potência relativa Teta, tendo-se observado diminuição da desta potência em nove canais, CP1, P7, PZ, P4, P8, PO7, PO3, PO4 e PO8 correspondendo principalmente às regiões parietal e parietal-occipital, para os quais não se verificou significância estatística. Relativamente aos resultados do teste T aplicado aos dados destas duas sessões verificou-se significância estatística para os seguintes canais, FP1 ( $p$  0.03), FP2 ( $p$  0.06), AF3 ( $p$  0.09), AF4 ( $p$  0.03), F8 ( $p$  0.03), FC2 ( $p$  0.01), CP5 ( $p$  0.07), CP2 ( $p$  0.02), predominantemente regiões frontal e central-parietal.

Entre as sessões 2 e 3 verificou-se também majoritariamente aumento da potência relativa teta, tendo sido observados diminuição da potência teta em doze canais, FP1, FP2, AF3, F3, FZ, FC5, FC1, FC2, FC6, C3, CP2 e CP6, principalmente regiões frontal e central-parietal. Destes canais, verificou-se significância estatística para os canais FP2 ( $p$  0.01), FC5 ( $p$  0.05), FC2 ( $p$  0.09), C3 ( $p$  0.08). Para as variações positivas, ou seja aumento da potência teta, verificou-se significância estatística para os canais F7 ( $p$  0.07), CZ ( $p$  0.00), T8 ( $p$  0.00), CP5 ( $p$  0.04), CP1 ( $p$  0.09), P7 ( $p$  0.00), PZ ( $p$  0.00), P8 ( $p$  0.05), PO3 ( $p$  0.00), PO8 ( $p$  0.00), correspondendo às regiões, frontal esquerda, central, temporal direita, central parietal esquerda, parietal e parietal-occipital.

Entre as sessões 3 e 4 verificou-se para dezoito canais aumento da potência relativa teta e diminuição da mesma para treze canais. Relativamente ao teste T aplicado aos dados destas duas sessões observou-se significância estatística para dois canais que verificaram aumento da potência teta, F8 ( $p$  0.04) e CP6 ( $p$  0.01), regiões frontal direita e central-parietal direita, e para 5 canais que verificaram diminuição da potência teta, FP1 ( $p$  0.06), AF4 ( $p$  0.07), F7 ( $p$  0.03), P7 ( $p$  0.08) e PZ ( $p$  0.00), regiões frontal e parietal.

Entre as sessões 1 e 3, correspondendo ao início e fim do curso de *mindfulness*, respetivamente, verificou-se majoritariamente aumento da potência relativa teta, tendo-se observado diminuição da potência teta para cinco canais, FP2, FC5, CP6, P4, PO4, sendo que nenhum destes canais obteve significância estatística. Relativamente ao teste t aplicado aos dados destas sessões verificou-se significância estatística para os canais, AF4 ( $p$  0.01), F7 ( $p$  0.01), F8 ( $p$  0.04), FC2 ( $p$  0.06), CZ ( $p$  0.02), T8 ( $p$  0.00), CP5 ( $p$  0.00), CP2 ( $p$  0.01), PZ ( $p$  0.01), PO3 ( $p$  0.03), PO8 ( $p$  0.01), regiões frontal, central, temporal direita, central-parietal, parietal e parietal occipital, ver figura 5-20. Assim verifica-se um claro aumento para as várias regiões cerebrais desta banda de frequências entre o início e fim do curso de *mindfulness*, bem como aumento dos canais onde se verificou diminuição desta potência entre o fim do curso e 2 meses após a conclusão do mesmo. O aumento desta potência têm sido verificado em vários estudos

sobre a prática de meditação (Ahani, 2014; Lee, 2018; Lomas T. &, 2015), podendo estar relacionado, segundo os quais, com aumento de atenção e concentração.



**Figura 5-20 Potência Relativa Teta.**

### 5.3.2 Potência relativa da banda Alfa

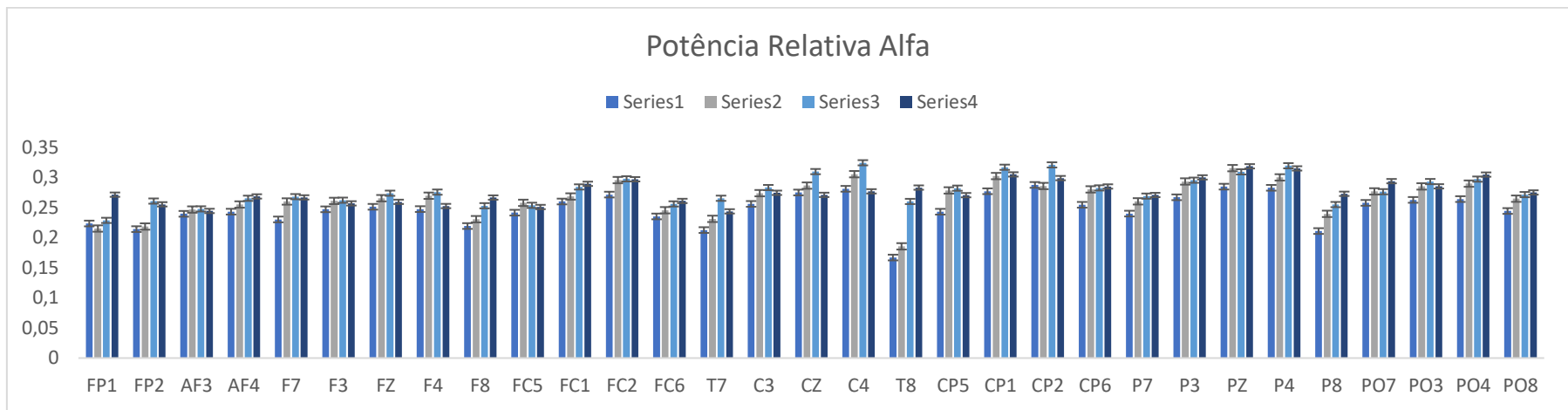
Entre as sessões 1 e 2 verificou-se majoritariamente aumento da potência relativa da banda alfa para os vários canais, dos 31 canais recolhidos, apenas em dois se verificou diminuição da potência relativa, FP1e CP2, regiões frontal esquerda e central-parietal direita, os quais não obtiveram significância estatística. Para validar a relevância destas variações da potência alfa aplicou-se o teste T, tendo-se observado valores  $p$  inferiores a 0.10, nos canais F7 ( $p$  0.02), CP2 ( $p$  0.02), C4 ( $p$  0.07), CP5 ( $p$  0.02), CP1 ( $p$  0.02), CP6 ( $p$  0.09), P3 ( $p$  0.02), PZ ( $p$  0.01), P8 ( $p$  0.09), PO8 ( $p$  0.04), correspondendo às regiões frontal esquerda, central-parietal, parietal e parietal-occipital direita, ver figura 5-21.

Entre as sessões 2 e 3 verificou-se também predominantemente aumento da potência alfa dos 31 canais recolhidos verificou-se diminuição desta potência em três canais, FC5, PZ e PO7 para os quais não se verificou significância estatística. Mais uma vez aplicando o teste T aos dados destas duas sessões verificaram-se valores  $p$  inferiores a 0.10 entre as sessões 2 e 3 para os canais, FP2 ( $p$  0.00), FC1 ( $p$  0.04), T7 ( $p$  0.05), CZ ( $p$  0.07), C4 ( $p$  0.03), T8 ( $p$  0.00), CP2 ( $p$  0.04) e P4 ( $p$  0.01), regiões frontal direita, frontal-central esquerda, central direita, temporal e parietal direita, ver figura 5-21.

Entre as sessões 3 e 4 verificou-se em mais canais diminuição da potência relativa alfa, dezassete canais, do que aumento, quatorze canais. Aplicando o teste t verificou-se valores  $p$  inferiores a 0.10 em ambos aumento e diminuição da potência alfa, os canais onde se observou aumento da potência alfa com valores  $p$  inferiores a 0.10 foram, FP1 ( $p$  0.00), T8 ( $p$  0.09) e PO7 ( $p$  0.02), região frontal esquerda, temporal direita e parietal-occipital esquerda, já os canais onde se observou diminuição da potência alfa entre estas duas sessões com valores  $p$  inferiores a 0.10 foram, FZ ( $p$  0.01), F4 ( $p$  0.04), C3 ( $p$  0.08), CZ ( $p$  0.04), C4 ( $p$  0.01), CP1 ( $p$  0.07) e CP2 ( $p$  0.09), correspondendo às regiões frontal esquerda, central e central-parietal, ver figura 5-21.

Entre as sessões 1 e 3, ou seja, entre o início e fim do curso de *mindfulness*, verificou-se apenas aumento da potência relativa alfa, ver figura 5-21. Relativamente ao teste T, entre estas duas sessões foi onde se verificou um maior número resultados com significância estatística, o que evidência uma notória tendência para o aumento da

potência relativa alfa entre o início e fim do curso de *mindfulness*. Os canais onde se obteve valores  $p$  inferiores a 0.10 foram, FP2 ( $p$  0.00), AF4 ( $p$  0.09), F7 ( $p$  0.00), FZ ( $p$  0.04), F4 ( $p$  0.04), F8 ( $p$  0.02), FC1 ( $p$  0.04), FC2 ( $p$  0.05), T7 ( $p$  0.01), C3 ( $p$  0.04), C4 ( $p$  0.01), T8 ( $p$  0.00), CP5 ( $p$  0.00), CP1 ( $p$  0.01), CP2 ( $p$  0.06), CP6 ( $p$  0.02), P3 ( $p$  0.05), P4 ( $p$  0.01), P8 ( $p$  0.00), PO3 ( $p$  0.01), PO4 ( $p$  0.01) e PO8 ( $p$  0.02), abrangendo todas as regiões cerebrais. Tal como se verificou para a potência teta, existe um notório aumento desta potência entre o início e fim do curso de *mindfulness*, bem como aumento de canais onde se verificou diminuição desta potência entre o final do curso de *mindfulness* e dois meses após a conclusão do mesmo. Tem-se verificado aumento desta potência em vários estudos sobre a prática de meditação (Ahani, 2014; Lee, 2018; Lomas T. &, 2015).



**Figura 5-21 Potência Relativa Alfa.**



### 5.3.3 Potência relativa da banda Beta

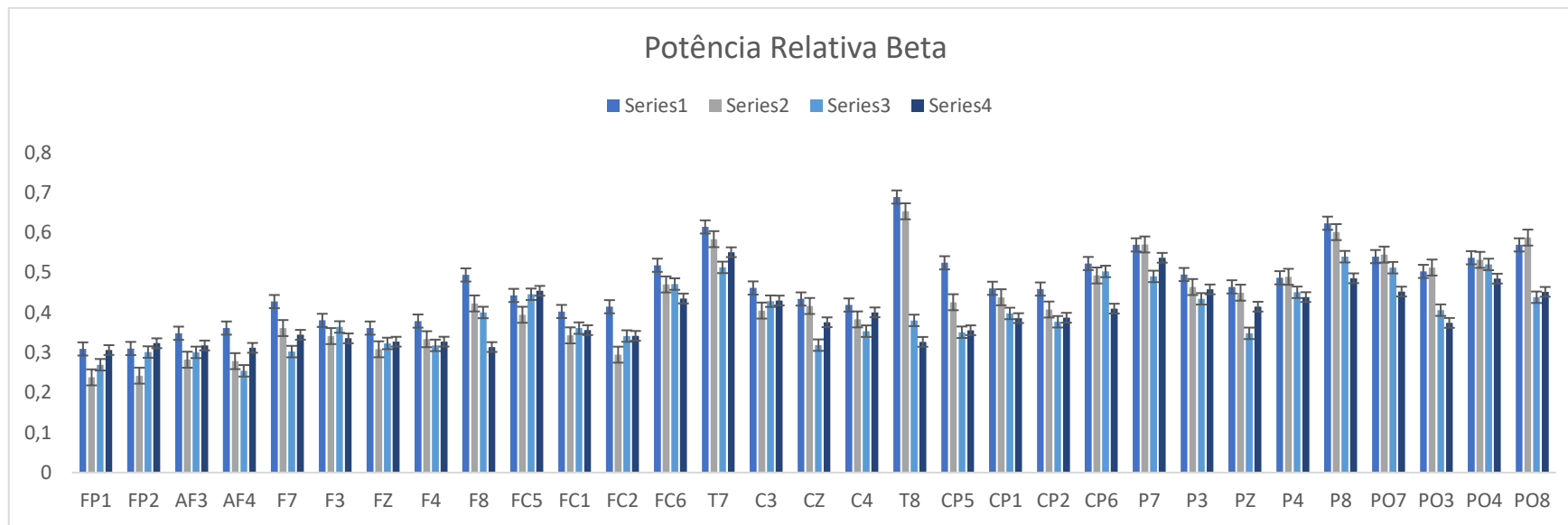
Entre as sessões 1 e 2 verificou-se maioritariamente diminuição da potência relativa desta banda de frequências, apenas em cinco canais se verificou aumento da mesma, P7, P4, PO7, PO3 e PO8, correspondendo às regiões parietal e parietal-occipital, para os quais não se obteve significância estatística. Relativamente ao teste T verificaram-se valores  $p$  inferiores a 0,10 para os seguintes canais FP1 ( $p$  0.04), FP2 ( $p$  0.01), AF3 ( $p$  0.03), AF4 ( $p$  0,01), F7 ( $p$  0.01), FZ ( $p$  0.05), F4 ( $p$  0.09), F8 ( $p$  0,01), FC1 ( $p$  0,05), FC2 ( $p$  0,00), FC6 ( $p$  0.07), C3 ( $p$  0,03), C4 ( $p$  0,08), CP5 ( $p$  0,01), CP2 ( $p$  0.05), regiões frontal, frontal-central, central e central-parietal, ver figura 5-22.

Entre as sessões 2 e 3 verificou-se também maioritariamente diminuições da potência beta, contudo observou-se aumentos da potência em mais canais do que entre as primeiras duas sessões, FP1, FP2, AF3, F3, FZ, FC5, FC1, FC2, FC6, C3, e CP6, regiões frontal, frontal-central, central esquerda, central-parietal direita. Como resultado do teste T, aplicado aos dados destas duas sessões, observaram-se valores  $p$  inferiores a 0,10 para dois canais onde ocorreu aumento da potência relativa beta, FP2 ( $p$  0,05), FC5 ( $p$  0,06), regiões frontal direita e frontal-central esquerda e para treze canais onde se observou diminuição da potência beta, F7 ( $p$  0.03), T7 ( $p$  0.06), CZ ( $p$  0.00), C4 ( $p$  0.09), T8 ( $p$  0.00), CP5 ( $p$  0.05), CP1 ( $p$  0.01), P7 ( $p$  0.00), PZ ( $p$  0.00), P4 ( $p$  0.01), P8 ( $p$  0.04), PO3 ( $p$  0.00) e PO8 ( $p$  0.00), regiões frontal e frontal-central esquerda, temporal esquerda, central, central-parietal esquerda, parietal e parietal-occipital, ver figura 5-22.

Ao contrário das primeiras sessões, entre as sessões 3 e 4 ou seja, fim do curso de *mindfulness* e dois meses após a conclusão do mesmo, verificou-se maioritariamente aumento da potência relativa beta, tendo ocorrido diminuição desta potência em doze canais F3, F8, FC1, FC6, T8, CP1, CP6, P4, P8, PO7, PO3, PO4, regiões frontal, frontal-central, temporal direita, central-parietal, parietal direita, parietal-occipital. Aplicando o teste T verificou-se valores  $p$  inferiores a 0.10 em cinco canais onde se observou aumento da potência beta, AF4 ( $p$  0.04), F7 ( $p$  0.03), CZ ( $p$  0.07), C4 ( $p$  0.01), PZ ( $p$  0.00), regiões frontal, central e parietal, e em três canais onde se observou diminuição da

potência, F8 ( $p$  0.04), CP6 ( $p$  0.02), PZ ( $p$  0.00) regiões frontal e central-parietal direita e parietal, ver figura 5-22.

Entre as sessões 1 e 3 verificou-se maioritariamente diminuição da potência relativa beta, apenas para o canal FC5 se verificou aumento, para o qual não se obteve significância estatística, ver figura 5-22. Aplicando o teste T aos dados, verificou-se significância estatística para os canais AF3 ( $p$  0.09), AF4 ( $p$  0.00), F7 ( $p$  0.00), FZ ( $p$  0.09), F8 ( $p$  0.01), FC1 ( $p$  0.04), FC2 ( $p$  0.00), FC6 ( $p$  0.07), T7 ( $p$  0.02), CZ ( $p$  0.00), C4 ( $p$  0.00), T8 ( $p$  0.00), CP5 ( $p$  0.00), CP1 ( $p$  0.00), CP2 ( $p$  0.00), P7 ( $p$  0.06), P3 ( $p$  0.02), PZ ( $p$  0.00), P4 ( $p$  0.04), P8 ( $p$  0.04), PO3 ( $p$  0.00), PO8 ( $p$  0.00), abrangendo todas as regiões cerebrais. Ao contrário do que foi observado para a potência alfa e teta, para esta potência observou-se diminuição generalizada para os diferentes canais entre o início e fim do curso de *mindfulness* e aumento entre o final do curso e dois meses após a conclusão do mesmo. Esta potência tem sido associada a processamento sensorial-motor (Symons, 2016) contudo recentemente tem sido relacionada com atenção, emoção e controlo cognitivo (Güntekin, 2013; Symons, 2016). Tem sido verificado diminuição desta potência como consequência da prática de meditação (Lee, 2018), no entanto, contrariamente também se observou, em estudos anteriores, ou aumento ou não alteração desta banda de frequências (Ahani, 2014; Lee, 2018; Lomas T. &, 2015).



**Figura 5-22** Potência relativa da banda beta.

### 5.3.4 Estudo da assimetria frontal da banda alfa

Ao longo das últimas décadas têm sido conduzidos vários estudos da assimetria frontal e a sua relação com as emoções e o bem-estar psicológico. O modelo pioneiro da assimetria frontal do EEG (Davidson R. , 1984; Davidson R. C., 1990) afirma que um aumento da atividade pré-frontal esquerda, está associado a emoções positivas, enquanto que o aumento da atividade pré-frontal direita está associado a emoções negativas. Estudos mais recentes verificaram também esta relação, em que emoções positivas estão comumente associadas a atividade frontal esquerda do cérebro, já emoções negativas estão associadas a atividade frontal direita do cérebro (Harmon-Jones, 2009; Carver, 2009). Existem outros modelos que divergem conceptualmente deste, contudo a maioria dos estudos confirma estes modelos de assimetria (Coan, 2003).

Os resultados obtidos para este índice encontram-se representados na figura 5-24. Em média, para os 25 indivíduos do estudo, verificou-se aumento deste índice entre as sessões 1 e 2, 2 e 3, 1 e 3 e diminuição entre as sessões 3 e 4 ver figura 5-23. Para estas variações observou-se valores  $p$  inferiores a 0.10 entre as sessões 1 e 2 ( $p$  0.00), 2 e 3 ( $p$  0.01), 1 e 3 ( $p$  0.00). Entre as sessões 3 e 4 o valor  $p$  observado foi superior a 0.10 ( $p$  0.11). O cálculo do índice FAA (*frontal alpha asymmetry index*) foi realizado recorrendo à densidade espectral da potência da banda de frequências alfa normalizada (8-13Hz), dos canais frontais esquerdo F3, e direito F4, onde estas potências são subtraídas ( $\ln\text{PSD F4} - \ln\text{PSD F3}$ ) (Fischer Nastassja L., 2018). Uma vez que a potência alfa está inversamente relacionada com a atividade cortical (Gollan, 2014), um índice FAA positivo reflete maior atividade frontal esquerda ( $\ln\text{PSD F3} > \ln\text{PSD F4}$ ), enquanto que valores negativos indicam maior atividade direita ( $\ln\text{PSD F3} < \ln\text{PSD F4}$ ) (RJ., 1995; Laufs H, 2003; Klimesch W, 2007). Os resultados observados mostram um claro aumento deste índice ao longo das sessões, entre o início e fim do curso de *mindfulness*, que segundo investigações anteriores está relacionado com aumento da atividade frontal esquerda, e que por sua vez se relaciona com emoções ou estado emocional positivo. Embora entre as sessões 3 e 4 não se tenha obtido significância estatística, pôde-se

observar decréscimo deste índice entre o fim do curso e dois meses depois da conclusão do mesmo, o que pode indicar que o aumento do índice ao longo do curso de *mindfulness* esteve de facto relacionado com esta prática, como tal quando se deixa de praticar este estilo de meditação, existe diminuição de bem estar. Contudo como foi referido anteriormente, esta variação não obteve um valor  $p$  baixo o suficiente para considerar esta observação significativa.

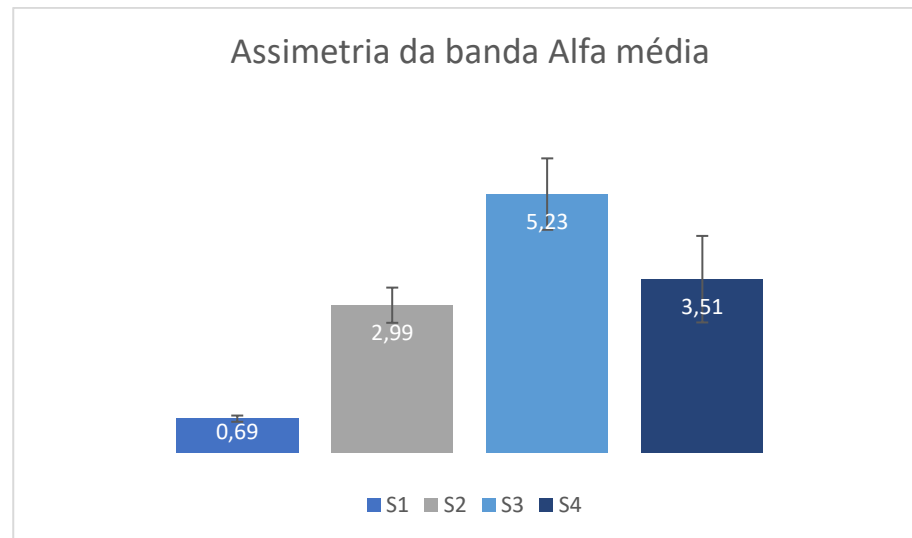
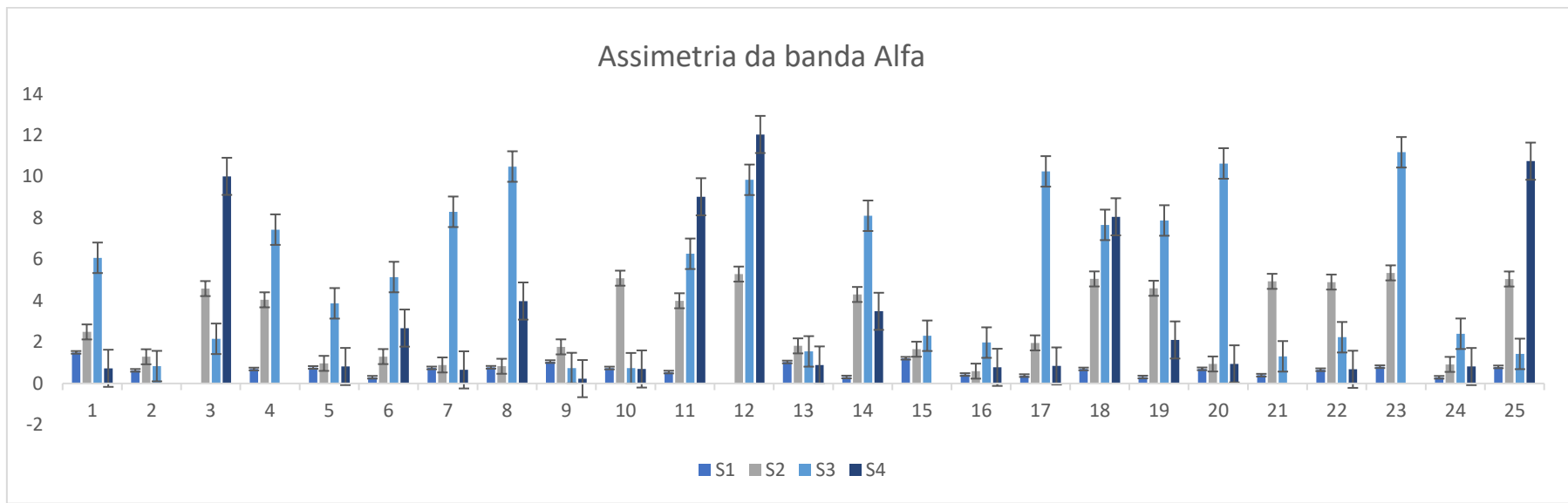


Figura 5-2311 Valores médios da assimetria da banda alfa para os 25 indivíduos do estudo.



**Figura 5-24 índice de assimetria da banda de frequência alfa**

## 6. Conclusão

Para os três sinais analisados: EDA, VFC e EEG verificaram-se resultados contraditórios, de índices que indicam diminuição da percepção de *stress* ao longo do curso de *mindfulness* e índices que indicam aumento. Na análise de EEG todos os índices observados foram concordantes com os resultados obtidos em vários estudos sobre o efeito da prática de meditação, onde se observou aumento das potências alfa e teta e diminuição da potência beta, e aumento do índice de assimetria frontal alfa que demonstra maior ativação frontal esquerda que por sua vez está associada a emoções positivas. Para a análise de EDA dois índices (*CDA.AmpSum*, *CDA.SCR*) indicam diminuição da atividade simpática ao longo do curso e aumento entre o fim do curso e dois meses após a conclusão do mesmo, que poderá indicar diminuição do *stress* percebido entre o início e fim do curso de *mindfulness* e aumento do mesmo entre o fim do curso e dois meses a seguir, contudo os resultados par o índice (*CDA.nSCR*) indicam aumento da atividade simpática entre o início e fim do curso do *mindfulness* e possivelmente, como consequência, aumento do *stress* percebido, importante referir que este último índice é menos utilizado para quantificar o nível de *stress* quando comparado com os outros índices, que são mais comumente utilizados em estudos de *stress*, bem como dos efeitos da prática de *mindfulness*. Relativamente aos resultados de VFC, observou-se alguns índices que poderão indicar aumento da percepção de *stress* entre o início e fim do curso de *mindfulness*, havendo contudo quatro índices que contrariam esta tendência, a potência absoluta da banda de frequências baixas, cuja variação se relaciona com diminuição da atividade simpática, potência total normalizada, e as variações para as medidas não lineares, entropia aproximada e entropia amostral. Os resultados contraditórios para ECG poderão sugerir que estes indicadores sejam mais dependentes de outros fatores fisiológicos do que do *stress*.

Contudo é importante verificar que os índices contraditórios apenas indicam diminuição da atividade parassimpática ou VFC, tendo se verificado em ambos índices de EDA como VFC diminuição da atividade simpática que é uma característica de menor resposta a *stress*. O aumento da atividade parassimpática como resultado de aumento de *stress* tem como objetivo contrariar os efeitos do aumento da atividade simpática, contudo os resultados deste estudo indicaram diminuição de atividade simpática ao longo do curso, pelo que uma possibilidade é não haver necessidade para o aumento da atividade parassimpática e a diminuição da atividade simpática ser acompanhada de diminuição da atividade parassimpática.

Por outro lado, a observação de maior *stress* no fim do treino de *mindfulness*, quando comparado com o início do mesmo, foi também encontrada num estudo do *stress* percebido em estudantes universitários. Tal como nesse estudo, no desenvolvido neste projeto de dissertação a maioria da amostra foram estudantes universitários, que se encontram sobre um ambiente muito exigente e de *stress* elevado. Uma vez que este foi um estudo longitudinal, careceu de uma amostra de controlo a partir da qual se poderia avaliar efeitos causados pelo ambiente externo. Relativamente à bibliografia há duas considerações importantes de referir, a primeira é que grande maioria dos estudos foram desenvolvidos comparando meditadores experientes e não meditadores, no caso deste estudo a comparação foi feita ao longo de um curso de oito semanas, cujas medidas entre sessões foram recolhidas entre períodos de um a dois meses, o que poderá ser pouco tempo para existirem claras diferenças na resposta ao *stress* dos indivíduos, principalmente considerando que o ambiente universitário é um ambiente conhecido pelo seu elevado nível *stress*. A segunda consideração é que a maioria dos estudos observa as variações dos índices durante o período de meditação, *versus* não meditação, ou as diferenças basais entre indivíduos com experiência na prática de meditação e indivíduos não experientes, poucos estudos verificaram os efeitos da prática de *mindfulness* durante testes indutores de *stress*. Finalmente outra possibilidade é o *mindfulness* possibilitar uma maior consciência para a pessoa e conseqüentemente para o *stress*, e numa fase inicial, com pouca experiência na técnica os indivíduos poderão ainda não praticar bem uma



componente fundamental do mindfulness, a aceitação. Possivelmente com mais tempo de treino, a maior consciência para as sensações percebidas e a sua aceitação, poderá explicar os resultados diferentes obtidos em meditadores experientes para os indicadores de VFC. Como perspectivas futuras e de acordo com as limitações deste estudo, apresentadas nesta conclusão, sugere-se o uso de um grupo de controlo para avaliar alterações no ambiente externo, como por exemplo aumento de stress relacionado com avaliações, registo do sinal de ECG de longa duração, com o objetivo de não limitar vários índices como é o caso da potência das frequências muito baixas e medidas não lineares e por fim um teste que consista em periodos de stress e de relaxação para possibilitar o estudo de potenciais evocados.

## 7. Bibliografia

- A. D. Crosswell, e. a. (2017). Effects of mindfulness training on emotional and physiologic recovery from induced negative affect. *Psychoneuroendocrinology*, 86, 78-86.
- Ahani, A. &. (2014). Quantitative change of EEG and respiration signals during mindfulness meditation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. doi:11.87.10.1186/17
- Ashok, A. &. (2013). Influence of age and gender on autonomic regulation of heart. *Journal of clinical monitoring and computing*. doi:10.1007/s10877-012-9424-3
- Baer, R. (2003). Mindfulness Training as a Clinical Intervention: A Conceptual and Empirical Review. *Clinical Psychology: Science and Practice*, 10, 125-143. doi:10.1093/clipsy.bpg015
- Baevsky., R. M. (2009). Methodical recommendations USE KARDiVAR SYSTEM FOR DETERMINATION OF THE STRESS LEVEL AND ESTIMATION OF THE BODY ADAPTABILITY Standards of measurements and physiological interpretation.
- Baillet, S. (2011). Electromagnetic Brain Mapping using MEG & EEG.
- Benedek, M. &. (2010). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of neuroscience methods*, 190(1), 80–91. doi:https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028
- Berbano, A. &. (2017). Classification of stress into emotional, mental, physical and no stress using electroencephalogram signal analysis. 10-14. doi:10.1109/ICSIPA.2017.8120571

- Biosignalsplux. (13 de Abril de 2020). *Electrocardiography (ECG) Sensor Data Sheet*.  
 Obtido de  
[http://www.biosignalsplux.com/datasheets/ECG\\_Sensor\\_Datasheet.pdf](http://www.biosignalsplux.com/datasheets/ECG_Sensor_Datasheet.pdf)
- Biosignalsplux. (13 de Abril de 2020). *Electrodermal activity (EDA) Sensor Data Sheet*.  
 Obtido de  
[http://www.biosignalsplux.com/datasheets/EDA\\_Sensor\\_Datasheet.pdf](http://www.biosignalsplux.com/datasheets/EDA_Sensor_Datasheet.pdf)
- Birnie, K. G. (2010). Psychological benefits for cancer patients and their partners participating in mindfulness-based stress reduction (MBSR). *Psycho-Oncology*, 19, 1004-1009. doi:10.1002/pon.1651
- Boucsein, W. & S. (2012). Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 49, 1017-34. doi:10.1111/j.1469-8986.2012.01384.x.
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal Activity* (2 ed.). Springer US. doi:10.1007/978-1-4614-1126-0
- Bruce S. McEwen, J. M. (2013). The Brain on Stress: Vulnerability and Plasticity of the Prefrontal Cortex over the Life Course. *Neuron*, 79(1), 16-29. doi:https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.06.028
- Cacioppo, J. T. (2000). *Handbook of psychophysiology* ((2nd ed.) ed.). Cambridge University Press.
- Carrasco, S. & S. (2001). Correlation among Poincare plot indexes and time and frequency domain measures of heart rate variability. *Journal of medical engineering & technology*, 240-248.
- Carter, J. & S. (2008). Neural and cardiovascular responses to emotional stress in humans. *American journal of physiology*, 295, 1898-903. doi:10.1152/ajpregu.90646.2008
- Carver, C. H.-J. (2009). Anger is an approach-related affect: evidence and implications. *Psychological Bulletin*, 135, 183–204.

- Cernat, R. &.-M. (2014). Real-time extraction of the respiratory rate from photoplethysmographic signal using wearable devices.
- Chiesa, A. &. (2009). Mindfulness-Based Stress Reduction for Stress Management in Healthy People: A Review and Meta-Analysis. *Journal of alternative and complementary medicine (New York, N.Y.)*, *15*, 593-600. doi:10.1089/acm.2008.0495
- Chiesa, A. &. (2010). A systematic review of neurobiological and clinical features of mindfulness meditations. *Psychological Medicine* , 1239–1252.
- Chiesa, A. &. (2010). Does Mindfulness Training Improve Cognitive Abilities? A Systematic Review of Neuropsychological Findings. *Clinical psychology review*, *39*, 449-464. doi:10.1016/j.cpr.2010.11.003
- Chiesa, A. a. (2011). Mindfulness-based approaches: are they all the same? *67*, 404-424. doi:doi:10.1002/jclp.20776
- Cho, D. H. (2017). Detection of Stress Levels from Biosignals Measured in Virtual Reality Environments Using a Kernel-Based Extreme Learning Machine. *Sensors*.
- Choi, Y. &. (2015). Measurement of occupants stress based on electroencephalograms (EEG) in twelve combined environments. *Building and Environment*, *88*, 65-72. doi:10.1016/j.buildenv.2014.10.003
- Coan, J. A. (2003). Frontal EEG asymmetry and the behavioral activation and inhibition systems. *Psychophysiology*, *40*, 106–114.
- Cohen, S. K. (1983). A global measure of perceived stress. *Journal of Health and Social Behavior*. *24(4)*, 385–396. doi:https://doi.org/10.2307/2136404
- Creswell, J. &. (2014). Brief Mindfulness Meditation Training alters Psychological and Neuroendocrine Responses to Social Evaluative Stress. *Psychoneuroendocrinology*, *44*. doi:10.1016/j.psyneuen.2014.02.007

- Davidson, R. &. (2012). Social influences on neuroplasticity: Stress and interventions to promote well-being. *Nature neuroscience*, 15, 689-95. doi:10.1038/nn.3093
- Davidson, R. (1984). Hemispheric asymmetry and emotion. *Approaches to Emotion*, 39–57.
- Davidson, R. C. (1990). Asymmetric brain electrical-activity discriminates between psychometrically-matched verbal and spatial cognitive tasks. *Psychophysiology*, 27, 528–543.
- de Santos Sierra, A. &. (2011). Real-Time Stress Detection by Means of Physiological Signals. doi:10.5772/18246
- Desbordes, G. G. (2015). Moving beyond mindfulness: Defining equanimity as an outcome measure in meditation and contemplative research. *Mindfulness*, 6(2), 356–372. doi:https://doi.org/10.1007/s12671-013-0269-8
- Desrosiers, A. V.-H. (2013). Mindfulness and emotion regulation in depression and anxiety: common and distinct mechanisms of action. *Depression and Anxiety*, 654-661.
- Dimitriev DA, S. E. (2015). Heart rate variability and blood pressure during mental stress. *Ross Fiziol Zh Im I M Sechenova*, 98-107.
- Dimitriev, D. e. (2015). Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing mental stress. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 192, 80.
- Ding, X. T.-Y. (2015). Short-term meditation modulates brain activity of insight evoked with solution cue. *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, 10(1), 43–49. doi:https://doi.org/10.1093/scan/nsu032
- Dishman RK, N. Y. (2000). Heart rate variability, trait anxiety, and perceived stress among physically fit men and women. *Int J Psychophysiol*, 121-133.

- Dongen, H. &. (2000). Searching for Biological Rhythms: Peak Detection in the Periodogram of Unequally Spaced Data. *Journal of biological rhythms*, 617-20. doi:10.1177/074873099129000984.
- Duque, J. J. (2017). Avaliação de métodos de análises não lineares em sinais eletroencefalográficos na presença de oscilações de alta frequência em pacientes portadores de epilepsia refratária.
- Endukuru CK, T. S. (2016). Evaluation of cardiac responses to stress in healthy individuals- a non invasive evaluation by heart rate variability and stroop test. *Int J Sci Res*, 286-289.
- Erismann SM, R. L. (2010). A preliminary investigation of the effects of experimentally induced mindfulness on emotional responding to film clips. *Emotion*, 72-82. doi:doi:10.1037/a0017162 PMID:20141304
- Evans, S. F. (2008). Mindfulness-based cognitive therapy for generalized anxiety disorder. *Journal of Anxiety Disorders*, 716-721.
- Fell, J. &. (2010). From alpha to gamma: Electrophysiological correlates of meditation-related states of consciousness. *Medical hypotheses*, 75, 218-24. doi:10.1016/j.mehy.2010.02.025
- Filaire E, P. H. (2010). Effect of lecturing to 200 students on heart rate variability and alpha-amylase activity. *Eur J Appl Physiol*, 108, 1035-1043.
- Fischer Nastassja L., P. R. (2018). Frontal Alpha Asymmetry and Theta Oscillations Associated With Information Sharing Intention. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 12, 166. doi:10.3389/fnbeh.2018.00166
- Fortin, M.-F. (2009). Fundamentos e etapas do processo de investigação. *Loures: Lusodidacta*.
- Gallego, F. H. (2018). Stress level assessment with non-intrusive sensors. Spain.

- Garland, E. L. (2011). Positive reappraisal mediates the stress-reductive effects of mindfulness: an upward spiral process. *Mindfulness*, 59-67.
- Goleman DJ, S. G. (1976). Meditation as an intervention in stress reactivity. *J Consult Clin Psychol*, 456-466. doi:10.1037/0022-006X.44.3.456 PMID:777059
- Gollan, J. K. (2014). Frontal alpha EEG asymmetry before and after behavioral activation treatment for depression. *Biol. Psychol.*, 99, 198-208. doi:10.1016/j.biopsycho.2014.03.003
- Gonçalves, G. P. (2009). Avaliação da qualidade dos ensaios clínicos aleatórios em terapia intensiva. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, 21, 45-50. doi:https://doi.org/10.1590/S0103-507X2009000100007
- Gordan, R. G. (2015). Autonomic and endocrine control of cardiovascular function. *World journal of cardiology*, 204-214. doi:https://doi.org/10.4330/wjc.v7.i4.204
- Goshvarpour, A. &. (2011). Analysis of lagged Poincare plots in heart rate signals of women referred to meditation clinic.
- Goshvarpour, A. &. (2014). Poincare Indices for Analyzing Meditative Heart Rate Signals. *Biomedical journal*, 38. doi:10.4103/2319-4170.143528.
- Greccucci, A. D. (2015). Baseline and strategic effects behind mindful emotion regulation: behavioral and physiological investigation. doi:https://doi.org/10.1371/journal.pone.0116541
- Grippe, A. J. (2009). Stress, depression and cardiovascular dysregulation: a review of neurobiological mechanisms and the integration of research from preclinical disease models. *Stress (Amsterdam, Netherlands)*, 12, 1-21. doi:https://doi.org/10.1080/10253890802046281
- Güntekin, B. E.-S. (2013). Beta oscillatory responses in healthy subjects and subjects with mild cognitive impairment. *NeuroImage*, 3, 39-46. doi:https://doi.org/10.1016/j.nicl.2013.07.003

- H. M. Joo, S. J. (2010). Effects of mindfulness based stress reduction program on depression, anxiety and stress in patients with aneurysmal subarachnoid hemorrhage. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 47(5), 345-351.
- H. Park, S. O. (2018). Heart rate variability as a marker of distress and recovery: The effect of brief supportive expressive group therapy with mindfulness in cancer patients. *Integrative Cancer Therapies*, 17(3), 512-520.
- Hall, J. E. (2011). *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier.
- Hansen, J. T. (2002). *Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology: Selections from the Netter Collection of Medical Illustrations*. Icon Custom Communication.
- Harmon-Jones, E. G. (2009). Neural activity underlying the effect of approach-motivated positive affect on narrowed attention. *Psychological Science*, 20, 406–409.
- Hejmel, L. &. (2001). Heart rate variability analysis. *Acta physiologica Hungarica*, 88, 219-230. doi:10.1556/APhysiol.88.2001.3-4.4
- Hernandez, J. &. (2014). Under pressure: Sensing stress of computer users. doi:10.1145/2556288.2557165
- Hinterberger, T. S. (2014). Decreased electrophysiological activity represents the conscious state of emptiness in meditation. *Frontiers in Psychology*, 5. doi:https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00099
- Hintsanen M, E. M. (2007). Effort-reward imbalance, heart rate, and heart rate variability: the cardiovascular risk in young finns study. *Int J Behav Med*, 14, 202-2012.
- Hjortskov N, R. D. (2004). The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. *Eur J Appl Physiol*, 84-89.



- Hofmann, S. G. (2010). The effect of mindfulness-based therapy on anxiety and depression: a meta-analytic review. *Journal of Consulting & Clinical Psychology*, 169-183.
- Holzel, B. &. (2010). Mindfulness Practice Leads to Increases in Regional Brain Gray Matter Density . *Psychiatry research*, 191, 36-43. doi:10.1016/j.pscychre
- Hölzel, B. K. (2010). Stress reduction correlates with structural changes in the amygdala. *Social cognitive and affective neuroscience*, Social cognitive and affective neuroscience. doi:https://doi.org/10.1093/scan/nsp034
- Hölzel, B. K.-O. (2011). How Does Mindfulness Meditation Work? Proposing Mechanisms of Action From a Conceptual and Neural Perspective. *Perspectives on Psychological Science*, 6(6), 537–559. doi:https://doi.org/10.1177/1745691611419671
- Ivanovski, B. a. (2007). he Psychological and Neurophysiological Concomitants of Mindfulness Forms of Meditation . *Acta Neuropsychiatrica*, 19. doi:10.1111/j.1601-5215.2007.00175.x
- J., K.-Z. (1982). An outpatient program in behavioral medicine for chronic pain patients based on the practice of mindfulness meditation: theoretical considerations and preliminary results. *General Hospital Psychiatry*, 4(1):33-47. doi:DOI: 10.1016/0163-8
- Jacobs, T. L. (2013). Self-reported mindfulness and cortisol during a Shamatha meditation retreat. *Health Psychology*, 32, 1104–1109. doi:https://doi.org/10.1037/a0031362
- Järvelin-Pasanen, S. &. (2018). Heart rate variability and occupational stress—systematic review. *Industrial Health*. doi:10.2486/indhealth.2017-0190
- Jiang, X. B. (2019). Removal of Artifacts from EEG Signals: A Review. *Sensors*, 19, 987. doi:https://doi.org/10.3390/s19050987

- Jimenez, S. &. (2010). A mindfulness model of affect regulation and depressive symptoms: Positive emotions, mood regulation expectancies, and self-acceptance as regulatory mechanisms. *Personality and Individual Differences*, 49, 645-650. doi:10.1016/j.paid.2010.05.041
- Jl, G. &.-S. (2016). Entrainment of chaotic activities in brain and heart during MBSR meditation. *Neuroscience Letters*. doi:10.1016/j.neulet.2016.01
- Kabat-Zinn, J. (1994). *Wherever you go, there you are: Mindfulness meditation in everyday life*. New York: Hyperion.
- Kabat-Zinn, J. M. (1992). Effectiveness of a meditation-based stress reduction program in the treatment of anxiety disorders. *American Journal of Psychiatry*, 936-943.
- Kappeler-Setz, C. &. (2013). Towards long term monitoring of electrodermal activity in daily life. *Personal and Ubiquitous Computing*, 17, 261-271. doi:10.1007/s00779-011-0463-4
- Kim, H.-G. &.-J.-S. (2018). Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature. *Psychiatry investigation*. doi:10.30773/pi.2017.08.17
- Klimesch W, S. P. (2007). EEG alpha oscillations: the inhibition-timing hypothesis. *Brain Res Rev*, 53, 63–88. doi:doi:10.1016/j.brainresrev.2006.06.003
- Kogler, L. G. (2015). Sex differences in cognitive regulation of psychosocial achievement stress: Brain and behavior. *Hum. Brain Mapp*, 1028-1042. doi:10.1002/hbm.22683
- Kor, P. &. (2017). Mindfulness-Based Intervention for Stress Reduction of Family Caregivers of People with Dementia: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Mindfulness*. 9, 1-16. doi:10.1007/s12671-017-0751-9
- L, B. R. (2007). Interpretation of normalized spectral heart rate variability indices in sleep research: a critical review. *Sleep*, 913-919. doi:https://doi.org/10.1093/sleep/30.7.913

- Lagopoulos, J. &. (2009). Increased Theta and Alpha EEG Activity During Nondirective Meditation. *Journal of alternative and complementary medicine (New York, N.Y.)*, *15*, 1187-92. doi:10.1089/acm.2009.0113
- Lake, D. &. (2002). Sample Entropy Analysis of Neonatal Heart Rate Variability. *American journal of physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology*. doi:10.1152/ajpregu.00069.2002.
- Laufs H, K. A.-H. (2003). EEG-correlated fMRI of human alpha activity. *Neuroimage*, *19*, 1463-1476. doi:doi:10.1016/S1053-8119(03)00286-6
- Ledalab. (03 de 2020). *Documentation*. Obtido de <http://www.ledalab.de/documentation.htm>
- Lee, D. &. (2018). Review of the Neural Oscillations Underlying Meditation. *Frontiers in Neuroscience*. doi:10.3389/fnins.2018.00178.
- Léonard Anne, C. S.-D. (2019). Changes in Heart Rate Variability During Heartfulness Meditation: A Power Spectral Analysis Including the Residual Spectrum. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, *6*, 62. doi:10.3389/fcvm.2019.00062
- Lippelt Dominique P., H. B. (2014). Focused attention, open monitoring and loving kindness meditation: effects on attention, conflict monitoring, and creativity – A review. *Frontiers in Psychology*, *5*. doi:10.3389/fpsyg.2014.01083
- Liston, C. &. (2009). Psychosocial stress reversibly disrupts prefrontal processing and attentional control Proceedings of the National Academy of Sciences of th. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *106*, 912-917. doi:10.1073/pnas.0807041106
- Lomas, T. &. (2015). A systematic review of the neurophysiology of mindfulness on EEG oscillations. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. doi:10.1016/j.neubiorev.2015.09.018.

- Lomas, T. &. (2015). A systematic review of the neurophysiology of mindfulness on EEG oscillations. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 57. doi:10.1016/j.neubiorev.2015.09.018.
- Lush E, S. P. (2009). Mindfulness meditation for symptom reduction in fibromyalgia: psychophysiological correlates. *J Clin Psychol Med Settings*, 200-207. doi:doi:10.1007/s10880-009-9153-zPMID:19277851
- Lutz, A. &. (2008). Attention Regulation and Monitoring in Meditation. *Trends in cognitive sciences*, 12, 163-9. doi:10.1016/j.tics.2008.01.005
- Malik, M. (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 1043-1065.
- Mcewen, B. &. (2011). Stress- and Allostasis-Induced Brain Plasticity. *Annual review of medicine*, 62, 431-545. doi:10.1146/annurev-med-052209-100430
- Melillo, P. B. (2011). Nonlinear Heart Rate Variability features for real-life stress detection. *Biomedical engineering online*, 10, 96. doi:https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-96
- MM, D. (1985). Effects of expectancy on physiological responsivity in novice meditators. *BiolPsych* , 107–121.
- Noh, J. S. (2013). Real-Time Personalized Stress Analysis.
- Nunez PL, S. R. (2000). On the Relationship of Synaptic Activity to Macroscopic Measurements : Does Co-Registration of EEG with fMRI Make Sense ?,. doi:10.1023/a:1026683200895
- Orsila, R. &.-H. (2008). Perceived Mental Stress and Reactions in Heart Rate Variability - A Pilot Study Among Employees of an Electronics Company. *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE*, 14, 275-283. doi: 10.1080/10803548.2008.11076767
- Oy., K. (30 de 09 de 2019). *Kubios*. Obtido de Kubios: <https://www.kubios.com/>

- Paller, K. &.-M. (2014). Benefits of Mindfulness Training for Patients With Progressive Cognitive Decline and Their Caregivers. *American journal of Alzheimer's disease and other dementias*. doi:10.1177/1533317514545377
- PAN,J, T. W. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*.
- Peng, C.-K. &. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 82.
- PINGALE, S. (2014). USING PAN TOMPKIN ' S METHOD , ECG SIGNAL PROCESSING AND DIGNOSE VARIOUS DISEASES IN MATLAB.
- Posada-Quintero Hugo F., F. J.-C. (2018). Electrodermal Activity Is Sensitive to Cognitive Stress under Water. *Frontiers in Physiology*, 8, 1128. doi:10.3389/fphys.2017.01128
- Posada-Quintero, H. &. (2020). Innovations in Electrodermal Activity Data Collection and Signal Processing: A Systematic Review. *Sensors*, 479. doi:10.3390/s20020479
- Punita P, S. K. (2016). Gender difference in heart rate variability in medical students and association with the level of stress. *Natl J Physiol Pharm Pharmacol*, 6, 431- 437.
- Queyam, A. &. (2013). Stress Detection in Automobile Drivers using Physiological Parameters: A Review. *International Journal of Electronics Engineering*, 1-5.
- Reinhardt, T. &. (2012). Salivary cortisol, heart rate, electrodermal activity and subjective stress responses to the Mannheim Multicomponent Stress Test (MMST). *Psychiatry research*, 198, 106-11. doi:10.1016/j.psychres.2011.12.009
- Richman, J. &. (2000). Physiological Time-Series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 278, 2039-2049. doi:10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039.

- Ridge, D. &. (2013). Men Developing Emotional Intelligence Through Meditation? Integrating Narrative, Cognitive and Electroencephalography (EEG) Evidence. *Psychology of Men & Masculinity, 15*. doi:10.1037/a00
- RJ., D. (1995). Cerebral asymmetry, emotion and affective style. *Brain Asymmetry. Cambridge, MA: MIT Press, 361–387*.
- Rolph, G. (2016). Effects of mindfulness on perceived stress levels and heart rate variability.
- S. Carrasco, M. C. (2001). Correlation among Poincaré plot indexes and time and frequency domain measures of heart rate variability. *J Med Eng Technol, 240-248*.
- S. Jain, U. O. (2017). A Compressed Sensing Based Decomposition of Electrodermal Activity Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 64(9), 2142-2151*. doi:doi: 10.1109/TBME.2016.2632523
- Sedghamiz, H. (2014). Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS.
- Sedghamiz, H. (2014). Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS detector.
- Segal, Z. V. (2013). Mindfulness-based cognitive therapy for depression. . *New York: Guilford Press. .*
- Selye, H. A. (1975). Confusion and Controversy in the Stress Field. *Journal of Human Stress, 37-44, 37-44*. doi:http://dx.doi.org/10.1080/0097840X.1975.9940406
- Setz, C. &. (2010). Discriminating stress from cognitive load using a wearable EDA device. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 14, 410-417*.
- Shaffer, F. &. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in public health, 258*. doi:https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258
- Shaffer, F. &. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in public health, 5, 258*. doi:https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258

- Shaffer, F. M. (2014). A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in psychology, 5*, 1040. doi: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01040>
- Sharma, M. &. (2014). Mindfulness-Based Stress Reduction as a Stress Management Intervention for Healthy Individuals: A Systematic Review. *Journal of evidence-based complementary & alternative medicine, 19*. doi:10.1177/2156587214543143
- Shearer, A. H. (2016). Effects of a brief mindfulness meditation intervention on student stress and heart rate variability. *International Journal of Stress Management, 232-254*. doi:<https://doi.org/10.1037/a0039814>
- Soni, R. &. (2019). Breath Rate Variability: A Novel Measure to Study the Meditation. *Effects. International journal of yoga, https://doi.org/10.4103/ijoy.IJOY\_27\_17, 45-54*.
- Speckmann, E.-J. &. (2012). Neurophysiologic basis of EEG and DC potentials. *Niedermeyer's Electroencephalography, 17-32*.
- Stratford, H. &. (2014). Psychological therapy for anxiety in bipolar spectrum disorders: A systematic review. *Clinical psychology review, 19-34*. doi:10.1016/j.cpr.2014.11.002
- Symons, A. E.-D. (2016). The Functional Role of Neural Oscillations in Non-Verbal Emotional Communication. *Frontiers in human neuroscience, 10, 239*. doi:<https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00239>
- Takahashi, T. &. (2005). Changes in EEG and Autonomic Nervous Activity during Meditation and Their Association with Personality Traits. *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology, 55, 199-207*. doi:10.1016/j.ijpsycho.2004.07.004
- Tang, Y. Y. (2012). Neural correlates of establishing, maintaining, and switching brain states. *Trends in cognitive sciences, 16(6), 330–337*.

- Tang, Y.-Y. (2014). Short-Term Meditation Intervention Improves Self-Regulation and Academic Performance. *Journal of Child and Adolescent Behaviour*. doi:10.4172/2375-4494.1000154
- Tang, Y.-Y. H. (2015). The neuroscience of mindfulness meditation. *Nature Reviews Neuroscience*, 16(4), 213–225. doi:<https://doi.org/10.1038/nrn3916>
- Tarvainen MP et al. (210-220). Kubios HRV – heart rate variability analysis software. *Computer methods and programs in biomedicine*, 113, 2014.
- Tesař., M. (14 de October de 2016). neuropacabra/asymmetry-toolbox: Pre-publishing version (Version 1.0b). *Zenodo*. doi:<http://doi.org/10.5281/zenodo.160820>
- Thiese, M. S. (2016). P value interpretations and considerations. *Journal of thoracic disease*, E928–E931. doi:<https://doi.org/10.21037/jtd.2016.08.16>
- Visnovcova, Z. &. (2016). The complexity of electrodermal activity is altered in mental cognitive stressors. *Computers in Biology and Medicine*. doi:10.1016/j.compbiomed.2016
- Wahbeh, H. &. (2013). Skin conductance response during laboratory stress in combat veterans with posttraumatic stress disorder. *Journal of trauma & treatment*, 2. doi:<https://doi.org/10.4172/2167-1222.1000167>
- Yi-Yuan Tang, Y. M. (2007). Short-term meditation training improves attention and self-regulation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104, 17152-17156. doi:10.1073/pnas.0707678104
- Yu-Hung Tung and Jui-Chien Hsieh. (2019). The Impacts of Mindfulness on Heart Rate Variability: A Brief Review. *International Journal of Pharma Medicine and Biological Sciences*, 8(4), 132-137. doi:doi: 10.18178/ijpmbs.8.4.
- Zeidan, F. &. (2010). Mindfulness meditation improves cognition: evidence of brief mental training. *Consciousness and Cognition: An International Journal*, 19, 597-605. doi:10.1016/j.concog.2010.03.014.





## Apêndice A

### Resultados de EDA

**Tabela 1 Número de Respostas da Condutância da Pele.**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	2.69	7.13	2.00	11.62
2	11.63	1.69	12.53	
3	20.58	1.18	1.06	18.26
4				
5	6.63		7.00	6.23
6	2.16	2.17	2.53	1.37
7	4.54	4.91	11.79	4.09
8	8.09	1.58	9.55	1.22
9	2.94	3.45	8.50	3.79
10	4.13	9.20	2.70	12.15
11	6.36	5.46	6.50	3.72
12	10.24	7.43	9.98	5.79
13	7.96	4.59	11.87	
14				
15				
16	2.72	4.29	3.13	3.50
17		14.09	12.84	
18	9.32	8.03	25.04	6.87
19	1.56	5.68	11.84	5.24
20	3.44	3.55	4.75	2.00
21	11.45		14.51	
22		3.09	4.09	8.33
23	7.72	4.71	2.86	
24	5.06	3.00	3.78	3.07
25				

**Tabela 2 Soma das Amplitudes das Respostas de Condutância da Pele.**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	0.98	0.86	0.48	0.92
2	0.95	0.59	0.96	
3	1.08	0.44	0.96	1.10
4				
5	1.16		0.88	0.86

6	1.10	0.95	0.54	0.95
7	0.71	0.67	1.06	0.83
8	1.15	0.94	0.79	1.05
9	0.41	0.56	0.64	0.87
10	1.17	0.67	0.37	1.19
11	1.30	0.59	1.26	1.83
12	0.89	0.95	0.93	0.88
13	0.86	0.59	0.99	
14				
15				
16	0.43	0.74	0.62	0.66
17		0.99	1.26	
18	0.84	1.17	0.95	0.98
19	4.64	0.68	1.57	1.11
20	0.28	0.64	0.19	0.10
21	1.27		1.13	
22		1.29	0.72	0.87
23	1.08	1.27	0.48	
24	0.45	0.71	0.42	1.01
25				

**Tabela 3 Resposta da Condutância da Pele.**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	0.74	0.65	0.46	0.71
2	0.51	0.42	0.42	
3	0.97	0.32	0.77	0.82
4				
5	1.14		0.27	0.67
6	0.89	0.72	0.42	0.63
7	0.56	0.59	0.44	0.75
8	0.80	0.65	0.71	0.73
9	0.26	0.39	0.57	0.30
10	0.91	0.80	0.32	0.75
11	1.50	0.65	1.04	2.42
12	0.48	0.47	0.86	0.43
13	0.64	0.60	0.62	
14				
15				
16	0.71	0.83	0.65	0.60
17		0.38	0.93	
18	0.45	0.93	0.62	0.47
19	0.88	0.62	1.66	1.00
20	0.38	0.35	0.09	0.02

21	1.20		1.01	
22		0.37	0.37	0.47
23	1.86	0.83	0.39	
24	0.80	0.59	0.51	1.01
25				

**Tabela 4 Atividade Tónica.**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	13.01	11.62	9.19	10.76
2	15.60	13.06	8.44	
3	7.32	8.35	9.68	7.02
4				
5	9.81		2.48	12.85
6	15.43	8.68	5.29	14.05
7	14.40	8.66	14.50	17.70
8	8.40	15.21	11.25	21.82
9	3.80	6.54	9.59	6.19
10	13.94	11.87	13.90	16.18
11	5.33	5.00	15.50	8.41
12	8.91	18.00	15.81	10.47
13	18.18	12.13	22.46	
14				
15				
16	6.26	12.21	8.72	2.97
17		9.89	21.52	
18	10.45	8.47	5.23	9.00
19	6.52	14.14	13.60	13.48
20	7.80	9.96	4.73	4.32
21	14.43		13.03	
22		4.48	7.15	17.82
23	8.16	11.26	13.76	
24	6.72	9.57	8.01	10.44
25				

## Apêndice B

### Resultados de Variabilidade da Frequência Cardíaca

**Tabela 5 Média dos Intervalos RR (ms).**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	552.32	686.75	679.39	691.23
2	372.18	825.28	853.54	
3	609.78	651.69	570.88	546.21
4	956.40	854.70	956.79	
5	673.76		736.38	723.07
6	591.83	686.43	662.04	681.69
7	805.42	702.95	754.08	790.96
8	902.72	899.79	867.31	732.92
9	996.65	1012.10	951.69	1115.51
10	863.52	834.23	777.98	707.81
11	785.22	741.43	765.42	734.11
12	755.96	689.16	764.07	703.75
13	712.59	783.54	740.97	825.87
14	799.57	792.87	777.17	680.57
15	646.09	604.66	625.17	
16	834.23	836.81	865.18	959.78
17		748.30	743.92	715.27
18	862.73	900.60	904.47	918.10
19	643.30	709.85	727.22	823.40
20	815.78	906.41	939.75	948.42
21	681.25	584.08	682.40	
22		700.65	655.82	700.12
23	765.28	733.85	740.67	909.63
24	997.01	890.09	940.49	
25	645.74	663.76	672.29	620.94

**Tabela 6 Desvio Padrão dos Intervalos RR (ms).**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	28.23	43.35	38.88	47.78
2	71.81	37.62	43.15	
3	45.41	46.70	33.15	15.42
4	68.01	129.19	91.19	
5	51.94		23.96	22.80

6	33.83	39.88	36.65	37.29
7	46.10	40.15	50.83	46.04
8	43.89	36.91	51.12	57.31
9	18.60	23.39	16.79	22.23
10	69.16	76.27	52.63	51.35
11	50.46	35.63	38.33	25.33
12	25.11	25.17	22.09	22.80
13	62.11	62.67	25.31	50.80
14	58.81	59.70	22.63	22.22
15	40.27	34.99	34.28	
16	38.30	63.40	31.93	41.12
17		21.78	24.09	50.19
18	96.77	56.18	52.00	55.73
19	68.06	43.33	46.19	37.53
20	49.55	61.68	56.11	48.63
21	21.45	8.99	16.01	
22		34.71	19.89	23.20
23	49.03	21.81	22.00	44.52
24	54.01	38.35	48.47	
25	32.45	34.00	38.12	56.77

**Tabela 7 RMSDD (ms).**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	19.22	37.79	35.58	36.83
2	42.31	34.32	46.82	
3	23.15	30.98	22.53	8.57
4	78.63	217.09	115.09	
5	81.06		21.87	21.09
6	20.91	26.27	23.59	26.38
7	50.24	26.74	37.77	36.53
8	51.11	47.76	67.30	83.00
9	18.24	20.89	15.32	30.75
10	63.48	62.81	48.26	35.74
11	42.61	35.69	39.20	24.68
12	25.50	16.69	18.50	23.16
13	98.04	93.65	18.15	34.37
14	70.98	49.73	23.25	20.71
15	28.05	23.29	24.03	
16	34.88	77.00	29.70	49.10
17		21.78	18.37	76.85
18	118.58	59.10	59.18	62.85
19	60.47	37.35	33.54	25.68
20	45.52	65.49	68.60	62.72

21	8.78	6.95	13.69	
22		32.98	15.68	21.73
23	57.79	20.01	21.44	50.99
24	69.02	45.82	60.21	
25	32.47	36.14	35.46	80.34

**Tabela 8 PNN50 (%).**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	2.49	19.54	18.91	14.72
2	18.75	14.22	24.38	
3	5.50	11.59	5.00	0.00
4	42.27	57.42	58.90	
5	47.29		3.23	1.58
6	3.04	4.93	3.92	6.53
7	26.47	3.65	20.00	12.79
8	34.00	32.16	35.03	53.26
9	0.73	1.32	0.00	11.48
10	48.72	39.34	31.43	15.10
11	25.43	15.05	21.34	3.94
12	4.44	0.45	0.51	3.08
13	60.32	76.92	1.50	13.89
14	48.21	28.50	2.36	1.60
15	8.53	4.76	6.00	
16	19.02	51.37	9.03	26.77
17		0.99	1.00	54.33
18	36.94	32.93	46.06	46.60
19	18.72	16.20	12.22	5.33
20	30.12	52.98	53.93	54.51
21	0.00	0.00	0.00	
22		11.03	0.24	1.89
23	25.28	1.01	1.50	36.39
24	59.56	27.74	45.57	
25	10.90	19.25	15.31	58.59

**Tabela 9 TINN (ms).**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	126	190	159	212
2	397	180	203	
3	175	244	160	82
4	329	489	404	
5	207		100	131

6	152	163	156	175
7	197	196	223	192
8	185	168	234	249
9	84	109	68	97
10	315	293	243	217
11	199	164	185	129
12	116	126	109	116
13	321	273	161	230
14	256	294	116	104
15	180	177	157	
16	173	267	156	220
17		96	116	210
18	376	241	230	275
19	362	204	228	173
20	209	271	264	243
21	94	48	76	
22		177	97	120
23	222	128	103	237
24	251	164	224	
25	173	149	189	265

**Tabela 10 Potência Absoluta das Frequências Baixas (ms<sup>2</sup>).**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	463.56	733.50	614.19	1278.77
2	2277.14	883.77	1012.61	
3	1397.11	1561.22	679.69	152.43
4	1847.96	994.90	2293.65	
5	213.72		202.44	236.53
6	909.77	1704.45	1132.62	922.29
7	846.88	1054.88	1581.50	1290.82
8	866.46	452.73	771.00	428.75
9	203.40	337.52	208.80	178.99
10	1963.16	2871.45	1056.72	1460.68
11	1355.40	559.56	642.21	228.95
12	254.23	460.56	321.61	172.31
13	497.96	453.49	650.44	2515.35
14	1189.93	2261.84	243.27	239.36
15	1098.09	987.13	918.96	
16	745.92	1496.41	535.38	794.53
17		129.23	343.22	222.32
18	3715.96	1305.97	1047.72	1152.77
19	1064.35	667.81	1025.01	946.24
20	834.34	1623.22	863.31	509.03



21	293.17	41.64	105.42	
22		559.60	250.41	298.24
23	849.39	277.54	236.03	
24	620.28	266.12	449.90	601.73
25	79.08	231.24	408.47	157.93

**Tabela 11 Potência Absoluta das Frequências Altas (ms<sup>2</sup>).**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	296.08	933.83	819.34	978.85
2	1957.02	358.00	427.55	
3	287.16	480.98	347.55	55.70
4	2391.09	8887.09	5753.86	
5	780.94		247.63	194.35
6	263.13	378.87	221.13	324.00
7	943.22	343.13	742.11	682.54
8	699.12	684.26	928.54	1288.21
9	99.97	172.39	40.63	210.51
10	1627.92	1933.38	1334.83	930.56
11	550.98	567.96	604.21	286.62
12	240.63	121.57	111.86	256.07
13	988.02	2014.25	133.93	283.88
14	1659.77	930.97	180.63	166.26
15	608.07	543.91	399.02	
16	551.68	1348.98	371.62	768.80
17		371.55	190.60	915.53
18	5551.23	1456.43	1484.39	1720.18
19	1523.46	1209.78	1023.61	370.73
20	976.93	1646.57	1904.51	1644.75
21	22.85	21.76	93.19	
22		402.43	62.52	143.02
23	684.11	237.61	192.26	
24	1931.76	995.30	1621.56	1160.17
25	790.88	847.34	1025.61	1503.86

**Tabela 12 Potência Normalizada das Frequências Baixas (n.u).**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	61.00	43.97	42.83	56.63
2	53.72	71.07	70.16	
3	82.93	76.42	66.12	73.22
4	43.52	9.99	28.46	
5	21.31		44.91	54.78

6	77.54	81.80	83.65	73.98
7	47.24	75.43	68.03	65.37
8	55.19	39.73	45.24	24.81
9	67.00	66.16	83.22	45.90
10	54.62	59.74	44.15	61.07
11	71.07	49.56	51.47	44.35
12	51.32	79.09	74.13	40.16
13	33.36	18.30	82.85	89.84
14	41.65	70.82	57.25	58.81
15	64.34	64.46	69.68	
16	57.46	52.46	59.01	50.77
17		25.79	64.28	19.41
18	40.03	47.25	41.36	40.11
19	41.01	35.56	50.02	71.84
20	46.02	49.62	31.18	23.62
21	92.73	65.61	52.97	
22		57.92	79.90	67.37
23	55.26	53.84	55.08	
24	24.29	21.09	21.71	34.14
25	9.09	21.43	28.47	9.47

**Tabela 13 Potência Normalizada das Frequências Altas (n.u).**

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	38.96	55.98	57.14	43.35
2	46.17	28.79	29.62	
3	17.05	23.54	33.81	26.75
4	56.31	89.21	71.40	
5	77.88		54.93	45.01
6	22.43	18.18	16.33	25.99
7	52.61	24.53	31.92	34.57
8	44.53	60.05	54.48	74.56
9	32.93	33.79	16.19	53.99
10	45.30	40.22	55.77	38.90
11	28.89	50.30	48.42	55.52
12	48.57	20.88	25.78	59.69
13	66.20	81.29	17.06	10.14
14	58.10	29.15	42.51	40.85
15	35.63	35.52	30.26	
16	42.50	47.29	40.96	49.13
17		74.15	35.70	79.94
18	59.81	52.70	58.60	59.85
19	58.69	64.42	49.96	28.15
20	53.88	50.33	68.78	76.33

21	7.23	34.29	46.82	
22		41.65	19.95	32.31
23	44.51	46.09	44.86	
24	75.66	78.87	78.24	65.82
25	90.88	78.51	71.49	90.17

**Tabela 14 Potência Total Normalizada.**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	805.15	1769.57	1476.02	2400.08
2	4619.70	1334.83	1567.27	
3	1911.69	2121.83	1097.91	223.95
4	4526.64	10171.10	8492.05	
5	1074.49		533.06	1.22
6	1204.44	2204.76	1397.93	1379.41
7	1903.71	1619.08	2486.56	2101.07
8	1698.87	1191.69	1826.49	1874.00
9	323.13	549.55	270.87	420.33
10	3990.92	5112.87	2644.77	2782.83
11	2095.61	1299.04	1342.07	598.45
12	537.42	613.36	452.71	467.73
13	1574.75	2533.27	817.35	3022.86
14	2932.10	3333.87	470.88	446.87
15	1804.44	1667.91	1393.75	
16	1400.45	3003.62	1047.14	1690.72
17		513.43	560.43	1196.29
18	9678.42	2890.25	2655.93	3012.77
19	2728.06	1917.24	2133.92	1418.11
20	2296.43	3458.55	2938.87	2239.72
21	433.42	74.63	233.10	
22		1109.44	350.40	478.61
23	1771.22	546.18	452.05	
24	2794.45	1342.96	2163.06	1896.71
25	883.37	1110.68	1470.40	1702.60

**Tabela 15 Rácio LF/HF.**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	1.57	0.79	0.75	1.31
2	1.16	2.47	2.37	
3	4.87	3.25	1.96	2.74
4	0.77	0.11	0.40	
5	0.27		0.82	

6	3.46	4.50	5.12	2.85
7	0.90	3.07	2.13	1.89
8	1.24	0.66	0.83	0.33
9	2.03	1.96	5.14	0.85
10	1.21	1.49	0.79	1.57
11	2.46	0.99	1.06	0.80
12	1.06	3.79	2.88	0.67
13	0.50	0.23	4.86	8.86
14	0.72	2.43	1.35	1.44
15	1.81	1.81	2.30	
16	1.35	1.11	1.44	1.03
17		0.35	1.80	0.24
18	0.67	0.90	0.71	0.67
19	0.70	0.55	1.00	2.55
20	0.85	0.99	0.45	0.31
21	12.83	1.91	1.13	
22		1.39	4.01	2.09
23	1.24	1.17	1.23	
24	0.32	0.27	0.28	0.52
25	0.10	0.27	0.40	0.11

**Tabela 16 SD1 (ms).**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	13.62	26.77	25.22	26.11
2		24.33	33.21	
3	16.41	21.95	15.96	6.07
4	55.69	153.88	81.67	
5	57.39		15.51	14.95
6	14.81	18.62	16.72	18.70
7	35.63	18.95	26.79	25.91
8	36.26	33.87	47.75	58.85
9	12.95	14.83	10.87	21.83
10	45.03	44.54	34.23	25.34
11	30.22	25.30	27.76	17.47
12	18.08	11.83	13.10	16.40
13	69.51	66.39	12.85	24.34
14	50.34	35.27	16.46	14.66
15	19.88	16.50	17.03	
16	24.74	54.59	21.08	34.78
17		15.44	13.00	54.41
18	84.12	41.92	41.91	44.51
19	42.85	26.47	23.74	18.19
20	32.29	46.44	48.60	44.43

21	6.23	4.93	9.69	
22		23.35	11.10	15.38
23	40.98	14.17	15.18	
24	48.98	32.45	42.64	36.11
25	23.01	25.59	25.11	56.92

Tabela 17 SD2 (ms).

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	37.53	55.27	48.93	62.36
2		47.34	51.30	
3	62.15	62.29	43.93	20.93
4	78.41	99.22	99.67	
5	45.93		30.21	28.41
6	45.60	53.36	49.12	49.42
7	54.69	53.66	66.51	59.63
8	50.52	39.57	53.10	55.81
9	22.71	29.06	21.02	22.78
10	86.88	98.02	66.28	67.95
11	64.17	43.60	46.47	31.24
12	30.65	33.60	28.32	27.78
13	53.48	58.64	33.44	67.52
14	66.33	76.37	27.34	27.73
15	53.50	46.16	45.37	
16	48.25	71.15	39.43	46.22
17		26.63	31.46	45.34
18	107.86	67.60	60.32	65.00
19	86.34	55.34	60.90	49.89
20	62.41	73.39	62.88	52.42
21	29.73	11.71	20.49	
22		43.23	25.87	29.03
23	56.04	27.44	27.19	
24	58.97	43.31	53.79	51.63
25	39.17	40.78	47.72	56.67

Tabela 18 Entropia Aproximada.

Indivíduo	S1	S2	S3	S4
1	0.85	0.92	0.84	0.87
2		1.01	0.81	
3	0.88	1.01	0.79	0.99
4	1.10	0.95	0.66	
5	1.19		0.86	0.91

6	0.89	0.89	0.86	0.90
7	0.82	0.97	0.90	0.85
8	0.80	0.84	0.79	0.78
9	0.70	0.83	0.76	0.59
10	0.85	0.91	0.75	0.84
11	0.96	0.92	1.23	1.32
12	0.82	0.93	1.25	1.27
13	0.86	0.86	1.26	1.08
14	0.73	0.95	1.21	1.28
15	0.78	0.79	0.78	
16	0.81	0.84	0.80	1.10
17		0.81	1.22	1.11
18	0.74	0.80	1.12	1.09
19	0.90	0.83	1.02	1.02
20	0.81	0.79	1.02	1.03
21	0.88	1.08	1.29	
22		1.26	1.28	1.29
23	0.86	1.20	1.23	
24	0.73	1.01	0.99	1.10
25	0.84	1.01	1.01	1.01

**Tabela 19 Entropia Amostral.**

<b>Indivíduo</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>
1	1.16	1.50	1.45	1.44
2	1.05	1.96	2.11	
3	1.10	1.36	1.10	1.33
4	1.70	1.16	1.62	
5	1.59		1.78	1.99
6	1.23	1.33	1.31	1.46
7	1.83	1.45	1.64	1.59
8	2.78	2.02	1.88	1.73
9	1.83	1.77	2.12	1.96
10	1.89	1.55	1.52	1.36
11	1.86	1.74	1.92	2.05
12	1.77	1.48	1.83	1.96
13	1.89	1.49	1.71	1.48
14	1.65	1.66	1.90	1.87
15	1.09	1.03	1.15	
16	1.72	2.06	1.99	1.97
17		1.71	1.69	1.55
18	0.94	1.57	2.03	1.77
19	1.16	1.24	1.19	1.39
20	1.90	1.83	1.92	2.04

21	1.17	1.79	1.87	
22		1.88	1.90	1.93
23	1.65	1.73	1.89	
24	2.18	1.58	1.63	1.84
25	1.50	1.50	1.55	1.52

## Apêndice C

### Resultados de EEG



Tabela 20 Potência Relativa Alfa sessão 1.

In.	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO7	PO3	PO4	PO8	
1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.1	
3	0	0	1	2	1	2	2	2	6	0	2	3	5	0	2	4	4	4	3	4	5	5	5	0	5	6	6	9	4	4	3	8
4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	
5	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
6	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	
7	0	0	0	1	1	1	1	2	9	1	1	3	9	0	1	1	2	7	2	2	2	2	0	4	3	3	2	4	2	3	2	
8	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.0	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	
9	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	
10	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
11	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.0	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.2	
12	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
13	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	
14	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	
15	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	
16	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
17	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
18	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.5	0.4	0.1	0.2	0.4	0.5	0.3	0.1	0.3	0.4	0.5	0.1	0.2	0.2	0.4	0.2	
19	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.0	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	
20	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	
21	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	
22	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	
23	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	
24	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	
25	0	7	2	2	8	2	2	2	9	2	3	4	0	6	4	4	5	1	5	6	7	5	5	6	7	8	8	8	6	9	1	

Tabela 21 Potência Relativa Alfa sessão 2.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8	
1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.0	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.1	
3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.3	0.3	0.2	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	
4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.4	0.2	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	
5	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
6	0.9	0.9	0.0	0.0	1	4	1	1	9	1	1	5	1	5	3	6	7	0	5	6	1	6	5	6	1	9	2	6	6	5	3	
7	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	
8	0.1	3	4	3	2	8	4	4	1	3	4	9	3	9	4	5	6	0	3	6	0	3	3	5	3	0	6	3	4	0	4	
9	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
10	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
11	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
12	0.9	0.9	0.0	0.0	1	0	0	3	0	1	0	4	9	6	3	2	5	6	6	6	4	1	6	6	6	3	3	6	6	4	2	
13	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
14	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
15	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
16	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	
17	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
18	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.3	0.2	0.0	0.3	0.4	0.4	0.1	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	
19	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	
20	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
21	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
22	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.1	0.4	0.3	0.2	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.2	
23	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
24	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	
25	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
26	0.9	0.9	0.9	0.9	0.0	9	0	9	7	7	0	2	4	8	0	8	1	9	7	2	2	6	1	4	4	3	9	3	3	3	8	

Tabela 22 Potência Relativa Alfa sessão 3.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8
1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
1	9	9	8	9	8	5	0	9	9	2	8	9	5	2	6	9	8	0	8	3	4	9	8	4	6	4	0	2	6	7	8
2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2
2	5	2	3	3	8	3	3	5	3	5	6	8	2	3	4	0	3	9	7	3	6	2	4	2	5	1	6	0	9	8	1
3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2
3	0	7	7	3	8	0	9	8	7	1	0	0	0	2	0	9	1	1	0	2	0	6	9	1	1	7	0	1	1	5	9
4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.4	0.2	0.2	0.4	0.4	0.4	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2
4	9	9	2	0	0	3	4	9	9	3	5	7	4	7	7	9	0	9	9	1	5	6	0	9	4	3	4	9	3	7	9
5	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2
5	8	2	2	9	4	7	6	0	8	1	9	9	3	3	2	1	3	0	1	4	4	8	9	3	5	4	0	8	3	1	9
6	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.2	0.3	0.4	0.2
6	5	9	7	6	8	9	0	8	5	8	1	1	5	7	3	0	6	9	0	0	7	7	1	7	9	0	0	9	5	0	8
7	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2
7	8	9	4	2	4	5	5	7	7	4	5	6	3	0	7	8	9	9	0	0	0	8	3	9	0	9	8	9	0	7	8
8	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
8	9	8	2	2	0	5	2	9	8	2	5	5	0	9	5	1	7	6	7	7	7	3	3	5	8	3	4	1	5	3	3
9	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
9	9	9	3	6	4	2	4	1	3	2	4	3	5	9	1	0	6	2	4	6	6	3	9	6	9	6	3	6	8	8	5
10	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
10	2	5	2	1	4	0	4	6	1	8	7	9	1	0	5	1	8	6	0	4	4	3	8	7	1	9	7	3	7	4	2
11	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2
11	3	7	6	8	2	5	9	6	0	5	8	8	6	6	7	0	4	7	9	0	2	7	7	8	8	4	9	9	9	2	2
12	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2
12	4	9	4	7	9	5	8	9	4	1	7	8	2	4	6	9	9	1	0	0	8	7	9	1	3	6	9	8	3	4	7
13	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.5	0.5	0.3	0.2	0.5	0.5	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4
13	0	0	7	8	8	0	4	4	0	1	8	3	9	8	3	8	0	8	0	8	0	7	2	4	1	7	8	9	4	7	4
14	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3
14	5	7	7	8	1	1	1	8	5	7	2	4	9	9	1	7	2	3	2	3	8	3	1	3	6	0	8	8	3	2	0
15	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2
15	4	5	6	6	0	9	8	7	8	8	9	8	1	2	0	3	0	7	1	2	9	6	2	4	3	0	3	2	6	0	8
16	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
16	1	0	2	1	0	2	3	7	2	3	4	8	1	1	5	9	2	7	8	8	8	7	9	9	0	9	8	9	9	9	9
17	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2
17	2	7	2	2	4	4	3	9	2	7	5	5	5	0	8	7	7	7	6	9	8	6	9	8	8	6	4	4	9	8	8
18	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2
18	2	0	7	7	0	1	3	0	5	9	3	5	1	0	1	6	3	7	0	1	3	9	8	0	9	0	1	3	5	4	9
19	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.3	0.5	0.2	0.2	0.5	0.5	0.5	0.3	0.2	0.3	0.5	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3
19	9	9	7	9	9	1	4	7	4	8	6	1	8	2	5	0	5	9	9	1	8	0	1	9	0	5	4	8	4	3	1
20	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.5	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2
20	0	1	0	8	9	3	5	9	5	2	6	3	8	8	7	4	8	8	1	4	3	9	9	0	8	6	4	4	6	0	9
21	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2
21	7	0	4	1	4	4	4	5	0	5	6	4	8	2	6	2	7	5	1	9	8	6	5	0	1	9	0	9	2	0	9
22	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3
22	4	7	5	0	8	7	6	4	1	7	9	0	8	6	1	3	4	0	0	4	9	1	6	3	1	3	7	0	2	2	0
23	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1
23	2	0	1	5	1	0	1	9	0	7	1	1	9	8	8	2	0	3	9	9	9	5	8	6	4	5	9	5	5	3	7
24	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
24	6	8	9	5	4	2	4	7	0	7	2	3	5	1	4	1	1	5	0	9	7	1	3	9	0	8	4	5	9	7	8
25	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2
25	8	1	2	7	3	2	3	3	5	2	3	3	3	0	3	4	3	4	5	4	4	5	6	6	7	6	7	8	1	8	7

Tabela 23 Potência Relativa Alfa sessão 4.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8
1	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2
2	9	8	7	6	7	7	8	8	7	5	7	0	7	2	8	5	7	0	1	2	2	1	4	4	6	2	0	0	0	4	9
3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2
4	9	0	5	7	0	8	7	1	9	8	1	1	9	3	1	0	8	2	9	3	0	2	8	3	1	0	2	1	2	8	8
5	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3
6	7	8	1	9	2	3	3	4	3	4	0	8	0	8	8	8	7	2	5	0	0	2	7	0	9	0	6	9	1	1	0
7	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.3	0.2	0.4	0.2
8	5	4	8	5	4	4	0	2	8	1	5	0	0	9	6	1	7	2	4	1	8	7	4	1	5	1	8	5	7	3	2
9	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2
10	8	9	9	9	0	9	0	0	9	8	1	5	6	1	0	7	8	9	0	8	1	8	4	1	4	1	8	0	7	1	2
11	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
12	0	6	1	3	9	4	3	4	0	1	5	9	2	1	5	0	4	9	2	4	3	7	5	5	6	5	9	5	9	4	5
13	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.3	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2
14	0	9	8	7	4	0	2	7	9	9	2	8	7	5	9	3	8	0	7	3	3	6	7	5	6	2	1	9	1	4	0
15	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2
16	9	0	5	9	1	1	0	2	0	6	8	9	8	6	4	2	8	0	8	0	3	5	9	1	2	6	8	7	2	7	7
17	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.3	0.3	0.2
18	0	4	6	6	9	7	1	9	1	4	0	1	6	5	8	7	8	9	0	2	3	7	9	2	0	9	7	0	0	7	0
19	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2
20	1	7	2	7	7	8	1	1	2	5	2	0	4	4	6	6	7	6	1	7	8	0	8	8	7	8	9	0	8	1	7
21	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.4	0.5	0.2	0.3	0.2	0.4	0.4
22	9	0	3	9	3	4	5	1	0	3	9	8	9	9	5	2	0	0	9	9	7	5	0	8	0	8	0	8	8	8	7
23	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2
24	7	4	2	5	3	3	1	2	8	6	5	6	1	7	7	9	8	6	9	8	0	1	1	9	0	9	5	7	0	9	8
25	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2
26	9	1	2	0	3	3	3	4	9	5	1	6	4	8	7	8	9	8	2	8	8	3	6	7	9	7	3	0	1	7	5
27	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
28	7	0	8	4	8	7	2	0	0	3	0	4	6	2	3	9	8	9	1	0	2	0	2	8	0	9	6	8	8	6	2
29	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.5	0.6	0.4	0.2	0.4	0.5	0.6	0.5	0.4	0.2	0.5	0.5
30	7	9	3	5	0	8	3	6	2	8	3	7	2	6	5	2	0	1	0	2	3	0	9	8	1	3	0	1	7	5	0
31	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
32	8	0	3	2	1	2	7	4	2	2	9	9	8	0	4	9	9	9	2	9	5	6	8	8	9	1	8	8	8	8	8
33	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3
34	9	1	0	8	8	4	2	4	7	5	9	8	8	0	8	9	8	0	7	1	2	7	7	9	1	2	8	7	0	2	2
35	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2
36	6	9	6	9	4	7	8	9	6	1	9	9	8	3	2	8	6	0	7	6	5	8	6	8	9	7	1	9	8	6	3
37	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
38	9	1	3	3	5	7	3	3	0	3	5	8	0	3	5	1	1	4	3	6	6	6	5	6	7	7	3	8	4	8	0

Tabela 24 Potência Relativa Teta sessão 1.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8
1	0.5	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.6	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.5	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.4	0.2	0.6	
2	4	7	0	0	7	4	8	8	6	5	3	5	1	8	7	4	7	3	2	5	6	2	6	1	1	2	8	5	3	8	7
3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.0	0.1	0.2	0.2	0.0	0.1	0.1	0.2	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0
4	6	7	4	6	7	1	4	4	5	9	9	9	3	5	9	1	6	2	9	9	0	9	3	7	8	5	4	6	6	3	7
5	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1
6	0	2	4	4	8	6	8	0	0	1	4	4	2	4	9	4	9	6	4	6	4	0	3	6	5	2	6	4	5	5	5
7	0.4	0.5	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1
8	0	0	5	2	2	9	2	0	7	8	6	7	5	7	3	6	6	0	7	3	4	2	1	0	7	3	8	9	8	1	2
9	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.0	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1
10	4	5	6	4	7	5	3	3	6	5	3	0	8	1	9	9	4	8	1	8	5	1	4	3	3	2	5	7	1	8	8
11	0.4	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.0	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1
12	5	7	4	3	8	2	5	1	8	1	5	6	9	6	0	4	9	2	0	7	1	9	7	7	6	1	2	7	2	2	2
13	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.3	0.2	0.0	0.3	0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.0	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2
14	0	6	4	3	7	1	6	8	7	1	1	8	7	2	3	7	2	9	6	8	8	1	3	5	0	7	0	7	9	0	0
15	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
16	4	2	4	4	5	4	6	4	2	4	6	4	0	2	3	2	6	7	2	6	5	0	7	6	6	5	4	4	8	4	4
17	0.6	0.6	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.0
18	6	6	9	5	2	1	2	3	8	1	6	1	1	6	0	8	9	4	3	2	7	3	4	1	9	9	2	0	4	8	6
19	0.6	0.6	0.6	0.6	0.5	0.6	0.6	0.6	0.4	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.0	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.2
20	6	7	4	3	3	4	2	0	1	4	9	9	4	0	9	3	6	7	5	2	0	8	8	7	0	5	1	4	5	2	2
21	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.0	0.1	0.2	0.0	0.0	0.1	0.1	0.2	0.0	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2
22	3	2	9	7	4	8	1	7	4	8	9	0	8	8	4	1	4	0	3	2	2	3	1	2	5	1	6	3	4	3	3
23	0.7	0.7	0.6	0.6	0.4	0.6	0.5	0.6	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.1	0.3	0.3	0.3	0.0	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.0	0.2	0.2	0.1	0.1
24	2	2	2	3	9	1	5	3	8	9	9	5	1	0	0	8	7	7	0	8	5	0	3	5	4	3	9	2	3	2	1
25	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.4	0.6	0.6	0.5	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.4	0.5	0.6	0.6	0.5	0.5	0.5	0.6	0.5
26	6	1	3	3	2	2	2	3	5	1	1	2	1	7	1	2	2	8	6	1	2	3	8	9	1	2	9	6	9	1	9
27	0.6	0.7	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1
28	9	2	5	3	9	2	2	0	4	9	7	7	6	6	7	4	9	1	8	6	4	9	4	5	5	3	1	3	4	0	4
29	0.6	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.4	0.3	0.2	0.4	0.4	0.4	0.1	0.4	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
30	6	5	9	5	3	9	7	5	4	3	2	4	7	3	9	1	2	9	8	9	2	0	1	6	2	1	1	3	4	8	0
31	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0
32	8	4	1	6	4	0	9	6	8	5	9	8	0	5	5	4	9	0	8	4	2	5	4	8	0	8	9	4	5	9	9
33	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.0	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0	0.0	0.1	0.1	0.1
34	8	6	4	6	9	1	0	5	9	1	8	3	4	5	6	9	3	5	9	1	6	1	6	4	8	6	7	7	1	4	0
35	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1
36	7	9	6	6	4	5	5	7	3	5	4	5	2	0	8	1	3	9	9	7	2	7	8	8	7	6	8	8	6	3	3
37	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0
38	7	7	2	4	0	0	1	9	1	1	5	1	0	9	5	6	6	4	2	3	4	6	5	2	2	8	4	0	1	6	4
39	0.3	0.4	0.3	0.4	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0
40	6	5	4	1	1	6	2	8	2	6	4	2	1	2	6	1	0	8	1	7	8	7	2	2	4	4	5	1	2	9	9
41	0.2	0.2	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
42	2	0	5	3	9	3	4	5	7	1	1	7	4	0	9	1	4	8	1	0	6	9	9	0	9	7	7	8	7	5	5
43	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
44	3	4	4	4	4	4	4	4	5	5	4	4	4	4	4	4	4	5	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
45	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1
46	2	0	8	8	3	4	7	7	3	3	4	9	5	9	6	5	8	0	2	2	2	9	9	1	1	8	1	1	0	6	6

Tabela 25 Potência Relativa Teta sessão 2.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8
1	0.4	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1
1	0	2	9	9	2	5	8	3	6	2	4	4	0	0	2	1	2	8	8	1	1	0	9	1	1	1	0	0	1	1	9
2	0.5	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.5	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.0	0.1	0.2	0.3	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1
2	5	1	1	0	6	4	3	5	3	7	6	6	9	2	8	6	3	2	7	3	7	7	3	9	2	9	4	5	7	9	2
3	0.5	0.4	0.4	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.5	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.4	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
3	2	1	7	5	4	9	8	2	7	7	5	8	3	5	3	1	1	2	1	9	9	6	3	8	9	9	6	6	6	9	4
4	0.4	0.4	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1
4	3	1	9	4	7	6	0	8	8	8	8	8	5	7	7	7	5	5	1	1	4	7	9	1	0	7	3	9	0	7	5
5	0.7	0.7	0.7	0.7	0.6	0.4	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.5	0.5	0.4	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.1	0.4	0.3	0.2	0.1	0.4	0.4	0.1	0.1
5	2	4	0	0	7	9	8	9	9	4	5	0	9	4	6	3	4	3	6	4	5	4	8	3	0	9	6	1	1	4	5
6	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
6	1	6	3	5	2	8	3	3	9	0	2	1	7	3	9	6	0	4	2	5	3	5	7	0	1	1	9	8	9	8	8
7	0.6	0.6	0.5	0.6	0.4	0.5	0.5	0.3	0.4	0.4	0.5	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1
7	8	6	7	0	6	7	6	7	3	8	4	6	5	2	4	9	5	3	6	1	5	6	2	4	7	3	1	2	2	7	3
8	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.2	0.4	0.4	0.1	0.1	0.3	0.3	0.4	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1
8	5	8	5	5	2	2	9	4	1	9	3	3	9	2	4	7	3	4	3	6	7	6	4	3	6	7	1	8	9	0	7
9	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.4	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
9	7	9	0	9	5	5	7	4	0	3	3	7	7	6	2	7	1	1	3	0	9	4	9	9	9	6	8	6	8	6	2
10	0.6	0.5	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.4	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0
10	3	8	2	2	7	6	8	8	1	1	5	0	3	9	3	6	9	7	3	5	0	9	4	4	1	3	3	7	1	1	8
11	0.6	0.7	0.6	0.5	0.5	0.3	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.4	0.2	0.1	0.5	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.2	0.2
11	4	1	0	7	3	8	6	6	6	2	5	3	5	1	7	6	3	6	0	7	2	5	3	7	6	9	1	2	5	2	
12	0.5	0.6	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
12	6	5	9	4	3	9	6	3	3	7	3	8	5	8	5	4	0	6	8	3	2	8	6	9	1	7	3	5	7	6	1
13	0.4	0.4	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.0	0.2	0.1	0.2	0.0	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1
13	3	1	8	9	3	1	8	5	1	4	6	6	6	5	3	9	3	7	3	3	3	0	1	3	2	1	3	3	3	2	9
14	0.7	0.7	0.7	0.5	0.4	0.3	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
14	3	0	0	9	1	8	5	7	5	3	7	6	4	0	6	3	9	7	5	9	1	2	5	3	4	0	6	1	2	9	1
15	0.6	0.6	0.6	0.5	0.6	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.4	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1
15	6	3	3	8	4	4	9	4	2	0	9	8	0	9	6	3	5	3	3	6	4	2	6	2	5	7	1	9	0	1	8
16	0.7	0.7	0.6	0.7	0.3	0.6	0.5	0.6	0.4	0.6	0.5	0.4	0.6	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.4	0.5	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.1	0.4	0.4	0.3
16	2	6	9	3	6	7	6	4	2	2	6	6	7	8	1	8	3	1	0	2	0	3	9	9	8	5	4	4	6	4	9
17	0.6	0.6	0.5	0.5	0.4	0.3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2
17	6	5	9	4	6	5	1	8	7	3	7	3	0	7	1	7	0	8	0	2	6	7	2	9	5	3	0	2	3	0	4
18	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.0	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0
18	1	4	3	0	3	8	1	7	9	8	0	7	4	7	5	2	7	9	0	1	7	2	7	9	9	8	3	7	7	1	8
19	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
19	0	4	3	3	6	1	1	5	8	8	8	3	8	3	6	5	0	2	1	0	3	3	4	0	8	6	5	5	7	6	6
20	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.0	0.2	0.1	0.2	0.0	0.0	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
20	7	1	2	3	1	0	7	1	0	4	1	7	9	5	1	7	3	5	8	1	0	0	3	8	9	8	4	6	6	3	6
21	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.5	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.3	0.1	0.3	0.0	0.0	0.3	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
21	3	5	0	8	4	8	7	9	3	8	2	8	7	1	8	7	1	0	1	2	7	8	9	1	0	7	5	7	7	5	5
22	0.5	0.5	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.5	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0
22	0	5	8	6	8	4	2	5	1	4	9	3	0	5	2	5	5	4	6	0	1	6	9	5	7	7	8	1	1	9	9
23	0.6	0.6	0.5	0.6	0.4	0.3	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.3	0.3	0.1	0.4	0.3	0.2	0.0	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.1	0.0	0.1	0.2	0.2	0.0	0.0
23	3	1	8	0	0	9	8	6	0	1	7	7	0	3	1	4	5	9	7	6	5	8	0	3	4	9	4	0	0	9	7
24	0.8	0.8	0.7	0.8	0.7	0.7	0.7	0.6	0.7	0.6	0.6	0.6	0.5	0.3	0.5	0.4	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1
24	6	7	7	4	6	6	4	6	9	8	9	2	9	1	3	8	0	7	0	6	9	3	8	0	3	0	8	5	5	8	0
25	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.4	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.0	0.4	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
25	1	5	5	1	4	6	7	2	4	8	0	6	7	6	3	2	9	4	1	2	1	2	3	1	1	8	0	8	8	8	3

Tabela 26 Potência Relativa Teta sessão 3.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8
1	0.6	0.5	0.4	0.4	0.5	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.2	0.1	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.4	0.2	0.3
2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.5	0.4	0.2	0.0	0.3	0.4	0.2	0.1	0.1	0.3	0.2	0.4	0.1	0.2	0.4	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.0	0.4	0.2	0.1	0.2
3	0.3	0.5	0.3	0.4	0.5	0.2	0.2	0.2	0.3	0.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.4	0.4	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3
4	0.6	0.4	0.6	0.3	0.5	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.1	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.3
5	0.8	0.1	0.5	0.8	0.8	0.2	0.3	0.7	0.9	0.9	0.5	0.3	0.8	0.9	0.6	0.7	0.7	0.7	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.6	0.5	0.8	0.9	0.5	0.2	0.3
6	0.5	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.2	0.4	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.1	0.4	0.2	0.2	0.2
7	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.5	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.3
8	0.7	0.5	0.5	0.6	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.1	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.4	0.2	0.5	0.2	0.2	0.2	0.2
9	0.4	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.4	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.5	0.1	0.0
10	0.6	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1
11	0.6	0.3	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.1	0.1	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.4	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1
12	0.5	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.5	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.1	0.3	0.2	0.3	0.1	0.1	0.4	0.2	0.1	0.2
13	0.5	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.4	0.5	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3
14	0.7	0.7	0.4	0.5	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.5	0.3	0.0	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.4	0.1	0.1	0.1	0.0
15	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.3	0.3	0.5	0.3	0.2	0.4	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.4	0.2	0.3
16	0.6	0.6	0.6	0.6	0.4	0.5	0.5	0.3	0.4	0.3	0.5	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3
17	0.6	0.3	0.5	0.5	0.5	0.5	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.2	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3
18	0.3	0.3	0.2	0.5	0.5	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3	0.4	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	0.3	0.2	0.1	0.0	0.0	0.1	0.2
19	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.4	0.2	0.2	0.1	0.3	0.3	0.4	0.1	0.1	0.1	0.3	0.1	0.3
20	0.2	0.4	0.2	0.4	0.3	0.2	0.3	0.5	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3	0.4	0.2	0.1	0.1	0.3	0.3	0.5	0.1	0.1	0.1	0.6	0.1	0.4
21	0.4	0.4	0.4	0.5	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.4	0.4	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.0	0.1	0.1	0.0	0.3
22	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.5	0.2	0.4	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.1	0.3	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2
23	0.6	0.6	0.5	0.5	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.5	0.2	0.4	0.6	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.1	0.0	0.2
24	0.4	0.3	0.6	0.5	0.4	0.5	0.5	0.6	0.4	0.6	0.4	0.7	0.4	0.2	0.4	0.5	0.5	0.7	0.3	0.5	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.3
25	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.3	0.3	0.5	0.5	0.4	0.2	0.4	0.3	0.5	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.2	0.3	0.4	0.3	0.2	0.4	0.3	0.4	0.4

Tabela 27 Potência Relativa Teta sessão 4.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8		
1	0.3	0.5	0.5	0.2	0.4	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.2	0.1	0.3	0.5	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.2		
2	8	2	5	7	5	0	1	6	1	8	6	3	9	0	9	4	9	6	5	9	0	4	9	5	6	7	2	8	1	2	8		
3	0.4	0.3	0.3	0.5	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.3	0.3	0.3	0.5	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3		
4	8	8	0	6	4	4	6	4	3	8	3	0	1	6	0	2	2	8	5	0	8	3	5	9	6	7	6	6	9	7	2		
5	0.3	0.3	0.6	0.3	0.5	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.1	0.0	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.3	0.1	0.3		
6	1	2	3	7	1	8	6	6	6	4	9	4	0	0	1	3	6	5	4	7	6	6	8	1	4	4	7	6	4	7	3		
7	0.5	0.5	0.4	0.5	0.2	0.3	0.3	0.6	0.2	0.2	0.3	0.4	0.2	0.4	0.2	0.6	0.3	0.5	0.5	0.4	0.5	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.1	0.4	0.1	0.6		
8	3	6	4	2	9	3	0	6	9	3	5	1	6	9	7	2	9	9	7	2	2	9	6	3	2	1	7	8	7	9	0		
9	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	0.2	0.0	0.2	0.3	0.2	0.3	0.1	0.5	0.2	0.5	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.3	0.5	0.1	0.1		
10	2	6	6	1	3	5	6	3	6	4	5	0	2	9	6	3	8	5	9	0	0	4	0	8	7	0	5	0	3	9	9		
11	0.3	0.1	0.4	0.1	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1	0.3	0.4	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.5	0.4	0.3	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.4	0.1	0.2	0.2		
12	1	9	5	7	8	6	6	6	8	9	0	7	5	3	4	4	6	1	9	3	4	9	9	3	4	5	4	8	0	8	0		
13	0.3	0.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.4	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.1	0.0	0.3	0.4	0.2	0.1	0.1	0.0	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	0.3	0.1	0.1		
14	2	5	5	4	2	6	5	9	6	5	8	9	5	6	5	9	7	1	0	9	7	9	9	0	8	9	6	4	2	8	7	3	
15	0.2	0.3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3		
16	8	2	6	4	1	5	8	5	7	1	0	2	7	3	0	2	0	1	4	2	0	4	2	3	8	0	7	4	7	2	4	5	6
17	0.4	0.5	0.4	0.5	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.2	0.3	0.4	0.2	0.0	0.3	0.3	0.3	0.3	0.5	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2		
18	0	4	4	4	2	7	2	4	7	6	7	0	9	9	1	1	1	9	6	3	4	5	0	9	1	0	5	1	9	9	3	2	
19	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.4	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	0.2	0.3	0.1	0.2		
20	2	5	0	5	8	0	3	2	7	0	3	3	9	4	1	4	6	0	5	9	0	4	4	8	4	9	8	3	4	9	3	4	
21	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	
22	4	6	0	2	5	7	7	0	5	0	1	0	9	3	0	4	1	9	4	3	9	2	9	5	2	1	7	8	1	2	3	0	
23	0.5	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.5	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.4	0.5	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	0.1	0.4	0.1	0.5		
24	4	5	8	8	7	2	2	6	6	5	7	4	7	6	0	9	1	5	4	6	2	5	5	3	3	0	5	0	7	3	0	0	
25	0.3	0.2	0.3	0.2	0.5	0.6	0.6	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.3	0.4	0.2	0.2	0.2	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.1	
26	9	5	1	9	6	0	8	9	4	1	5	4	9	5	9	6	8	9	7	5	1	1	9	0	7	0	4	1	7	4	8	8	
27	0.3	0.3	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2		
28	5	7	8	5	2	4	3	0	4	4	9	6	2	2	9	0	1	3	3	9	8	9	6	9	4	3	0	1	2	8	4	4	
29	0.4	0.4	0.3	0.6	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.3	0.3	0.4	0.5	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	
30	3	4	2	4	8	6	9	2	8	1	7	6	9	5	7	4	2	6	3	3	3	9	0	9	6	7	3	6	6	5	1	1	
31	0.5	0.5	0.4	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.4	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.3	0.5	0.2	0.1	0.4	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.4	0.1	0.1		
32	4	6	3	4	7	3	3	1	2	7	0	7	6	3	7	9	9	6	3	4	7	4	5	5	4	6	6	1	1	8	7	7	
33	0.3	0.4	0.3	0.4	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.0	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.2	0.1	
34	6	4	1	9	4	0	2	2	9	1	7	2	1	7	3	6	3	1	2	2	2	6	9	9	2	6	9	6	0	5	6	6	
35	0.3	0.3	0.6	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.3	0.1	0.1		
36	5	9	5	0	8	8	9	6	5	9	8	9	1	8	0	2	3	5	3	9	9	4	9	0	5	5	4	0	4	7	7	7	
37	0.7	0.6	0.7	0.3	0.5	0.6	0.6	0.5	0.7	0.4	0.3	0.4	0.4	0.2	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.5	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.1		
38	5	5	0	4	4	9	3	9	1	8	7	1	9	6	6	0	6	8	4	7	0	2	0	0	9	4	3	3	7	2	2	2	
39	0.5	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.6	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.5	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.4	0.2	0.4	0.2	0.6	
40	4	7	0	0	7	4	8	8	6	5	3	5	1	8	7	4	7	3	2	5	6	2	6	1	1	2	8	5	3	8	7	7	



Tabela 28 Potência Relativa Beta sessão 1.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8
1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.1	0.3	0.3	0.5	0.3	0.3	0.2	0.5	0.4	0.4	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.1
2	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.6	0.6	0.4	0.4	0.7	0.8	0.5	0.5	0.5	0.9	0.5	0.5	0.5	0.7	0.6	0.5	0.5	0.5	0.8	0.6	0.5	0.6	0.7
3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.5	0.5
4	0.4	0.2	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.4	0.6	0.5	0.5	0.5	0.6	0.6	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6
5	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.7	0.4	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.4	0.4	0.4
6	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.8	0.4	0.4	0.4	0.6	0.4	0.4	0.5	0.5	0.7	0.5	0.5	0.5	0.7	0.5	0.5	0.5	0.6
7	0.2	0.2	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.5	0.8	0.5	0.4	0.5	0.6	0.7	0.5	0.5	0.4	0.8	0.6	0.5	0.5	0.6	0.7	0.5	0.4	0.5	0.5	0.6	0.4	0.5	0.6
8	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	0.7	0.6	0.6	0.6	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
9	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.6	0.3	0.3	0.3	0.6	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	0.6	0.5	0.6	0.6
10	0.0	0.0	0.0	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.3	0.3	0.3	0.3	0.5	0.6	0.3	0.4	0.3	0.8	0.5	0.4	0.4	0.5	0.6	0.5	0.4	0.5	0.8	0.5	0.5	0.5	0.5
11	0.5	0.5	0.5	0.6	0.6	0.5	0.5	0.6	0.6	0.7	0.5	0.5	0.7	0.6	0.6	0.6	0.5	0.6	0.6	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5
12	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.5	0.7	0.4	0.3	0.3	0.8	0.6	0.3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.6	0.4	0.4	0.5	0.5
13	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
14	0.8	0.7	1	1	3	2	1	1	9	3	2	2	4	8	3	2	2	9	7	3	2	2	6	4	2	2	7	7	4	1	5
15	0.0	0.0	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.5
16	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3	0.6	0.2	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.5
17	0.3	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.3	0.5	0.5	0.4	0.4	0.4	0.7	0.5	0.4	0.4	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.7	0.6	0.5	0.6	0.6
18	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.6	0.3	0.2	0.3	0.8	0.5	0.3	0.3	0.5	0.7	0.5	0.3	0.3	0.7	0.7	0.7	0.6	0.6
19	0.5	0.6	0.6	0.9	1	8	8	9	7	8	4	0	0	3	9	9	0	1	4	5	0	2	9	4	6	0	5	1	4	7	3
20	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.4	0.6	0.7	0.5	0.5	0.5	0.9	0.5	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.8	0.5	0.5	0.5	0.6
21	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.5	0.7	0.5	0.5	0.5	0.7	0.7	0.6	0.6	0.5	0.8	0.6	0.6	0.6	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	0.8	0.6	0.6	0.6	0.7
22	0.4	0.3	0.4	0.3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.6	0.5	0.4	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.7	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6
23	0.5	0.5	0.6	0.6	0.7	0.7	0.6	0.6	0.6	0.7	0.6	0.6	0.7	0.8	0.7	0.7	0.6	0.8	0.7	0.6	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7
24	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
25	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.6	0.4	0.4	0.3	0.7	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.4	0.5

Tabela 29 Potência Relativa Beta sessão 2.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8	
1	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	0.3	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	
1	8	6	8	8	1	8	8	2	2	5	3	2	8	6	4	4	4	1	4	4	4	6	5	4	4	4	6	4	4	4	6	
2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.6	0.5	0.4	0.4	0.6	0.6	0.5	0.5	0.4	0.9	0.6	0.5	0.3	0.6	0.6	0.5	0.4	0.5	0.8	0.6	0.5	0.5	0.6	
2	5	0	0	1	1	9	9	5	1	3	5	2	6	5	3	3	2	3	4	1	4	4	5	3	9	4	8	1	8	5	9	
3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.3	0.3	0.1	0.7	0.5	0.4	0.5	0.4	0.7	0.2	0.4	0.5	0.6	0.6	0.4	0.4	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	
3	6	9	0	8	9	2	3	0	1	3	8	7	0	3	7	2	8	1	9	9	2	3	3	9	9	2	1	4	3	2	9	
4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.5	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.5	0.3	0.3	0.4	0.5	
4	6	8	5	2	0	6	5	6	1	6	5	4	6	1	6	3	4	0	0	6	7	7	9	7	5	2	3	9	8	4	0	
5	0.0	0.0	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3	0.4	0.5	0.3	0.3	0.4	0.6	0.3	0.3	0.6	0.6	
5	9	7	0	0	2	7	1	0	2	4	3	4	0	1	0	1	8	7	9	0	5	0	8	2	9	2	2	3	3	1	2	
6	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.6	0.3	0.3	0.3	0.6	0.4	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	
6	8	1	3	2	6	4	3	3	0	7	5	0	8	7	9	5	6	5	9	6	2	0	5	5	5	0	5	9	8	2	8	
7	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.5	0.7	0.4	0.4	0.4	0.7	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	
7	4	5	3	0	4	4	4	0	7	1	6	9	6	1	2	9	0	1	8	3	1	3	2	9	8	3	7	2	2	9	5	
8	0.2	0.2	0.3	0.2	0.5	0.3	0.2	0.3	0.6	0.5	0.3	0.3	0.6	0.7	0.4	0.4	0.3	0.7	0.4	0.3	0.3	0.5	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.5	0.5	
8	4	2	4	3	0	6	9	3	2	3	4	2	5	4	3	0	2	1	3	8	8	4	6	2	8	8	8	6	5	4	7	
9	0.3	0.4	0.4	0.4	0.5	0.3	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.2	0.6	0.5	0.5	0.6	0.5	0.7	0.4	0.5	0.3	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.6	
9	4	2	8	7	0	7	0	5	2	2	3	7	6	7	3	3	4	5	9	4	4	6	3	4	4	8	0	8	5	8	8	
10	0.1	0.1	0.2	0.2	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.4	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	
10	7	9	7	6	5	4	8	6	3	0	1	6	8	2	5	5	6	8	3	1	1	6	5	7	7	0	0	7	1	2	7	
11	0.0	0.0	0.1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.1	0.3	0.2	0.1	0.3	0.5	0.6	0.2	0.3	0.3	0.7	0.3	0.4	0.3	0.5	0.8	0.5	0.4	0.4	0.7	0.5	0.5	0.4	0.5	
11	9	9	1	5	1	5	5	1	0	7	0	3	9	1	5	5	2	5	2	5	2	4	8	6	3	4	8	9	2	2	9	2
12	0.2	0.1	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	
12	1	4	6	9	2	5	6	8	2	7	1	7	7	6	7	5	3	7	6	8	6	0	6	1	8	1	8	8	2	3	2	
13	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.6	0.4	0.3	0.5	0.8	0.4	0.3	0.3	0.8	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	
13	4	3	3	0	9	0	1	0	3	6	2	8	6	7	6	8	2	2	5	3	7	4	7	4	0	4	0	4	4	6	4	
14	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.3	0.7	0.3	0.3	0.2	0.5	0.3	0.3	0.4	0.3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.5	
14	0	2	2	7	8	5	9	3	8	8	5	4	2	3	4	3	9	4	4	8	1	2	6	7	0	3	9	2	1	5	9	
15	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.6	0.5	0.4	0.3	0.4	0.6	0.5	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6	
15	1	2	5	9	5	1	7	3	6	6	6	6	9	7	0	2	0	0	3	7	7	3	2	4	8	7	9	8	6	5	1	
16	0.0	0.0	0.0	0.0	0.3	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.5	0.2	0.3	0.3	
16	7	5	9	7	3	2	8	4	9	5	0	7	2	8	4	3	3	6	5	1	1	3	4	5	7	0	0	7	8	0	5	
17	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.6	0.5	0.5	0.4	0.5	
17	5	6	1	5	1	9	7	8	0	3	0	1	6	6	9	4	2	4	1	6	0	1	3	8	2	0	1	0	5	3		
18	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.7	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.5	0.6	
18	9	7	1	8	2	3	7	9	4	3	9	1	2	2	6	2	9	3	9	0	5	4	4	3	1	3	8	6	6	9	8	
19	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.6	0.3	0.2	0.3	0.3	0.5	0.3	0.2	0.3	0.4	0.5	0.5	0.3	0.3	
19	7	6	6	6	8	0	7	0	7	1	8	7	8	9	0	4	3	0	7	5	4	4	8	8	8	0	3	9	0	3	3	
20	0.5	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.6	0.5	0.4	0.3	0.5	0.8	0.5	0.3	0.4	0.8	0.7	0.4	0.4	0.7	0.6	0.5	0.5	0.4	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	
20	2	7	4	3	8	6	9	1	2	3	3	6	4	4	4	7	0	3	8	9	5	0	2	3	0	9	3	4	4	7	5	
21	0.5	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.7	0.5	0.5	0.1	0.6	0.6	0.5	0.6	0.5	0.7	0.3	0.5	0.3	0.7	0.6	0.3	0.6	0.6	0.8	0.6	0.6	0.7	0	
21	0	7	6	0	6	4	9	9	4	7	2	5	5	5	6	1	3	6	8	9	1	5	8	9	0	4	1	3	2	6	0	
22	0.2	0.2	0.3	0.2	0.4	0.3	0.4	0.3	0.4	0.4	0.2	0.4	0.6	0.4	0.4	0.4	0.4	0.6	0.4	0.4	0.4	0.5	0.6	0.5	0.5	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	
22	6	1	5	5	7	8	0	8	8	8	1	0	4	2	8	6	3	8	4	9	7	8	8	7	1	3	8	2	1	7	7	
23	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.2	0.3	0.5	0.7	0.4	0.3	0.5	0.8	0.4	0.5	0.6	0.3	0.6	0.4	0.6	0.7	0.7	0.6	0.6	0.7	0.8	
23	9	1	4	2	8	3	4	6	3	0	5	4	4	4	0	7	5	3	9	4	8	2	2	3	9	7	3	2	2	7	0	
24	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.6	0.4	0.4	0.5	0.6	0.4	0.5	0.6	0.6	
24	2	2	9	4	1	0	1	8	9	7	5	0	3	8	7	0	8	8	7	9	6	4	0	4	1	4	9	2	8	7	9	
25	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.5	0.6	0.5	0.2	0.6	0.6	0.5	0.6	0.5	0.6	0.8	0.3	0.5	0.5	0.7	0.6	0.5	0.5	0.7	0.5	0.5	0.5	0.6	0.6	
25	0	5	5	9	6	5	3	9	9	5	0	2	9	6	8	0	0	7	2	6	8	2	7	4	5	9	1	9	9	9	0	

Tabela 30 Potência Relativa Beta sessão 3.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8	
1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3	0.3	0.3	0.6	0.4	0.2	0.5	0.7	0.5	0.3	0.2	0.2	0.3	0.4	0.4	0.5	0.6	0.4	0.4	0.5	0.6	0.3	0.4	0.4		
1	0	9	9	5	1	7	6	6	5	3	3	5	6	7	1	7	5	3	0	0	0	1	8	6	1	4	7	0	2	7	0	
2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.2	0.4	0.2	0.2	0.5	0.7	0.3	0.3	0.5	0.6	0.5	0.3	0.3	0.2	0.5	0.4	0.3	0.6	0.5	0.5	0.3	0.5	0.7	0.2	0.4	0.5	0.5	
2	1	0	9	0	3	1	5	9	5	6	9	1	6	5	8	9	8	3	8	5	0	2	4	1	7	1	5	9	7	7	2	
3	0.4	0.2	0.4	0.2	0.1	0.4	0.4	0.4	0.4	0.2	0.4	0.4	0.6	0.4	0.4	0.4	0.4	0.2	0.3	0.4	0.4	0.7	0.5	0.5	0.4	0.5	0.6	0.5	0.4	0.5	0.4	
3	4	3	0	1	6	4	4	3	2	9	5	6	0	8	8	0	6	8	0	8	9	0	6	1	8	4	4	2	6	9	0	
4	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.5	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.0	0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.2	
4	9	7	0	5	4	3	3	8	0	8	3	3	2	5	5	1	2	6	3	4	2	5	7	9	6	5	9	0	0	5	6	
5	0.1	0.2	0.1	0.3	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	
5	4	7	3	3	9	1	2	3	3	0	6	8	0	8	2	1	0	3	2	4	4	8	4	3	5	8	1	7	5	1	9	
6	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.7	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.5	0.6	0.4	0.2	0.3	0.6	0.2	0.3	0.4	0.4	
6	3	9	0	7	2	3	2	8	5	1	3	3	6	0	9	4	0	0	6	4	2	0	4	1	6	7	5	7	8	0	3	
7	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.6	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.5	0.3	
7	8	6	3	6	8	7	9	3	3	4	6	3	7	0	8	2	3	9	1	6	9	4	2	1	3	6	8	6	9	5	9	
8	0.1	0.2	0.2	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.4	0.4	0.3	0.2	0.5	0.4	0.3	0.2	0.3	0.6	0.2	0.3	0.3	0.5	0.5	0.4	0.3	0.5	0.2	0.5	0.4	0.5	0.5	
8	0	2	2	8	9	4	0	3	3	6	1	9	7	0	7	5	3	8	4	7	7	1	1	6	1	4	0	7	6	4	5	
9	0.4	0.5	0.5	0.3	0.5	0.5	0.5	0.5	0.7	0.6	0.5	0.5	0.7	0.4	0.6	0.2	0.5	0.8	0.6	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.4	0.5	0.6	0.5	0.1	0.6	0.6	
9	0	5	2	9	4	8	3	8	6	0	7	8	3	4	4	5	2	0	6	6	6	3	3	8	3	9	7	8	8	0	6	
10	0.1	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5	0.3	0.4	0.5	0.6	0.5	0.6	0.6
10	7	9	5	4	0	2	6	7	4	3	0	0	4	8	6	0	4	4	6	9	1	6	3	5	9	4	6	3	0	6	6	
11	0.0	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.2	0.3	0.7	0.6	0.4	0.3	0.5	0.7	0.4	0.3	0.4	0.7	0.4	0.4	0.4	0.6	
11	8	6	0	8	0	9	3	2	5	0	2	3	2	0	4	5	4	4	9	0	9	6	1	7	2	4	5	7	7	4	2	
12	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.1	0.4	0.6	0.4	0.3	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.2	0.4	0.4	0.5	
12	6	3	3	8	2	4	3	9	2	0	0	7	5	8	0	4	9	4	4	3	9	9	1	6	7	5	5	8	2	9	2	
13	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.2	0.3	0.5	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3
13	7	7	6	4	9	6	0	5	9	1	1	7	5	3	3	5	2	9	9	7	4	3	1	3	8	0	9	2	6	3	0	
14	0.0	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.1	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.1	0.3	0.7	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.2	0.6	0.4	0.5	0.6	
14	9	0	4	2	4	2	8	5	0	8	3	2	2	5	9	8	5	9	2	9	7	8	7	6	8	1	9	2	8	6	1	
15	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.2	0.4	0.2	0.3	0.4	0.2	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.6	0.5	0.2	0.4	0.3	
15	5	0	2	2	4	9	7	0	6	7	0	2	8	1	6	9	1	2	0	3	2	5	3	7	1	2	1	2	7	7	6	
16	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	
16	1	1	3	3	3	1	9	4	9	8	4	9	8	8	1	3	6	8	8	1	1	0	5	0	3	7	4	6	3	5	4	
17	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.3	0.4	0.5	0.2	0.4	0.3	
17	5	6	1	2	6	6	5	9	0	3	8	6	0	2	3	2	0	7	6	3	2	9	0	5	1	6	5	6	6	0	5	
18	0.3	0.3	0.4	0.1	0.2	0.4	0.4	0.3	0.5	0.5	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.4	0.4	0.2	0.5	0.4	0.5	0.3	0.3	0.5	0.5	0.6	0.7	0.5	0.6	0.4	0.3	
18	6	3	9	7	0	5	1	6	5	1	3	1	1	7	0	5	3	3	1	0	9	4	3	4	0	6	9	0	9	6	3	
19	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.4	0.2	0.3	0.2	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.5	0.4	0.3	0.4	0.3	
19	9	9	1	4	3	5	3	4	8	4	5	4	0	7	9	3	3	2	0	6	2	4	5	4	5	7	2	3	7	1	1	
20	0.4	0.2	0.5	0.2	0.3	0.4	0.4	0.2	0.6	0.5	0.4	0.4	0.5	0.6	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.1	0.4	0.6	0.6	0.1	0.5	0.3	
20	3	8	3	5	6	8	1	1	9	6	2	0	2	8	9	2	8	5	3	4	9	6	2	3	4	7	2	1	1	5	1	
21	0.4	0.2	0.3	0.2	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.5	0.4	0.4	0.6	0.6	0.5	0.5	0.2	0.2	0.5	0.5	0.7	0.5	0.3	0.5	0.6	0.7	0.5	0.5	0.6	0.3	0.6	
21	3	6	4	8	7	5	2	6	0	3	7	9	2	4	4	9	0	4	9	4	5	3	4	8	4	0	4	2	2	3	6	
22	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.4	0.5	0.4	0.2	0.4	0.2	0.5	0.4	0.3	0.5	0.6	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.4	0.5	0.4	
22	0	8	1	5	0	7	9	8	4	3	9	0	6	6	3	6	0	1	0	4	6	2	2	9	2	8	6	8	7	6	7	
23	0.1	0.1	0.2	0.2	0.4	0.4	0.3	0.2	0.3	0.6	0.4	0.4	0.5	0.3	0.6	0.1	0.5	0.3	0.2	0.5	0.5	0.7	0.6	0.7	0.4	0.7	0.3	0.7	0.7	0.7	0.6	
23	4	3	4	5	0	1	5	5	9	0	9	3	5	8	1	8	4	3	0	9	9	3	5	1	5	3	6	3	2	8	0	
24	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3	0.5	0.3	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.6	0.6	0.5	0.5	0.4	0.4	
24	8	7	4	8	6	8	4	6	0	8	0	0	5	8	3	6	5	2	5	3	7	6	9	5	2	7	1	3	2	8	0	
25	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	0.4	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.4	0.3	0.3	
25	5	2	5	5	0	4	6	6	7	2	7	6	8	1	7	7	7	3	0	4	2	7	6	8	1	5	9	5	2	0	3	

Tabela 31 Potência Relativa Beta sessão 4.

In	FP1	FP2	AF3	AF4	F7	F3	FZ	F4	F8	FC5	FC1	FC2	FC6	T7	C3	CZ	C4	T8	CP5	CP1	CP2	CP6	P7	P3	PZ	P4	P8	PO 7	PO 3	PO 4	PO 8	
1	0.3	0.3	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.7	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.4	0.4	0.3	0.4	0.2	0.3	0.2	0.4	0.4	
2	3	0	8	8	9	3	1	6	2	7	7	7	4	9	3	1	4	4	4	8	8	5	7	1	8	1	8	2	8	4	3	
3	0.3	0.4	0.4	0.1	0.3	0.4	0.4	0.2	0.2	0.5	0.4	0.4	0.7	0.5	0.4	0.3	0.4	0.3	0.1	0.4	0.5	0.6	0.5	0.4	0.4	0.5	0.6	0.5	0.4	0.5	0.4	
4	3	2	4	7	6	8	6	5	8	4	6	9	0	0	9	8	0	3	5	7	2	6	7	8	4	2	2	3	9	5	0	
5	0.4	0.4	0.1	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.5	0.5	0.4	0.3	0.4	0.3	0.5	0.4	0.3	0.6	0.7	0.4	0.4	0.4	0.5	0.3	0.3	0.5	0.3	
6	2	0	5	4	7	0	0	0	1	2	1	8	0	3	1	9	6	3	1	3	4	2	5	9	6	6	7	5	5	3	7	
7	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.1	0.4	0.4	0.3	0.2	0.4	0.2	0.3	0.1	0.3	0.1	0.1	0.2	0.1	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.1	
8	2	1	8	3	8	4	0	2	3	6	1	9	4	2	7	7	3	9	9	7	9	4	9	7	2	8	5	7	6	8	9	
9	0.2	0.3	0.4	0.3	0.2	0.4	0.4	0.4	0.2	0.5	0.4	0.2	0.6	0.8	0.5	0.4	0.4	0.3	0.6	0.2	0.5	0.1	0.7	0.6	0.4	0.6	0.6	0.4	0.2	0.6	0.6	
10	9	5	5	0	8	5	5	8	5	8	4	4	2	0	4	0	4	6	1	2	9	7	7	2	9	0	7	1	0	1	0	
11	0.3	0.5	0.3	0.6	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.6	0.4	0.2	0.5	0.6	0.5	0.3	0.4	0.2	0.1	0.4	0.6	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.4	0.5	0.3	0.5	0.5
12	9	5	3	0	4	0	1	0	3	0	5	4	3	6	1	6	9	0	9	2	3	4	6	2	0	0	7	7	1	9	4	
13	0.3	0.2	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	0.2	0.6	0.3	0.6	0.3	0.5	0.6	0.7	0.3	0.2	0.5	0.5	0.6	0.7	0.5	0.5	0.5	0.6	0.6	0.3	0.3	0.5	0.6	
14	8	6	7	9	5	4	3	4	6	6	0	3	7	9	6	8	6	9	3	7	0	5	4	7	5	2	4	9	1	9	8	
15	0.4	0.3	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	
16	3	8	9	7	8	4	2	3	3	3	0	4	1	5	6	3	8	6	8	6	6	2	3	2	2	4	8	0	9	3	7	
17	0.3	0.2	0.3	0.2	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	0.5	0.3	0.3	0.4	0.7	0.4	0.4	0.4	0.3	0.1	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.4	0.6	0.5	0.4	0.4	0.4	0.5	
18	1	7	0	0	5	7	7	3	0	3	0	5	6	1	1	1	1	2	5	7	4	2	3	2	7	0	6	3	1	1	0	
19	0.2	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.3	0.5	0.6	0.5	0.5	0.3	0.4	0.6	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	0.4	0.4	0.6	0.4	
20	7	8	8	8	5	2	6	7	0	5	8	7	2	4	0	7	3	4	0	7	3	4	2	6	8	4	9	2	0	4	5	
21	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.5	0.4	0.4	0.3	
22	7	8	8	3	9	8	9	5	7	0	2	2	8	5	5	9	1	3	4	8	2	1	7	4	9	5	2	1	0	0	2	
23	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.5	0.4	0.4	0.3	
24	5	2	1	5	5	4	7	7	1	0	8	5	0	5	2	0	9	5	4	5	7	8	3	8	0	6	0	6	0	7	6	1
25	0.3	0.2	0.4	0.1	0.3	0.4	0.3	0.2	0.2	0.5	0.4	0.4	0.5	0.6	0.6	0.3	0.3	0.2	0.1	0.4	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.5	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.6
26	6	6	6	9	5	8	0	4	9	6	4	0	0	3	3	5	8	0	6	9	4	8	3	3	9	3	3	5	2	7	6	
27	0.3	0.3	0.1	0.3	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.4	0.6	0.4	0.3	0.3	0.3	0.5	0.4	0.3	0.4	0.5	0.5	0.4	0.4	0.5	0.4	0.3	0.5	0.5	
28	6	0	4	2	4	8	9	0	7	6	3	3	1	2	2	9	9	5	0	0	9	8	4	2	3	4	8	3	7	1	1	
29	0.0	0.1	0.1	0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.5	0.3	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	0.5	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.5	0.6	
30	9	6	4	7	3	5	9	3	3	1	4	0	3	1	1	8	2	9	7	4	0	4	2	2	4	5	9	9	7	5	5	
31	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3	0.5	0.3	0.3	0.2	0.5	0.4	0.4	0.2	0.4	0.2	0.4	0.3	0.4	0.1
32	7	2	6	8	8	8	9	9	4	1	3	7	9	8	8	5	2	3	5	9	8	2	0	3	2	1	9	7	3	4	3	