

Universidade Federal de Minas Gerais



Escola de Engenharia



Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica



QUANTIFICAÇÃO DE LIMIARES TÉRMICOS EM FIBRAS FINAS

Denny Daniel Collina

Orientador: Prof. Carlos Julio Tierra Criollo

Tese de Doutorado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Belo Horizonte - MG

Março de 2012

C699q Collina, Denny Daniel.
Quantificação de limiares térmicos em fibras finas [manuscrito] / Denny Daniel Collina. - 2012.
162 f., enc.: il.

Orientador: Carlos Julio Tierra Criollo.

Tese (doutorado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: p. 104-162.

Bibliografia: f. 97-103.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Estimulação neural - Teses.
3. Análise térmica - Teses. I. Tierra-Criollo, Carlos Júlio.
II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia.
III. Título.

CDU: 621.3(043)

TESE DE DOUTORADO Nº 139

QUANTIFICAÇÃO DE LIMIARES TÉRMICOS EM FIBRAS FINAS

Denny Daniel Collina

DATA DA DEFESA: 02/03/2012


"Quantificação de Limiares Térmicos em Fibras Finas"

Denny Daniel Collina

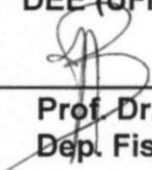
Tese de Doutorado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 02 de março de 2012.

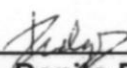
Por:



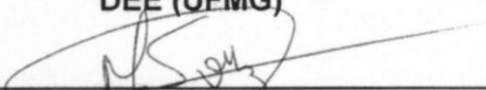
Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo
DEE (UFMG) - Orientador



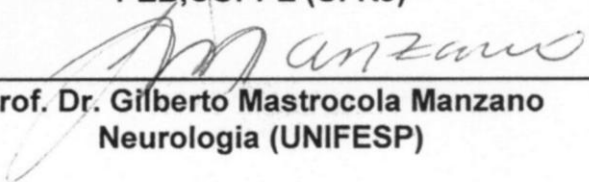
Prof. Dr. Jerome Baron
Dep. Fisiologia (UFMG)



Prof. Dr. Danilo Barbosa Melges
DEE (UFMG)



Prof. Dr. Marcio Nogueira de Souza
PEB, COPPE (UFRJ)



Prof. Dr. Gilberto Mastrocola Manzano
Neurologia (UNIFESP)

AGRADECIMENTOS

À minha família, especialmente à minha esposa Elenice, pelo apoio incondicional, e aos meus filhos pela compreensão com os vários momentos de ausência.

Aos amigos do CEFET John e Marcos pela colaboração técnica, pelas opiniões, pelos comentários e pelas ajudas (emergenciais) naqueles momentos onde a razão já não funciona mais. E à Clarissa Cardoso pelos ensinamentos de anatomia e fisiologia.

Aos meus fies escudeiros Edgard, John Lennon, Thiago e Victor, que trabalharam arduamente no desenvolvimento do equipamento.

Aos colegas do NEPEB pela constante colaboração e pelo agradável ambiente de trabalho e convivência.

Ao meu orientador, prof. Carlos Julio, não só pelas orientações, mas pela confiança depositada e pelo reconhecimento do trabalho realizado.

Ao Dr. Manoel Villarroel por ter lançado a semente deste projeto, pela colaboração e pelo constante incentivo.

Aos voluntários que participaram desta pesquisa.

Ao CEFET-MG pela liberação em tempo integral para a realização deste trabalho.

Às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG pelo apoio financeiro.

RESUMO

A aferência ao sistema nervoso central de estímulos térmicos e de dor é feita por meio de fibras fina mielinizada (A δ) e não-mielinizada (C), as quais até o momento são estudadas. Uma contribuição importante para este estudo ocorreu na década de 70 com a introdução de equipamentos computadorizados de estimulação térmica. Desde então, vários equipamentos estimuladores térmicos foram desenvolvidos, seja para o uso na pesquisa científica ou na clínica. Na sua maioria, utilizaram-se do módulo de Peltier como elemento ativo. Os que foram desenvolvidos para pesquisa, normalmente tiveram uso restrito. Contudo, alguns equipamentos tiveram seu desenvolvimento voltado para o uso na clínica e estão disponíveis comercialmente. Estes apresentam arquitetura fechada com restrições na reconfiguração e reprogramação. A proposta deste trabalho consiste, em um primeiro momento, no desenvolvimento de um equipamento estimulador térmico (Bioestimulador), baseado no módulo de Peltier, de construção portátil e de fácil reprogramação, para permitir a implementação de protocolos de estimulação conhecidos, assim como outros que sejam propostos. Em seguida, o equipamento será utilizado na avaliação da correlação entre a estimulação térmica moderada, nos mesmos moldes dos testes de determinação dos limiares de percepção do calor e do frio, e a alteração da atividade cerebral através da análise dos sinais de EEG. Na construção do Bioestimulador utilizou-se um notebook conectado, via USB, a uma placa de aquisição de sinais e utilizando o ambiente de instrumentação virtual LabView[®], que conta com uma interface gráfica amigável com o usuário, assim como funções de processamento para o controle da temperatura, do gerenciamento da aquisição dos sinais e seu armazenamento. Além da estimulação por pulsos com subida linear, foi implementada a estimulação com três tipos de formas de onda: senoidal, triangular e trapezoidal. A forma de onda senoidal apresentou distorção harmônica de 6,4%, e as formas de onda triangular e trapezoidal apresentaram pequenas distorções nos pontos de inflexão. Foram implementados três instrumentos virtuais para o Bioestimulador: O Instrumento de Desenvolvimento permitiu testar a aquisição de dados e a atuação, ajustar o controlador de temperatura, implementar e testar geração de formas de onda variadas e o armazenamento de dados. O instrumento do Método dos Limites permitiu realizar os testes iniciais de determinação da sensibilidade térmica em voluntários. Por fim o instrumento do Teste de Sensibilidade com Tubos de Ensaio que viabilizou o estudo de quantificação da estimulação térmica promovida por este método. A realização destes testes, com protocolos totalmente diferentes é um indicador da versatilidade do Bioestimulador. O estudo da correlação entre a estimulação térmica moderada, e a alteração da atividade cerebral dos ritmos δ , θ , α , β e γ , foi conduzido com 11 voluntários e contou com um novo protocolo de estimulação que, em um ciclo, estímulos de resfriamento e aquecimento, intercalados com trechos de aplicação de temperatura basal (32°C). O novo protocolo permitiu observar aumento de energia no ritmo α , com pico em 9,4 Hz, em resposta ao aquecimento moderado, enquanto que não foi possível detectar resposta ao resfriamento moderado.

Palavras chave: Estimulação térmica. Teste quantitativo de sensibilidade térmica. QST-T. EEG. Módulo de Peltier. Fibras finas. Sincronização e dessincronização.

Abstract

The afferent input of thermal stimuli and pain to the central nervous system is carried by myelinated (A δ) and non-myelinated (C) fine fibers, which have been studied up to this point. An important contribution to this study was given in the 70s, with the introduction of computer-aided devices for thermal stimulation. Since then, various devices for thermal stimulation have been developed, for either scientific research or clinical medicine. For the most part, they use Peltier module as active element. Those developed for research, usually, have restricted use. However, some devices have been developed for clinical medicine and are commercially available. They have closed architecture, with restrictions to be reconfigured and reset. This work's initial proposal consists in the development of a thermal stimulation device (Biostimulator), based on Peltier module, portable and easy to reset, to allow the implementation of stimulation protocols either already known or still to be created. Afterwards, the device will be used in the assessment of the correlation between moderated thermal stimulation, along the lines of the tests of determination of heat and cold perception thresholds, and the brain activity alteration, through the analysis of EEG signals. During the development of the Biostimulator a laptop computer was used, connected through USB cable to a signal acquisition board, using LabView®'s virtual instrumentation environment, which makes use of a user-friendly graphic interface, as well as processing functions for temperature control, signal acquisition management and storage of signals. In addition to the stimulation by pulses with linear ascent, the stimulation was implemented with three waveforms: sinusoidal, triangular and trapezoidal. The sinusoidal waveform presented harmonic distortion of 6.4%, and the triangular and trapezoidal waveforms presented slight distortions in their inflexion points. Three virtual instruments were implemented for the Biostimulator: the Instrument of Development allowed the testing of the data acquisition and the operation, the adjustment of the temperature controlling device, the implementation and testing of the generation of varied waveforms and the storage of data. The instrument of the Method of Limits allowed the performing of initial tests for the determination of the sensitivity in volunteers. At last, the instrument of the Sensitivity Test with Test Tubes made it possible to study the quantification of the thermal stimulation promoted by this method. The performance of such tests, with totally different protocols, evidences the Biostimulator's versatility. The study of the correlation between moderated thermal stimulation, as well as the alteration in the brain activity for rhythms δ , ϑ , α , β and γ , was performed with 11 volunteers and made use of a new stimulation protocol, which, in one cycle, uses heating and cooling stimuli, interspersed with intervals of application of basal temperature (32°C). The new protocol showed an increase of energy at rhythm α , with peak at 9.4 Hz, in response to moderated heating, while it was not possible to detect response to moderated cooling.

Keywords: Thermal stimulation. Thermal quantitative sensory testing. QST-T. EEG. Peltier module. Small fibers. Synchronization and desynchronization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Localização dos receptores cutâneos. _____	25
Figura 2: O caminho das fibras aferentes do sistema somestésico. _____	27
Figura 3: Regiões do córtex. _____	27
Figura 4: Algumas das áreas funcionais do córtex. _____	27
Figura 5: Córtex somestésico: _____	27
Figura 6: (a) Tipos de mecanorreceptores; (b) Dimensão do campo do campo receptivo e _____	28
Figura 7: Resposta termorreceptores de calor, frio, dor ao calor e dor ao frio. _____	29
Figura 8: Resposta dos termorreceptores a variações bruscas de temperatura. _____	30
Figura 9: A percepção de duas sensações de dor. Fonte: modificado de (PURVES, 2004). _____	31
Figura 10: Registro de um teste realizado por Fruhstorfer em 1976. _____	32
Figura 11: Método dos limites, com medida individualizada dos limiares de percepção: _____	33
Figura 12: Diagrama do método dos níveis para determinar o limiar de percepção do calor. _____	33
Figura 13: Os sensores de temperatura: _____	37
Figura 14: Gráficos apresentando as curvas das temperaturas médias de cada sessão. _____	40
Figura 15: Diagrama em blocos funcionais do Bioestimulador. _____	47
Figura 16: Gabinete do Bioestimulador. _____	48
Figura 17: Diagrama em blocos detalhado do Bioestimulador. _____	49
Figura 18: Etapas da montagem do <i>thermode</i> : _____	52
Figura 19: Registros termográficos do <i>thermode</i> e histogramas, em duas situações: _____	53
Figura 20: Estimulação com as formas de onda senoidal, triangular e trapezoidal, respectivamente. _____	56
Figura 21: Painel do VI Estimulador térmico versátil. _____	56
Figura 22: Aba <i>thermode</i> do campo de ajustes. _____	57
Figura 23: Aba de seleção das formas de onda. _____	58
Figura 24: Aba para a sintonia do controlador PID do VI Estimulador térmico versátil. _____	59
Figura 25: Aba arrefecimento. _____	59
Figura 26: Aba armazenamento. _____	60
Figura 27: Aba de configuração. _____	61
Figura 28: Campo Plotar/Salvar. _____	62
Figura 29: Campo do Gráfico das formas de onda. _____	63
Figura 30: Painel do VI do Método dos Limites, durante a aplicação de um teste. _____	64
Figura 31: Amostra do relatório gerado pelo VI do Método dos Limites. _____	65
Figura 32: Aba dos Dados do paciente. _____	66
Figura 33: Aba das Configurações gerais - aba interna estímulo selecionada. _____	67
Figura 34: Aba das Configurações gerais - aba interna arrefecimento selecionada. _____	68
Figura 35: Aba das Configurações gerais - aba interna registro selecionada. _____	68
Figura 36: Resposta do estimulador térmico a degraus de temperatura. _____	69
Figura 37: Resposta do estimulador térmico em regime permanente. _____	70
Figura 38: Estimulação com formas de ondas variadas. _____	71

Figura 39: Dispersão dos ciclos de estimulação do <i>set-point</i> do controlador de temperatura da pele.	72
Figura 40: Resposta da malha secundária a um degrau unitário.	73
Figura 41: Resposta em regime permanente da malha secundária.	73
Figura 42: Detalhe de um ciclo de estimulação com temperatura variável.	75
Figura 43: Sobreposição do perfil de estimulação térmica com a curva de resposta dos termocetores.	76
Figura 44: Sistema Internacional 10-20.	77
Figura 45: Linha do tempo da coleta e detalhes de cada etapa.	78
Figura 46: Um ciclo de estimulação da etapa T5.	79
Figura 47: Coleta de EEG do Vol04 com artefatos em excesso. A coleta do voluntário foi descartada.	80
Figura 48: Comparação entre os sinais da derivação C4 sem filtragem e com filtragem.	81
Figura 49: Sinal SINCRO.	82
Figura 50: Subdivisão da coleta do sinal da etapa ESP, em épocas sobrepostas.	82
Figura 51: Detalhe da divisão em épocas do sinal EST, voluntário Vol19.	83
Figura 52: O trecho delimitado pelas linhas tracejadas foi considerado sem artefatos em uma inspeção visual.	84
Figura 53: Época 113, etapa Tr2, exibida na Figura 51, que teve amostras saturadas.	85
Figura 54: Apresentação de algumas épocas antes da execução da rotina de remoção de artefatos.	86
Figura 55: Apresentação de algumas épocas após a execução da rotina de remoção de artefatos.	87
Figura 56: Exemplo da suavização aplicada nas curvas de energia dos periodogramas.	88
Figura 57: Valores críticos para a sincronização e para a dessincronização.	88
Figura 58: Ilustração da variância da PSD da mediana geral (derivação P3).	89
Figura 59: Mediana Geral – PSDs agrupadas por etapas da estimulação.	90
Figura 60: Mediana Geral – PSDs agrupadas por derivações.	92
Figura 61: Periodogramas normalizados do voluntário 02 – organizados por etapas (Grupo 1).	105
Figura 62: Periodogramas normalizados do voluntário 09 – organizado por etapas (Grupo 1).	106
Figura 63: Periodogramas normalizados do voluntário 11 – organizados por etapas (Grupo 1).	107
Figura 64: Periodogramas normalizados do voluntário 12 – organizado por etapas (Grupo 1).	108
Figura 65: Periodogramas normalizados do voluntário 14 – organizados por etapas (Grupo 1).	109
Figura 66: Periodogramas normalizados do voluntário 15 – organizados por etapas (Grupo 1).	110
Figura 67: Periodogramas normalizados do voluntário 16 – organizados por etapas (Grupo 1).	111
Figura 68: Periodogramas normalizados do voluntário 17 – organizados por etapas (Grupo 1).	112
Figura 69: Periodogramas normalizados do voluntário 18 – organizados por etapas (Grupo 1).	113
Figura 70: Periodogramas normalizados do voluntário 19 – organizados por etapas (Grupo 1).	114
Figura 71: Periodogramas normalizados do voluntário 20 – organizados por etapas (Grupo 1).	115
Figura 72: Periodogramas normalizados do voluntário 02 – organizados por derivações (Grupo 2).	116
Figura 73: Periodogramas normalizados do voluntário 09 – organizado por derivações (Grupo 2).	117
Figura 74: Periodogramas normalizados do voluntário 11 – organizados por derivações (Grupo 2).	118
Figura 75: Periodogramas normalizados do voluntário 12 – organizados por derivações (Grupo 2).	119
Figura 76: Periodogramas normalizados do voluntário 14 – organizados por derivações (Grupo 2).	120
Figura 77: Periodogramas normalizados do voluntário 15 – organizado por derivações (Grupo 2).	121
Figura 78: Periodogramas normalizados do voluntário 16 – organizados por derivações (Grupo 2).	122
Figura 79: Periodogramas normalizados do voluntário 17 – organizado por derivações (Grupo 2).	123
Figura 80: Periodogramas normalizados do voluntário 18 – organizados por derivações (Grupo 2).	124

Figura 81: Periodogramas normalizados do voluntário 19 – organizados por derivações (Grupo 2).	125
Figura 82: Periodogramas normalizados do voluntário 20 – organizados por derivações (Grupo 2).	126
Figura 83: Diagrama de fonte de corrente constante fixa monopolar utilizando: (a) transistor;	128
Figura 84: Diagrama de uma fonte de corrente bipolar (HARRISON, 2005).	128
Figura 85: Síntese de um sinal senoidal através de PWM.	129
Figura 86: Ciclos de trabalho PWM.	129
Figura 87: Diagrama de blocos simplificado de um circuito de medida.	130
Figura 88: Representação visual de algumas figuras de mérito de um processo de medida.	132
Figura 89: Sensor e fiação sobre o mensurando.	133
Figura 90: Detalhamento da rugosidade na superfície de contato entre dois objetos.	134
Figura 91: (a) Sensor plano; (b) Abaulamento da superfície do mensurando; (c) Embutimento do sensor.	134
Figura 92: (a) A corrente através do sensor causa seu autoaquecimento; (b) A temperatura do sensor	135
Figura 93: Exemplos de RTDs de platina: (a) bobinado e (b) de filme. Fonte: (WEBSTER, 2000).	136
Figura 94: Curva de sensibilidade de alguns metais. Fonte: (RIPKA e TIPEK, 2007).	137
Figura 95: Polarização de um RTD com (a) fonte de corrente e (b) fonte de tensão.	139
Figura 96: RTD ligado a uma ponte de <i>Wheatstone</i> .	140
Figura 97: Tensão Seebeck gerada pela junção de um termopar. Fonte: (AGILENT, 2010).	140
Figura 98: A conexão de um instrumento de medida gera nova junção e mais uma tensão Seebeck	141
Figura 99: Compensação do potencial da junção fria J_2 com banho de gelo em fusão.	141
Figura 100: Se a temperatura das junções J_3 e J_4 for a mesma, os potenciais gerados pelas duas	141
Figura 101: Compensação da junção fria através da adição de novo circuito.	142
Figura 102: Compensação da junção fria por software.	142
Figura 103: Curvas de Temperatura x Coeficiente Seebeck de alguns termopares.	143
Figura 104: Curvas Temperatura x Tensão de alguns termopares.	143
Figura 105: Curva de resposta de termistores PTC e NTC e de um RTD.	146
Figura 106: Polarização de um NTC com: (a) fonte de corrente; (b) fonte de tensão e	148
Figura 107: Detalhamento da construção de uma placa de Peltier.	150
Figura 108: Tipos e formatos de placas de Peltier.	151
Figura 109: Polarização de uma placa de Peltier. (a) Aquecendo; (b) Resfriando.	151
Figura 110: (a) Curva de Diferença de temperatura x Corrente; (b) Curva de Diferença de temperatura x	152
Figura 111: Curva da Tensão de polarização x Diferença de temperatura.	153
Figura 112: Gráfico da variação da resistência equivalente em função da temperatura do lado quente,	153
Figura 113: Efeito da ondulação da tensão na degradação do desempenho do módulo de Peltier.	154
Figura 114: Curvas de COP x corrente.	155
Figura 115: Diagrama em blocos de um controlador de temperatura.	156
Figura 116: O controlador PID em uma planta de temperatura.	156
Figura 117: Características principais do sistema de aquisição de dados NI USB-6211.	158

LISTA DE SIGLAS

A/D	-	<i>Analogic to Digital</i>
D/A	-	<i>Digital to Analogic</i>
DAQ	-	<i>Data acquisition system</i>
DFT	-	<i>Discrete Fourier Transform</i>
DSP	-	<i>Digital signal processor</i>
EEG	-	Eleetroencefalograma
EEGBaF	-	Eleetroencefalograma da etapa Basal Final
EEGBaI	-	Eleetroencefalograma da etapa Basal Inicial
EEGESP	-	Eleetroencefalograma espontâneo
EEGEST	-	Eleetroencefalograma da etapa de estimulação
EOG	-	Eleetrooculograma
ERS/ERD	-	<i>Event related synchronization/desynchronization</i>
FFE	-	Face Fria do módulo de Peltier Estimulador
FQA	-	Face Quente do módulo de Peltier do Arrefecimento
FQE	-	Face Quente do módulo de Peltier Estimulador
FQE	-	Face Quente do módulo de Peltier do Estimulador
GA	-	<i>Grand Average</i> ou média global
LDC	-	Limiar de Dor ao Calor
LDF	-	Limiar de Dor ao Frio
LPC	-	Limiar de Percepção do Calor
LPF	-	Limiar de Percepção do Frio
NEPEB	-	Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica
NTC	-	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
PA	-	Módulo de Peltier do Arrefecimento
PE	-	Módulo de Peltier do Estimulador
PID	-	Proporcional Integral e Derivativo
PSD	-	<i>Power Spectrum Density</i>
PSDnorm	-	<i>PSD normalizada</i>
PWM	-	<i>Pulse Width Modulation</i>
QST	-	<i>Quantitative Sensory Testing</i>
QST-T	-	<i>Thermal Quantitative Sensory Testing</i>
RAM	-	<i>Random Access Memory</i>
RTD	-	<i>Resistance temperature detector</i>
SD	-	<i>Standard Deviation</i>
SINCRO	-	A entrada de sincronismo do equipamento BainNet
TR	-	Tempo de Reação
UFMG	-	Universidade Federal de Minas Gerais
URP	-	Unidade de Resposta do Paciente
USB	-	<i>Universal Serial Bus</i>
VI	-	<i>Virtual Instrument</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	OBJETIVOS	23
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	23
2	A PERCEÇÃO DO CALOR E DO FRIO	25
2.1	A SENSIBILIDADE SOMÁTICA	25
2.2	OS MECANOCEPTORES	28
2.3	OS TERMOCEPTORES	29
2.4	OS NOCICEPTORES TÉRMICOS	30
2.5	MÉTODOS DE QUANTIFICAÇÃO DOS LIMIARES TÉRMICOS	31
2.6	MÉTODO DE MARSTOCK	32
2.6.1	Método dos limites	32
2.6.2	Método dos níveis	33
2.6.3	Tempo de reação	34
2.6.4	Reprodutibilidade	34
3	REGISTRO TÉRMICO DO MÉTODO DOS TUBOS DE ENSAIO	35
3.1	INTRODUÇÃO	35
3.2	MÉTODOS	36
3.3	RESULTADOS	37
3.3.1	Temperatura da água	37
3.3.2	Temperatura externa ao tubo	38
3.3.3	Temperatura na pele	38
3.4	DISCUSSÃO	41
4	O BIOESTIMULADOR TÉRMICO	43
4.1	A DEFINIÇÃO DAS ESPECIFICAÇÕES PRINCIPAIS DO EQUIPAMENTO	43
4.2	A CONSTRUÇÃO DO EQUIPAMENTO	47
4.2.1	A escolha dos sensores de temperatura	50
4.2.2	Sonda estimuladora térmica (<i>Thermode</i>)	51
4.2.3	Sistema de arrefecimento	53
4.2.4	Polarização dos sensores e condicionamento de sinais	54
4.2.5	Acionamento dos módulos de Peltier	54
4.2.6	Aquisição de sinais e atuação	55
4.2.7	Plataforma de processamento e interface gráfica	55
4.3	DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS VIRTUAIS	55
4.3.1	VI Estimulador térmico versátil	56
4.3.2	VI do Método dos Limites	63
4.4	TESTES E AVALIAÇÕES	69
4.4.1	A malha primária	69
4.4.2	A malha secundária	72
5	ANÁLISE DAS OSCILAÇÕES CEREBRAIS RELACIONADAS À ESTIMULAÇÃO TÉRMICA PERIFÉRICA	75
5.1	INTRODUÇÃO	75
5.2	MÉTODOS	76
5.2.1	Casuística	76
5.2.2	O protocolo de coleta	76
5.2.3	Processamento dos sinais de EEG	80
5.3	RESULTADOS	89
5.4	DISCUSSÃO	94
6	CONCLUSÃO E TRABALHO FUTURO	95

6.1	DESENVOLVIMENTO FUTURO	96
	BIBLIOGRAFIA	97
	APÊNDICE A	104
	A. RESULTADOS: CURVAS DE PSD DE TODOS OS VOLUNTÁRIOS	104
	APÊNDICE B	127
	B. TÓPICOS DE ENGENHARIA	127
	B.1 CIRCUITOS ELETRÔNICOS	127
	B.1.1. Fontes de tensão e de corrente	127
	B.1.2. PWM – <i>pulse-width modulation</i>	128
	B.2 MEDIÇÃO DE TEMPERATURA	130
	B.3 SENSORES	130
	B.3.1. Diferenciando sensor, transdutor e atuador	130
	B.3.2. Principais características de um sensor	131
	B.3.3. Acoplamento térmico do sensor com o mensurando	132
	B.3.4. O efeito de autoaquecimento de um sensor	134
	B.3.5. Tipos de sensores de temperatura	135
	B.4 DISPOSITIVOS UTILIZADOS NA ESTIMULAÇÃO TÉRMICA POR CONTATO	149
	B.4.1. Placa de Peltier	149
	B.5 O CONTROLE DE TEMPERATURA	156
	B.6 O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS NI USB-6211	157
	APÊNDICE C	159
	C. TERMO DE APROVAÇÃO DO COEP	159
	APÊNDICE D	161
	D. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	161

1 INTRODUÇÃO

A aferência do sistema nervoso periférico é constituída por fibras grossas mielinizadas (A α e A β) e finas mielinizadas (A δ) e não-mielinizadas (C). As fibras grossas medeiam os estímulos provenientes de receptores mecânicos e de propriocepção. As fibras finas são responsáveis pelos estímulos advindos dos termorreceptores e nociceptores (GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000).

Do ponto de vista clínico, a pesquisa sobre fibras finas recebeu uma contribuição muito importante, no período de 1976 a 1978, com a introdução dos equipamentos de estimulação térmica computadorizados que utilizam os módulos de Peltier, feita por Fruhstorfer (FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976) e Dyck (DYCK, JOHNSON, *et al.*, 1979). Com a chegada destes equipamentos tornou-se mais precisa a determinação dos limiares térmicos, sendo assim foi possível detectar hipofunção na forma de hipoestesia e hipoalgesia ao calor e frio, assim como hiperfunção na forma de hiperalgesia ao calor e frio (DICKY, 1993; FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976; GRUENER e DYCK, 1994; MEH e DENISLIC, 1994; HILZ, GLORIUS e BERIC, 1995; YARNITSKY, 1997). Embora não sejam específicos para avaliação funcional do sistema nervoso periférico (BERTELSMANN, HEIMANS, *et al.*, 1985), esses testes são úteis para avaliar fibras finas (A δ e C) e seus receptores cutâneos, no estudo das neuropatias periféricas focais e generalizadas de qualquer etiologia (SANTIAGO, FERRER e ESPINOSA, 2000), como as relacionadas com hanseníase, diabetes, síndrome da imunodeficiência adquirida (AIDS), entre outras.

Outros equipamentos foram desenvolvidos posteriormente (Tabela 7, pág.44), e de modo geral, foram construídos para o uso clínico, apresentando pouca, ou nenhuma versatilidade na alteração dos algoritmos de teste, sendo assim limitados para o uso na pesquisa científica.

Uma vez que os testes de quantificação da sensibilidade térmica (QST-T) se enquadram na categoria de testes psicofísicos, eles dependem de o sujeito esteja alerta, seja colaborativo e esteja em condições de seguir as instruções. O fator humano influencia fortemente a repetibilidade desses testes e é o mais difícil de ser contornado.

A contribuição que se pretende dar com este trabalho é pesquisar a existência de correlação entre a estimulação térmica, aplicada nos mesmos moldes dos testes de determinação dos limiares de percepção do calor e do frio, e a atividade elétrica cerebral. Este pode ser um primeiro passo na direção de, no futuro, se determinar os limiares de percepção de forma direta, sem os inconvenientes dos testes psicofísicos.

As publicações que investigam a atividade elétrica cortical, pesquisadas até o momento (Tabela 1), têm utilizado estimulação térmica intensa (dolorosa ou próxima ao limiar de dor) e taxas de variação de temperatura elevadas.

Tabela 1: Pesquisa em publicações que abordam a variação da atividade elétrica cerebral em função da estimulação térmica.

Referência Bibliográfica	Destaques																																																
1. (CARMON, 1979)	<p>① Laser. ② Estimulação dolorosa evoca potenciais com latências de 160 e 280 ms. ③ O laser gera estímulos puros de dor ao calor sem a sensação de aquecimento obtida com estimulação em rampa</p>																																																
2. (BROMM e LORENZ, 1998)	<p>① Água gelada ou solução salina hipertônica. ② Apresenta tabela-resumo (abaixo) de 5 publicações que avaliaram a influência do estímulo de dor ao frio.</p> <table border="1" data-bbox="685 435 2022 655"> <thead> <tr> <th>Reference</th> <th>Pain stimulus</th> <th>Stimulated location</th> <th>Delta</th> <th>Theta</th> <th>Alpha</th> <th>Beta</th> <th>Other effects</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Chen et al. (1989)</td> <td>Ice water</td> <td>Hands</td> <td>↑</td> <td>∅</td> <td>↓</td> <td>↑</td> <td>Differences between pain sensitive and pain tolerant</td> </tr> <tr> <td>Backonja et al. (1991)</td> <td>Ice water</td> <td>Hands</td> <td>∅</td> <td>↑</td> <td>Initial ↓ Later ↑</td> <td>↑</td> <td>EMG contamination of beta</td> </tr> <tr> <td>Veerasarn and Stohler (1992)</td> <td>Hypertonic saline i.m</td> <td>Masseter</td> <td>∅</td> <td>∅</td> <td>∅</td> <td>↑</td> <td>EMG contamination of beta, same effects with feigned pain</td> </tr> <tr> <td>Chen and Rappelsberger (1994)</td> <td>Ice water</td> <td>Hands</td> <td>∅</td> <td>∅</td> <td>↓</td> <td>↑</td> <td>Increase of local and inter- hemispheric coherence</td> </tr> <tr> <td>Ferracuti et al. (1994)</td> <td>Ice water</td> <td>Hands</td> <td>↑</td> <td>∅</td> <td>↓</td> <td>∅</td> <td>Delta after left hand > after right hand stimulation during 2nd minute</td> </tr> </tbody> </table>	Reference	Pain stimulus	Stimulated location	Delta	Theta	Alpha	Beta	Other effects	Chen et al. (1989)	Ice water	Hands	↑	∅	↓	↑	Differences between pain sensitive and pain tolerant	Backonja et al. (1991)	Ice water	Hands	∅	↑	Initial ↓ Later ↑	↑	EMG contamination of beta	Veerasarn and Stohler (1992)	Hypertonic saline i.m	Masseter	∅	∅	∅	↑	EMG contamination of beta, same effects with feigned pain	Chen and Rappelsberger (1994)	Ice water	Hands	∅	∅	↓	↑	Increase of local and inter- hemispheric coherence	Ferracuti et al. (1994)	Ice water	Hands	↑	∅	↓	∅	Delta after left hand > after right hand stimulation during 2nd minute
Reference	Pain stimulus	Stimulated location	Delta	Theta	Alpha	Beta	Other effects																																										
Chen et al. (1989)	Ice water	Hands	↑	∅	↓	↑	Differences between pain sensitive and pain tolerant																																										
Backonja et al. (1991)	Ice water	Hands	∅	↑	Initial ↓ Later ↑	↑	EMG contamination of beta																																										
Veerasarn and Stohler (1992)	Hypertonic saline i.m	Masseter	∅	∅	∅	↑	EMG contamination of beta, same effects with feigned pain																																										
Chen and Rappelsberger (1994)	Ice water	Hands	∅	∅	↓	↑	Increase of local and inter- hemispheric coherence																																										
Ferracuti et al. (1994)	Ice water	Hands	↑	∅	↓	∅	Delta after left hand > after right hand stimulation during 2nd minute																																										
3. (CHANG, ARENDT-NIELSEN e CHEN, 2005)	<p>① Por contato: Imersão das mãos em banhos de água com temperaturas entre 12 a 15°C (frio) e entre 40 a 43°C (quente). ② A diminuição da atividade do ritmo alfa e o aumento do beta, durante a estimulação com frio intenso têm sido consistentemente obtidos em trabalhos anteriores. Houve redução da atividade teta durante estímulo de frio intenso. Para o calor intenso não houve variação significativa. Não está claro que áreas corticais reagem aos estímulos de calor e frio. Todas as áreas corticais ativadas pelo calor nocivo também são ativadas pelo calor inócuo.</p>																																																
4. (STANCÁK, MLYNÁR, <i>et al.</i> , 2006)	<p>① Por contato; Medoc TSA-II; ↔ 3,0 x 3,0; ■ 9,0; ↑∇ 6,0; ΔT = 32 a 42°C e 32 a 22°C. ② Calor e frio produziram redução nas oscilações de 10 Hz.</p>																																																
5. (BABILONI, BRANCUCCI, <i>et al.</i> , 2006)	<p>① Laser. ② A redução do ritmo alfa acontece com a expectativa da estimulação dolorosa de calor.</p>																																																
6. (STANČÁK, POLÁČEK, <i>et al.</i> , 2007)	<p>① Por contato; Medoc TSA-II; ↔ 3,0 x 3,0; ■ 9,0; ↑∇ 6,0; ΔT = 32 a 42°C. ② Alterações nas oscilações de 10 e 20 Hz em resposta ao calor intenso.</p>																																																
7. (GROSS, SCHNITZLER, <i>et al.</i> , 2007)	<p>① Laser. ② Estímulo nociceptivo induz alterações no ritmo gama entre 60 e 95 Hz no córtex contralateral SI.</p>																																																
8. (YAO, LIAN, <i>et al.</i> , 2008)	<p>① Ambiente climatizado nas temperaturas de 21, 24, 26 e 29°C. ② Observou alterações nos níveis de energia associados aos ritmos do EEG espontâneo de vigília, em ordem decrescente de alteração: beta, alfa, teta e delta.</p>																																																

Legenda: ① = detalhes da estimulação; ② = resultados obtidos; ↔↔ = Dimensões do thermode (cm); ■ = Área do thermode (cm²); ΔT = variação da temperatura; ↑∇ = Taxa de aquecimento e resfriamento, respectivamente.

1.1 Objetivos

O objetivo desta tese foi construir um equipamento estimulador térmico microprocessado, baseado no princípio de Peltier, com uma interface homem-máquina simples e intuitiva e que apresente facilidade de reprogramação, para permitir a implementação dos vários algoritmos de estimulação conhecidos e de novos que venham a ser propostos, bem como diferentes protocolos de estimulação. Além da utilização nos estudos conduzidos neste trabalho, o equipamento também poderá ser utilizado na pesquisa de sensibilidade térmica com aplicações clínicas, para a análise de neuropatias de fibras finas.

Estando o estimulador térmico em pleno funcionamento, os trabalhos prosseguiram com avaliação da resposta das oscilações cerebrais dos ritmos δ (1 a 4 Hz), θ (4 a 8 Hz), α (8 a 13 Hz), β (13 a 25 Hz) e γ (25 a 45 Hz), buscando a existência de correlação com a estimulação térmica aplicada de forma semelhante àquela utilizada nos testes de determinação de sensibilidade de calor e frio. O trabalho pode vir a contribuir para que, em um futuro próximo, a quantificação da sensibilidade térmica possa ser feita sem a necessidade de participação ativa do paciente.

1.2 Estrutura do Trabalho

No Capítulo 2 são descritos tipos e características do termocaptadores e nociceptores e os principais métodos de quantificação da sensibilidade térmica. No Capítulo 3 é apresentado um trabalho de avaliação quantitativa da estimulação térmica obtida com o método dos tubos de ensaio. Este trabalho foi publicado em (COLLINA, VILLARROEL e TIERRA-CRIOLLO, 2011) . No seguinte capítulo é apresentado o equipamento estimulador térmico desenvolvido neste projeto. No Capítulo 5 apresenta-se o estudo dos sinais de EEG relacionados à estimulação térmica conduzido com voluntários. Finalmente, no Capítulo 6 são apresentadas as conclusões e propostas de trabalhos futuros.

2 A PERCEÇÃO DO CALOR E DO FRIO

2.1 A sensibilidade somática

A percepção das sensações do ambiente e do próprio corpo é denominada de sensibilidade somática e é subdividida em quatro grupos (GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000):

- ☑ Tato discriminativo: modalidade em que há a necessidade do contato de um objeto com a pele. Permite obter informações como pressão, rugosidade, posição, vibração, entre outros;
- ☑ Propriocepção: fornece informações a respeito do corpo, como posicionamento dos membros, movimentação das articulações, entre outros;
- ☑ Nocicepção: indica a ocorrência de dano aos tecidos (físico ou químico), que normalmente é percebido como dor ou prurido;
- ☑ Sensação térmica: provem as sensações de calor ou frio.

Cada uma destas modalidades tem seus estímulos transduzidos por receptores especializados, distribuídos por todo o corpo. São encontrados em maior quantidade na pele, principalmente dos pés, mãos e rosto (Figura 1). Ao serem estimulados, produzem impulsos elétricos que são transmitidos ao sistema nervoso central através das fibras nervosas (feixes de axônios).

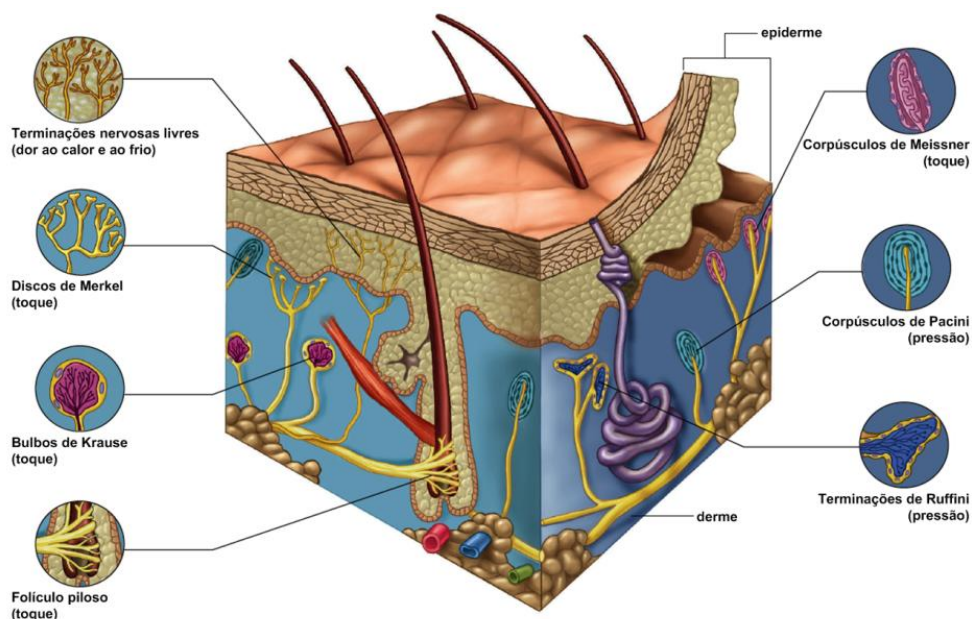





















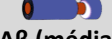




Figura 1: Localização dos receptores cutâneos.
Fonte: modificado de (MADER, 2004).

As fibras aferentes apresentam variação no diâmetro e podem, ou não, serem recobertas pela bainha de mielina. Estes fatores afetam diretamente a velocidade de propagação dos estímulos. Elas são classificadas em 4 categorias: não mielinizadas; mielinizadas grossa, média e fina (Tabela 2).

Tabela 2: Tipos de receptores envolvidos na Sensação Somática.

Tipo de receptor	Grupo de fibras	Modalidade		
<i>Mecanoceptores cutâneos e subcutâneos</i>		<i>Tato</i>		
Corpúsculo de Meissner		Batida, agitação		
Disco receptor de Merkel		Pressão e textura		
Corpúsculo de Pacini		Vibração		
Terminação de Ruffini		Estiramento da pele		
Pilosos tilotriquo e de oposição		Batida, agitação		
Piloso de deflexão		Batida leve		
Campo		Estiramento da pele		
<i>Receptores térmicos</i>		<i>Temperatura</i>		
Frio		Resfriamento da pele (pico em 25°C)*		
Calor		Aquecimento da pele (pico em 41°C)*		
Calor intenso (dor ao calor)*		Temperaturas altas (>45°C)		
Frio intenso (dor ao frio)*		Temperaturas baixas (<5°C)		
<i>Nociceptores</i>		<i>Dor</i>		
Mecânicos		Corte, dor aguda		
Mecânico-térmicos para o frio*		Queimadura dolorosa		
Mecânico-térmicos para o calor*		Congelamento doloroso		
Polimodais		Lenta, queimadura dolorosa		
<i>Mecanoceptores musculares e esqueléticos</i>		<i>Propriocepção dos membros</i>		
Receptor primário do fuso muscular		Velocidade e comprimento do músculo		
Receptor secundário do fuso muscular		Estiramento muscular		
Órgão tendinoso de Golgi		Contração muscular		
Mecanoceptores de cápsulas articulares		Ângulo das articulações		
Terminações livres sensíveis a estiramento		Excesso de estiramento ou força		
Fibras	Mielinizadas			Não mielinizadas
	 Aα (grossa)	 Aβ (média)	 Aδ (fina)	 C
Diâmetro	12 a 20 µm	6 a 12 µm	1 a 6 µm	0,2 a 1,5 µm
Velocidade de condução	72 a 120 m/s	36 a 72 m/s	4 a 36 m/s	0,4 a 2,0m/s

Fonte: modificado de (GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000). * Inclusões feitas com base no texto.

Toda a aferência somatossensitiva do tronco e dos membros é conduzida ao gânglio da raiz dorsal, ascende pela medula espinhal, tronco cerebral, tálamo e, por fim, chega ao córtex (Figura 2).

As áreas do córtex podem ser classificadas, sob o ponto de vista anatômico, em: lobos frontal, temporal, parietal e occipital (Figura 3). A área responsável por integrar as informações aferentes somatossensitivas é o córtex somestésico primário (Figura 4), que está localizado na região do giro pós-central (áreas 3a, 3b, 1 e 2 de Brodmann). Por sua vez, esta região é subdividida para atender às várias partes do corpo. Aquelas que apresentam maior densidade de receptores ocupam maior área no córtex (Figura 5a). Este mapeamento foi feito por Penfield (1937) e deu origem à figura do Homúnculo de Penfield (Figura 5b).

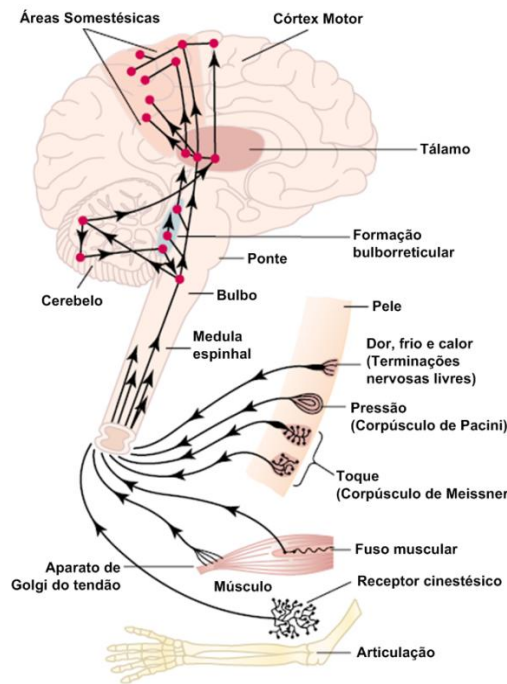


Figura 2: O caminho das fibras aferentes do sistema somestésico. Fonte: modificado de (GUYTON e HALL, 2006b).

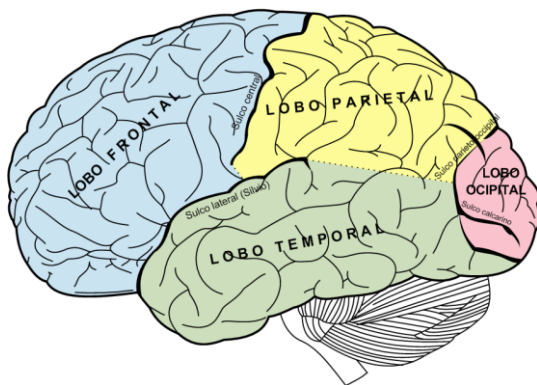


Figura 3: Regiões do córtex. Fonte: modificado de (WIKIPEDIA, 2012).

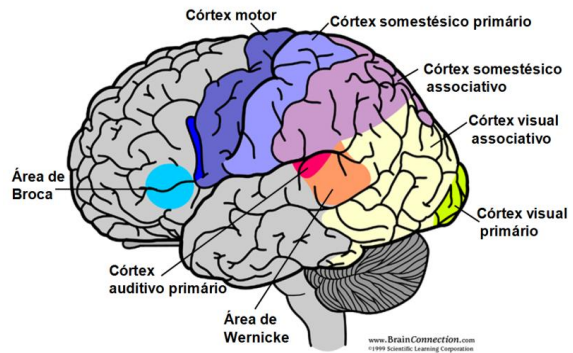
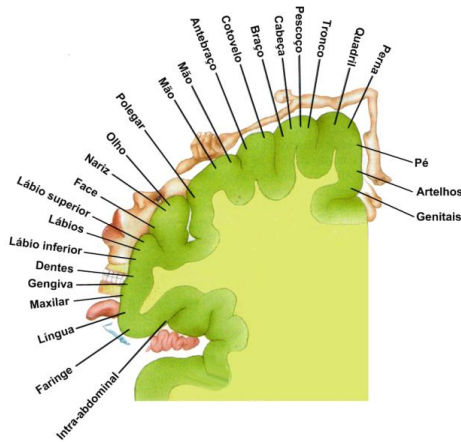


Figura 4: Algumas das áreas funcionais do córtex. Fonte: (BRAINCONNECTION, 2000).



(a)



(b)

Figura 5: Córtex somestésico:

(a) Representação das diferentes áreas do corpo, junto ao córtex somestésico primário (elaborada por Penfield em 1937). Fonte: modificado de (BEAR, 2002). (b) O Homúnculo de Penfield. Fonte: (PSYCHOLOGY WIKI, 2005).

2.2 Os mecanorreceptores

A sensibilidade tátil é mediada pelos mecanorreceptores (Figura 1), cujos principais tipos são (GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000):

Receptores localizados na pele sem pelo ou glabra (Figura 6):

- ☑ Corpúsculos de Meissner: Possuem adaptação rápida. Localizam-se nas cristas papilares, o que lhes confere uma sensibilidade mecânica apurada. São sensíveis às frequências intermediárias, 20 a 50 Hz.
- ☑ Discos receptores de Merkel: Possuem adaptação lenta, portanto, resposta sustentada. Estão localizados no centro da crista papilar. São sensíveis às frequências baixas, 5 a 15 Hz.
- ☑ Corpúsculos de Paccini: Possuem resposta rápida às variações de compressão da pele, mas não responde à pressão constante. São sensíveis às frequências altas, 60 a 400 Hz.
- ☑ Terminações de Ruffini: Possuem adaptação lenta e resposta sustentada. São sensíveis à compressão.

Receptores localizados na pele pilosa

A pele pilosa possui os seguintes receptores adicionais aos encontrados na pele glabra:

- ☑ Receptores dos folículos pilosos: São sensíveis a choques e à agitação. Possuem adaptação rápida.
- ☑ Receptores de campo: Estão localizados, principalmente, sob as articulações e respondem ao estiramento da pele. Possuem adaptação rápida.

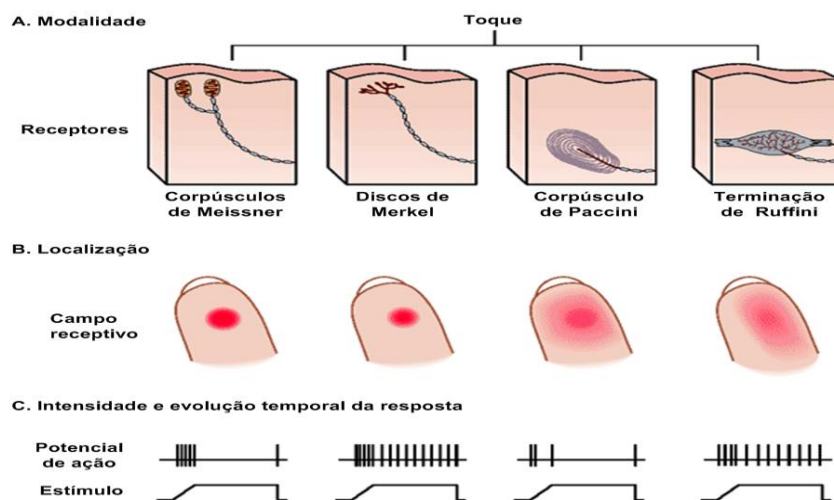


Figura 6: (a) Tipos de mecanorreceptores; (b) Dimensão do campo do campo receptivo e (c) Resposta ao estímulo. Fonte: modificado de (GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000).

2.3 Os termocetores

As sensações de calor e frio são mediadas por termocetores que são formados por terminações nervosas livres e, na sua maioria, adentram a camada basal da pele. É possível discernir estímulos com diferenças tão pequenas quanto $0,05^{\circ}\text{C}$, quando grandes áreas são estimuladas (SMITH, 2009). São quatro, os tipos de termocetores: frio, calor, dor ao frio e dor ao calor. A quantidade de receptores de frio pode superar os receptores de calor de três a 10 vezes na maioria das regiões do corpo (GUYTON e HALL, 2006a; SMITH, 2009). Apesar de não haver consenso na literatura, a respeito da quantificação da sensibilidade destes receptores (Tabela 3), os formatos das curvas de resposta pesquisadas, são semelhantes (Figura 7).

Os termocetores possuem adaptação rápida, não respondem a variações lentas de temperatura, mas não deixam de gerar potenciais de ação quando submetidos a temperaturas constantes. Contudo, se submetidos a variações bruscas, geram picos agudos de resposta (Figura 8). Assumindo como condição inicial a temperatura da pele no seu valor basal, 32°C a 34°C , os receptores de frio estão mais ativos que os receptores de calor. Ocorre, ainda, que a ativação dos receptores de frio produz a inibição dos receptores de calor, e vice versa (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 2000; LA PERA, VALERIANI, *et al.*, 2002; GREEN e AKIRAV, 2010; GREEN, 2009; HASHMI e DAVIS, 2008; ATHERTON, FACER, *et al.*, 2007; STANCÁK, MLYNÁR, *et al.*, 2006; SCHEPERS e RINGKAMP, 2009).

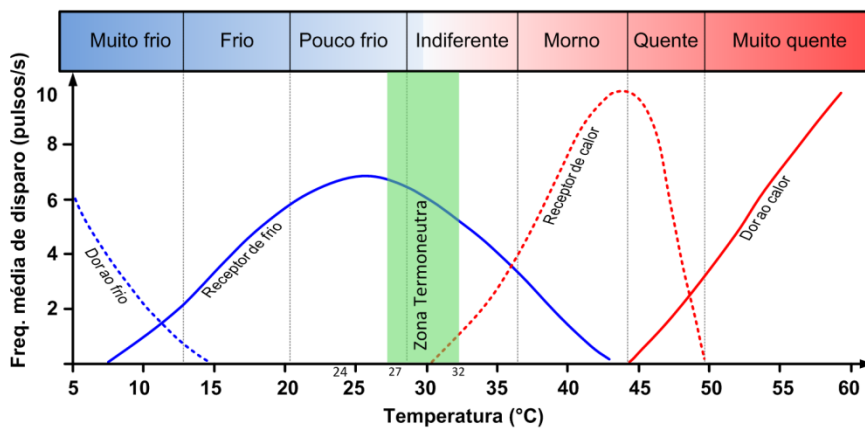


Figura 7: Resposta termocetores de calor, frio, dor ao calor e dor ao frio.
Fonte: modificado de (GUYTON e HALL, 2006a).

A zona termoneutra corresponde à faixa subjetiva de temperatura limitada, em um extremo pela sensação de calafrio e no outro pela transpiração. Para um indivíduo em trajes de banho situa-se entre 27°C a 32°C . Já um indivíduo trajando roupas normais e executando tarefas que não exijam locomoção ou esforço físico, sente-se confortável em um ambiente a 23°C (com velocidade do ar em $0,1\text{ m/s}$ e umidade do ar em 50%) (DESPOPOULOS e SILBERNAGL, 2003).

Tabela 3: Respostas dos termorreceptores de frio e de calor, dor ao frio e dor ao calor (°C).

Referências bibliográficas	Dor ao frio (°C)	Frio (°C)	Calor (°C)	Dor ao calor (°C)
(GREENSTEIN e GREENSTEIN, 2000)	-	17 a 35	30 a 45	-
(GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000)	< 5	5 a 40	29 a 45	> 45
(DESPOPOULOS e SILBERNAGL, 2003)	-	< 36	> 36	> 45
(RHOADES e TANNER, 2003)	< 17	30 ⁺	43 ⁺	-
(KÁLMÁN e CSILLAG, 2005)	-	25 a 30	40 a 42	-
(GUYTON e HALL, 2006a)	< 10	7 a 43 [*]	30 a 49 [*]	> 44
(SMITH, 2009)	-	10 a 40	29 a 49 [*]	-
(SCHEPERS e RINGKAMP, 2009)	< 15	17 a 40	37 a 49	> 45

* Valores obtidos por interpolação. ⁺ Valor para a resposta mais intensa.

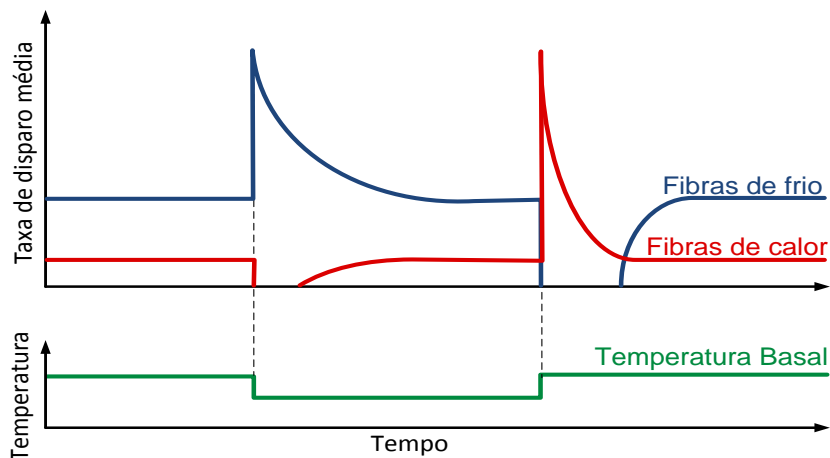


Figura 8: Resposta dos termorreceptores a variações bruscas de temperatura. A ativação das fibras de frio produz a inibição das fibras de calor e vice versa. Fonte: modificado de (GARDNER, MARTIN e JESSELL, 2000).

2.4 Os nociceptores térmicos

Os nociceptores são estruturas especializadas ativadas por estímulos nocivos aos tecidos periféricos. A nocicepção não implica, diretamente, na percepção da dor, uma vez que a sua aferência é processada no cérebro com outras informações e este pode ou não interpretá-las como dor (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 2000).

Os nociceptores térmicos respondem apenas a estímulos intensos, ou seja, a temperaturas menores que 5°C (sensação de dor ao frio) ou superiores a 45°C (sensação de dor ao calor). Os nociceptores polimodais além de responderem a estímulos mecânicos e químicos, também respondem à estimulação térmica intensa (GUERGOVA e DUFOUR, 2011; CALDWELL, TSAGARAKIS e WARDLE, 1997).

Os estímulos nociceptivos aferem por dois tipos de fibras: finamente mielinizadas (A δ) e não mielinizadas (C). A velocidade de condução do estímulo pela fibra A δ pode chegar a ser 18 vezes mais rápida que a fibra C (Tabela 2). Esta diferença pode produzir a percepção de duas sensa-

ções de dor, pois o estímulo que propaga pela fibra A δ alcança o córtex primeiro que aquele que afere pela fibra C (Figura 9).

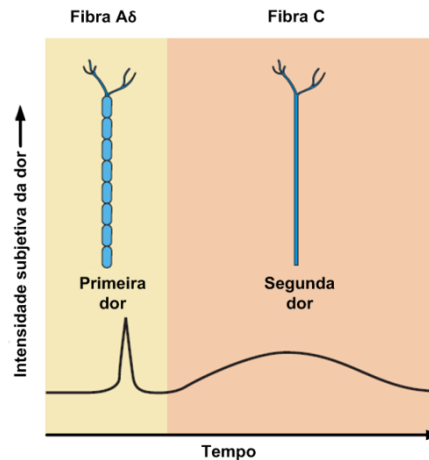


Figura 9: A percepção de duas sensações de dor. Fonte: modificado de (PURVES, 2004).

2.5 Métodos de quantificação dos limiares térmicos

O crédito da introdução dos testes de quantificação da sensibilidade térmica (QST-T) na clínica diária deve-se, principalmente, a Fruhstorfer e Lindblom (FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976) e ao grupo de Dyck (DYCK, ZIMMERMAN, *et al.*, 1978). Em 1976, Fruhstorfer e Lindblom desenvolveram o *Marstock testing system*, equipamento microprocessado dotado de um estimulador térmico baseado na placa de Peltier. Desde então, foram desenvolvidos vários equipamentos similares (Tabela 7, pág. 44).

A variação controlada da temperatura é utilizada nos testes para promover os estímulos necessários à determinação dos limiares de percepção: do calor (LPC), do frio (LPF), da dor ao calor (LDC) e da dor ao frio (LDF). A grande importância dos QST-T deve-se: a possibilidade de quantificar os resultados (em °C), ao controle da intensidade, duração e quantidade dos estímulos, e da maior sensibilidade do teste, visto que os termorreceptores geram potenciais de ação mais intensamente em resposta a variações de temperatura do que a temperaturas constantes. Desta forma é possível obter maior reprodutibilidade dentro da população normal.

No início do teste, a temperatura do estimulador é mantida dentro da faixa de adaptação térmica (31 a 35°C) (FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976). A percepção do calor e da dor ao calor, assim como a sensação do frio e da dor ao frio são determinadas, então, a partir do aumento ou diminuição da temperatura fornecida pelo estimulador. Apesar das publicações dos valores de referência para os QST (FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976; DYCK, O'BRIEN, *et al.*, 1993; DYCK, ZIMMERMAN, *et al.*, 1993; HILZ, GLORIUS e BERIC, 1995; YARNITSKY e OCHOA, 1990), estes só podem ser utilizados, tanto na clínica como em pesquisas, se nos testes posteriores forem empregados o mesmo tipo de instrumento, a mesma metodologia e algoritmo que os autores supracitados utilizaram.

2.6 Método de Marstock

O exemplo clássico dos testes térmicos é o método original Marstock (FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976). Este método é composto por três etapas, sendo que na primeira determinam-se os limiares de calor e frio, na segunda o limiar de dor ao frio e, na terceira, o limiar de dor ao calor. Em todas as etapas a temperatura varia linearmente a uma taxa entre 1,0 a 1,5°C/s (Figura 10).

A determinação dos limiares de calor e frio inicia-se com o estimulador ajustado a 30°C. Em seguida, eleva-se a temperatura até que o paciente percebe o aquecimento. Então, este aciona a chave que promove diminuição do estímulo. Novamente ele deverá acionar a chave quanto perceber o resfriamento. Este procedimento é repetido por aproximadamente 2 minutos.

Para a determinação dos limiares de dor ao frio e de dor ao calor o procedimento é um pouco diferente. O paciente é orientado a acionar a chave assim que perceber que o estímulo tornou-se doloroso. Isto promove o retorno da temperatura ao valor de adaptação. Então novo estímulo é aplicado. Este procedimento se repete por aproximadamente 2 minutos, para cada etapa. Os limiares são determinados pela média dos últimos estímulos de cada etapa.

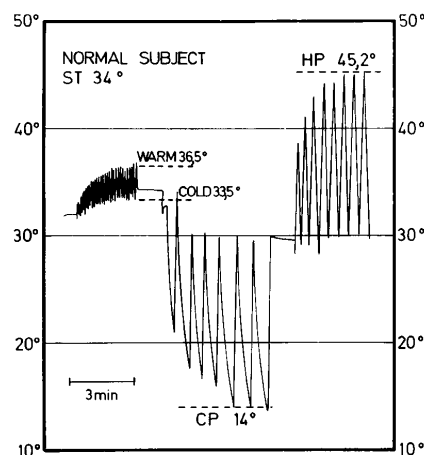


Figura 10: Registro de um teste realizado por Fruhstorfer em 1976.
(HP - *heat pain*) sensação de dor ao calor e (CP - *cold pain*) sensação de dor ao frio.
Fonte: (FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976).

Atualmente, o método dos limites e o método dos níveis são os mais comumente empregados na clínica diária (YARNITSKY, 1997; ZASLANSKY e YARNITSKY, 1998).

2.6.1 Método dos limites

No método dos limites (CHONG e CROS, 2004), a intensidade do estímulo aumenta de forma linear, a partir da temperatura de adaptação, até que o indivíduo interrompa o teste, no momento em que percebe o estímulo em estudo (sensação de calor ou frio, ou dor ao calor ou ao frio). O estímulo retorna ao valor inicial (temperatura de adaptação), permanecendo por um período

pré-determinado (intervalo interestímulo). A intensidade aumenta novamente, até que seja novamente percebido e interrompido. Vários estímulos são aplicados, sendo o limiar a média desses estímulos (Figura 11).

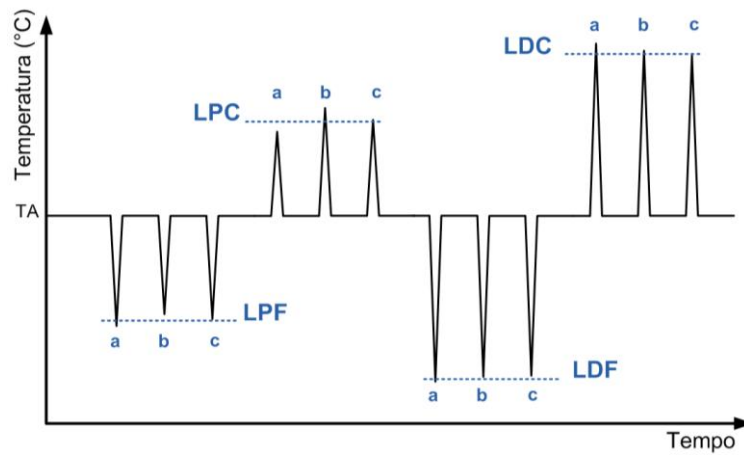


Figura 11: Método dos limites, com medida individualizada dos limiares de percepção: do frio (LPF), do calor (LPC), da dor ao frio (LDF) e da dor ao calor (LDC). Considera-se a média dos vários estímulos (a, b e c). TA: temperatura de adaptação ou inicial.

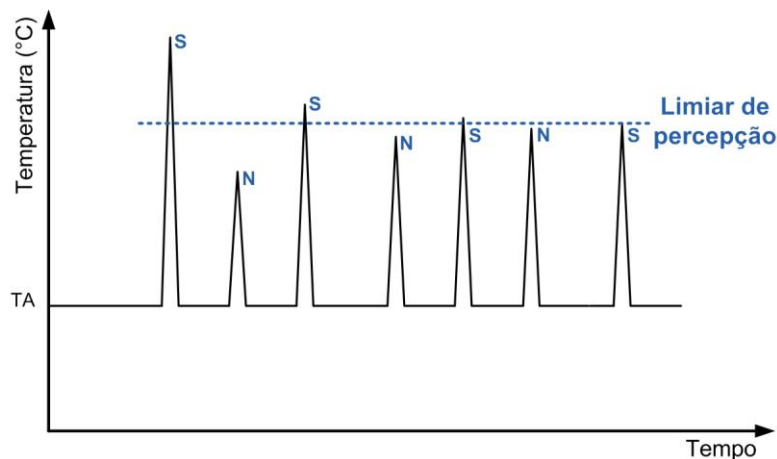


Figura 12: Diagrama do método dos níveis para determinar o limiar de percepção do calor. Após a percepção do estímulo – sim (S), o estímulo seguinte terá intensidade menor. Após um não (N), o estímulo seguinte terá intensidade maior. TA: temperatura de adaptação ou inicial.

2.6.2 Método dos níveis

No método dos níveis (Figura 12), e nos demais que derivam dele, a taxa de variação da temperatura é constante, por exemplo: $1^{\circ}\text{C}/\text{s}$. O teste tem início com a aplicação de um estímulo, com a temperatura retornando ao valor de adaptação. Em seguida, o indivíduo responde se percebeu ou não a sensação em estudo. Se a resposta for SIM, o estímulo seguinte será menor que o anterior. Se a resposta for NÃO, o estímulo seguinte será maior. Vários estímulos são aplicados, conforme a percepção do indivíduo. Uma sequência de estímulos termina quando se registra uma diferença mínima, geralmente de $0,1^{\circ}\text{C}$, entre o SIM e o NÃO, quando o valor referente ao SIM será considerado como o limiar de percepção.

2.6.3 Tempo de reação

Os métodos supracitados podem ser divididos em dois grandes grupos: os que incluem o Tempo de Reação (TR incluído) e os que excluem o Tempo de Reação (TR excluído) (YARNITSKY, 1997). No grupo com TR excluído (exemplo: métodos dos níveis), os estímulos são de intensidade predeterminada; o indivíduo apenas indica se percebeu ou não a sensação em estudo. No grupo com TR incluído (exemplo: método dos limites), os estímulos aumentam de intensidade, e o indivíduo interrompe a progressão do mesmo no momento em que percebe a sensação em estudo. No intervalo de tempo entre a percepção da sensação e a interrupção do teste (tempo de reação), o estímulo continua aumentando, daí serem registrados limiares ligeiramente maiores nos grupos com TR incluído.

2.6.4 Reprodutibilidade

Os QST-T são susceptíveis a uma série de fatores que interferem na sua reprodutibilidade:

- ☑ Uma vez que se enquadram na categoria dos testes psicofísicos (GESCHIEDER, 1985), dependem que o sujeito esteja alerta, seja colaborativo e esteja em condições de seguir as instruções;
- ☑ Fatores inerentes ao tipo de instrumento: tamanho da área estimulada, temperatura inicial do estimulador, taxa de variação da temperatura, etc.;
- ☑ Qual o método utilizado: dos limites ou dos níveis e, ainda, se o tempo de reação está sendo incluído ou não;
- ☑ Outros fatores tais como a idade e a região do corpo podem modificar, fisiologicamente, os limiares de percepção térmica. As diferentes regiões do corpo apresentam diferentes limiares. Essa diferença é significativa ao se comparar face, membros superiores e inferiores. Porém, estudos demonstraram que indivíduos saudáveis não apresentam diferença estatisticamente significativa ao se comparar limiares térmicos entre áreas de pele simétricas contralaterais, ou áreas próximas, no mesmo segmento do corpo. Vários autores reportam que uma diferença de temperatura (calor ou frio) superior a 1°C entre uma área com suspeita de lesão neurológica e uma área simétrica normal é clinicamente significativa (VILLARROEL e ORSINI, 2007a; VILLARROEL e ORSINI, 2007; HAGANDER, MIDANI, *et al.*, 2000; MEH e DENISLIC, 1994; SANTIAGO, FERRER e ESPINOSA, 2000).

3 REGISTRO TÉRMICO DO MÉTODO DOS TUBOS DE ENSAIO

O texto a seguir corresponde ao artigo “Registro térmico do Método dos Tubos de Ensaio aplicado avaliação de fibras finas” publicado no periódico nacional Arquivos de Neuropsiquiatria, edição de dezembro de 2011(COLLINA, VILLARROEL e TIERRA-CRIOLLO, 2011).

Este trabalho surgiu de uma discussão com o Dr. Manoel Villarroel, quando se comentava a respeito dos métodos de estimulação utilizados para a avaliação da sensibilidade térmica em pacientes com suspeita de hanseníase. Comentava-se sobre as deficiências do método dos tubos de ensaio e principalmente da bibliografia escassa a seu respeito. Surgiu, então, a ideia de se fazer um trabalho de quantificação da estimulação térmica promovida por este método.

3.1 Introdução

A pesquisa da sensibilidade térmica é feita, muitas vezes, utilizando-se tubos de ensaio preenchidos com água aquecida ou resfriada(BACARELLI, 1997). No Brasil, o referido teste é preconizado pelo Ministério da Saúde(BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE POLÍTICAS DE SAÚDE, DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA, 2002:19; BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE POLÍTICAS DE SAÚDE, DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA, 2008:71; BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE POLÍTICAS DE SAÚDE, DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA, 2001:38-39) para avaliar a sensibilidade térmica e, portanto, fibras finas, nas lesões de pele de pacientes com hanseníase. O teste consiste em utilizar dois tubos de ensaios preenchidos com água, com temperaturas bem definidas. Um preenchido com água à temperatura a 25°C(CASTRO, 1978) e outro com água aquecida até 45°C. Segundo o manual do Ministério da Saúde, valores superiores a 45°C, podem despertar sensação de dor ao calor, e não de calor. Esses tubos devem ser colocados sobre a pele sã e a área suspeita de lesão do paciente, alternando-se, aleatoriamente, entre o quente e frio, durante aproximadamente dois segundos. O paciente deve identificar se o tubo é frio ou quente.

Apesar de ser preconizado como um teste de temperatura fixa, alguns fatores contrariam este pressuposto. Um dos fatores é a troca de calor entre a água e o ambiente (por convecção e irradiação), ou com a mão do examinador (por condução), que leva ao aquecimento da água fria ou o resfriamento da água quente, uma vez que corpos com temperaturas diferentes tendem a entrar em equilíbrio térmico(BEJAN, 2003; NETO, 1983). Outro fator é a diferença entre a temperatura na superfície externa do tubo e a água em seu interior, ocasionada pela baixa condutividade térmica do vidro(BEJAN, 2003).

No presente trabalho utilizou-se apenas água aquecida a 45°C. O principal objetivo foi quantificar o estímulo térmico na pele, em ambiente controlado e com a mesma técnica, assim como a variação das temperaturas da água e da superfície externa do tubo, durante as sessões de estimulação, em voluntários saudáveis.

3.2 Métodos

O experimento contou com 14 voluntários saudáveis $31,2 \pm 11,4$ (média \pm desvio padrão) anos, sendo 10 do sexo masculino ($33,1 \pm 13,5$ anos) e 4 do sexo feminino ($26,5 \pm 4,7$ anos). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética local e os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

O objetivo principal deste trabalho foi quantificar o estímulo térmico na pele. Portanto, utilizou-se apenas água aquecida, uma vez que sob a ótica dos conceitos de transferência de calor, o módulo do fluxo de calor entre dois corpos é função apenas da diferença de temperatura, e das propriedades físicas dos corpos envolvidos. O sentido do fluxo de calor tem sempre o sentido do corpo mais aquecido para o menos aquecido (BEJAN, 2003). Sob este ponto de vista, a utilização de água fria, é desnecessária, pois levaria a um resultado semelhante.

Realizaram-se três sessões de estimulação consecutivas em cada voluntário, aplicadas pelo mesmo indivíduo, em ambiente silencioso, com temperatura ambiente controlada em $26 \pm 1^\circ\text{C}$. Na primeira sessão, o tempo de estimulação foi de 2s (S2) como preconizado pelo Ministério da Saúde. A segunda sessão com estimulação de 5s (S5) e a terceira com 10s (S10) foram inseridas neste estudo com o intuito de avaliar o comportamento das temperaturas da pele, da água e da superfície externa do tubo, em função do aumento do tempo de estimulação. Em cada sessão aplicou-se 4 estímulos, tendo um intervalo fixo de 5s entre cada estímulo. O intervalo entre as sessões foi de 5 minutos.

Para as estimulações utilizou-se um tubo de ensaio de vidro comum, de 180 mm de comprimento, diâmetro interno de 13,2 mm e parede com espessura de 1,0 mm, cuja capacidade é de 24 ml. Em cada sessão ele foi preenchido com 15 ml de água aquecida a uma temperatura de aproximadamente 70°C . O tubo foi segurado pelo examinador próximo da extremidade aberta, entre o I° e II° dedos. Promoveu-se a agitação manual constante do tubo enquanto se monitorava a temperatura da água. O teste teve início quando a temperatura atingiu $45 \pm 0,5^\circ\text{C}$, sendo que se registraram as temperaturas durante 10 s, antes da aplicação do primeiro estímulo, com o objetivo de se obter a temperatura inicial da pele.

A medição de temperatura foi feita por três sensores do tipo termistor NTC (Cantherm - MF51E103E3950, $10\text{K}\Omega \pm 0,5\%$). Um termistor foi colocado no interior do tubo de ensaio (Figura 13) para medir a temperatura da água (SA – sensor da água). Ele foi posicionado e mantido no centro do tubo, por meio de uma espiral construída com fio rígido. Verticalmente, o sensor foi posicionado a 2 cm da extremidade inferior do tubo. O segundo sensor (SE – sensor externo) foi fixado junto à parede externa do tubo e alinhado com o primeiro sensor. O último sensor foi fixado firmemente, com esparadrapo, sobre a pele do voluntário, no 1/3 proximal, parte anteromedial do antebraço direito (SP – sensor da pele). Utilizou-se uma fina camada de pasta térmica (Implastec – IPT300) para aumentar a transferência de calor do segundo e terceiro sensores e seus respectivos pontos de medida.

Os sinais provenientes dos três sensores foram adequadamente condicionados e filtrados por um filtro passivo de 1ª ordem, passa-baixa, de 5Hz. A digitalização foi realizada a uma taxa de

50 amostras por segundo, utilizando-se uma placa USB-6211 (16 bits) e do software de instrumentação virtual LabView®, ambos do fabricante *National Instruments*® (USA). Um instrumento virtual foi especialmente desenvolvido para: exibir, em tempo real, as curvas de temperatura dos três sensores; controlar a gravação em disco dos dados coletados e gerar sinais sonoros (bipes) para o cadenciamento padronizado das estimulações.

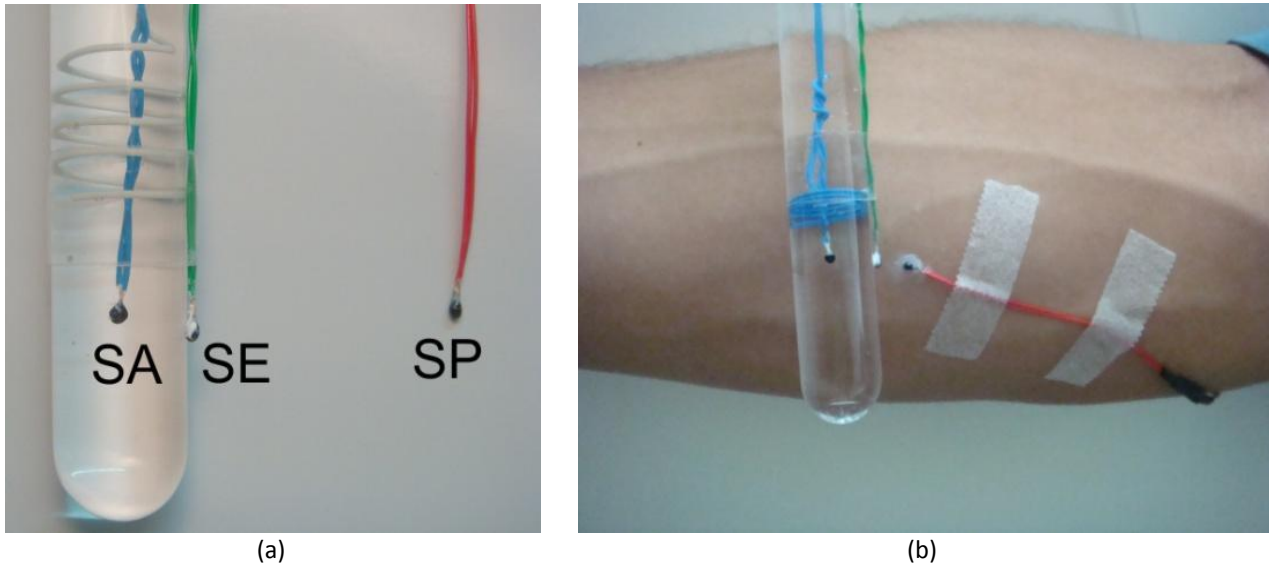


Figura 13: Os sensores de temperatura:
(a) SA – sensor da água; SE – sensor externo e SP – sensor da pele; (b) seu posicionamento.

Antes do início do teste, os voluntários foram orientados a avaliar a sensação percebida, para responder às seguintes questões: (a) Ao final de cada sessão, “Os quatro estímulos apresentaram intensidade similar ou diferente? Se diferente, qual o estímulo de maior intensidade?” (b) Ao final do experimento, “Qual a diferença na percepção dos estímulos entre as três sessões?”.

3.3 Resultados

Na Figura 14 são apresentados os gráficos com as temperaturas médias dos três sensores e o sinal de cadenciamento, de cada sessão.

3.3.1 Temperatura da água

O valor da temperatura da água no início de cada sessão (t_1) foi de $45,5 \pm 0,3^\circ\text{C}$, sendo o seu resfriamento aproximadamente linear, a uma taxa de $-1,28 \pm 0,10^\circ\text{C}/\text{min}$. Houve uma variação pequena da temperatura da água entre o início e o fim de cada estímulo, sendo que a maior variação foi de $-0,3 \pm 0,06^\circ\text{C}$ na sessão S10 e a menor foi de $-0,04 \pm 0,05^\circ\text{C}$ na sessão S2, como esperado (Tabela 4). No entanto, no intervalo de tempo compreendido entre a primeira e a última estimulação (t_1 a t_8), a variação da temperatura da água foi de $-0,6 \pm 0,11^\circ\text{C}$ durante a sessão S2, $-0,9 \pm 0,14^\circ\text{C}$ durante a sessão S5, e $-1,5 \pm 0,25^\circ\text{C}$ durante a sessão S10.

3.3.2 Temperatura externa ao tubo

No início das estimulações (instante t_1), observou-se que a temperatura da parede externa do tubo foi de $41,3 \pm 0,69^\circ\text{C}$. Esta temperatura foi sempre inferior ($-4,3 \pm 0,6^\circ\text{C}$) à temperatura da água (Figura 2). Além disso, ao se comparar a temperatura no instante inicial (t_1) e final de cada estímulo ($\Delta\text{Temp} = \text{Temp}_{\text{end}} - \text{Temp}_{t_1}$), registrou-se o decréscimo perceptível das temperaturas iniciais e o acréscimo das temperaturas finais nas sessões S5 e S10. Já para a sessão S2 houve decréscimo dos valores iniciais e finais. Estes comportamentos produziram um perfil decrescente na variação da temperatura (Tabela 5).

Destaque deve ser dado para a magnitude da variação da temperatura do tubo durante o primeiro estímulo ($|\Delta\text{Temp} = \text{Temp}_{t_2} - \text{Temp}_{t_1}|$), que foi consideravelmente maior que nos estímulos seguintes. Esta magnitude, como esperado, cresceu com o tempo de estimulação. Na sessão S2, durante o primeiro estímulo foi de $3,1 \pm 0,68^\circ\text{C}$ e durante o segundo estímulo foi de $2,3 \pm 0,34^\circ\text{C}$. Para a sessão S5, a magnitude decresceu de $4,4 \pm 0,85^\circ\text{C}$ para $2,6 \pm 0,63^\circ\text{C}$ e na sessão S10, de $4,2 \pm 0,79^\circ\text{C}$ para $1,9 \pm 0,61^\circ\text{C}$.

3.3.3 Temperatura na pele

No início das estimulações (t_1) observou-se que a temperatura na pele estava em $32,9 \pm 0,46^\circ\text{C}$, i.e., muito inferior ($-12,6 \pm 0,61^\circ\text{C}$) à temperatura da água (Figura 14). A temperatura máxima atingida na pele foi de $35,8 \pm 0,60^\circ\text{C}$ no final da sessão S10.

De forma semelhante ao que aconteceu com a temperatura na superfície externa do tubo, a magnitude da variação da temperatura da pele durante o primeiro estímulo foi consideravelmente maior que nos estímulos seguintes (Tabela 6). Na sessão S2, a magnitude do primeiro estímulo foi de $1,4 \pm 0,42^\circ\text{C}$ e durante o segundo estímulo foi de $1,0 \pm 0,22^\circ\text{C}$. Na sessão S5 a magnitude caiu de $2,0 \pm 0,53^\circ\text{C}$ para $1,5 \pm 0,34^\circ\text{C}$ e na sessão S10 foi de $2,4 \pm 0,61^\circ\text{C}$ para $1,7 \pm 0,33^\circ\text{C}$. Nos estímulos seguintes a diferença entre as magnitudes foi de no máximo $0,2^\circ\text{C}$, em cada sessão.

O comportamento da temperatura foi crescente, ou seja, durante os intervalos interestímulos (t_2-t_3 , t_4-t_5 e t_6-t_7), a temperatura da pele não retorna ao seu valor inicial (basal). Portanto, a temperatura da pele no instante inicial do segundo estímulo (t_3) é maior que do instante inicial do primeiro estímulo (t_1), e assim por diante. Pode-se verificar na Tabela 3 que, na sessão S2, o segundo estímulo apresentou uma elevação de $0,4 \pm 0,18^\circ\text{C}$, na sessão S5 foi de $0,6 \pm 0,18^\circ\text{C}$ e na sessão S10 foi de $1,0 \pm 0,32^\circ\text{C}$.

Tabela 4: Valores médios da temperatura da água.

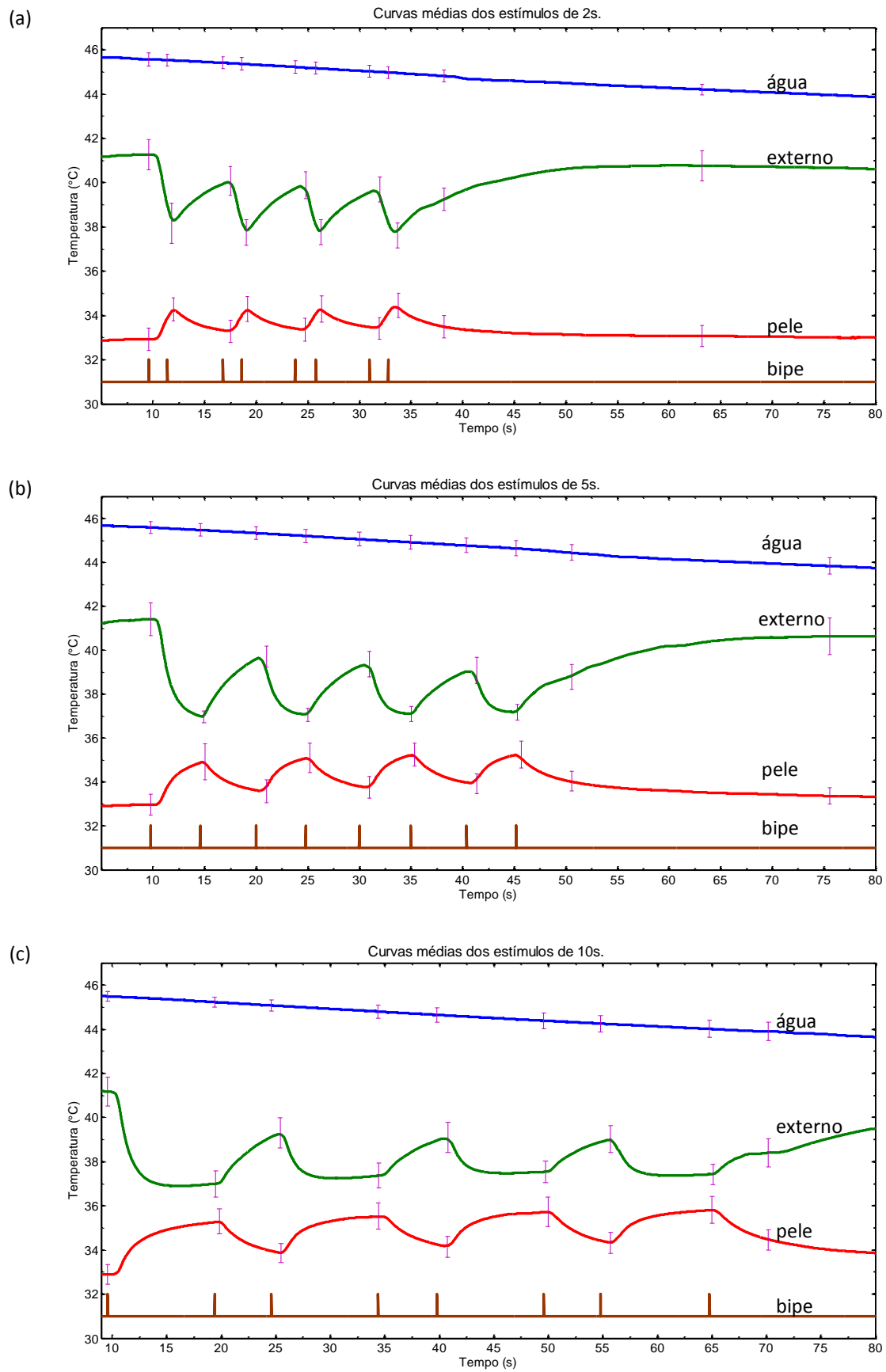
Sensor da água [SA]		Estímulo 1 (°C)		Estímulo 2 (°C)		Estímulo 3 (°C)		Estímulo 4 (°C)	
		Início (t1)	Fim (t2)	Início (t3)	Fim (t4)	Início (t5)	Fim (t6)	Início (t7)	Fim (t8)
S2	Média ± Desv. Padrão	45,6±0,29	45,5±0,27	45,4±0,28	45,4±0,28	45,2±0,27	45,2±0,27	45,0±0,27	45,0±0,26
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	0,0±0,05		-0,1±0,01		-0,1±0,02		0,0±0,02	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	0,0±0,05		-0,2±0,04		-0,4±0,08		-0,6±0,11	
S5	Média ± Desv. Padrão	45,6±0,27	45,5±0,29	45,3±0,29	45,2±0,30	45,1±0,31	44,9±0,32	44,8±0,32	44,6±0,33
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	-0,1±0,03		-0,1±0,03		-0,1±0,03		-0,1±0,02	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	-0,1±0,03		-0,4±0,06		-0,7±0,10		-0,9±0,14	
S10	Média ± Desv. Padrão	45,5±0,22	45,2±0,23	45,1±0,25	44,8±0,29	44,6±0,31	44,4±0,35	44,2±0,37	44,0±0,39
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	-0,3±0,06		-0,3±0,00		-0,3±0,06		-0,2±0,04	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	-0,3±0,06		-0,7±0,14		-1,1±0,20		-1,5±0,25	

Tabela 5: Valores médios da temperatura externa do tubo.

Sensor externo [SE]		Estímulo 1 (°C)		Estímulo 2 (°C)		Estímulo 3 (°C)		Estímulo 4 (°C)	
		Início (t1)	Fim (t2)	Início (t3)	Fim (t4)	Início (t5)	Fim (t6)	Início (t7)	Fim (t8)
S2	Média ± Desv. Padrão	41,3±0,70	38,2±0,91	40,1±0,66	37,8±0,58	39,9±0,62	37,8±0,56	39,7±0,57	37,6±0,57
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	-3,1±0,68		-2,3±0,34		-2,1±0,38		-2,1±0,35	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	-3,1±0,68		-3,5±0,72		-3,5±0,74		-3,6±0,70	
S5	Média ± Desv. Padrão	41,4±0,74	37,0±0,28	39,7±0,48	37,1±0,30	39,4±0,59	37,1±0,35	39,1±0,59	37,2±0,35
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	-4,4±0,85		-2,6±0,63		-2,3±0,68		-1,9±0,55	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	-4,4±0,85		-4,3±0,86		-4,3±0,86		-4,2±0,73	
S10	Média ± Desv. Padrão	41,2±0,65	37,0±0,60	39,3±0,69	37,4±0,56	39,1±0,68	37,5±0,49	39,0±0,61	37,4±0,45
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	-4,2±0,79		-1,9±0,61		-1,6±0,64		-1,6±0,61	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	-4,2±0,79		-3,8±0,78		-3,6±0,69		-3,7±0,50	

Tabela 6: Valores médios da temperatura na pele.

Sensor da pele [SP]		Estímulo 1 (°C)		Estímulo 2 (°C)		Estímulo 3 (°C)		Estímulo 4 (°C)	
		Início (t1)	Fim (t2)	Início (t3)	Fim (t4)	Início (t5)	Fim (t6)	Início (t7)	Fim (t8)
S2	Média ± Desv. Padrão	32,9±0,50	34,3±0,51	33,3±0,50	34,3±0,56	33,3±0,52	34,3±0,61	33,4±0,50	34,5±0,55
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	1,4±0,42		1,0±0,22		0,9±0,27		1,0±0,24	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	1,4±0,42		1,4±0,40		1,4±0,35		1,5±0,37	
S5	Média ± Desv. Padrão	33,0±0,47	34,9±0,82	33,6±0,53	35,1±0,67	33,7±0,49	35,3±0,52	33,9±0,44	35,3±0,62
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	2,0±0,53		1,5±0,34		1,5±0,27		1,3±0,33	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	2,0±0,53		2,1±0,45		2,3±0,34		2,3±0,53	
S10	Média ± Desv. Padrão	32,9±0,44	35,3±0,57	33,9±0,42	35,5±0,58	34,1±0,48	35,7±0,68	34,3±0,47	35,8±0,60
	Ampl. = Temp _{Fim} - Temp _{Início}	2,4±0,61		1,7±0,33		1,6±0,44		1,5±0,28	
	ΔTemp = Temp _{Fim} - Temp _{t1}	2,4±0,61		2,6±0,53		2,8±0,70		2,9±0,65	



3.4 Discussão

Os termocetores na pele respondem a variações de temperatura em torno do valor basal (que segundo diferentes autores varia de 32 a 35°C)(KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 2000; SMITH, 2009; GUYTON e HALL, 2006b; JONES e BERRIS, 2002). Estes receptores apresentam maior resposta diante de variações rápidas de temperatura, mas também respondem, em menor intensidade, à temperatura constante ou de variação lenta. Os receptores responsáveis pela sensação do calor respondem quase proporcionalmente ao aumento da temperatura da pele acima de 29°C, sendo mais ativos quando essa temperatura é de 45°C, e diminuem à medida que a temperatura se aproxima de 49°C(SMITH, 2009; GUYTON e HALL, 2006b). Segundo o Ministério da Saúde, na avaliação da sensibilidade ao calor, a temperatura da água não deve exceder 45°C, visto que a mesma pode causar dor ao calor em lugar de sensação de aquecimento. Neste estudo, em ambiente bem controlado, as temperaturas da água, da superfície externa do tubo e da pele foram determinadas.

A temperatura da água (de 45,5 a 44,0°C) decaiu de forma aproximadamente linear ($-1,28 \pm 0,10^{\circ}\text{C}/\text{min}$) durante todo o período de realização do experimento. A temperatura externa do tubo (de 41,3 a 37,2°C) foi sempre inferior à temperatura da água que ele contém, devido à baixa condutividade térmica do vidro(BEJAN, 2003).

Há uma relação complementar do comportamento da temperatura da superfície externa do tubo de ensaio com a temperatura medida na pele com ganho de calor pela pele, ou seja, há o decréscimo da temperatura externa do tubo e o aumento na temperatura da pele, com magnitudes diferentes. Esta diferença é devida, principalmente, pelo calor específico da pele ser da ordem de cinco vezes maior que a do vidro (BEJAN, 2003; XU, SEFFEN e LU, 2007). Sendo assim, a temperatura registrada na pele (máximo = 35,8°C), ou seja, a temperatura de estimulação dos receptores cutâneos foi sempre inferior à temperatura na superfície externa do tubo (mínimo = 37,2°C) e muito inferior à água (mínimo = 44,0°C). Embora a temperatura da água (45°C) seja, teoricamente, capaz de estimular fibras de calor (do tipo C), assim como nociceptores responsáveis pela percepção de dor ao calor (fibras A δ e C), este estudo revelou que a faixa de temperatura registrada na pele, durante as estimulações (34,3 a 35,8°C), correlaciona-se com fibras de calor (29 a 45°C)(SMITH, 2009; CSILLAG, 2005). Ao se relacionar estes valores de temperatura com aqueles preconizados pelo Ministério da Saúde para avaliar pacientes com hanseníase, observa-se que o teste com tubo de ensaio pode ser útil no estudo da sensibilidade térmica destes pacientes. A justificativa reside no fato de que as alterações de sensibilidade nas lesões cutâneas hanseníacas iniciam-se pelas sensações de aquecimento e resfriamento, seguidas pela alteração na percepção da dor (ao calor e ao frio) e pela alteração na sensibilidade tátil(SHETTY, ANTIA e JACOBS, 1988; PFALTZGRAFF e BRYCESON, 1985). Portanto, em áreas endêmicas, investigando lesões suspeitas, o teste pode ser útil no diagnóstico precoce desta doença.

Durante os intervalos interestímulo, a temperatura da pele não retorna ao seu valor basal, ao contrário, ela apresenta uma tendência crescente. Além do mais, a magnitude dos estímulos decresce ao longo da sessão. Portanto, o segundo estímulo e os subseqüentes são aplicados em condições diferentes daquela encontrada no primeiro estímulo. Dentre as três sessões, S2 foi a

que apresentou as menores diferenças de temperatura entre os estímulos, portanto, aparenta ser o tempo de estimulação mais adequado.

Em resposta à questão (a) Ao final de cada sessão, “Os quatro estímulos apresentaram intensidade similar ou diferente? Se diferente, qual o estímulo de maior intensidade?”, 12 dos 14 voluntários relataram que o primeiro estímulo foi mais intenso e que esta sensação de calor foi diminuindo nos estímulos seguintes, fato que é confirmado pelo registro de temperatura na pele (Tabela 3). Dois voluntários (um do sexo masculino e outro do sexo feminino) afirmaram não ter notado diferença na intensidade dos estímulos. Em resposta à questão (b) Ao final do experimento, “Qual a diferença na percepção dos estímulos dentre as três sessões?”, todos os voluntários responderam que as sensações térmicas nos quatro estímulos foram melhor percebidas nos tempos de contato de 5 e 10 segundos. Esta observação sugere que a diferença na magnitude do primeiro para o segundo estímulo ($0,4^{\circ}\text{C}$), ocorrida em S2, foi de difícil percepção. Isto permite confirmar que, de um ponto de vista qualitativo, ocorreram estímulos de intensidade semelhantes.

Esse teste não permite uma quantificação dos resultados, o que dificulta a comparação com exames posteriores. Vários fatores interferem na sua variabilidade e repetibilidade, entre os quais, a temperatura exata da água nos tubos, a quantidade de água, a espessura do vidro, a temperatura ambiente, o posicionamento do tubo, a pressão que ele exerce sobre a pele e o tempo em que o mesmo permanece em contato com a pele. Portanto, é desejável que os testes térmicos sejam realizados com estimuladores que apresentem temperatura controlada, como forma de garantir uma maior confiabilidade e repetibilidade ao teste de sensibilidade térmica.

4 O BIOESTIMULADOR TÉRMICO

4.1 A definição das especificações principais do equipamento

Um dos passos iniciais na elaboração do projeto do Bioestimulador foi uma ampla pesquisa bibliográfica em publicações científicas¹ (Tabela 7, pág. 44) junto a fabricantes de equipamentos médicos com o objetivo de levantar informações a respeito dos equipamentos estimuladores térmicos desenvolvidos até o momento. Soluções de natureza variada foram encontradas, contudo, o foco da pesquisa foi direcionado aos equipamentos que utilizam o módulo de Peltier como elemento ativo para a estimulação. A síntese das informações foi:

- ☑ A faixa de temperatura mais utilizada para as estimulações: 0°C até 50°C, com resolução de 0,1°C;
- ☑ Utiliza-se variação linear de temperatura (rampa) com taxas que cobrem uma faixa bem ampla: 0,3°C/s a 20°C/s, sendo que as taxas mais elevadas, 40°C/s e 70°C/s, são obtidas com a combinação de um módulo de Peltier e um elemento resistivo (*Thermofoil*®) construído entre duas lâminas de material isolante elétrico, mas bom condutor de calor (MINCO, 2007);
- ☑ A grande maioria das publicações relata que os equipamentos estimuladores utilizam a placa de Peltier resfriada por água, cujas áreas de estimulação vão de 0,83 cm² até 16 cm².

Após a pesquisa, foi possível elaborar a seguinte lista de especificações básicas para as necessidades deste projeto de pesquisa:

- ☑ Estimulação térmica controlada na faixa de 0°C a 50°C, com resolução de 0,1°C;
- ☑ Taxa de variação da temperatura de estimulação configurável. Para variações lineares o equipamento deve responder a, pelo menos, 1°C/s, sendo desejável que alcance a taxa de 5°C/s;
- ☑ Estimulação térmica com as seguintes formas de variação da temperatura: senoidal, triangular e trapezoidal;
- ☑ Sonda estimuladora térmica (*thermode*) baseada em um módulo de Peltier com área de estimulação de 30x30 mm, dotada de sistema de arrefecimento utilizando o bombeamento de água destilada resfriada (até 10°C) com temperatura controlada;
- ☑ Utilizar um sistema computadorizado facilmente adquirido no comércio especializado, que apresente capacidade de processamento e armazenamento compatíveis com a aplicação. Contar com uma interface com o usuário simples e intuitiva, viabilizando uma operação rápida e segura;
- ☑ Apresentar facilidade de reprogramação para permitir a implementação dos vários algoritmos de estimulação conhecidos, assim como de novos algoritmos que venham a ser propostos;

¹ Utilizando as palavras chave: *thermal stimulation*, *QST*, *quantitative sensory testing*, *Peltier effect*.

Tabela 7: Levantamento de publicações que utilizaram o módulo de Peltier como dispositivo estimulador térmico, desde a sua introdução por Fruhstorfer em 1976.

Equipamento ²	Fluido de arrefecimento	Temp. adapt.	ΔT (°C)	Taxa de ΔT (°C/s) ↑ = aquec. ↓ = resfr.	↔ Φ = Dimensões (cm) ▣ = Área (cm ²)	Referência Bibliográfica
Marstock ³ – Somedic ou Thermotest ⁴ – Somedic	Água @ 30°C	30	20 a 50	↑ ↓ 1,0 a 1,5	↔ 2,5 x 5,0 ▣ 12,5	(FRUHSTORFER, LINDBLOM e SCHMIDT, 1976)
		32	32 a 47	↑ 0,3; 2,0 e 6,0	↔ 3,0 x 2,0 ▣ 6,0	(YARNITSKY, SIMONE, <i>et al.</i> , 1992)
		30	10 a 50	↑ ↓ 1,0	↔ 2,5 x 5,0 ▣ 12,5	(MEH e DENISLIC, 1994)
		-	-	-	-	(CHONG e CROS, 2004)
MSA Thermal Stimulator ⁵	-	-	-	↑ ↓ 2,0	▣ 12,5	(SCHESTATSKY, ALGABA, <i>et al.</i> , 2007)
CASE IV ⁶	Água	-	-	-	-	(DYCK, O'BRIEN, <i>et al.</i> , 1993)
		-	-	-	-	(DYCK, ZIMMERMAN, <i>et al.</i> , 1993)
		-	-	-	-	(GRUENER e DYCK, 1994)
		-	-	-	-	(NEUROTON INC, 1995)
		-	-	-	-	(ZINMAN, BRIL e PERKINS, 2004)
		30	5 a 50	↑ ↓ 4,0	▣ 10,0	(CHONG e CROS, 2004)
Middlesex Hospital Thermal Testing system	Ar	-	-	↑ ↓ 1,0	▣ 7,5 ▣ 26,0	(FOWLER, CARROLL, <i>et al.</i> , 1987)
		-	-	↑ 5,0 ↓ 2,5	-	(FOWLER, SITZOGLOU, <i>et al.</i> , 1988)
		-	-	↑ ↓ 1,0	▣ 7,5 ▣ 26,0	(SMITH, ALI e FOWLER, 1991)
		-	-	↑ ↓ 1,0	▣ 24,0	(GOLJA, TIPTON e MEKJAVIC, 2003)
		-	-	↑ ↓ 1,0	▣ 7,5 ▣ 26,0	(CHONG e CROS, 2004)

² CHONG e CROS (2004) fizeram um levantamento detalhado dos vários equipamentos de estimulação desenvolvidos até aquela data.

³ Marstock[®] (www.marstock.de) produz thermodes para o equipamento Thermotest – Somedic.

⁴ Thermotest[®] foi produzido por *Somedic Production AB*, Suíça (www.somedic.com).

⁵ MSA Thermal Stimulator é produzido por *Somedic Production AB*, Suíça (www.somedic.com).

⁶ CASE IV[®] é produzido por WR Medical Electronics., Stillwater, MN, Estados Unidos (www.wrmed.com).

Equipamento ²	Fluido de arrefecimento	Temp. adapt.	ΔT (°C)	Taxa de ΔT (°C/s) ↑ = aquec. ↓ = resfr.	↔ ϕ = Dimensões (cm) ▣ = Área (cm ²)	Referência Bibliográfica
Glasgow Thermal System	Água @ 34°C	34	-	↑ ↓ 0,5 a 1,5	↔ ϕ 2,5 x 5,0 ▣ 12,5	(JAMAL, HANSEN, <i>et al.</i> , 1985)
		34	-	-	▣ 12,5	(CHONG e CROS, 2004)
Wilcox e Giesler	Água	30	0 a 60	↑ 10,0 ↓ 4,0	▣ 0,81	(WILCOX e GIESLER, 1984)
		35	25 a 54	↑ ↓ 2,5; 5,0 e 10,0	▣ 0,83	(PERTOVAARA, 1999)
Pepler, Farham e Douglas	Água	35	0 a 50	↑ 3,0 ↓ 2,0	▣ 1,0	(PEPLER, FARHAM e DOUGLAS, 1985)
PATH-tester MPI 100 ⁷	Água	32; 38	-	↑ ↓ 0,7	-	(LAUTENBACHER, ROSCHER, <i>et al.</i> , 1993)
		-	-	-	↔ ϕ 1,6 x 3,6 ▣ 5,8	(CHONG e CROS, 2004)
		40	40 a 47	-	↔ ϕ 1,6 x 3,6 ▣ 5,8	(KLEINBOHL, GORTELMEYER, <i>et al.</i> , 2006)
		40	40 a 50	↑ ↓ 0,7	↔ ϕ 1,6 x 3,6 ▣ 5,8	(BECKER, KLEINBOHL, <i>et al.</i> , 2008)
TSA2001 – Medoc ⁸	Água	32	-	↑ ↓ 1,0	↔ ϕ 2,5 x 5,0 ▣ 12,5	(YARNITSKY, SPRECHER, <i>et al.</i> , 1994)
		32	0 a 50	↑ ↓ 2,0	↔ ϕ 4,6 x 3,0 ▣ 13,8	(YARNITSKY, SPRECHER, <i>et al.</i> , 1995)
		35	30 a 43	↑ 4,0	↔ ϕ 4,6 x 2,9 ▣ 13,3	(MAGERL e TREEDE, 1996)
		32	27 a 37	↑ ↓ 1,0	↔ ϕ 4,6 x 2,9 ▣ 13,3 ↔ ϕ 3,0 x 3,0 ▣ 9,0	(HAGANDER, MIDANI, <i>et al.</i> , 2000)
		32; 35	0 a 54	↑ ↓ 2,0	↔ ϕ 4,8 x 3,2 ▣ 15,4	(DEFRIN, OHRY, <i>et al.</i> , 2002)
		32	-	↑ ↓ 1,2 e 4,0	↔ ϕ 3,2 x 3,2 ▣ 10,2	(REULEN, LANSBERGEN, <i>et al.</i> , 2003)
		32; 38	32 a 47	↑ 0,5 ↓ 8,0	↔ ϕ 3,0 x 3,0 ▣ 9,0	(GRANOT, SPRECHER e YARNITSKY, 2003)
TSA-II – Medoc	Água	-	0 a 50	-	↔ ϕ 2,5 x 5,0 ▣ 12,5	(CHONG e CROS, 2004)
		32	0 a 50	↑ ↓ 1,0	▣ 7,84	(ROLKE, MAGERL, <i>et al.</i> , 2006)
		32	32 a 50,5	↑ 5,8 ↓ 10	↔ ϕ 3,0 x 3,0 ▣ 9,0	(STANČÁK, POLÁČEK, <i>et al.</i> , 2007)
		32	32 a 51	↑ ↓ 0,5	↔ ϕ 3,0 x 3,0 ▣ 9,0	(SCHAFFNER, WITTEW, <i>et al.</i> , 2008)
		30	30 a 53	↑ ↓ 1; 3 e 5,0	↔ ϕ 3,0 x 3,0 ▣ 9,0	(NAERT, KEHLET e KUPERS, 2008)

⁷ O PATH-tester MPI 100 é produzido por PHYWE Systeme GmbH, Alemanha.

⁸ O TSA2001 é produzido por Medoc Ltd. Advanced Medical Systems Ramat Yishai, Israel (www.medoc-web.com)

Equipamento ²	Fluido de arrefecimento	Temp. adapt.	ΔT (°C)	Taxa de ΔT (°C/s) ↑ = aquec. ↓ = resfr.	↔ ϕ = Dimensões (cm) ▣ = Área (cm ²)	Referência Bibliográfica
PATHWAY Model CHEPS – Medoc ⁹	Água	35	35 a 51	↑ 70 ↓ 40	▣ 5,7	(GRANOVSKY, MATRE, <i>et al.</i> , 2005)
		36	36 a 55	↑ 70 ↓ 40	▣ 5,7	(IANNETTI, ZAMBREANU e TRACEY, 2006)
		32	32 a 51	↑ 70 ↓ 40	▣ 5,7	(ATHERTON, FACER, <i>et al.</i> , 2007)
		35	37 a 50	↑ 70 ↓ 40	▣ 5,7	(TRAN, MATRE e CASEY, 2008)
		32	32 a 51	↑ 70 ↓ 40	▣ 5,7	(ROBERTS, PAPADAKI, <i>et al.</i> , 2008)
		35	35 a 51	↑ 70 ↓ 40	∅ 2,7 ▣ 5,7	(CHAO, HSIEH, <i>et al.</i> , 2008)
CHEPs - Aalborg University, Dinamarca	Água	31,5	31,5 a 54,5	↑ 70 ↓ 15	∅ 2,0 ▣ 3,1	(LA PERA, VALERIANI, <i>et al.</i> , 2002)
Hozman et alli	Água	-	0 a 50	-	↔ 2,0 x 2,0 ▣ 4,0 ↔ 4,0 x 4,0 ▣ 16,0	(HOZMAN, HYKEL, <i>et al.</i> , 2009)
Não informado	-	-	-	-	↔ 3,0 x 4,0 ▣ 12,0	(BERTELSMANN, HEIMANS, <i>et al.</i> , 1985)
	Água	34 a 35	20 a 60	↑ ↓ 0,8	↔ 1,0 x 1,0 ▣ 1,0	(EKBLUM e HANSSON, 1987)
	-	32	0 a 50	↑ ↓ 10,0	▣ 1,0	(CAMPERO, SERRA e OCHOA, 1996)
	-	32	-20 a 53	↑ 20,0 ↓ 5,0	▣ 1,0	(SIMONE e KAJANDER, 1997)
	-	35	5 a 47	↑ ↓ 10,0	▣ 1,0	(CAMPERO, SERRA, <i>et al.</i> , 2001)
	-	32	5 a 50	↑ ↓ 2,0	▣ 9 a 12,5	(ARENDRT-NIELSEN e CHEN, 2003)
	-	-	-	-	-	-

⁹ O *thermode* é composto pelo arranjo de um módulo Peltier recoberto por uma película resistiva (*Thermofoil*®, veja o Apêndie B, item B.4).

4.2 A construção do equipamento

O Bioestimulador pode ser descrito, de forma simplificada, como um sistema computadorizado que tem como principal função o controle da temperatura da superfície de estimulação da sonda estimuladora térmica (*thermode*). Os seus principais blocos componentes são (Figura 15):

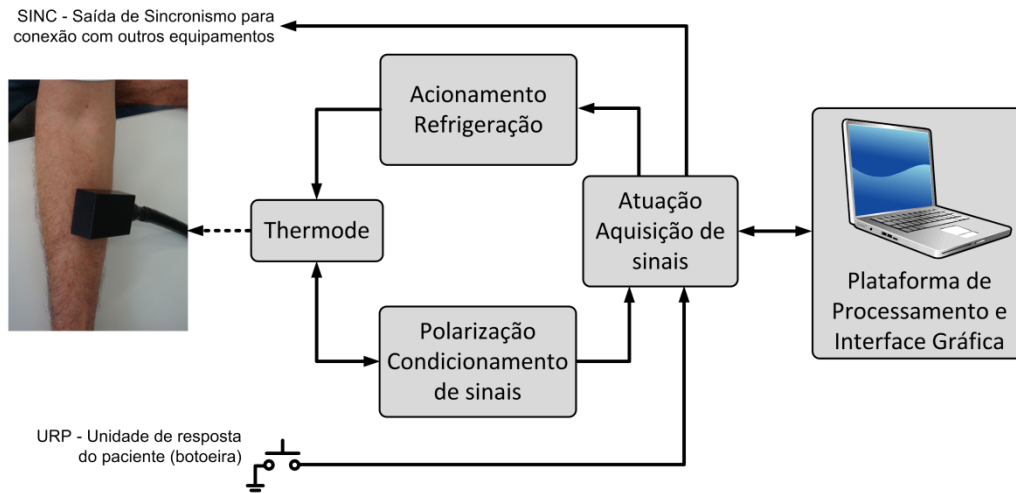


Figura 15: Diagrama em blocos funcionais do Bioestimulador.

Sonda estimuladora térmica (Thermode)

A sonda estimuladora térmica tem como elementos: um módulo de Peltier de 30x30 mm, um trocador de calor, mangueiras e sensores de temperatura.

Polarização e condicionamento de sinais

Etapa composta por circuitos que fornecem a polarização e o condicionamento dos sinais obtidos dos sensores temperatura do *thermode*, do fluido de arrefecimento, dentre outros.

Acionamento e refrigeração

Neste bloco estão os circuitos de potência que promovem o acionamento da placa de Peltier do *thermode*, assim como da placa de Peltier do sistema de refrigeração do fluido de arrefecimento.

À luz da teoria de controle de processos, o Bioestimulador pode ser descrito como um sistema de controle de temperatura dotado de duas malhas. A malha primária promove o controle da temperatura do *thermode* e a malha secundária atua no controle da temperatura do fluido de arrefecimento.

Etapa de atuação e aquisição de sinais

A aquisição de dados (sinais analógicos e digitais) e a atuação ficaram a cargo do sistema de aquisição de dados (DAQ) NI USB-6211 (NATIONAL INSTRUMENTS, 2006) conectado e alimentado via porta USB do notebook.

Plataforma de processamento e interface gráfica

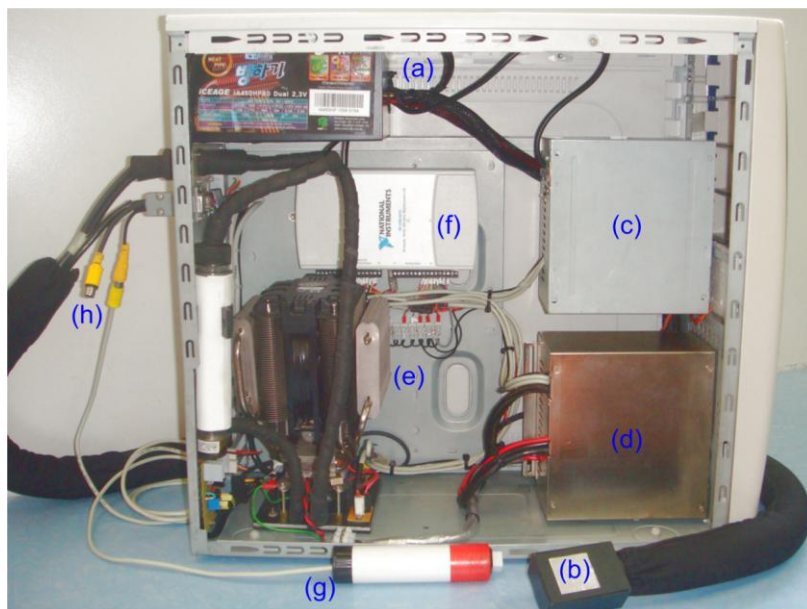
É constituída por um computador portátil (*notebook*) Dell Vostro 1310, com processador Intel® Core™ 2 Duo, 3GB de memória RAM, frequência de *clock* de 2,1GHz; Sistema operacional Windows® Vista 32 bits e o ambiente de instrumentação virtual *LabView*® 8.5 (NATIONAL INSTRUMENTS, 2009). Cuidado especial foi tomando para remover todos os aplicativos, não essenciais, que são executados em segundo plano, no ambiente Windows®. Ainda, permitir apenas a execução do *LabView*® durante a operação do Bioestimulador.

SINC e URP

A saída de sincronismo (SINC) permite a conexão do Bioestimulador com outros equipamentos. Ela pode ser configurada para gerar sinais tanto analógicos como digitais. A unidade de reposta do paciente (URP) permite que o sujeito em teste sinalize um evento como, por exemplo, a percepção de um estímulo.

O *thermode*, os circuitos de: polarização dos sensores de temperatura, de condicionamento de sinais, de acionamento das placas de Peltier e algumas estruturas do sistema de refrigeração do fluido de arrefecimento foram desenvolvidas especificamente para este projeto.

Na Figura 16 é apresentada uma foto do gabinete do Bioestimulador, na qual pode ser observada a localização dos blocos principais descritos acima, exceto o *notebook*. O detalhamento destes blocos é feito nas seções seguintes deste capítulo (de 4.2.2 até 4.2.7) e tomará como referência o diagrama em blocos detalhado do Bioestimulador apresentado na Figura 17.



Legenda:

- | | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------|
| a) Fonte de alimentação; | e) Sistema de arrefecimento; |
| b) Thermode; | f) Sistema de aquisição de dados, digitalização e atuação; |
| c) Circuitos de polarização e condicionamento de sinais dos sensores de temperatura; | g) Unidade de resposta do paciente; |
| d) Circuitos de acionamento dos módulos de Peltier do <i>thermode</i> e do sistema de arrefecimento; | h) Saída de sincronismo. |

Figura 16: Gabinete do Bioestimulador.

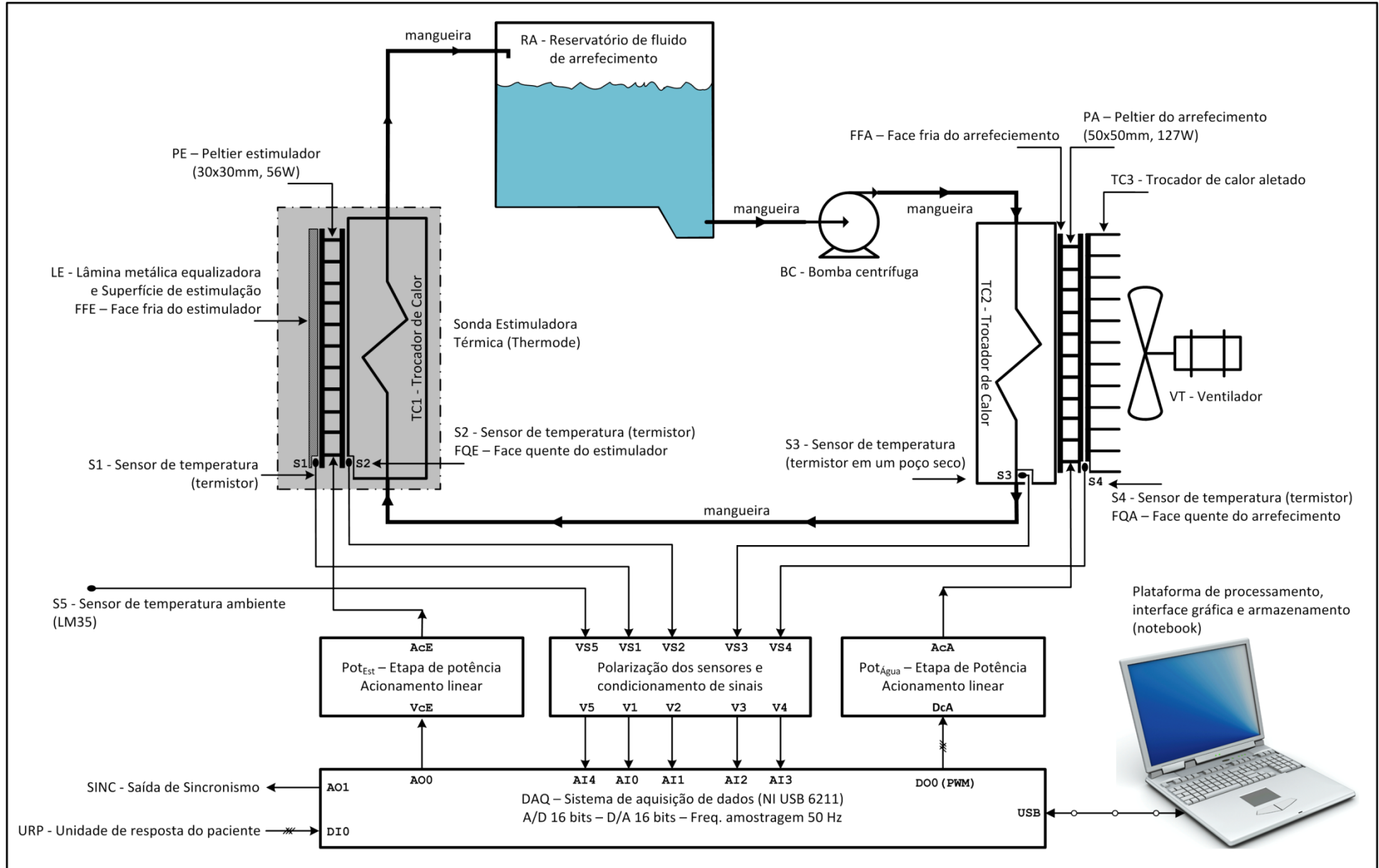


Figura 17: Diagrama em blocos detalhado do Bioestimulador.

4.2.1 A escolha dos sensores de temperatura

O Bioestimulador conta com cinco sensores de temperatura, S1 a S5 (Figura 17). Destes, o sensor S1 apresentou as especificações mais restritivas. Ele está posicionado diretamente sobre a superfície do módulo de Peltier estimulador (PE) e fornece a realimentação para malha primária, que é responsável pelo controle da temperatura do *thermode*. Suas especificações são:

- ☑ Faixa de medida de 0 a 50°C, com resolução igual ou menor que 0,1°C;
- ☑ Constante de tempo térmica menor que 20 ms, que permite responder adequadamente às variações de temperatura;
- ☑ Dimensões reduzidas para não interferir na superfície de estimulação.

Foram avaliados os três tipos mais conhecidos de sensores de temperatura para medição por contato: RTDs, termopares e termistores (veja o Apêndice B, item B.3.5). Os seguintes quesitos foram observados: a sensibilidade, a exatidão, o tamanho e a constante de tempo térmica. O termistor foi o sensor selecionado por apresentar a maior sensibilidade: 3 a 5%/°C (percentual do valor de sua resistência nominal). A constante de tempo térmica, a exatidão e o tamanho atendem às especificações do sensor S1. Quanto à resposta não linear do termistor (aproximadamente exponencial), esta pode ser linearizada, por *software*, com exatidão de até 0,001°C, através da equação de Steinhart-Hart (WEBSTER, 2000).

Os RTDs de platina, apesar de terem resposta praticamente linear e a melhor exatidão, dentre os três, apresentam baixa sensibilidade: 0,39%/°C e são mais volumosos.

Os termopares além de serem os menos exatos, ainda dependem da compensação de temperatura. Apresentam sensibilidade de no máximo 63µV/°C, que resultaria em um sinal de pouco mais de 3 mV (em 50°C), que em alguns casos é da mesma ordem de grandeza que o ruído (elétrico) sobreposto ao sinal.

Os demais sensores, S2 a S4 (Figura 17) não apresentaram as mesmas restrições que o sensor S1, pois as medidas de temperatura nos respectivos pontos não são muito críticas: S2 localizado na face quente do módulo Peltier estimulador (FQE), S3 embutido em um poço seco em TC2 e acoplado termicamente ao fluido de arrefecimento e S4 localizado na face quente do módulo Peltier do arrefecimento (FQA). As especificações obtidas para estes três sensores são:

- ☑ Faixa de medida de 0 a 50°C, com resolução entre 0,5 e 1°C;
- ☑ Constante de tempo térmica da ordem de segundos para S2 e S4, e de minutos para S3;
- ☑ Dimensões inferiores a 3 mm, para que pudessem ser alojados, com facilidade, em pequenas perfurações nos blocos metálicos ou no reservatório do fluido de arrefecimento.

Em função deste conjunto especificações pouco restritivo, poderia ser utilizado qualquer um dos três tipos de sensores pesquisados para atender as especificações de S2 a S4. A opção pe-

lo termistor buscou manter uma padronização dos sensores. O mesmo modelo de termistor foi utilizado para estes três sensores.

A seleção do sensor de temperatura do ambiente ($S5$) se baseou na:

- Faixa de medida de 0 a 50°C, com resolução entre 0,5 e 1°C;
- Constante de tempo térmica de minutos, pois a variação natural da temperatura em um ambiente fechado (uma sala, ou um consultório) ocorre lentamente, demandando minutos;
- Inexistência de restrições quanto as suas dimensões.

Selecionou-se o circuito integrado LM35 (TEXAS INSTRUMENTS, 2013) para este fim, por apresentar precisão e constante de tempo térmica adequadas, além de ser um sensor que já dispõe de linearização interna.

4.2.2 Sonda estimuladora térmica (*Thermode*)

Componentes principais: módulo de Peltier estimulador (PE), sensores de temperatura ($S1$ e $S2$), bloco metálico trocador de calor ($TC1$); mangueiras e conectores hidráulicos, fiação e conectores elétricos.

O módulo de Peltier

A sonda estimuladora térmica (*thermode*) tem como componente principal um módulo de Peltier¹⁰ (Figura 18) que é acionado de forma bipolar, ou seja, pode aquecer ou resfriar a superfície da pele. Uma de suas faces (F_{FE}) promove a estimulação térmica, cuja temperatura é monitorada pelo minúsculo termistor $S1$ (Figura 18a). A informação de temperatura deste sensor fornece a realimentação para a malha (primária) que controla a temperatura de estimulação. A outra face (F_{QE}) está acoplada termicamente ao bloco metálico trocador de calor ($TC1$). Nela há outro sensor (termistor $S2$) que permite verificar a efetividade do arrefecimento.

Durante o acionamento do módulo de Peltier, a face em contato com o trocador de calor (F_{QE}) recebe não só o calor bombeado da superfície de estimulação, como também o calor gerado internamente (efeito Joule) devido à circulação da corrente de polarização do dispositivo (ROWE, 1995). Caso este calor não seja dissipado, poderá ocorrer o sobreaquecimento do dispositivo ao ponto de ocasionar sua queima.

A utilização de um dissipador de calor aletado e um ventilador não pode ser empregada no *thermode*, pois a vibração gerada pelo funcionamento do ventilador pode provocar a estimulação de mecanorreceptores de tato e vibração. Isto é algo que deve ser evitado, pois o que se deseja promover é, dentro do possível, uma estimulação térmica pura. Optou-se pelo uso de um bloco trocador de calor construído em alumínio, percorrido por água destilada com 10% de fluido para ra-

¹⁰ Módulo de Peltier: 30x30 mm; 56,5 W; 6,0 A; 15,4 V.

diador (utilizado em automóveis, que contém etileno glicol). Um par de mangueiras interliga o bloco (TC1) ao gabinete do equipamento, onde é feito o arrefecimento do fluido.

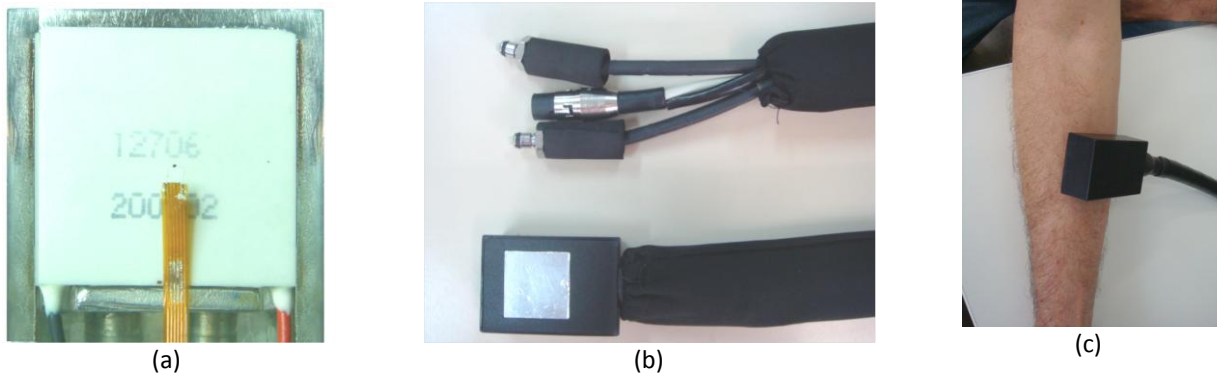


Figura 18: Etapas da montagem do *thermode*:

(a) Peltier estimulador fixado sobre o bloco trocador de calor e um minúsculo termistor (S1); (b) O *thermode* montado, fiação e conector elétrico, o par de conectores hidráulicos e as mangueiras. (c) O *thermode* posicionado sobre o antebraço de um voluntário.

O dimensionamento da capacidade de bombeamento de calor do Peltier PE em 56 W^{11} teve como ponto de partida a informação de que o equipamento *MSA Thermostest, Somedic*, conta com um *thermode* que dispõe de capacidade de bombeamento de calor de 36 W (SOMEDIC, 2010).

A homogeneidade térmica na superfície de estimulação do módulo PE (Figura 19) foi verificada com o auxílio de uma câmera termográfica FLIR i40 (FLIR, 2010). No registro termográfico em cores (Figura 19a.1) é visualmente perceptível um gradiente de temperatura entre o centro e as bordas e nos cantos superiores. A quantificação deste gradiente em aproximadamente $1,6^\circ\text{C}$ foi obtida calculando-se o histograma da área tracejada (Figura 19a.4) de um segundo registro termográfico, gerado com 256 tons de cinza (Figura 19a.3). No intuito de diminuir este gradiente, a superfície de estimulação foi recoberta por uma lâmina metálica (Figura 19b.1), cujo registro térmico colorido é apresentado na Figura 19b.2. A nova superfície apresentou-se termicamente mais homogênea, uma vez que seu histograma apresentou uma variação de temperatura de aproximadamente $1,3^\circ\text{C}$ (Figura 19b.4) e houve diminuição visível no gradiente dos cantos superiores.

¹¹ Este é um valor teórico, pois acontece para a condição em que a temperatura das faces é a mesma ($T_{\text{hot}} - T_{\text{cold}} = 0$). Na prática utiliza-se no máximo 80% deste valor.

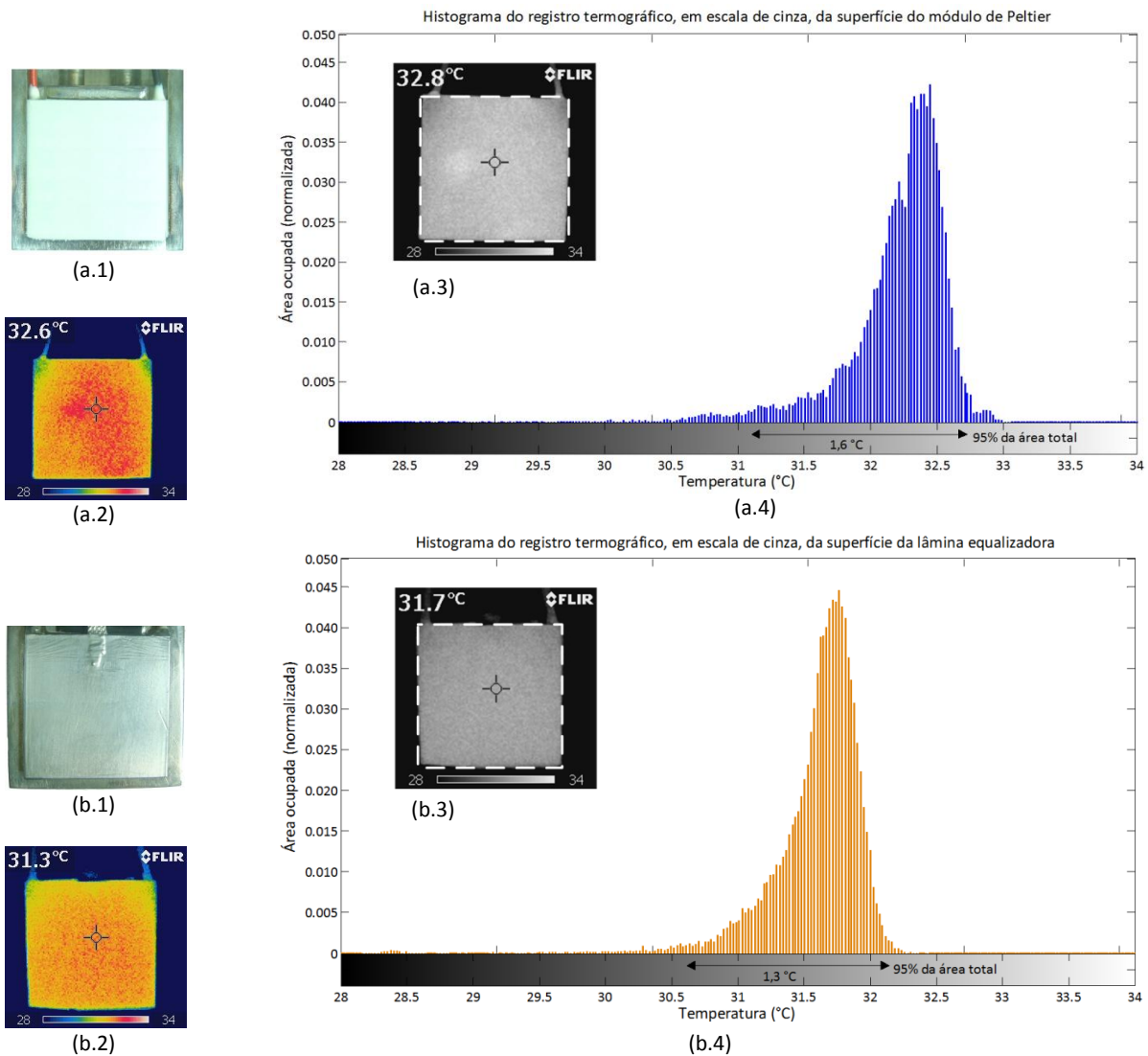


Figura 19: Registros termográficos do *thermode* e histogramas, em duas situações: (a) Com a superfície do módulo de Peltier ao natural e (b) Com a superfície recoberta por uma lâmina de alumínio. Os histogramas foram calculados utilizando a área delimitada pela linha pontilhada do registro termográfico gerado em tons de cinza (256 níveis).

4.2.3 Sistema de arrefecimento

Componentes principais: reservatório do fluido de arrefecimento, eletrobomba, trocador de calor (TC2), sensores de temperatura (S3 e S4), módulo de Peltier do arrefecimento (PA), trocador de calor aletado (TC3), ventilador (VT) e mangueiras. Todos estes componentes estão localizados no gabinete do equipamento.

O arrefecimento do módulo PE é obtido por meio de um sistema em circuito fechado composto por: mangueiras, reservatório, fluido de arrefecimento, eletrobomba, trocador de calor TC2 e, obviamente, pelo trocador de calor do próprio módulo PE (TC1). O resfriamento do fluido é feito por um segundo módulo de Peltier, denominado Peltier do arrefecimento (PA)¹², que tem sua face fria (FFA) acoplada termicamente ao trocador de calor TC2. O calor proveniente do

¹² Módulo de Peltier (PA): 50x50 mm; 127,7 W; 15 A; 15,4V.

thermode somado ao calor gerado no acionamento do próprio módulo PA (efeito Joule) são bombeados para a sua face quente (FQA), que está acoplada ao trocador de calor aletado TC3. Finalmente, o ventilador (VT) promove a retirada deste calor para o ambiente.

O sensor de temperatura S3 fornece a realimentação para a malha (secundária) de controle da temperatura do fluido de arrefecimento, uma vez que está posicionado em um poço seco acoplado termicamente ao fluido. A saída desta malha atua sobre o módulo de Peltier PA através do circuito de acionamento $P\circ\tau_{\text{Água}}$.

4.2.4 Polarização dos sensores e condicionamento de sinais

O termistor S1 (localizado na superfície de estimulação) foi polarizado com uma fonte de corrente constante, comandada por um amplificador operacional. A topologia do circuito atua, também, como filtro anti-aliasing. Os demais termistores (S2 a S4) foram polarizados em tensão. Os sinais provenientes destes três sensores passaram por filtros passa-baixa passivos de primeira ordem com frequência de corte de 20 Hz. A linearização da resposta dos quatro termistores foi obtida aplicando-se a equação de Steinhart-Hart (WEBSTER, 2000) utilizando-se de uma função do Labview®. O sinal de saída do sensor S5 (circuito integrado LM35) recebeu o mesmo tipo de filtragem que os termistores, mas não necessitou de linearização, pois o sinal de saída deste circuito integrado já é linearizado.

4.2.5 Acionamento dos módulos de Peltier

O acionamento do *thermode* é realizado por meio de uma fonte de corrente constante bipolar linear ($P\circ\tau_{\text{Est}}$), controlada por tensão, que promove a variação da intensidade e do sentido da corrente elétrica que percorre o módulo de Peltier. A escolha do acionamento linear, que apresenta eficiência energética baixa (em torno de 40% a 50%) foi feita em função de sua baixa geração interferência eletromagnética, item de extrema importância na instrumentação biomédica. A corrente foi limitada em 80% do valor máximo especificado para o módulo de Peltier, devido ao fato de o acionamento com valores superiores a este implicar em redução do desempenho, ocasionado pelo aumento quadrático do calor gerado no módulo.

O controle da temperatura do fluido de arrefecimento (malha secundária) não é crítico para o funcionamento do equipamento. Variações de um ou dois graus centígrados não produzem variação mensurável na malha primária. Isto permite simplificar o acionamento do módulo PA, utilizando uma fonte de tensão variável monopolar, ou seja, a corrente circula apenas na direção que promove o resfriamento ($P\circ\tau_{\text{Água}}$).

A construção de uma fonte de tensão linear variável para o acionamento deste módulo, em nível que promovam a circulação de aproximadamente 80% de sua corrente máxima (pouco menos de 200 W) seria inviável, pois geraria uma quantidade de calor difícil de ser dissipada sem o

auxílio de ventilação forçada (intensa e ruidosa). A solução adotada foi construir um conversor DC/DC chaveado, comandado por um sinal PWM.

4.2.6 Aquisição de sinais e atuação

Além de promover a aquisição de dados (conversão A/D em 16 bits), a placa NI USB-6211 também cumpre a função de atuação (conversão D/A em 16 bits). Ela está conectada ao computador via cabo USB e é comandada pelo *LabView*[®]. Tanto a aquisição quanto a atuação são feitas a uma taxa de 50 amostras por segundo ($F_{\text{amostras}} = 50 \text{ Hz}$), o que corresponde a um período de amostragem T_{amostras} igual a 20ms.

Aquisição

Foram utilizadas cinco de suas entradas analógicas (AIO a AI4), uma para cada sensor de temperatura (S1 a S5) e uma entrada digital (DIO) para o sinal proveniente da unidade de resposta do paciente (URP).

Atuação

A saída linear da malha de controle primária (pino A00) está ligada ao circuito de acionamento do módulo PE ($P_{\text{ot}_{\text{Est}}}$) e a saída analógica A01 gera o sinal de sincronismo para a conexão com outros equipamentos. A geração do sinal de sincronismo pode ser configurada via *software* no *Labview*[®].

A saída da malha de controle secundária (pino D00) gera um sinal digital de 40 kHz dotado de modulação por largura de pulso (PWM, veja item B.1.2) que controla o conversor DC/DC do circuito de acionamento do módulo PA ($P_{\text{ot}_{\text{Água}}}$).

4.2.7 Plataforma de processamento e interface gráfica

Um computador pessoal portátil (*notebook*) executando do ambiente de instrumentação virtual *LabView*[®] desempenha as funções de: interface com o usuário, interface gráfica, armazenamento dos dados coletados e execução do algoritmo de controle PID das duas malhas de temperatura.

4.3 Desenvolvimento de instrumentos virtuais

O *software* de gerenciamento do Bioestimulador foi desenvolvido para que o equipamento possa contar com duas funcionalidades:

- Estimulação térmica com formas de onda variadas: A estimulação térmica com formas de onda variadas é uma funcionalidade deste equipamento que, até o momento, não se tem conhecimento de que seja encontrada em outro equipamento similar.

- ☑ Quantificação dos limiares térmicos por um dos métodos conhecidos (veja o item 2.5).

Neste sentido, foram desenvolvidos dois instrumentos virtuais (VIs):

- ☑ VI Estimulador térmico versátil: promove a estimulação com temperatura constante ou variando de acordo com três tipos diferentes de formas de onda: senoidal, triangular e trapezoidal (Figura 20);
- ☑ VI do Método dos Limites: desenvolvido para permitir a determinação dos limiares térmicos utilizando o método homônimo (veja o item 2.6.1).



Figura 20: Estimulação com as formas de onda senoidal, triangular e trapezoidal, respectivamente.

4.3.1 VI Estimulador térmico versátil

A interface gráfica (ou painel)

O painel deste VI (Figura 21) está contido em uma única tela e pode ser subdividido em quatro campos: (a) controles principais; (b) um conjunto de cinco abas: *thermode*, formas de onda, arrefecimento, armazenamento e configuração; (c) plotar/salvar e (d) gráfico das formas de onda, que serão descritos a seguir.

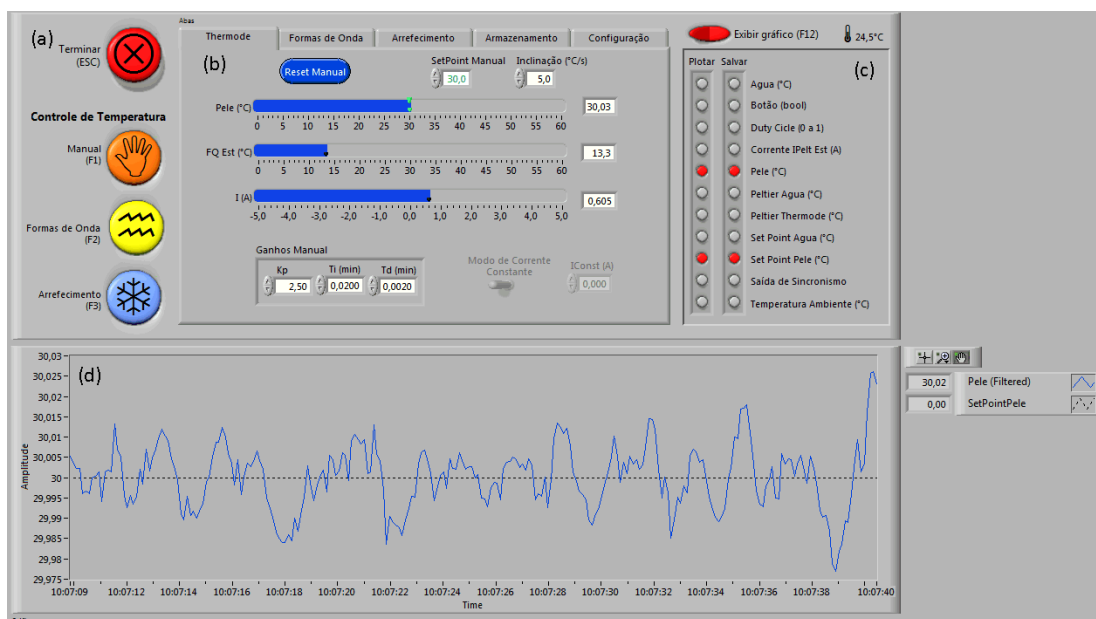


Figura 21: Painel do VI Estimulador térmico versátil.

(a) controles principais, (b) ajustes, (c) plotar/salvar e (d) gráfico das formas de onda.

4.3.1.1 Campo dos controles principais

O botão *Terminar* ☒ desliga as duas malhas de controle de temperatura e finaliza a execução do VI. Os botões *Manual* 🖐 e *Formas de onda* 🌊 têm comportamento intertravado. A ativação de um produz a desativação do outro. O primeiro habilita o modo de temperatura constante e o segundo ativa o modo de estimulação com formas de onda variadas. O botão *Arrefecimento* ❄ ativa a malha de controle da temperatura do fluido de arrefecimento.

4.3.1.2 Aba *Thermode*

Nesta aba estão todos os controles e indicadores associados à sonda estimuladora térmica (Figura 22).

O controle *SetPoint Manual* permite ajustar o valor da temperatura de estimulação no modo *Manual*. Não há limite de tempo para a manutenção da temperatura neste valor. Toda transição de temperatura é feita em rampa com a taxa definida pelo controle *Inclinação*.

O indicador *FQEst* apresenta a temperatura na face quente do estimulador (leitura proveniente do sensor S2) e permite avaliar a efetividade do arrefecimento do módulo PE. A saída linear da malha de controle primária (pino A00) fornece um sinal de tensão proporcional ao apresentado pelo indicador *I (A)*, que atua como referência para a fonte de corrente constante que polariza o módulo PE ($P_{ot_{Est}}$).

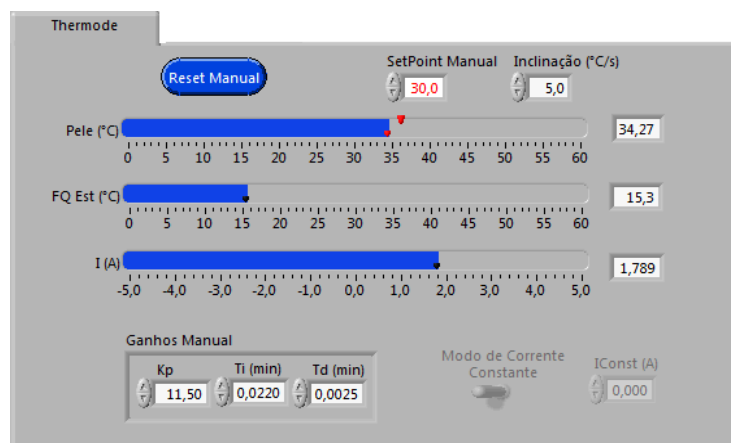


Figura 22: Aba *thermode* do campo de ajustes.

O controlador PID da malha de estimulação pode ser reinicializado pelo botão *Reset Manual* e os seus ganhos podem ser ajustados pelos controles do campo *Ganhos Manual*.

A chave *Modo de Corrente Constante* só é ativada quando nenhum dos modos de estimulação está ativo (*Manual* ou *Formas de Onda*). Ela permite ajustar diretamente a corrente de polarização do módulo PE através do controle *ICosnt*. Esta função pode ser utilizada para fazer o levantamento da curva característica *Corrente x Temperatura* do *thermode*, em malha aberta, viabilizando a obtenção de parâmetros como tempo morto e constante de tempo, dentre outros.

4.3.1.3 Aba Formas de Onda

Nesta aba encontram-se os controles e indicadores associados à estimulação térmica como formas de onda variadas (Figura 23). Ao clicar nesta aba, abrem-se abaixo duas novas abas: Seleção de Formas de Onda e Sintonia do Controlador.

Na aba Seleção de Formas de Onda pode-se selecionar o tipo de forma de onda dentre: senoidal, triangular e trapezoidal, assim como frequência, amplitude, número de pulsos, inclinação, temperatura basal, intervalo interestímulo, dentro outros.

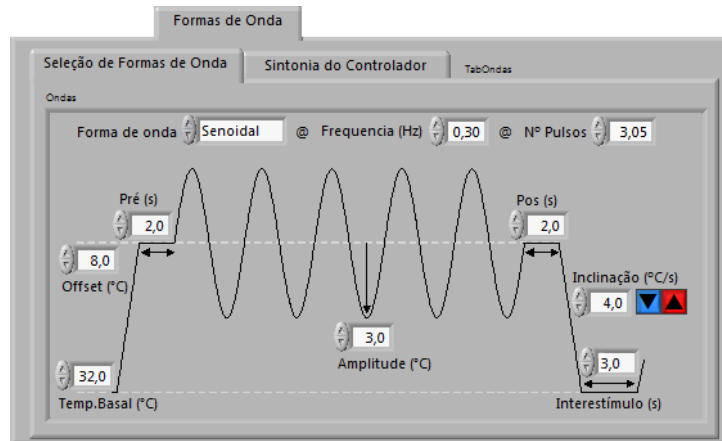


Figura 23: Aba de seleção das formas de onda.

Cada período de estimulação é composto por seis segmentos:

- Temperatura basal: Corresponde ao período interestímulo. A temperatura e a duração podem ser ajustadas.
- Subida e descida: São segmentos em que ocorre a variação linear da temperatura partindo do valor basal e alcançando o valor de referência para a oscilação da onda (subida), ou o oposto para a descida. A taxa de variação da temperatura pode ser ajustada entre 0,01 a 7,0°C/s;
- Pré e Pós: Nestes segmentos a temperatura mantém-se no valor de referência. Foram adicionados para permitir a estabilização da temperatura antes do período de estimulação com a forma de onda selecionada. A duração destes segmentos pode ser ajustada;
- Estímulo: Segmento no qual ocorrerá a estimulação com a forma de onda selecionada. A amplitude e a frequência podem ser ajustadas nos valores máximos de 10°C e 1 Hz, respectivamente. Mas, quanto maior é a frequência selecionada, menor a amplitude que a temperatura consegue atingir, pois a inércia térmica do *thermode* atua como um filtro passa-baixas.

Na aba Sintonia do Controlador são ajustados os ganhos do controlador PID para cada um dos seis segmentos que compõe um ciclo de estimulação (Figura 24).



Figura 24: Aba para a sintonia do controlador PID do VI Estimulador térmico versátil.

4.3.1.4 Aba Arrefecimento

Nesta aba encontram-se todos os controles e indicadores associados à malha de controle da temperatura do fluido de arrefecimento (Figura 25).

A temperatura do fluido de arrefecimento é definida ajustando-se o valor de referência (*set-point*) do controlador PID através do controle localizado à direita do indicador Água. Os ganhos do controlador são ajustados no campo Ganhos Arrefecimento e o mesmo pode ser reinicializado atuando-se no botão Reset.

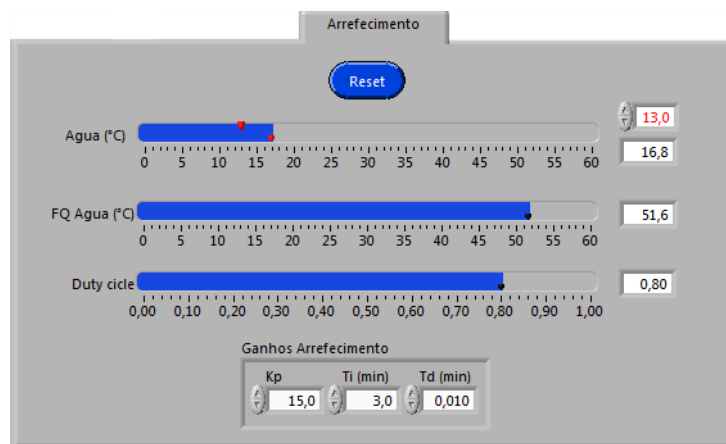




Figura 25: Aba arrefecimento.

4.3.1.5 Aba Armazenamento

Na aba armazenamento é possível iniciar ou parar o processo de gravação em arquivo das variáveis selecionadas no campo Plotar/Salvar (veja o item 4.3.1.7) através do botão Gravar no arquivo (Figura 26). O tempo de gravação pode ser acompanhado no mostrador à direita deste campo. As leituras das variáveis selecionadas são, inicialmente, armazenadas na memória (RAM) do computador durante um intervalo de tempo configurável (campo Configuração, veja o item 4.3.1.6). Ao final deste intervalo elas são gravadas, automaticamente em arquivo,

na unidade de armazenamento selecionada (disco rígido, *pen drive*, etc.), permitindo assim registrar coletas de longa duração. A limitação para o tempo de registro é função apenas do espaço disponível na unidade de armazenamento. O arquivo com os dados é gravado no formato “tdms”, proprietário da *National Instruments*, mas pode ser convertido em outros formatos utilizando aplicativos fornecidos pela própria *National Instruments*.

O botão Salvar Contexto no arquivo  permite salvar, no arquivo especificado, todas as configurações ajustadas no Bioestimulador, sejam para o modo de estimulação Manual ou para o modo Gerador de Formas de Onda. Desta forma, é possível estabelecer e recuperar os ajustes para cada situação de estimulação, já que estes parâmetros podem ser recuperados utilizando o botão Carregar Contexto do arquivo .

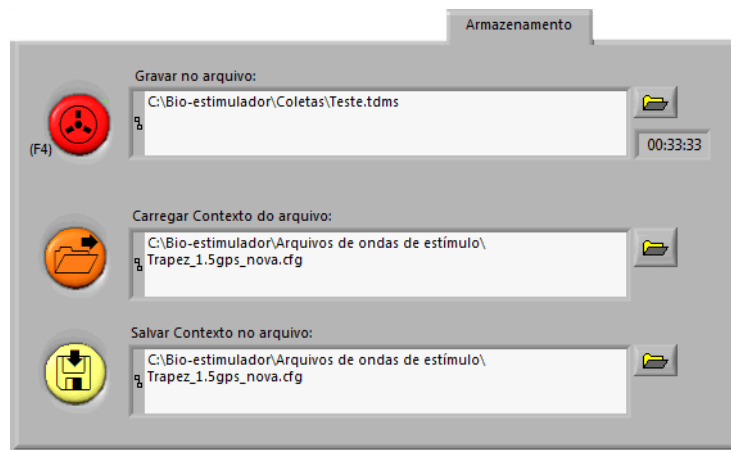


Figura 26: Aba armazenamento.

4.3.1.6 Aba Configuração

Nesta aba são definidas várias configurações do Bioestimulador (Figura 27). O Controle Freq. de amostragem do DAQ p/ sensores e PID define as frequências de amostragem para a aquisição dos sinais analógicos (sensores) e para às entradas digitais (entrada do botão URP), assim como para a atuação na malha de controle do estimulador (F_{amos} , veja a Figura 27). O controle Freq. de amostragem PID da água define, em separado, a frequência de amostragem da malha do fluido de arrefecimento ($F_{\text{água}}$), pois sendo uma malha lenta, com constante de tempo da ordem de minutos, não há necessidade de se trabalhar com uma frequência de amostragem da ordem da (F_{amos}). Na prática, este controle permite ajustar ($F_{\text{água}}$) para um submúltiplo de (F_{amos}).

O sistema de aquisição de dados (DAQ), utilizado neste projeto, conta com uma memória de armazenamento temporário (*buffer*). Isto permite que os dados provenientes da digitalização de suas entradas analógicas possam ser enviados ao computador, não um a um, mas em pacotes. O controle N° de amostras do DAQ em cada pacote permite ajustar quantas leituras (nL) serão enviadas em cada um destes pacotes (veja a Figura 27). Esta funcionalidade foi, então, utilizada para promover a superamostragem, dos sinais digitalizados. A técnica da superamostra-

gem é um dos recursos que se pode utilizar para melhorar a qualidade de um sinal digitalizado, e consiste em amostrar um sinal a uma frequência superior à exigida pelo teorema de Nyquist. (AKAY, 2006). Na prática, o que se fez foi definir a frequência de amostragem real do DAQ como o produto ($F_{\text{amos}} \times nL$) e, em seguida, fez-se a média aritméticas destas amostras, que então foram processadas.

Os controles Freq. de atualização dos indicadores e Freq. de atualização do gráfico permitem ajustar a taxa de atualização dos indicadores e dos gráficos, na tela do computador. A atualização do painel do VI (interface gráfica) demanda certo tempo de processamento, e quanto maior a área da tela a ser atualizada (ou modificada), maior é o tempo gasto. Sendo assim, quanto menor for a taxa de atualização da interface gráfica, menos tempo de processamento será utilizado para esta tarefa, e mais tempo sobrá para as tarefas essenciais de processamento dos sinais, atuação e armazenamento de informações.

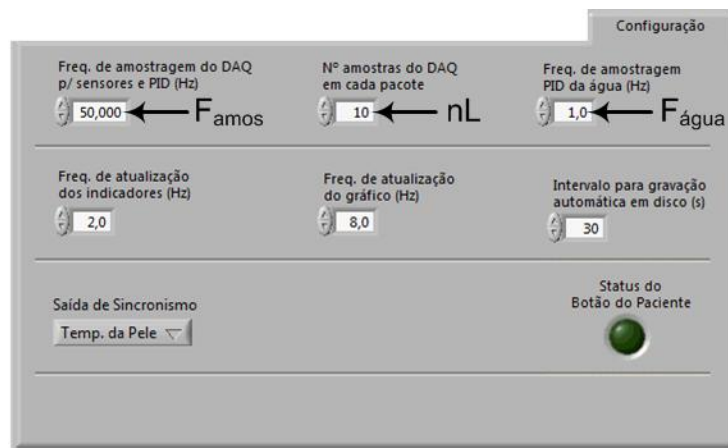





Figura 27: Aba de configuração.

O intervalo de gravação automática das variáveis selecionadas deve ser ajustado de forma a permitir o salvamento dos dados antes que a memória seja completamente preenchida, com no caso de coletas muito prolongadas.

A saída de sincronismo do Bioestimulador fornece um sinal de tensão que permite a seleção de três opções:

- Temp. da Pele: a saída reproduz uma amostra do sinal obtido da leitura do sensor localizado na superfície de estimulação (sensor S1);
- SetPoint pele: a saída reproduz uma amostra do sinal de referência (*set-point*) da malha de controle da temperatura do estimulador (malha primária);
- Digital: a saída gera apenas dois níveis distintos de tensão. Zero volts se não há estimulação e cinco volts durante a estimulação.
- O indicador binário Status do botão do Paciente (URP) é ativado sempre que o paciente pressiona o botão.

4.3.1.7 Campo Plotar e Salvar

A chave `Exibir gráfico`  localizada na parte superior deste campo (Figura 28) permite selecionar se o `Gráfico` vai ser exibido ou não. Ao lado, o indicador  exibe a temperatura ambiente. Abaixo é possível selecionar, separadamente, qual variável do processo que se deseja visualizar no gráfico (coluna `Plotar`) e qual se deseja `Salvar` em arquivo (as variáveis selecionadas só serão efetivamente salvas se o botão `Gravar no arquivo`  estiver ativado, veja o item 4.3.1.5). As variáveis disponíveis são:

- `Água (°C)`: temperatura do fluido de arrefecimento;
- `Botão (bool)`: estado lógico do botão do usuário;
- `Duty Cicle (0 a 1)`: razão cíclica do sinal PWM que atua como referência para a etapa de potência do módulo PA (PotAgua);
- `Corrente IPelt Est (A)`: valor da corrente de polarização do módulo de Peltier estimulador;
- `Pele (°C)`: sinal obtido da leitura do sensor localizado na superfície de estimulação (sensor S1);
- `FQ Água (°C)`: temperatura da face quente do módulo PA;
- `FQ Estimulador (°C)`: temperatura da face quente do módulo PE;
- `Set Point Água (°C)`: valor de referência para a malha de controle de temperatura do fluido de arrefecimento;
- `Set Point Pele (°C)`: valor de referência para a malha de controle de temperatura de estimulação;
- `Saída de Sincronismo`: o sinal que está sendo gerado na saída de sincronismo;
- `Temperatura Ambiente (°C)`: o valor da temperatura ambiente, fornecido pelo sensor S5.



Figura 28: Campo Plotar/Salvar.

4.3.1.8 Campo do Gráfico das formas de onda

Este campo exibe o intervalo de tempo correspondente ao último minuto das formas de onda das variáveis do processo selecionadas no campo `Plotar/Salvar`. O eixo das ordenadas do gráfico pode ser configurado para escala fixa ou para escalamento automático. Do lado direito é apresentado um indicador digital com os valores instantâneos de cada uma das curvas exibidas e a legenda (Figura 29).

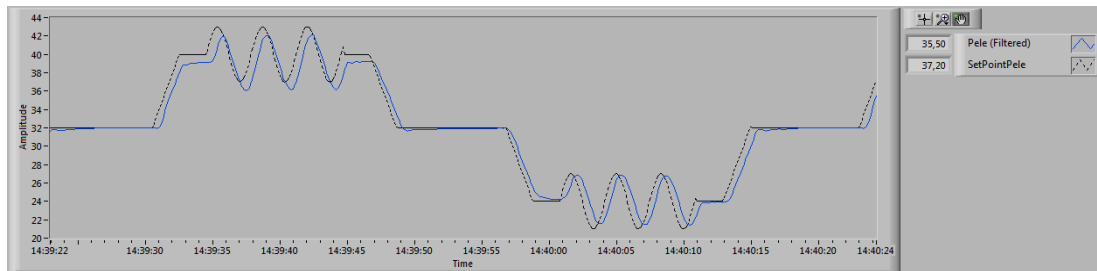


Figura 29: Campo do Gráfico das formas de onda.

4.3.2 VI do Método dos Limites

Este VI foi desenvolvido para viabilizar a aplicação do teste de determinação dos limiares térmicos utilizando o Método dos Limites.

O VI gera automaticamente um relatório com a identificação do paciente e a discriminação dos limiares, assim como grava em arquivo os dados da temperatura de estimulação e do estado da unidade de resposta do paciente (URP), assim como de outras variáveis do processo, durante toda a coleta. As configurações disponíveis são:

- Pode-se selecionar o número de estímulos de um a dez;
- Pode-se ajustar o valor da temperatura basal na faixa de 30 a 35°C e da temperatura máxima do estímulo para qualquer valor da faixa de trabalho do Bioestimulador: 0 a 50°C. Para promover um estímulo de aquecimento, o valor da temperatura máxima deve ser maior que o valor da temperatura basal. O contrário para promover um estímulo de resfriamento;
- A taxa de aumento do estímulo pode ser selecionada entre 0,01°C/s e 7°C/s. Podem-se ajustar separadamente as taxas do aumento do estímulo e do retorno ao valor basal;
- O intervalo entre cada estímulo é aleatório e pode ser ajustado;

A implementação deste VI é composta pelas rotinas do controlador de temperatura (as mesmas do VI do Estimulador térmico versátil), pela interface gráfica desenvolvida especificamente para atender a este método e pela URP que é utilizada para que o paciente sinalize a percepção do estímulo.

A interface gráfica é composta por três abas, situadas à esquerda da tela: Painel de Coleta, Dados do Paciente, Configurações Gerais e pelo gráfico que exibe a temperatura do *thermode*, à direita (Figura 30).

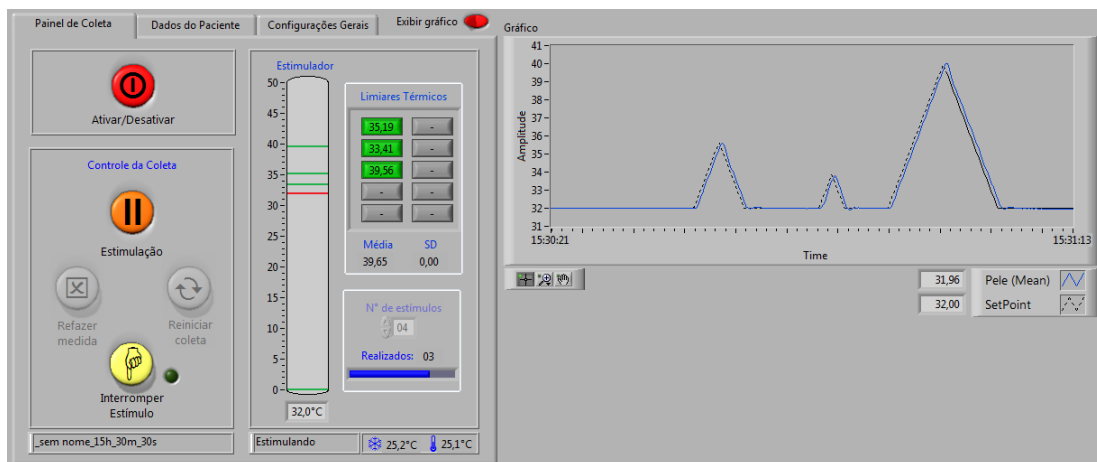


Figura 30: Painel do VI do Método dos Limites, durante a aplicação de um teste.

4.3.2.1 Aba do Painel de Coleta

O botão *Ativar/Desativar* (⏻) ativa as malhas de controle de temperatura do *thermode* e do arrefecimento. Um novo pressionar deste botão finaliza a execução do VI (Figura 30). Após a ativação, o aplicador deve selecionar a aba *Dados do Paciente* para identificar o paciente, sua idade e o local em que está sendo aplicado o estímulo (sugere-se ler o item 4.3.2.2 antes de seguir a leitura).

Para iniciar uma coleta é necessário pressionar o botão *Estimulação* (▶). A imagem do botão muda para (⏸), indicando que um novo pressionar permite fazer uma pausa na coleta em curso. A gravação do arquivo com os dados da coleta e a geração do arquivo de relatório é automática. O nome de cada arquivo corresponde ao nome completo do paciente concatenado com as horas, os minutos e os segundos do instante do início da coleta (veja a caixa de texto na parte inferior esquerda da Figura 30). O arquivo de dados é gravado no formato “tdms”. O arquivo de relatório é gravado no formato texto e tem a extensão “col” (Figura 31).


O botão *Interromper Estímulo* (⏹) tem a mesma função que a URP, e pode ser utilizado para o aplicador interromper a aplicação do estímulo, caso julgue necessário. O indicador binário localizado ao lado direito do botão (⏹) é ativado sempre que o paciente pressiona a URP.

Pode-se selecionar o número de estímulos de um a dez. O intervalo entre cada estímulo é sorteado aleatoriamente de um intervalo de tempo configurável (veja o item 4.3.2.3).

Durante a coleta, pode-se acompanhar a variação da temperatura de estimulação pelo:

- Indicador linear (0 a 50°C):** O indicador funciona de forma similar aos antigos galvanômetros. Ao contrário de um ponteiro, apresenta uma linha horizontal (vermelha) que indica a temperatura instantânea da estimulação. Durante a aplicação de um estímulo, no momento em que o paciente pressiona a URP, registra-se o valor da tem-

peratura de estimulação (ou mais especificamente, registra-se um limiar). Estes limiares são exibidos na forma de linhas verdes, e permanecem até que uma nova coleta seja iniciada. Este tipo de representação agrupada permite observar a dispersão dos limiares.

- Pelo indicador numérico que indica o valor instantâneo da temperatura;
- E pelo gráfico, desde que a chave **Exibir gráfico** , situada na parte superior do painel, esteja ativada.

```

===== Dados do paciente =====
Nome: _sem nome
Sexo: Masculino
Data de nascimento: 05/03/2010
Idade: 2
Instituição:
Exame nº

Observações: xx xx xx xx

===== Resumo da coleta =====
Coleta em: 11/07/2012 às 15:30:30
Duração do teste: 0min 54s

Tipo de teste: Limiar de percepção
Área de estimulação: Cutâneo Medial

Temperaturas:
- Ambiente: 25,14°C
- Base: 32,00°C
- Final: 40,02°C

Taxa: 1,5°C/s
Nº de estímulos: 4
Intervalo interestímulo: 4 a 10 s


Limiares:
39,74  39,56  33,41  35,19


Limiar médio: 36,98°C
Desvio padrão: 3,18°C

===== Dados da coleta =====
Tempo   Pele   SetPoint

```

Figura 31: Amostra do relatório gerado pelo VI do Método dos Limites.

Os **Limiares Térmicos** (Figura 30) são exibidos numericamente no campo homônimo. Ao final de uma coleta são atualizados os campos: **Média** e **SD** (desvio padrão). Caso tenha havido algum intercorrência durante a aplicação de um ou mais estímulos que implique(m) no comprometido da validade do registro, pode-se repetir apenas aquele(s) estímulo(s). Para tal basta clicar no indicador numérico correspondente. O indicador mudará para a cor vermelha e a indicação numérica será substituída por “x”. Para refazer a coleta dos novos limiares, basta clicar no botão **Refazer medida** .

O botão **Reiniciar coleta**  permite executar uma nova coleta (completa) para o mesmo paciente.

Sempre que uma nova coleta é iniciada, ou reiniciada, ou ainda, quando se refaz alguma medida, um novo arquivo de dados e um novo relatório são gravados, mantendo o nome do paciente, mas com a informação de horário atualizada.

Os indicadores ☼ e 🌡 apresentam os valores de temperatura do fluido de arrefecimento e da temperatura ambiente, respectivamente.

4.3.2.2 Aba dos Dados do Paciente

Esta aba deve ser a primeira que o aplicador do teste deve acessar (Figura 32).

Dados do Paciente

Idade: 02 anos

Exame n°: 1001

Nome:

Sexo: Data de nascimento:

Instituição:

Observações:

Tipo de teste:

Área de estimulação:

- [-] Antebraço
 - [-] Esquerdo
 - Cutâneo Medial
 - Cutâneo Lateral
 - [-] Direito
 - Cutâneo Medial
 - Cutâneo Lateral

Figura 32: Aba dos Dados do paciente.

Nela são preenchidos os campos com os dados de identificação do paciente e do local em que o estímulo será aplicado. O nome do paciente e a informação das horas, minutos e segundos do início da coleta comporão os nomes dos arquivos de dados e de relatório, gerados por este VI.

4.3.2.3 Aba das Configurações Gerais

Ao selecionar esta aba, são apresentadas três novas abas: Estímulo, arrefecimento e registro, que serão descritas a seguir.

Aba Estímulo

Nesta aba (Figura 33) são ajustados todos os parâmetros relativos à geração do estímulo:

Após a ativação deste VI, até que a coleta seja iniciada ou nos intervalos interestímulo, a temperatura na superfície do estimulador é mantida constante no valor ajustado no controle Temperatura Basal (veja o item 2.3).

O campo Ganho do controle PID permite ajustar os parâmetros do controlador da malha primária (veja o item 4.3.1.2) assim como sua frequência de amostragem (veja o item 4.3.1.6).

No intuito de diminuir a possibilidade de adaptação ao teste por parte do paciente, o Intervalo interestímulo é aleatório. Os valores são sorteados dentro da faixa especificada pelo par de controles (min. e max.) do campo homônimo.

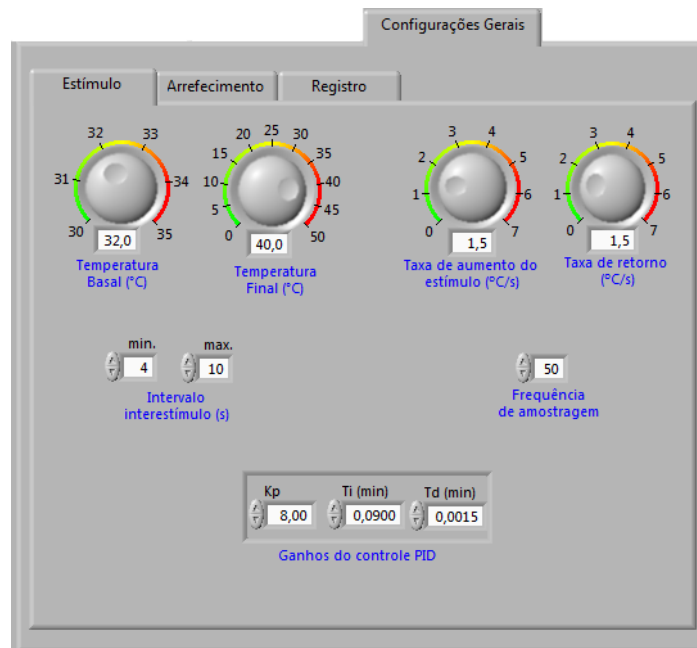


Figura 33: Aba das Configurações gerais - aba interna estímulo selecionada.

O controle *Temperatura Final* permite definir o valor (máximo ou mínimo) que a temperatura irá atingir durante a aplicação de um estímulo. Ao se ajustar um valor superior ao basal, promover-se-á o aquecimento e assim é possível determinar os limiares de sensibilidade ao calor ou dor ao calor. Para valores inferiores ao basal, determinam-se os limiares de frio ou dor ao frio.

Durante a aplicação de um estímulo a temperatura varia de forma linear (ou em rampa), partindo do valor basal e, se o paciente não acionar a URP, ela atingirá o valor especificado pelo controle *Temperatura final*. A taxa desta variação pode ser ajustada pelo controle *Taxa de aumento do estímulo*. O retorno da temperatura ao valor basal seja pelo alcance da *Temperatura final* ou pelo pressionar da URP, também ocorre de forma linear e sua taxa (*Taxa de retorno*) pode ser diferente daquela utilizada na aplicação do estímulo. Os limites para o ajuste destas duas taxas são: 0,01 a 7°C/s.

Aba Arrefecimento

Esta aba é uma versão simplificada daquela apresentada no item 4.3.1.4 (Figura 34).

Aba Registro

Nesta aba pode-se selecionar o local de salvamento dos arquivos gerados: dados e relatório. Podem-se selecionar cinco das seis variáveis disponíveis para serem gravadas no arquivo de dados, já que o estado da URP é sempre gravado (Figura 35).

O salvamento automático dos dados é feito da mesma forma que no VI do Estimulador Versátil (veja o item 4.3.1.6).

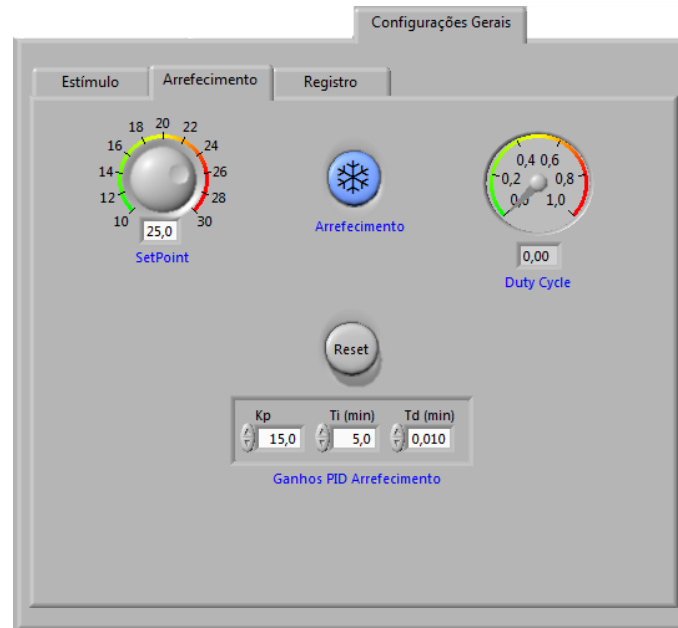


Figura 34: Aba das Configurações gerais - aba interna arrefecimento selecionada.

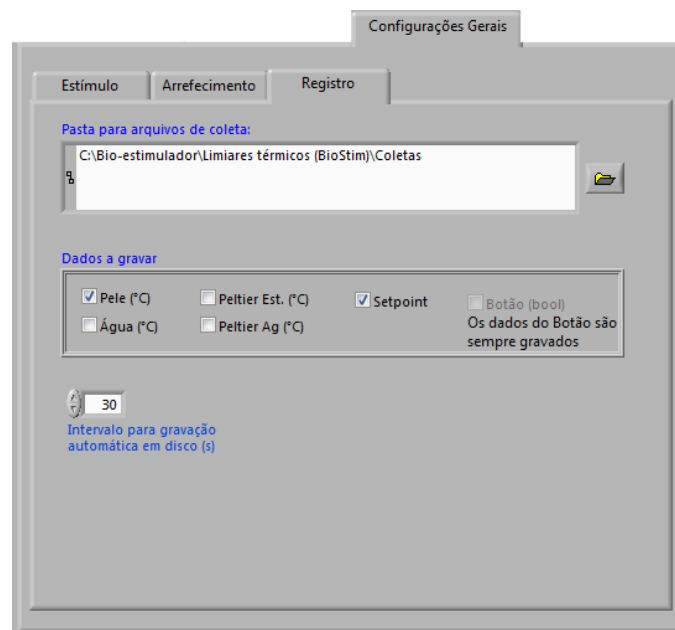


Figura 35: Aba das Configurações gerais - aba interna registro selecionada.

4.4 Testes e avaliações

4.4.1 A malha primária

4.4.1.1 A estimulação térmica com temperatura constante

Uma forma de avaliar o funcionamento da malha que efetua o controle da temperatura do *thermode* consiste em determinar a sua resposta em duas condições: em regime transitório e em regime permanente (OGATA, 2007). Isto é conseguido aplicando-se um degrau unitário à entrada do controlador e observando o resultado na sua saída, até a sua estabilização.

A principal diretiva para o ajuste do controlador foi minimizar o *overshoot* (e o *undershoot*) para valores iguais ou menores que $0,1^{\circ}\text{C}$.

Os ajustes do controlador de temperatura foram feitos de forma a colocar o sistema com comportamento subamortecido: apresenta transição mais rápida, mas com alguma oscilação na resposta. O resultado pode ser visto na Figura 36. O sistema foi submetido a uma série de degraus de temperatura, ajustados manualmente, com temperatura inicial de 30°C (veja as curvas pontilhadas, na Figura 36).

A taxa de variação da temperatura, para estímulos de aquecimento superou os $9,0^{\circ}\text{C/s}$, para degraus de 10 e 20°C . Para o resfriamento, esta taxa diminuiu com o aumento do degrau: $6,7^{\circ}\text{C/s}$ para um degrau de 10°C , $3,8^{\circ}\text{C/s}$ para degrau de 20°C e $0,8^{\circ}\text{C/s}$ para o degrau de 30°C . Excetuando-se o último caso, as demais taxas de variação ultrapassaram a especificação inicial (1°C/s).

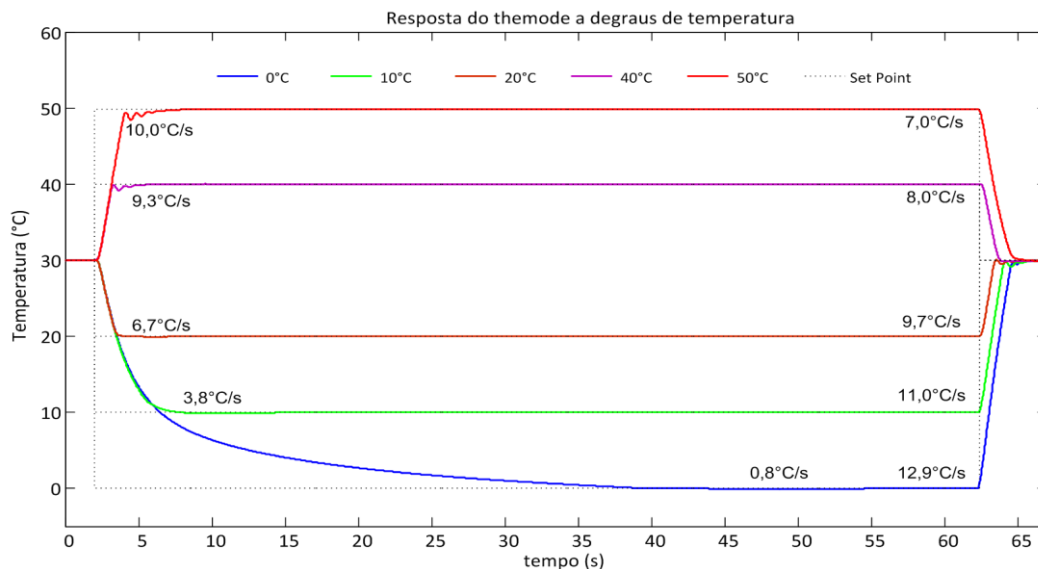


Figura 36: Resposta do estimulador térmico a degraus de temperatura.

A Figura 37 apresenta a resposta do *thermode*, em regime permanente, para as temperaturas que vão de 0°C até 50°C . A oscilação térmica obtida ficou menor que $0,01^{\circ}\text{C}$ para as temperaturas de 0°C , 10°C e 20°C e menor que $0,02^{\circ}\text{C}$ para as temperaturas de 30°C , 40°C e 50°C . Estes valores superaram a especificação inicial de $0,1^{\circ}\text{C}$. Estas medições foram repetidas por cinco vezes, sendo que em todas elas o comportamento foi similar.

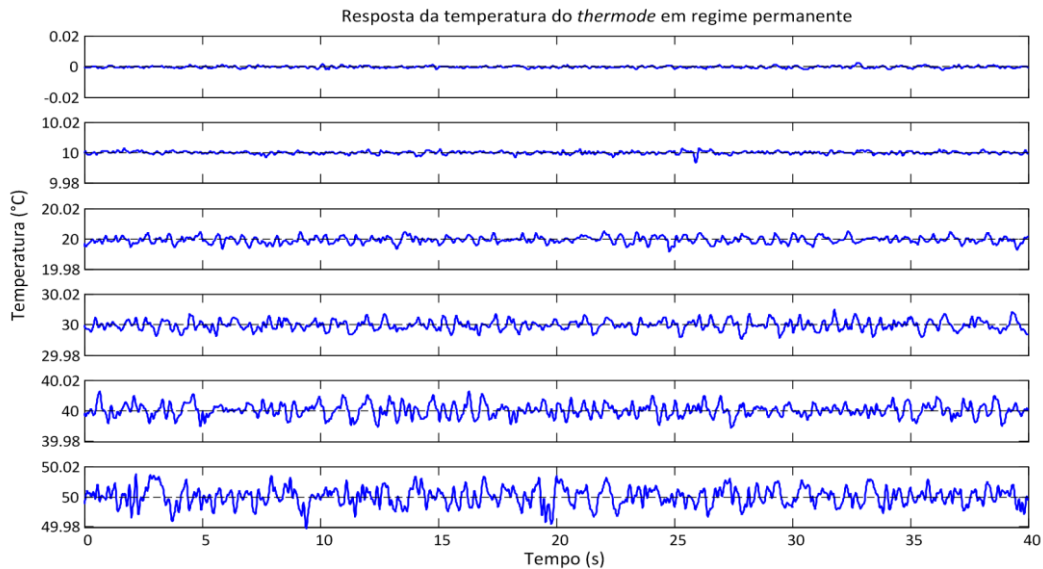


Figura 37: Resposta do estimulador térmico em regime permanente.

4.4.1.2 A estimulação térmica com formas de ondas variadas

Qualidade das formas de onda

Para avaliar a fidelidade das formas de onda sintetizadas, foram feitos testes de estimulação no antebraço direito do autor, com as ondas senoidal, triangular e trapezoidal (Figura 38).

Para as ondas senoidal e triangular estimulou-se entre 36 a 44°C com frequência de 0,1Hz. Para a onda trapezoidal, estimulou-se entre 32 a 40°C, com pulsos de 10 s. Nos três casos o intervalo interestímulo foi de 5 s. As formas de onda sintetizadas apresentaram pouca distorção. Para a senoide, a distorção harmônica foi de 6,4%. A fidelidade das ondas triangular e trapezoidal, que são compostas por vários harmônicos, pode ser verificada comparando-se a distribuição da energia, em cada harmônico, entre a onda de referência (*set-point*) e a temperatura de pele (sensor S1). Veja tabela inclusa na Figura 38. Estas medições foram repetidas por cinco vezes, sendo que em todas elas o comportamento foi similar.

A amplitude máxima das formas de onda geradas apresentou relação inversa com a frequência. Por exemplo, para a forma de onda senoidal obteve-se valor pico-a-pico máximo de 10°C em 0,1 Hz, já em 0,3 Hz o valor chegou a 4°C. O defasamento entre as ondas geradas e o valor de referência (*set-point*) não interferem no processo da estimulação térmica, uma vez que o sinal de sincronismo gerado pelo Bioestimulador, para a interconexão com outros equipamentos, provém do sensor de temperatura localizado na superfície de estimulação.

Avaliação da periodicidade das formas de onda

Um das técnicas mais comuns para o processamento de sinais fisiológicos é a média coerente ou promediação, que consiste no cálculo da média ponto a ponto de várias épocas de um sinal, sincronizadas em tempo e em fase com o sinal de estimulação. A eficácia deste método pode ser degradada pela variação na periodicidade dos estímulos (*jitter*) (MOURAUX e IANNETTI, 2008; MESTE e RIX, 1996). Sendo assim, é importante avaliar a repetibilidade dos ciclos de estimulação

gerados pelo Bioestimulador. Foram analisados os sinais de referência do controlador de temperatura (*set-point*) e de temperatura da pele (sensor S1).

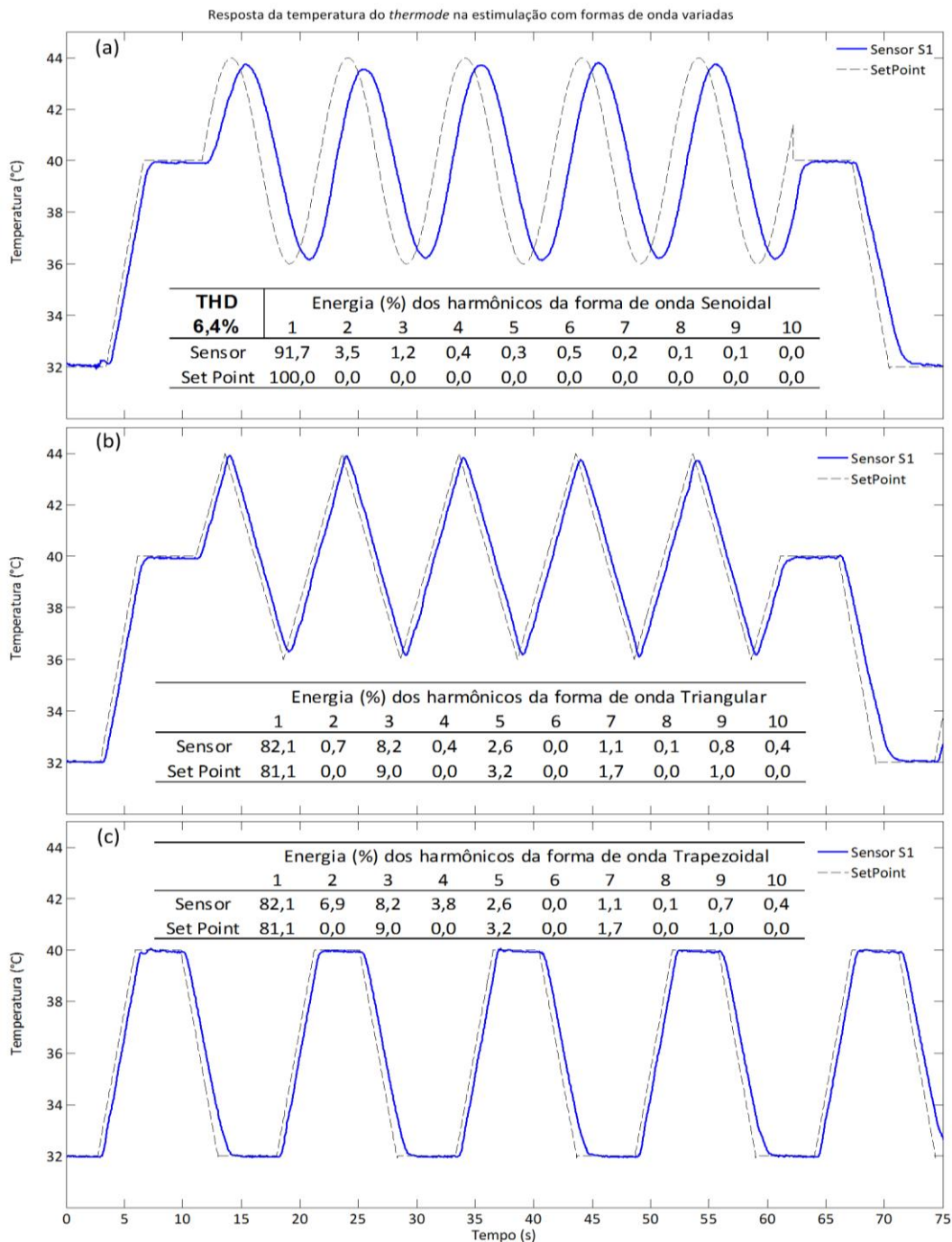


Figura 38: Estimulação com formas de ondas variadas.

Curvas da temperatura na superfície do *thermode* (*sensor S1*) e do *set-point*. Foram avaliados dois tipos de formas de onda com frequência de 0,1 Hz: (a) senoidal e (b) triangular. A terceira forma de onda foi (c) o pulso trapezoidal com duração de 10 s. Ajustou-se a amplitude em 8°C e o intervalo interestímulo de 5 s nos três casos. Calcularam-se os 10 primeiros componentes harmônicos de cada forma de onda.

Para a quantificação do *jitter* foram utilizados 500 ciclos de estimulação com duração prevista de 31,6 s. Estes dados foram obtidos dos 100 primeiros ciclos de estimulação das coletas de cinco voluntários, cujo protocolo é descrito no item 5.2.2 (pág. 76).

Tabela 8: Duração média dos ciclos de estimulação em segundos (s) e em períodos da frequência de amostragem do DAQ (T_{amos}).

	Mínimo	Média \pm Desvio padrão	Máximo
<i>Set-point</i>	31,560 1578	31,619 \pm 0,016 1581 \pm 0,816	31,680 (s) 1584 (T_{amos})
Sensor S1	31,560 1578	31,620 \pm 0,018 1581 \pm 0,899	31,680 (s) 1584 (T_{amos})

Na Tabela 8 são apresentados os valores mínimo, médio e máximo obtidos deste conjunto de 500 ciclos. A duração média do sinal de *set-point* e do sinal de temperatura da pele coincidiu com o valor previsto: 31,6 s. O desvio padrão de ambos foi menor que 20 ms. Calculando a diferença entre o valor mínimo: 31,560 s e o valor máximo: 31,680 s, obtém-se um *jitter* 120 ms, o que corresponde ao intervalo de tempo de seis vezes o período de amostragem do DAQ ($T_{\text{amos}}=20$ ms). Contudo, este valor não permite inferir sobre a distribuição estatística do *jitter*. Nos histogramas da Figura 39 é possível observar que mais de 90% dos ciclos de estimulação apresentam *jitter* de $\pm T_{\text{amos}}$, ou seja, de 40 ms. Este resultado é considerado satisfatório para as nossas aplicações atuais. A melhora deste parâmetro pode ser obtida substituindo a plataforma computacional com sistema embarcado customizado.

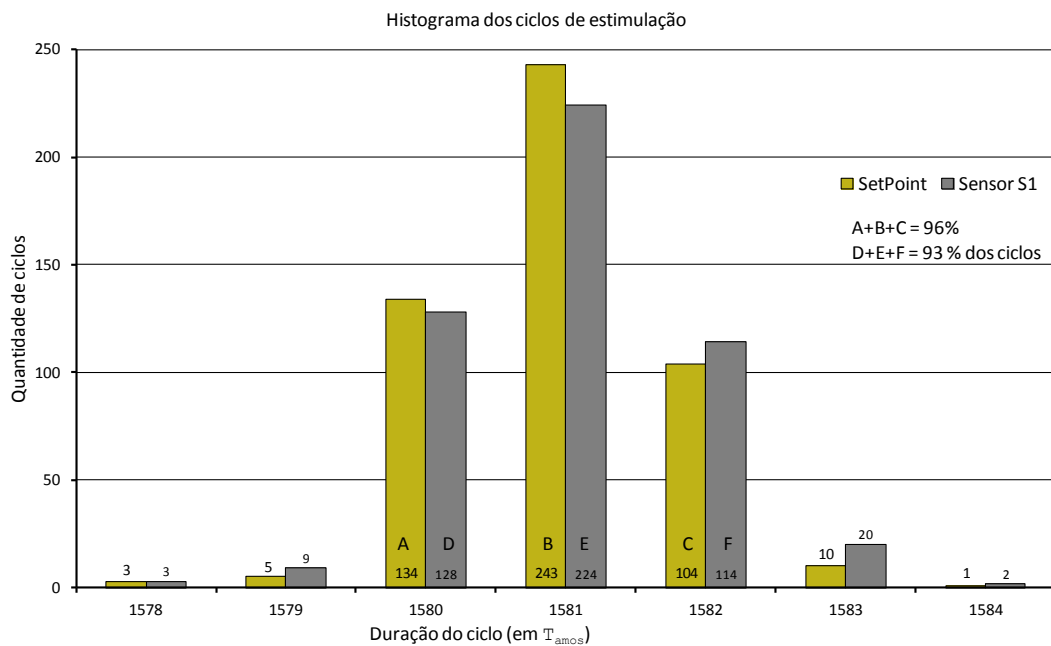


Figura 39: Dispersão dos ciclos de estimulação do *set-point* do controlador de temperatura da pele.

4.4.2 A malha secundária

A malha de controle da temperatura do fluido de arrefecimento pode ser considerada como uma malha lenta, se comparada com a malha primária, uma vez que o seu tempo de acomodação (τ_a) é de pouco mais de 9 minutos, como pode ser visto na Figura 40. A resposta em regime

permanente apresentou oscilação térmica inferior a $0,1^{\circ}\text{C}$, valor que superou, em muito, as expectativas (Figura 41).

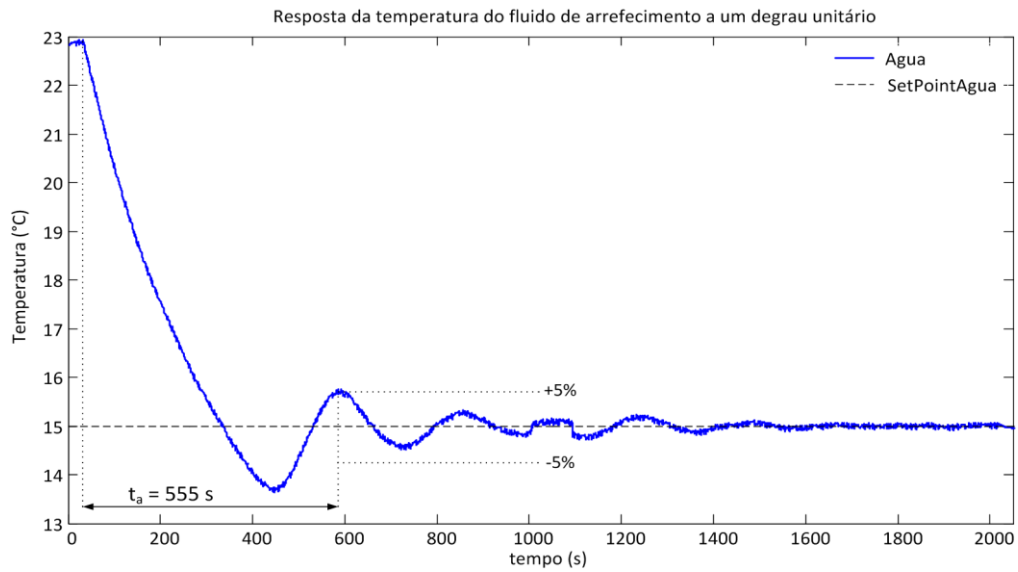


Figura 40: Resposta da malha secundária a um degrau unitário.

Durante todo o teste havia a perturbação causada pelo *thermode* que estava estimulando a pele do autor com a forma de onda senoidal de 0,1 Hz, amplitude de 5°C , offset de 5°C e intervalo interestímulo de 5 s.

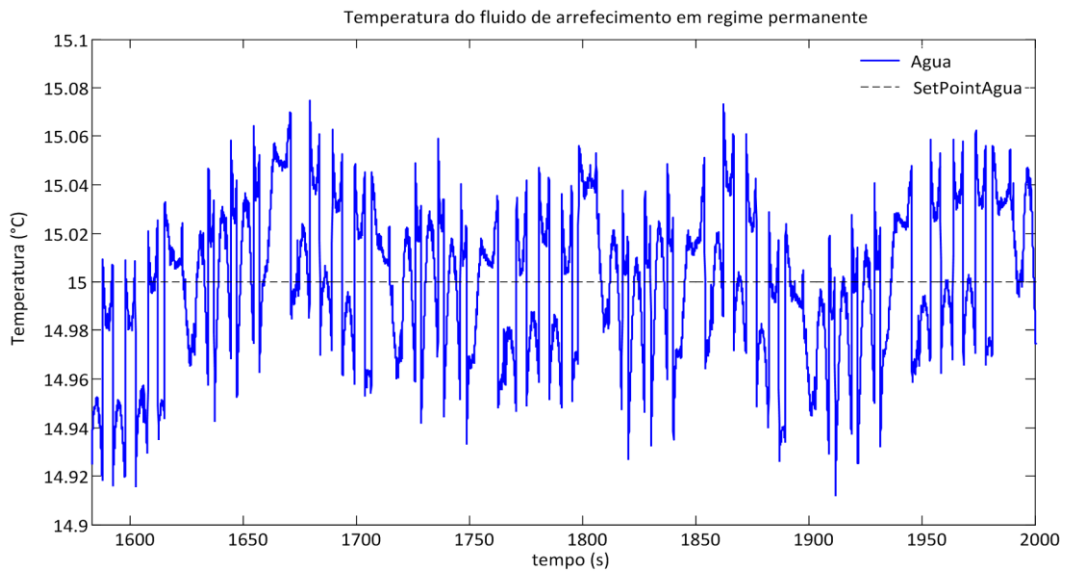


Figura 41: Resposta em regime permanente da malha secundária.

5 ANÁLISE DAS OSCILAÇÕES CEREBRAIS RELACIONADAS À ESTIMULAÇÃO TÉRMICA PERIFÉRICA

5.1 Introdução

Após o término do desenvolvimento do protótipo do Bioestimulador, o foco deste trabalho voltou-se ao objetivo: avaliar a resposta das oscilações cerebrais presentes nos sinais de eletroencefalografia (EEG) na faixa de 1 a 45 Hz, que compreende aos ritmos δ (1 a 4 Hz), θ (4 a 8 Hz), α (8 a 13 Hz), β (13 a 25 Hz) e γ (25 a 45 Hz), buscando a existência de correlação com a estimulação térmica aplicada, nos mesmos moldes dos testes de determinação de sensibilidade ao calor e ao frio que utilizam o Método dos Limites (veja o item 2.6.1, página 32). A meta foi avaliar o comportamento da atividade elétrica cerebral, através da comparação das seguintes situações: sem estimulação, estimulando com temperatura basal constante em 32°C e estimulação térmica variável resfriando até 24°C e aquecendo até 40°C.

Ao se utilizar o Método dos Limites, um ciclo de estimulação apresenta seis situações, ou trechos, distintos de estimulação (Tr_1 a Tr_6), como apresentado na Figura 42. Há aquecimento nos trechos Tr_1 e Tr_5 , resfriamento nos trechos Tr_2 e Tr_4 e estimulação com temperatura basal constante nos trechos Tr_3 e Tr_6 . Para as situações de estimulação térmica variável, ocorre que, durante o aquecimento, as fibras de calor são ativadas e as fibras de frio silenciadas, o oposto acontece no resfriamento. Ao se sobrepor as situações de estimulação à Figura 8 (pág.30) e representando apenas as fibras ativas em cada situação, obtém-se o resultado apresentado na Figura 43. Baseando-se na curva de resposta dos receptores de calor e de frio, o que se espera observar são respostas corticais correspondentes ao aquecimento no trecho Tr_5 diferentes para as situações de aquecimento do trecho Tr_1 . Já para as situações de resfriamento, a expectativa é de se observar respostas corticais menos diferentes.

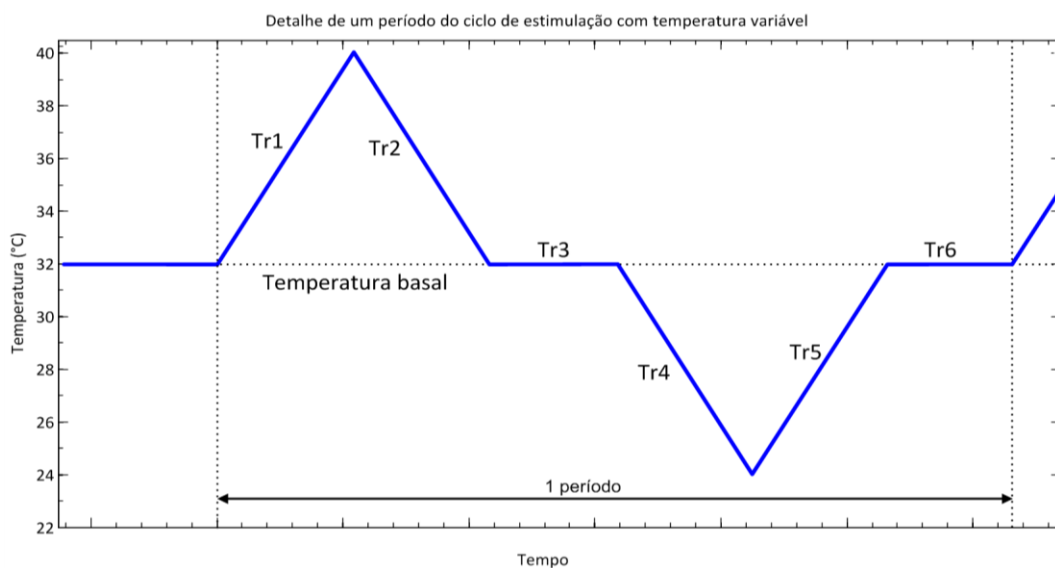


Figura 42: Detalhe de um ciclo de estimulação com temperatura variável.

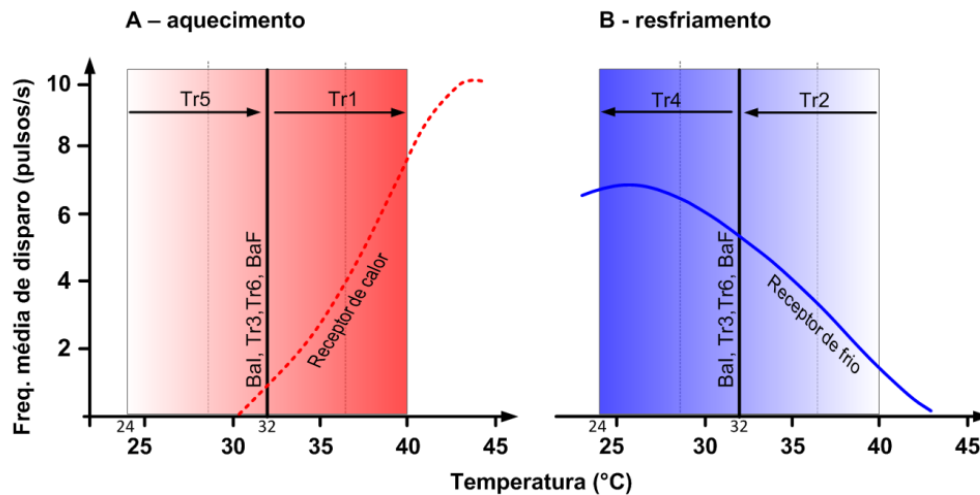


Figura 43: Sobreposição do perfil de estimulação térmica com a curva de resposta dos termocceptores.

A pesquisa bibliográfica feita (Tabela 1, pág. 22) não revelou nenhum trabalho semelhante a este, mas trouxe subsídios para a montagem do protocolo de estimulação proposto neste trabalho. Dentre as publicações, merecem destaque: (STANCAK, NEUPER e KLIMESCH, 2006; STANCÁK, MLYNÁR, *et al.*, 2006; STANČÁK, POLÁČEK, *et al.*, 2007; GROSS, SCHNITZLER, *et al.*, 2007; BABILONI, BRANCUCCI, *et al.*, 2006; CHANG, ARENDT-NIELSEN e CHEN, 2005; BROMM e LORENZ, 1998).

5.2 Métodos

5.2.1 Casuística

Fizeram parte deste estudo 20 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, destros, com idade de $32,3 \pm 11,4$ anos (média \pm desvio padrão). A inclusão destes indivíduos no estudo seguiu os seguintes critérios: não apresentar alterações cognitivas; não ter história prévia de lesão neurológica central ou periférica; não estar em uso de medicamentos que influenciem sobre a velocidade de condução nervosa e não exercer atividade ocupacional em ambientes com temperaturas extremas. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice D) de acordo com a aprovação do Comitê de Ética em pesquisa da UFMG (Apêndice C).

5.2.2 O protocolo de coleta

Os sinais de EEG foram registrados pelo equipamento BrainNet BNT-36 (EMSA – Rio de Janeiro), com filtro passa-alta de 0,1 Hz e passa-baixa de 100 Hz, frequência de amostragem de 600 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. Os eletrodos foram posicionados no couro cabeludo segundo o sistema internacional 10-20 (Figura 44), utilizando-se de um capacete de tecido elástico (MedCap, do fabricante SPES Médica - Itália), específico para a realização de EEG, no qual os eletrodos já estão previamente posicionados. Dos 19 eletrodos disponíveis neste sistema, foram utilizados apenas seis: C3, Cz, C4, P3, Pz e P4, por estarem próximos ao córtex somestésico primário, onde é espera-

do obter resposta mais intensa. A movimentação ocular e o piscamento foram monitorados através do registro do eletrooculograma (EOG), obtido dos sinais provenientes de dois eletrodos, posicionados um acima e outro abaixo do olho direito.

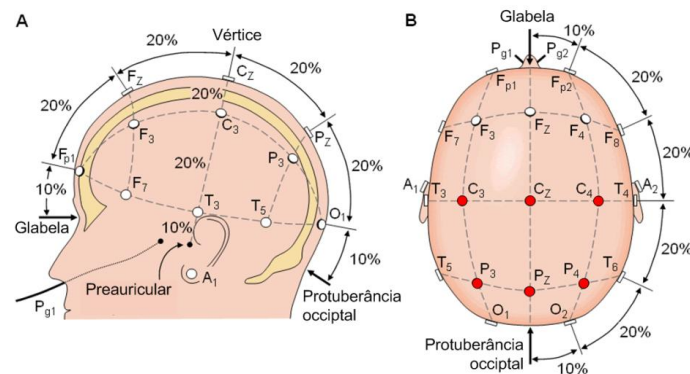


Figura 44: Sistema Internacional 10-20.
Fonte: modificado de [MALMIVUO e PLONSEY, 1995].

A entrada de sincronismo do equipamento BainNet (SINCRO) foi conectada à saída de sincronismo do Bioestimulador, cujo sinal correspondeu a informação da temperatura na pele (sensor S1). Desta forma foi possível registrar simultaneamente o EEG e o sinal de estimulação.

A impedância entre os eletrodos e a pele foi mantida abaixo de 5 k Ω , por meio da realização da limpeza do local com álcool e da utilização de gel condutor apropriado. Utilizou-se a referência biauricular e o eletrodo terra foi posicionado na testa.

Este procedimento de coleta de dados (Figura 45 e Tabela 9) teve duração total de, aproximadamente, duas horas, foi composto por seis etapas consecutivas e ininterruptas, a saber: Preparação, EEG espontâneo (ESP ou T1), EEG basal inicial (BaI ou T2), determinação dos limiares de frio (T3) e de calor (T4), estimulação térmica (EST ou T5) e, por fim, EEG basal final (BaF ou T6). Durante as duas etapas de determinação dos limiares (T3 e T4) não foram feitos os registros do eletroencefalograma. Cada uma destas seis etapas será descrita a seguir.

Preparação

O indivíduo foi posicionado em uma poltrona confortável, em um ambiente tranquilo, com temperatura controlada ($25 \pm 1^{\circ}\text{C}$), iluminação reduzida, com o membro superior esquerdo apoiado confortavelmente sobre o braço da poltrona, mantendo supinação de antebraço. O indivíduo foi orientado sobre os procedimentos relacionados à estimulação térmica periférica e ao registro de EEG. Inicialmente, foi solicitado ao indivíduo que se mantivesse relaxado, de olhos abertos e com a fixação do olhar em um ponto marcado na parede a sua frente, durante todo o teste. Em seguida, colocou-se o capacete na cabeça do indivíduo, aplicou-se o gel condutor e fez-se a verificação da impedância dos eletrodos. A duração aproximada desta etapa foi de aproximadamente 10 minutos.

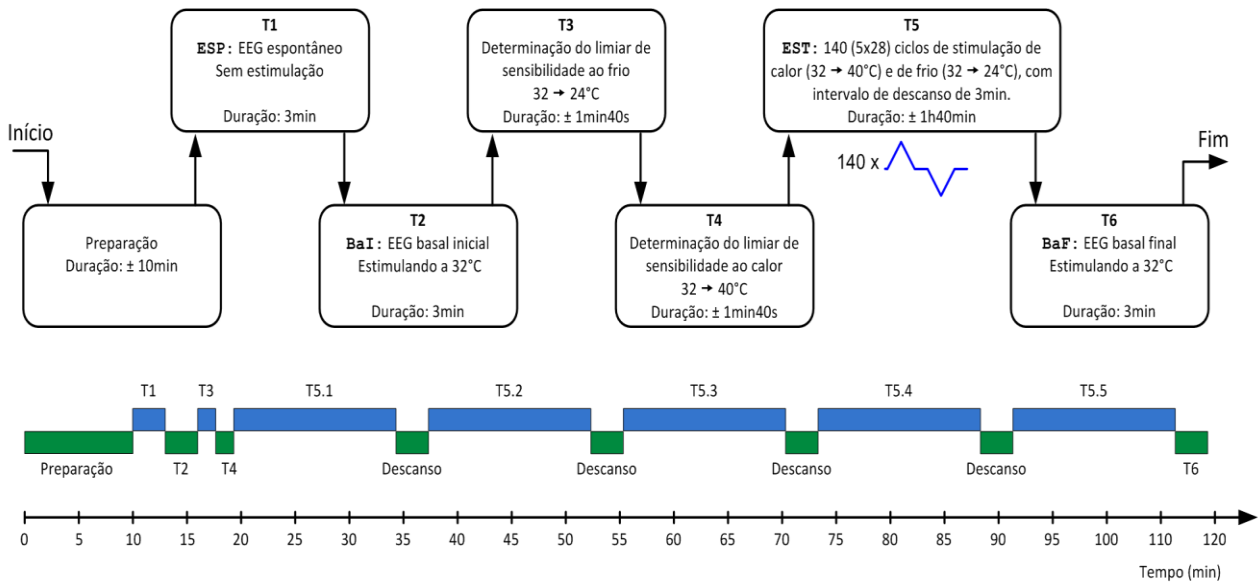


Figura 45: Linha do tempo da coleta e detalhes de cada etapa.

Tabela 9: Situações de estimulação térmica

Trecho / Descrição	Taxa (°C/s)	Temperatura (°C)	Duração prevista
ESP = sem estimulação	0	32	3min
BaI = basal inicial - temperatura constante	0	32	3min
Tr1* = aquecimento moderado	+1,5	32 a 40	5,35s
Tr2* = resfriamento até o valor basal	-1,5	40 a 32	5,35s
Tr3* = intervalo interestímulo - temperatura basal	0	32	5,1s
Tr4* = resfriamento moderado	-1,5	32 a 24	5,35s
Tr5* = aquecimento até o valor basal	+1,5	24 a 32	5,35s
Tr6* = intervalo interestímulo - temperatura basal	0	32	5,1s
BaF = basal final - temperatura constante	0	32	3min

*Os trechos Tr1 a Tr6 foram identificados na Figura 42.

EEG espontâneo (T1)

Após a preparação, realizou-se o registro do EEG por 3 minutos, sem a estimulação térmica. Este registro foi denominado EEG espontâneo ou ESP (Tabela 9).

Em seguida, mediu-se a temperatura no terço proximal da região interna do antebraço direito do voluntário e, então neste local, fixou-se o estimulador térmico através de uma cinta elástica, tomando-se o cuidado para não gerar nenhum incômodo ao voluntário, referente ao posicionamento da cinta.

A partir deste momento, o estimulador térmico foi mantido junto ao antebraço até o final dos testes.

EEG Basal inicial (T2)

Ajustou-se a temperatura do estimulador térmico para o valor constante de 32°C, que corresponde ao valor da temperatura basal adotada neste trabalho, e realizou-se o registro do EEG por 3 minutos. Este registro foi denominado BaI (Tabela 9).

Determinação Limiares de Percepção de Frio e de Calor (T3 e T4)

Nesta etapa, utilizou-se o instrumento virtual do Método dos Limites no Bioestimulador (veja o item 4.3.2 pág. 63) para avaliar os limiares de percepção de frio e calor, nesta ordem. Para a determinação de cada limiar foram aplicados 10 estímulos, partindo sempre da temperatura basal, variando a uma taxa de 1,5°C/s (SANTIAGO, FERRER e ESPINOSA, 2000) e não ultrapassando os limites de 24°C e 40°C (YARNITSKY, 1997; ZASLANSKY e YARNITSKY, 1998). O intervalo entre os estímulos variou de forma aleatória na faixa de 4 a 7 s (REULEN, LANSBERGEN, *et al.*, 2003). Cada limiar foi calculado pela média aritmética dos 10 estímulos. Estas etapas foram denominadas T3 e T4, respectivamente.

EEG durante a Estimulação (T5)

Após a determinação dos limiares, iniciou-se a etapa de estimulação (T5 - Figura 45), cuja duração total foi de aproximadamente 1h40min. Ela foi subdividida em cinco partes de 15 minutos cada (T5.1 a T5.5), com intervalo para descanso de três minutos. Cada parte constituiu-se de 28 repetições do ciclo de 31,6 segundos de duração (Figura 46), cujas especificações são apresentadas na Tabela 9.

Optou-se por um intervalo interestímulo fixo, de cinco segundos (Tr_3 e Tr_6 , Tabela 9 e Figura 46), que corresponde a um valor intermediário da faixa de 4 a 7 segundos, utilizado nos testes de determinação dos limiares de percepção de frio e calor.

Durante o processamento dos sinais, os registros de EEG destas cinco partes foram concatenados para formar um registro único designado por EST.

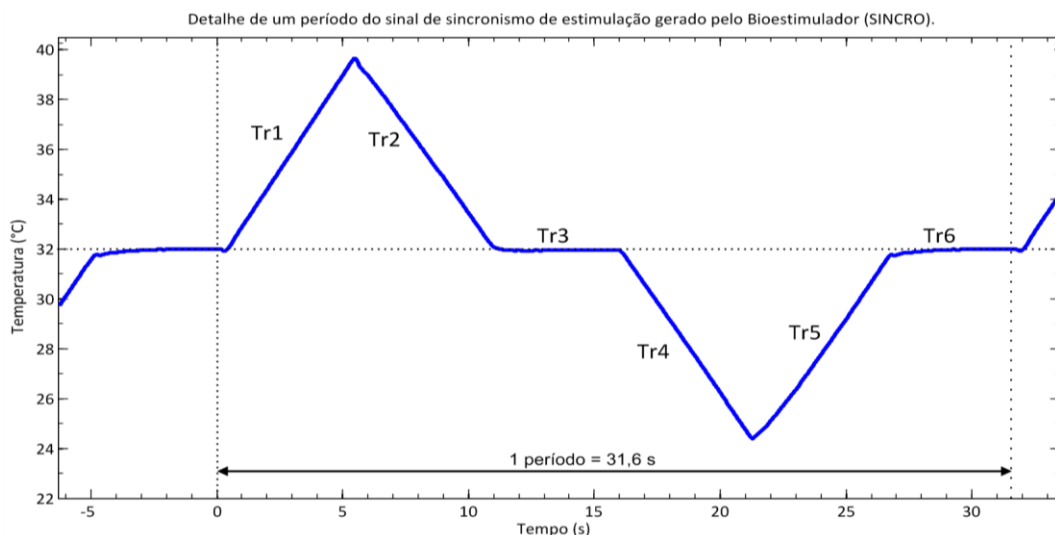


Figura 46: Um ciclo de estimulação da etapa T5.

O gráfico exibe o sinal de sincronismo (SINCRO) gerado pelo Bioestimulador e registrado pelo equipamento de EEG BrainNet.

EEG Basal Final

Ajustou-se a temperatura do estimulador térmico para o valor constante de 32°C, e realizou-se o último registro de EEG por 3 minutos. Este registro foi denominado BaF (Tabela 9).

5.2.3 Processamento dos sinais de EEG

Os sinais de EEG de cada voluntário foram pré-processados, divididos em épocas sincronizadas com o estímulo, com as quais se calculou o periodograma de Bartlett (AMINOFF, 2005; SEMMLOW, 2004). Este método se baseia na média (ou promediação) do quadrado do módulo das transformadas discretas de Fourier (DFT) de cada uma das épocas. Ele permite reduzir a variância da estimativa espectral (suavização). A limitação das componentes de frequência dos sinais à faixa que se deseja estudar e a remoção dos artefatos precederam à promediação. Por fim, calculou-se a mediana global utilizando-se os periodogramas de todos os voluntários.

5.2.3.1 Pré-processamento

Para o processamento dos sinais de EEG, foram analisados os registros de 15 indivíduos, uma vez que 5 foram excluídos. Dentre estes, foi necessário interromper as coletas de três, sendo que um queixou-se de incômodo relacionado ao posicionamento do capacete, outro relatou estar indisposto e um terceiro começou a tossir seguidamente. No quarto caso, não foi possível determinar o limiar de sensibilidade ao calor, pois este era superior à temperatura máxima definida para este trabalho (40°C). A quinta exclusão ocorreu em função da falta de energia no laboratório.

O pré-processamento dos sinais de EEG teve início com a análise de integridade dos sinais, na qual se buscou avaliar visualmente a presença excessiva de artefatos fisiológicos e não fisiológicos, como por exemplo, a situação da desconexão de um ou mais eletrodos (Figura 47). Nesta etapa, as coletas de mais quatro indivíduos também foram excluídas. Desta forma, restaram as coletas de 11 voluntários para serem processadas.

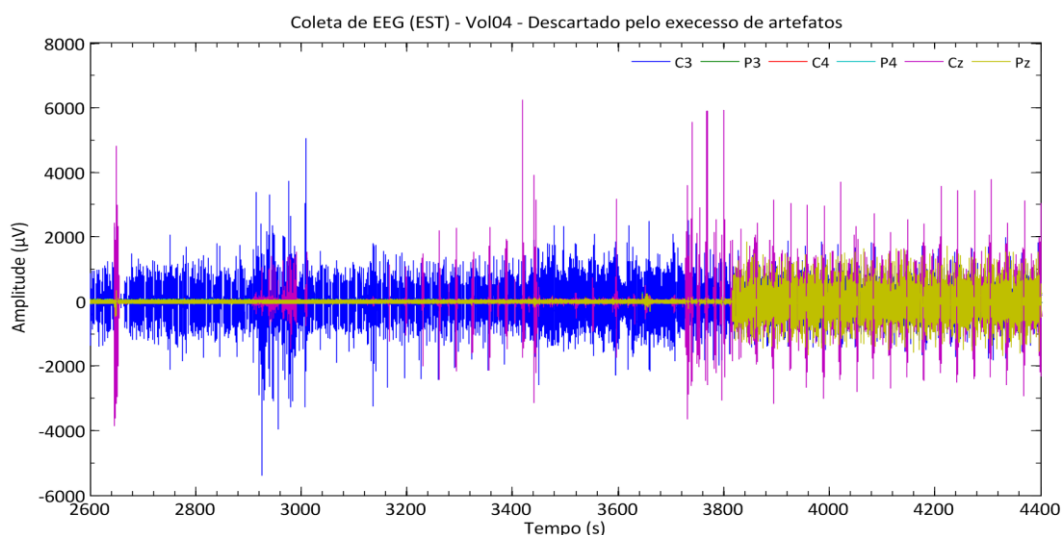


Figura 47: Coleta de EEG do Vol04 com artefatos em excesso. A coleta do voluntário foi descartada.

Filtragem

Os sinais de EEG dos 11 voluntários foram subamostrados para a frequência de 300 Hz (filtro anti-aliasing de 100 Hz) para permitir a redução da quantidade de dados e acelerar o processamento. Em seguida, os sinais foram filtrados com a faixa passante de 1 a 45 Hz (Figura 48) utilizando-se o filtro Butterworth de quarta ordem de forma direta e reversa (fase zero).

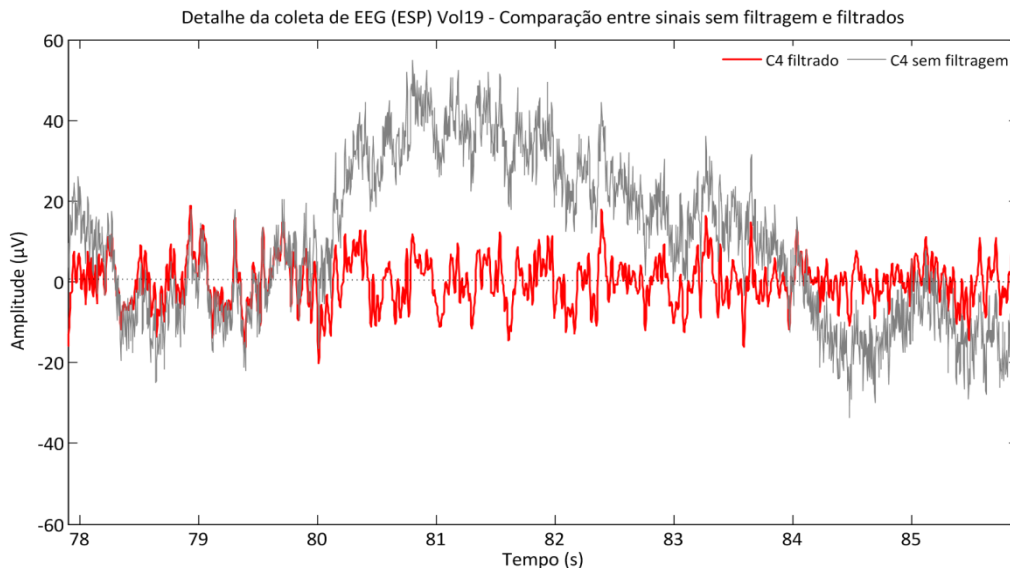


Figura 48: Comparação entre os sinais da derivação C4 sem filtragem e com filtragem. Filtro Butterworth 4ª ordem, fase zero, banda passante de 1 a 45 Hz.

Divisão em épocas

A avaliação da periodicidade das formas de onda geradas pelo Bioestimulador apresentada no item 4.4.1.2 (pág.70) utilizou os dados de cinco voluntários desta coleta, e revelou um *jitter* predominante de 40 ms (em mais de 90% dos ciclos de estimulação). Este *jitter* inviabiliza o procedimento de divisão dos sinais de EEG em épocas, baseado em um intervalo de tempo constante (MOURAUX e IANNETTI, 2008; MESTE e RIX, 1996).

Em função disto, optou-se por adotar a estratégia de se analisar o sinal de sincronismo de temperatura (*SINCRO*) coletado junto ao EEG, buscando por valores específicos de temperatura que permitem identificar, com precisão, os instantes de início de cada um dos 6 trechos ($Tr1$ a $Tr6$) de um ciclo de estimulação T5 (Figura 49). A duração destas épocas foi padronizada em 5 s (ou 1500 amostras). Ao final obtiveram-se seis conjuntos de 140 épocas, consideradas sem artefato, para cada uma das derivações estudadas (Figura 51).

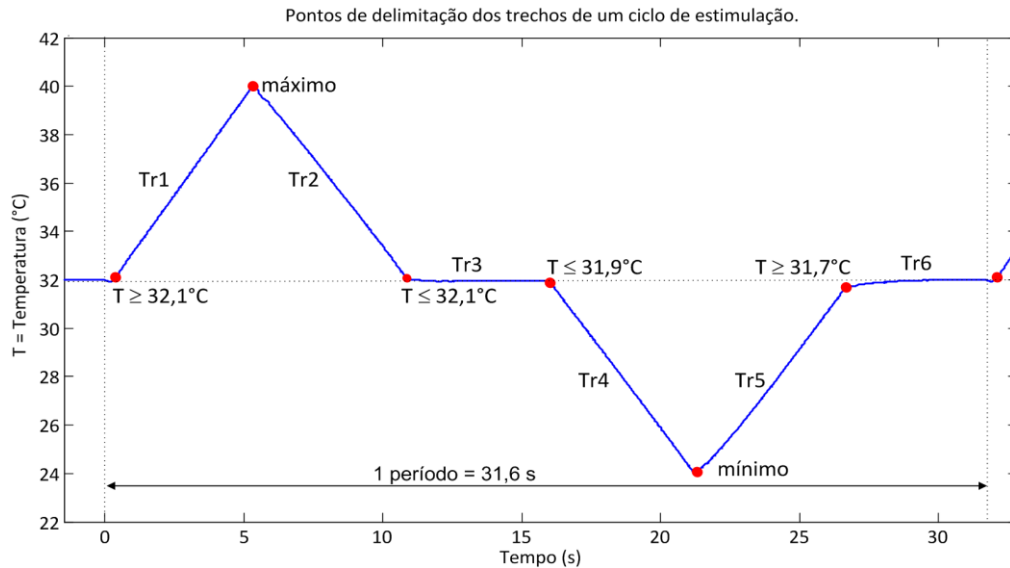


Figura 49: Sinal SINCRO.

Destaque para os pontos delimitadores dos seis trechos (Tr1 a Tr6) de um ciclo de estimulação.

Já para a etapa em que não havia estimulação (T1) ou naquelas em que a temperatura na superfície da pele permaneceu constante (T2 e T6), fez-se a divisão em épocas tomando trechos de mesmo número de amostras dos utilizados no primeiro procedimento. As coletas das etapas T1 (ESP), T2 (BaI) e T6 (BaF) tiveram duração de 3 minutos, que divididos em intervalos de 5 s produzem 18 épocas. Este número é muito inferior às 140 épocas obtidas durante a etapa de estimulação. Assim, foi necessário promover a subdivisão das coletas destas etapas em épocas sobrepostas de um terço (ou 500 amostras), permitindo assim obter 108 épocas (Figura 50).

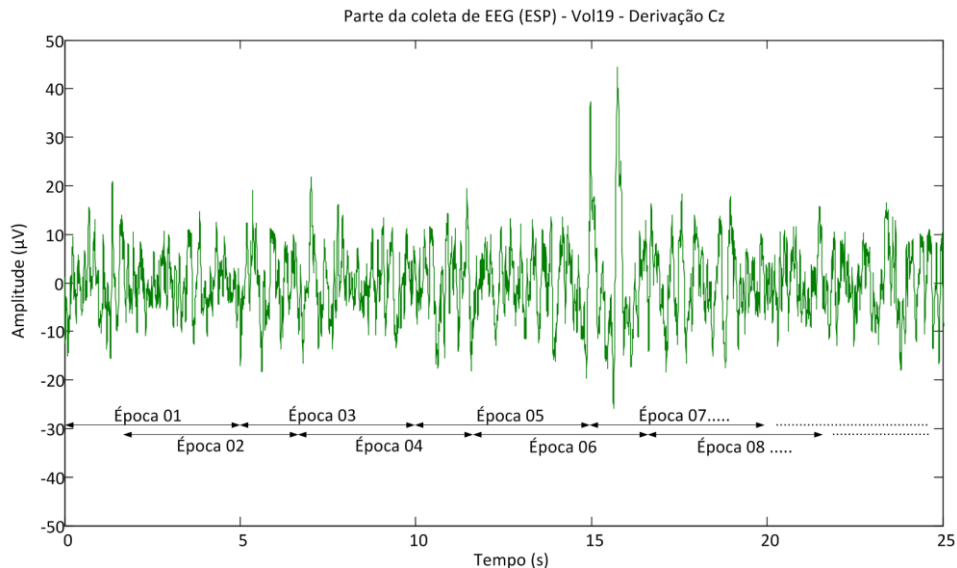


Figura 50: Subdivisão da coleta do sinal da etapa ESP, em épocas sobrepostas.

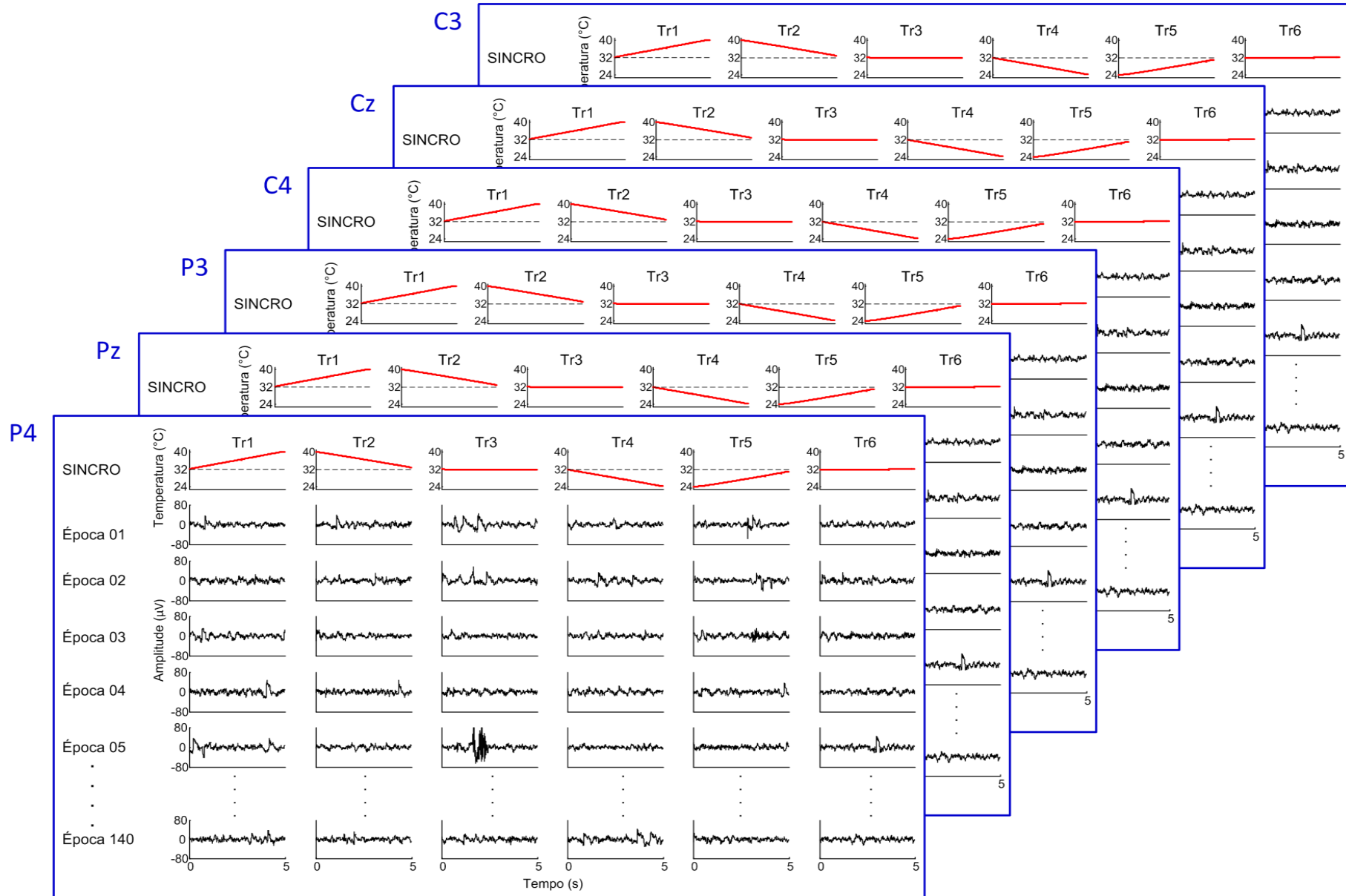


Figura 51: Detalhe da divisão em épocas do sinal EST, voluntário Vol19.

Exclusão de épocas com artefatos

Inicialmente, selecionou-se visualmente um segmento de EEG, de aproximadamente 15 s, em cada uma das oito etapas da coleta (T1, T2, T5.1 a T5.5 e T6), considerados sem artefatos e ser representativo da dinâmica do sinal. Para auxiliar nesta tarefa, o canal de EOG foi exibido conjuntamente aos sinais de EEG, como forma de salientar os momentos em que o sinal pode estar contaminado por artefatos de piscamento ou movimento ocular (Figura 52).

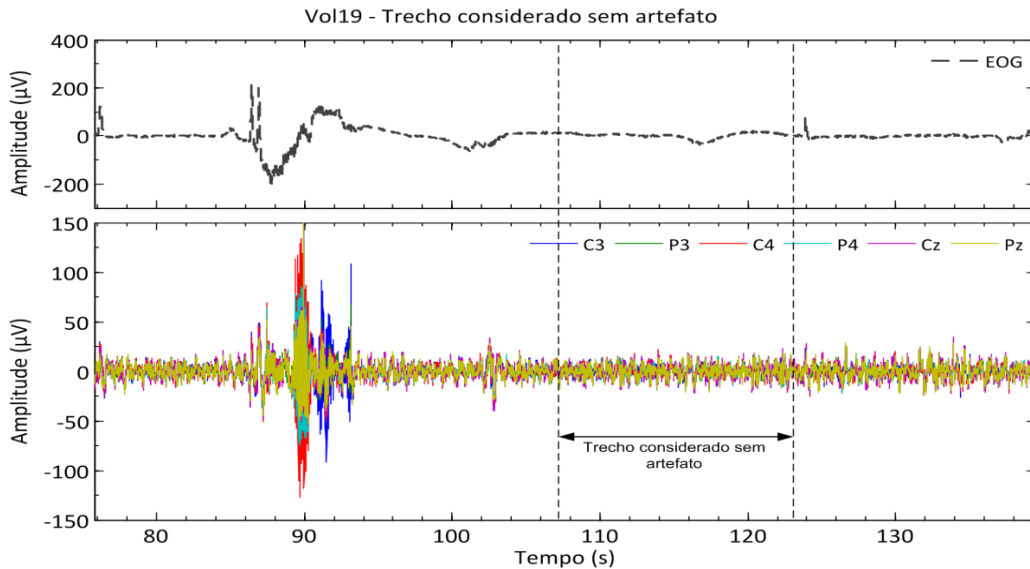


Figura 52: O trecho delimitado pelas linhas tracejadas foi considerado sem artefatos em uma inspeção visual. No gráfico superior é apresentado o sinal de EOG. No gráfico inferior as derivações de EEG.

O procedimento consiste na exclusão das épocas consideradas contaminadas em demasia por artefatos (fisiológicos, elétricos, dentre outros), pois estes trechos normalmente apresentam amplitudes muito elevadas e podem influenciar indevidamente no resultado da média coerente (AMINOFF, 2005). Inicialmente, utilizou-se a técnica descrita por TIERRA-CRIOLLO [2001] que tem o seguinte algoritmo: (a) Determinar o desvio padrão (σ) de um trecho da coleta que, inspecionado visualmente, considera-se sem artefato; (b) Excluir aquelas épocas nas quais mais de 5% das amostras contínuas, ou um total de mais de 10% das amostras excederam o limiar de 3σ

Ao final deste procedimento, é possível encontrar épocas com algumas amostras (menos de 5% do total) apresentando valores superiores a $\pm 3\sigma$ (Figura 54). Em alguns casos, podem apresentar amplitudes de centenas de micro volts. E, como exposto acima, a presença destas amostras pode comprometer a promediação. Para evitar este inconveniente, utilizou-se uma segunda técnica: a saturação. Ela consiste em limitar o valor de todas as amostras ao máximo de $\pm(3\sigma + 1\%)$. Sabe-se que esta técnica adiciona alguma distorção ao sinal, contudo considerou-se aceitável (Figura 53).

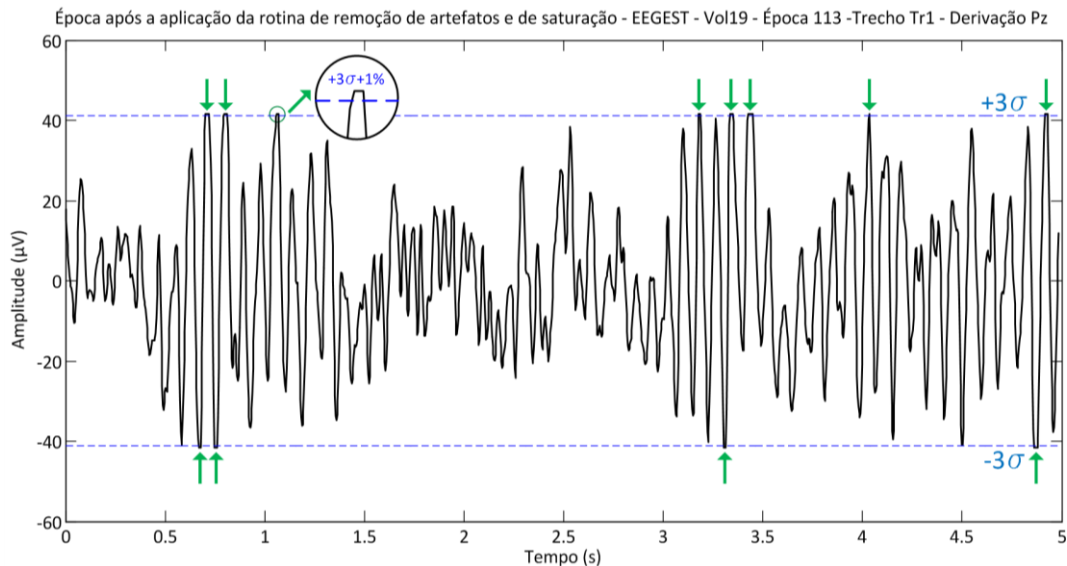


Figura 53: Época 113, etapa Tr_2 , exibida na Figura 51, que teve amostras saturadas. As setas indicam as amostras que tiveram seus valores saturados em $\pm(3\sigma+1\%)$.

Por fim, promoveu-se a padronização das épocas utilizando-se dois critérios: Primeiro, foram selecionados conjuntos de épocas completas, ou seja, aqueles que possuem épocas em todas as seis derivações estudadas (veja as épocas 111, 113 e 114 da Figura 54 e da Figura 55). Segundo, dentre estes conjuntos, buscou-se utilizar os que apresentaram o menor número de saturações, ou seja, aqueles que tiveram as épocas menos alteradas. Com aplicação destes quesitos, obteve-se 90 conjuntos de épocas para cada uma das derivações em todos os voluntários.

5.2.3.2 Análise Espectral

Nesta fase do processamento dos sinais, foram calculados nove conjuntos de periodogramas de Bartlett (ESP, BaI, Tr_1 a Tr_6 e BaF), para cada uma das seis derivações estudadas (C3, Cz, C4, P3, Pz e P4), totalizando 54 espectros para cada voluntário.

Apesar de o periodograma utilizar a média para a suavização da curva de distribuição espectral de energia, o número de épocas promediado não foi suficientemente grande para promover uma redução expressiva da sua variabilidade. Desta forma, promoveu-se a suavização das curvas do espectro de potência utilizando-se de filtro média móvel de 5 pontos com filtragem direta e inversa (fase zero). Na Figura 56 pode-se observar uma amostra da suavização obtida. Este procedimento é similar ao utilizado por (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999).

Apresentação de algumas épocas antes da rotina de remoção de artefatos – EEG ESP - vol19 - trecho Tr1

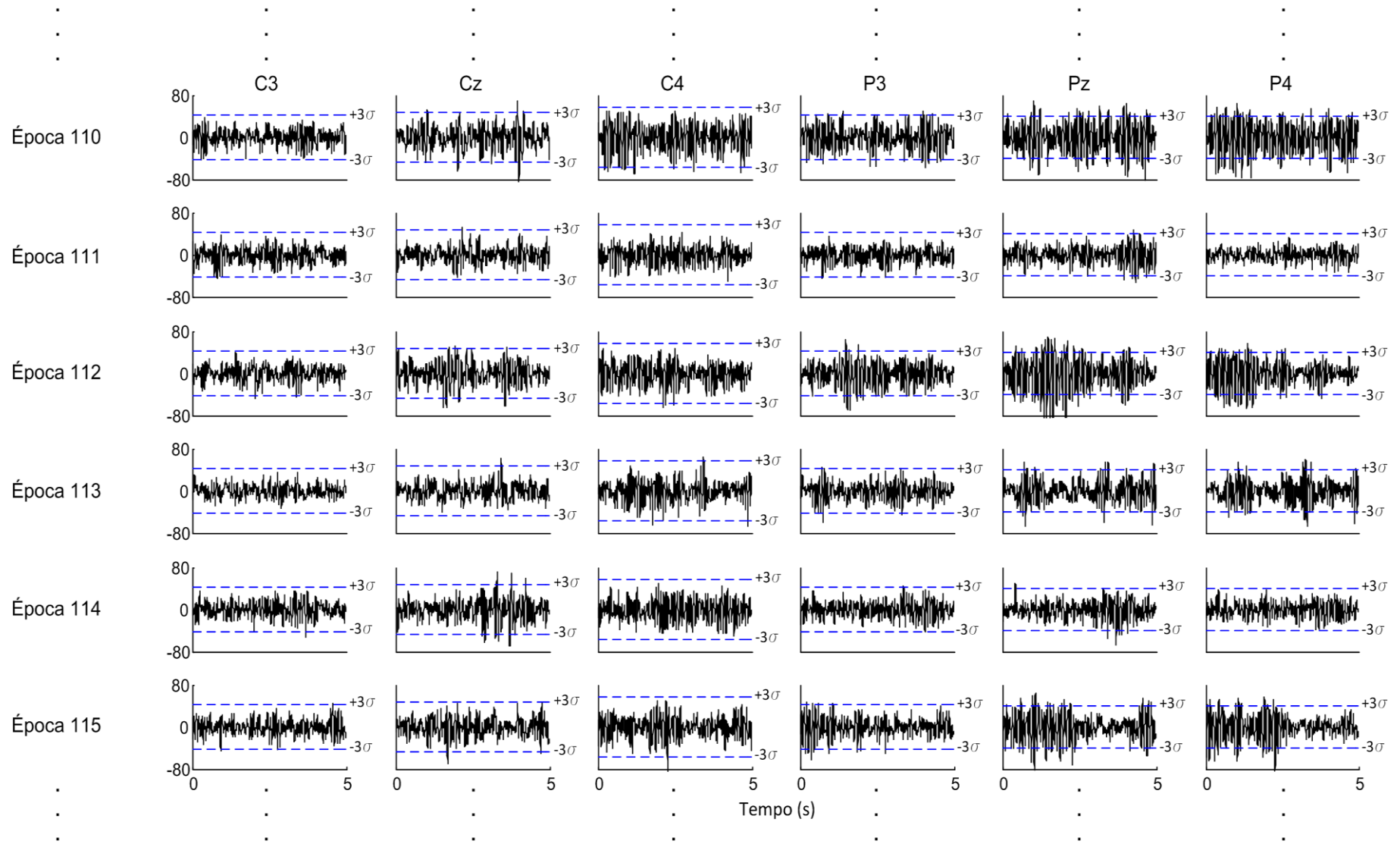


Figura 54: Apresentação de algumas épocas antes da execução da rotina de remoção de artefatos.
EEG ESP, voluntário 19, trecho Tr1.

Apresentação de algumas épocas após a execução da rotina de remoção de artefatos – EEG ESP - Vol19 - trecho Tr1

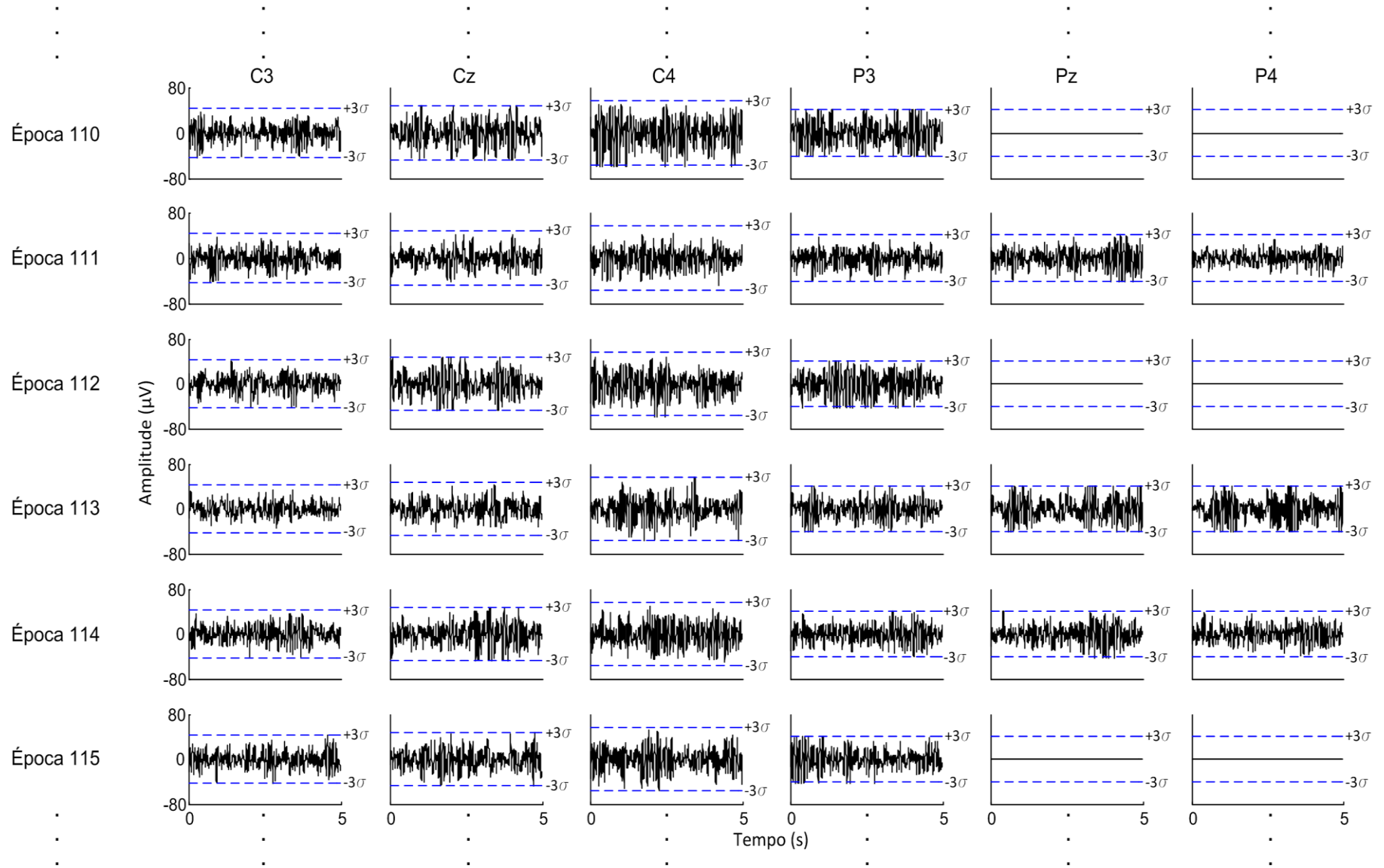


Figura 55: Apresentação de algumas épocas após a execução da rotina de remoção de artefatos. EEG ESP, voluntário 19, trecho Tr1. As épocas removidas tiveram seus valores zerados.

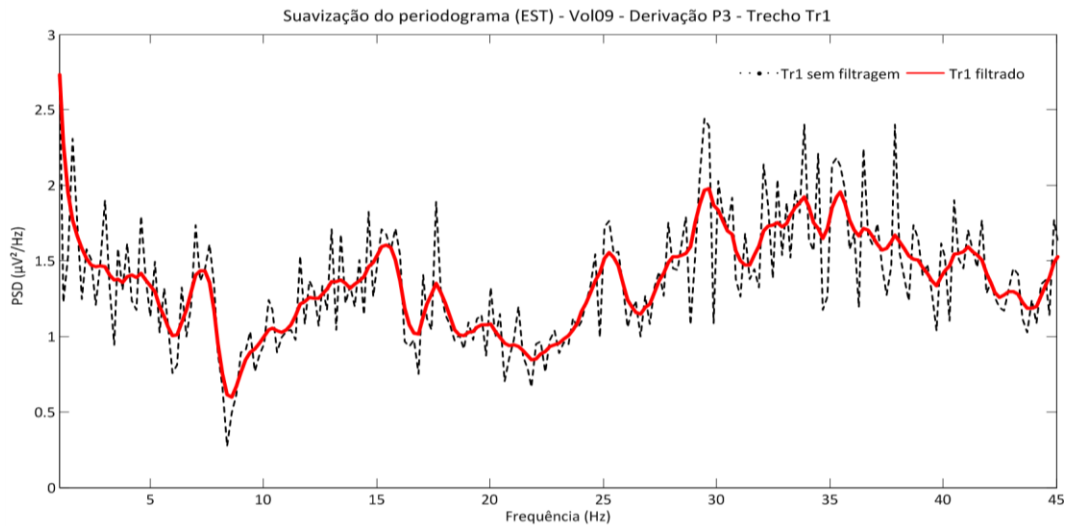


Figura 56: Exemplo da suavização aplicada nas curvas de energia dos periodogramas.

Em seguida, promoveu-se a normalização dos periodogramas utilizando o periodograma do EEG espontâneo (ESP) como referência (PSD_{Norm}). Esta normalização segue os mesmos moldes da utilizada por (INFANTOSI, LAZAREV e CAMPOS, 2005), que assume uma distribuição estatística Fisher com $2M$ e $2M$ graus de liberdade, onde M é o número de épocas. Na Figura 57 são apresentados os dois valores críticos para o intervalo de confiança de 95% (SÁ, CAGY, *et al.*, 2006), o superior (VC_s) e o inferior (VC_i). Os valores críticos foram calculados, com um nível de significância de $\alpha = 0,05$, sendo $M = 90$. Pontos das curvas que ultrapassam o VC_s indicam a detecção de sincronização (incremento de energia com relação a ESP). Os pontos que têm valor inferior a VC_i indicam a dessincronização (diminuição de energia com relação a ESP) (Figura 57).

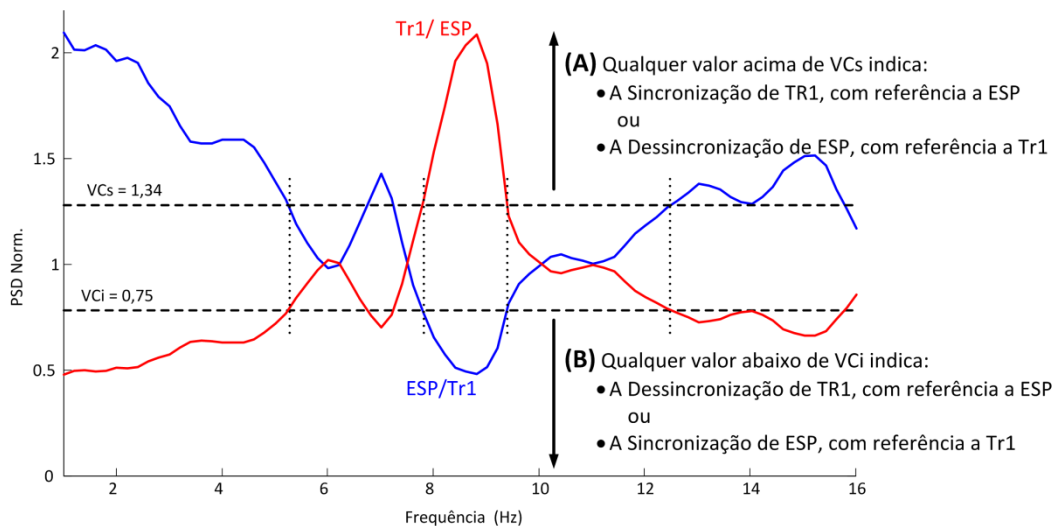


Figura 57: Valores críticos para a sincronização e para a dessincronização. Utilizou-se uma curva de PSD do trecho Tr1 para ilustrar a figura.

Cálculo da mediana geral

De posse dos periodogramas normalizados de cada um dos voluntários, o passo final foi obter um conjunto de curvas que representasse a tendência central do conjunto de voluntários. Em geral, utiliza-se a média neste cálculo. Contudo, como neste grupo há amostras com valores

bastante discrepantes dos demais (*outliers*), a utilização da média pode conduzir a resultados viciados. Portanto optou-se por utilizar a mediana no cálculo de tendência central das curvas de PSD_{Norm}.

5.3 Resultados

A análise dos resultados teve como ponto de partida a mediana geral (*“grand average”* dos voluntários) das curvas dos espectros de potência normalizadas (PSD_{Norm}). Em geral estas PSD's mostraram uma considerável variabilidade em torno da sua mediana, como exemplificado na Figura 58. Por simplicidade, não será mostrada esta variabilidade nas demais medianas.

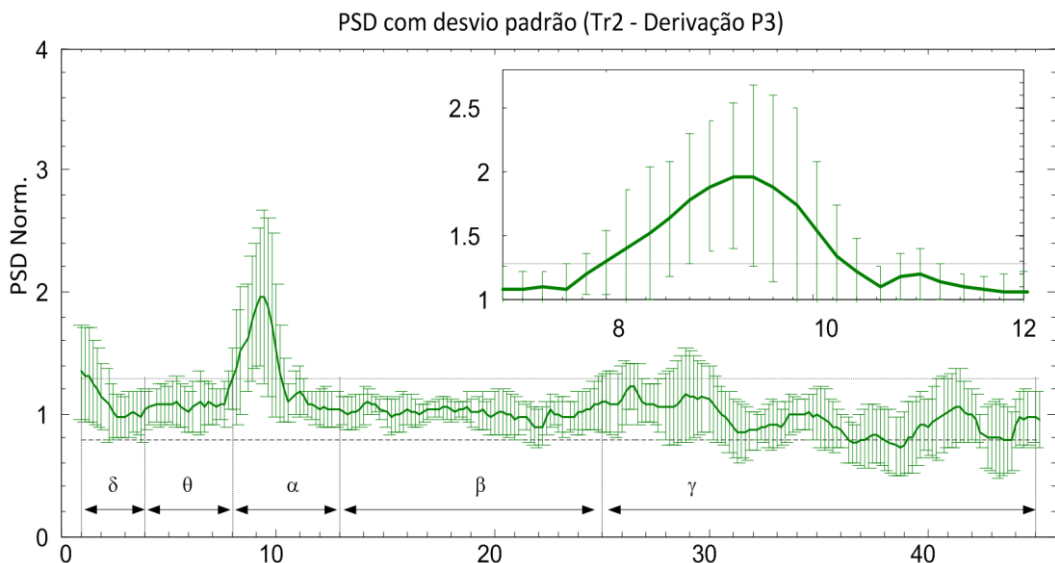


Figura 58: Ilustração da variância da PSD da mediana geral (derivação P3).

As curvas das medianas foram agrupadas de duas formas: agrupamento por etapas de estimulação e agrupamento por derivações. Na Figura 59 são oito gráficos, um para cada etapa de estimulação (BaI, BaF, Tr1 a Tr6), em cada gráfico são exibidas as curvas das seis derivações estudadas (C3, Cz, C4, P3, Pz e P4). Esta forma de exibição (agrupamento por etapas de estimulação) permite avaliar a resposta cortical em função da etapa da estimulação térmica. Na Figura 60 fez-se o oposto. São seis gráficos, um para cada derivação, sendo que cada gráfico é composto pelas medianas das oito etapas de estimulação. Neste caso, o agrupamento das curvas por derivações permite comparar as diferenças de resposta entre as derivações corticais.

A Figura 59 revela que não se encontrou sincronização ou dessincronização em nenhum dos ritmos cerebrais para a etapa BaI. Por outro lado, em BaF, Tr1 a Tr6 observa-se sincronização no ritmo α , sendo que nestas etapas, o comportamento das medianas gerais do PSD_{Norm} foram similares.

Mediana Geral das PSDs - Etapas da Estimulação

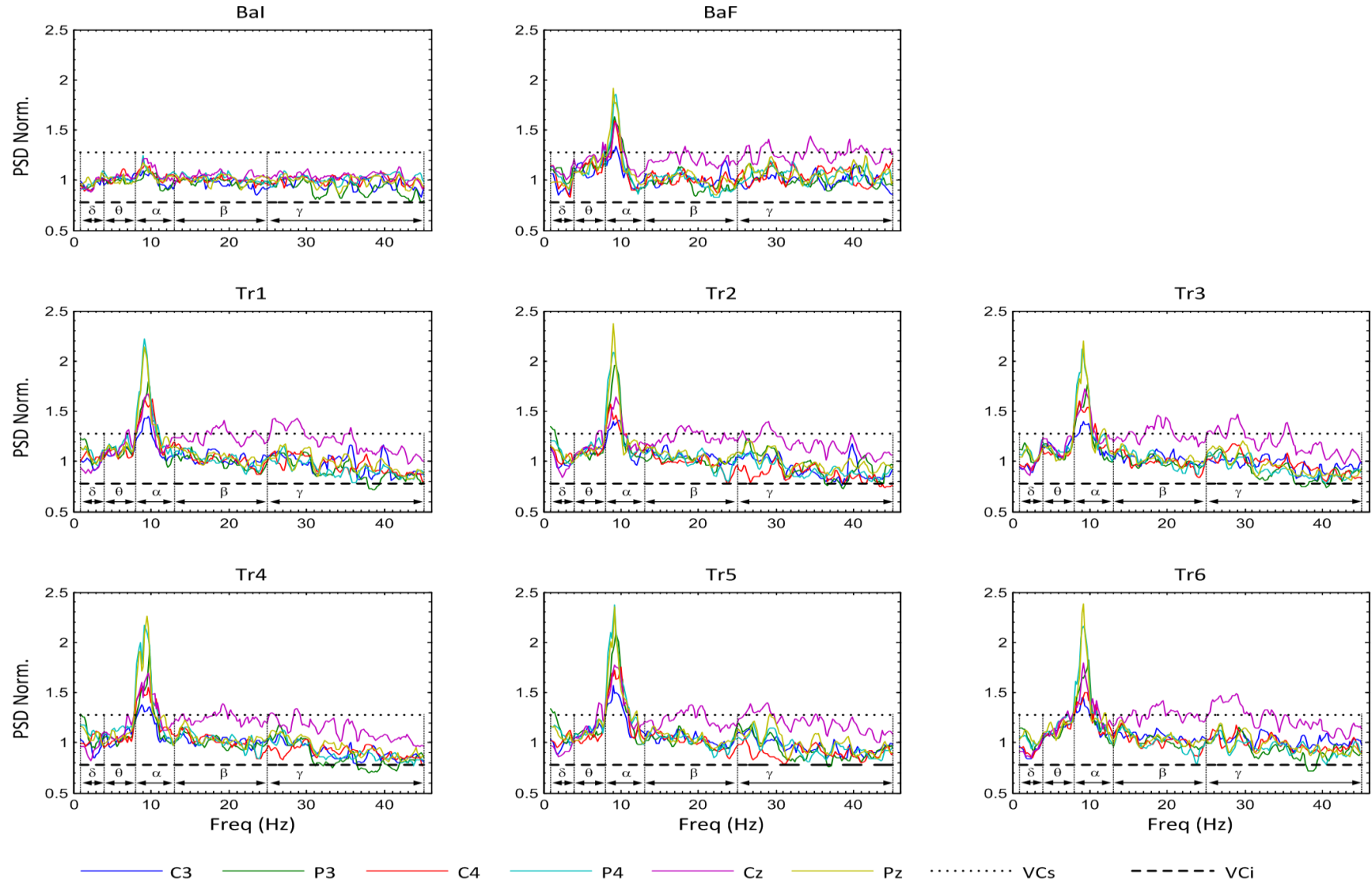


Figura 59: Mediana Geral – PSDs agrupadas por etapas da estimulação.

A observação das figuras da PDS_{Norm} de cada indivíduo deste grupo (61 a 71, Apêndice A) permite observar que:

As curvas correspondentes às seis derivações, de um mesmo indivíduo, são muito semelhantes. Isto aconteceu com todos os voluntários. Em muitos casos ocorreu até a sobreposição de trechos de curvas de derivações diferentes. Em outros, há diferenças na amplitude, mas o mesmo comportamento. Em poucos casos observaram-se derivações com comportamento distinto, como nas figuras 61, 62 e 66, que podem ter sido causadas por artefatos que não foram completamente retiradas durante o pré-processamento dos sinais.

As curvas da etapa BaI normalizadas (com ESP) de 9 dos 11 voluntários não apresentaram variações significativas de energia, ou seja não houve ocorrências de sincronização ou dessincronização, uma vez que estas estavam contidas entre os limites VC_s e VC_i . Apenas para os voluntários números 2 ($Vol02$) e 20 ($Vol20$) observou-se sincronização no ritmo α .

Havia a expectativa de que as etapas correspondentes aos intervalos interestímulo ($Tr3$ e $Tr6$) e a etapa BaF apresentassem resposta similar à etapa BaI , uma vez que nestes quatro casos houve a estimulação com temperatura basal ($32^\circ C$), e pelo fato de que todos os voluntários relataram a percepção de ausência de estimulação nestas etapas. Contudo observou-se que o comportamento das curvas de PDS_{Norm} da etapa BaI não foi similar ao das demais etapas (BaF e $Tr1$ a $Tr6$) que apresentaram sincronização no ritmo α , na faixa de 7 a 10,8 Hz, com moda igual a 9,4 Hz, em 10 dos 11 voluntários (exceto o $Vol18$). Ou de outra forma: não foi possível observar diferenças de resposta cortical entre as etapas BaF e $Tr1$ a $Tr6$. Nos outros ritmos (θ , δ , β e γ) houve apenas ocorrências isoladas de sincronização ou dessincronização, para um ou outro voluntário, como pode ser visto nas figuras 62, 67 e 68

No segundo grupo de gráficos, a observação da Figura 60 confirma as observações anteriores em relação ao PDS_{Norm} e ainda revela que as derivações parietais apresentam maior energia que as centrais e que a resposta ipsilateral ($C4$ e $P4$) e ligeiramente superior a contralateral ($C3$ e $P3$).

Uma vez que a análise das curvas do Grupo 1 trouxe como característica marcante a sincronização no ritmo α , avaliou-se seu pico e frequência nos 11 voluntários (72 a 82) e questionou-se:

“O pico de energia do ritmo α da etapa BaF é maior que o pico de BaI ? Em qual frequência ele ocorre?” Através da análise da Tabela 10 observa-se que a resposta à questão é afirmativa para 10 dos 11 voluntários e que a frequência de ocorrência dos picos tem a o valor médio em $9,2 \pm 1,0$ Hz e moda em 9,4 Hz.

Mediana Geral das PSDs - Derivações em estudo

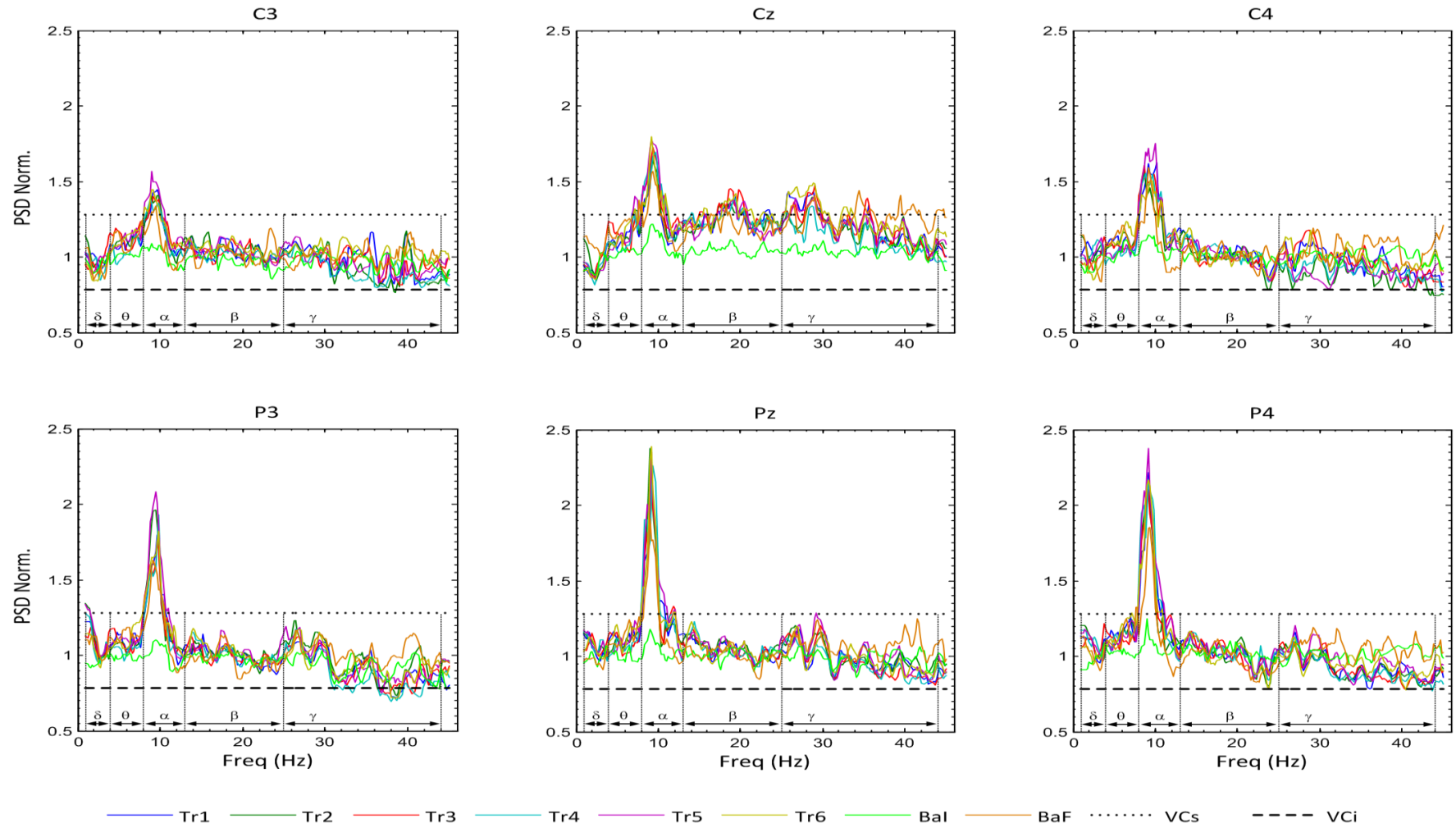


Figura 60: Mediana Geral – PSDs agrupadas por derivações.

Tabela 10: Levantamento dos picos de energia do ritmo α para a etapa BaI.
 “O pico de energia da etapa BaF é maior que o pico de BaI? Em qual frequência ele ocorre?”

	Voluntário	Derivações						Freq. dos picos (Hz)		
		C3	Cz	C4	P3	Pz	P4	Min.	Max.	Moda
01	Vol02	1	1	1	1	1	1	10,0	10,6	10,6
02	Vol09	1	1	1	1	1	1	7,0	7,2	7,0
03	Vol11	1	1	1	1	1	1	8,6	8,8	8,6
04	Vol12	1	1	1	1	1	1	9,2	9,4	9,4
05	Vol14	1	1	1	1	1	1	8,8	10,4	9,6
06	Vol15	1	1	1	1	1	1	8,6	9,4	9,4
07	Vol16	1	1	1	1	1	1	9,6	10,4	10,4
08	Vol17	1	1	1	1	1	1	9,4	9,4	9,4
09	Vol18	0	0	0	0	0	0	9,2	9,4	9,2
10	Vol19	1	1	1	1	1	1	8,8	8,8	8,8
11	Vol20	1	1	1	1	1	1	8,6	8,6	8,6
Soma		10	10	10	10	10	10		Moda	9,4
									Média	9,2
									Desv. pad.	1,0

Legenda: 1 = sim; 0 = não

De forma similar ao questionamento anterior, elaborou-se uma nova pergunta para avaliar se havia diferença nas respostas corticais das etapas Tr1 (aquecimento de 32°C até 40°C) e Tr5 (aquecimento de 26°C até 32°C): “O pico de energia do ritmo α da etapa Tr5 é maior que o pico de Tr1? Em qual frequência ele ocorre?” A Tabela 11 apresenta que 80% das ocorrências foram positivas, sugerindo uma possível relação entre a maior ativação das fibras de calor em TR1 e a diminuição do pico de energia no ritmo α .

Tabela 11: Levantamento dos picos de energia do ritmo α para a etapa Tr5.
 “O pico de energia da etapa Tr5 é maior que o pico de Tr1? Em qual frequência ele ocorre?”

	Voluntário	Derivações						Freq. dos picos (Hz)		
		C3	Cz	C4	P3	Pz	P4	Min.	Max.	Moda
01	Vol02	1	1	1	1	1	1	9,6	10,4	10,4
02	Vol09	0	1	1	0	0	0	8,8	9,0	9,0
03	Vol11	1	1	1	1	1	1	8,4	9,2	8,4
04	Vol12	1	1	1	1	1	1	9,6	9,6	9,6
05	Vol14	1	1	1	1	1	1	9,0	10,0	9,4
06	Vol15	0	1	0	0	1	1	9,6	10,8	10,8
07	Vol16	1	1	1	1	1	1	7,2	8,2	8,2
08	Vol17	1	1	1	1	1	1	9,2	9,4	9,4
09	Vol18	1	1	1	1	1	1	9,4	9,8	9,4
10	Vol19	0	0	0	0	0	0	9,0	9,0	9,0
11	Vol20	1	1	1	1	1	1	8,6	8,6	8,6
Soma:		8	10	9	8	9	9	9,0	9,5	9,4
		Média:	8,8 (80%)		Desv. pad:	0,8		Média:	9,3	
								Desv. pad.:	0,8	

Legenda: 1 = sim; 0 = não

Uma última pergunta foi lançada: “O pico de energia do ritmo α da etapa Tr2 (resfriamento de 40°C até 32°C) é maior que o pico de Tr4 (resfriamento de 32°C até 24°C)? Em qual fre-

quência ele ocorre?” Os resultados obtidos na Tabela 12 são inconclusivos uma vez que as respostas positivas foram de apenas a metade dos voluntários.

Tabela 12: Levantamento dos picos de energia do ritmo α para a etapa Tr2.
 “O pico de energia da etapa Tr2 é maior que o pico de Tr4? Em qual frequência ele ocorre?”

	Voluntário	Derivações						Freq. dos picos (Hz)			
		C3	Cz	C4	P3	Pz	P4	Min.	Max.	Moda	
01	Vol02	1	1	1	1	1	1	10,2	10,6	10,4	
02	Vol09	1	1	1	1	1	1	8,8	8,8	8,8	
03	Vol11	1	0	0	0	0	0	8,4	9,0	8,4	
04	Vol12	1	1	0	1	1	0	9,2	9,6	9,4	
05	Vol14	0	0	1	0	0	0	9,0	10,2	9,6	
06	Vol15	0	0	0	0	0	0	10,2	10,8	10,8	
07	Vol16	0	0	0	1	0	1	7,2	8,2	7,2	
08	Vol17	1	1	1	1	1	1	9,0	9,4	9,4	
09	Vol18	1	0	0	1	0	0	9,2	9,6	9,4	
10	Vol19	0	0	0	0	0	0	9,0	9,2	9,0	
11	Vol20	1	1	0	1	1	1	8,2	8,4	8,2	
Soma:		7	5	4	7	5	5	9,0	9,5	9,4	
Média:		5,5 (50%)			Desv. pad:	1,2	Média:		9,2		
Legenda:		1 = sim; 0 = não						Desv. pad.:		1,0	

5.4 Discussão

Os resultados obtidos com o estudo da influência da estimulação térmica moderada na atividade elétrica cortical sugerem que:

A sincronização observada na faixa de 7,0 a 10,4 Hz, com moda em 9,4 Hz, pode ser um indicador de resposta cerebral para estimulação térmica (aquecimento) com temperatura moderada. A intensidade dos picos foi maior nas derivações parietais (P3, Pz e P4) se comparadas com as centrais (C3, Cz e C4). Além disso, a região ipsilateral mostrou uma resposta ligeiramente superior à obtida na região contralateral.

A semelhança na resposta cortical observada nas etapas correspondentes aos intervalos interestímulo (Tr3 e Tr6) com as etapas com estimulação térmica variável (Tr1, Tr2, Tr4 e Tr5) sugerem que o período de 5 segundos, do intervalo interestímulo, é insuficiente para que os sinais de EEG retornem ao seu valor basal. Também, outras técnicas de processamento de sinais poderão ser empregadas para detectar esta diferença. A existência da diferença desses intervalos é presumida uma vez que todos os voluntários foram capazes de discernir as duas situações.

A diferença na amplitude dos picos de energia do ritmo α encontrada nas etapas de aquecimento, Tr1 menor que Tr5, sugere que uma possível assinatura para a ativação das fibras de calor. Já para as etapas de resfriamento (Tr2 e Tr4) os resultados foram inconclusivos.

6 CONCLUSÃO E TRABALHO FUTURO

Este trabalho teve como objetivos a construção de um equipamento estimulador térmico com características voltadas para o seu uso em pesquisa e, consecutivamente, a sua utilização na condução de estudos que relacionem a resposta cerebral com a variação da intensidade da estimulação térmica, através da análise dos ritmos do eletroencefalograma (EEG).

O estudo desenvolvido para avaliar o método de estimulação térmica que utilizou tubos de ensaio permitiu esclarecer algumas dúvidas para o presente estudo, dentre elas, a afirmação contida no manual do Ministério da Saúde de que não se deve utilizar água aquecida a temperaturas superiores a 45°C. Embora a temperatura da água (45°C) seja, teoricamente, capaz de estimular fibras de calor (do tipo C), assim como nociceptores responsáveis pela percepção de dor ao calor (fibras A δ e C), este estudo revelou que a faixa de temperatura registrada na pele, durante as estimulações (34,3 a 35,8°C), correlaciona-se com fibras de calor. Ao se relacionar estes valores de temperatura com aqueles preconizados pelo Ministério da Saúde para avaliar pacientes com hanseníase, observa-se que o teste com tubo de ensaio pode ser útil no estudo da sensibilidade térmica destes pacientes. A justificativa reside no fato de que as alterações de sensibilidade nas lesões cutâneas hanseníicas iniciam-se preferencialmente pelas sensações de aquecimento e resfriamento, seguidas pela alteração na percepção da dor (ao calor e ao frio) e pela alteração na sensibilidade tátil.

Considera-se que a construção do equipamento de estimulação térmica foi bem sucedida, pois além de atender às especificações do projeto, os testes de sensibilidade térmica com voluntários, conduzidos com o Bioestimulador, apresentaram resultados satisfatórios e similares ao relatados na literatura.

A plataforma de processamento e a interface de aquisição de sinais mostraram desempenho satisfatório. O ambiente de instrumentação virtual LabView® mostrou-se bastante versátil, permitindo construir, com facilidade, a interface com o usuário, assim como as funções de processamento do controlador de temperatura e dos métodos de teste, já implementados.

A avaliação da atividade cortical resultante da estimulação térmica moderada, feita de forma semelhante aos testes clínicos de determinação dos limiares de sensibilidade ao calor e ao frio, levou ao desenvolvimento de um protocolo de estimulação que ainda não é conhecido na literatura. Ele foi fruto da compilação de vários trabalhos similares (STANCAK, NEUPER e KLIMESCH, 2006; STANCÁK, MLYNÁR, *et al.*, 2006; STANČÁK, POLÁČEK, *et al.*, 2007; GROSS, SCHNITZLER, *et al.*, 2007; BABILONI, BRANCUCCI, *et al.*, 2006; CHANG, ARENDT-NIELSEN e CHEN, 2005; BROMM e LORENZ, 1998), com destaque para os trabalhos de Stancak *et al.* Apesar deste protocolo de estimulação apresentar características diferentes daquelas descritas na literatura, também foi possível observar a sincronização no ritmo alfa. Maiores estudos devem ser realizados para confirmar os resultados deste trabalho bem como investigar outras características dos sinais de EEG a estimulação térmica em regime permanente.

6.1 DESENVOLVIMENTO FUTURO

Com a disponibilidade de um equipamento estimulador térmico versátil, as possibilidades são inúmeras.

A primeira proposição consiste na aplicação de outras técnicas de processamento nos sinais já coletados, como por exemplo, análise tempo-frequência através de Wavelets. A utilização de outros métodos de remoção de artefatos, como a análise de componentes independentes, podem permitir um melhor aproveitamento das épocas, e assim contribuir para a diminuição do tempo de coleta.

Outra possibilidade seria promover variações no protocolo proposto neste estudo. Alteração da taxa de variação da temperatura, avaliação dos limiares de dor ao frio e ao calor, ou o aumento do intervalo interestímulo, são algumas sugestões. Novos protocolos como a estimulação com temperatura senoidal, podem ser propostos.

Desenvolver uma nova versão do protótipo do equipamento estimulador térmico em uma plataforma de processamento dedicada utilizando, por exemplo, um processador digital de sinais (DSP), de forma a permitir um melhor determinismo na geração das formas de onda de estimulação térmica.

BIBLIOGRAFIA

- AGILENT. Application note 290 - Practical temperature measurements. **Agilent Thecnologies**, 22 jan. 2010. Disponível em: <<http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5965-7822E.pdf>>. Acesso em: 03 fev. 2010.
- AKAY, M. **Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering**. Hoboken, N.J: Wiley, 2006.
- AMINOFF, M. J. **Electrodiagnosis in Clinical Neurology: Expert Consult**. 5. ed. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2005.
- ARENDR-NIELSEN, L.; CHEN, A. C. N. Lasers and other thermal stimulators for activation of skin nociceptors in humans. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 33, n. 6, p. 259-268, 2003.
- ATHERTON, D. D. et al. Use of the novel contact heat evoked potential stimulator (CHEPS) for the assessment of small fibre neuropathy: correlations with skin flare responses and intra-epidermal nerve fibre counts. **BMC Neurology**, v. 7, p. 21, 2007.
- BABILONI, C. et al. Anticipatory Electroencephalography Alpha Rhythm Predicts Subjective Perception of Pain Intensity. **The Journal of Pain**, v. 7, p. 709-717, 2006.
- BACARELLI, R. Avaliação sensitiva na neuropatia hansênica. In: DUERKSEN, F.; VIRMOND, M. **Cirurgia reparadora e reabilitação em hanseníase**. [S.l.]: Greenville: ALM International, 1997. p. 85-92.
- BEAR, M. F. O sistema sensorial somático. In: BEAR, M. F. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 2ª. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. p. 415.
- BECKER, S. et al. Operant conditioning of enhanced pain sensitivity by heat-pain titration. **PAIN**, v. 140, n. 1, p. 104-114, nov 2008.
- BEJAN, A. **Heat transfer handbook**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2003. 134-139 p.
- BERTELSMANN, F. W. et al. Thermal discrimination thresholds in normal subjects and in patients with diabetic neuropathy. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, 48, 1985. p. 686-690.
- BOYLESTAD. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. Rio de Janeiro: LTC, 1999.
- BRAINCONNECTION. Image Gallery - Lateral brain 2. **BrainConnection**, 2000. Disponível em: <<http://brainconnection.positscience.com/med/medart/ppt/brain-2.ppt>>. Acesso em: 31 mar. 2010. Arquivo Powerpoint. Autorizado o uso em aplicações não comerciais.
- BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE POLÍTICAS DE SAÚDE, DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA. **Guia para o Controle da hanseníase**. Brasília: Ministério da Saúde, 2002:19. 19 p.
- BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE POLÍTICAS DE SAÚDE, DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA. **Vigilância em Saúde: Dengue, Esquistossomose, Hanseníase, Malária, Tracoma e Tuberculose** -. 2. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2008:71. 195 p. (Série A. Normas e Manuais Técnicos) (Cadernos de Atenção Básica, n. 21).
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE POLÍTICAS DE SAÚDE. DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA. **Hanseníase - Atividades de Controle e Manual de Procedimentos**. Brasília: Ministério da Saúde, 2001:38-39. 38-39.
- BROMM, B.; LORENZ, J. Neurophysiological evaluation of pain. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 107, p. 227-253, 1998. Publicação autorizada.
- CALDWELL, D. G.; TSAGARAKIS, N.; WARDLE, A. Mechano thermo and proprioceptor feedback for integrated haptic feedback, v. 3, p. 2491-2496, 1997.
- CAMPERO, M. et al. Slowly conducting afferents activated by innocuous low temperature in human skin. **The Journal of Physiology**, v. 535, p. 855-865, 2001. PMC2278822.

- CAMPERO, M.; SERRA, J.; OCHOA, J. L. C-polymodal nociceptors activated by noxious low temperature in human skin. **The Journal of Physiology**, v. 497, p. 565-572, 1996. PMC1161005.
- CARMON, A. Considerations of the cerebral response to painful stimulation: stimulus transduction versus perceptual event. **Bulletin of the New York Academy of Medicine**, 55, 1979. 313-324.
- CASTRO, I. M. Um instrumento para investigação da sensibilidade térmica da pele. **Hansen. Int.**, v. 3, n. 2, p. 165-167, 1978.
- CHANG, P. F.; ARENDT-NIELSEN, L.; CHEN, A. C. N. Comparative cerebral responses to non-painful warm vs. cold stimuli in man: EEG power spectra and coherence. **International Journal of Psychophysiology**, v. 55, p. 73-83, 2005.
- CHAO, C.-C. et al. Patterns of contact heat evoked potentials (CHEP) in neuropathy with skin denervation: Correlation of CHEP amplitude with intraepidermal nerve fiber density. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 3, p. 653-661, mar 2008.
- CHONG, P. S. T.; CROS, D. P. Quantitative sensory testing equipment and reproducibility studies - review. **American Association of Electrodiagnostic Medicine**, junho 2004. Disponível em: <<http://www.aanem.org/practiceissues/technologyreviews/documents/qstTechniques.pdf>>. Acesso em: 03 jul. 2012.
- CHONG, P. S. T.; CROS, D. P. Technology literature review: Quantitative sensory testing. **Muscle & Nerve**, v. 29, p. 734-747, 2004.
- COLLINA, D. D.; VILLARROEL, M. F.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Thermal record of the test tubes method used for small fibers assessment. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 69, p. 932-937, dez. 2011.
- CSILLAG, A. **Atlas of the Sensory Organs: Functional and Clinical Anatomy**. 1. ed. Totowa, New Jersey: Humana Press, 2005.
- DEFRIN, R. et al. Sensory determinants of thermal pain. **Brain: A Journal of Neurology**, v. 125, p. 501-10, 2002. PMID: 11872608.
- DESPOPOULOS, A.; SILBERNAGL, S. **Color atlas of physiology**. 5 ed. ed. New York: Thieme, 2003.
- DICKY, P. J. Quantitative sensory testing: a consensus report from the Peripheral Neuropathy Association. **Neurology**, v. 43, n. 5, 1993. p. 1050-2.
- DYCK, P. J. et al. Introduction of automated systems to evaluate touch-pressure, vibration, and thermal cutaneous sensation in man. **Annals of neurology**, v. 4, p. 502-10, 1978.
- DYCK, P. J. et al. Comparison of symptoms, chemistry, and nerve function to assess adequacy of hemodialysis. **Neurology**, v. 29, n. 10, out 1979. p. 1361-1368.
- DYCK, P. J. et al. A 4, 2, and 1 stepping algorithm for quick and accurate estimation of cutaneous sensation threshold. **Neurology**, v. 43, p. 1508-12, 1993.
- DYCK, P. J. et al. Cool, warm, and heat-pain detection thresholds: testing methods and inferences about anatomic distribution of receptors. **Neurology**, v. 43, p. 1500, 1993.
- EKBLOM, A.; HANSSON, P. Thermal sensitivity is not changed by acute pain or afferent stimulation. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 50, p. 1216-1220, 1987.
- EPCOS AG. NTC thermistors for temperature measurement. Glass-encapsulated sensors, standard type. **EPCOS AG**, fev. 2009. Disponível em: <http://www.epcos.com/inf/50/db/ntc_09/Glass_enc_Sensors__B57540__G540__G1540.pdf>. Acesso em: 25 fev. 2010.
- FISHER-CRIPPS. **Newnes Interfacing Companion**. Oxford: Newnes, 2002.
- FLIR. FLIR i40 / i50 / i60. **FLIR Systems Brasil**, 2010. Disponível em: <<http://www.flir.com/thermography/americas/br/content/?id=14608>>. Acesso em: 31 mar. 2010.

- FOWLER, C. J. et al. A portable system for measuring cutaneous thresholds for warming and cooling. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 50, n. 9, p. 1211-1215, sep 1987.
- FOWLER, C. J. et al. The conduction velocities of peripheral nerve fibres conveying sensations of warming and cooling. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 51, p. 1164-1170, 1988.
- FRADEN, J. **Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications**. New York: Springer-Verlag, 2004. ISBN 0-387-00750-4.
- FRUHSTORFER, H.; LINDBLOM, U.; SCHMIDT, W. C. Method for quantitative estimation of thermal thresholds in patients. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 39, p. 1071-1075, 1976. Publicação autorizada.
- GARDNER, E. P.; MARTIN, J. H.; JESSELL, T. M. The Bodily Senses. In: KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSELL, T. **Principles of Neural Science**. 4th. ed. New York: McGraw-Hill Medical, 2000. p. 441-443.
- GESCHIEDER, G. A. **Psychophysics: Method, Theory, and Application**. 2 ed. ed. London: Lawrence Erlbaum Associates, 1985.
- GOLJA, P.; TIPTON, M. J.; MEKJAVIC, I. B. Cutaneous thermal thresholds--the reproducibility of their measurements and the effect of gender. **Journal of Thermal Biology**, v. 28, p. 341-346, 2003.
- GRANOT, M.; SPRECHER, E.; YARNITSKY, D. Psychophysics of phasic and tonic heat pain stimuli by quantitative sensory testing in healthy subjects. **European Journal of Pain**, v. 7, p. 139-143, 2003.
- GRANOVSKY, Y. et al. Thermoreceptive innervation of human glabrous and hairy skin: a contact heat evoked potential analysis. **Pain**, v. 115, n. 3, p. 238-247, jun 2005.
- GREEN, B. G. Temperature perception on the hand during static vs. dynamic contact with a surface. **Attention, perception & psychophysics**, v. 71, n. 5, p. 1185-1196, 2009.
- GREEN, B. G.; AKIRAV, C. Threshold and rate sensitivity of low-threshold thermal nociception. **European Journal of Neuroscience**, v. 31, n. 9, p. 1637-1645, 2010.
- GREENSTEIN, B.; GREENSTEIN, A. **Color Atlas of Neuroscience: Neuroanatomy and Neurophysiology**. 1. ed. New York: Thieme, 2000.
- GROMOV, G. Thermoelectric Cooling Modules. **Business briefing: Global photonics applications & technology**, 2002. Disponível em: <[http://www.rmtltd.ru/articles/Thermoelectric Cooling Modules.pdf](http://www.rmtltd.ru/articles/Thermoelectric%20Cooling%20Modules.pdf)>. Acesso em: 01 mar. 2010.
- GROSS, J. et al. Gamma Oscillations in Human Primary Somatosensory Cortex Reflect Pain Perception. **PLoS Biology**, v. 5, p. 133, 2007.
- GRUENER, G.; DYCK, P. J. Quantitative sensory testing: methodology, applications, and future directions. **J Clin Neurophysiol**, v. 11, p. p.568-83, 1994.
- GUERGOVA, S.; DUFOUR, A. Thermal sensitivity in the elderly: A review. **Ageing Research Reviews**, v. 10, n. 1, p. 80-92, jan 2011.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Somatic Sensations II - Pain, Headache, and Thermal Sensations. In: GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. 11. ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006a. Cap. 48, p. 607-609. Publicação autorizada.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Organization of the Nervous System, Basic Functions of Synapses, "Transmitter Substances". In: GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006b. Cap. 45, p. 555-570. Publicação autorizada.
- HAGANDER, L. G. et al. Quantitative sensory testing: effect of site and skin temperature on thermal thresholds. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, p. 17-22, 2000.
- HANSSON, P.; BACKONJA, M.; BOUHASSIRA, D. Usefulness and limitations of quantitative sensory testing: Clinical and research application in neuropathic pain states. **Pain**, v. 129, p. 256-259, 2007.

- HARRISON, L. T. **Current Sources and Voltage References: A Design Reference for Electronics Engineers**. Burlington, MA: Newnes, 2005.
- HASHMI, J. A.; DAVIS, K. D. Effect of Static and Dynamic Heat Pain Stimulus Profiles on the Temporal Dynamics and Interdependence of Pain Qualities, Intensity, and Affect. **Journal of Neurophysiology**, v. 100, n. 4, p. 1706-1715, 2008.
- HILZ, M. J.; GLORIUS, S.; BERIC, A. Thermal perception thresholds: influence of determination paradigm and reference temperature. **J Neurol Sci**, v. 129, p. p. 135-140, 1995.
- HOZMAN, J. et al. Thermo-electrical Stimulator for Patients' Quantitative Sensory Testing. In: SLOTEN, J., et al. **4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering**. Berlin Heidelberg: Springer, v. 22, 2009. p. 1171-1175.
- IANNETTI, G. D.; ZAMBREANU, L.; TRACEY, I. Similar nociceptive afferents mediate psychophysical and electrophysiological responses to heat stimulation of glabrous and hairy skin in humans. **The Journal of Physiology**, v. 577, p. 235-48, 2006.
- INFANTOSI, A. F. C.; LAZAREV, V. V.; CAMPOS, D. V. D. Detecção de resposta a fotoestimulação intermitente no eletroencefalograma utilizando o teste F-Espectral. **Rev. bras. eng. biomed**, v. 21, n. 1, p. 25-36, abr 2005.
- INMETRO. Vocabulário Internacional de Metrologia: conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2008), Rio de Janeiro, n. 1ª Edição Brasileira, 2009.
- JAMAL, G. A. et al. An improved automated method for the measurement of thermal thresholds. 1. Normal subjects. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 48, p. p. 354-360, 1985.
- JONES, L.; BERRIS, M. The psychophysics of temperature perception and thermal-interface design. **Proceedings 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems**, Orlando, FL, USA;, 2002. 137-142.
- KÁLMÁN, M.; CSILLAG, A. The Skin and Other Diffuse Sensory Systems. In: CSILLAG, A. **Atlas of the Sensory Organs: Functional and Clinical Anatomy**. 1. ed. Totowa, New Jersey: Humana Press, 2005. p. 199-200.
- KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSELL, T. **Principles of Neural Science**. 4. ed. [S.l.]:
- KLEINBOHL, D. et al. Amantadine Sulfate Reduces Experimental Sensitization and Pain in Chronic Back Pain Patients. **Anesthesia & Analgesia**, v. 102, n. 3, p. 840-847, jan 2006.
- LA PERA, D. et al. Contact Heat Evoked Potentials to Painful and Non-Painful Stimuli: Effect of Attention Towards Stimulus Properties. **Brain Topography**, v. 15, n. 2, p. 115-123, 2002.
- LAIRD. The thermoelectric Handbook. **Laird Technologies**, 08 jan. 2010. ISSN THR-BRO-THERMOELECTRIC-HNDBK 0110. Disponível em: <<http://www.lairdtech.com/temhandbook/>>. Acesso em: 27 fev. 2010.
- LAUTENBACHER, S. et al. Theoretical and empirical considerations on the relation between "body image", body scheme and somatosensation. **Journal of Psychosomatic Research**, v. 37, n. 5, p. 447-454, jul 1993.
- LYONS, P.; WATERWORTH, P. Resource Library—Application Notes—Measurement Specialties. **Measurement Specialties**, Jun 2003. Disponível em: <http://www.meas-spec.com/downloads/Thermistor_TEC_application_notes.pdf>. Acesso em: 12 Fev 2010.
- MADER, S. S. **Understanding Human Anatomy & Physiology**. 5. ed. [S.l.]: McGraw-Hill, 2004.
- MAGERL, W.; TREEDE, R. D. Heat-evoked vasodilatation in human hairy skin: axon reflexes due to low-level activity of nociceptive afferents. **The Journal of Physiology**, v. 497, p. 837-848, 1996.
- MEAS. Resource Library—Application Notes. **Measurement Specialties**, out. 2003. Disponível em: <http://www.meas-spec.com/downloads/Temperature_Sensor_Advantages.pdf>. Acesso em: 01 fev. 2010.
- MEH, D.; DENISLIC, M. Quantitative assessment of thermal and pain sensitivity. **J Neurol Sci**, v. 127, p. 164-9, 1994.

- MESTE, O.; RIX, H. Jitter statistics estimation in alignment processes. **Signal Processing**, v. 51, n. 1, p. 41-53, 1996.
- MICHALSKI. **Temperature measurement**. Chichester, England: Wiley, 1991.
- MINCO. Flexible heaters design guide. **MINCO**, 03 out. 2007. Disponível em: <http://www.minco.com/uploadedFiles/Products/HDG01_KL6_final.pdf>. Acesso em: 08 mar. 2010.
- MOURAU, A.; IANNETTI, G. D. Across-trial averaging of event-related EEG responses and beyond, v. 26, n. 7, p. 1041-1054, 2008.
- NAERT, A. L. G.; KEHLET, H.; KUPERS, R. Characterization of a novel model of tonic heat pain stimulation in healthy volunteers. **Pain**, v. 138, p. 163-171, 2008.
- NAGY, M. J. Effect of Heat Sink Design on Thermoelectric Cooling Performance. **International Conference on Thermoelectrics**, 1994.
- NATIONAL INSTRUMENTS. NI USB-6211 - 16-Bit, 250 kS/s M Series Multifunction DAQ, Bus-Powered. **National Instruments Corporation**, 2006. Disponível em: <<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/203224>>. Acesso em: 26 jun. 2012.
- NATIONAL INSTRUMENTS. What Is LabVIEW? **National Instruments Corporation**, 19 nov. 2009. Disponível em: <<http://www.ni.com/labview/whatis/s>>. Acesso em: 15 mar. 2010.
- NETO, E. A. Prova do éter em hansenologia. **Hansenologia Internationalis**, v. 8, n. 1, p. 46-53, 1983.
- NEUROTON INC. Quantitative Sensory Testing Systems: Technology and Equipment Review. **J Clin Neurophysiol**, New York, v. 12, n. 1995, p. 192-202, 1995.
- NIST. ITS-90 Thermocouple Database, Download Files. **National Institute of Standards and Technology**, 17 abr. 2008. Disponível em: <<http://srdata.nist.gov/its90/download/download.html>>. Acesso em: 12 fev. 2010.
- OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno**. 4a. ed. Rio de Janeiro: Prentice Hall Brasil, 2007. 800 p.
- PEPLER, J. H.; FARHAM, C. J.; DOUGLAS, R. J. An inexpensive programmable stimulator for the study of thermal sensation. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 15, n. 2, p. 131-140, oct 1985.
- PERTOVAARA, A. The influence of stimulus temperature rise rate, adapting temperature, and stimulus duration on suprathreshold responses evoked by noxious heat in the glabrous skin of the limb Comparison of neuronal discharge in the rat spinal dorsal horn with human sensations. **Experimental Brain Research**, v. 126, p. 482-494, 1999.
- PFALTZGRAFF, R. E.; BRYCESON, A. Clinical Leprosy. In: HASTINGS, R. **Leprosy**. 1. ed. New York: Churchill Livingstone, 1985. p. 134-176.
- PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clinical Neurophysiology**, 110, 26 May 1999. 1842-1857.
- PSYCHOLOGY WIKI. Arquivo de imagem:"Sensory and motor homunculi.jpg". **Psychology Wiki**, 2005. Disponível em: <http://psychology.wikia.com/wiki/File:Sensory_and_motor_homunculi.jpg>. Acesso em: 25 fev. 2010. Conteúdo licenciado de domínio público (licença CC-BY-SA).
- PURVES, D. **Neurosciane**. 3. ed. Sunderland, MA: Sinauer Publishing, 2004.
- REULEN, J. P. H. et al. Comparison of thermal threshold tests to assess small nerve fiber function: limits vs. levels. **Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 114, p. 556-63, 2003. PMID: 12705436.
- RHOADES, R. A.; TANNER, G. A. **Medical Physiology**. 2. ed. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- RIPKA; TIPEK. **Modern sensors handbook**. Wiltshire: ISTE, 2007.

- RMT LTD. Thermoelectric Module Datasheet - 1MD06-127-XX. **RMT Ltd.**, 03 set. 2008. Disponível em: <<http://rmtltd.ru/datasheets/1md06127.pdf>>. Acesso em: 02 mar. 2010.
- ROBERTS, K. et al. Contact heat evoked potentials using simultaneous EEG and fMRI and their correlation with evoked pain. **BMC Anesthesiology**, v. 8, n. 1, p. 8, 2008.
- ROLKE, R. et al. Quantitative sensory testing: a comprehensive protocol for clinical trials. **European Journal of Pain**, v. 10, n. 1, p. 77-88, jan 2006.
- ROWE, D. M. **CRC handbook of thermoelectrics**. Boca Raton, Florida: CRC, 1995.
- SÁ, A. M. F. L. M. D. et al. Spectral F-Test power evaluation in the
- SANTIAGO, S.; FERRER, T.; ESPINOSA, M. L. Neurophysiological studies of thin myelinated (A delta) and unmyelinated (C) fibers: application to peripheral neuropathies. **Neurophysiol Clin**, v. 30, p. 27-42, 2000.
- SCHAFFNER, N. et al. Heat pain threshold and tolerance show no left-right perceptual differences at complementary sites of the human forearm. **Neuroscience letters**, v. 440, p. 309-313, 2008.
- SCHEPERS, R. J.; RINGKAMP, M. Thermoreceptors and thermosensitive afferents. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v.33, n. 3, 2009. p.205-212.
- SCHESTATSKY, P. et al. Transient decrease of sensory perception after thermoalgesic stimuli for quantitative sensory testing. **Muscle & Nerve**, v. 36, p. 466-470, 2007.
- SEMMLOW, J. L. **Biosignal and Medical Image Processing**. 1. ed. [S.l.]: CRC Press, 2004.
- SHETTY, V. P.; ANTIA, N. H.; JACOBS, J. M. The pathology of early leprous neuropathy, v. 88, n. 1-3, p. 115-131, #dec# 1988. ISSN ISSN: 0022-
- SIMONE, D. A.; KAJANDER, K. C. Responses of Cutaneous A-Fiber Nociceptors to Noxious Cold. **J Neurophysiol**, v. 77, p. 2049-2060, 1997.
- SINCLAIR. **Sensors and transducers**. Woburn, MA: Newnes, 2001.
- SMITH, C. U. M. Thermosensitivity. In: SMITH, C. U. M. **Biology of Sensory Systems**. 2. ed. West Sussex: Wiley-Blackwell, 2009. p. 415-421.
- SMITH, S. J.; ALI, Z.; FOWLER, C. J. Cutaneous thermal thresholds in patients with painful burning feet. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 54, p. 877-881, 1991.
- SOMEDIC. Technical Specifications - MSA Thermotest. **SOMEDIC Sales**, 2010. Disponível em: <<http://www.somedic.com/article.php?45&PHPSESSID=4058f0c55399ece9e0c4484645cd7df9>>. Acesso em: 22 mar. 2010.
- STANČÁK, A. et al. Source imaging of the cortical 10 Hz oscillations during cooling and warming in humans. **NeuroImage**, v. 33, p. 660-671, 2006.
- STANČÁK, A. et al. Cortical oscillatory changes during warming and heating in humans. **Neuroscience**, v. 147, p. 842-852, 2007.
- STANCAK, A.; NEUPER, C.; KLIMESCH, W. Cortical oscillatory changes occurring during somatosensory and thermal stimulation. In: _____ **Event-Related Dynamics of Brain Oscillations**. [S.l.]: Elsevier, v. 159, 2006. p. 237-252.
- TELLUREX. The Most Frequently Asked Questions About Thermoelectric Cooling. **Tellurex**, 2006 ago. 2006. Disponível em: <<http://www.tellurex.com/>>. Acesso em: 15 jan. 2009.
- TETECH. FAQ & Technical Information. **TE Technology**, 2008. Disponível em: <<http://www.tetech.com/Downloadable-Publications.html>>. Acesso em: 12 set. 2008.

TEXAS INSTRUMENTS. LM35 Analog Output Temperature Sensor. **Texas Instruments**, 2013. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/gpn/lm35>>. Acesso em: 03 set. 2014.

TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Monitorização objetiva da resposta à estimulação somatossensitiva utilizando parâmetros espectrais...**, 2001. 140 p. p. Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Rio de Janeiro.

TRAN, T. D.; MATRE, D.; CASEY, K. L. An inhibitory interaction of human cortical responses to stimuli preferentially exciting A δ or C fibers. **Neuroscience**, v. 152, n. 3, p. 798-808, mar 2008.

U.S. SENSOR. RTD RESISTANCE-TEMPERATURE CHART. **U.S. Sensor Corp. - Thermistors, RTDs, Probes & Assemblies**, 09 jun. 2008. Disponível em: <http://www.ussensor.com/rt_charts/ppg102a1.htm>. Acesso em: 02 mar. 2010.

VILLARROEL, M. F.; ORSINI, M. B. P. Impaired warm and cold perception thresholds in leprosy skin lesions. **Lepr Rev**, v. 2, n. 78, p. 102-109, Jun 2007.

VILLARROEL, M. F.; ORSINI, M. B. P. Comparative study of the cutaneous sensation of leprosy-suspected lesions using Semmes-Weinstein monofilaments and quantitative thermal testing. **Lepr Rev**, n. 78, p. 102-109, 2007a.

WEBSTER. **Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook**. Boca Raton, Flórida: CRC, 2000.

WIKIPEDIA. O cérebro humano. **Wikipedia**, 2012. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Cérebro_humano>. Acesso em: 01 jun. 2012. Imagem de domínio público.

WILCOX, G. L.; GIESLER, G. J. An instrument using a multiple layer peltier device to change skin temperature rapidly. **Brain Research Bulletin**, v. 12, n. 1, p. 143-146, jan 1984.

XU, F.; SEFFEN, K.; LU, T. Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics. **Int J Heat Mass Transf**, v. 51, p. 2237-2259, 24 out. 2007.

YAO, Y. et al. Experimental study on physiological responses and thermal comfort under various ambient temperatures. **Physiology & Behavior**, v. 93, p. 310-321, 2008.

YARNITSKY, D. Quantitative sensory testing. **Muscle & Nerve**, v. 20, p. 198-204, 1997.

YARNITSKY, D. et al. Single C nociceptor responses and psychophysical parameters of evoked pain: effect of rate of rise of heat stimuli in humans. **J Physiol**, v. 450, p. 581-592, 1992.

YARNITSKY, D. et al. Variance of sensory threshold measurements: discrimination of feigners from trustworthy performers. **Journal of the neurological sciences**, v. 125, p. 186-9, 1994.

YARNITSKY, D. et al. Heat pain thresholds: normative data and repeatability. **Pain**, v. 60, p. 329-332, 1995.

YARNITSKY, D.; OCHOA, J. L. Studies of heat pain sensation in man: perception thresholds, rate of stimulus rise and reaction time. **Pain**, v. 40, p. 85-91, 1990.

ZASLANSKY, R.; YARNITSKY, D. Clinical applications of quantitative sensory testing (QST). **J Neurol Sci**, v. 153, p. 215-238, 1998.

ZINMAN, L. H.; BRIL, V.; PERKINS, B. A. Cooling detection thresholds in the assessment of diabetic sensory polyneuropathy: comparison of CASE IV and Medoc instruments. **Diabetes Care**, v. 27, n. 7, p. 1674-9, jul 2004.

APÊNDICE A

A. RESULTADOS: CURVAS DE PSD DE TODOS OS VOLUNTÁRIOS

Neste apêndice são apresentadas as curvas dos periodogramas dos 11 voluntários que apresentaram resultados válidos.

Grupo 1 - Da Figura 61 até a Figura 71 os periodogramas estão organizados por etapas da estimulação (BaI, BaF, Tr1 a Tr6), o que permite comparar a resposta cortical entre estas etapas.

Grupo 2 - Da Figura 72 até a Figura 82 os periodogramas estão organizados por derivações corticais (C3, Cz, C4, P3, Pz e P4), o que permite comparar a resposta cortical entre as derivações.

_Vol02 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

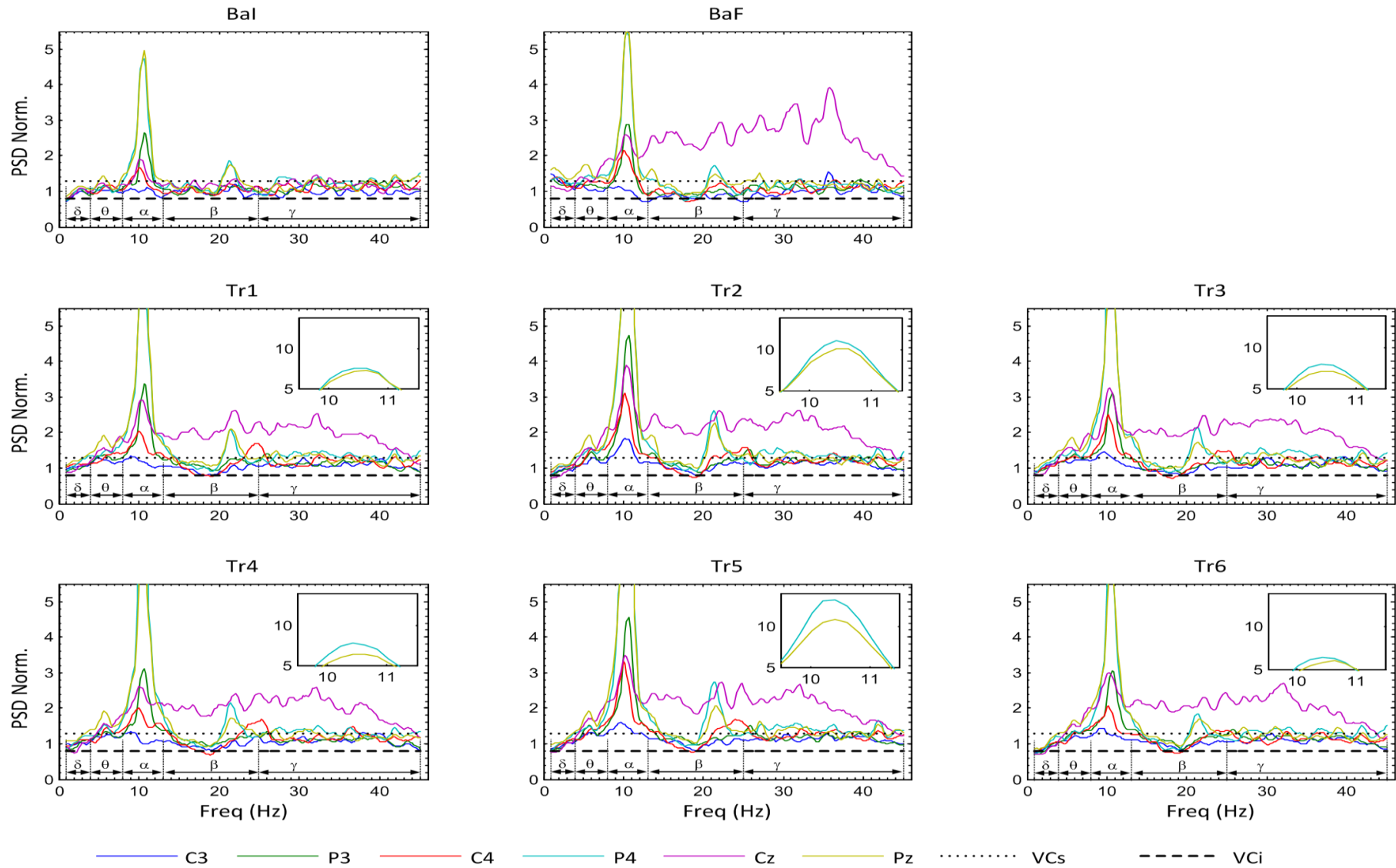


Figura 61: Periodogramas normalizados do voluntário 02 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol09 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

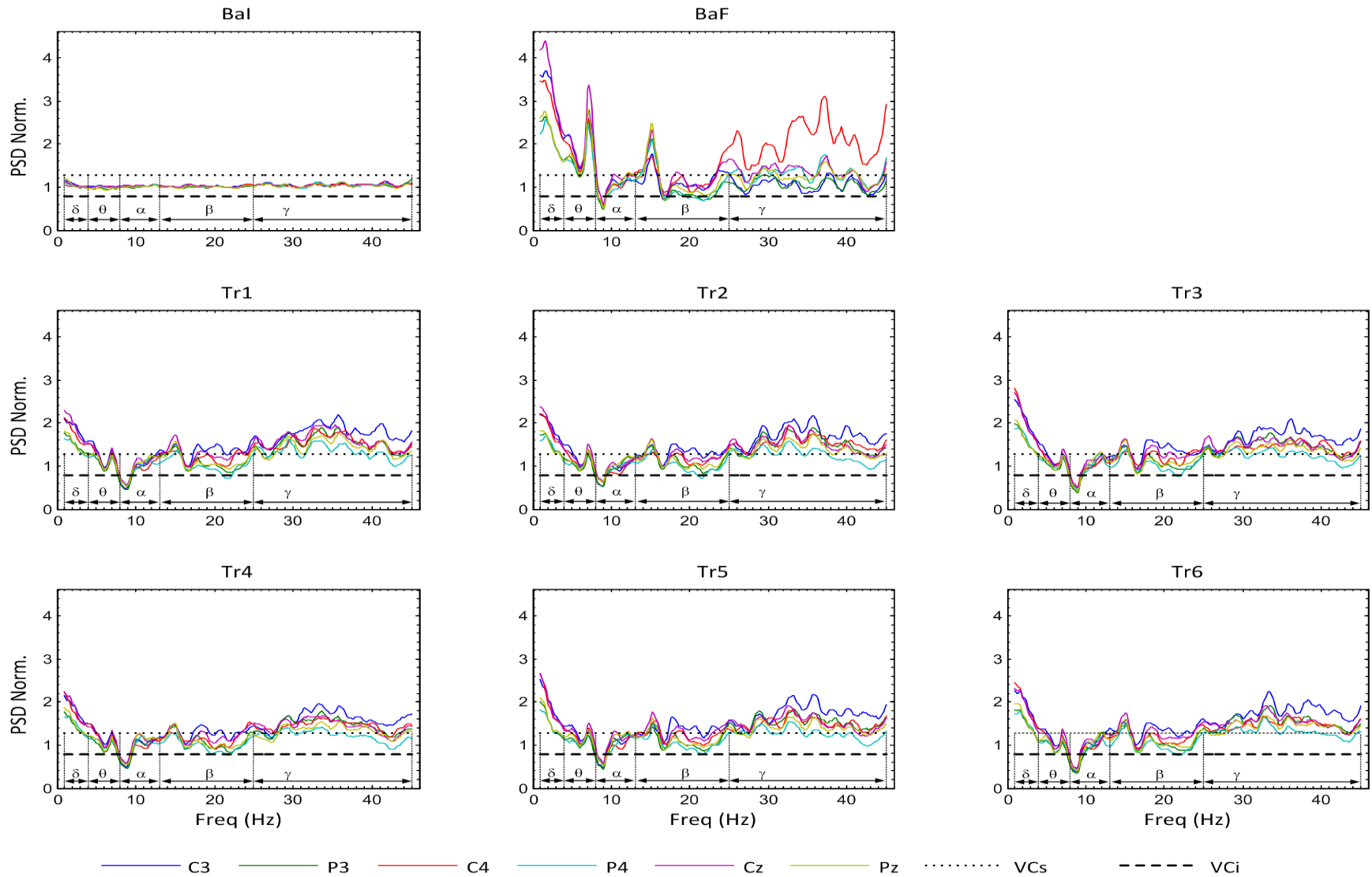


Figura 62: Periodogramas normalizados do voluntário 09 – organizado por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol11 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

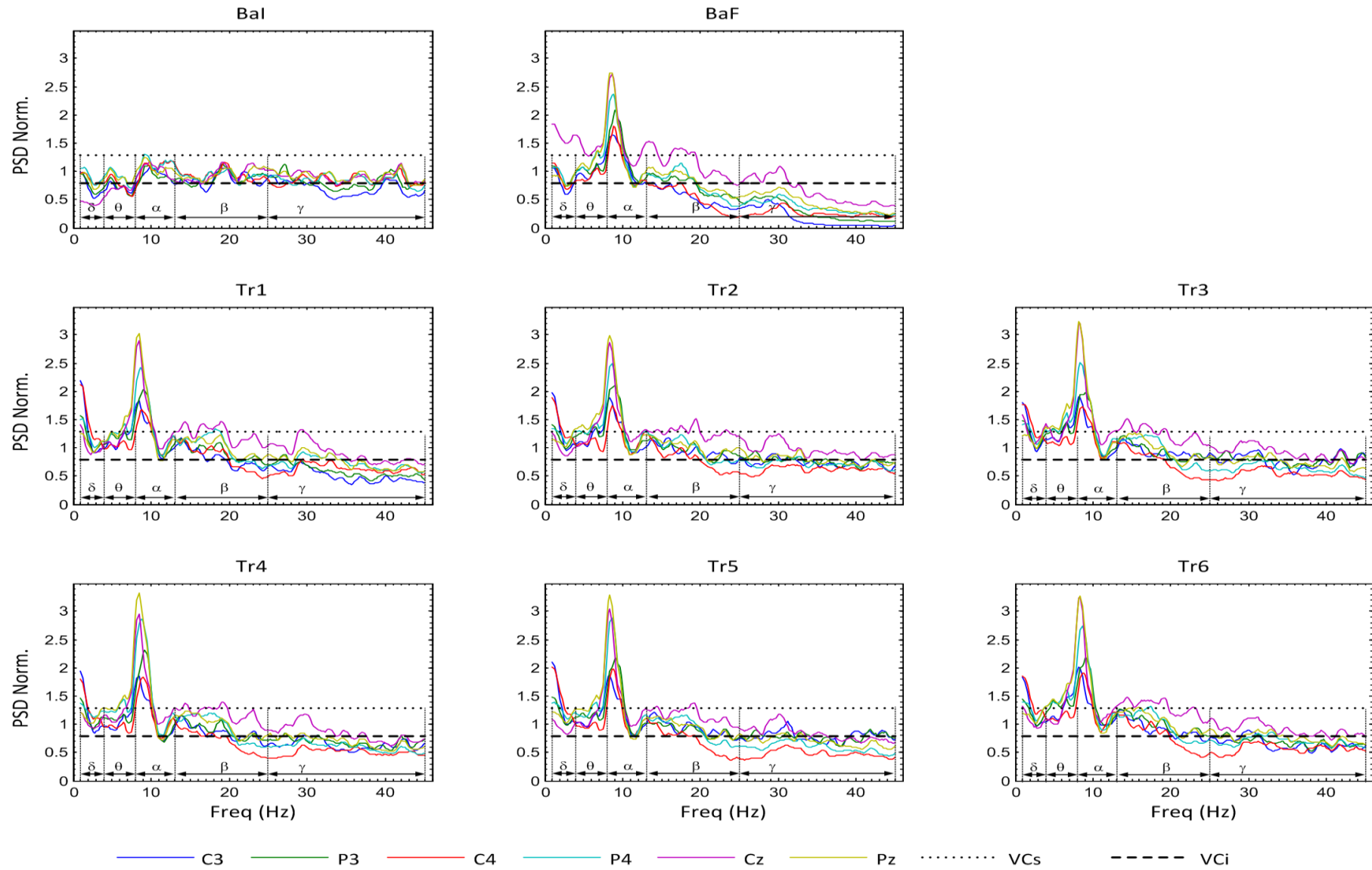


Figura 63: Periodogramas normalizados do voluntário 11 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol12 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

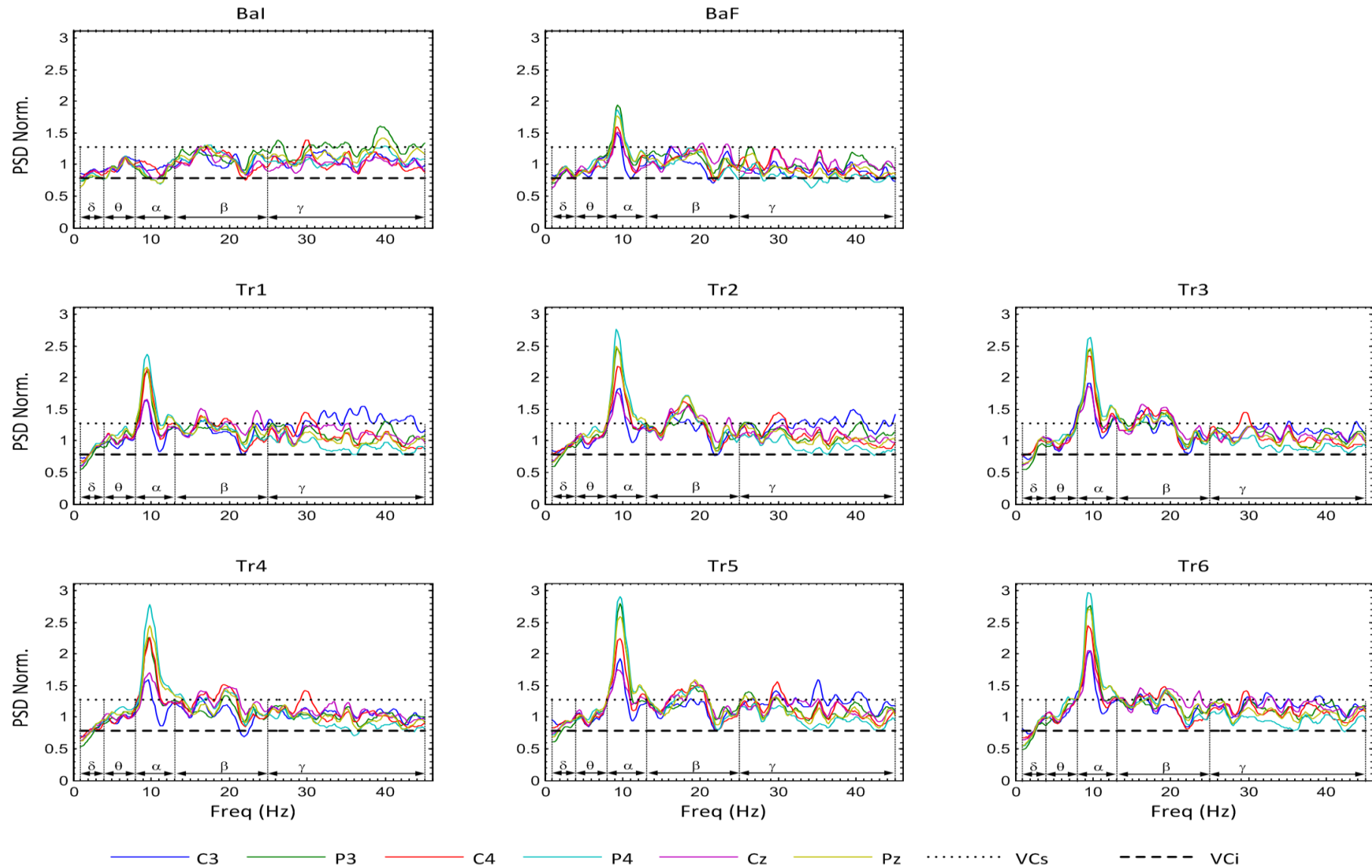


Figura 64: Periodogramas normalizados do voluntário 12 – organizado por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol14 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

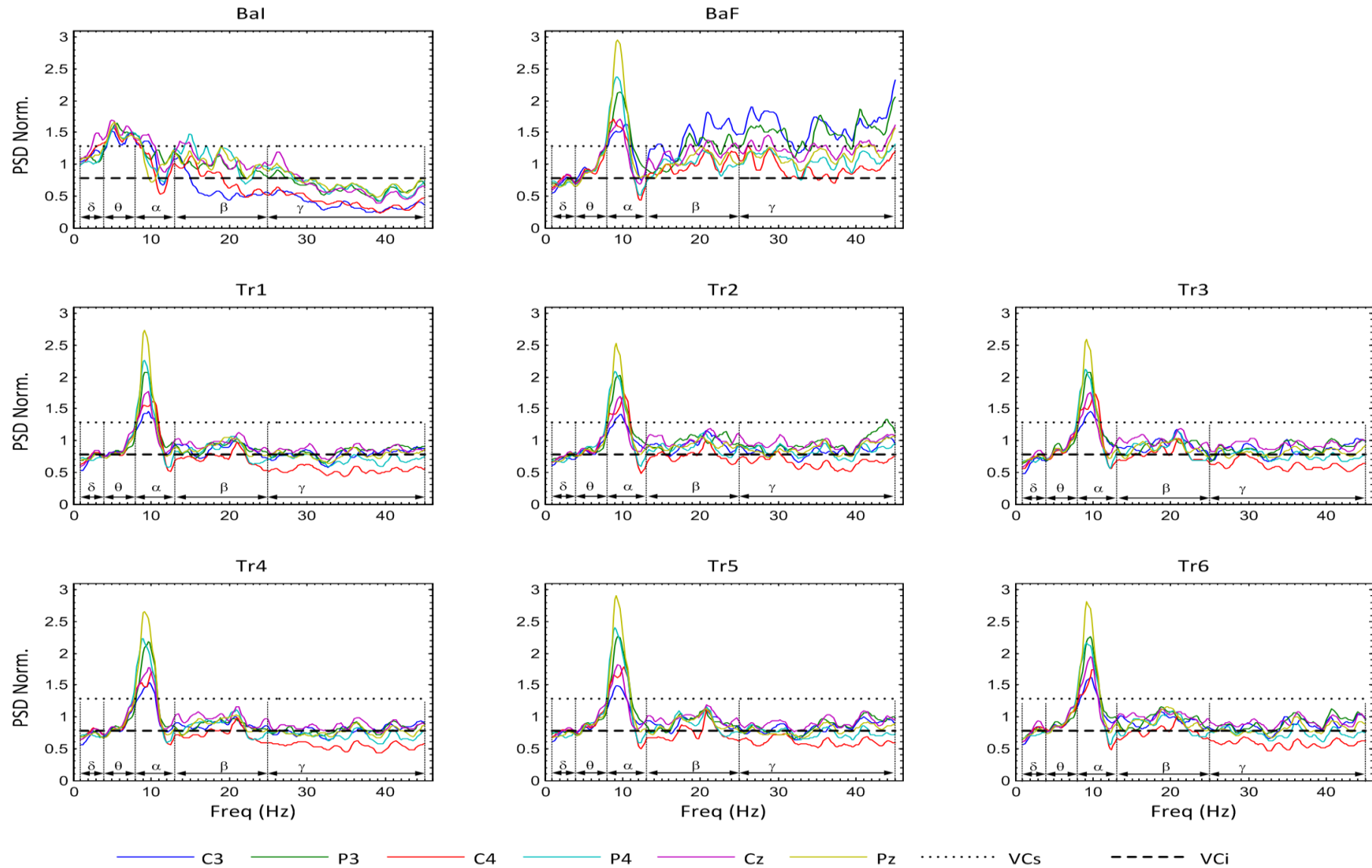


Figura 65: Periodogramas normalizados do voluntário 14 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários não estão na mesma escala.

_Vol15 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

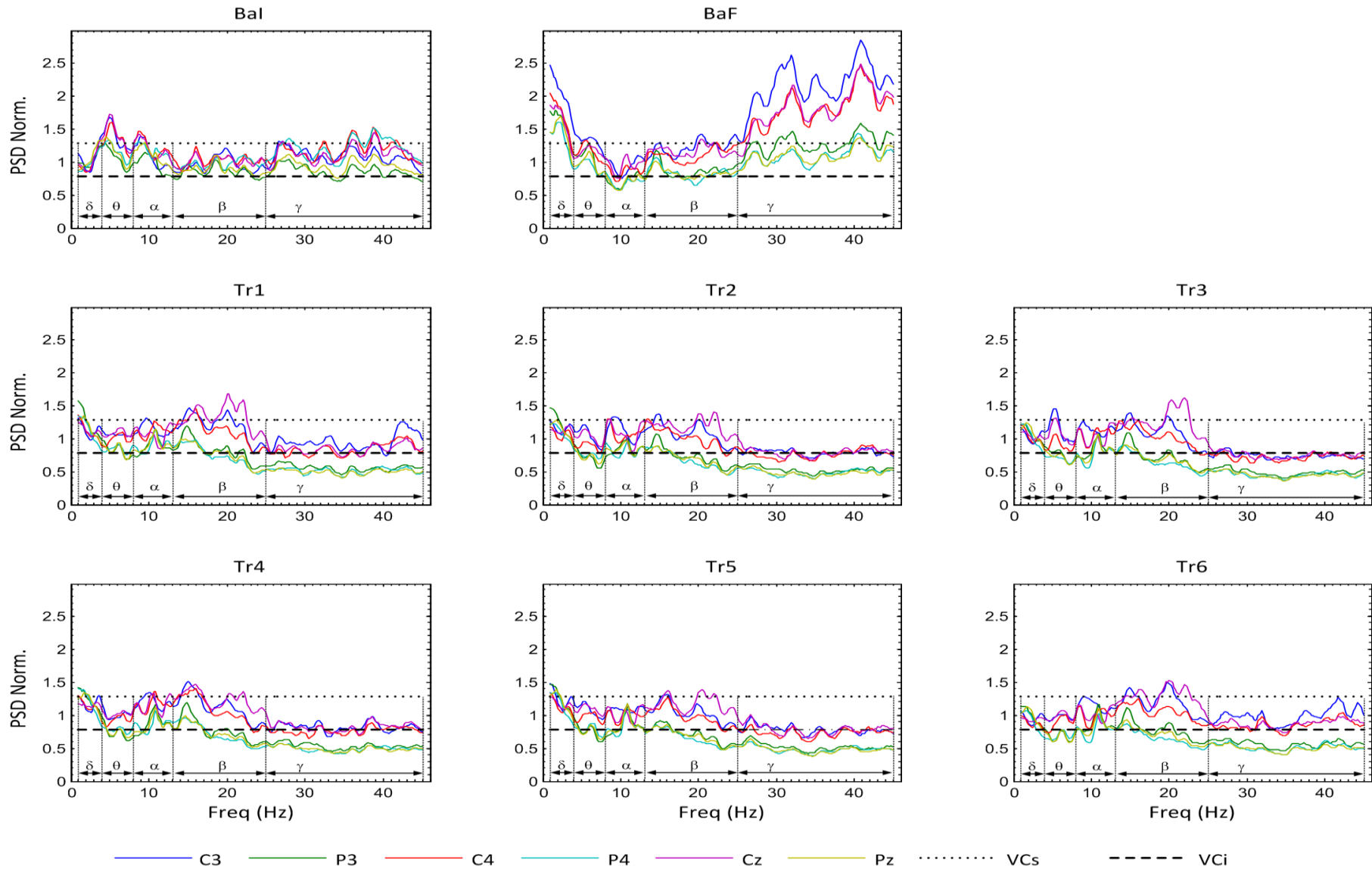


Figura 66: Periodogramas normalizados do voluntário 15 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol16 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

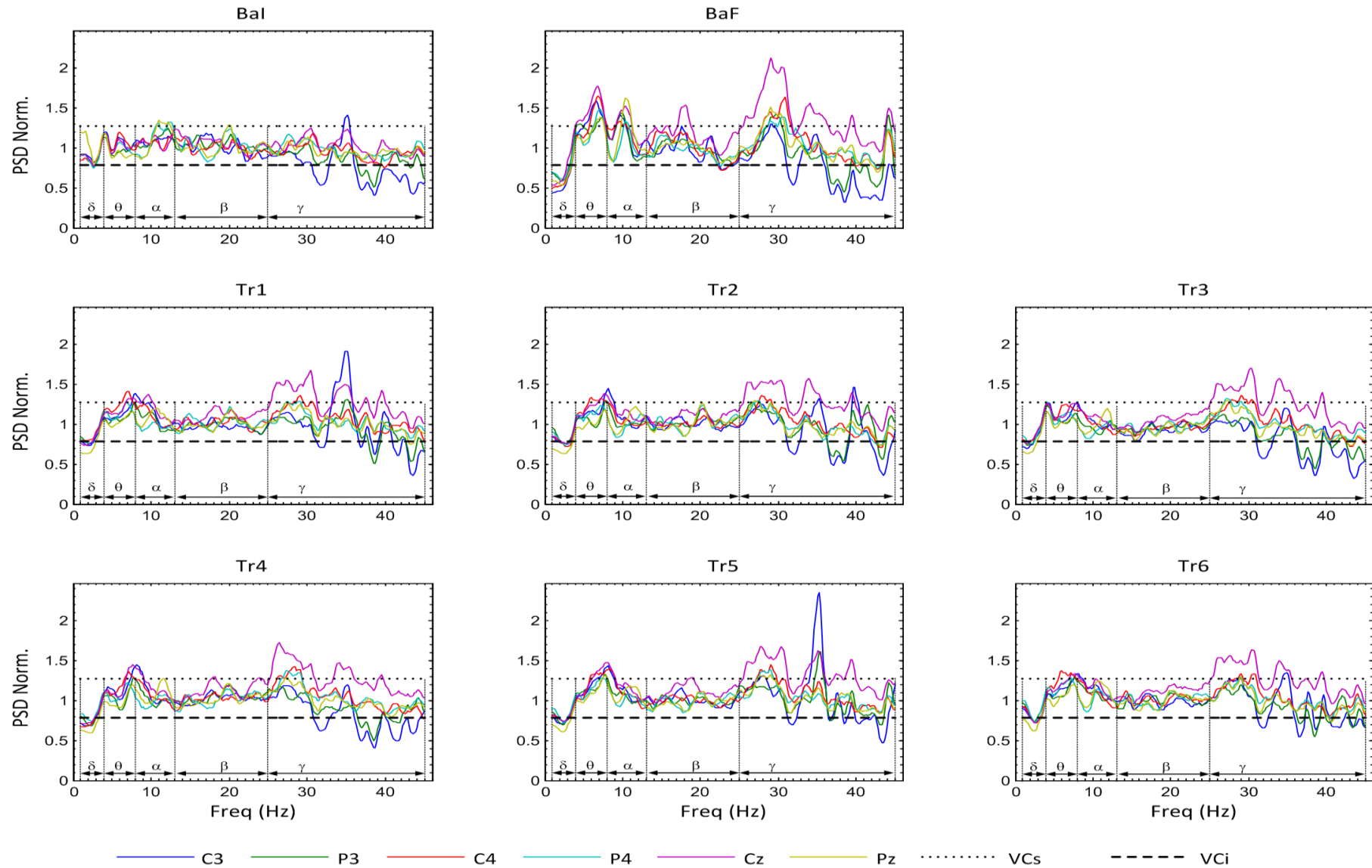


Figura 67: Periodogramas normalizados do voluntário 16 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários não estão na mesma escala.

_Vol17 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

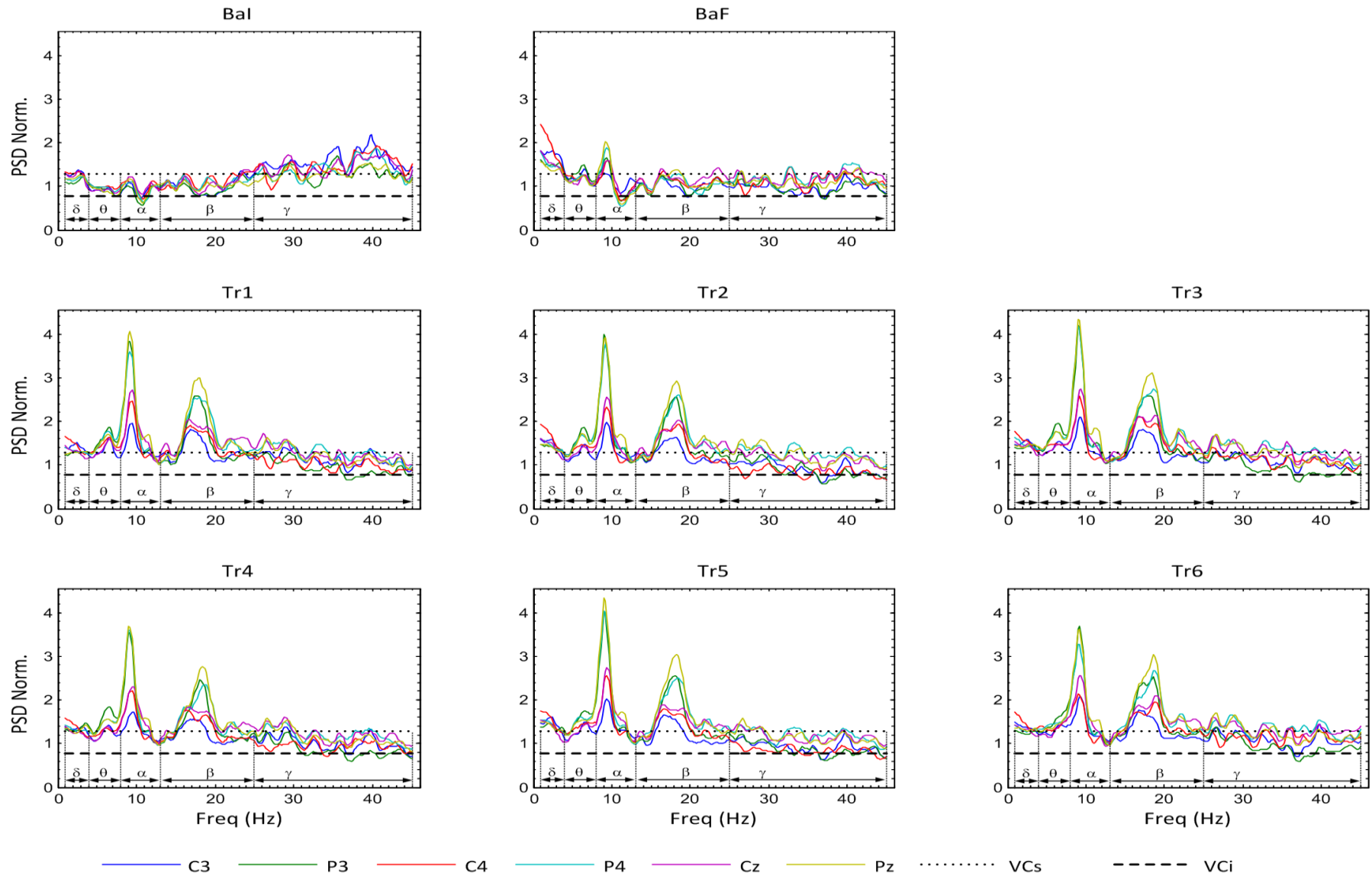


Figura 68: Periodogramas normalizados do voluntário 17 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol18 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

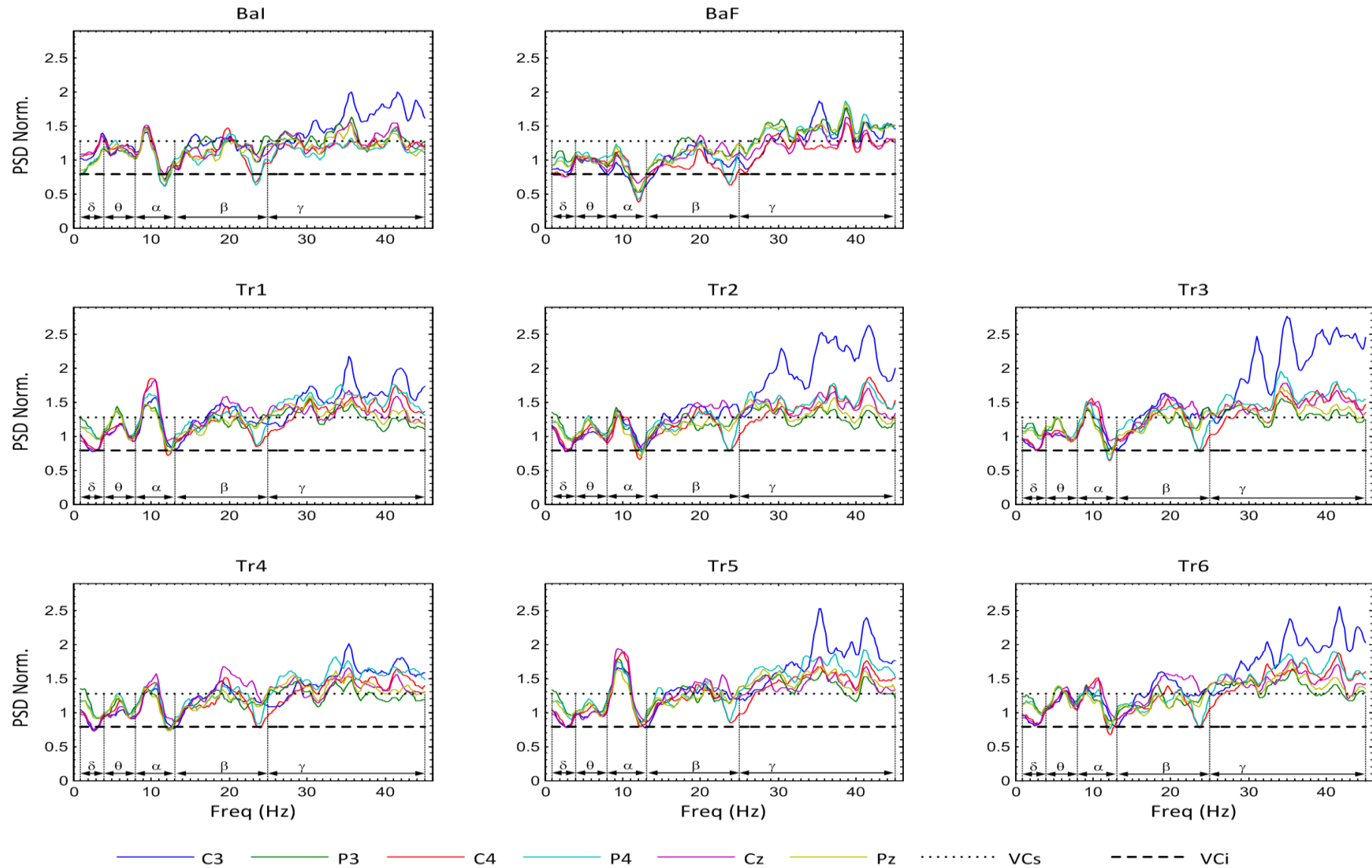


Figura 69: Periodogramas normalizados do voluntário 18 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol19 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

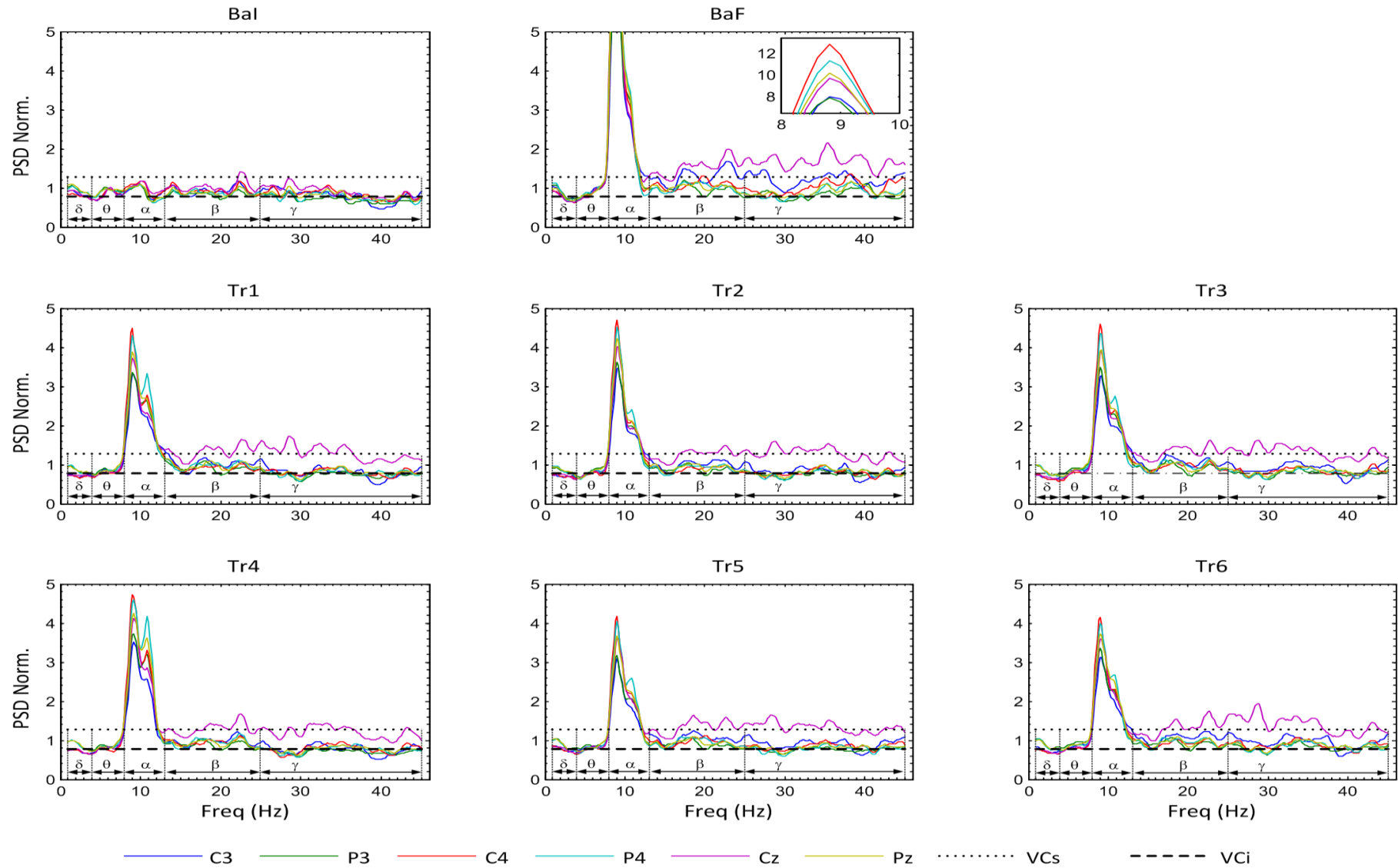


Figura 70: Periodogramas normalizados do voluntário 19 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários não estão na mesma escala.

_Vol20 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por etapas de estimulação

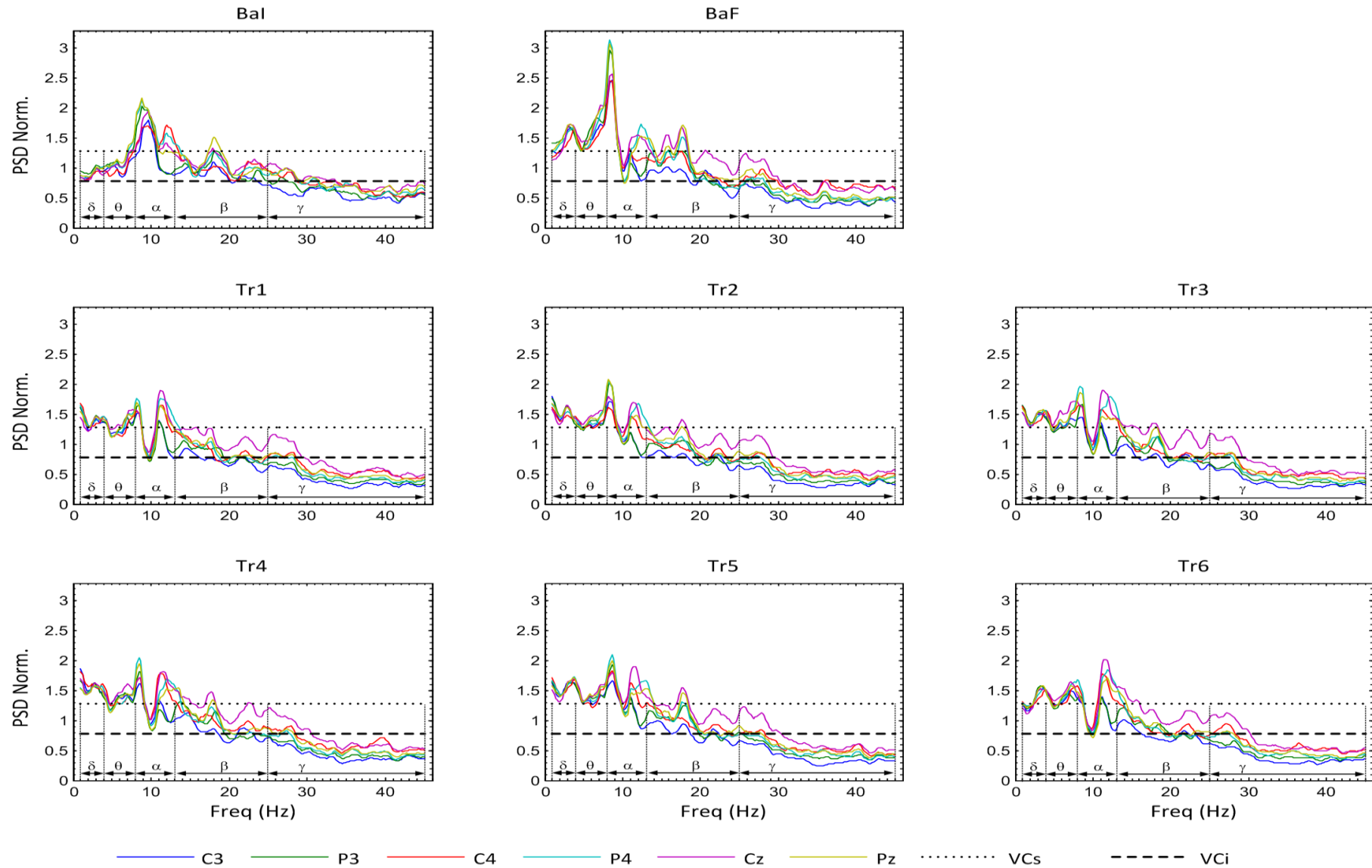


Figura 71: Periodogramas normalizados do voluntário 20 – organizados por etapas (Grupo 1).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol02 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

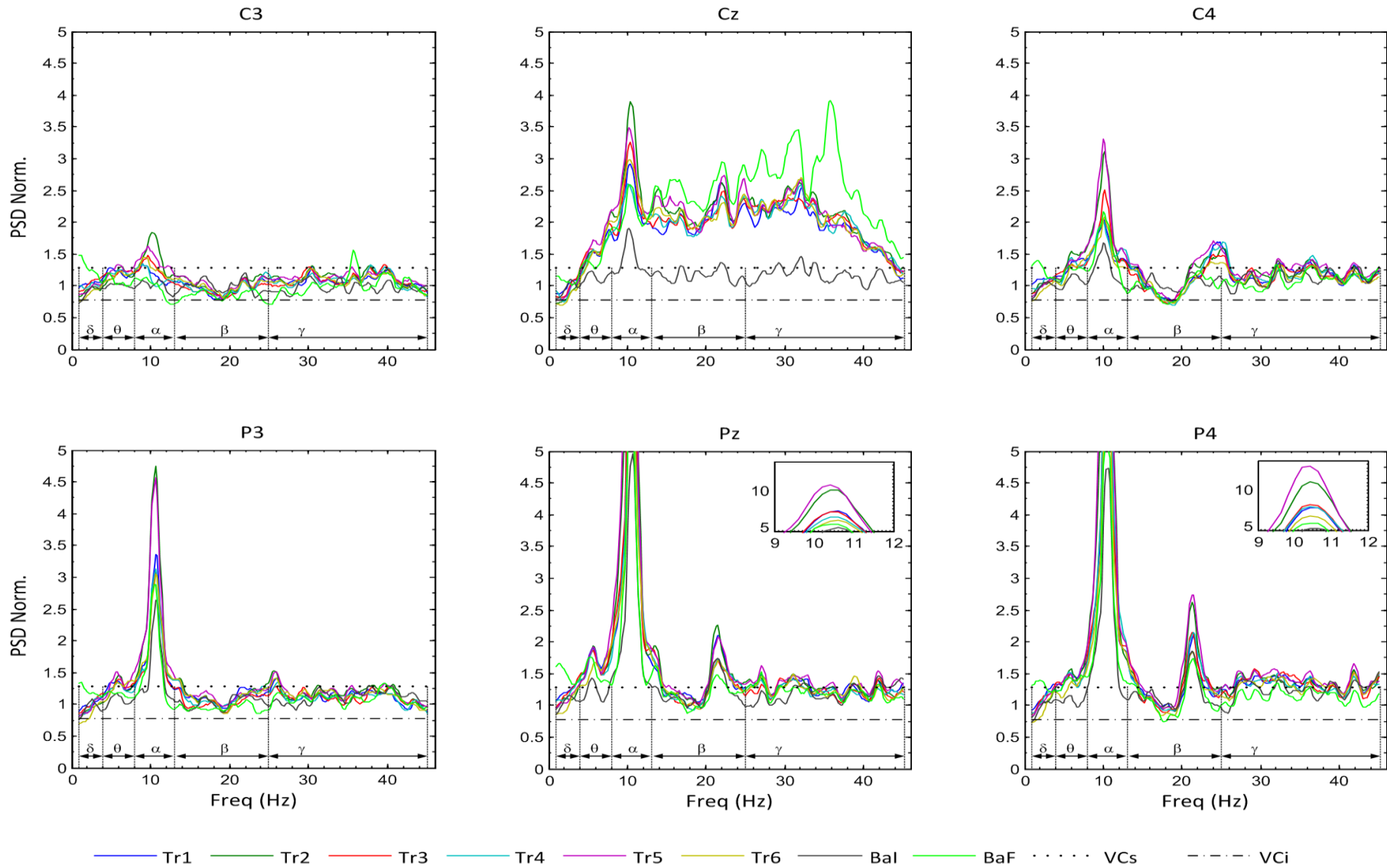


Figura 72: Periodogramas normalizados do voluntário 02 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol09 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

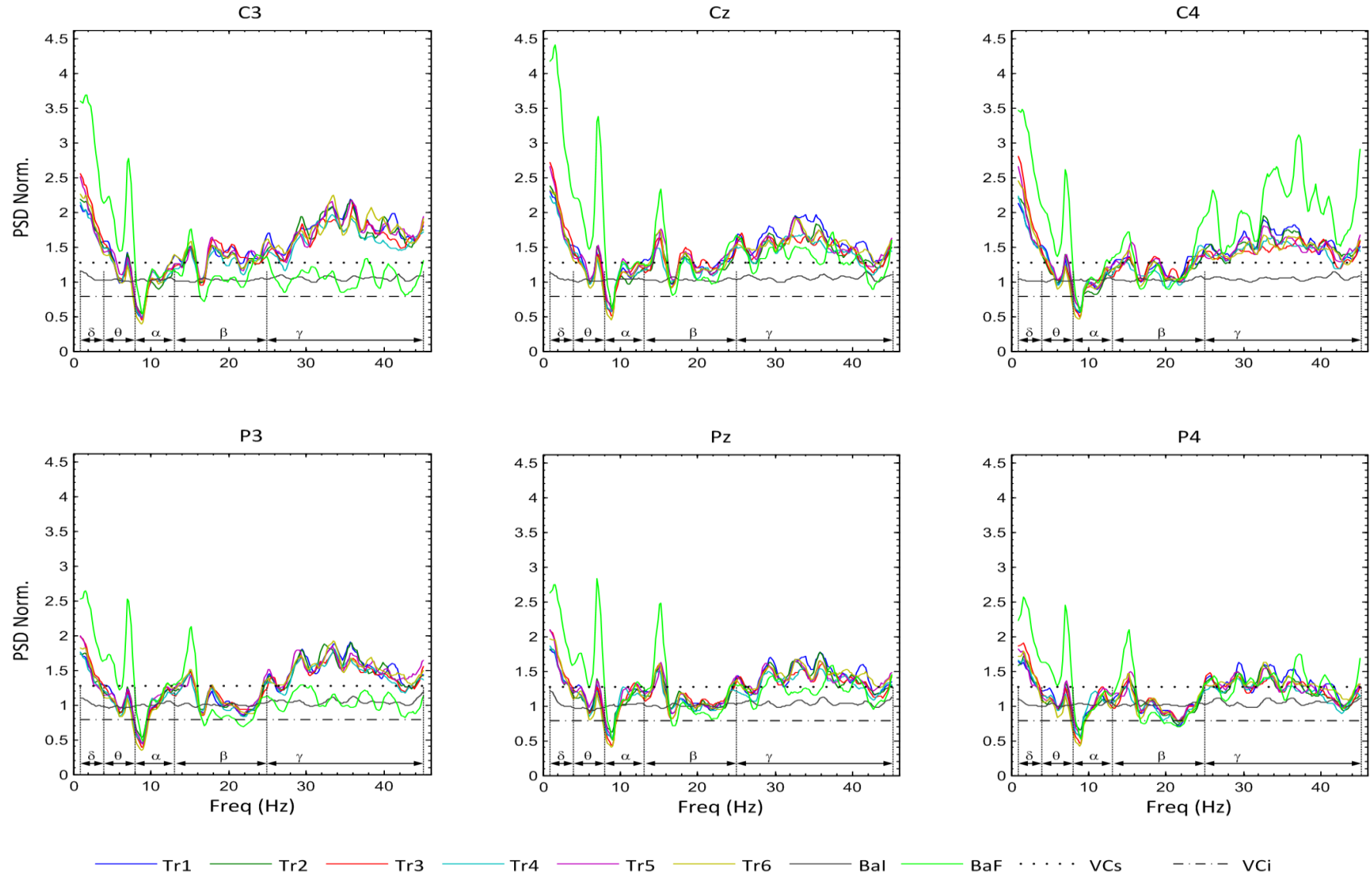


Figura 73: Periodogramas normalizados do voluntário 09 – organizado por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol11 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

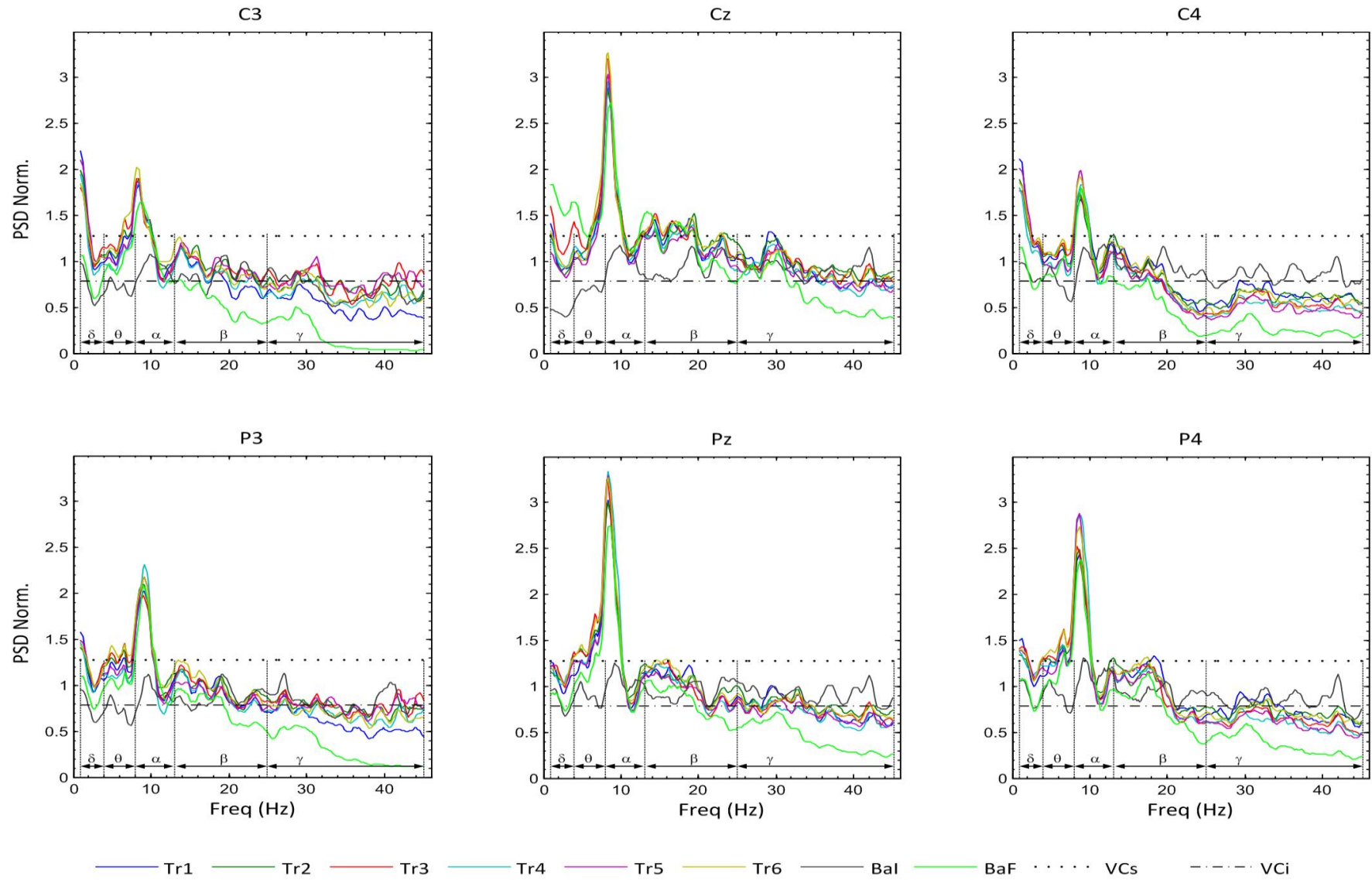


Figura 74: Periodogramas normalizados do voluntário 11 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol12 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

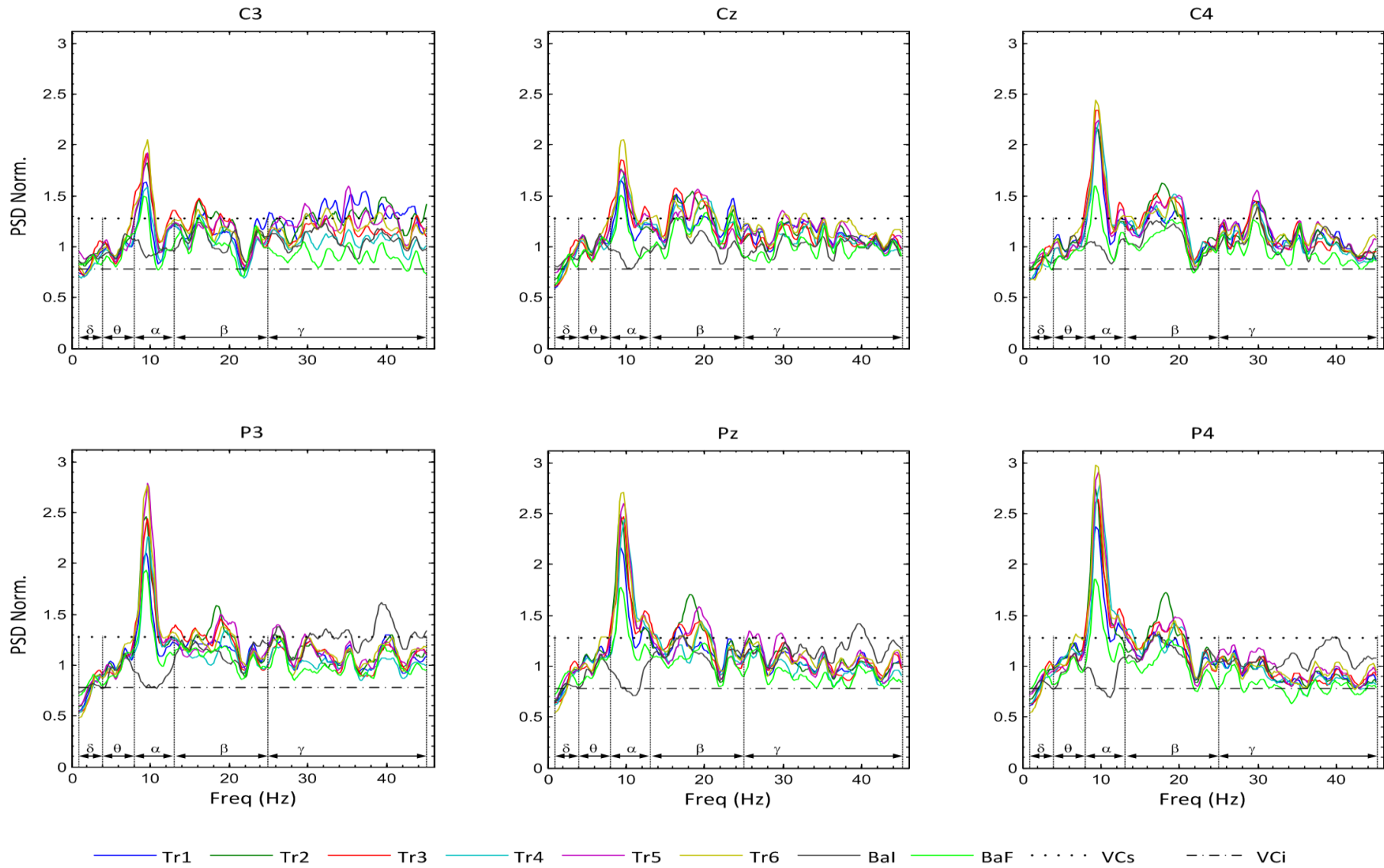


Figura 75: Periodogramas normalizados do voluntário 12 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol14 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

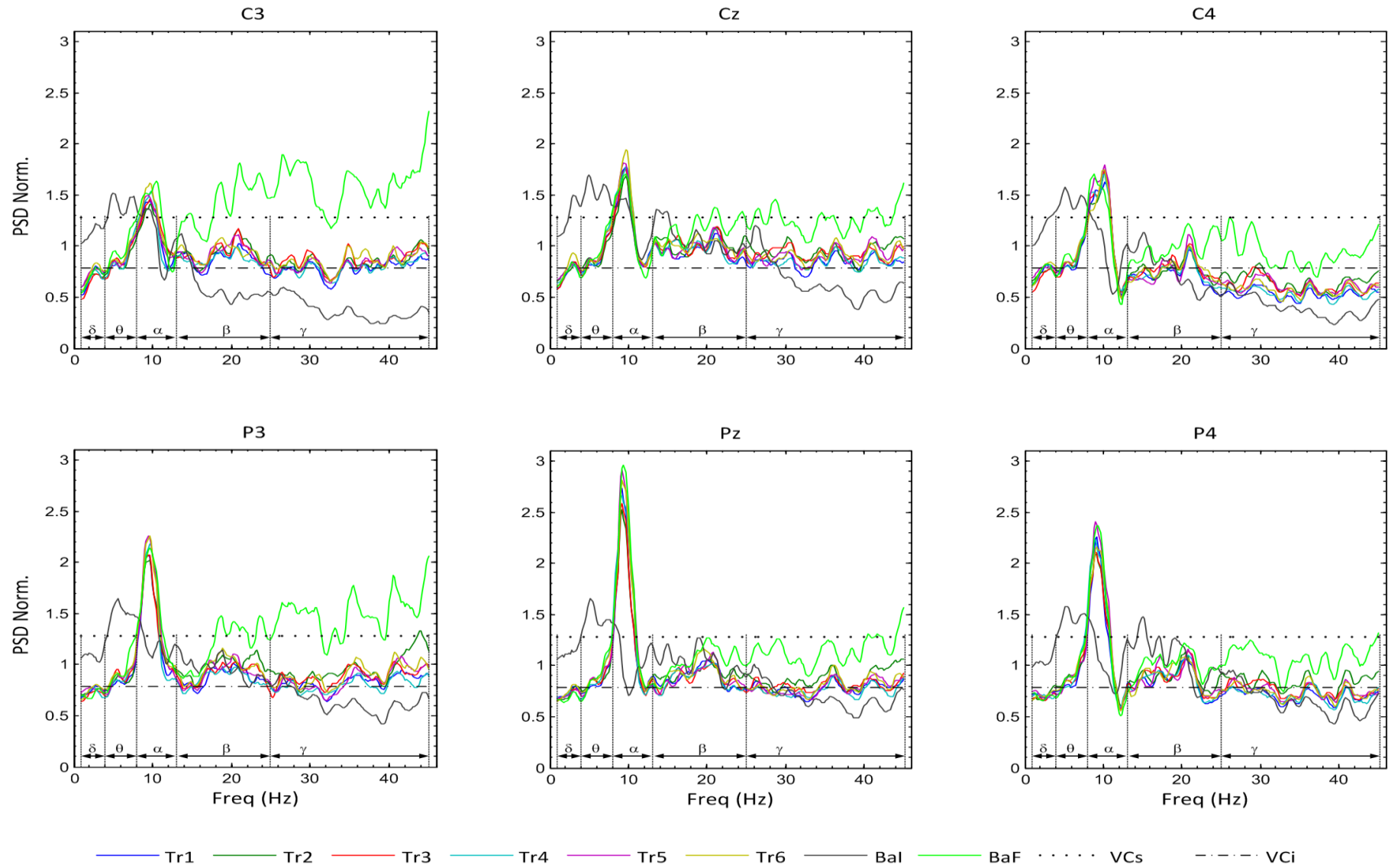


Figura 76: Periodogramas normalizados do voluntário 14 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol15 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

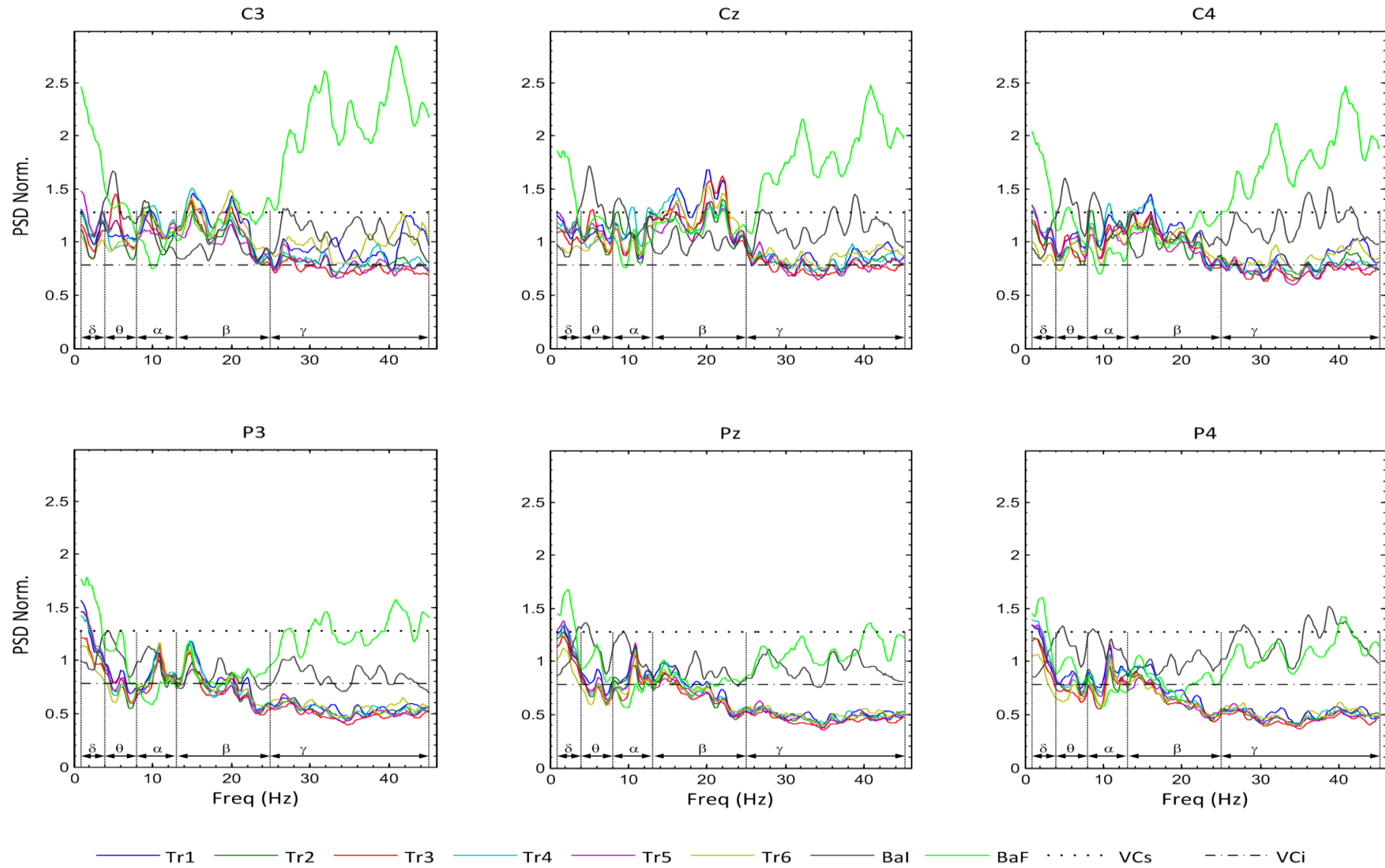


Figura 77: Periodogramas normalizados do voluntário 15 – organizado por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol16 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

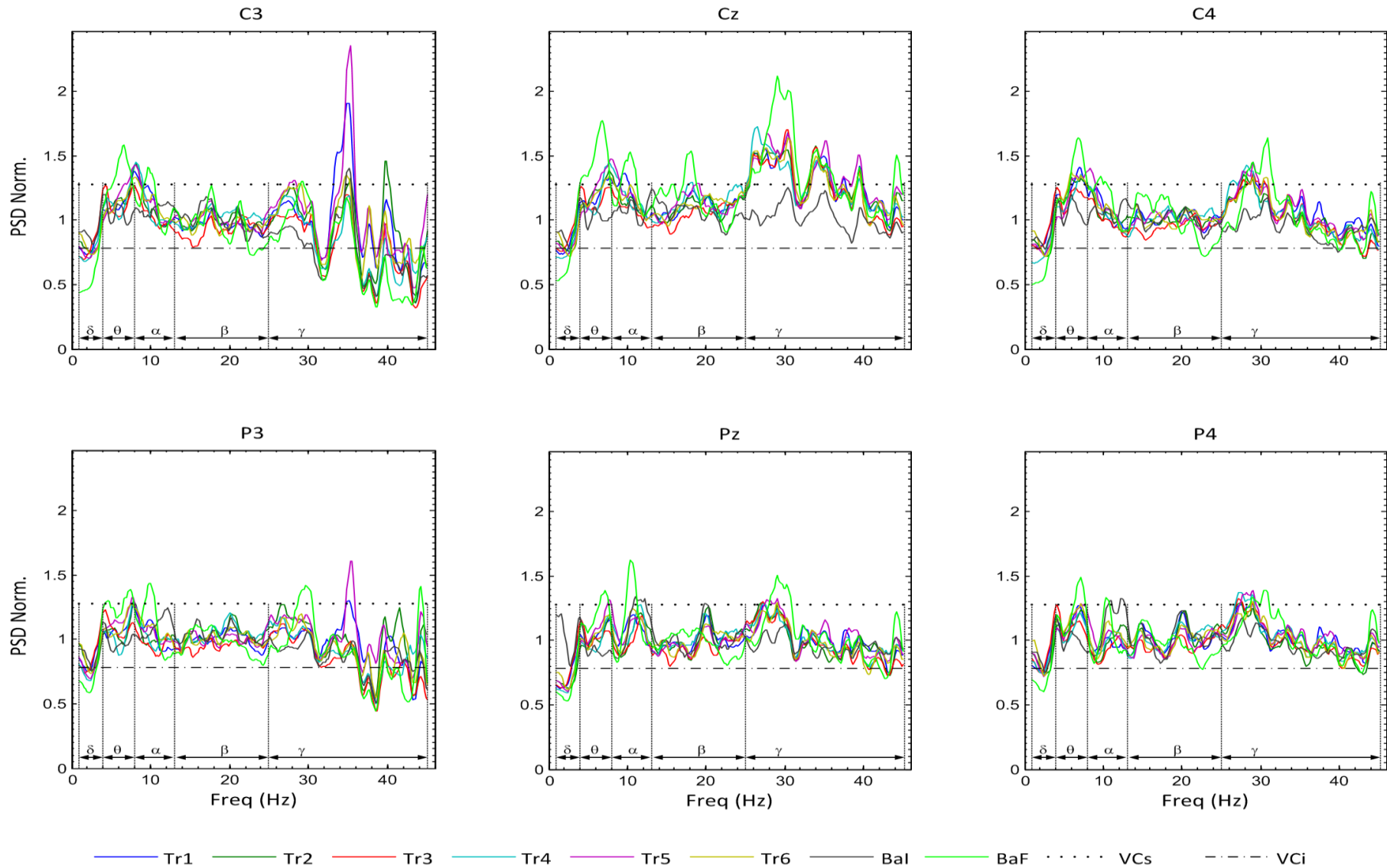


Figura 78: Periodogramas normalizados do voluntário 16 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol17 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

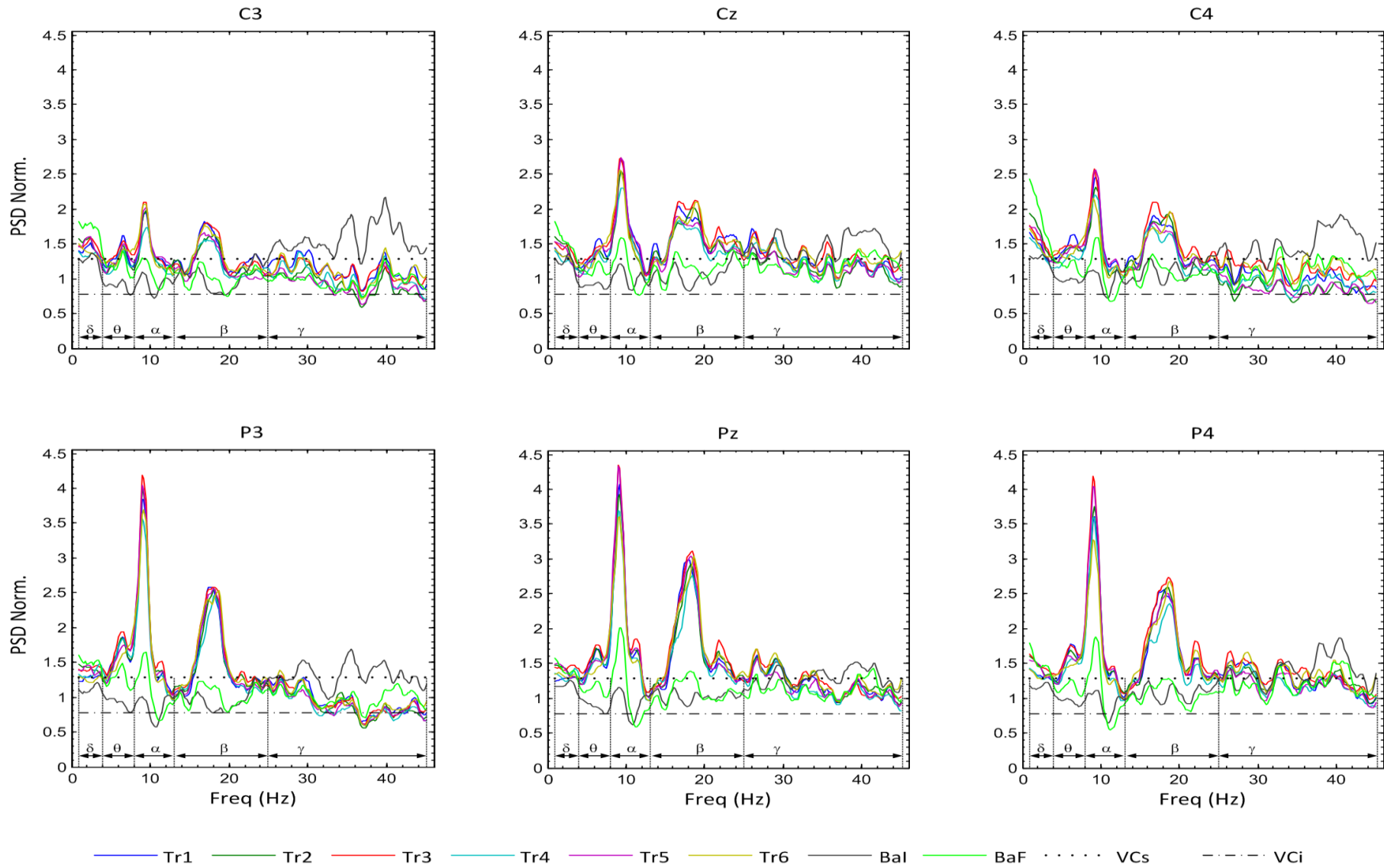


Figura 79: Periodogramas normalizados do voluntário 17 – organizado por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol18 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

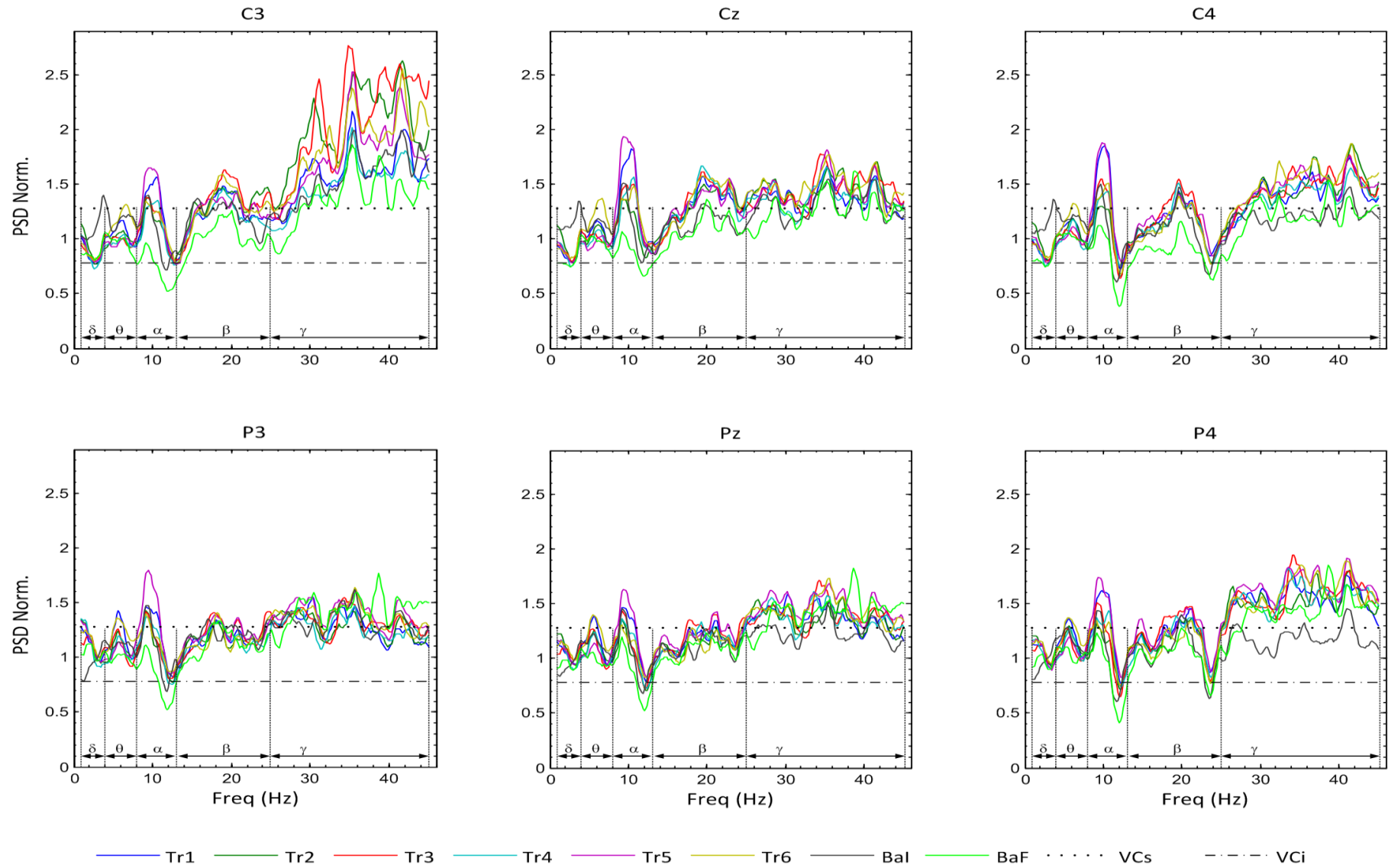


Figura 80: Periodogramas normalizados do voluntário 18 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol19 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

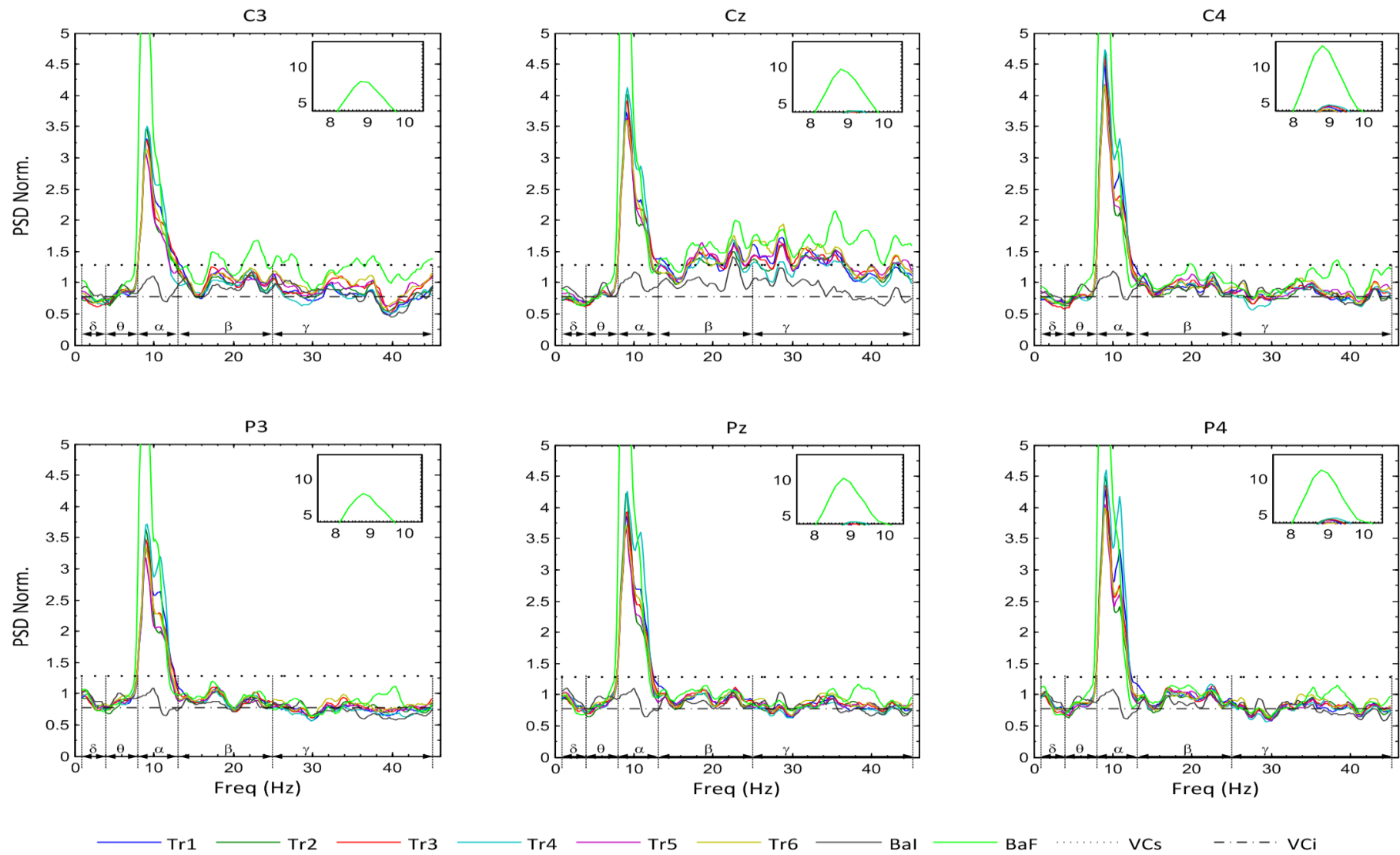


Figura 81: Periodogramas normalizados do voluntário 19 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

_Vol20 - Periodogramas normalizados por ESP – Organizados por derivações

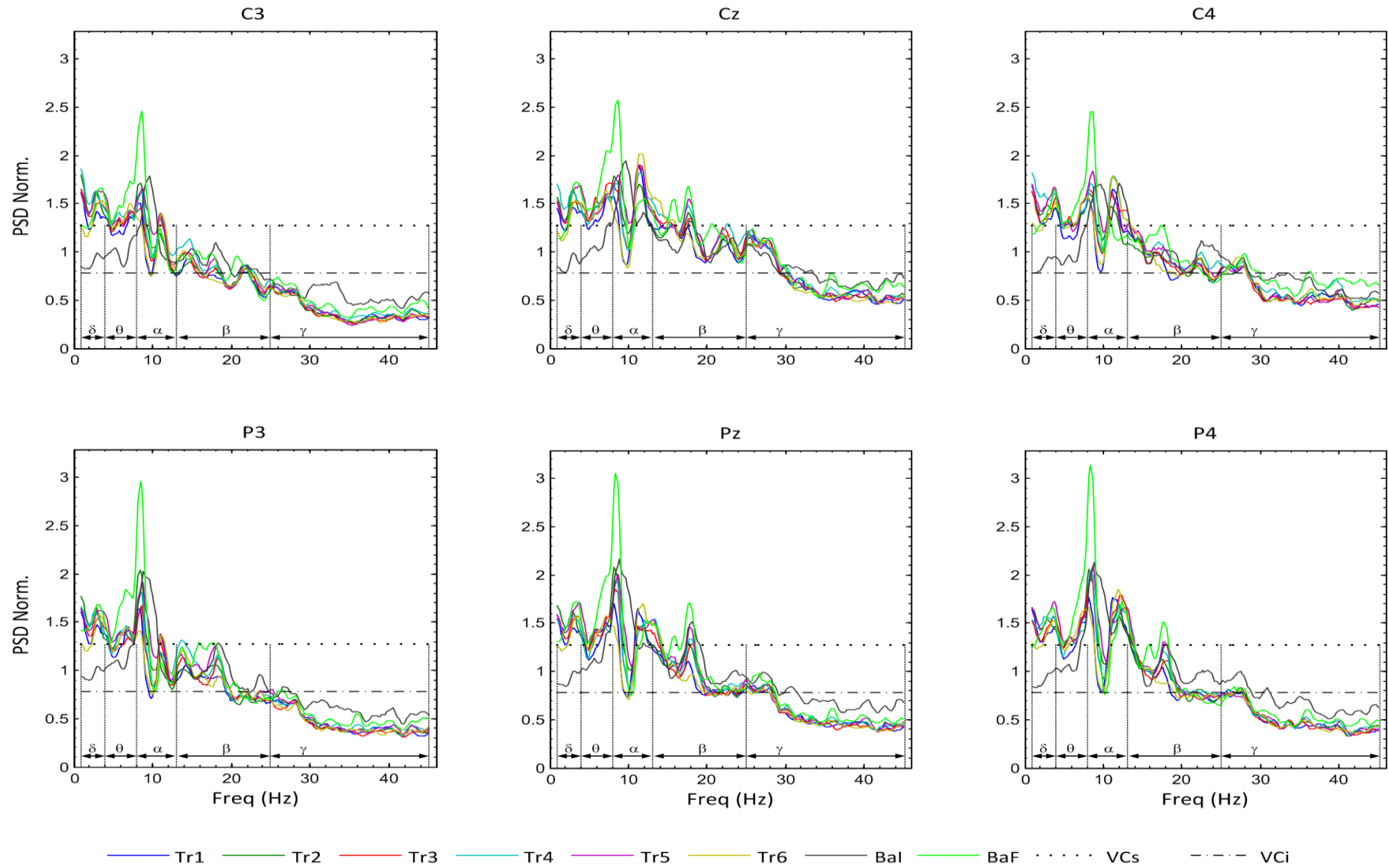


Figura 82: Periodogramas normalizados do voluntário 20 – organizados por derivações (Grupo 2).

Obs.: Os gráficos dos demais voluntários podem estar em escalas diferentes.

APÊNDICE B

B. TÓPICOS DE ENGENHARIA

O desenvolvimento do projeto de um equipamento que promove a estimulação térmica, como apresentado no diagrama da Figura 17, demanda conhecimentos de várias áreas da engenharia. Para o projeto dos circuitos eletrônicos de atuação e de medição, são necessários os conhecimentos de engenharia eletrônica e de instrumentação eletrônica. Para o projeto do sistema de refrigeração, são necessários os conhecimentos de Termodinâmica. Por fim, para o dimensionamento do dispositivo estimulador térmico são necessários os conhecimentos de biotransferência de calor.

B.1 Circuitos eletrônicos

B.1.1. Fontes de tensão e de corrente

A ideia de uma fonte de tensão está associada a um dispositivo (circuito ou equipamento) que tem por função gerar um sinal elétrico em que se tem como variável controlada a amplitude (ou tensão, ou ainda diferença de potencial) deste sinal, que é medida em volts (V). Uma boa fonte deve manter a amplitude da tensão o mais constante possível, independente das variações da carga.

B.1.1.1. Fonte de corrente constante monopolar

Em uma fonte de corrente (Figura 83), a variável controlada é a corrente elétrica (I_{DC}), medida em ampères (A). Ou seja, a função do circuito é manter, o mais constante possível, a corrente que circula por um dispositivo, que é designado como carga (*load*). A carga, por sua vez pode estar referida ao terra, ou à alimentação. A designação monopolar indica que a corrente circulará em apenas uma polaridade (no sentido da seta). As fontes de corrente podem ser fixas ou ajustáveis. Estas últimas apresentam uma entrada de controle responsável pela definição da amplitude da corrente.

Uma boa fonte de corrente deve apresentar imunidade às variações da sua tensão de alimentação e, principalmente às variações da carga.

Há alguns circuitos integrados projetados especificamente para desempenhar esta função, contudo é mais comum a utilização de transistores ou de amplificadores operacionais (Figura 83). A utilização de transistores tem custo bastante reduzido e produz uma regulação de corrente razoável, por ser suscetível às variações da temperatura ambiente e da tensão de alimentação. Já o

circuito construído com amplificadores operacionais produz uma regulação de corrente de qualidade muito boa.

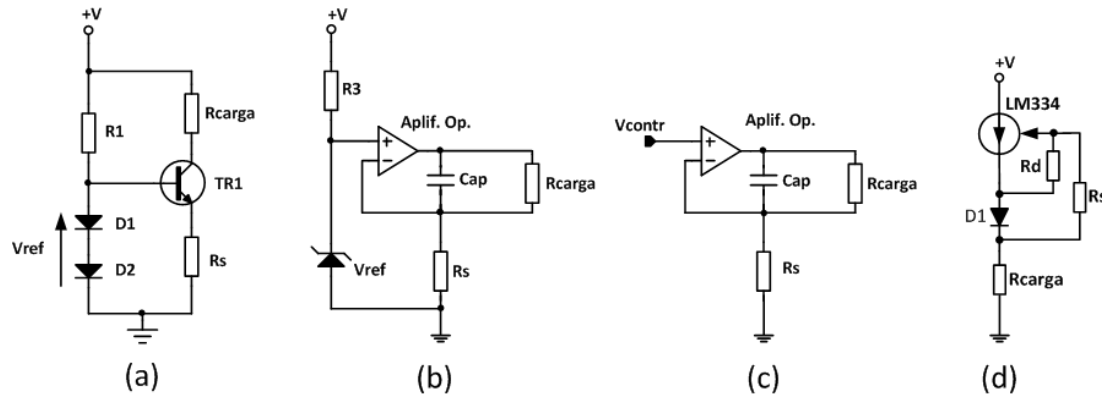


Figura 83: Diagrama de fonte de corrente constante fixa monopolar utilizando: (a) transistor; (b) utilizando amplificador operacional. Fonte de corrente ajustável: (c) com amplificador operacional e (d) Circuito integrado LM334. Fonte: adaptado de (BOYLESTAD, 1999) e www.nsc.com.

B.1.1.2. Fonte de corrente constante bipolar

Uma fonte de corrente bipolar (Figura 84) difere da fonte monopolar por gerar correntes em dois sentidos. A forma clássica de se construir este tipo de fonte de corrente utiliza um amplificador operacional, transistores e duas fontes de alimentação: uma para cada sentido da corrente. Esta fonte pode gerar correntes senoidais, bastando aplicar à entrada de controle (V_{contr}) um sinal senoidal.

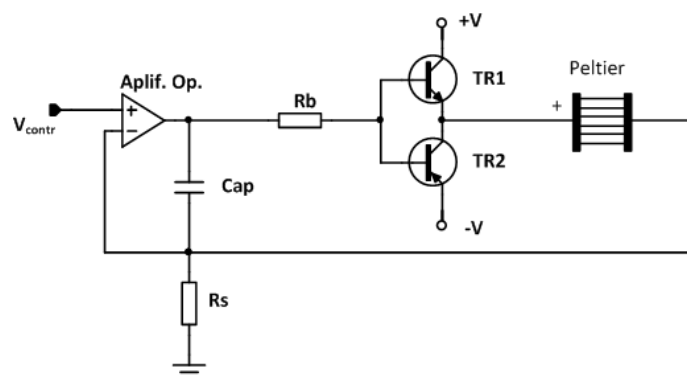


Figura 84: Diagrama de uma fonte de corrente bipolar (HARRISON, 2005).

B.1.2. PWM – pulse-width modulation

É uma técnica em que a transferência de energia entre a fonte e a carga é feita de forma comutada, ou seja, utiliza apenas dois estados (Figura 86): “ligado” durante o qual ocorre a trans-

ferência plena de energia, ou “desligado” quando não há transferência. A comutação é feita normalmente com transistores que podem ser bipolares ou de efeito de campo (MOSFETs).

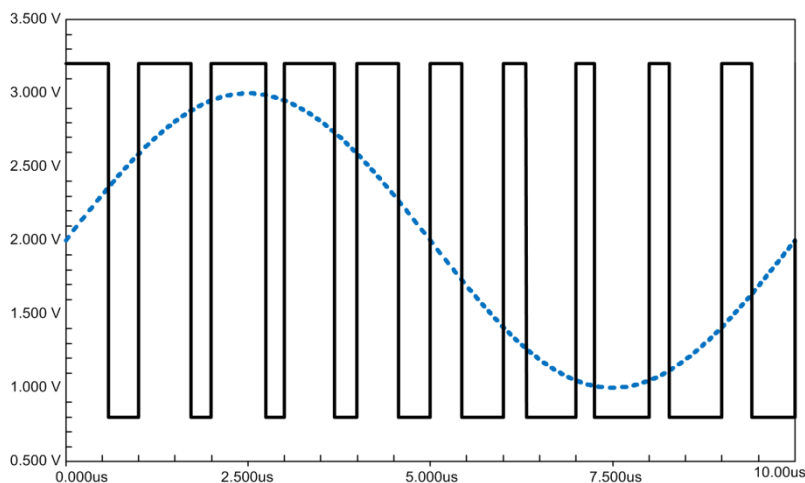


Figura 85: Síntese de um sinal senoidal através de PWM.

A dosagem da quantidade de energia média transferida é feita através da variação do ciclo de trabalho (*duty cycle*) que corresponde ao valor percentual do tempo do estado “ligado” (τ) relativo a um período repetitivo de tempo (T). Desta forma, a energia média transferida varia linearmente com o ciclo de trabalho (Figura 86). A modulação pode ser implementada de duas maneiras: mantendo-se a tensão constante e controlando a corrente, ou o oposto.

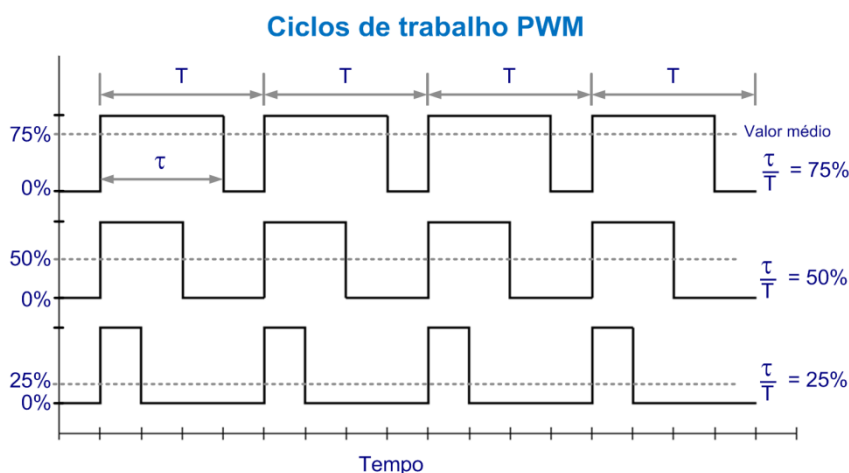


Figura 86: Ciclos de trabalho PWM.

Com esta técnica é possível sintetizar qualquer tipo de forma de onda, fazendo a variação do ciclo de trabalho em consonância com o perfil da forma de onda desejada, como por exemplo, a síntese de um sinal senoidal.

B.2 Medição de temperatura

A medição de temperatura é um dos processos mais importantes dentro deste projeto, pois é de vital importância a medida correta e precisa da temperatura do dispositivo estimulador térmico como forma de garantir a qualidade da estimulação térmica.

A Figura 87 apresenta o diagrama de blocos simplificado de um circuito eletrônico de medida. Pode-se observar que o processo de medição depende da interação de vários blocos funcionais: sensor, circuito de polarização do sensor (para sensores ativos) e o circuito de condicionamento de sinal. Sendo assim, a inadequação na seleção ou no ajuste em qualquer um destes blocos (ou circuitos) pode implicar na degradação da qualidade da medida.

Quando o sistema de medida utiliza-se de sensores ativos, a sua polarização torna-se necessária. As duas formas de polarização comumente utilizadas são: a polarização com fonte de tensão ou a polarização com fonte de corrente.

O circuito condicionador de sinais promove a adequação do sinal gerado pelo sensor para torná-lo compatível com o circuito ao qual ele será conectado. Este circuito pode ser um conversor analógico-digital, um indicador visual (galvanômetro, milivoltímetro digital), etc..

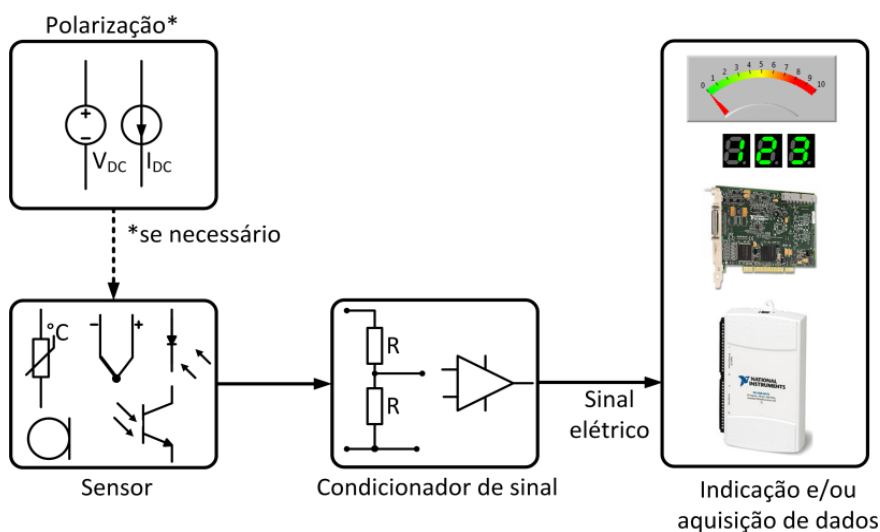


Figura 87: Diagrama de blocos simplificado de um circuito de medida.

B.3 Sensores

B.3.1. Diferenciando sensor, transdutor e atuador

O propósito do sensor é responder a algum tipo de sinal físico em sua entrada (o estímulo) e convertê-lo em um sinal elétrico compatível com o circuito eletrônico ao qual será ligado. Em termos gerais podemos afirmar que um sensor atua como um conversor de energia (FRADEN, 2004).

A distinção entre os termos sensor e transdutor encontra-se no fato de que o transdutor converte um tipo de energia em outra, enquanto o sensor converte um tipo de energia em energia

elétrica, na forma de tensão, corrente ou carga (FRADEN, 2004). Ou seja, o sensor pode ser considerado como um caso particular do transdutor. A título de ilustração, pode-se apresentar o exemplo de um termômetro de coluna de mercúrio. Neste instrumento, o conjunto formado pela coluna de vidro e o mercúrio funcionam como um transdutor de temperatura, onde a variação de temperatura provoca uma variação correspondente na altura da coluna de mercúrio. O termopar é um bom exemplo de sensor, pois converte um estímulo correspondente a diferença de temperatura em dois pontos em um sinal elétrico.

Quando um transdutor efetua a conversão de uma grandeza física em sinal elétrico, ele pode ser classificado como um sensor, como exposto acima. Agora, quando a conversão ocorre no sentido oposto, ou seja, converte uma grandeza elétrica em uma grandeza física, o transdutor passa a ser um atuador (FRADEN, 2004). Um exemplo bastante conhecido de transdutor é o alto-falante onde um estímulo elétrico é convertido em uma onda mecânica, o som.

Outra classificação de um sensor se refere à necessidade ou não de polarização. Um sensor é dito passivo quando não necessita de fonte de energia externa para gerar o sinal elétrico correspondente ao seu estímulo. Na verdade, a energia provém do próprio estímulo. Termopares, fotodiodos e sensores piezoelétricos são exemplos de sensores passivos. Os sensores ativos são aqueles que necessitam de um sinal de excitação ou polarização para funcionar. Este sinal é modificado pelo sensor para produzir o sinal de saída. Por exemplo: o termistor (forma abreviada de termorresistor) é um sensor que apresenta variação de sua resistência elétrica em função da temperatura. Para detectar esta variação é necessário fazer circular uma corrente elétrica conhecida (sinal de polarização) e promover a medição da tensão em seus terminais, permitindo assim o cálculo da resistência (FRADEN, 2004).

B.3.2. Principais características de um sensor

As “Regras de Ouro” para um sensor perfeito são (MEAS, 2003):

- Não gerar perturbação no seu objeto de medida;
- Responder instantaneamente e
- Ter um sinal de saída facilmente condicionável.

Não se tem a ideia de abordar todas as figuras de mérito de um sensor (ou sistema de medida), mas sim apresentar aquelas citadas neste trabalho.

“Classe de exatidão: Classe de instrumentos de medição ou de sistemas de medição que atendem a requisitos metrológicos estabelecidos para manter os erros de medição ou as incertezas de medição instrumentais dentro de limites especificados, sob condições de funcionamento especificadas.” [...] (INMETRO, 2009)

“Erro de medição: Diferença entre o valor medido de uma grandeza e um valor de referência.” [...] (INMETRO, 2009)

“Estabilidade: Propriedade de um instrumento de medição segundo a qual este mantém as suas propriedades metrológicas constantes ao longo do tempo.” [...] (INMETRO, 2009)

“Exatidão ou acurácia: Grau de concordância entre um valor medido e um valor verdadeiro de um mensurando.” [...] (INMETRO, 2009)

“Precisão: Grau de concordância entre indicações ou valores medidos, obtidos por medições repetidas, no mesmo objeto ou em objetos similares, sob condições especificadas.” [...] (INMETRO, 2009)

“Princípio de medição: Fenômeno que serve como base para uma medição.” [...] (INMETRO, 2009)

“Medição: Processo de obtenção experimental de um ou mais valores que podem ser, razoavelmente, atribuídos a uma grandeza.

Resolução: Menor variação da grandeza medida que causa uma variação perceptível na indicação correspondente.” [...] (INMETRO, 2009)

“Sensibilidade: Quociente entre a variação de uma indicação de um sistema de medição e a variação correspondente do valor da grandeza medida.” [...] (INMETRO, 2009)

“Tempo de resposta a um degrau: Intervalo de tempo entre o instante em que um valor de entrada de um instrumento de medição ou de um sistema de medição é submetido a uma variação brusca entre dois valores constantes especificados e o instante em que a indicação correspondente se mantém entre limites especificados em torno do seu valor final estável.” (INMETRO, 2009).

O termo exatidão reflete quanto a medida que está sendo executada se aproxima do valor real. Já a precisão é um indicador da repetitividade de uma medida (Figura 88).

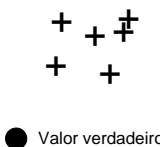

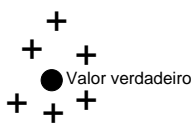
 <p>● Valor verdadeiro</p>	<p>Precisão alta Exatidão baixa</p> <p>Esta condição pode ter sido causada por um erro sistemático na medida, por exemplo, um desvio do zero.</p>
 <p>● Valor verdadeiro</p>	<p>Precisão baixa Exatidão alta</p> <p>Esta condição pode ter sido causada por um erro aleatório no sistema de medida.</p>
 <p>● Valor verdadeiro</p>	<p>Precisão alta Exatidão alta</p>

Figura 88: Representação visual de algumas figuras de mérito de um processo de medida.

Fonte: adaptado de (FISHER-CRIPPS, 2002).

B.3.3. Acoplamento térmico do sensor com o mensurando

O processo de medição de temperatura pode ser subdividido em duas categorias: a medição por contato, que é baseada na condução de calor e a medição sem contato, baseada medida da radiação infravermelha. Esta última só é possível nas situações em que se tem acesso visual à

superfície do mensurando. A principal medida de temperatura deste trabalho ocorre na interface da pele coberta pela sonda estimuladora que, portanto, só pode ser feita por sensores de contato.

Carregamento térmico

O contato do sensor com o mensurando implica na transferência de calor, entre ambos, até que o equilíbrio térmico seja atingido. Neste intervalo houve a transferência de energia entre o objeto e o sensor, cujo sentido é sempre do corpo mais aquecido para o menos aquecido (BEJAN, 2003). Portanto, deve-se escolher adequadamente o sensor para a perturbação resultante de sua presença possa ser desconsiderada no processo de medida.

Uma regra prática sugere que a massa do sensor não deve ser maior que um milésimo da massa do mensurando.

Ainda enfocando a transferência de calor do sensor e do mensurando, deve-se ressaltar que o sensor, como apresentado na Figura 89, não está em contato térmico exclusivo com o mensurando, ao contrário, apenas uma parte de sua superfície troca calor com o mensurando. Nas demais porções de sua superfície, uma parte troca calor com o ambiente e a outra parte troca calor com os terminais e fiação, que são compostos por material metálico, que, normalmente, é bom condutor de calor. Deve-se buscar minimizar este caminho de fuga reduzindo-se a seção dos terminais e da fiação.

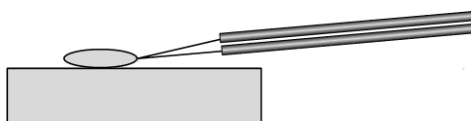


Figura 89: Sensor e fiação sobre o mensurando.

Superfície de contato

A qualidade do contato térmico também deve ser objeto de atenção. Supondo dois objetos planos (O_1 e O_2) com faces de área A colocados em contato físico (Figura 90). Em um primeiro momento, pode-se concluir simploriamente que área de contato térmico entre eles é A . Falso. Ao se fazer uma análise minuciosa da superfície de cada objeto, por mais polidas que são estas superfícies, sempre vai haver certo grau de rugosidade e, então, a área efetiva de contato térmico é inferior à área A . As lacunas resultantes entre as duas superfícies são, normalmente, preenchidas com ar, que tem condutividade térmica muito baixa ($0,012 \text{ W/m}^\circ\text{C}$). A título de exemplo, a condutividade térmica do alumínio é $160 \text{ W/m}^\circ\text{C}$ e a do cobre é $400 \text{ W/m}^\circ\text{C}$. (FRADEN, 2004).

A utilização de pasta térmica (*thermal compound*) que é um material de condutividade térmica maior que a do ar e de granulometria bastante reduzida, preenche as lacunas existentes entre as duas superfícies. Há uma boa variedade de tipos de pastas térmicas que, de modo geral, são compostas de silicone e óxido metálico inerte e apresentam condutividade térmica que pode variar de $0,4 \text{ W/m}^\circ\text{C}$ até $8,7 \text{ W/m}^\circ\text{C}$ (NARUMANCHI ET AL., 2008), ou seja, de 30 a 700 vezes maior que a do ar.

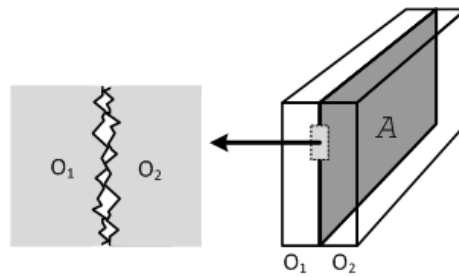


Figura 90: Detalhamento da rugosidade na superfície de contato entre dois objetos.

Outro fator que contribui para a baixa qualidade do contato térmico entre dois objetos é o seu formato. Sensores no formato esférico ou de gota (Figura 89) são comuns. O acoplamento de um sensor deste tipo com uma superfície plana resultará em uma área de contato bastante reduzida. Na tentativa de maximizá-la, a primeira providência é tentar trocar o sensor por outro de formato plano. Não sendo possível, pode-se verificar a possibilidade de produzir um abaulamento na superfície do mensurando, ou ainda o embutimento do sensor. Vale lembrar que o uso de pasta térmica, também é recomendado.

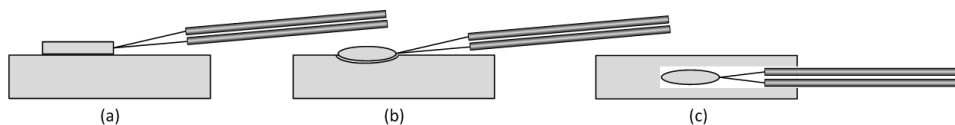


Figura 91: (a) Sensor plano; (b) Abaulamento da superfície do mensurando; (c) Embutimento do sensor.

B.3.4. O efeito de autoaquecimento de um sensor

Os sensores ativos necessitam de polarização para funcionarem (Figura 92). Desta forma, pelo simples fato de haver a circulação de corrente elétrica, há a produção de calor no componente (efeito Joule), que é proporcional ao quadrado da corrente ($P = Ri^2$). Caso a quantidade de calor produzida seja maior que a perda para o ambiente, haverá um aumento na temperatura do componente. Este aumento pode atuar como uma fonte de erro na medida de temperatura do sensor.

Várias providências podem ser tomadas para tentar minimizar esta fonte de erro. Elas atacam o problema em duas frentes:

- ☑ Reduzir ao máximo a dissipação no componente a um valor, tal que a energia gerada internamente implique em uma variação de resistência que possa ser desconsiderada pelo sistema de medida. Isto pode ser feito através de:
 - ✓ Redução do valor da corrente de polarização. Para RTDs (B.3.5.1) e termistores (B.3.5.3), sugerem-se correntes entre 10 μA e 100 μA ;
 - ✓ E a utilização de sensores com resistência mais elevada, que permite compensar a queda da corrente de polarização e obter as mesmas variações de tensão. É possí-

vel encontrar RTDs de 1 k Ω , ao contrário do largamente utilizado PT100 (B.3.5.1) e para os termistores há valores comerciais que podem atingir M Ω .

- ☑ Melhorar o acoplamento térmico entre o sensor e o mensurando de forma a permitir um maior fluxo de calor entre ambos. Vale lembrar a regra prática de que a massa do sensor não deve ultrapassar um milésimo da massa do mensurando. Sendo assim, o fluxo de calor do sensor causará alteração significativa na temperatura.

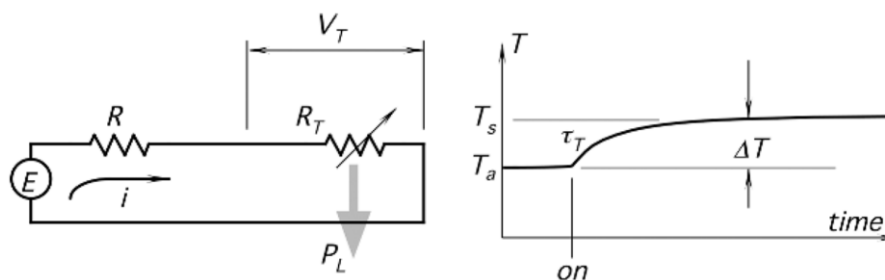


Figura 92: (a) A corrente através do sensor causa seu autoaquecimento; (b) A temperatura do sensor aumenta com a constante de tempo τ_T . P_L é a potência térmica perdida para os arredores.

Fonte: (FRADEN, 2004).

B.3.5. Tipos de sensores de temperatura

A medição de temperatura conta com vários tipos de sensores, cada um com suas características específicas. A seleção do sensor para uma dada aplicação deve ser orientada pela faixa de temperatura a ser medida, tipo do ambiente (agressivo ou não), sensibilidade, dimensões físicas, tempo de resposta, linearidade, dentre outros.

Os sensores mais conhecidos para a medição de temperatura com boa exatidão são: RTDs (*resistance temperature detectors*), termistores e termopares.

A medição de temperatura através de circuitos integrados constitui uma opção de custo bastante reduzido, se comparado com as soluções anteriores, pois são soluções completas: dentro de um mesmo encapsulamento contêm o sensor e os circuitos de polarização e condicionamento de sinais. Contudo não apresentam o mesmo nível de exatidão além de constantes de tempo da ordem de segundos.

Em aplicações de baixo custo e que não exigem elevada exatidão, é possível medir a temperatura utilizando a junção PN de um diodo comum ou de um transistor bipolar polarizados com fonte de corrente constante.

B.3.5.1. RTDs

Composição

São sensores construídos com minúsculos filamentos metálicos de platina, cobre ou níquel, de alta pureza, precisão e estabilidade (Figura 93).

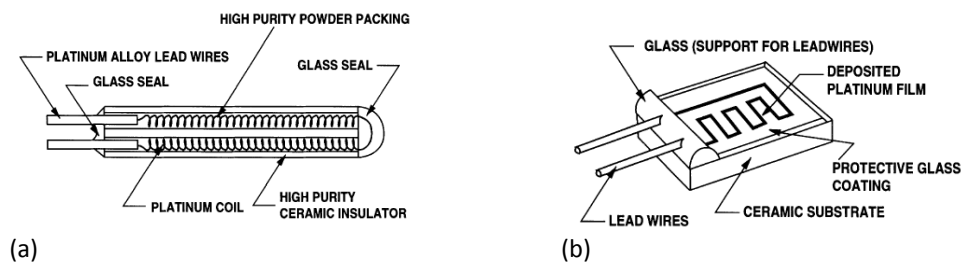


Figura 93: Exemplos de RTDs de platina: (a) bobinado e (b) de filme. Fonte: (WEBSTER, 2000).

“A platina é o melhor metal para a construção de RTDs por três razões: apresenta a relação de variação da resistência com a temperatura bem próxima da linear; apresenta alta repetitividade em toda a sua faixa, e tem a maior faixa de medição dentre os metais utilizados na fabricação de RTDs. A platina não é o metal de maior sensibilidade, entretanto é o metal que oferece a melhor estabilidade ao longo do tempo”. (WEBSTER, 2000)

“O cobre é quase perfeitamente linear (Figura 94), mas possui uma resistência relativa baixa. Para obter uma resistência razoável e assim variação na resistência, tem-se que utilizar elementos muito longos. O cobre oxida facilmente e, portanto, não é apropriado para sensores.” (WEBSTER, 2000)

Grandeza elétrica transduzida

Resistência.

Sensibilidade e curva de resposta

Os RTDs apresentam baixa sensibilidade. Um RTD de platina apresenta coeficiente de variação de temperatura¹³ (α) de 0,385%/ Ω /°C (Figura 94).

Exatidão

RTDs para aplicações industriais podem apresentar exatidão de $\pm 0,1^\circ\text{C}$, enquanto que RTDs padrão de platina (SPRTs - *Standard Platinum Resistance Thermometers*) podem alcançar exatidão de $\pm 0.0001^\circ\text{C}$ (WEBSTER, 2000).

Tipos

Podem ser bobinados ou de filme depositado sobre um substrato cerâmico. Por serem construídos com materiais metálicos, os RTDs apresentam valores baixos de resistência, chegando ao máximo de 1k Ω . Alguns valores comerciais são: 10 Ω , 25 Ω , 50 Ω , 100 Ω e 1k Ω . O RTD de platina de 100 Ω é um dos mais usados e é conhecido como PT100.

¹³ Valor normalizado calculado pela razão dos valores da resistência a 100°C e a 0°C.

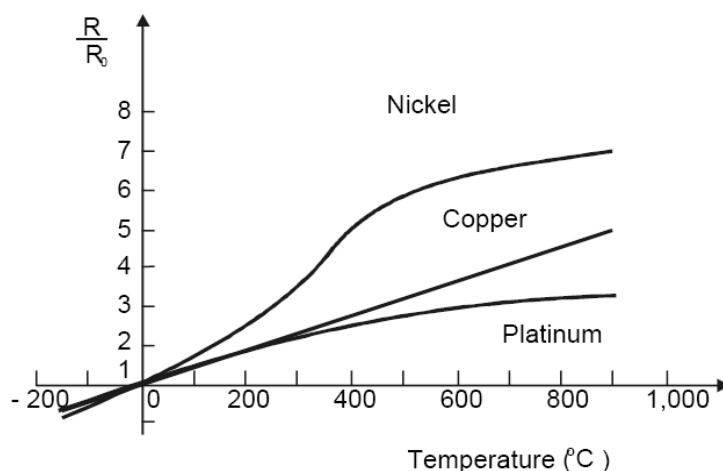


Figura 94: Curva de sensibilidade de alguns metais. Fonte: (RIPKA e TIPEK, 2007).

Faixa de temperatura

Os RTDs são indicados para medição de temperatura na faixa de -200°C a 800°C (Tabela 13).

Tabela 13: Faixa de temperatura de uso recomenda e coeficiente de variação da resistência com a temperatura de alguns metais.

Metal	Temperatura de operação (°C)		Resistividade a 0°C ($\mu\Omega$ m)	R_{100}/R_0
	Normal	Especial		
Platina	-200 a +850	-260 a +1000	0,10 a 0,11	1,385
Níquel	-60 a +150	-60 a +180	0,09 a 0,11	1,617
Cobre	-50 a +150	-50 a +150	0,017 a 0,018	1,426
Ródio e ferro	-200 a +200	-200 a +250		1,379

Fonte: traduzido de (MICHALSKI, 1991).

Constante de tempo (tempo de resposta ao degrau)

Em torno de 1 a 50s (MEAS, 2003).

Tabelas e equações representativas

Para obter o valor da resistência de um RTD a uma dada temperatura pode-se recorrer à tabela fornecida pelo fabricante (Tabela 14). Uma vez que as tabelas apresentam valores de temperatura em intervalos de 1°C, a determinação de valores fracionários pode ser feita pela interpolação linear, utilizando o coeficiente α , fornecido pelo fabricante, que na Tabela 14, é identificado como TCR.

Tabela 14: Partes da tabela de resistência x temperatura de um RTD de 1kΩ.

Tabela de Resistência x Temperatura			
Componente: PPG102A1			
Resistência = 1000 Ohms			
TCR = 3.850 ppm / °C			
Temperatura (°C)	Resistência (Ω) Nominal	Tolerância	
		(±°C)	(±Ω)
-50	803,06	0,250	0,993
-49	807,03	0,248	0,985
...
-2	992,18	0,154	0,602
-1	996,09	0,152	0,594
0	1.000,00	0,150	0,586
1	1.003.91	0,152	0,594
...
98	1.377.47	0,346	1.313
99	1.381.26	0,348	1,320
100	1.385.06	0,350	1,327
101	1.388.85	0,352	1,335

Fonte: traduzido de (U.S. SENSOR, 2008).

Outra opção consiste em promover o cálculo da resistência por meio da equação simplificada (Eq.1), que assume resposta linear e, em função disto, pode acarretar um desvio de até 0,38°C para um RTD de platina (Tabela 15). Desvio este, que pode ser desprezado em aplicações que não exigem exatidão elevada.

Tabela 15: Desvio da medida para a faixa de medição de 0 a 100°C.

MATERIAL	Desvio na faixa de 0-100°C [°C]
Platina	0,38
Níquel	3,2
Ni-Fe	2,84
Cobre	0,00

Fonte: (RIPKA e TIPEK, 2007).

$$R_T \cong R_0 \cdot (1 + \alpha \cdot (T - T_0)) \quad (\text{Eq.1})$$

Onde: R_T é o valor da resistência calculado na temperatura T ;
 R_0 é o valor da resistência medida a 0°C;
 α é o coeficiente linear de variação da resistência com a temperatura, para a faixa de 0 a 100°C, vale 3850ppm/°C para a platina (de acordo com a norma europeia DIN 43760).

Mas se for necessário aproximação mais precisa, pode-se utilizar a equação (Eq.2) de Callendar–Van Dusen (WEBSTER, 2000).

$$R(t) = R_0(1 + At + Bt^2) \quad \text{para } 0^\circ\text{C} < t < 850^\circ\text{C}$$

$$R(t) = R_0[1 + At + Bt^2 + C(t - 100)t^3] \quad \text{para } -200^\circ\text{C} < t < 0^\circ\text{C}$$
(Eq.2)

Onde: $R(t)$ é o calculado da resistência na temperatura t ;
 R_0 é o valor da resistência medida a 0°C ;
 A, B e C são coeficientes de calibração específicos de cada sensor.

Para a determinação do valor da temperatura do RTD, primeiro deve-se medir o valor de sua resistência e, em seguida, utilizar a equação recursiva (Eq.3). O valor calculado vai convergindo a cada iteração. Após cinco iterações o erro obtido é da ordem de 0.001°C (WEBSTER, 2000).

$$t(^{\circ}\text{C}) = \left[\frac{(R_t - R_0)}{(\alpha R_0)} \right] + \delta \left[\left(\frac{t}{100} - 1 \right) \left(\frac{t}{100} \right) \right] \quad \text{para } t \geq 0$$

$$t(^{\circ}\text{C}) = \left[\frac{(R_t - R_0)}{(\alpha R_0)} \right] + \delta \left[\left(\frac{t}{100} - 1 \right) \left(\frac{t}{100} \right) \right] + \beta \left[\left(\frac{t}{100} - 1 \right) \left(\frac{t}{100} \right)^3 \right] \quad \text{para } t < 0$$
(Eq.3)

Onde: $t(^{\circ}\text{C})$ é o valor calculado da temperatura, dada a resistência R_t ;
 R_0 é o valor da resistência medida a 0°C ;
 α, β e δ são os coeficientes de calibração específicos de cada sensor.

Polarização

As soluções mais comuns para medição da variação da resistência do RTD são:

- Polarizando-o com uma fonte de corrente constante e medindo diretamente a tensão em seus terminais (Figura 95a);
- Polarizando-o com fonte de tensão constante e medindo indiretamente a corrente que passa por ele através de um resistor de valor conhecido (Figura 95b);

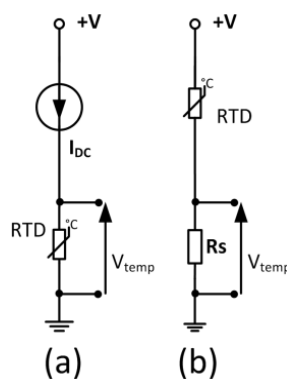


Figura 95: Polarização de um RTD com (a) fonte de corrente e (b) fonte de tensão.

Em ambos os casos acima, a tensão medida (V_{Temp}) apresentará relação linear com a temperatura adicionada de um fator constante (*off-set*) correspondente ao valor da tensão para a situação da temperatura igual a 0°C .

- Utilizando uma ponte de *Wheatstone* alimentada com tensão contínua estável (Figura 96), arranjo que tem uma vantagem sobre as demais: atuando no divisor de tensão

formado por R1 e R2, pode-se obter o balanceamento da ponte para qualquer temperatura medida, como por exemplo, para a condição de temperatura igual a 0°C. Este ajuste faz com que a tensão medida nos braços da ponte seja uma função linear da temperatura e permite que a toda a escala do instrumento de medida (ou conversor A/D) seja efetivamente utilizada.

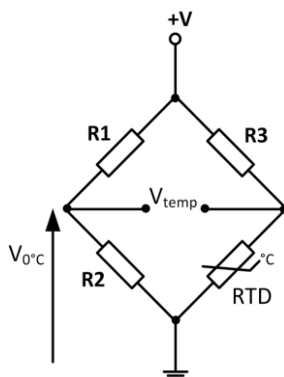


Figura 96: RTD ligado a uma ponte de *Wheatstone*.

B.3.5.2. Termopares

Composição

O termopar é um sensor construído por fios metálicos de materiais diferentes, com diâmetros variando entre 0,1 mm a 5 mm, que são conectados em uma de suas pontas. Os metais mais comuns são: Platina, ferro, cobre, cromo, níquel e ligas destes metais.

Grandeza elétrica transduzida

Este é um sensor do tipo passivo, uma vez que ele gera, em seus terminais, uma diferença de potencial devida ao efeito Seebeck (tensão Seebeck) que é função apenas da temperatura da junção (J_1 , junção quente) e do material de que são construídos os fios (Figura 97).

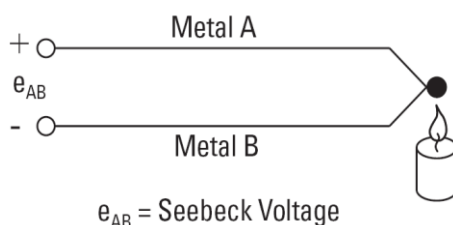


Figura 97: Tensão Seebeck gerada pela junção de um termopar. Fonte: (AGILENT, 2010).

Ao se promover a medida desta tensão, conectando-se qualquer instrumento elétrico, nova junção (J_2 , junção fria) é formada e uma nova diferença de potencial é gerada (Figura 98). Neste novo circuito, a diferença de potencial resultante nos terminais do instrumento é função da dife-

rença de temperatura das duas junções quente e fria (J_1 e J_2), ou seja, este sistema conta com duas variáveis.

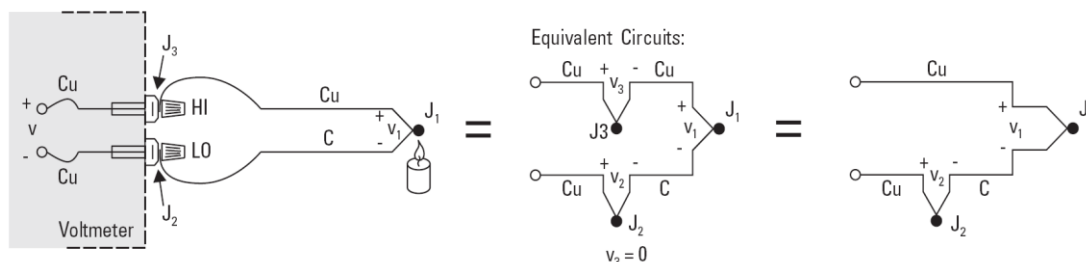


Figura 98: A conexão de um instrumento de medida gera nova junção e mais uma tensão Seebeck é inserida no circuito. A junção cobre com cobre (J_3) não gera o efeito Seebeck. Fonte: (AGILENT, 2010).

A literatura apresenta algumas soluções para a medida da temperatura da junção J_1 , destacaremos três:

A primeira (Figuras 99 e 100) consiste em colocar a junção J_2 em uma temperatura estável e conhecida, como por exemplo, a temperatura de 0°C , utilizando-se de um banho de gelo em fusão. Esta configuração é utilizada como padrão pelos fabricantes e institutos de padronização, em ambientes controlados, para a elaboração das tabelas de referência dos termopares que permitem converter diretamente a diferença de potencial medida em temperatura. Fora do ambiente de laboratório, esta solução não é viável.

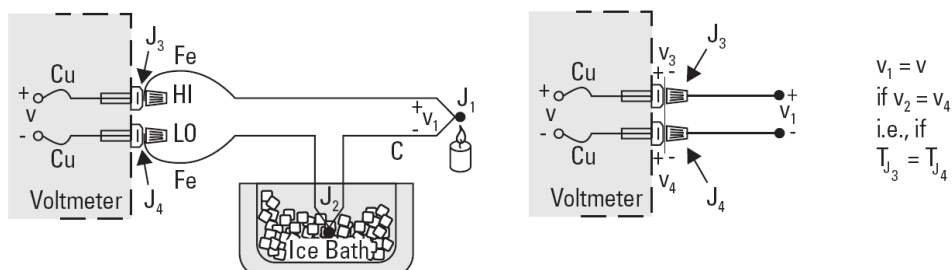


Figura 99: Compensação do potencial da junção fria J_2 com banho de gelo em fusão. Fonte: (AGILENT, 2010).

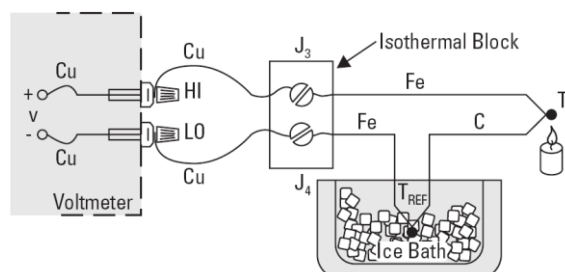


Figura 100: Se a temperatura das junções J_3 e J_4 for a mesma, os potenciais gerados pelas duas junções ferro com cobre se anulam. Fonte: (AGILENT, 2010).

A segunda opção de compensação do potencial da junção fria J_2 consiste em medir a sua temperatura absoluta, através da adição de outro sensor de temperatura (RTD, termistor, etc.).

Baseado neste valor pode-se propor duas soluções: Promover a compensação do valor da tensão correspondente através da adição de novo circuito (compensação por *hardware*, Figura 101) ou utilizar a compensação por *software*, caso o sistema de medição disponha de capacidade de processamento (Figura 102).

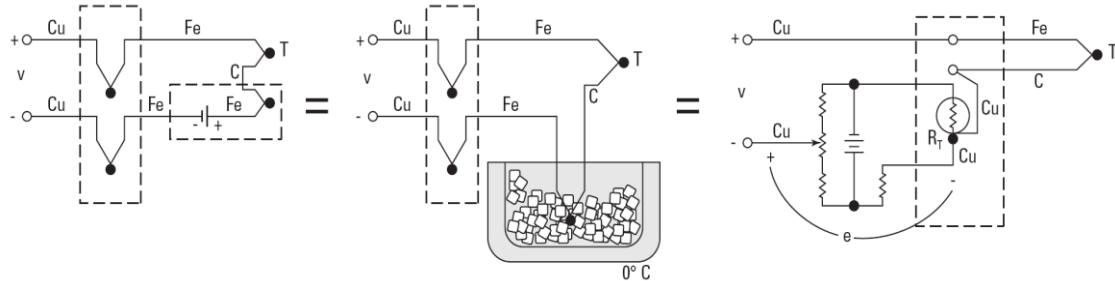


Figura 101: Compensação da junção fria através da adição de novo circuito.

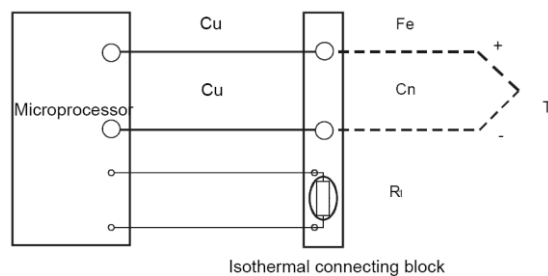


Figura 102: Compensação da junção fria por software.
Fonte: (RIPKA e TIPEK, 2007).

As compensações por *hardware* ou por *software* padecem de um ponto fraco: o erro associado à medida da temperatura da junção fria, localizada no bloco isotérmico compromete diretamente a medida de temperatura do termopar. Desta forma os termopares não são indicados para medidas precisas (SINCLAIR, 2001), pois sua precisão reside na faixa de 1%.

“Então surge uma pergunta lógica: Se nós já temos um dispositivo que medirá a temperatura absoluta (como um RTD ou um termistor), porque nós vamos nos preocupar com um termopar que necessita de compensação de junção? A resposta mais importante a esta pergunta é que o termistor, o RTD e o transdutor integrado são utilizados somente em uma determinada faixa de temperatura. Os termopares, de outra forma, podem ser utilizados em uma faixa de temperatura mais ampla e otimizados para vários tipos de atmosfera.” (AGILENT, 2010)

A terceira solução é uma variante da compensação por *hardware*, que podemos denominar compensação integrada ou compensação monolítica, pois utiliza apenas um único circuito integrado (CI). Nele foram alocados os circuitos de compensação de junção fria e condicionamento de sinal. A conexão do termopar é feita diretamente aos terminais do CI. O resultado pode ser um sinal linear de 10 mV/°C (AD594, *Analog Devices*) ou digital (MAX6674, *Maxim*).

Sensibilidade e curva de resposta

A amplitude da tensão Seebeck gerada pode chegar algumas dezenas de microvolts por grau Celsius (Figura 103) e varia com o tipo de material de que é construído o termopar (Tabela 16). O termopar de menor sensibilidade utiliza platina e ródio (tipo B) que apresenta coeficiente¹⁴ $\alpha = 0,33 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$. No extremo oposto, o termopar mais sensível (tipo E) é composto por duas ligas: níquel com cromo e cobre com níquel e tem coeficiente de $63 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ (NIST, 2008).

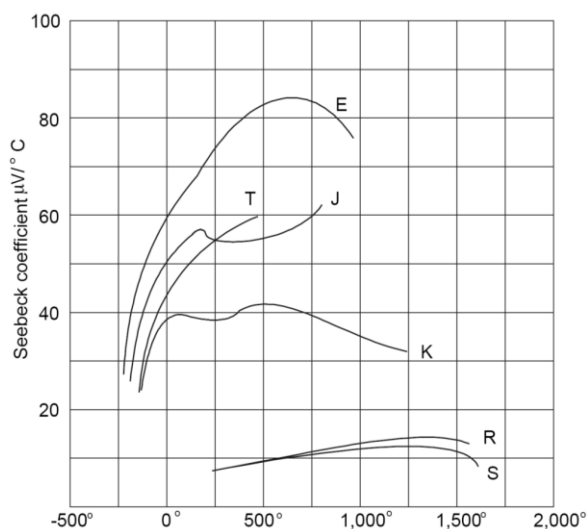


Figura 103: Curvas de Temperatura x Coeficiente Seebeck de alguns termopares.
Fonte: (RIPKA e TIPEK, 2007).

A Figura 104 apresenta as curvas de resposta de vários tipos de termopar, na qual é possível observar as diferenças de sensibilidade entre os tipos. Observa-se também, que estas curvas não são exatamente lineares. Comportamento devido à variação do coeficiente de Seebeck com a temperatura.

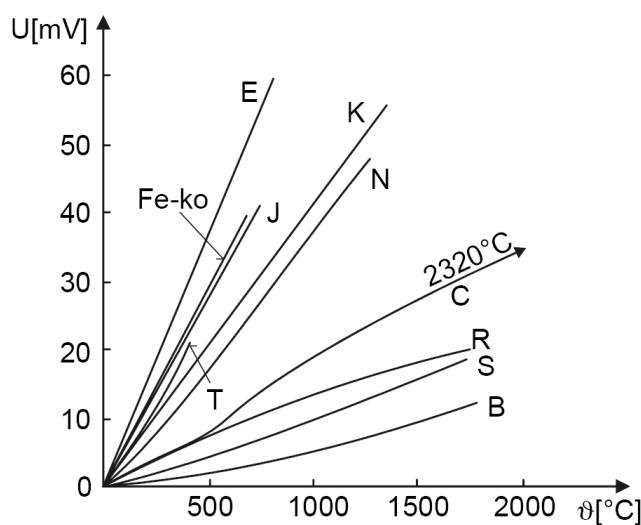


Figura 104: Curvas Temperatura x Tensão de alguns termopares.
Fonte: (RIPKA e TIPEK, 2007).

¹⁴ Valor calculado como 1/100 do valor da tensão Seebeck na temperatura de 100°C .

Exatidão

Os termopares apresentam exatidão de 0,5°C a 5,0°C (MEAS, 2003).

Tipos

São oito os tipos de termopares padronizados, cuja classificação é feita por letras, como pode ser visto na Tabela 16.

Tabela 16: Tipos de termopar padronizados

Tipo	Descrição	Faixa de Temperatura (°C)	Sensibilidade ($\mu\text{V}/^\circ\text{C}$) $V_{\text{Seebeck}} @ 100^\circ\text{C}/100$
B	Pt-30% Rh + Pt-6% Rh	0 a 1820	0,33
E	Liga de Ni-Cr + Liga de Cu-Ni	-270 a 1000	63,19
J	Fe + Liga de Cu-Ni	-210 a 1200	52,69
K	Liga de Ni-Cr + Liga de Ni-Al	-270 a 1372	40,96
N	Liga de Ni-Cr-Si + Liga de Ni-Si-Mg	-270 a 1300	27,74
R	Pt-13% Rh + Pt	-50 a 1768	6,47
S	Pt-10% Rh + Pt	-50 a 1768	6,46
T	Cu + Ligad de Cu-Ni	-270 a 400	42,79

Fonte: adaptado de (NIST, 2008).

Faixa de temperatura

Os termopares são indicados para a medição de temperatura na faixa de -270°C até 1700°C (Tabela 16).

Constante de tempo (tempo de resposta ao degrau)

Apresentam constantes de tempo de 0,1 s até 10 s (MEAS, 2003).

Tabelas e equações representativas

A padronização dos termopares incluiu, também, o tabelamento de suas curvas de resposta, em intervalos de 1°C, e das equações polinomiais descritivas correspondentes. Estes dados estão disponíveis, em formato eletrônico, em (NIST, 2008).

Cada termopar dispõe de duas equações: uma que permite o cálculo da temperatura, utilizando o valor medido da tensão Seebeck (Eq.4) e outra faz o cálculo inverso (Eq.5). A aplicação das equações produz exatidão na faixa dos centésimos de grau Celsius.

$$t = d_0 + d_1E + d_2E^2 + \dots + d_nE^n \quad (\text{Eq.4})$$

Onde: t é temperatura (em °C) para uma dada a tensão Seebeck E (em mV).
 d_n representa o conjunto de termos para cada termopar.

$$E = \sum_{i=0}^n c_i(t)^i + a_0 e^{a_1(t-a_2)^2} \quad \text{para o termopar tipo K} \quad (\text{Eq.5})$$

$$E = \sum_{i=0}^n c_i(t)^i \quad \text{para os demais termopares}$$

Onde: E é a tensão Seebeck (em mV).
 c_i representa o conjunto de termos para cada termopar.
 $a_0 = 0.1185976$
 $a_1 = -0.1183432 \times 10^{-3}$
 $a_2 = 0.1269686 \times 10^3$

Polarização

Os termopares são sensores passivos, portanto, não necessitam de polarização.

B.3.5.3. Termistores

A palavra termistor tem origem na sua definição, em inglês: *thermally sensitive resistor*.

Composição e Tipos

Ao contrário dos RTDs, os termistores podem apresentar resistência, à temperatura ambiente, que pode variar de k Ω até M Ω . Há dois tipos de termistores:

Os PTCs são fabricados com materiais semicondutores cerâmicos, apresentam coeficiente positivo de variação da resistência com temperatura (*positive temperature coefficient*) e têm resposta fortemente não linear (Figura 105). Os NTCs também são fabricados com materiais semicondutores adicionados a óxidos metálicos de cromo, cobalto, cobre, ferro, manganês, etc. Apresentam coeficiente negativo (*negative temperature coefficient*) e resposta aproximadamente logarítmica. São os mais utilizados para a aplicação na medição de temperatura, por apresentarem maior coeficiente de variação da resistência com a temperatura que os PTCs e serem mais fáceis de linearizar (WEBSTER, 2000).

Grandeza elétrica transduzida e curva de resposta

A sua característica principal é apresentar a variação de sua resistência elétrica com a variação da temperatura do meio no qual está submetido. A curva de resposta de um NTC tem perfil aproximadamente logarítmico (Figura 105), se considerada uma faixa estreita de variação da temperatura (WEBSTER, 2000).

Sensibilidade

Os PTCs apresentam coeficiente na faixa de $-0,5\%/^{\circ}\text{C}$, enquanto os NTCs são bem mais sensíveis, apresentando coeficientes de -3 a $-5\%/^{\circ}\text{C}$ (WEBSTER, 2000).

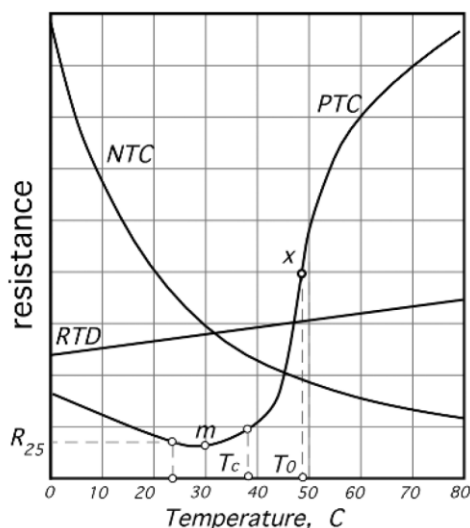


Figura 105: Curva de resposta de termistores PTC e NTC e de um RTD.
Fonte: (FRADEN, 2004).

Exatidão

Apresentam exatidão de 0,05 a 1,5 °C (MEAS, 2003).

Faixa de temperatura

Os NTCs podem operar em temperaturas na faixa de -100 to +325°C (MEAS, 2003).

Constante de tempo (tempo de resposta ao degrau)

De um modo geral, os NTCs apresentam constante de tempo em torno de 0,1 a 10s (MEAS, 2003), mas os termistores para aplicação na área médica podem chegar a valores da ordem de milissegundos (quando imersos em líquido).

Equações representativas

A equação (Eq.6) representa, de forma aproximada, a variação da resistência de um NTC com a temperatura (WEBSTER, 2000).

$$R_T \cong R_0 \cdot e^{\left[\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)\right]} \quad (\text{Eq.6})$$

Onde: T é a temperatura absoluta dada em K.
 β é a constante associada ao material do termistor (dado do fabricante).

Em função da resposta fortemente não linear dos NTCs, haveria uma imprecisão muito grande na especificação de um único coeficiente linear de variação da resistência com a temperatura (α), para uma faixa considerável de temperatura (0 a 100°C), como é feito com os termopares e RTDs. Sendo assim o parâmetro α é calculado para cada valor de temperatura através da equação (Eq.7).

$$\alpha = -\frac{\beta}{T^2} \quad (\text{Eq.7})$$

Onde: T é a temperatura absoluta dada em K.

Para aplicações que requerem maior exatidão utiliza-se a equação de Steinhart-Hart (WEBSTER, 2000). Ela pode ser escrita de duas maneiras: a primeira fornece o valor da temperatura para um valor medido de temperatura (Eq.8). A segunda forma produz o valor da resistência que se espera medir a uma dada temperatura (Eq.10).

$$T = [b_0 + b_1 \ln R_T + b_3 (\ln R_T)^3]^{-1} \quad (\text{Eq.8})$$

Onde: T é o valor calculado da temperatura (em K).
 R_T é o valor medido da resistência.
 $b_0, b_1 e b_3$ são os coeficientes obtidos para cada tipo de termistor.

A obtenção dos coeficientes $b_0, b_1 e b_3$ é feita submetendo o termistor a três temperaturas diferentes, preferencialmente, valores que coincidam com a faixa de temperatura em que ele será utilizado, tomando um ponto no início (T_1), outro no meio (T_2) e o último no final da faixa (T_3). Em cada valor de temperatura, mede-se o valor da resistência do termistor ($R_{T1}, R_{T2} e R_{T3}$). Em seguida, basta resolver o sistema de equações para obter os coeficientes (Eq.9).

$$\begin{aligned} T_1 &= [b_0 + b_1 \ln R_{T1} + b_3 (\ln R_{T1})^3]^{-1} \\ T_2 &= [b_0 + b_1 \ln R_{T2} + b_3 (\ln R_{T2})^3]^{-1} \\ T_3 &= [b_0 + b_1 \ln R_{T3} + b_3 (\ln R_{T3})^3]^{-1} \end{aligned} \quad (\text{Eq.9})$$

De posse dos coeficientes $b_0, b_1 e b_3$, podemos obter a equação inversa (Eq.10), ou seja, aquela que fornece o valor esperado (R_T) para a resistência de um termistor na temperatura (T) (LYONS e WATERWORTH, 2003).

$$R_T = e^{\left\{ \left[\left(-\frac{x}{2} + \left(\frac{x^2}{4} + \frac{y^3}{27} \right)^{\frac{1}{2}} \right)^{\frac{1}{3}} \right] + \left[\left(-\frac{x}{2} - \left(\frac{x^2}{4} + \frac{y^3}{27} \right)^{\frac{1}{2}} \right)^{\frac{1}{3}} \right] \right\}} \quad (\text{Eq.10})$$

Onde: $x = \frac{b_0 - \frac{1}{T}}{b_3}$ e $y = \frac{b_1}{b_3}$

Polarização

A polarização dos NTCs, a exemplo dos RTDs, pode ser feita de várias formas. As mais comuns são: com fonte de corrente constante (Figura 106) ou fonte de tensão constante, ou ainda em ponte de *Wheatstone*.

A polarização de um NTC com fonte de corrente constante é uma configuração bastante simples e, possivelmente, a primeira opção aventada quando se utiliza um sistema microprocessado, o qual procederá com a linearização da resposta do termistor (linearização por *software*). A tensão medida nos terminais do NTC ($V = R_{Th} I_{Const}$) apresenta o mesmo perfil exponencial de variação da resistência. Contudo há de se ter cuidado, exatamente, com esta variação exponencial, quando se trabalha com a medida de temperatura em faixa ampla. A amplitude da faixa da tensão, combinada com a resolução de temperatura pretendida podem requerer conversores A/D de custo elevado, ou mesmo inexistentes.

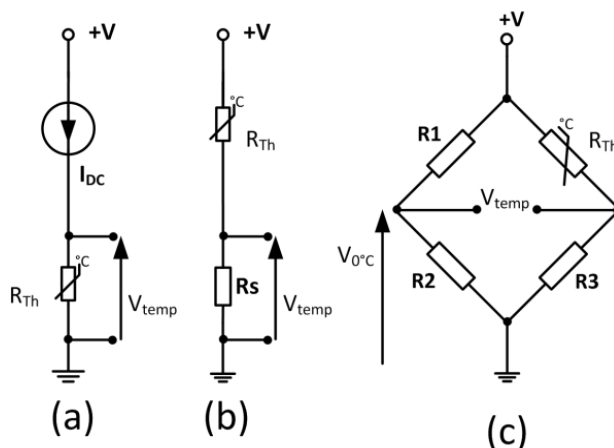


Figura 106: Polarização de um NTC com: (a) fonte de corrente; (b) fonte de tensão e (c) em ponte de Wheatstone.

A situação será ilustrada com o exemplo de um sistema de medida microprocessado com as seguintes especificações:

- Termistor de $10\text{k}\Omega$ @ 25°C , B57540G0303J000, (EPCOS AG, 2009);
- Corrente de polarização de $50\ \mu\text{A}$;
- Duas faixas medida de temperatura: $F_1 = 0^\circ\text{C}$ a 50°C e $F_2 = 0^\circ\text{C}$ a 150°C ;
- Resolução da medida de $0,1^\circ\text{C}$ em toda a faixa;
- A medida de tensão é feita por um conversor A/D.

Através da análise da Tabela 17, pode-se observar que:

- A variação da resistência do NTC é de aproximadamente 9 vezes para F_1 e de 160 vezes para F_2 ;
- A faixa de medida do conversor A/D deve ser de 0 a $5,0\ \text{V}$ e sua resolução deve ser igual ou menor que $70\ \mu\text{V}$, ou 17 bits para F_1 e $2\ \text{mV}$ ou 12 bits para F_2 .

Tabela 17: Variação de tensão de um termistor polarizado com fonte de corrente constante.

Temperatura (°C)	R_{Th} (k Ω)	α (%/°C)	ΔR (Ω) @ $\Delta T = 0,1^\circ C$	ΔV (μV) @ $\Delta T = 0,1^\circ C$	V_{Th} (V)
[a]	[b]	[c]	[d] = [b]*[c]/10	[e] = [d]*50 μA	[f] = [b]*50 μA
0	99,072	5,2	515,2	25758	4,954
50	10,748	3,8	40,84	2,042	0,537
150	0,6134	2,3	1,411	70,54	0,031

[a], [b] e [c] Fonte: (EPCOS AG, 2009).

A situação exibida acima permite concluir que a polarização de NTCs com fonte de corrente constante deve ser utilizada com cautela, pois pode exigir instrumentos de medida ou conversores A/D com resolução muito apurada e conseqüentemente de custo elevado.

B.4 Dispositivos utilizados na estimulação térmica por contato

Para selecionar o dispositivo adequado que promoverá a estimulação térmica por contato, é necessário definir alguns parâmetros mínimos:

- Faixa de variação da temperatura e, mais especificamente, se o dispositivo deve promover aquecimento, resfriamento ou ambos;
- Classe de exatidão desejada para a regulação da temperatura;
- Taxa de variação da temperatura e taxa de repetição dos estímulos;
- Área da superfície a ser estimulada;

Uma grande parte dos sistemas de estimulação térmica desenvolvidos até o momento tem utilizado a placa de Peltier para esta finalidade (veja a Tabela 7, pág. 44).

Recentemente têm sido utilizados aquecedores flexíveis (*Thermofoil*[®]) para promover o aquecimento a taxas de até 70°C/s (MINCO, 2007).

Existem, ainda, algumas soluções curiosas como:

- Tubos de ensaio com água aquecida (MONTCASTLE *apud* BACARELLI, 1997);
- Resfriamento rápido através da evaporação de gás (ARENDRT-NIELSEN e CHEN, 2003);

B.4.1. Placa de Peltier

Construção

A placa ou módulo de Peltier é um dispositivo termoelétrico cuja função principal é atuar como bomba de calor (*heat pump*). O seu princípio de funcionamento foi descoberto por *Jean Charles Athanase Peltier*, em 1834. Ele “observou mudanças de temperatura nas vizinhanças da junção de condutores dissimilares, quando da circulação de corrente” (ROWE, 1995). Atualmente, o

dispositivo é construído com duas placas cerâmicas, de boa condutividade térmica, nas quais são interligados em série, pares de pequenos blocos de material semicondutor do tipo P e do tipo N (Figura 107).

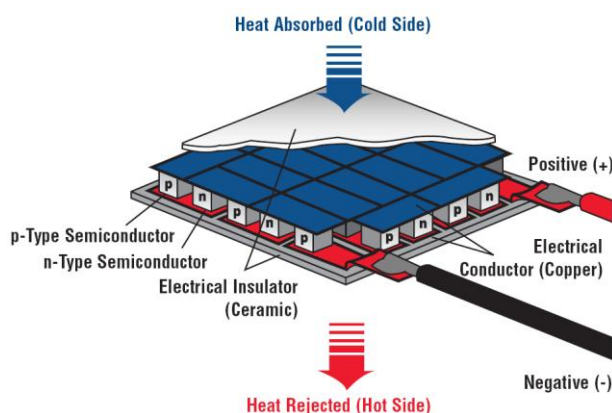


Figura 107: Detalhamento da construção de uma placa de Peltier.
Fonte: (LAIRD, 2010).

Tipos

Os dispositivos comercializados atualmente (Figura 108) apresentam os mais variados formatos, tamanhos e potências. Suas principais características são:

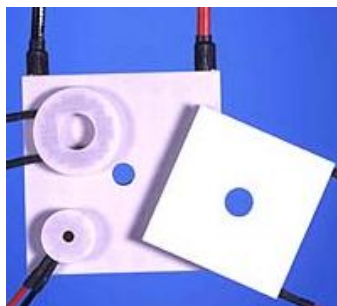
- ☑ Dimensões: Têm área desde 0,5 mm² até pouco mais de 3800 mm². Sua espessura gira em torno de 2 a 5 mm (para os módulos de estágio único). Podem ser quadrados, retangulares ou circulares.
- ☑ Tensões e correntes máximas: Há modelos que operam com tensões máximas menores que 1 V enquanto outros podem trabalhar com até 24V. A corrente máxima, em alguns modelos, pode atingir mais de 50 A;
- ☑ Potência térmica: Os modelos de tamanho extremamente reduzido operam com alguns miliwatts enquanto os maiores podem chegar a trabalhar com até pouco mais de 500 W.

A disposição dos módulos em cascata (Figura 108d), ou multiestágio, permite obter variações de temperatura que podem chegar a valores criogênicos, ao passo que um estágio permite variações de temperatura de no máximo 70°C.

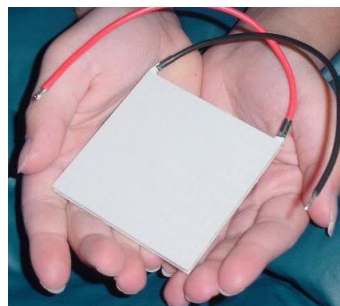
Funcionamento

A placa de Peltier funciona como uma bomba bidirecional de calor (*heat pump*) acionada por corrente elétrica (Figura 109a). Quando há a circulação de corrente elétrica no sentido do polo positivo para o negativo, ocorre absorção de calor (*Peltier cooling*) em uma das placas cerâmicas (lado frio, *cold side*) que é transferido (*Peltier heating*) para a outra placa (lado quente, *hot side*). Mas ao promover a inversão do sentido de circulação da corrente, o efeito também é revertido,

ou seja, a placa que anteriormente estava sendo resfriada passa a aquecer e a outra que estava sendo aquecida passa a ser resfriada (Figura 109b).



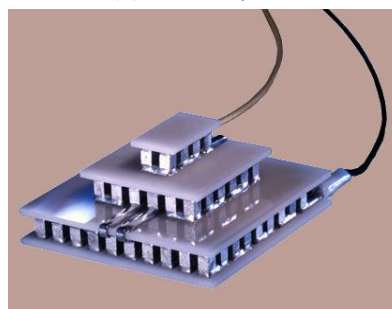
Fontes: (a) www.tetech.com



(b) www.ebay.com



(c) www.nextreme.com



(d) lairdtech.thomasnet.com

Figura 108: Tipos e formatos de placas de Peltier.

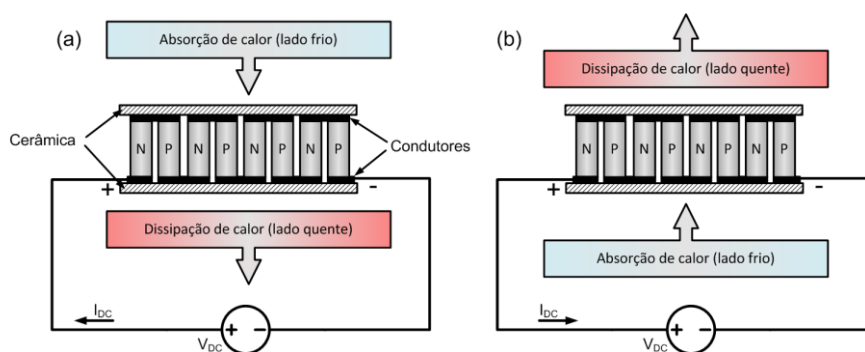


Figura 109: Polarização de uma placa de Peltier. (a) Aquecendo; (b) Resfriando.

Sempre que houver corrente circulando pelo módulo, seja em que direção for, haverá a geração interna de calor, devido ao efeito Joule ($P = R I^2$). Esta energia gerada internamente se soma àquela bombeada do lado frio e deve ser dissipada no lado quente, caso contrário o dispositivo pode sobreaquecer a ponto de sofrer danos irreversíveis. Desta forma, a presença de um sistema de resfriamento é obrigatória em qualquer módulo de Peltier (NAGY, 1994; BEJAN, 2003).

A quantidade de calor bombeado do lado frio (Eq. 11) aumenta com a corrente até o valor I_{max} . Este valor representa um ponto de inflexão (Figura 110a) e, portanto, a elevação da corrente a valores maiores que este provocará a redução do bombeamento. Isto se deve ao fato de que a componente relativa ao efeito Joule torna-se maior que a componente de resfriamento.

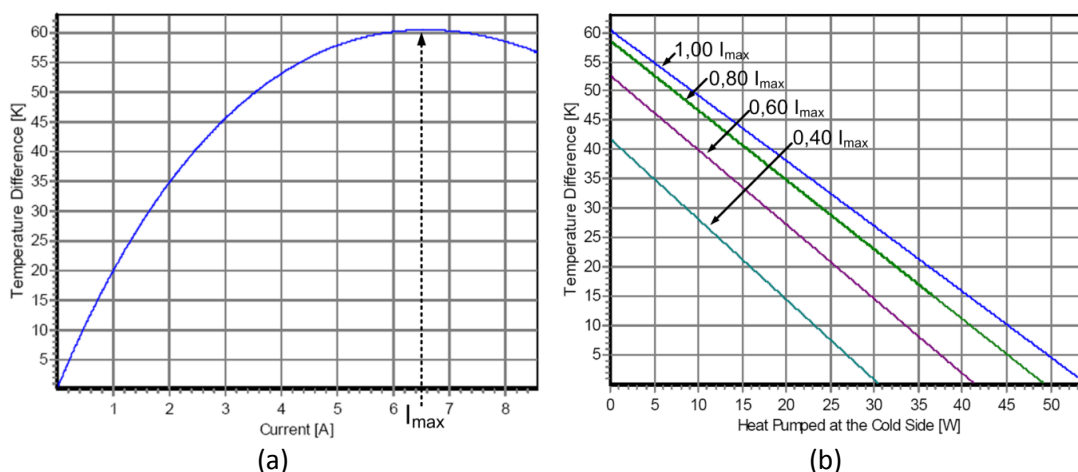


Figura 110: (a) Curva de Diferença de temperatura x Corrente; (b) Curva de Diferença de temperatura x Calor bombeado do lado frio. Fonte: adaptado de (RMT LTD., 2008).

$$Q_c = 2N \left[\alpha I T_c - \left(\frac{I^2 \rho}{2G} \right) - k \Delta T G \right] \quad (\text{Eq. 11})$$

Sendo:

- $\alpha I T_c$ a parcela de resfriamento proveniente do efeito de Peltier;
- $-\left(\frac{I^2 \rho}{2G} \right)$ a parcela correspondente ao efeito Joule;
- $-k \Delta T G$ a parcela relativa à condutividade térmica entre as duas placas.

Onde:

- Q_c é a quantidade de calor bombeado do lado frio (em W) para T_H ;
- T_H é a temperatura do lado quente (em K);
- T_c é temperatura do lado frio (em K);
- $\Delta T = T_H - T_c$;
- $G = \text{área} / \text{comprimento}$ do bloco semiconductor (em cm);
- N é o número de pares de blocos semicondutores;
- I é a corrente (em A);
- α é o coeficiente Seebeck (V/K);
- ρ é a resistividade do material semiconductor (Ωcm);
- k é a condutividade térmica do material semiconductor (W/cmK).

Através da Figura 110b pode-se observar que a relação do calor bombeado com a corrente de polarização não é linear. Isto pode ser explicado pela dependência térmica das propriedades físicas dos materiais termoelétricos. O aumento da temperatura nos blocos semicondutores implica em:

- Aumento: da resistividade elétrica e da tensão Seebeck (resistência equivalente) que tornam necessário o aumento da tensão de polarização, para manter a corrente constante (Figura 111 e Figura 112);
- Diminuição: da condutividade térmica, que reduz a transferência de calor entre os lados quente e frio e melhora o desempenho do dispositivo. Isto explica o melhor desempenho do dispositivo no aquecimento que no resfriamento.

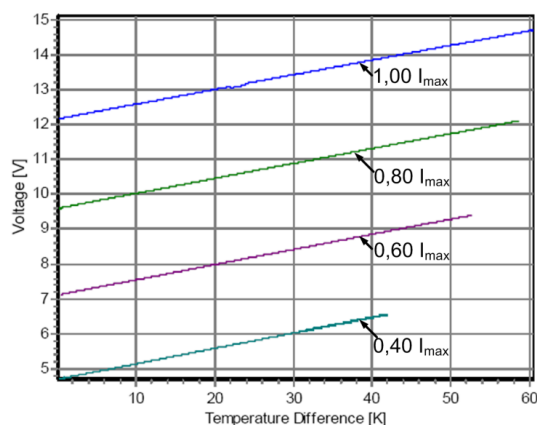


Figura 111: Curva da Tensão de polarização x Diferença de temperatura.
Fonte: adaptado de (RMT LTD., 2008).

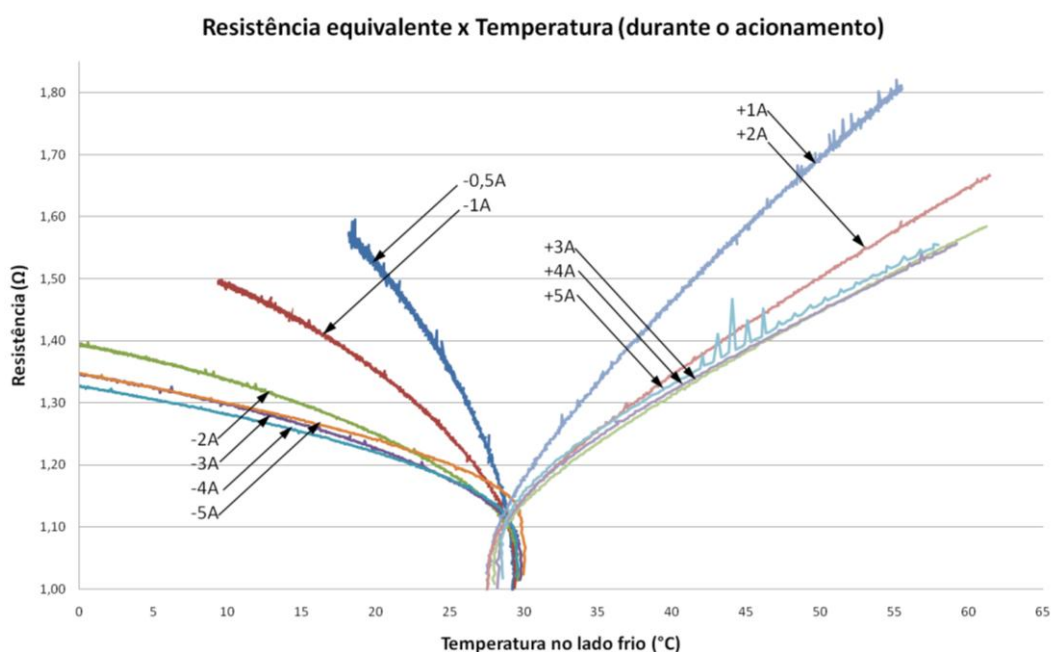


Figura 112: Gráfico da variação da resistência equivalente em função da temperatura do lado quente, para vários valores de corrente. Ensaio conduzido no NEPEB-UFGM - módulo de Peltier de 9 cm², 15,4V, 50W.

Polarização

Os módulos de Peltier trabalham apenas com corrente contínua. O acionamento com corrente alternada é impraticável, pois em um semiciclo ocorreria o resfriamento e no outro ocorreria o aquecimento.

A polarização dos módulos pode ser feita com fonte de tensão constante, o que não garante que a corrente seja constante, uma vez que há a dependência térmica das propriedades físicas dos materiais termoelétricos. Por consequência, o bombeamento de calor pode, também, variar.

A amplitude da tensão deve ser o mais estável possível, pois a ondulação (*ripple*) não deve ser superior a 10% (Figura 113). Valores maiores implicam em degradação considerável do desempenho dos módulos (ROWE, 1995). A equação (Eq. 12) apresenta a relação do *ripple* com redução da diferença de temperatura que o módulo pode promover.

$$\frac{\Delta T'_{max}}{\Delta T_{max}} = \frac{1}{1 + \frac{N^2}{2}} \quad (\text{Eq. 12})$$

Onde: $\Delta T'_{max}$ é o valor máximo de ΔT (em °C) na presença do *ripple* N ;
 ΔT_{max} é o valor nominal ΔT (em °C);
 N é o fator de ondulação, que varia de 0 a 1.

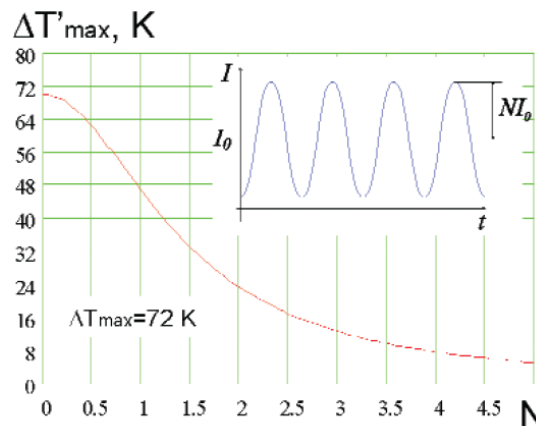


Figura 113: Efeito da ondulação da tensão na degradação do desempenho do módulo de Peltier.
 Fonte: (GROMOV, 2002).

Em sistemas que exijam o controle preciso da temperatura, é necessário utilizar fonte de corrente constante (Figura 83). Caso o sistema esteja sendo projetado para aquecimento ou resfriamento, o acionamento deve ser bipolar (Figura 84).

O acionamento dos módulos de Peltier através de PWM é uma opção bastante interessante, uma vez que esta técnica apresenta eficiência que pode chegar a mais de 90%, enquanto que no acionamento linear não passa dos 50%. Há duas implicações importantes no uso desta técnica:

- ☑ Interferência eletromagnética: Deve-se ter em mente que o chaveamento produz um nível de interferência eletromagnética considerável, o que demanda providências adicionais para promover sua blindagem, de forma que não influa no funcionamento do próprio equipamento ou em equipamentos localizados nas proximidades.
- ☑ Oscilações térmicas (*thermal cycling*):
 - ✓ A alternância de estados ligado e desligado na tensão, devido ao chaveamento, pode levar a queda no desempenho do módulo. Não há um consenso entre os fabricantes a respeito de um valor mínimo da frequência. Enquanto um fabricante sugere 300 Hz (TETECH, 2008), o outro sugere 2 kHz (TELLUREX, 2006). Contudo, pode-se concluir que valores baixos de frequência implicarão em oscilação no bombeamento de calor com reflexão na regulação da temperatura. Portanto, é uma boa prática utilizar uma frequência de chaveamento cujo período seja consideravelmente inferior à constante de tempo térmica do módulo de Peltier.
 - ✓ As variações bruscas de temperatura no módulo devem ser evitadas por implicarem em dilatações e contrações dos materiais causando tensões mecânicas que pode chegar a danificá-los.

Desempenho

A principal figura de mérito de uma placa de Peltier é o COP (*Coefficient of performance*). Ele é definido como a quantidade de calor absorvido no “lado frio” dividido pela quantidade de potência elétrica fornecida através da polarização (Eq. 13) (ROWE, 1995). Este coeficiente apresenta valores médios em torno de 40% a 50%, contudo em condições de baixo bombeamento de energia e baixa diferença de temperatura, obtêm-se valores bem maiores que a unidade (Figura 114).

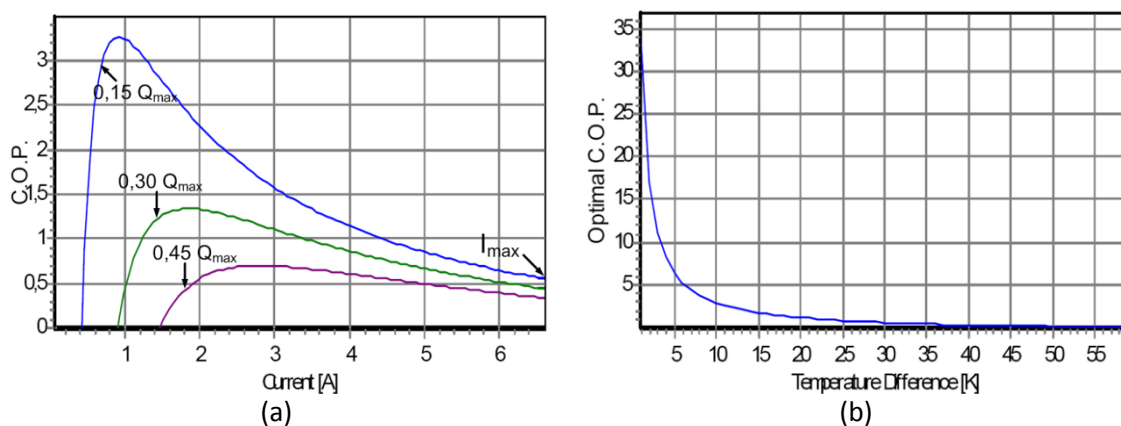


Figura 114: Curvas de COP x corrente.
Fonte: adaptado de (RMT LTD., 2008).

$$COP = \frac{Q_c}{P} \quad (\text{Eq. 13})$$

Onde: COP é coeficiente de desempenho;
 Q_c é a quantidade de calor absorvida do lado frio (em W);
 P é a potência elétrica fornecida ao módulo (em W).

Vantagens e desvantagens

As principais vantagens de um sistema de resfriamento baseado em módulos de Peltier são:

- ☑ Não há partes móveis, portanto, não apresentam desgaste nem vibração ou ruído durante o seu funcionamento;
- ☑ Apresentam muito boa exatidão e resposta extremamente rápida;
- ☑ Podem promover o aquecimento ou o resfriamento sem a necessidade de modificações estruturais do sistema;
- ☑ Podem ser montados sistemas de resfriamento de dimensões extremamente reduzidas, como por exemplo, dentro do encapsulamento de um circuito integrado.

E algumas das desvantagens são:

- ✓ Apresentam coeficiente de desempenho médio baixo, implicando no uso de uma quantidade maior de energia do que efetivamente é bombeada. Isto implica na geração de grande quantidade de calor que deve ser adequadamente dissipado;
- ✓ Apresentam densidade de potência inferior aos sistemas por compressão e custo mais elevado;
- ✓ Apesar de apresentarem tempo de resposta extremamente rápido, as oscilações térmicas rápidas são um fator importante na geração de fadiga dos materiais que levam á danificação do módulo.

B.5 O controle de temperatura

O controle de uma variável em um processo suscetível à interferência (Figura 115) demanda a utilização de um sistema que atue no sentido de manter a variável dentro da faixa desejada. Este sistema é o controlador. Neste sentido fez-se necessário o uso de um controlador de temperatura para garantir a qualidade da estimulação térmica do Bioestimulador. Há uma grande variedade de estratégias de controle passíveis de serem utilizadas no controle de temperatura (OGATA, 2007). Optou-se por utilizar a estratégia de controle PID (Figura 116), consagrada pela sua simplicidade e eficiência.

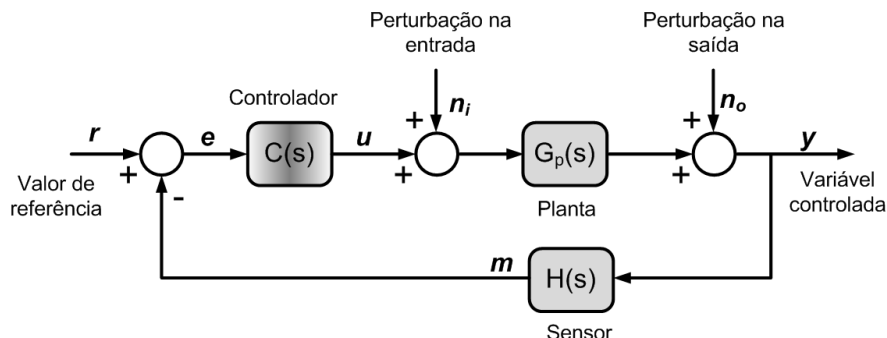


Figura 115: Diagrama em blocos de um controlador de temperatura.

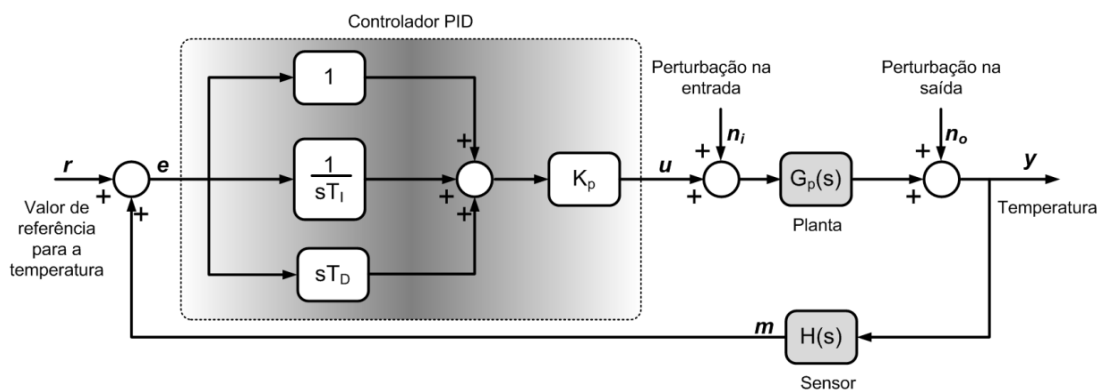


Figura 116: O controlador PID em uma planta de temperatura.

A equação no domínio do tempo que representa o controlador PID é:

$$u(t) = K_P \left[e(t) + \frac{1}{T_I} \int_0^t e(\tau) dt + T_D \frac{de(t)}{dt} \right] \quad (\text{Eq. 14})$$

Onde: $u(t)$ é a resposta do controlador;
 K_P é o ganho da ação proporcional;
 T_I é a constante de tempo da ação integral;
 T_D é a constante de tempo da ação derivativa.

Cada uma das três ações de controle tem uma atuação bem distinta na composição do termo ação corretiva $u(t)$:

- Ação proporcional: Contribui com a relação direta do erro multiplicado pelo ganho K_P . Sendo assim, quanto maior o erro, maior é a sua atuação. De forma contrária, para valores pequenos do erro, esta ação tem pouca contribuição na correção do erro. Portanto, um controlador dotado de apenas ação proporcional, nunca alcançará a condição de erro zero;
- Ação integral: Atua como o uma ação acumulativa. Promove o somatório do valor do erro para gerar a ação corretiva. Em conjunto com a ação proporcional garante a anulação do erro. A utilização desta ação isoladamente leva o sistema à instabilidade;
- Ação derivativa: Atua apenas quando há variação no erro. Tem um perfil antecipativo, pois atua de forma mais intensa quando há variações repentinas do erro.

Um dos inconvenientes do controlador PID consiste no fato de sua sintonia demandar o ajuste de três parâmetros: o ganho proporcional e as constantes de tempo integral e derivativa. Este ajuste pode ser feito de forma empírica ou através de técnicas sistematizadas (OGATA, 2007).

B.6 O sistema de aquisição de dados NI USB-6211

Características principais (Figura 117):

- Conexão USB 2.0;
- 16 entradas analógicas em modo comum ou 8 em modo diferencial, de 16 bits;
- 4 escalas para as entradas analógicas: $\pm 0,2V$, $\pm 1,0V$, $\pm 5,0V$ e $\pm 10V$;
- 2 saídas analógicas, de 16 bits, com escala de $\pm 10V$;
- Taxa de amostragem para A/D e D/A de até 250 kHz;
- 4 entradas digitais;
- 4 saídas digitais;
- 2 contadores/temporizadores de 32 bits, com frequência máxima de 80 MHz;



Figura 117: Características principais do sistema de aquisição de dados NI USB-6211.
Fonte: (NATIONAL INSTRUMENTS, 2006).

APÊNDICE C

C. TERMO DE APROVAÇÃO DO COEP



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 0450.0.203.000-11

Interessado(a): Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo
Departamento de Engenharia Elétrica
Escola de Engenharia - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 01 de novembro de 2011, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Análise das oscilações cerebrais relacionadas à estimulação térmica periférica**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA UFMG	
SECRETARIA	
RECEBIDO em	09/11/11 às 11:10
Assinatura	



CONSELHO NACIONAL DE SAÚDE
COMISSÃO NACIONAL DE ÉTICA EM PESQUISA

Carta Circular nº. 003/2011/CONEP/CNS

Brasília-DF, 21 de março de 2011.

Assunto: **“Obrigatoriedade de rubrica em todas as páginas do TCLE pelo sujeito de pesquisa ou seu responsável e pelo pesquisador”.**

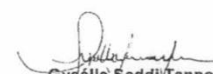
Senhores (as) Coordenadores (as),

1. A CONEP tem recebido uma série de questionamentos sobre formas de se potencializar os direitos e as garantias aos sujeitos de pesquisas, considerando sua vulnerabilidade no momento de adesão a um protocolo de pesquisa. Neste sentido, visando maior padronização de procedimentos e considerando a importância do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – como instrumento de pactuação entre pesquisadores e sujeitos de pesquisas, vimos orientar que ao analisarem o TCLE devem fazer constar as seguintes informações:

- O sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.
- O pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

2. Solicitamos o empenho na efetivação deste procedimento, que passa a valer a partir de 01/04/2011.

Atenciosamente,


Gyselle Saddi Tannous
Coordenadora da CONEP/CNS/MS

Anexa ao Ofício Circular n.º 017/2011/CONEP/CNS/MS

APÊNDICE D

D. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Investigador: Denny Daniel Collina

Orientador: Carlos Julio Tierra Criollo

Projeto de Pesquisa: Análise das Oscilações Cerebrais Relacionadas à Estimulação Térmica Periférica.

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será desenvolvido pelo Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Minas Gerais, cujo responsável é Denny Daniel Collina.

Detalhes do estudo: O objetivo deste estudo será analisar como o aquecimento ou resfriamento moderados de uma pequena área da pele do seu antebraço influenciam a atividade do seu cérebro.

Descrição dos procedimentos:

Em todos os testes a temperatura inicial será de 32°C, que é percebida com uma temperatura neutra (nem quente, nem frio). Durante o resfriamento, a temperatura não será inferior a 26°C, e durante o aquecimento não será superior a 42°C. Você não sentirá nenhum desconforto durante a realização dos testes. Estes valores de temperatura são seguros e utilizados comumente. Inicialmente, será avaliada a sua sensibilidade durante o aquecimento e o resfriamento moderados. Você será orientado a pressionar um botão assim que perceber o aquecimento ou o resfriamento da região do seu antebraço. Após, serão realizados dois registros de eletroencefalografia (EEG), um método de avaliação não invasivo, que permitirá analisar como o seu cérebro responde ao aquecimento e resfriamento. Para isso, serão colocados 20 eletrodos superficiais no seu couro cabeludo. O primeiro teste, com duração de 5min, registrará a resposta do seu cérebro sem aquecer ou resfriar a sua pele. No segundo teste, ocorrerá a seguinte sequência: (a) resfriamento por 20s; (b) 10s na temperatura neutra de 32°C; (c) aquecimento por 20s e (d) mais 10s na temperatura neutra. Estas quatro etapas se repetem por 15min. Em seguida, haverá um período de descanso de 5min. Serão necessários 5 blocos de 20min, totalizando 1h40min. A inclusão dos períodos de descanso visa reduzir o risco de você ficar incomodado durante o teste. Esta avaliação será repetida na próxima semana, neste mesmo horário.

Benefícios:

Você não obterá benefícios imediatos por participar desta pesquisa. No entanto, estará contribuindo para o entendimento sobre a influência de estimulação térmica (aquecimento ou resfriamento) periférica sobre a atividade cerebral. Isso poderá ajudar os profissionais de saúde durante procedimentos de avaliação e tratamento.

Confidencialidade:

Esta pesquisa tem um caráter estritamente científico e, portanto, confidencial. Você receberá um código e não será reconhecido por seu nome, mas pelo código, o que garante a confidencialidade dos seus dados. Além disso, de maneira alguma, seus dados serão analisados e divulgados individualmente, mas em conjunto com os dados dos demais participantes desta pesquisa.

Risco:

Como cada avaliação demora cerca de 1h45min, você poderá ficar cansado ou incomodado. A inclusão dos períodos de descanso visa reduzir este risco.

Natureza voluntária do estudo/Liberdade para se retirar:

A sua participação é voluntária e você tem o direito de se retirar por qualquer razão a qualquer momento. Não haverá qualquer tipo de penalização caso queira se retirar do estudo.

Pagamento:

Você não receberá nenhuma forma de pagamento por participar desse estudo.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu, abaixo assinado(a), concordo em participar da pesquisa: Análise das Oscilações Cerebrais Relacionadas à Estimulação Térmica Periférica, sob a responsabilidade de Denny Daniel Collina, aluno de doutorado do Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da UFMG.

