



EFEITOS DA FADIGA NEUROMUSCULAR EM SINAIS DE  
ELETROMIOGRAFIA E ELETROENCEFALOGRAFIA

Igor Ramathur Telles de Jesus

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Rio de Janeiro

Janeiro de 2015

EFEITOS DA FADIGA NEUROMUSCULAR EM SINAIS DE  
ELETROMIOGRAFIA E ELETROENCEFALOGRAFIA

Igor Ramathur Telles de Jesus

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

Examinada por:

---

Prof. Jurandir Nadal, D. Sc.

---

Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, D. Sc.

---

Prof. Maurício Cagy, D. Sc.

---

Prof. Alair Ribeiro de Souza e Silva, D. Sc.

---

Prof. Arthur de Sá Ferreira, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JANEIRO DE 2015

Jesus, Igor Ramathur Telles de

Efeitos da fadiga neuromuscular em sinais de eletromiografia e eletroencefalografia / Igor Ramathur Telles de Jesus. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

X, 153 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 95-115.

1. Fadiga neuromuscular. 2. Eletromiografia. 3. Eletroencefalografia. I. Nadal, Jurandir *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*"Se, a princípio a idéia não é absurda, então não há esperança para ela."*

Albert Einstein

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho ao meu Avô Jalsedyr Teixeira Pinto Telles, por sempre ter me incentivado e acreditado em mim. Estou certo de que sem o incentivo que meu Avô sempre me deu, e ainda me dá, nada disso teria sido possível.

## **Agradecimentos**

Primeiramente a minha Mãe, ao meu Pai, ao meu Avô e a minha Avó.

À minha tia Telma, meu tio Jalsedyr, minha prima Ericka, minha prima Beatriz, a minha madrinha Nadyr e a Rachel.

Ao meu orientador Jurandir Nadal, pela confiança, incentivo, paciência, dedicação e pelo exemplo de inteligência e profissionalismo.

Ao Roger, meu orientador e amigo desde minha graduação, primeiramente por me apresentar o mundo da ciência e a engenharia biomédica, pelo seu exemplo de profissional, inteligência e por todas suas críticas ao longo destes anos que me levam sempre a melhorar.

Aos professores do Programa de Engenharia Biomédica, que me proporcionaram grandes ensinamentos, em especial, ao Prof. Márcio e ao Prof. Cagy, que me auxiliaram durante este doutorado.

Aos meus amigos do Programa de Engenharia Biomédica, que me proporcionaram um período de doutorado gratificante tanto do ponto de vista profissional quanto pessoal, pela sua amizade, companheirismo e por terem me auxiliado sempre que necessário, em especial ao Felipe meu amigo de laboratório desde a graduação.

A todos meus amigos que além de me incentivarem, também me “aturaram” durante esse período.

Ao CNPq e à CAPES pelo apoio financeiro.

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

## EFEITOS DA FADIGA NEUROMUSCULAR EM SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA E ELETROENCEFALOGRAFIA

Igor Ramathur Telles de Jesus

Janeiro/2015

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo deste trabalho foi analisar a fadiga neuromuscular (FNM) durante exercícios isométricos em diferentes intensidades através de sinais de eletromiografia de superfície (SEMG) e de eletroencefalografia (EEG). Os métodos tradicionalmente utilizados para a análise da FNM a partir de eletromiogramas (EMGs), como valor eficaz (RMS) e frequências média e mediana, apresentam limitações como baixa sensibilidade e pouca quantidade de informações. Devido a isso foram utilizadas ferramentas alternativas como a análise em bandas de frequência (ABF) e o cálculo da entropia. Para a análise dos fenômenos centrais decorrentes de FNM foram analisados os sinais de EEG, a partir do valor RMS e da entropia. O exercício escolhido foi a flexão isométrica de cotovelo, com o ângulo entre antebraço e braço a 120°. A amostra foi composta por 17 sujeitos do sexo masculino e o protocolo consistiu primeiramente na identificação do torque isométrico máximo, para que posteriormente fossem realizados os testes a 20%, 50% e 80% deste valor. Foram coletados EMGs dos músculos bíceps braquial e braquiorradial e a derivação utilizada na EEG foi C3. Tal qual os índices tradicionais de SEMG, os índices propostos apresentaram resultados significativos, sendo que a ABF permitiu diferenciar os efeitos em termos de intensidade de contração. Além disso, a análise dos sinais de EEG indicou aumento do valor RMS e redução da entropia com a FNM, nas bandas alfa e beta. Assim, os métodos propostos permitem extrair mais informações do EMG a respeito da FNM e os sinais de EEG foram úteis para evidenciar a participação central neste processo.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

## NEUROMUSCULAR FATIGUE EFFECTS ON ELECTROMYOGRAPHIC AND ELECTROENCEPHALOGRAPHIC SIGNALS

Igor Ramathur Telles de Jesus

January/2015

Advisors: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Department: Biomedical Engineering

The objective of this study was to analyze neuromuscular fatigue (FNM) during isometric exercise at different intensities by surface electromyography signals (SEMG) and electroencephalography (EEG). The methods traditionally used for the analysis of the FNM from electromyograms (EMGs), as the RMS value and mean and median frequencies, have limitations such as low sensitivity and a small amount of information. In this study, novel tools were proposed, including the analysis in frequency bands and entropy measurements. For analysis of the central phenomena arising from FNM, the EEG signals were analyzed using RMS value and entropy. The chosen exercise was elbow isometric flexion, with 120 degrees angle between the forearm and arm. The sample consisted of 17 male subjects and the first test was applied to identify the maximum isometric torque, to perform further tests at 20%, 50% and 80% of this. EMGs were collected from the brachial biceps and brachioradialis muscles and the derivation used in EEG was C3. As well as the traditional indices of SEMG, the novel ones have shown significant results, with differences in frequency bands due to contraction intensities. Furthermore, the analysis of EEG signals indicated increased RMS value and reduced entropy during FNM, in both alpha and beta bands. Thus, the proposed methods allows extracting more information about the FNM of the EMG and the EEG signals were useful to reveal the central role in this process.



# Sumário

<b>1. Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1. Objetivos.....	5
1.1.1. Objetivo Geral.....	5
1.1.2. Objetivos Específicos.....	5
1.2. Hipóteses.....	6
<b>2. Revisão de Literatura.....</b>	<b>7</b>
2.1. Fadiga Muscular.....	7
2.2. Eletromiografia.....	19
2.2.1. Processamento e Análise do Eletromiograma.....	20
2.2.2. Instrumentação.....	24
2.2.3. Fadiga e Eletromiografia.....	26
2.3. Eletroencefalografia.....	34
<b>3. Fundamentação Teórica.....</b>	<b>40</b>
3.1. Transformada Discreta de Fourier.....	40
3.2. Entropia.....	42
<b>4. Materiais e Métodos.....</b>	<b>46</b>
4.1. Casuística.....	46
4.2. Instrumentação.....	47
4.3. Protocolo Experimental.....	55
4.4. Pré-Processamento.....	59
4.5. Processamento dos Sinais Eletromiográficos.....	60
4.6. Processamento dos Sinais Eletroencefalográficos.....	63
4.7. Estatística.....	63
<b>5. Resultados.....</b>	<b>65</b>
5.1. Eletromiografia.....	66
5.1.1. Teste em 20% do Torque Isométrico Máximo.....	66
5.1.2. Teste em 50% do Torque Isométrico Máximo.....	69
5.1.3. Teste em 80% do Torque Isométrico Máximo.....	71
5.2. Eletroencefalografia.....	73
5.2.1. Teste em 20% do Torque Isométrico Máximo.....	73

5.2.2.	Teste em 50% do Torque Isométrico Máximo .....	75
5.2.3.	Teste em 80% do Torque Isométrico Máximo .....	77
<b>6.</b>	<b>Discussão .....</b>	<b>80</b>
6.1.	Estimadores de Amplitude na Análise da Fadiga Neuromuscular.....	80
6.2.	Fadiga Neuromuscular no Domínio da Frequência .....	82
6.3.	Fadiga Neuromuscular em Bandas de Frequência.....	85
6.4.	Entropia no Eletromiograma.....	87
6.5.	Magnitude do Eletroencefalograma .....	90
6.6.	Entropia no Eletroencefalograma .....	91
<b>7.</b>	<b>Conclusão .....</b>	<b>93</b>
<b>8.</b>	<b>Referências.....</b>	<b>95</b>
<b>Anexo 1.</b>	<b>Parecer do CEP.....</b>	<b>116</b>
<b>Anexo 2.</b>	<b>Termo de Consentimento.....</b>	<b>118</b>
<b>Anexo 3.</b>	<b>Tabelas.....</b>	<b>120</b>
<b>Anexo 4.</b>	<b>Gráficos .....</b>	<b>130</b>

# 1. Introdução

Um dos campos de pesquisa que mais cresce no mundo é o da tecnologia em saúde e devido a isso polos de referência tecnológica, como o Vale do Silício nos EUA, também manifestam cada vez mais interesse nesta área. Consequentemente, temas de interesse relacionados aos métodos de identificação e mensuração de fenômenos fisiológicos, os quais vêm sendo estudados há vários anos, recebem cada vez mais atenção e até mesmo mais recursos financeiros. Um exemplo é o estudo da fadiga neuromuscular (FNM), que vem se desenvolvendo há décadas, com foco em temas como a prevenção e o tratamento de lesões; a avaliação e o aprimoramento do desempenho físico em diversas atividades esportivas; e o diagnóstico e tratamento de doenças. A preocupação com a saúde e com o desempenho físico tem se estendido a uma parcela da população constituída por não atletas, a qual não tinha este interesse anteriormente pela falta de uma cultura social que a incentivasse. Um dos incentivos para a mudança deste quadro é que alguns equipamentos que auxiliam na prática do exercício têm se tornado cada vez mais acessíveis, com a popularização de relógios com monitores cardíacos, de *smartphones* que atualmente possuem tanto periféricos (como pulseiras com contagem de passos) quanto aplicativos que podem ser utilizados para acompanhamento do desempenho físico. Adicionalmente, equipamentos cada vez mais sofisticados permitem monitorar um maior número de funções corporais. Assim, para que estes dispositivos sejam desenvolvidos e pessoas tenham acesso a estas diversas informações, pesquisas precisam ser realizadas para entender melhor fenômenos como a FNM e para que índices mais eficientes sejam desenvolvidos.

Esta popularização do uso de informações biológicas não tira a importância e o interesse de se estudar a FNM com o intuito de prevenção e tratamento de doenças e lesões como: distrofia miotônica, distrofia muscular, esclerose lateral amiotrófica, esclerose múltipla, fibromialgia, neuropatia sensorio motora, osteoartrite, síndrome da fadiga crônica, falência renal crônica, insuficiência cardíaca congestiva, câncer, AIDS, doença pulmonar obstrutiva crônica, lesões neurológicas centrais e periféricas, lesões osteomioarticulares, doenças ocupacionais relacionadas ao trabalho (DORTs) e lesões relacionadas a esportes (principalmente osteomioarticulares) (FUKUDA *et al.*, 1994; BOUZUBAR, 2003; UMPHRED, 2004; SURAKKA *et al.*, 2004; VALKEINEN *et al.*, 2006; SCHILLINGS *et al.*, 2007; EVANS e LAMBERT, 2007). Este interesse se mantém devido principalmente ao impacto socioeconômico que estas doenças e lesões causam, como por exemplo, os prejuízos cada vez maiores gerados pelas DORTs, em empresas que não implantam procedimentos ergonômicos (FUKUDA *et al.*, 1994; BOUZUBAR, 2003; SURAKKA *et al.*, 2004; SCHILLINGS *et al.*, 2007). Logo, o estudo da FNM tem grande importância na prevenção, no diagnóstico e no tratamento destas doenças e lesões, visando à minimização dos impactos sociais e econômicos, e conseqüentemente a melhora do bem estar social da população.

Apesar da quantidade de estudos realizados a respeito da FNM, esta ainda é bastante controversa, seja com relação a sua definição ou a sua origem. Com relação à definição da FNM, alguns autores trabalham com a ideia de um ponto de fadiga, teoria a qual tem considerável relação com a definição utilizada para fadiga de estruturas mecânicas (EDWARDS, 1981; PANJABI e WHITE, 2001; BOYAS e GUÉVEL, 2011). Entretanto, outros autores entendem a FNM como um processo progressivo, o qual se inicia juntamente com o início do exercício a ser realizado (FITTS e HOLLOSZY, 1976; BIGLAND-RITCHEI e WOODS; 1984; BIGLAND-RITCHIE

*et al.*, 1986; SERGEANT, 1994). O presente estudo segue esta última definição, considerando fadiga como sendo o processo dinâmico e ponto de exaustão como o limiar a partir do qual o sujeito não consegue mais realizar uma determinada atividade física.

Independente da definição adotada para a FNM, esta é normalmente dividida em central e periférica (MERTON, 1954; BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; GANDEVIA, 2001; THEOU *et al.*, 2008; BOYAS e GUÉVEL, 2011). A FNM é considerada de origem central quando as estruturas afetadas são corticais ou medulares (ENOKA, 1995; BOYAS e GUÉVEL, 2011). Quando a FNM é gerada pela alteração do funcionamento dos nervos periféricos, da junção neuromuscular ou da estrutura muscular, a fadiga é considerada periférica. Entretanto, esta divisão não significa que em qualquer situação a FNM é exclusivamente central ou periférica (GANDEVIA *et al.*, 1995). Segundo estudos, a FNM possui tanto componentes centrais quanto periféricos, porém a participação de cada um é determinada pelo tipo de exercício e pelo tipo e intensidade da contração muscular (THEOU *et al.*, 2008).

Com o objetivo de identificar, monitorar e mensurar a FNM, diversos métodos foram desenvolvidos e aplicados em diferentes situações. O principal marcador utilizado na análise da FNM é o torque mensurado, visto que este fenômeno é marcado pela redução da capacidade de mantê-lo (SERGEANT, 1994). Entretanto, outros autores buscaram identificar e analisar a FNM por meio de marcadores metabólicos, como por exemplo: o pH sanguíneo e a concentração de metabólitos como o lactato, a amônia e o fosfato inorgânico (LEE e DAVES, 1979; SPENCER *et al.*, 1991; ALLEN *et al.*, 1992; PATE *et al.*, 1995; WELTAN *et al.*, 1998; MCCURLY *et al.*, 2002; AL-MULLA *et al.*, 2011; BOYAS e GUÉVEL, 2011). Uma técnica tradicionalmente utilizada para avaliar as alterações centrais ocorridas, durante diversas situações, é a eletroencefalografia

(EEG). Visto que é um método não invasivo que permite monitorar as alterações elétricas encefálicas, esta pode ser uma ferramenta para avaliar o componente central da FNM. Porém, a EEG ainda é pouco utilizada na análise da FNM (JOHNSTON *et al.*, 2001; ZADRY *et al.*, 2010), ao contrário da eletromiografia de superfície (SEMG) (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MERLETTI e PARKER, 2004).

A SEMG é uma técnica de registro da atividade elétrica de um ou mais músculos. O eletromiograma (EMG) é gerado a partir da somação dos potenciais de ação de diversas unidades motoras (UMs), a qual pode ser explicada pelo princípio da sobreposição, fazendo com que ocorra um efeito cumulativo sobre a tensão elétrica resultante das UMs captada pelos eletrodos (DE LUCA, 1997). Logo, as variações no EMG têm forte relação com a ocorrência da FNM. Como a FNM tem componentes centrais e periféricos, a análise do EMG para identificação e mensuração da FNM tem ainda maior importância (ASMUSSEN, 1979; THEOU *et al.*, 2008).

Apesar dos exaustivos estudos acerca da FNM e dos grandes avanços alcançados com relação aos métodos de processamento e análise deste fenômeno, algumas questões ainda carecem de um maior aprofundamento. Na análise do EMG, os principais índices desenvolvidos até o momento ainda apresentam consideráveis limitações, o que torna necessário o estudo de novas técnicas de processamento. Com relação ao uso dos sinais de EEG na análise da FNM, a limitada quantidade de informação existente na literatura faz com que sejam necessários mais estudos para que se possa avaliar sua aplicabilidade. Assim, o desenvolvimento de ferramentas para identificação e mensuração da FNM é de grande importância para a proposição de métodos de diagnóstico e para desenvolver e aperfeiçoar técnicas de tratamento e treinamento. Além disso, o estudo da participação central e periférica na FNM é de grande valia para o entendimento deste processo. Assim, para que estes objetivos sejam alcançados é de

extrema importância o estudo, desenvolvimento e a implementação de métodos de processamento de sinais de EEG e SEMG.

## 1.1. Objetivos

### *1.1.1. Objetivo Geral*

O presente trabalho tem por objetivo analisar a fadiga neuromuscular, durante exercícios isométricos em diferentes intensidades, fazendo uso das técnicas de eletromiografia de superfície e eletroencefalografia.

### *1.1.2. Objetivos Específicos*

- Analisar as possíveis diferenças existentes no processo de fadiga neuromuscular em exercícios com diferentes intensidades;
- Analisar as possíveis alterações ocorridas no espectro de potência do eletromiograma, geradas durante o processo de fadiga neuromuscular, a partir da análise em bandas de frequências;
- Verificar as alterações corticais ocorridas em decorrência do processo de fadiga neuromuscular;
- Mensurar a complexidade dos sinais de eletromiografia e eletroencefalografia coletados, por meio de medidas de entropia, e verificar sua variação durante a ocorrência da fadiga neuromuscular;

- Avaliar o uso de índices de entropia na identificação e mensuração da fadiga neuromuscular, em sinais de eletromiografia e eletroencefalografia;
- Comparar as medidas de entropia com os índices tradicionalmente utilizados para analisar a fadiga neuromuscular.

## 1.2. Hipóteses

- Um possível deslocamento da energia do EMG pode ocorrer à medida que a fadiga muscular se acentua, aumentando a energia nas bandas de frequências mais baixas. Entretanto, este fenômeno pode não ocorrer da mesma forma quando realizados exercícios em diferentes intensidades.
- À medida que a fadiga neuromuscular se acentua, ocorrem tentativas de compensá-la. Uma destas compensações é a sincronização dos potenciais de ação das unidades motoras. Assim, devido a esse processo, o eletromiograma se torna um sinal menos caótico, reduzindo assim a entropia do mesmo. Além disso, esta entropia também se reduz devido à concentração da energia do sinal em uma faixa menor de frequências.
- Durante a fadiga neuromuscular, para que processos compensatórios como a sincronização dos potenciais ocorram, é necessária uma ativação central. Portanto, a energia da banda beta dos sinais de encefalografia sofre um aumento. Além disso, devido à sincronização dos comandos enviados, a entropia destes sinais também se reduz, levando assim a uma diminuição da entropia.
- O processo de fadiga neuromuscular é acompanhado por uma fadiga mental, o que gera um aumento da atividade da banda alfa do eletroencefalograma.



## 2. Revisão de Literatura

### 2.1. Fadiga Muscular

A FNM é um fenômeno de grande importância, por estar presente em doenças e/ou lesões, seja como sintoma ou como causa, e por ser um dos principais fatores que limitam o desempenho físico de atletas. Devido a isto, a FNM recebe, há várias décadas, a atenção de um significativo número de pesquisadores em todo o mundo. Além disso, atualmente, as pesquisas relacionadas a este tema vêm se intensificando, principalmente devido a um aumento no investimento esportivo, ao crescente mercado da biotecnologia e pelo grande impacto socioeconômico gerado por estas doenças e lesões citadas (FUKUDA *et al.*, 1994; BOUZUBAR, 2003; UMPHRED, 2004; SURAKKA *et al.*, 2004; VALKEINEN *et al.*, 2006; SCHILLINGS *et al.*, 2007; EVANS e LAMBERT, 2007).

Apesar das diversas pesquisas realizadas, o mecanismo de ação da FNM ainda não é completamente entendido e diversas questões relacionadas a este fenômeno ainda não possuem um consenso entre os pesquisadores da área. A definição do que seria a FNM e a participação central e periférica neste processo são exemplos de tópicos que ainda apresentam divergências na literatura (EDWARDS, 1981; SERGEANT, 1994; BOYAS e GUÉVEL, 2011). Além disso, um melhor entendimento do mecanismo de ação da FNM é essencial para o desenvolvimento de técnicas de identificação e mensuração deste fenômeno.

Atualmente, existem várias definições para a FNM e estas podem ser divididas, de maneira simplificada, como as que entendem a FNM como um ponto ou momento de fadiga e as que consideram este fenômeno como algo progressivo (EDWARDS, 1981;

MACINSTOSH *et al.*, 2005; BOYAS e GUÉVEL, 2011). Quando definida como um momento ou ponto de fadiga, a teoria utilizada pode ser comparada à aplicada em estruturas mecânicas, na qual a fadiga é definida como: um processo de surgimento e crescimento de rachaduras em estruturas submetidas a ciclos de carga repetitiva (EDWARDS, 1981; PANJABI e WHITE, 2001; BOYAS e GUÉVEL, 2011). Nesta linha de pensamento, a fadiga só ocorreria após um determinado ponto, que teria como seu análogo para as estruturas mecânicas o momento de ocorrência de uma “rachadura”, mesmo que, após esse ponto, se desenvolva algo progressivo. Entretanto, quando entendida como algo progressivo, a FNM ocorreria desde o primeiro instante em que o exercício é realizado e se desenvolveria de forma progressiva durante toda sua duração (FITTS e HOLLOSZY, 1976; BIGLAND-RITCHEI e WOODS, 1984; BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1986; SERGEANT, 1994).

A ideia da existência de um ponto de fadiga pode ser observada, inicialmente, na definição de FNM apresentada por Edwards, em 1981, que descreveu esta como o momento em que se perde a capacidade de manter um determinado nível de força. Posteriormente, em 1996, KAMEN e CALDWELL apresentaram uma definição semelhante à de Edwards, descrevendo a FNM como sendo o ponto no qual não é possível sustentar a força ou a potência requerida.

Por outro lado, autores como FITTS e HOLLOSZY(1976), BIGLAND-RITCHEI e WOODS (1984) e BIGLAND-RITCHIE *et al.* (1986) defendem a ideia da FNM como sendo algo progressivo e a definiram como sendo qualquer redução de força ou torque produzido, independentemente da tarefa realizada ser sustentada ou dinâmica. Por sua vez, ASMUSSEN (1979) considerou que a FNM está presente quando a resposta contrátil está abaixo da resposta esperada ou antecipada, para uma determinada estimulação. Em outro estudo, SERGEANT (1994) utilizou uma definição que indica

claramente a FNM como algo que ocorre desde o início da atividade realizada, a descrevendo como sendo, simplesmente, uma queda na capacidade de geração de força máxima. A FNM também pode ser expressa como sendo um declínio da força ou do tempo em que a força pode ser requerida e mantida durante determinado exercício, segundo SCHWENDNER *et al.* (1997) e SMOLANDER *et al.* (1998). Mais recentemente, em 2002, MACINTOSH e RASSIER afirmaram que a FNM pode ser identificada quando a resposta contrátil está diminuída para determinada contração. Entretanto, em 2005, MACINTOSH apresentou uma nova definição, desta vez em uma publicação junto com outros autores, na qual ele entende que a FNM é uma diminuição do desempenho físico associada com um aumento real (ou da percepção) do esforço para realizar determinada tarefa ou exercício (MACINTOSH *et al.*, 2005). Adicionalmente, BOYAS E GUÉDEL (2011) relataram a FNM como sendo um fenômeno multifatorial complexo, o qual é influenciado pelas características da tarefa realizada. Devido a estas várias definições apresentadas ao longo dos anos, ABBISS e LAURSEN (2005), em uma descrição mais filosófica, definiram que a FNM é uma construção hipotética que possui vários significados, os quais são baseados no contexto em que são utilizados. Todavia, estas definições acabam por se completar, auxiliando assim na construção de uma concepção mais sólida do que seria a FNM.

Após as definições apresentadas acima é possível observar que tanto os autores que defendem a FNM como um limiar, quanto os que a definem como algo progressivo têm argumentos a serem considerados. Entretanto, a ideia de algo progressivo, ocorrido desde o início da atividade realizada, parece ser mais condizente com os mecanismos fisiológicos envolvidos neste processo. Assim, o presente estudo considera a FNM como um processo dinâmico progressivo, o qual possui um ponto de exaustão, no qual o sujeito perde a capacidade de realizar determinada tarefa.

Além disso, outro ponto que desperta o interesse de pesquisadores é o estudo da origem da FNM. A FNM pode ocorrer em decorrência de diversas alterações em diferentes estruturas, as quais sempre estão envolvidas no processo da contração muscular voluntária. Dentre estas alterações é possível citar (Figura 2.1):

- Ativação do córtex motor primário
- Propagação do comando a partir do sistema nervoso central para os motoneurônios
- Ativação das unidades motoras
- Propagação do potencial de ação pela célula muscular
- Resposta contrátil à excitação
- Disponibilidade de substratos metabólicos
- Estado do meio intracelular
- Desempenho do sistema contrátil
- Fluxo sanguíneo.

Estas alterações são tradicionalmente classificadas com relação ao local em que ocorrem em centrais e periféricas. Quando as alterações são oriundas da medula espinhal ou de outras estruturas supra-espinhais, a FNM é considerada de origem central. Portanto, quando ocorrem alterações relacionadas aos nervos periféricos, a junção neuromuscular e as estruturas do tecido muscular, a FNM é considerada de origem periférica.

A FNM de origem central foi apresentada inicialmente por Alessandro Mosso em 1904 (*apud* GANDEVIA, 2001). Entretanto, mesmo tendo se passado mais de 110 anos, alguns fatores ainda não são totalmente compreendidos. Em 1995, GANDEVIA *et al.*

descreveram a FNM de origem central como um processo de degradação progressiva da ação muscular voluntária, relacionado ao exercício. Entretanto, GANDEVIA, em 2001, acrescentou que este tipo de FNM seria devido à queda da ação voluntária de um músculo, tornando assim, a definição mais subjetiva, porém englobando a possibilidade do envolvimento de fatores motivacionais.

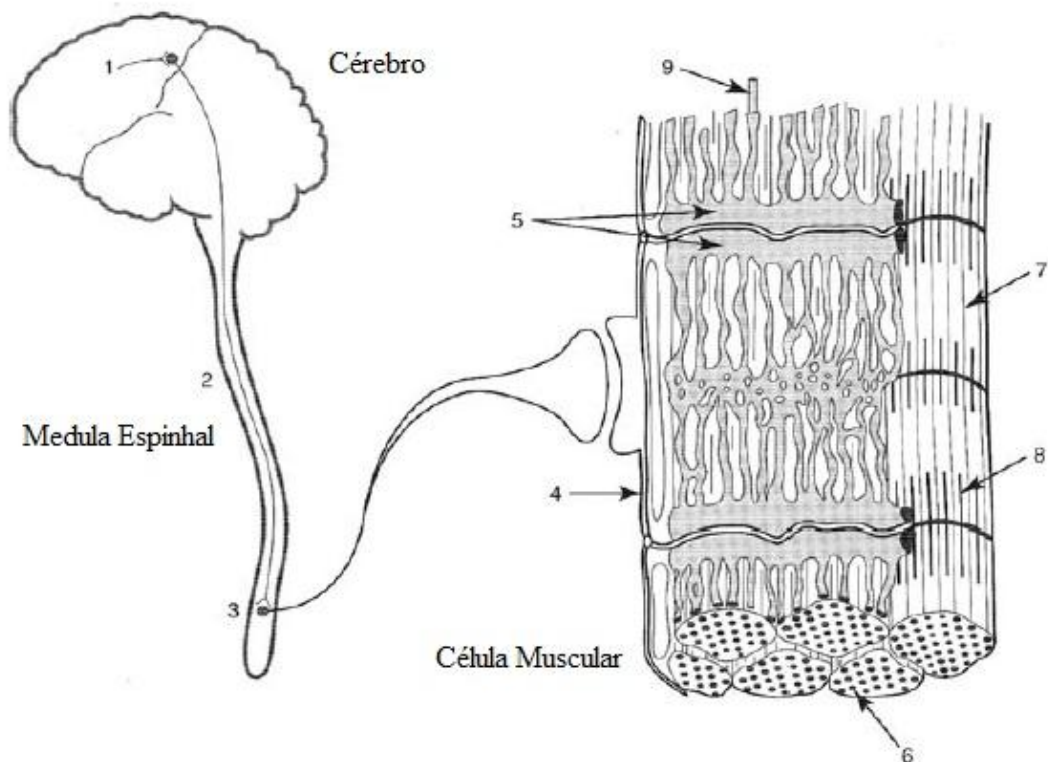


Figura 2.1: Locais sujeitos a alterações durante a ocorrência da fadiga muscular (modificado de BIGLAND-RITCHIE, 1981). 1 – Ativação do córtex motor primário; 2 – Propagação do comando a partir do sistema nervoso central para os motoneurônios; 3 – Ativação das unidades motoras; 4 – Propagação do potencial de ação pela célula muscular; 5 – Resposta contrátil à excitação; 6 – Disponibilidade de substratos metabólicos; 7 – Estado do meio intracelular; 8: Performance do sistema contrátil; 9: Fluxo sanguíneo.

Segundo BOYAS e GUÉVEL (2011), os fenômenos ocorridos na medula espinhal ou nas estruturas supra-espinhais são, possivelmente, responsáveis por uma queda na excitação do motoneurônio alfa, o que geraria uma redução na resposta contrátil do músculo. Um desses possíveis fenômenos seria a depleção ou o acúmulo de certos neurotransmissores presentes no sistema nervoso central, o que poderia induzir uma queda nos estímulos eferentes enviados aos músculos (BOYAS e GUÉVEL, 2011). Durante exercícios prolongados, outros fenômenos também podem ser verificados, como o aumento na atividade da serotonina no cérebro, o qual pode gerar um estímulo hipotalâmico, limitando assim, o comando central e, conseqüentemente, o recrutamento de unidades motoras (NEWSHOLME, 1986; BENZI *et al.*, 1987; BLOMSTRAND, 2001). Além disso, esta situação pode estar relacionada com os efeitos da serotonina no processo de letargia e na queda da motivação (NEWSHOLME, 1986; JACOBS e AZMITIA, 1992; GUYTON e HALL, 2002).

Devido ao fato de que a serotonina não tem a capacidade de atravessar a barreira hemato-encefálica, os neurônios cerebrais têm a necessidade de sintetizar esta substância a partir do seu precursor, o triptofano. Como o triptofano livre compete com os aminoácidos de cadeia ramificada (BCAAs – *Branched Chain Amino Acids*) para ser transportado para o cérebro, a síntese de serotonina realizada pelo cérebro aumenta conforme a relação triptofano/BCAA sobe. Isto pode ocorrer em exercícios prolongados, devido ao uso dos BCAAs por parte dos músculos para produzir energia (BOYAS e GUÉVEL, 2011). Outra alteração que pode afetar a atividade de certos neurotransmissores e a transmissão sináptica no córtex motor é o acúmulo de íons de amônia, os quais podem facilitar o transporte de substâncias através da barreira hemato-encefálica e, assim, alterar o fluxo sanguíneo cerebral, além de poder causar ataxia cerebelar (BANISTER e CAMERON, 1990; DAVIS e BAILEY, 1997; FELIPO e

BUTTERWORTH, 2002; NYBO e SECHER, 2004; NYBO *et al.*, 2005). Entretanto, tem sido relatado que a influência dos neurotransmissores cerebrais e dos níveis de amônia e glicogênio na fadiga central fica mais evidente durante a execução de exercícios consideravelmente prolongados, com duração superior a 30 minutos (NYBO, 2003; NYBO e SECHER, 2004; NYBO *et al.*, 2005).

A FNM de origem supra-espinhal pode também ser afetada por aferências provenientes de sensores presentes nos músculos (PITCHER e MILES, 2002). Estes sensores enviam aferências para o sistema nervoso central com informações como a situação bioquímica muscular, nível de dor e a capacidade de geração de força. A partir destas informações, o córtex motor regula sua atividade e os comandos enviados ao músculo (GANDEVIA *et al.*, 1995). Isto pode ocorrer mesmo que qualquer tipo de alteração ocorra nas estruturas medulares e supra-espinhais, mostrando assim, uma íntima relação entre os componentes centrais e periféricos da FNM, visto que, neste caso, as alterações centrais seriam apenas um reflexo das ocorridas em estruturas periféricas (GANDEVIA *et al.*, 1995; BUTLER *et al.*, 2003). Assim, é possível que exista um mecanismo de proteção, ligado à FNM, o qual limita a ativação voluntária de um músculo com objetivo de evitar lesões, porém sem a ação voluntária de excitação do córtex motor ou de motoneurônios (BIGLAND-RITCHIE e WOODS, 1984; TAYLOR *et al.*, 2006).

Esta aferência inibitória proveniente de receptores musculares aparentemente atua reduzindo a atividade do motoneurônio alfa (BONGIOVANNI e HAGBARTH, 1990; GANDEVIA, 2001). Portanto, aparentemente, a frequência de disparo do motoneurônio pode ser regulada a partir de reflexos periféricos em resposta a variações metabólicas ocorridas no músculo (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1986). Isto ocorreria através das vias aferentes do tipo III e IV, correspondentes aos metaborreceptores, e que

aparentemente seriam sensíveis à isquemia (LAGIER-TESSONNIER *et al.*, 1993), à hipoxemia (ARBOGAST *et al.*, 2000) e ao acúmulo de potássio e/ou lactato (DARQUES *et al.*, 1998; ROTTO e KAUFMAN, 1988).

Para comprovar as teorias descritas acima, estudos foram realizados por diversos autores. SOGGART *et al.* (2006) estimaram que a FNM de origem supra-espinhal seria responsável por cerca de 40% da perda de força, durante um exercício isométrico de flexão de cotovelo a 15% do torque isométrico máximo (TIM). No estudo de LOSCHER *et al.* (1996), por sua vez, foram utilizados exercícios isométricos a 30% do TIM e, apesar da diferença de intensidade, a FNM de origem central também foi identificada. Outros autores também observaram uma diminuição da excitação gerada pelo córtex motor, durante exercícios isométricos em intensidades entre 15 e 30% do TIM (SACCO *et al.*, 1997; SACCO *et al.*, 2000; TAYLOR e GANDEVIA, 2001). No estudo de MILLET e LEPERS, em 2004, os resultados se apresentam em concordância com os apresentados anteriormente, mostrando que a FNM de origem central contribui mais significativamente durante a execução de exercícios em baixa intensidade.

No entanto, as alterações de origem periférica também possuem grande importância no processo de FNM. Os mecanismos da FNM de origem periférica incluem diversas alterações em reações bioquímicas locais e em estruturas como as unidades motoras, além de vários outros tipos de reações no meio intracelular (MERTON, 1954; ENOKA, 1995; GANDEVIA, 2001). Estas alterações incluem a formação e o acúmulo de metabólitos, a alteração na concentração e na absorção de determinados elementos como o  $\text{Ca}^{++}$ , entre outras.

Dentre as alterações bioquímicas que influenciam a FNM de origem periférica, a alteração na concentração de  $\text{Ca}^{++}$  se apresenta como uma das que causam maior impacto. Durante o processo da FNM, pode ocorrer uma diminuição da liberação de



$\text{Ca}^{++}$  pelo retículo sarcoplasmático, o que pode causar: prejuízo na transmissão neuromuscular; atenuação dos potenciais de membrana; prejuízo dos sensores de tensão elétrica; descontinuidade da comunicação entre o receptor de dihidropiridina e o receptor de rianodina; e a diminuição da concentração de  $\text{Ca}^{++}$  nas cisternas terminais (MACINTOSH e RASSIER, 2002). Além disso, BOYAS e GUÉVEL (2011) postulam que as variações da concentração de  $\text{Ca}^{++}$  intramuscular dentro das terminações nervosas desempenham um papel fundamental na liberação de neurotransmissores.

A alteração na liberação de neurotransmissores pode influenciar diretamente a capacidade contrátil do músculo, visto que a exposição prolongada dos receptores colinérgicos à acetilcolina, aparentemente, pode diminuir a sensibilidade destes (MAGLEBY e PALLOTTA, 1981). Outros estudos também relatam que um prejuízo da transmissão neuromuscular pode representar um fator limitante para a excitação muscular, contribuindo assim, para a queda na geração de força. Este fenômeno ocorre principalmente durante contrações de baixa intensidade e longa duração (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1982; FUGLEYAND *et al.*, 1993).

Além disso, outros fatores ligados ao  $\text{Ca}^{++}$  estão envolvidos no mecanismo da FNM, como o aumento do acúmulo de fosfato inorgânico e íons  $\text{H}^+$ , que leva à redução da sensibilidade ao  $\text{Ca}^{++}$ , além de diminuir a concentração de  $\text{Ca}^{++}$  livre (FRYER *et al.*, 1995; KABBARA e ALLEN, 1999). Outros mecanismos responsáveis por esta diminuição da concentração de  $\text{Ca}^{++}$  nas cisternas terminais podem ser: a alteração na permeabilidade do retículo sarcoplasmático ao  $\text{Ca}^{++}$ ; o movimento do  $\text{Ca}^{++}$  através do sarcoplasma; o deslocamento de  $\text{Ca}^{++}$  para as mitocôndrias ou retículo sarcoplasmático longitudinal; a perda de  $\text{Ca}^{++}$  a partir das células; a precipitação do  $\text{Ca}^{++}$  com o fosfato inorgânico dentro do retículo sarcoplasmático; e a influência do  $\text{Ca}^{++}$  para a troponina e para a interação da actina com a miosina, associadas com o trabalho realizado pelas

pontes cruzadas. Esta redução de concentração pode gerar uma diminuição do  $\text{Ca}^{++}$  ligado à troponina, levando assim, à diminuição da força desenvolvida (ALLEN *et al.*, 1992; MACINTOSH e RASSIER, 2002).

Entretanto, mesmo que concentrações como a do  $\text{Ca}^{++}$  estejam normais, é imprescindível que o suprimento de “combustível” para o músculo se mantenha. Neste caso, o “combustível” é a adenosina trifosfato (ATP), a qual é obtida a partir da quebra de moléculas de glicose, que por sua vez podem ser armazenadas em moléculas maiores denominadas glicogênio. Assim, a depleção da concentração de glicogênio e de intermediários do ciclo do ácido tricarboxílico reduz a capacidade contrátil do músculo, apresentando, desta forma, uma forte relação com a ocorrência da FNM (LEE e DAVES, 1979; SPENCER *et al.*, 1991; WELTAN *et al.*, 1998; AL-MULLA *et al.*, 2011). Esta depleção de glicogênio pode ter uma considerável relação com o tipo e a intensidade da contração muscular. Quando em contração isométrica de alta intensidade, pode ocorrer uma completa isquemia, assim a continuação deste tipo de contração irá limitar consideravelmente o fluxo sanguíneo e promover uma atividade por via anaeróbia (BOYAS e GUÉVEL, 2011). Essa isquemia também pode acarretar o acúmulo de metabólitos produzidos durante o metabolismo anaeróbio, como a liberação de íons  $\text{H}^+$ , lactato e fosfato inorgânico, acelerando o processo de FNM e a consequente diminuição da capacidade de produzir força (BOYAS e GUÉVEL, 2011; AL-MULLA *et al.*, 2011). Além disso, a alteração na concentração de oxigênio também pode influenciar a propagação do potencial de ação (BOYAS e GUÉVEL, 2011). Com relação ao aumento da concentração de íons  $\text{H}^+$ , este pode gerar uma alteração do pH intracelular, o que altera o mecanismo da contração muscular. Entretanto, autores como MCCURLY *et al.* (2002) e PATE *et al.* (1995) identificaram que esta influência do pH na FNM ocorre com mais intensidade em baixas temperaturas e que, em temperatura

fisiológica, é bem reduzida: 50 % em estudos a 10 °C e de apenas 18% a 30° C (PATE *et al.*, 1995).

Além dos fatores bioquímicos citados anteriormente, a ocorrência de alterações mecânicas também deve ser analisada. Dentre estas alterações mecânicas, é importante ressaltar as rupturas ocorridas entre os túbulos transversos e o retículo sarcoplasmático presentes no músculo (LAMB, 2009; POWER *et al.*, 2010).

Outros mecanismos fisiológicos observados durante a ocorrência da FNM, tanto de origem central quanto de origem periférica, podem ser verificados nas tabelas 2.1 e 2.2.

Tabela 2.1: Mecanismos fisiológicos centrais possivelmente afetados durante a ocorrência da FNM

---

1	A propagação dos potenciais de ação pode ser bloqueada em pontos de ramificação axonais, induzindo a perda da ativação muscular. A importância deste fator ainda não é determinada;
2	O comando dos motoneurônios pode ser influenciado pelo reflexo induzido pelas aferências musculares. Assim, a fadiga de origem central poderia (até certo ponto) ser compensada por meio de reflexos, devido a mecanorreceptores (fuso muscular e órgão tendinoso de Golgi);
3	O estímulo de vias aferentes do tipo III e IV (quimiorreceptores e nociceptores) pode induzir uma queda na frequência de estímulo do motoneurônio e uma inibição do comando do córtex motor;
4	A excitabilidade das células do córtex motor pode variar durante uma tarefa motora sustentada;
5	Os efeitos sinápticos dos neurónios serotoninérgicos podem aumentar e assim induzir um aumento da sensação de fadiga. Isso pode ocorrer após um aumento da absorção do triptofano, precursor da serotonina, pelo cérebro. Durante o exercício prolongado, este tipo de aumento pode ser relacionado com a queda na concentração plasmática de aminoácidos de cadeia ramificada;
6	O exercício pode induzir à libertação de citocinas, tais como a interleucina-6, que está associada com a sensação de fadiga.

---

Modificado de AMENT e VERKERKE, 2009.

Tabela 2.2: Mecanismos fisiológicos periféricos possivelmente afetados durante a ocorrência da FNM

<b>A Alterações no meio intracelular</b>	
1	O acúmulo de lactato e íons de hidrogênio. O acúmulo de íons de hidrogênio é parcialmente tamponada pelo bicarbonato, o que induz a liberação de dióxido de carbono. Isso altera o quociente respiratório;
2	Acumulação de amônia
3	O aumento da temperatura induz a uma maior secreção de suor
<b>B Alterações no tecido muscular</b>	
1	O acúmulo de fosfato inorgânico no sarcoplasma, induzindo a queda na força contrátil, devido à inibição da interação que forma as pontes cruzadas
2	O acúmulo de íons $H^+$ no sarcoplasma, induzindo a queda da força contrátil, devido à inibição da interação que forma as pontes cruzadas. Além disso, este acúmulo pode prejudicar a receptação de $Ca^{++}$ pelo retículo sarcoplasmático. Esta pode ser a principal causa do período de relaxamento prolongado após uma contração fatigante
3	Acúmulo de íons de magnésio no sarcoplasma. Estes íons podem limitar a liberação de $Ca^{++}$ pelo retículo sarcoplasmático
4	A inibição da liberação de $Ca^{++}$ pelo retículo sarcoplasmático, devido ao acúmulo de fosfato inorgânico. Esta liberação de $Ca^{++}$ é inibida pela: (i) precipitação de fosfato de cálcio e (ii) a fosforilação dos canais de cálcio.
5	A diminuição das reservas de glicogênio e, em casos extremos, uma queda na glicose sanguínea. O mecanismo pelo qual a queda das reservas de glicogênio leva à FNM ainda não é completamente compreendido. A queda na concentração de glicose no sangue pode afetar significativamente o funcionamento do sistema nervoso central.
6	Queda na velocidade de propagação do potencial de ação ao longo do sarcolema, possivelmente como resultado de alterações bioquímicas no interior e na periferia das fibras musculares. Esta queda é observada no sinal de eletromiografia por uma alteração no seu espectro de frequência, porém isto não tem efeito imediato na geração de força muscular.
7	Aumento da saída de íons de potássio a partir das fibras musculares. Assim, o aumento da concentração de potássio no lúmen dos túbulos transversos poderia agir como bloqueador dos potenciais de ação. Devido a isso, ocorreria uma redução na geração de força devido a um dano no processo de excitação e contração

Modificado de AMENT e VERKERKE, 2009.

## 2.2. Eletromiografia

A contração muscular voluntária é realizada através de um comando enviado pelo sistema nervoso central, o qual desencadeia um processo de despolarização. Devido a esse processo, ocorre a geração de uma diferença de potencial elétrico no tecido muscular, o qual é frequentemente utilizado como um indicador de atividade muscular. Para que fosse possível mensurar esta diferença de potencial elétrico foi desenvolvida uma técnica denominada eletromiografia. Embora este termo tenha sido proposto em 1890 por Maley, vários historiadores reconhecem Piper como o primeiro pesquisador a realizar estudos com eletromiografia, em 1912, utilizando um galvanômetro (MERLETTI e PARKER, 2004). A eletromiografia, atualmente, pode ser dividida, de maneira simplificada, como: eletromiografia invasiva e eletromiografia de superfície (SEMG). Cada um dos métodos possui suas vantagens e desvantagens, porém para se obter uma estimativa global do funcionamento do músculo, a SEMG se mostra mais aplicável, visto que, na eletromiografia invasiva, apenas poucas UMs são analisadas (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MERLETTI e PARKER, 2004).

O eletromiograma (EMG), representação gráfica da atividade elétrica do músculo que é obtida a partir da SEMG, é gerado a partir da somação das tensões elétricas de diversas UMs. Isto pode ser explicado pelo princípio da superposição, fazendo com que ocorra um efeito cumulativo sobre a tensão elétrica resultante das UMs, captada pelos eletrodos. A somação de potenciais elétricos é diretamente afetada pela musculatura estudada, devido a diversos fatores como volume muscular (número de UMs), tipo de músculo, tipo de fibra muscular, entre outros. Em musculaturas de grande volume e, conseqüentemente, grande número de UMs, além dos efeitos ocasionados pelo número de potenciais de ação somados, ocorre um efeito denominado filtragem espacial. Esta

filtragem ocorre devido à atenuação do potencial elétrico de UMs mais profundas ao passar pelos tecidos acima até chegar à superfície da pele (JENSEN *et al.*, 2000; MERLETTI e PARKER, 2004).

Atualmente, a SEMG é amplamente utilizada em diversas áreas de conhecimento, como na anatomia, fisiologia, biomecânica e em diversas subáreas relacionadas (KLESSEN *et al.*, 1998). Dentre as possíveis aplicações desta técnica, destacam-se: a estimação da força muscular, a determinação do início e fim da atividade mioelétrica e a mensuração e identificação da FNM (DE LUCA, 1997).

### 2.2.1. *Processamento e Análise do Eletromiograma*

Quando analisado o espectro de frequência de um EMG, verifica-se que 95% de sua energia se concentra na faixa de frequência entre 10 e 400 Hz, sendo os outros 5% da energia do sinal fortemente relacionados à presença de ruídos e interferências. Assim, tendo em vista que o critério de Nyquist exige que a frequência de amostragem de um sinal seja de pelo menos duas vezes a frequência máxima do sinal, a frequência de amostragem mínima seria de 800 Hz. Adicionalmente, para evitar a ocorrência do fenômeno de *aliasing*, é fundamental a utilização de um filtro passa-baixas com frequência de corte igual ou inferior à metade da frequência de amostragem (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; HERMENS *et al.*, 1999; MERLETTI e PARKER, 2004).

O EMG pode ser classificado como um sinal estocástico e não estacionário. Logo, ao se calcular qualquer parâmetro a partir deste sinal, este será uma variável aleatória correspondente a uma estimativa do valor real, com variância e tendência associadas, além de ser dependente do tipo de estimador e da duração do sinal considerada. A não

estacionariedade destes sinais não ocorre apenas quando coletados durante exercícios dinâmicos, mas também em contrações isométricas. Entretanto, a não estacionariedade nesses dois casos pode ser gerada por eventos distintos. No caso da contração isométrica, ela é gerada por alterações ocorridas em partes do sistema que realiza a contração muscular e é frequentemente relacionada à FNM. Em exercícios dinâmicos, a não estacionariedade pode ser causada por diversos fatores dentre eles: alterações relacionadas à FNM, movimento das fibras musculares em relação ao eletrodo e artefatos de movimento gerados por partes da instrumentação utilizada. (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MERLETTI e PARKER, 2004).

A análise do EMG pode ser realizada de diversas maneiras e com diversas ferramentas, porém os métodos mais utilizados são o processamento no domínio do tempo e da frequência. No domínio do tempo, o fenômeno mais analisado é o aumento da potência do sinal, sendo para isto utilizados estimadores de amplitude como: o valor eficaz (*root mean square – RMS*) e o valor médio retificado (*average rectified value – ARV*) (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012). Na figura 2.2, é mostrado um sinal de SEMG de uma contração durante exercício em cicloergômetro, e seu respectivo sinal RMS, calculado a cada cinco amostras.

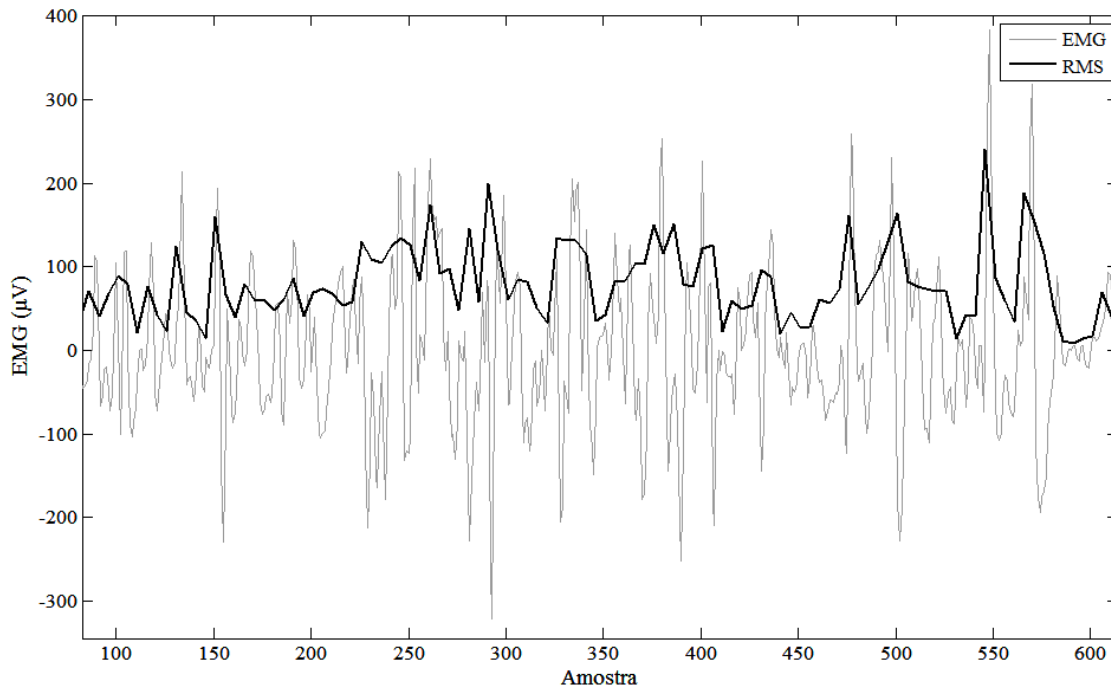


Figura 2.2: EMG de uma contração durante exercício de cicloergômetro e seu respectivo sinal RMS.

Para a análise no domínio da frequência, inicialmente, é necessário estimar o espectro de frequências do sinal. Esta estimativa é realizada utilizando principalmente a transformada discreta de Fourier (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MERLETTI E PARKER, 2004; GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012). Entretanto, como em muitos casos se faz necessária a análise das variações do sinal ao longo do tempo, transformadas tempo-frequência são utilizadas. A principal e mais simples destas transformadas é a *Short Time Fourier Transform*, na qual o sinal é dividido em janelas, com ou sem sobreposição, e em seguida é estimado o espectro de frequências de cada janela (GABOR, 1945; KARLSSON *et al.*, 2000). Além disso, recentemente, outras transformadas do tipo tempo-frequência, têm sido utilizadas no processamento de sinais eletromiográficos, tais como Wigner-Ville, Choi-Williams e Wavelets. Esta última, apesar de, frequentemente, ser classificada como uma transformada tempo-frequência é, na realidade, uma transformada tempo-escala (BONATO *et al.*, 1996; KARLSSON *et*



*al.*, 2000; BONATO *et al.*, 2001; GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2010; PEREIRA *et al.*, 2011; GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012; PEREIRA *et al.*, 2013). Após a obtenção do espectro de frequência, inicia-se o processo de cálculo dos índices no domínio da frequência. Os índices mais aplicados na literatura são a frequência média ( $F_{\text{média}}$ ) e a frequência mediana ( $F_{\text{mediana}}$ ), porém, quando são utilizadas transformadas tempo-frequência, os autores frequentemente se referem a estes índices como frequência média instantânea e frequência mediana instantânea (BONATO *et al.*, 2001; MACISAAC *et al.*, 2001; KARLSSON *et al.*, 2003; GEORGAKS *et al.*, 2003; DIMITROV *et al.*, 2008). Na figura 2.3, é apresentado o espectro de frequência de uma contração, durante exercício em cicloergômetro e seus respectivos valores de  $F_{\text{média}}$  e  $F_{\text{mediana}}$ . Além destes índices diversos outros têm sido propostos e testados, porém, até os dias atuais, nenhum apresentou destaque significativo no meio científico. Além disso, outros métodos de análise do espectro de frequência têm sido testados, como, por exemplo, a análise de componentes independentes, aplicações de redes neurais para verificar variações e a análise de componentes principais (ACP). A ACP tem sido utilizada de diferentes formas pelos pesquisadores, contudo sempre procurando identificar um padrão de sinal e a variação dos demais sinais em relação a este padrão (PERES e NUSSBAUM, 2003; JESUS, 2010).

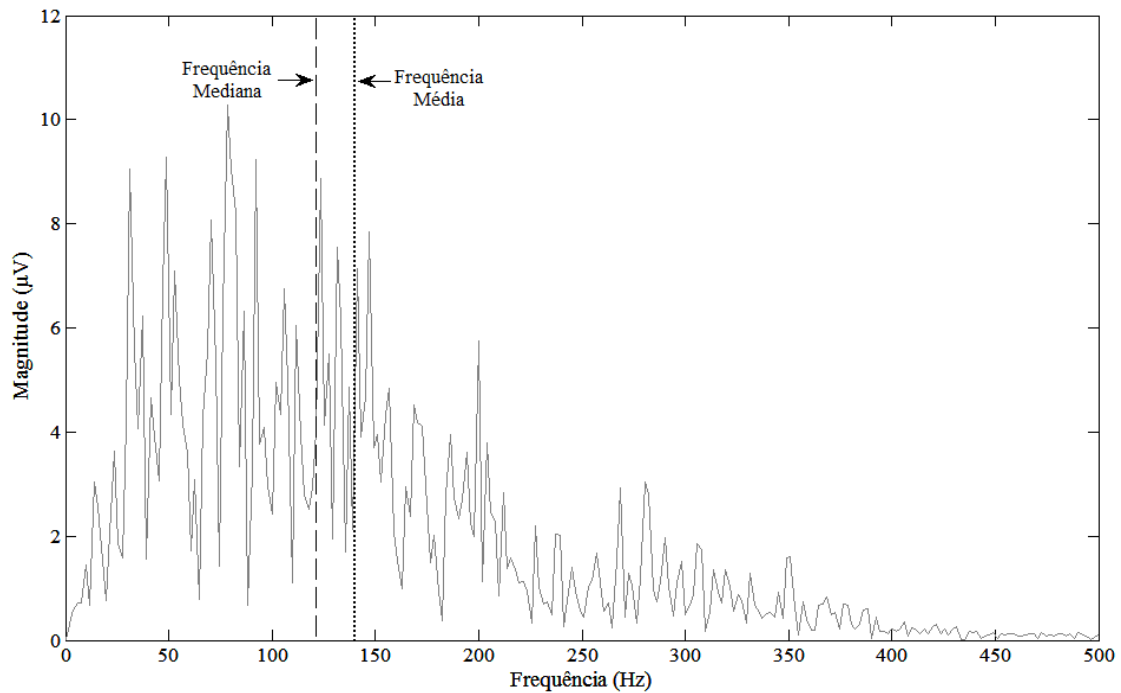


Figura 2.3: Espectro de frequência do EMG durante uma contração e seus respectivos valores de  $F_{média}$  e  $F_{mediana}$ .

### 2.2.2. Instrumentação

Ao longo dos anos foram desenvolvidos diversos equipamentos para aquisição de SEMG, utilizando diferentes técnicas para aquisição dos sinais. Estas técnicas foram desenvolvidas com o propósito de: minimizar a presença de ruído nos sinais coletados; evitar a perda ou modificação do sinal original devido à interface eletrodo-pele e durante a transformação de energia iônica em energia elétrica; melhorar a resolução espacial dos sinais; e evitar a ocorrência de outros fatores que afetem a qualidade dos sinais. Para tal, tipos diferentes de metal têm sido testados para compor os eletrodos, aos quais são adicionados diferentes tipos de gel condutor. Além disso, os sinais passaram a ser pré-amplificados utilizando um amplificador próximo aos eletrodos, o método de arranjo diferencial dos eletrodos passou a ser usado, entre outras mudanças na forma de coleta. Mais recentemente, visando uma melhor resolução espacial e permitir a análise

de outros parâmetros, como a velocidade de condução do potencial de ação, se passou a utilizar arranjos lineares e até mesmo matrizes de eletrodos (MERLETTI e PARKER, 2004; MERLETTI *et al.*, 2009).

Atualmente, o método mais comum de captura de SEMG utiliza dois eletrodos em arranjo diferencial (Figura 2.4), porém este método apresenta problemas, como uma baixa resolução espacial, e a colocação destes eletrodos geralmente segue medidas padronizadas para qualquer sujeito, o que não leva em consideração as individualidades anatômicas (MERLETTI e PARKER, 2004).

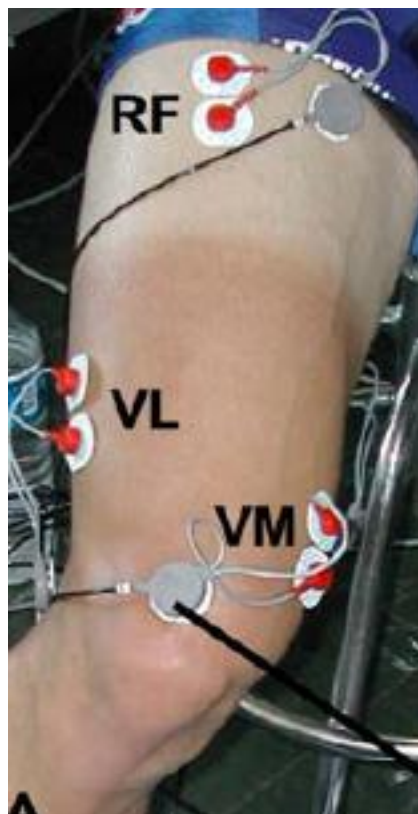


Figura 2.4: Exemplo de utilização prática da técnica de dois eletrodos em arranjo diferencial com pré amplificação do sinal. Eletrodos posicionados para aquisição da SEMG de vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF). (Fonte: HUG e DOREL, 2009)

### 2.2.3. Fadiga e Eletromiografia

Conforme descrito anteriormente, a SEMG é um dos métodos utilizados na identificação e análise da FNM. Esta identificação e a análise são realizadas por meio de técnicas de processamento, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, algumas das quais foram anteriormente citadas. Entretanto, esta questão será abordada de maneira mais aprofundada nesta sessão.

Atualmente, existem diversos métodos e índices, os quais são utilizados com o intuito de se extrair o máximo de informação possível dos sinais de SEMG. Alguns autores, como Merletti (MERLETTI e LO CONTE, 1995; MERLETTI LO CONTE, 1997; MERLETTI *et al.*, 2001; MERLETTI e PARKER, 2004; MERLETTI, 2008a; MERLETTI, 2008b; MERLETTI *et al.*, 2009) e De Luca (DE LUCA, 1979; DE LUCA, 1984; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1993; DE LUCA 1997; DE LUCA *et al.*, 2006), se destacam no estudo deste tipo de sinal e de suas aplicabilidades para identificação e quantificação de diversos fenômenos. O EMG é descrito como sendo uma importante fonte de informação para análise da FNM, principalmente por ser um sinal o qual é influenciado por alterações centrais e periféricas (DIMITROV *et al.*, 2008). Desta forma, quando processado de maneira correta, o EMG fornece informações provenientes de estruturas centrais e periféricas, as quais são afetadas durante o processo da FNM.

Os principais índices utilizados na monitorização e quantificação da FNM são a  $F_{\text{média}}$  e  $F_{\text{mediana}}$ , os quais têm sido utilizados em um grande número de estudos (POTVIN e BENT, 1997; EBENBICHLER *et al.*, 1998; LINDEMAN *et al.*, 1999; GEORGAKIS *et al.*, 2003; HOSTENS *et al.*, 2004; TROIANO *et al.*, 2008; TUCKER *et al.*, 2009). Entretanto, estes índices não são uma unanimidade entre os pesquisadores,

pois apresentam falhas na identificação e mensuração da FNM em algumas circunstâncias, em especial, durante a realização de exercícios dinâmicos de baixa intensidade. Devido a isso, outros índices vêm sendo propostos, com o objetivo de criar um índice com alta sensibilidade à ocorrência da FNM, e com baixa sensibilidade a alterações não desejáveis como ruídos provenientes do movimento de eletrodo em relação à pele (GEORGAKIS *et al.* 2003; ARABADZHIEV *et al.*, 2005; DIMITROV *et al.*, 2008).

GEORGAKIS *et al.* (2003) propuseram o cálculo da frequência média instantânea (*Average Instantaneous Frequency*), para monitorar a ocorrência da FNM durante a execução de determinado exercício. Neste estudo, cada sujeito realizou uma contração isométrica a 60% da contração voluntária máxima (CVM), durante 60 s. Para posterior comparação com o método proposto, foram calculados os índices tradicionais  $F_{média}$  e  $F_{mediana}$ . Estes dois índices foram escolhidos por serem, segundo os autores, os mais utilizados na literatura. A partir dos resultados obtidos neste estudo foi possível verificar a redução dos valores de todos os índices, ao longo do exercício. Entretanto, a confiabilidade e a acurácia foram testadas e comparadas com os índices tradicionais. Assim, os resultados indicaram o índice proposto como a melhor opção para estimação da ocorrência da FNM e para o ajuste de reta, aos valores obtidos, através de regressão linear.

Em 2005, outro índice foi apresentado por ARABADZHIEV *et al.*, o qual foi testado para avaliar sua sensibilidade para quantificar as mudanças na onda M ocorridas devido à FNM. O cálculo deste índice seguiu a seguinte equação:

$$FI = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f^{-1} PS(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} f^k PS(f) df} \quad (2.1)$$

onde  $FI$  é o novo índice,  $PS$  é a densidade de potência para a frequência  $f$ ,  $f_1 = 2$  Hz e  $f_2 = 1$  ou 0,5 kHz, e  $k$  é a ordem do momento espectral. Este índice foi comparado com a índices tradicionais como a  $F_{média}$  e  $F_{mediana}$ , apresentando uma sensibilidade significativamente maior. Apesar disso, foi observado que esta sensibilidade era diretamente afetada pelo posicionamento dos eletrodos, e também pelo comprimento das fibras musculares.

Posteriormente, este mesmo índice foi utilizado por DIMITROV *et al.* (2008) com o intuito de analisar as mudanças da amplitude do sinal e de suas características espectrais, durante a ocorrência de FNM utilizando SEMG e eletromiografia invasiva. No trabalho, foram utilizados sinais simulados, seguindo o protocolo de DIMITROV *et al.* (2006). A análise da amplitude dos sinais foi baseada no fato de que o aumento na amplitude do sinal já foi relacionado por outros pesquisadores, como JENSEN *et al.* (2000), ao recrutamento de mais UMs em resposta à FNM. Entretanto, seria necessário um índice mais sensível e eficaz para a quantificação da modificação ocorrida no EMG durante a ocorrência de FNM. Os resultados indicaram que o índice  $FI$  também pode ser aplicado para quantificar as variações do EMG decorrentes da FNM durante a execução de contrações voluntárias isométricas. Além disso, em contrações a 50% da CVM, os fatores periféricos pareceram ser os principais responsáveis pelas mudanças ocorridas no EMG durante os estágios finais da FNM. Os índices de  $F_{média}$  e  $F_{mediana}$ , utilizados para comparação, se apresentaram menos sensíveis a estas alterações, e os valores de

amplitude não se mostraram eficazes na quantificação de alterações neurais nos sinais analisados.

Autores como BASMAJIAN e DE LUCA (1985) levantam a hipótese da ocorrência mudanças no espectro de frequência dos sinais de SEMG. Isto ocorreria por uma alteração na taxa de disparo das UMs e pelo recrutamento de diferentes tipos de fibras musculares. Estas hipóteses incentivaram diversos pesquisadores a estudar os sinais de SEMG no domínio da frequência. Uma séria crítica feita a alguns trabalhos decorre do fato de estes utilizarem a transformada de Fourier para obterem as informações de frequência; isto porque o EMG é um sinal, em geral, não estacionário, o que inviabilizaria a utilização da transformada de Fourier (BONATO *et al.*, 1996; KARLSSON, *et al.*, 1999; GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012).

Para superar esta limitação KARLSSON *et al.*, em 2000, estudaram a aplicação de diferentes transformadas tempo-frequência na análise de EMGs coletados durante exercícios dinâmicos. As transformadas utilizadas foram a short time Fourier transform (STFT), Wigner-Ville, wavelet e Choi-Williams. Neste estudo, foram utilizados sinais simulados e sinais coletados durante a execução de exercícios. Os resultados com ambos os sinais mostraram que a transformada de Choi-Williams foi mais eficiente. Os valores estimados de  $F_{\text{mediana}}$  foram similares em todas as transformadas. Entretanto, na transformada de Choi-Williams, os valores apresentaram variações mais suaves e aparentemente menos “ruidosas”. Contudo, apesar de esta transformada apresentar os melhores resultados, esta apresentou um alto custo computacional, sendo classificada pelos autores como “computacionalmente ineficiente”.

Posteriormente, KARLSSON *et al.* (2003) avaliaram a influência da diminuição de força em exercícios dinâmicos, devido à ocorrência da FNM. Foram realizados dois tipos de exercícios, um denominado “experimento de rampa” e outro denominado “teste

de endurance”. O “experimento de rampa” foi realizado antes e depois do “teste de endurance”. Para avaliar a ocorrência da FNM foi utilizado o índice de  $F_{\text{mediana}}$  e a transformada Wavelet. Além disso, foram realizados testes de regressão linear nos dados de antes e depois do “teste de endurance” para avaliar a variação da inclinação da reta. O teste t de Student foi utilizado para testar a significância estatística das diferenças de inclinação. Não foram observadas diferenças significativas na relação da  $F_{\text{mediana}}$  com a força exercida, nos “experimentos de rampa” antes e depois do “teste de endurance”. Além disso, se ressaltou a dificuldade de se analisar sinais de SEMG em contrações dinâmicas devido à não estacionariedade observada, e também devido à considerável variabilidade da  $F_{\text{mediana}}$  por fatores como a posição de eletrodos e a variação da força muscular. Entretanto, durante o “teste de endurance”, foi observada uma diminuição significativa da força e da  $F_{\text{mediana}}$ , quando comparadas as três primeiras e as vinte últimas contrações, o que seria esperado segundo a literatura. Apesar de este estudo utilizar um exercício descrito como de “endurance”, é importante ressaltar que estes exercícios tinham uma duração inferior a quatro minutos, o que pode levar a um questionamento quanto à sua classificação como tal.

Em 2008, COOREVITS *et al.* aplicaram e compararam as transformadas STFT e Wavelet em sinais de SEMG, utilizando os valores de  $F_{\text{mediana}}$  instantânea. Este estudo concluiu que, quando utilizada a inclinação da reta de regressão, calculada a partir dos valores de  $F_{\text{mediana}}$  instantânea, ambas as transformadas forneceram resultados semelhantes. Este resultado possui grande importância, visto que diversos autores criticam a utilização da STFT em sinais de SEMG (KARLSSON, 2000).

OLIVEIRA e GONÇALVES (2009) avaliaram o efeito do treinamento de resistência baseado no limiar de SEMG ( $\text{SEMG}_{\text{lim}}$ ). Os sujeitos realizaram doze semanas de treinamento, durante as quais foram submetidos a exercícios contra



resistência, isométricos e dinâmicos, de flexão de cotovelo. Para a determinação do  $SEMG_{lim}$  foram utilizados os índices de  $F_{mediana}$  e também os valores RMS do sinal. Os resultados indicaram uma diminuição significativa da inclinação da reta de regressão dos valores RMS, nos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial, mudança a qual não foi observada nos valores de  $F_{mediana}$ . Entretanto, nos músculos multífidos, que possuem uma função estabilizadora durante o exercício, ocorreu uma diminuição significativa da inclinação de regressão dos valores de  $F_{mediana}$ . Estas variações foram observadas apenas durante os exercícios dinâmicos. Nos exercícios isométricos, nenhuma alteração foi observada antes e depois do treinamento. Com base nestes resultados, esses autores concluíram que a especificidade de treinamento causa diferentes respostas entre as contrações isométricas e dinâmicas, devido aos efeitos relacionados ao tipo de contração utilizada no treinamento, neste caso, contrações dinâmicas. Além disso, sugeriram que os parâmetros de amplitude, no caso o valor RMS, podem ser mais eficientes para avaliação das mudanças decorrentes do treinamento, quando comparados com parâmetros espectrais, como a  $F_{mediana}$ .

Posteriormente, em 2009, um novo modelo matemático para determinação do  $SEMG_{lim}$  foi proposto por HENDRIX *et al.*. Este método já havia sido aplicado em sinais de amplitude do sinal de SEMG; entretanto, estes autores propuseram sua aplicação utilizando sinais nos parâmetros espectrais. Para comparação foram utilizados os valores de torque durante o exercício. O protocolo utilizado consistiu na execução de exercícios isométricos, com cargas correspondentes a 30, 45, 60 e 75% da CVM. Os resultados mostraram que este método de determinação do  $SEMG_{lim}$  pode ser aplicado em sinais no domínio da frequência, e que não foram observadas diferenças nos valores de torque associados aos valores de  $SEMG_{lim}$ .

Mais recentemente, HUG (2010) discutiu a validade da utilização do  $SEMG_{lim}$  e das técnicas utilizadas para sua determinação. Segundo esse autor, a utilidade do  $SEMG_{lim}$  como ferramenta para monitorizar mudanças ocorridas durante programas de treinamento ou reabilitação foi tomada como um consenso e um fato indiscutível. Entretanto, ainda não foi definido na literatura um método consistente para a determinação do  $SEMG_{lim}$ , o qual possa ser utilizado em qualquer grupamento muscular e durante qualquer tipo de exercício. O autor mostrou que, em alguns casos, a identificação do ponto de  $SEMG_{lim}$  é fortemente afetada pelo tipo de método escolhido, e que isto pode levar a variações deste ponto. Os fatores citados como responsáveis pela dificuldade de determinação de um método único de identificação do  $SEMG_{lim}$  foram a relação não linear entre o aumento da amplitude do EMG no tempo, uma suposta compensação entre os músculos e a distribuição não homogênea do EMG pelo músculo. Além disso, questionou-se o fato de os estudos que utilizaram  $SEMG_{lim}$  não apresentarem valores de erro em seus resultados.

Outra técnica utilizada na análise de sinais de SEMG é a ACP. Diversos estudos utilizaram esta técnica com o objetivo de classificar sinais de SEMG, entretanto de formas diferentes. O cálculo utilizado na ACP foi semelhante na maioria dos estudos, porém a matriz utilizada neste cálculo variava entre os trabalhos. Alguns tinham por objetivo classificar os sinais ou os sujeitos através da ACP, contudo outros apenas objetivaram reduzir a dimensionalidade dos sinais (PERES e NUSSBAUM, 2003).

KIRYU *et al.* (1997) analisaram a FNM durante exercício em cicloergômetro, utilizando a ACP com dois objetivos: reduzir a dimensionalidade dos sinais e identificar os parâmetros mioelétricos mais adequados para análise da FNM. A redução de dimensionalidade justifica-se pela grande redundância de informações, pois a coleta

utilizou um grande número de canais. Entretanto, o estudo não apontou qualquer índice apropriado ao objetivo.

Em 2003, PERES e NUSSBAUM utilizaram a ACP como ferramenta de redução de dimensionalidade dos sinais e identificação de diferenças entre os sujeitos analisados. Para representação dos sinais foram utilizadas apenas as duas primeiras CPs, as quais continham aproximadamente 70% da informação dos sinais originais, o que foi considerado como suficiente pelos autores. Na classificação, a ACP conseguiu identificar os sujeitos que apresentavam resultados discrepantes dos demais. Entretanto, o critério utilizado para classificar os sujeitos como discrepantes foi totalmente subjetivo e pouco descrito pelos autores. Esta limitação foi apresentada na própria conclusão do estudo, que considerou a técnica de ACP eficiente quando aplicada em sinais multidimensionais, porém que necessitava de pesquisadores experientes para analisar os resultados.

A partir dos estudos anteriormente citados, é possível observar que os principais métodos aplicados na análise da FNM estão no domínio da frequência. Devido a isso, surgem importantes limitações para aplicação destes métodos, dentre estas: a não-estacionariedade dos sinais, o tamanho da janela utilizada na estimação do espectro dos sinais e o alto custo computacional no caso de algumas transformadas tempo-frequência (o que torna inviável uma futura análise em tempo-real). Uma alternativa, para que se pudesse superar estas limitações, é a mensuração da complexidade do EMG. Esta mensuração atualmente é realizada a partir do cálculo de alguns índices, como por exemplo: a entropia de Shannon (*Shannon Entropy*), a entropia aproximada (*Approximate Entropy*), a entropia de amostra (*Sample Entropy*), a entropia espectral (*Spectral Entropy*) e a entropia de permutação (*Permutation Entropy*). Entretanto, atualmente o uso destes métodos na análise da FNM ainda é bastante restrito (SUNG

*et al.*, 2005; SUNG *et al.*, 2007; KAUFMAN *et al.*, 2007; AHMAD e CHAPPEL, 2008; LEE *et al.*, 2010).

### 2.3. Eletroencefalografia

Em 1920, o psiquiatra austríaco Hans Berger desenvolveu uma técnica para mensurar a atividade do córtex cerebral (Figura 2.5), denominada eletroencefalografia (EEG) (*apud* KANDEL *et al.*, 2000). Suas primeiras observações consistiram em verificar diferenças no comportamento dos sinais obtidos, quando coletados com uma pessoa andando e dormindo. Isso foi possível pois esta técnica consiste na mensuração do potencial elétrico cerebral, utilizando eletrodos posicionados em locais específicos da pele sobre a calota craniana. Desta forma, foi possível se obter uma representação gráfica da atividade elétrica cortical, representação esta que foi denominada eletroencefalograma.

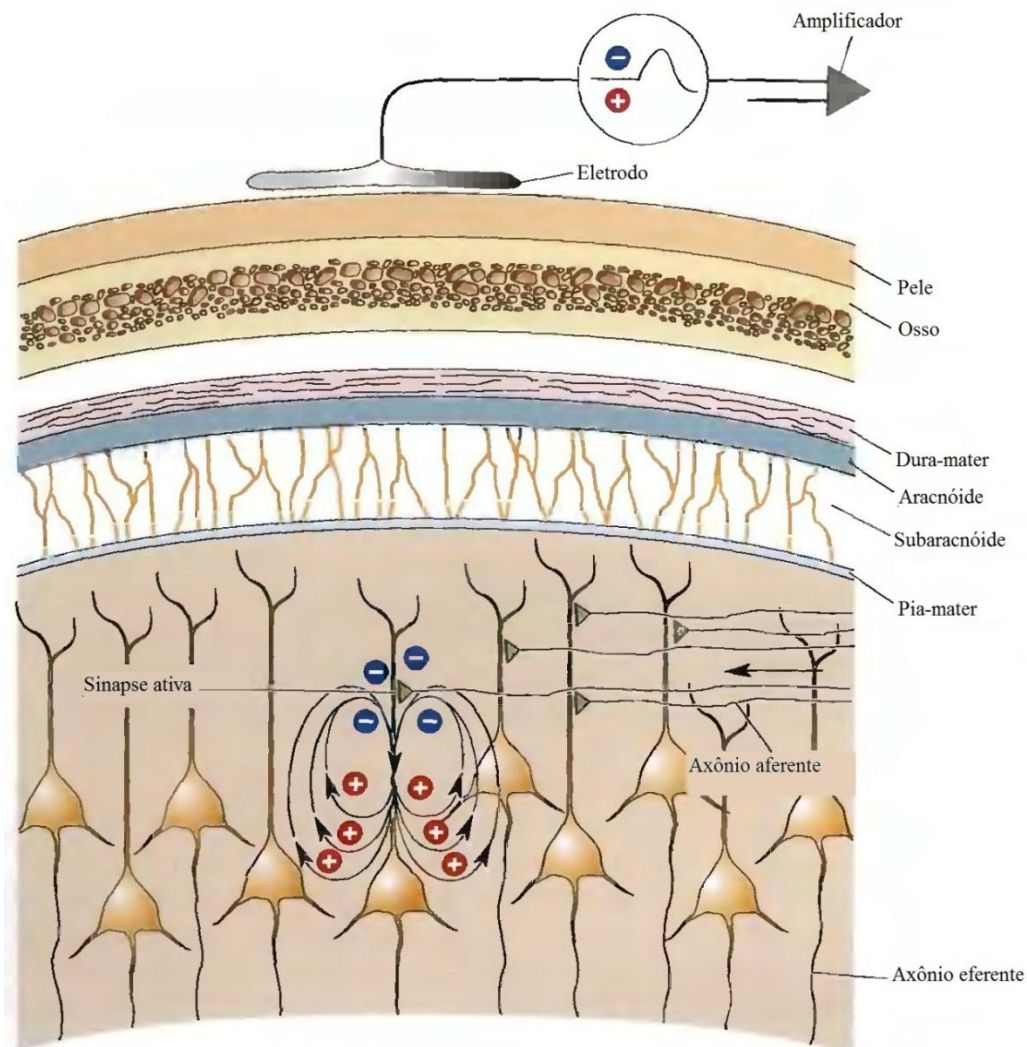


Figura 2.5: Esquema de geração e mensuração do potencial elétrico cortical (BEAR *et al.*, 2008).

Atualmente, existem diversos tipos de eletrodos utilizados para a coleta de sinais eletroencefalográficos, dentre estes: eletrodos em forma de cúpula, eletrodos em forma de disco e toucas com eletrodos já fixados na mesma. Os eletrodos em forma de cúpula ou disco normalmente são construídos em prata (banhado em cloreto de prata em alguns casos) ou ouro. Para o posicionamento destes eletrodos, são seguidos padrões pré-definidos, como por exemplo, o Sistema Internacional 10-20 (Figura 2.6) ou 10-10 (Figura 2.7), os quais foram definidos pelo comitê da *International Federation of*

*Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* (DA SILVA, 2010). Estes padrões definem a localização dos eletrodos com base em medidas anatômicas e no cálculo de percentual das distâncias relativas (10 e 20% no caso do sistema 10-20 e sempre 10% no caso do sistema 10-10).

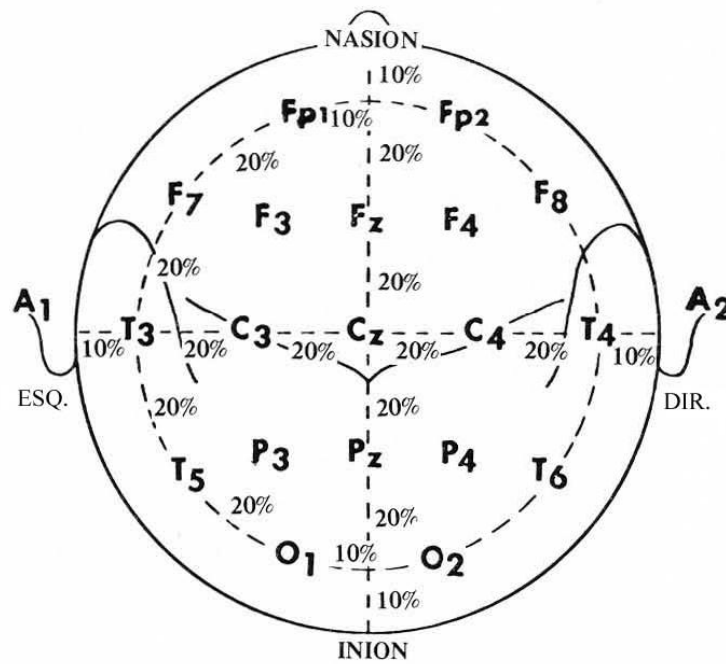


Figura 2.6: Posicionamento dos eletrodos segundo o sistema internacional 10-20 (DA SILVA, 2010).

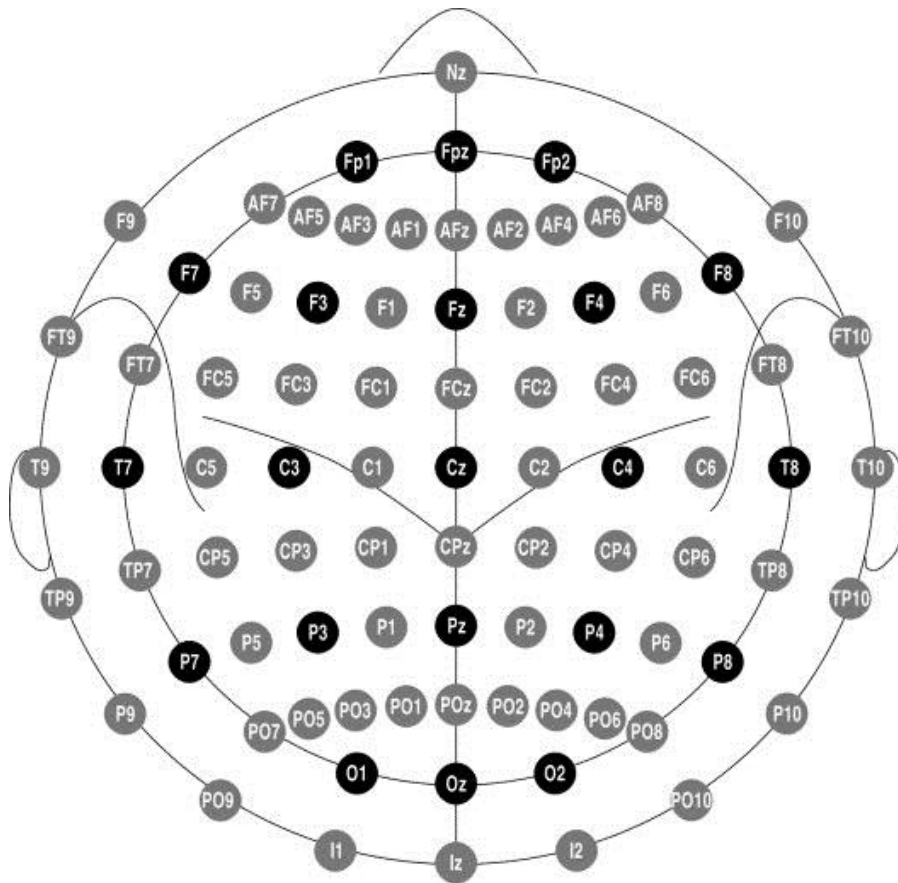


Figura 2.7: Posicionamento dos eletrodos segundo o sistema internacional 10-10.

Tradicionalmente, o eletroencefalograma é dividido em bandas de frequência características, como: Delta (0,1 – 4 Hz), Teta (4 – 8 Hz), Alfa (8 – 13 Hz), Beta (13 – 30 Hz) e Gama (30 – 80 Hz ou acima de 30 Hz). Essas bandas de frequência podem ser utilizadas, dentre outras coisas, para identificar fenômenos específicos e pertinentes a uma determinada banda, como, por exemplo, o aumento da banda alfa em um estado de sonolência (NIEDERMEYER e LOPES DA SILVA, 1999; BEAR *et al.*, 2008).

Atualmente, a EEG é utilizada com diversas finalidades, como, por exemplo, diagnosticar doenças e distúrbios (com destaque para o estudo da epilepsia), analisar o efeito de estímulos visuais e para o estudo do sono (BEAR *et al.*, 2008). Além disso, existem diversas outras aplicações que podem ser realizadas a partir desta técnica, dentre estas, a análise da FNM (JOHNSTON *et al.*, 2001).

Apesar de as alterações ocorridas no eletroencefalograma durante a ocorrência da FNM ainda serem pouco estudadas, alguns autores já observaram alguns padrões. JOHNSTON *et al.* (2001) realizaram um estudo no qual solicitaram que os voluntários realizassem três séries de 40 contrações isométricas de 5 s, a uma intensidade correspondente a 70% da contração voluntária máxima, induzindo, assim, a ocorrência da FNM. Quando analisada a área sensório-motora contralateral (derivação C3), foi observado um aumento na ativação desta, o que foi considerado um indicador da ocorrência da FNM. Tal achado sugere que, durante o processo da FNM, alterações corticais ocorrem como forma de um mecanismo compensatório. Assim, este estudo concluiu que o aumento na atividade cortical pode refletir o recrutamento de novas unidades motoras, como forma de manter a produção de força. Apesar destes achados, os autores sugerem que o mecanismo primário o qual contribui para a ocorrência da FNM reside no nível subcortical.

Entretanto, SHIBATA *et al.* (1997), usando uma técnica de oclusão arterial para induzir alterações metabólicas e de força durante uma determinada tarefa, observaram uma queda na atividade elétrica cortical. Esta redução na atividade cortical foi interpretada como algo que teve como consequência a redução da ação muscular, o que se opõe aos achados de JOHNSTON *et al.* (2001).

Quando analisada a banda alfa do eletroencefalograma, ZADRY *et al.* (2010) observaram a ocorrência de um aumento da potência desta faixa de frequências. Segundo os autores, este aumento de potência na banda alfa pode estar relacionado com um possível cansaço mental ou até mesmo um estado de sonolência. Além disso, este estudo foi realizado utilizando duas cargas distintas, uma considerada como “Alta” e outra considerada como “Baixa”. Quando os resultados obtidos durante os testes com estas duas cargas foram comparados, nenhuma diferença significativa foi verificada.



Assim, os autores puderam concluir que o aumento da atividade cortical gerado pela FNM não está correlacionado com a intensidade do exercício realizado.

Este estudo de ZADRY *et al.* (2010), corroborou pesquisas anteriores, as quais também identificaram um aumento na potência da banda alfa e o aumento dos potenciais relacionados ao movimento (CULLEN *et al.*, 1984; GANCHEV *et al.* 1986; FREUDE e ULLSPERGER, 1987). Além disso, em 1984, CULLEN *et al.* relataram que a banda alfa seria a mais sensível para detectar a ocorrência da FNM.

Apesar do intuito de alguns pesquisadores de tentar distinguir as origens centrais e periféricas da FNM, o relato de BERCHICCI *et al.* (2013) indica que o uso desta separação talvez não seja totalmente correto. Segundo estes autores, a fadiga periférica ocorrida durante determinada atividade pode estar associada ao surgimento da fadiga central, devido ao alto nível de processamento cognitivo que é requerido para realizar corretamente a tarefa. Além disso, fatores emocionais, assim como os níveis de motivação e atenção, teriam grande influência sobre as alterações periféricas ocorridas. Isto ocorreria devido ao fato de que a contração isométrica de grandes grupamentos musculares requer um ajuste contínuo, o qual é associado com o processamento de informações entre o cérebro e o sistema periférico.

Embora, não esteja largamente determinada a capacidade de identificação da FNM a partir da EEG, estudos utilizando outras técnicas confirmam esta relação. Dentre estes, é possível citar o estudo de LIU *et al.* (2003), que através da realização de uma ressonância magnética funcional, puderam observar que o aumento na atividade cortical teve relação com o recrutamento de novas unidades motoras.

## 3. Fundamentação Teórica

Neste capítulo, serão apresentadas as bases teóricas das técnicas utilizadas para o processamento e a análise dos sinais de EMG e EEG coletados durante os testes realizados. Para realização destes procedimentos foram utilizadas tanto técnicas no domínio do tempo, quanto no domínio de frequência. Devido à utilização de técnicas no domínio da frequência, foi necessária a obtenção do espectro de potência dos sinais referidos, a partir da transformada discreta de Fourier (TDF). Estes espectros de potência permitiram a análise da variação da potência nas diferentes frequências. Outra técnica aplicada foi a análise da entropia, a qual é uma medida da complexidade de um sistema.

### 3.1. Transformada Discreta de Fourier

O desenvolvimento formal da análise de Fourier remonta ao início do século dezoito a partir dos trabalhos de Jean Fourier, o qual desenvolveu uma teoria matemática pioneira que possibilita a decomposição de qualquer função periódica com representação matemática em funções senoidais de diferentes frequências (SHIAVI, 1999).

A representação do espectro de frequência de um sinal foi realizada inicialmente pela série de Fourier, porém esta tem como pré-requisito que o sinal deve ser periódico. Para superar esta limitação foi criada a transformada de Fourier, na qual um sinal não periódico de duração limitada pode ser decomposto em componentes de frequência.

Para isto ser possível é necessário fazer o período ( $T$ ) tender ao infinito (LATHI, 2005).

Esta transformada é dada pela expressão:

$$\mathfrak{F}[f(t)] \equiv F(\omega) = \int_{-T}^T f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (3.1)$$

onde  $f(t)$  é o sinal no domínio do tempo e  $F(\omega)$  o sinal no domínio da frequência.

Esta transformada foi concebida para variáveis contínuas, porém, em muitos casos, uma ou ambas variáveis são discretas. Para tais casos foram desenvolvidas a transformada de Fourier discreta no tempo e a transformada discreta de Fourier (SHIAVI, 1999).

A transformada de Fourier de tempo discreto é utilizada quando o sinal analisado é discreto no tempo, entretanto se mantém contínuo no domínio da frequência. Contudo, para realizar a análise computacional de sinais é necessário que estes sejam discretizados no tempo e na frequência. Para analisar estes sinais é necessário utilizar a transformada discreta de Fourier (SHIAVI, 1999).

$$F_{DFT}(m) = T \sum_{n=0}^{N-1} f(n)e^{\frac{j2\pi mn}{N}} \quad (3.2)$$

onde  $T$  é o intervalo de amostragem,  $n$  é a  $n$ -ésima amostra do sinal  $f(t)$ , correspondente a  $nT$ , e  $m$  é o  $m$ -ésimo valor do espectro, correspondente à frequência  $\frac{2\pi m}{N}$ .

Esta transformada é estimada pela maioria dos autores através da transformada rápida de Fourier (FFT – *fast Fourier transform*), um algoritmo implementado visando

um menor custo computacional e, conseqüentemente, um menor tempo de processamento (LYNN, 1973).

Para a obtenção de um espectro discreto, esse estimador assume que o sinal em análise corresponde a um ciclo completo de um sinal periódico. Deste modo, a estimativa direta a partir de um segmento limitado de sinal apresenta um espectro com vazamento espectral, tecnicamente chamado de *leakage*, devido à descontinuidade existente entre a primeira e a última amostra em análise. Para atenuar este problema podem ser utilizadas janelas, por exemplo, do tipo *Hanning* (LYNN, 1973). Além disso, o estimador direto é inconsistente, pois sua variância é proporcional ao quadrado da função de densidade espectral de potência. O método mais simples para melhorar a consistência é chamado periodograma de Bartlett (SHIAVI, 1999).

No periodograma de Bartlett, é realizada a média de  $k$  espectros, cada um obtido em um segmento distinto de sinal, diminuindo assim a variância do estimador (SHIAVI, 1999). Para cada frequência discreta  $m$ , obtém-se:

$$X_k(m) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k X_i(m) \quad (3.3)$$

### 3.2. Entropia

O conceito de entropia foi definido inicialmente por Clausius em 1850, como sendo função do estado de um sistema. Além disso, esta função é normalmente associada à desordem do sistema em questão. Originalmente esta medida foi usada para quantificar o grau de irreversibilidade de uma transformação termodinâmica. De acordo

com segunda lei da termodinâmica a entropia de um sistema tende sempre a crescer, até seu valor máximo. Desta forma, é possível concluir que a cada alteração que um sistema sofre, sua entropia aumenta (VRANKEN *et al.*, 2014).

Posteriormente, em 1948, Claude Shannon definiu novamente o conceito de entropia, porém desta vez com a finalidade de aplicá-lo no campo da teoria da informação (SHANNON e WEAVER, 1948). Para tal fim, a entropia foi descrita matematicamente como:

$$H = -\sum_{i=1}^n P_i \log(P_i) \quad (3.4)$$

onde  $n$  é o número de componentes do sinal e  $p_i$  é a probabilidade de ocorrência de cada forma que este componente pode assumir. Inicialmente, o objetivo do estudo de Shannon era estudar a perda de informação contida em mensagens durante o processo de transmissão. Entretanto, posteriormente outros pesquisadores aplicaram seu método em diversos outros campos.

Atualmente, o conceito da entropia de Shannon possui diversas aplicações nas ciências da saúde. Dentre estas é possível citar: o uso como marcador no estudo do câncer; em análises genéticas; na avaliação do sinal de EEG durante o uso de anestesia e em pacientes portadores da doença de Parkinson; e na análise do EMG para o estudo da FNM (HAENGGI *et al.*, 2008; MOWAFI, 2012; MANZOUROLAJDAD *et al.*, 2013; HAN *et al.*, 2013).

Além disso, outros métodos para o cálculo da entropia foram desenvolvidos, com a finalidade de buscar índices mais aplicáveis, com melhores resultados e menos limitações. Entretanto, todos estes métodos alternativos usam como base a entropia

definida por Shannon. Dentre as mais utilizadas, a entropia aproximada ( $E_{\text{aproximada}}$ ) e a entropia de amostra ( $E_{\text{amostra}}$ ), podem ser calculadas a partir das seguintes equações (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012):

$$E_{\text{aproximada}} = -\frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln\left(\frac{n_i^m}{n_i^{m+1}}\right) \quad (3.5)$$

$$E_{\text{amostra}} = \ln\left(\frac{\sum_{i=1}^{N-m} n_i^m}{\sum_{i=1}^{N-m} n_i^{m+1}}\right) \quad (3.6)$$

onde  $N$  é o número de amostras da janela utilizada,  $m$  é o comprimento do vetor a ser comparado e  $n^m$  é o número de combinações de comprimento  $m$  que são similares, dentro da tolerância  $r$ . Outro método utilizado é a entropia de permutação ( $E_{\text{permut}}$ ), a qual pode ser calculada a partir da seguinte equação (LI *et al.*, 2014):

$$E_{\text{permut}} = -\sum_{m=1}^{m!} p(\pi) \ln(\pi) \quad (3.7)$$

onde  $m!$  é o número de permutações possíveis para os  $\pi$  padrões e  $p(\pi)$  é sua frequência relativa. A entropia Renyi ( $E_{\text{renyi}}$ ) é outro cálculo de entropia, o qual pode ser aplicado na análise de EMGs e que é obtido a partir da seguinte equação (KAUFMAN *et al.*, 2007):

$$E_{\text{renyi}} = \frac{1}{1-\beta} \ln\left(\sum_{j=1}^M p_j^\beta\right) \quad (3.8)$$

onde  $M$  é o número de componentes do sinal,  $p_i$  é a probabilidade de ocorrência de cada forma que este componente pode assumir e  $\beta$  é o denominado parâmetro de Renyi, o qual quando igualado a -2 torna a entropia de Renyi igual a entropia de Shannon. A entropia de múltiplas escalas ( $E_{\text{multes}}$ ) é mais um destes métodos, o qual costuma ser utilizado como ferramenta de análise em sinais biológicos e que é definido como (CASHABACK *et al.*, 2013):

$$E_{\text{multes}} = \frac{1}{\tau} \sum_{t=(s+1)\tau+1}^{s\tau} x(t) \quad (3.9)$$

onde  $MultesEn$  é associado à série temporal em escala  $\tau_s$ , com  $j$  variando de 1 até  $N/\tau_s$ , sendo  $N$  o tamanho do vetor de tempo original.

Entre os métodos apresentados e os outros diversos existentes para o cálculo da entropia, a entropia aproximada e a entropia de amostra se destacam na literatura, devido à grande quantidade de estudos que as utilizou e pelos resultados alcançados. Devido a isso, o presente estudo selecionou estes entre os métodos para o cálculo da entropia. Adicionalmente, a entropia de permutação também foi selecionada para ser utilizada.

## 4. Materiais e Métodos

Neste capítulo, será apresentada, inicialmente, a casuística que compõe o presente estudo. Em seguida, serão descritos os equipamentos e aplicativos utilizados durante os testes e a montagem experimental, na qual será representada a interação entre estes equipamentos e aplicativos. O protocolo dos testes será apresentado logo após, indicando a sequência de eventos ocorridos durante a execução dos testes. Posteriormente, serão descritos os procedimentos de pré-processamento, processamento e análise estatística.

### 4.1. Casuística

Participaram do estudo vinte indivíduos do sexo masculino com idade  $29,5 \pm 4,0$  anos (média  $\pm$  desvio padrão), massa corporal  $82,8 \pm 10,9$  kg e estatura  $176,0 \pm 4,9$  cm, considerados saudáveis e que não apresentavam qualquer tipo de distúrbio neurológico ou alteração osteomioarticular que pudesse afetar os resultados dos testes. Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, responderam a um questionário de prontidão para a atividade física (PAR-Q – *Physical Activity Readness Questionnaire*) e foram submetidos a uma anamnese antes de iniciarem os testes. O questionário e a anamnese foram utilizados para certificar que os sujeitos estavam aptos para participar do estudo. Além disso, os sujeitos foram instruídos a não praticar qualquer tipo de atividade física, ingerir alimentos contendo cafeína (ou qualquer outro tipo de estimulante), bebidas contendo álcool ou consumir tabaco, nas vinte e quatro horas que antecederam ao teste e a qualquer alimento uma hora antes do teste. Estas restrições foram adotadas visto que estudos prévios relataram



alterações relacionadas à FNM em sujeitos que consumiram tabaco ou bebidas contendo álcool ou cafeína (WUST *et al.*, 2008; DAVIS e GREEN, 2009; BARNES *et al.*, 2010; BARNES *et al.*, 2012.). Além disso, outros autores sugerem que restrições desta natureza sejam tomadas (MAFFIULETTI *et al.*, 2007).

O protocolo experimental (ANEXO 1) e o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 2) foram aprovados previamente pelo comitê de ética em pesquisa do Núcleo de Estudos de Saúde Coletiva (IESC) (CAAE – 05857712.7.0000.5286).

## 4.2. Instrumentação

Durante a avaliação antropométrica, foi utilizada uma trena de aço (Vonder, Brasil) para mensurar a estatura e uma balança digital (EKS, Suécia) para aferir a massa corporal dos sujeitos.

Para a execução das contrações, foi utilizado um dinamômetro isocinético Biodex S4 PRO (Biodex Medical Systems, EUA) (Figura 4.1). Durante os testes, o modo isométrico foi programado e a posição angular foi determinada de acordo com o protocolo experimental. O torque mensurado foi exportado em formato analógico, por meio de uma porta com conector DB15, e enviado para dois sistemas, um com objetivo de aquisição de sinais para futura análise e outro para fornecer realimentação visual.



Figura 4.1: Dinamômetro isocinético Biodex S4 PRO.

O sinal utilizado para a realimentação visual foi digitalizado por um conversor A/D modelo USB-6009 (National Instruments, EUA), de 14 bits e com uma faixa dinâmica de  $\pm 10$  V, a uma frequência de amostragem de 100 Hz. A aquisição deste sinal e a realimentação foi realizada utilizando uma rotina desenvolvida em Matlab (The MathWorks, EUA) (Figuras 4.2, 4.3 e 4.4).

The image shows a software interface for torque measurement. At the top, there are four buttons: 'Cadastrar Sujeito', 'Iniciar Placa', 'Frequência de Amostragem (Hz)' (with a value of 100), and 'Iniciando'. Below these is a blue 'CVM' button. A radio button labeled 'Determinar' is selected. There are three input fields with dropdown menus: 'Tempo p/ determinação de CVM (s)', 'Tipo de determinação de CVM' (set to 'Máximo'), and 'Deseja salvar valores de CVM?' (set to 'Sim'). Below these are buttons for 'Iniciar Teste', 'Torque Total', 'Torque Exercido', 'Torque Passivo', 'Inserir offset', 'OK', and 'Salvar Sinal'.

Figura 4.2: Sistema de aquisição e realimentação visual: janela para obtenção do TIM.

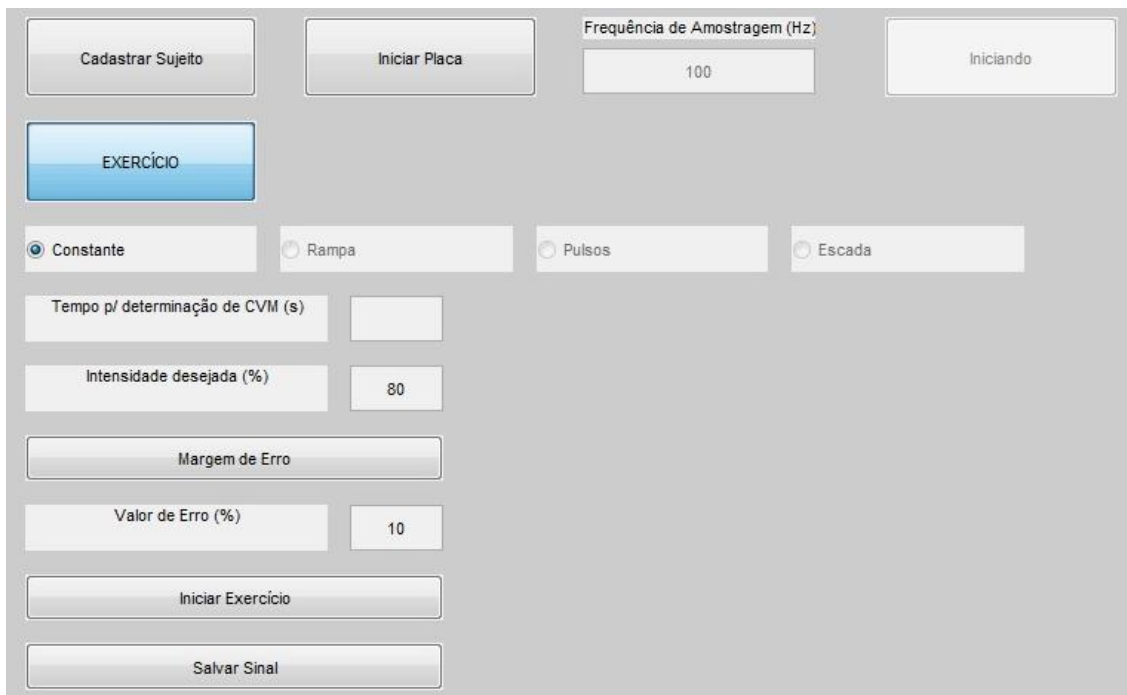


Figura 4.3: Sistema de aquisição e realimentação visual: janela para determinação dos parâmetros da realimentação visual.

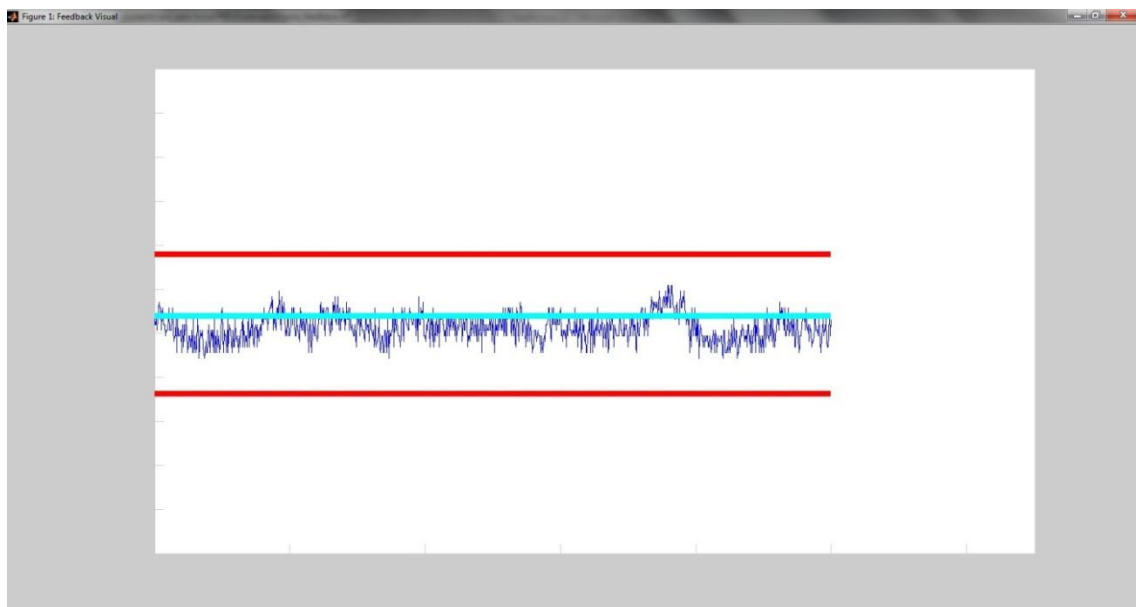


Figura 4.4: Exemplo de realimentação visual utilizado durante os testes. O torque alvo é representado pelo valor médio (azul claro) e os limites de  $\pm 10\%$  (vermelho)

Os EMGs foram coletados utilizando um amplificador de sinais desenvolvido no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, com banda passante entre 16 e 500 Hz e ganho 1200 (Figura 4.5). Além disso, foram utilizados eletrodos descartáveis MEDI-TRACE 200 (Kendall, EUA), com uma distância intereletrodo de 2 cm.



Figura 4.5: Amplificador de sinais desenvolvido para aquisição da SEMG.

Para a aquisição dos sinais de EEG foi utilizado um sistema com 13 módulos ERS100C (Biopac Systems, EUA) (Figura 4.6), os quais foram conectados ao sistema Biopac MP150. Estes sinais foram coletados com ganho 10000 e banda passante entre 1 Hz e 3 kHz. As derivações Fz, Pz, Oz, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1 e O2 foram coletadas por 11 módulos, tendo como referência a derivação Cz e como terra FPz. Os outros dois módulos foram utilizados para coletar as derivações auriculares esquerda e direita, para posteriormente possibilitar a estimação do sinal de Cz, se necessário. Esta coleta foi realizada utilizando eletrodos de alpaca (EMSA, Brasil).



Figura 4.6: Módulos de aquisição a serem acoplados ao sistema Biopac MP150.

Os sinais analógicos de torque, EMG e EEG foram enviados para posterior análise para o módulo de entradas analógicas do sistema de aquisição de sinais Biopac MP150 (Biopac Systems, EUA) (Figura 4.7). Estes sinais foram digitalizados por um conversor A/D de 16 bits, com faixa dinâmica  $\pm 10$  V, a uma frequência de amostragem de 10 kHz. O programa utilizado nestas coletas foi o AcqKnowledge (Biopac Systems, EUA) (Figura 4.8).



Figura 4.7: Sistema de aquisição Biopac MP150.

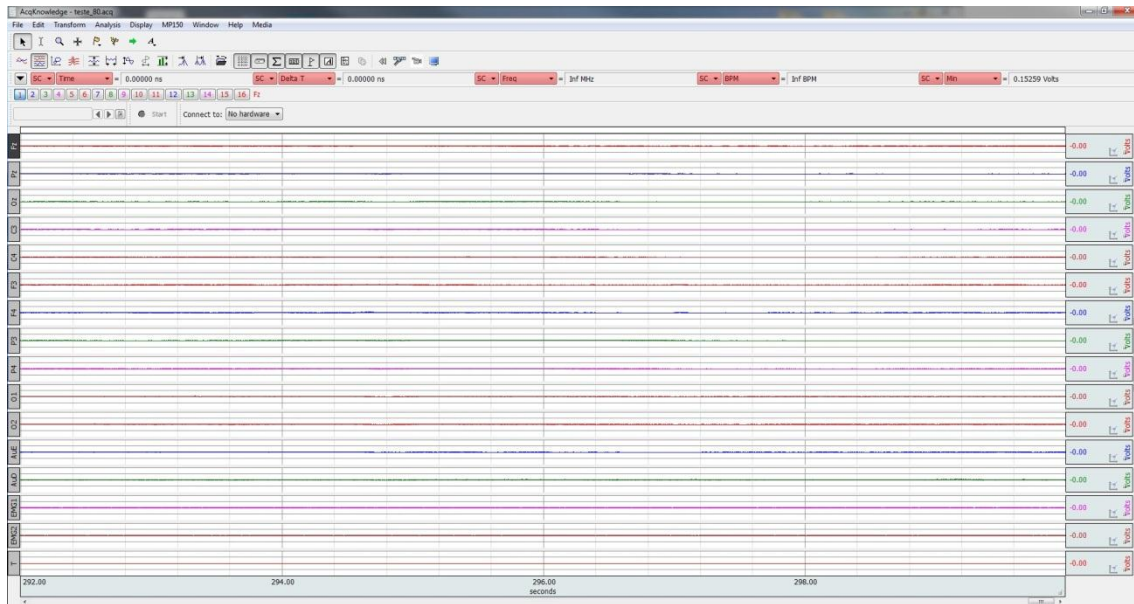


Figura 4.8: Tela do programa de aquisição AcqKnowledge.

Adicionalmente, foram utilizados dois computadores, sendo um ligado ao Biopac e o outro ligado ao conversor A/D modelo USB-6009. Na figura 4.9, é possível observar um desenho esquemático que demonstra como os equipamentos foram interligados para a realização da coleta.

O aplicativo Matlab (The MathWorks, EUA) versão 7.14 foi utilizado para o desenvolvimento das rotinas de processamento e análise estatística.

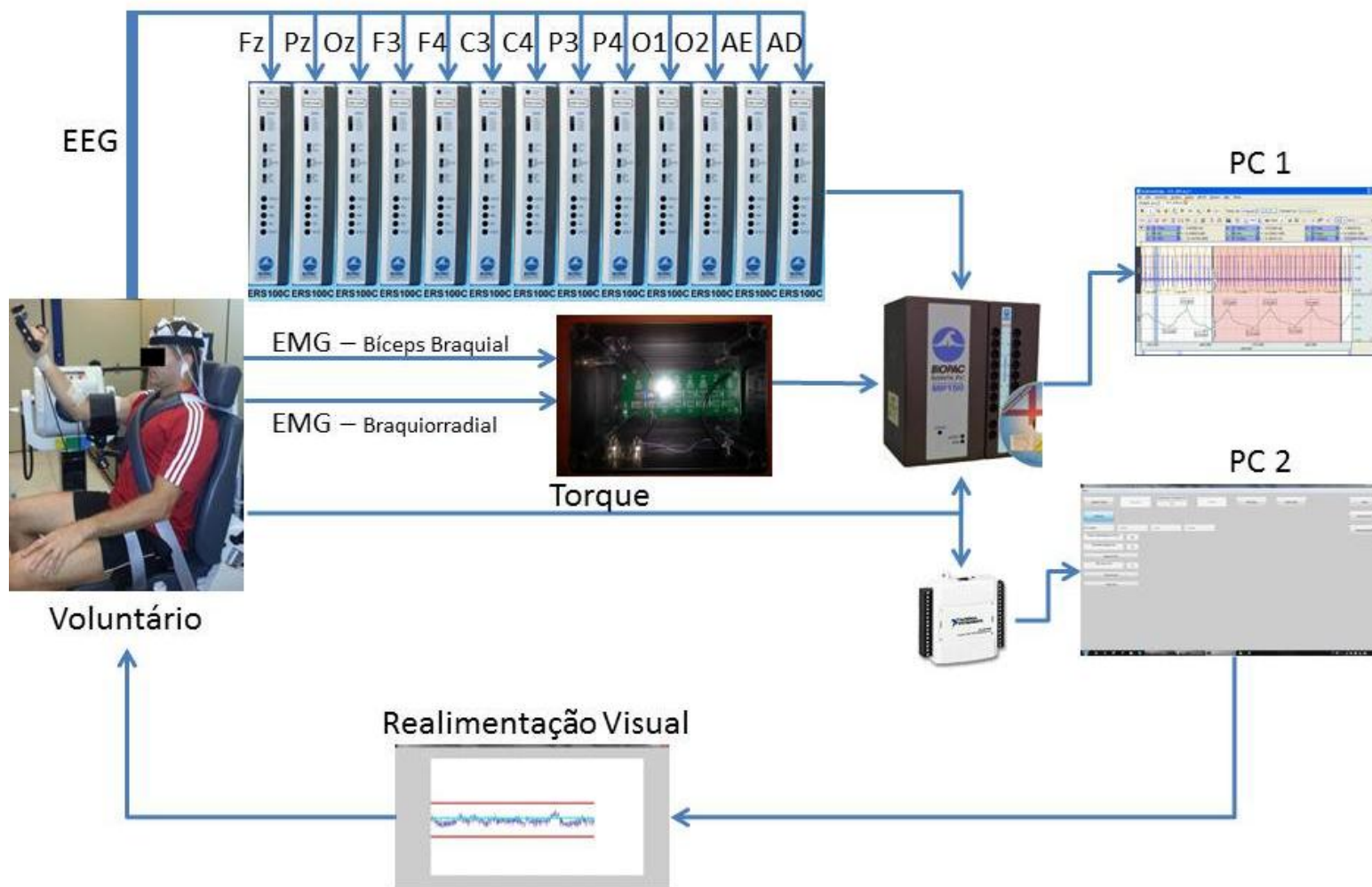


Figura 4.9: Montagem experimental.



### 4.3. Protocolo Experimental

Os testes consistiram na medição do TIM e na execução de contrações isométricas em 20, 50 e 80% do TIM (DE LUCA *et al.*, 1986; ROY *et al.*, 1986; PINCIVERO e COELHO, 2000; PINCIVERO *et al.*, 2006). Estes testes foram realizados em dois dias, com um intervalo mínimo de quarenta e oito horas e máximo de sete dias, devido à natureza dos mesmos, uma vez que os participantes foram submetidos a testes que os levaram a exaustão.

Em cada dia, ao chegar ao local de testes, os sujeitos passaram por um processo preparatório. Inicialmente, foi feito o preparo da pele para a colocação dos eletrodos de SEMG seguindo a orientação das fibras de cada músculo. Foi feita uma tricotomia (com lâmina de barbear descartável), leve abrasão para retirar o estrato córneo da pele (com lixa descartável) e limpeza com álcool 70%. Enquanto, para o bíceps braquial, os eletrodos de SEMG foram colocados segundo o SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999), para o braquiorradial foram seguidas as recomendações de CRISWELL (2011). Para o bíceps braquial, os eletrodos foram localizados no terço distal da distância entre o acrômio e a fossa cubital, com o cotovelo fletido em 90°. Os eletrodos do braquiorradial, foram colocados a aproximadamente 4 cm do epicôndilo lateral do úmero, na região de maior volume muscular. Para a colocação dos eletrodos de eletroencefalografia, foi realizada uma leve abrasão (com lixa descartável) no local de cada eletrodo. Em seguida, os eletrodos de eletroencefalografia foram colocados utilizando pasta condutora Elefix (Nihon Kohden, Japão), seguindo o protocolo do Sistema Internacional 10-20 (NIEDERMEYER e LOPES DA SILVA, 1999). Para facilitar o posicionamento dos eletrodos, foi desenvolvido em Matlab (The MathWorks, EUA) um programa para definição automática das coordenadas de cada eletrodo

(Figura 4.10). Este programa determina o posicionamento dos eletrodos a partir dos valores de distância anteroposterior, laterolateral e da circunferência do crânio de cada sujeito. O uso do programa reduziu de maneira considerável o tempo de colocação dos eletrodos de EEG.

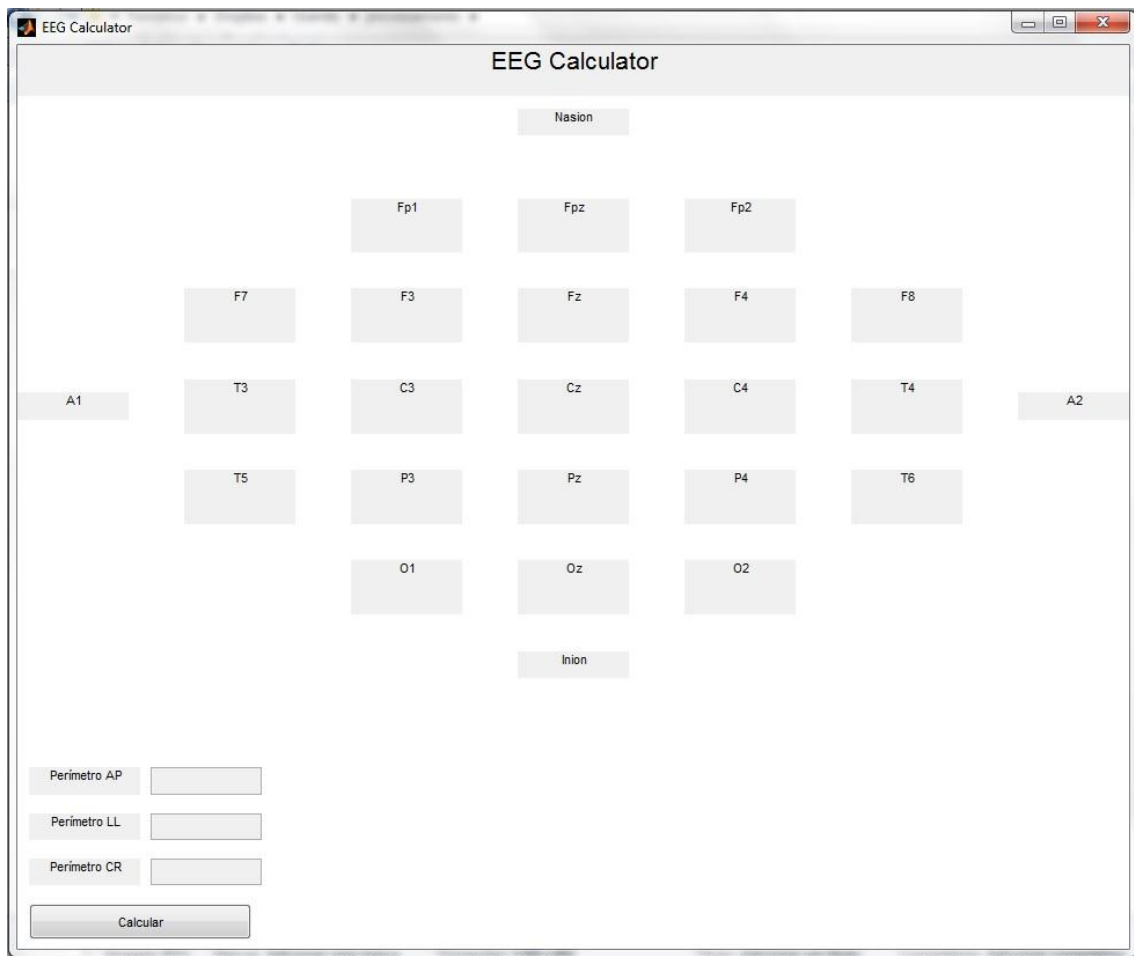


Figura 4.10: Interface do programa desenvolvido para o cálculo das coordenadas dos eletrodos de EEG.

Após a colocação dos eletrodos, os sujeitos foram colocados na posição de execução dos testes, com uma flexão de ombro em  $90^\circ$ , uma flexão de cotovelo em  $60^\circ$  (antebraço em  $120^\circ$  em relação ao braço, anteriormente) e antebraço supinado (Figura 4.11). Este ângulo de flexão de cotovelo foi adotado por corresponder à posição

de maior geração de torque pelos músculos flexores de cotovelo (FOX *et al.*, 1991). Antes de iniciar os testes, os sujeitos foram instruídos a permanecerem nesta posição por aproximadamente seis minutos e a realizarem algumas contrações isométricas de flexão de cotovelo para familiarização. Em seguida, os sujeitos receberam instruções sobre a realimentação visual, que seria exibida no monitor localizado à frente deles (com o centro do monitor aproximadamente na altura dos olhos do sujeito).



Figura 4.11: Voluntário posicionado para a execução do teste.

A realimentação visual foi composta pelo sinal de torque, proveniente do dinamômetro, e por três linhas horizontais, correspondentes à intensidade alvo do torque (linha central), ao limite superior (torque desejado acrescido em 10%) e ao limite inferior (torque desejado decrescido em 10%).

No primeiro dia, foi realizado o teste para determinar o TIM, no qual foi solicitado que os voluntários executassem uma flexão de cotovelo com máxima força possível por 10 s na posição previamente fixada e contra a resistência do aparelho. O dinamômetro foi colocado em modo isométrico, de forma que este se mantivesse fixo na posição determinada durante a realização do teste. O valor máximo da curva de torque foi salvo em um arquivo para cálculo dos valores submáximos posteriormente utilizados (PINCIVERO e COELHO, 2000; CREMOUX *et al.*, 2013).

Determinado o TIM, foi calculado o valor correspondente a 20% deste e os respectivos limites superior e inferior. A partir destes valores, foram determinadas as linhas horizontais utilizadas na realimentação visual. Em seguida, os sujeitos foram instruídos para que mantivessem o sinal de torque o mais próximo possível da linha central e entre as linhas superior e inferior. A contração foi iniciada por meio de um comando auditivo logo após o início da realimentação visual e foi finalizado no instante em que os sujeitos não foram mais capazes de manter o torque acima do limite inferior. Entre o teste para determinação do TIM e o teste de 20%, foi respeitado um período mínimo de repouso de 15 min (PINCIVERO e COELHO, 2000).

No segundo dia, após os procedimentos de preparo descritos anteriormente, foram calculados os valores para a realimentação visual do teste de 80%, utilizando o TIM que foi determinado no primeiro dia. Encerrado o teste de 80%, foi respeitado um período mínimo de repouso de 30 min. Após o repouso e o cálculo dos valores para o teste de 50%, este foi executado.

Os testes de 20%, 50% e 80% foram realizados até a exaustão voluntária, que foi caracterizada como o momento em que o sujeito não seria mais capaz, voluntariamente, de manter o torque dentro das margens previamente determinadas.

#### 4.4. Pré-Processamento

Inicialmente, foi identificado o intervalo de interesse dos sinais coletados. Este intervalo foi definido como o trecho no qual o sujeito foi capaz de manter o valor de torque dentro dos limites, não podendo ultrapassá-los por mais de 1 s (Figura 4.12). Em seguida, foram aplicados filtros digitais nos sinais.

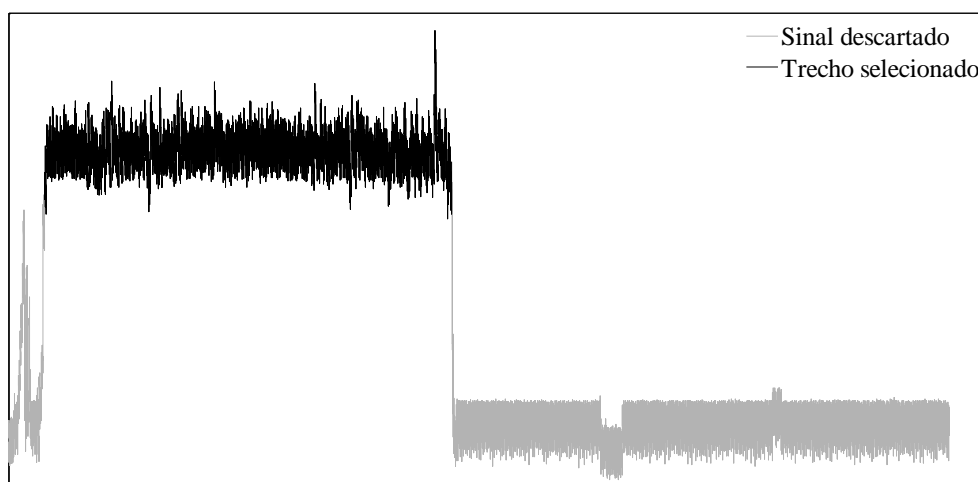


Figura 4.12: Identificação de trecho de interesse a partir do sinal de torque.

Nos sinais de EMG foram aplicados filtros passa-altas e passa-baixas, do tipo Butterworth, de quarta ordem, com as frequências de corte em 20 e 400 Hz, no sentido direto e reverso, para evitar o atraso de fase. Além disso, para retirar ruídos provenientes da rede elétrica, foram aplicados filtros notch com frequência centrada em

60 Hz e seus harmônicos até 360 Hz (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MERLETTI e PARKER, 2004; MELLO *et al.*, 2007).

Para os sinais de EEG foram aplicados, primeiramente, filtros passa-altas e passa-baixas, de quarta ordem, do tipo Butterworth, com as frequências de corte em 3 e 100 Hz e um filtro notch com frequência centrada em 60 Hz. Em seguida, para análise das bandas alfa e beta, foram realizadas novas filtrações, utilizando filtros passa-altas e passa-baixas de quarta ordem do tipo Butterworth, com frequências de corte em 8-13 Hz e 13-30 Hz (BEAR *et al.*, 2008). As bandas delta e teta não foram utilizadas no presente estudo por estarem relacionadas a estados de relaxamento ou sono profundo.

Após a realização dos procedimentos acima, foi realizada uma subamostragem dos sinais, de 10 kHz para 1,25 kHz, visando à redução do custo computacional e da redundância presente nos sinais.

#### 4.5. Processamento dos Sinais Eletromiográficos

Para avaliar o efeito da FNM na atividade elétrica muscular, diferentes índices foram calculados, dentre estes os tradicionalmente utilizados no domínio do tempo e da frequência. Com o propósito de garantir a estacionariedade durante as contrações isométricas, os EMGs foram divididos em janelas de 1 s (BONATO *et al.*, 1996; KARLSSON, *et al.*, 1999). A partir destas janelas foram calculados os valores RMS, utilizados como uma medida da potência do sinal durante os testes (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012):

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N}} \quad (4.1)$$

onde  $N$  é o tamanho da janela utilizada e  $x_i$  o  $i$ -ésimo valor de magnitude do sinal.

Em seguida, foram estimados os espectros de potência de cada janela, a partir da Transformada Discreta de Fourier, a qual é definida por (SHIAVI, 1999):

$$X_{DFT}(m) = T \sum_{n=0}^{N-1} f(n) e^{-\frac{j2\pi mn}{N}} \quad (4.2)$$

onde  $T$  é o intervalo de amostragem,  $n$  é a  $n$ -ésima amostra do sinal  $f(t)$  e  $m$  é o  $m$ -ésimo valor do espectro, correspondente à frequência  $\frac{2\pi m}{N}$ .

A partir destes espectros de potência, foram obtidos os valores de  $F_{\text{média}}$  e  $F_{\text{mediana}}$ , calculados utilizando as seguintes equações (GEORGAKS *et al.*, 2003; GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012):

$$F_{\text{média}} = \frac{\sum_{i=1}^M F_i EA(i)}{\sum_{i=1}^M EA(i)} \quad (4.3)$$

$$\sum_{i=1}^{F_{\text{mediana}}} EA(i) = \sum_{i=F_{\text{mediana}}}^M EA(i) \quad (4.4)$$

onde  $EA(i)$  é a  $i$ -ésima raia espectral do espectro de potência e  $M$  é o maior harmônico considerado.

Para analisar os fenômenos ocorridos nas diferentes frequências do sinal, os espectros de potência foram divididos em bandas de frequências a cada 10 Hz, iniciando em 11-20 Hz até 391-400 Hz. Obtidas as bandas de frequências, a potência de cada uma foi calculada utilizando a integração numérica trapezoidal. A partir destes valores, foi calculada uma regressão linear e seus coeficientes para verificar a variação da potência em cada banda de frequência à medida que a fadiga muscular se acentuava. Este procedimento foi realizado tanto nos sinais provenientes do bíceps braquial quanto do braquiorradial.

Posteriormente, para avaliar a complexidade, foi calculada a entropia dos sinais, nas mesmas janelas de 1 s utilizadas anteriormente. Como já descrito, existem diversos métodos para calcular a entropia de um sinal. Assim, para o processamento destes sinais foram escolhidos três métodos: entropia aproximada ( $E_{\text{aproximada}}$ ), entropia de amostra ( $E_{\text{amostra}}$ ) e entropia de permutação ( $E_{\text{permut}}$ ). Para tal, foram utilizadas, respectivamente, as seguintes equações (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012; LI *et al.*, 2014):

$$E_{\text{aproximada}} = -\frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln\left(\frac{n_i^m}{n_i^{m+1}}\right) \quad (4.5)$$

$$E_{\text{amostra}} = \ln\left(\frac{\sum_{i=1}^{N-m} n_i^m}{\sum_{i=1}^{N-m} n_i^{m+1}}\right) \quad (4.6)$$

onde  $N$  é o número de amostras da janela utilizada,  $m$  é o comprimento do vetor a ser comparado e  $n^m$  é o número de combinações de comprimento  $m$  que são similares, dentro da tolerância  $r$ .



$$E_{\text{permut}} = -\sum_{m=1}^{m!} p(\pi) \ln(\pi) \quad (4.7)$$

onde  $m!$  é o número de permutações possíveis para os  $\pi$  padrões e  $p(\pi)$  é sua frequência relativa.

Estes cálculos de entropia foram realizados seguindo os parâmetros: janela de 1025 amostras (devido ao intervalo de 1 s já descrito acima), tolerância de 25% do desvio padrão de cada janela e comprimento do vetor a ser comparado ( $m$ ) igual a 3.

## 4.6. Processamento dos Sinais Eletroencefalográficos

Com o propósito de verificar a variação da atividade cortical, foi avaliada a potência do sinal nas bandas alfa e beta. Para tal propósito foi calculado o valor RMS do sinal a cada janela de 1 s, utilizando a mesma equação apresentada para os sinais de SEMG, em ambas as bandas de frequências.

Além disso, a complexidade de ambas as bandas de frequências foi mensurada a partir do cálculo da entropia. Os métodos de cálculo de entropia utilizados foram os mesmos descritos acima no processamento do EMG. Em seguida, a partir dos valores RMS e de entropia, foram calculadas regressões lineares, com seus respectivos coeficientes e os coeficientes de correlação de Pearson.

## 4.7. Estatística

Para verificar a diferença na duração das contrações foram calculados as médias e os desvios-padrão do tempo de execução em cada intensidade. Em seguida, para analisar a significância estatística destas diferenças, foi aplicada uma análise de

variância (ANOVA) *one-way*, seguida por um teste *post hoc* de Tukey-Kramer. Na análise estatística do método de bandas de frequência aplicado aos EMGs foi aplicada uma ANOVA *one-way* aos coeficientes angulares, calculados a partir dos valores de área de cada banda de frequência, seguida por um teste *post hoc* de Tukey-Kramer. Além disso, para a análise dos diferentes valores de coeficiente angular observados na amostra do presente estudo, foram utilizados os *box plots* de cada banda de frequências.

Na análise estatística dos índices calculados, a partir dos sinais de SEMG e EEG, foi utilizado um teste t de Student bicaudal, para amostras pareadas, o qual avaliou a significância estatística da tendência destes. Este teste foi aplicado aos coeficientes de correlação de Pearson, os quais foram calculados a partir dos valores de  $F_{\text{média}}$ ,  $F_{\text{mediana}}$  do EMG e de RMS,  $E_{\text{aproximada}}$ ,  $E_{\text{amostra}}$  e  $E_{\text{permut}}$  dos sinais de SEMG e EEG. O presente estudo não quis pressupor qualquer tendência que os sinais pudessem apresentar, sendo portanto utilizado um teste bicaudal. O nível de significância de 0,05 foi adotado para todos os testes.

## 5. Resultados

Primeiramente, é importante ressaltar que alguns sinais foram excluídos durante a análise, devido à presença excessiva de ruídos ou a problemas ocorridos durante a coleta. O tamanho da amostra em cada intensidade de contração pode ser observado na Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Tamanho da amostra.

Intensidade da Contração	Tamanho da Amostra
20% do TIM	17
50% do TIM	15
80% do TIM	16

Estas contrações realizadas em diferentes intensidades apresentaram durações significativamente diferentes, quando realizada a ANOVA e o teste post hoc de Tukey-Kramer. Os dados das médias, desvios-padrões e valor p são apresentados na Tabela 5.2.

Tabela 5.2: Duração dos testes e valores p das respectivas comparações

	Duração (s)	Valor p
Teste a 20% do TIM	182,76 ± 73,46	
Teste a 50% do TIM	58,00 ± 13,02	
Teste a 80% do TIM	26,68 ± 13,83	
ANOVA		<0,001

## 5.1. Eletromiografia

### 5.1.1. *Teste em 20% do Torque Isométrico Máximo*

Quando analisados os EMGs do músculo bíceps braquial, foi verificada uma redução nos valores de  $F_{média}$  e  $F_{mediana}$  para a maioria dos sujeitos, assim como apresentado na Tabela 5.3. Entretanto, esta redução não foi significativa em todos os casos, principalmente no índice de  $F_{média}$  (Tabela 5.3). Um comportamento semelhante também pode ser verificado nos EMGs do músculo braquiorradial (Tabela 5.4). Além disso, uma redução significativa dos valores também foi observada nos índices de entropia utilizados nos sinais tanto do bíceps braquial quanto do braquiorradial, para a maioria dos sujeitos analisados (Tabelas 5.3 e 5.4). Com relação aos valores RMS, um aumento significativo foi apresentado na maior parte dos casos, para ambos os músculos (Tabelas 5.3 e 5.4). Os resultados expandidos, com o valor p de cada sujeito e para cada índice, podem ser verificados nas tabelas do ANEXO 3 e os gráficos correspondentes aos resultados descritos acima se encontram no ANEXO 4.

Tabela 5.3: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir do EMG do músculo bíceps braquial, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 20% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 17	
F <sub>média</sub>	-0,0192 $\pm$ 0,0619	14 $\downarrow$	5
F <sub>mediana</sub>	-0,0152 $\pm$ 0,0517	16 $\downarrow$	14
RMS	0,0005 $\pm$ 0,0009	16 $\uparrow$	16
E <sub>aprox</sub>	-0,02 x 10 <sup>-3</sup> $\pm$ 0,12 x 10 <sup>-3</sup>	16 $\downarrow$	12
E <sub>amost</sub>	-0,06 x 10 <sup>-3</sup> $\pm$ 0,17 x 10 <sup>-3</sup>	16 $\downarrow$	16
E <sub>permut</sub>	-0,13 x 10 <sup>-3</sup> $\pm$ 0,31 x 10 <sup>-3</sup>	15 $\downarrow$	12

Tabela 5.4: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir do EMG do músculo braquiorradial, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 20% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 17	
F <sub>média</sub>	-0,0113 $\pm$ 0,0257	13 $\downarrow$	5
F <sub>mediana</sub>	-0,0231 $\pm$ 0,0150	14 $\downarrow$	14
RMS	0,0005 $\pm$ 0,0007	16 $\uparrow$	16
E <sub>aprox</sub>	-0,07 x 10 <sup>-3</sup> $\pm$ 0,04 x 10 <sup>-3</sup>	17 $\downarrow$	16
E <sub>amost</sub>	-0,12 x 10 <sup>-3</sup> $\pm$ 0,08 x 10 <sup>-3</sup>	16 $\downarrow$	16
E <sub>permut</sub>	-0,20 x 10 <sup>-3</sup> $\pm$ 0,15 x 10 <sup>-3</sup>	16 $\downarrow$	16

Para ambos os músculos, o coeficiente angular se apresentou positivo para todas as bandas de frequências do EMG. Entretanto, foram observados maiores aumentos das potências nas bandas de frequências mais baixas. Para o músculo bíceps braquial, o aumento da potência nas bandas de frequências até 100 Hz foi significativamente maior ( $p < 10^{-9}$ ) (Figura 5.1a) e, para o músculo braquiorradial, o aumento significativamente maior para as bandas de frequências até 60 Hz ( $p < 10^{-9}$ ) (Figura 5.2a).

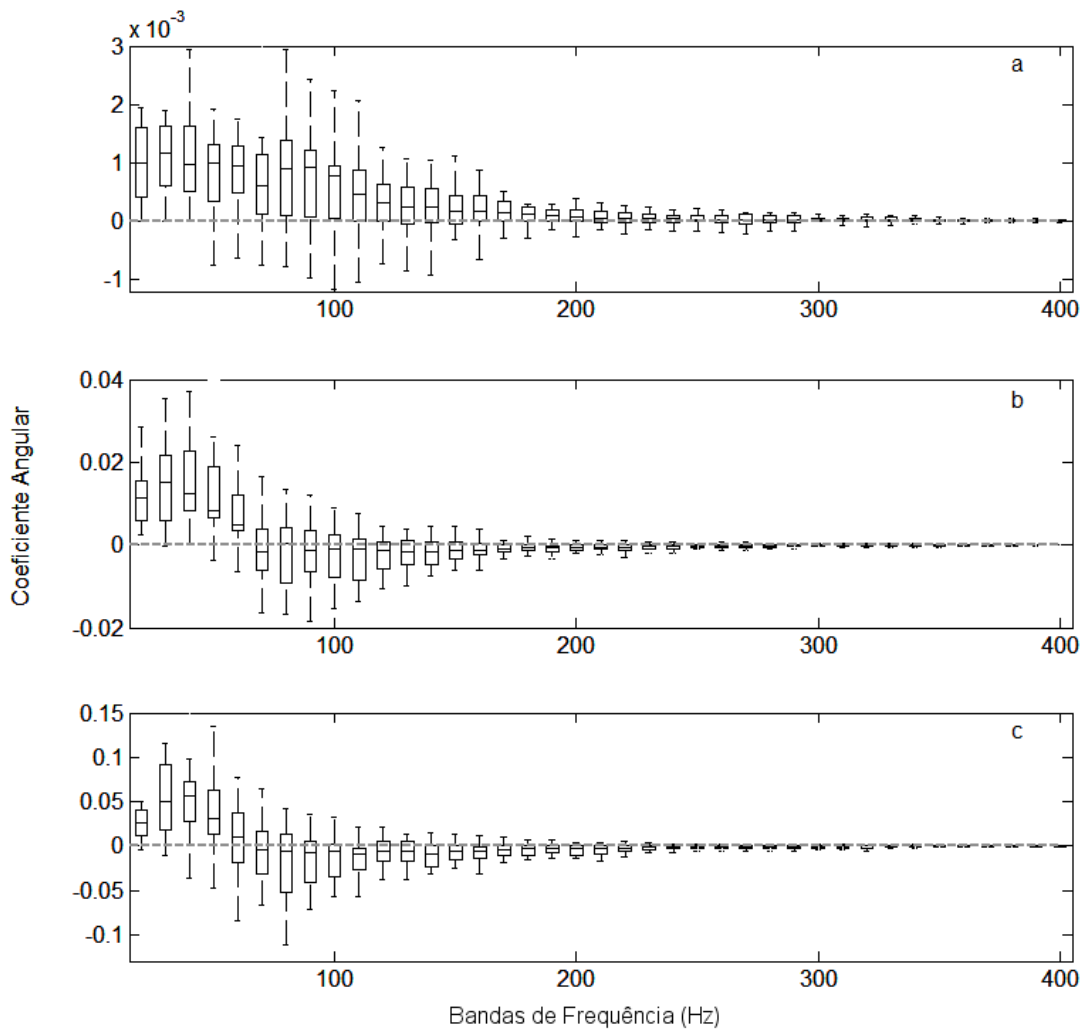


Figura 5.1: Coeficientes angulares das bandas de frequências do EMG do músculo bíceps braquial, nas diferentes intensidades de contração. (a) 20% do TIM, (b) 50% do TIM e (c) 80% do TIM.

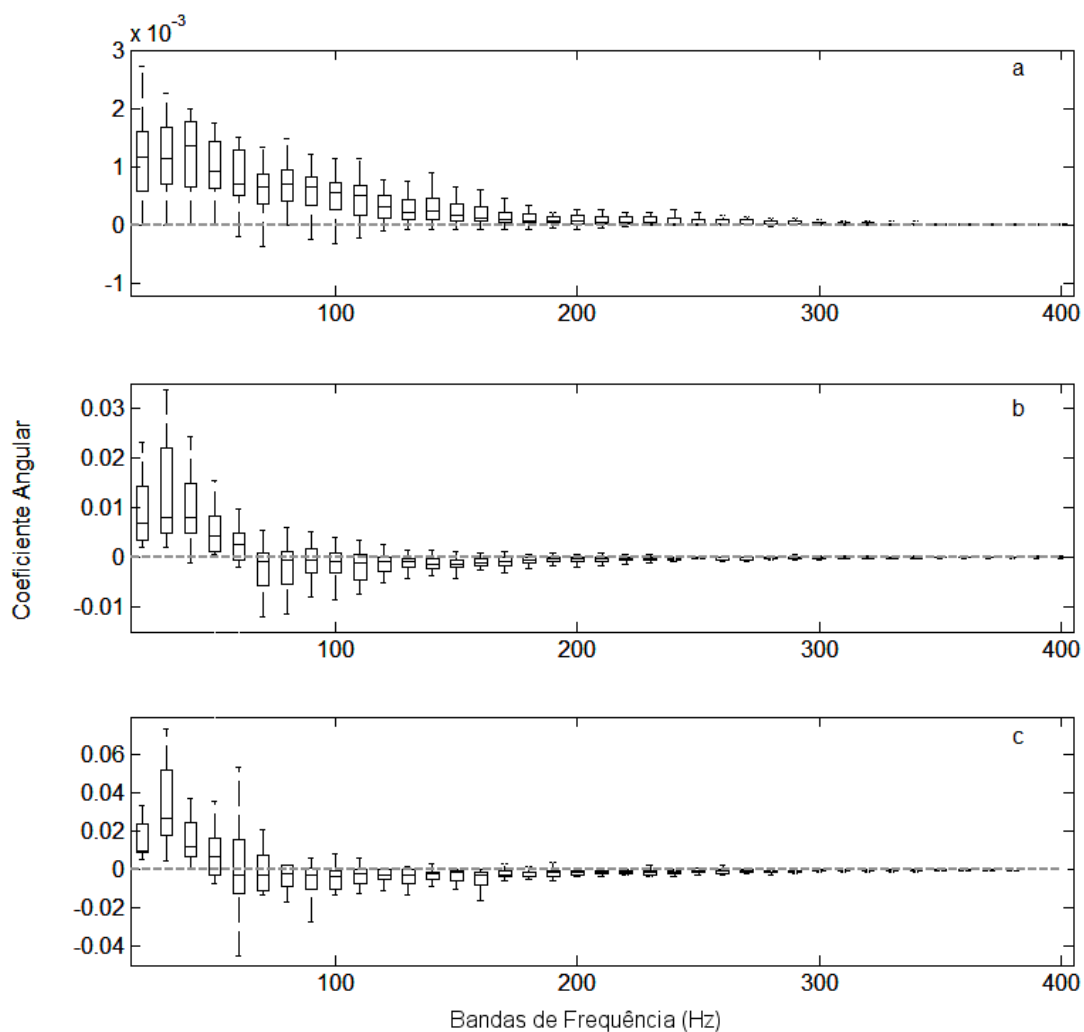


Figura 5.2: Coeficientes angulares das bandas de frequências do EMG do músculo braquiorradial, nas diferentes intensidades de contração. (a) 20% do TIM, (b) 50% do TIM e (c) 80% do TIM.

### 5.1.2. Teste em 50% do Torque Isométrico Máximo

Assim como nas contrações a 20% do TIM, os EMGs do músculo bíceps braquial, coletados durante as contrações a 50% do TIM, apresentaram uma redução nos valores de  $F_{\text{média}}$  e  $F_{\text{mediana}}$  para a maioria dos sujeitos, assim como apresentado na Tabela 5.5. Entretanto, nesta intensidade esta redução também não foi significativa em todos os

casos, principalmente no índice de  $F_{\text{média}}$  (Tabela 5.5). Quando analisados os EMGs do músculo braquiorradial, foi observado um comportamento semelhante ao descrito acima (Tabela 5.6). Com relação aos índices de entropia, foi verificada uma redução significativa em seus valores ao longo dos testes, na maioria dos casos analisados (Tabelas 5.5 e 5.6). Entretanto, para os valores RMS foi observado um aumento significativo em ambos os músculos, para a maior parte dos sujeitos (Tabelas 5.5 e 5.6). Os resultados expandidos, com o valor p de cada sujeito e para cada índice, podem ser verificados nas tabelas do ANEXO 3 e os gráficos correspondentes aos resultados descritos acima se encontram no ANEXO 4.

Tabela 5.5: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir do EMG do músculo bíceps braquial, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 50% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 15	
$F_{\text{média}}$	-0,1425 $\pm$ 0,2005	12 $\downarrow$	6
$F_{\text{mediana}}$	0,1127 $\pm$ 0,0778	15 $\downarrow$	13
RMS	0,0031 $\pm$ 0,0027	13 $\uparrow$	13
$E_{\text{aprox}}$	-0,0002 $\pm$ 0,0001	15 $\downarrow$	12
$E_{\text{amost}}$	-0,0005 $\pm$ 0,0003	15 $\downarrow$	15
$E_{\text{permut}}$	-0,0011 $\pm$ 0,0011	14 $\downarrow$	13



Tabela 5.6: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir do EMG do músculo braquiorradial, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 50% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 15	
F <sub>média</sub>	-0,0779 $\pm$ 0,1154	11 $\downarrow$	5
F <sub>mediana</sub>	-0,1260 $\pm$ 0,0636	15 $\downarrow$	15
RMS	0,0027 $\pm$ 0,0027	14 $\uparrow$	14
E <sub>aprox</sub>	-0,0003 $\pm$ 0,0001	15 $\downarrow$	14
E <sub>amost</sub>	-0,0006 $\pm$ 0,0003	15 $\downarrow$	15
E <sub>permut</sub>	-0,0014 $\pm$ 0,0006	15 $\downarrow$	15

Na análise das bandas de frequência do EMG, para ambos os músculos, o coeficiente angular se apresentou positivo até a faixa de 60 Hz e negativo para as frequências superiores (Figura 5.1b e 5.2b). Quando aplicada a ANOVA, o valor p obtivo foi diferente para cada músculo, porém, em ambos os casos, foi inferior a  $10^{-9}$ .

### 5.1.3. Teste em 80% do Torque Isométrico Máximo

Semelhante aos resultados verificados nas outras intensidades de contração, os EMGs dos músculos bíceps braquial e braquiorradial, coletados durante as contrações a 80% do TIM, apresentaram redução nos valores de F<sub>média</sub> e F<sub>mediana</sub> para a maioria dos sujeitos, assim como apresentado nas Tabelas 5.7 e 5.8. Entretanto, nesta intensidade esta redução também não foi significativa em todos os casos, principalmente quando analisada a F<sub>média</sub> (Tabelas 5.7 e 5.8). Os índices de entropia também apresentaram

redução de seus valores, a qual foi significativa para a maioria dos sujeitos e em ambos os músculos. Para os valores RMS dos EMGs de ambos os músculos, foi verificado um aumento progressivo e significativo ao longo dos testes, na maior parte dos sinais analisados (Tabelas 5.7 e 5.8). Os resultados expandidos, com o valor p de cada sujeito e para cada índice, podem ser verificados nas tabelas do ANEXO 3 e os gráficos correspondentes aos resultados descritos acima se encontram no ANEXO 4.

Tabela 5.7: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir do EMG do músculo bíceps braquial, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 80% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 16	
F <sub>média</sub>	-0,3728 $\pm$ 0,4254	14 $\downarrow$	4
F <sub>mediana</sub>	-0,3913 $\pm$ 0,3301	16 $\downarrow$	15
RMS	0,0145 $\pm$ 0,0300	14 $\uparrow$	13
E <sub>aprox</sub>	-0,0011 $\pm$ 0,0028	16 $\downarrow$	10
E <sub>amost</sub>	-0,0016 $\pm$ 0,0030	15 $\downarrow$	15
E <sub>permut</sub>	-0,0030 $\pm$ 0,0015	16 $\downarrow$	14

Tabela 5.8: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir do EMG do músculo braquiorradial, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 80% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 16	
F <sub>média</sub>	-0,2593 $\pm$ 0,6546	10 $\downarrow$	5
F <sub>mediana</sub>	-0,3497 $\pm$ 0,2490	16 $\downarrow$	14
RMS	0,0084 $\pm$ 0,0179	15 $\uparrow$	12
E <sub>aprox</sub>	-0,0004 $\pm$ 0,0007	13 $\downarrow$	8
E <sub>amost</sub>	-0,0009 $\pm$ 0,0008	15 $\downarrow$	15
E <sub>permut</sub>	-0,0029 $\pm$ 0,0019	16 $\downarrow$	13

Na análise das bandas de frequência do EMG, para o músculo bíceps braquial, o coeficiente angular se apresentou positivo até 60 Hz e negativo para as frequências superiores (Figura 5.1c). Para o músculo braquiorradial, o comportamento mostrou-se semelhante ao do bíceps braquial, porém o coeficiente angular foi positivo apenas até 50 Hz (Figura 5.2c). Quando aplicado a ANOVA em ambos os casos foi inferior a  $10^{-9}$ .

## 5.2. Eletroencefalografia

### 5.2.1. Teste em 20% do Torque Isométrico Máximo

Quando analisados os valores RMS da banda alfa foi verificado um aumento progressivo, ao longo da duração dos testes, porém sendo significativo apenas em aproximadamente metade dos casos (Tabela 5.9). Para a análise da complexidade dos

sinais, apesar de todos os índices de entropia terem apresentado um padrão de redução de seus valores, foram observadas diferenças com relação à capacidade de identificar a FNM (Tabela 5.9). Dentre estes índices a  $E_{\text{amost}}$  foi o que apresentou resultados menos expressivos, mostrando uma redução significativa apenas em aproximadamente 30% dos casos (Tabela 5.9). Na  $E_{\text{aprox}}$ , apesar de ter apresentado redução de seus valores em um maior número de sujeitos, foi verificado que a mesma quantidade de sujeitos teve uma redução significativa (Tabela 5.9). Assim, o índice de entropia que apresentou melhores resultados foi a  $E_{\text{permut}}$ , pois, neste foi observada uma redução significativa dos valores na maior parte dos sujeitos (Tabela 5.9).

Tabela 5.9: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir da banda alfa do sinal de EEG, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 20% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 17	
RMS	$0,13 \times 10^{-5} \pm 0,17 \times 10^{-5}$	15 $\uparrow$	9
$E_{\text{aprox}}$	$0,13 \times 10^{-3} \pm 0,24 \times 10^{-3}$	11 $\downarrow$	5
$E_{\text{amost}}$	$0,10 \times 10^{-3} \pm 0,20 \times 10^{-3}$	9 $\downarrow$	5
$E_{\text{permut}}$	$0,09 \times 10^{-3} \pm 0,16 \times 10^{-3}$	16 $\downarrow$	13

Na análise da banda beta dos sinais de EEG os valores RMS apresentaram, para a maioria dos sujeitos, um aumento progressivo e significativo durante a contração (Tabela 5.10). Além disso, quando analisada a complexidade desta banda dos sinais, uma redução significativa foi verificada, para a maioria dos casos, em todos os índices de entropia (Tabela 5.10). Os resultados expandidos, com o valor p de cada sujeito e

para cada índice, podem ser verificados nas tabelas do ANEXO 3 e os gráficos correspondentes aos resultados descritos acima se encontram no ANEXO 4.

Tabela 5.10: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir da banda beta do sinal de EEG, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 20% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 17	
RMS	$0,10 \times 10^{-5} \pm 0,13 \times 10^{-5}$	15 $\uparrow$	12
E <sub>aprox</sub>	$0,02 \times 10^{-3} \pm 0,11 \times 10^{-3}$	15 $\downarrow$	11
E <sub>amost</sub>	$-0,01 \times 10^{-3} \pm 0,13 \times 10^{-3}$	15 $\downarrow$	13
E <sub>permut</sub>	$0,03 \times 10^{-3} \pm 0,18 \times 10^{-3}$	16 $\downarrow$	14

### 5.2.2. Teste em 50% do Torque Isométrico Máximo

Assim como nos sinais de EEG coletados durante contrações a 20% do TIM, os valores RMS calculados a partir da banda alfa de sinais coletados durante contrações a 50% do TIM apresentaram um aumento progressivo, porém sendo significativo apenas em aproximadamente metade dos casos (Tabela 5.11). Na análise dos índices de entropia da banda alfa, também foram verificadas diferenças entre os resultados destes índices, apesar de todos terem apresentado um padrão de redução para a maioria dos sujeitos (Tabela 5.11). Nesta intensidade, os resultados da E<sub>aprox</sub> e da E<sub>amost</sub> foram semelhantes, mostrando uma redução significativa em aproximadamente 33% dos casos (Tabela 5.11). Entretanto, quando analisada a E<sub>permut</sub> os resultados se mostraram mais

expressivos, com uma redução significativa dos valores em todos os casos (Tabela 5.11).

Tabela 5.11: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir da banda alfa do sinal de EEG, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 50% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 15	
RMS	$0,09 \times 10^{-4} \pm 0,17 \times 10^{-4}$	13 $\uparrow$	7
E <sub>aprox</sub>	$0,39 \times 10^{-3} \pm 0,39 \times 10^{-3}$	14 $\downarrow$	5
E <sub>amost</sub>	$0,48 \times 10^{-3} \pm 0,60 \times 10^{-3}$	14 $\downarrow$	4
E <sub>permut</sub>	$0,02 \times 10^{-3} \pm 0,57 \times 10^{-3}$	15 $\downarrow$	15

Na banda beta dos sinais de EEG, coletados durante contrações a 50% do TIM, os valores RMS calculados mostraram uma tendência de aumento, na maioria dos sujeitos. Entretanto, este aumento se mostrou significativo apenas para aproximadamente metade dos sujeitos analisados (Tabela 5.12). Na análise dos valores de entropia desta banda todos os sujeitos apresentaram um padrão de redução dos valores, em todos os índices utilizados (Tabela 5.12). Contudo, apesar desta redução ter se mostrado significativa na maioria dos casos, apenas na E<sub>permut</sub> foi observada uma redução significativa em todos os sujeitos (Tabela 5.12). Os resultados expandidos, com o valor p de cada sujeito e para cada índice, podem ser verificados nas tabelas do ANEXO 3 e os gráficos correspondentes aos resultados descritos acima se encontram no ANEXO 4.

Tabela 5.12: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir da banda beta do sinal de EEG, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 50% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 15	
RMS	$0,39 \times 10^{-5} \pm 0,63 \times 10^{-5}$	12 $\uparrow$	8
E <sub>aprox</sub>	$0,06 \times 10^{-3} \pm 0,46 \times 10^{-3}$	15 $\downarrow$	13
E <sub>amost</sub>	$0,13 \times 10^{-3} \pm 0,57 \times 10^{-3}$	15 $\downarrow$	10
E <sub>permut</sub>	$-0,14 \times 10^{-3} \pm 0,69 \times 10^{-3}$	15 $\downarrow$	15

### 5.2.3. Teste em 80% do Torque Isométrico Máximo

Na análise dos valores RMS calculados a partir da banda alfa dos sinais de EEG, coletados durante contrações a 80% do TIM, foi verificado um aumento destes para a maioria dos sujeitos, porém isto ocorreu de maneira significativa apenas em alguns casos (Tabela 5.13). Quando analisados os índices de entropia foi possível verificar a existência de um padrão de redução dos valores, o qual está presente em toda a amostra (Tabela 5.13). Para a E<sub>permut</sub> esse padrão foi significativo para todos os sujeitos, porém para a E<sub>aprox</sub> e a E<sub>amost</sub> foram observados casos nos quais essa tendência não foi significativa (Tabela 5.13).

Tabela 5.13: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir da banda alfa do sinal de EEG, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 80% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 16	
RMS	$0,02 \times 10^{-4} \pm 0,72 \times 10^{-4}$	12 $\uparrow$	6
E <sub>aprox</sub>	0,0013 $\pm$ 0,0026	16 $\downarrow$	9
E <sub>amost</sub>	0,0009 $\pm$ 0,0023	16 $\downarrow$	6
E <sub>permut</sub>	0,0008 $\pm$ 0,0018	16 $\downarrow$	16

Assim como na banda alfa, os valores RMS calculados a partir da banda beta dos sinais de EEG apresentaram uma tendência de aumento para a maioria dos sujeitos. Contudo, em apenas metade dos casos essa tendência foi significativa, segundo o teste t aplicado (Tabela 5.14). Além disso, para todos os índices de entropia calculados foi sempre observado um padrão de redução dos valores, porém apenas a E<sub>permut</sub> apresentou significância estatística para esta tendência em todos os casos (Tabela 5.14). Para os índices de E<sub>aprox</sub> e E<sub>amost</sub>, apesar do padrão de redução dos valores ter se apresentado de forma significativa na maioria dos casos, foram verificados sujeitos que mostraram essa redução de maneira não significativa (Tabela 5.14). Os resultados expandidos, com o valor p de cada sujeito e para cada índice, podem ser verificados nas tabelas do ANEXO 3 e os gráficos correspondentes aos resultados descritos acima se encontram no ANEXO 4.



Tabela 5.14: Média e desvio padrão do coeficiente angular dos índices calculados a partir da banda beta do sinal de EEG, número de sujeitos que apresentaram aumento ( $\uparrow$ ) ou diminuição ( $\downarrow$ ) desses coeficientes e número de casos com alteração significativa, durante contrações a 80% do TIM

	Coeficiente Angular		p < 0,05
	média $\pm$ desvio padrão	n = 16	
RMS	$0,04 \times 10^{-4} \pm 0,45 \times 10^{-4}$	13 $\uparrow$	8
E <sub>aprox</sub>	$0,0006 \pm 0,0030$	16 $\downarrow$	13
E <sub>amost</sub>	$0,0003 \pm 0,0030$	16 $\downarrow$	12
E <sub>permut</sub>	$0,0007 \pm 0,0018$	16 $\downarrow$	16

## 6. Discussão

### 6.1. Estimadores de Amplitude na Análise da Fadiga Neuromuscular

Durante a ocorrência de fenômenos como a FNM, frequentemente, são observadas alterações dos parâmetros dos sinais de SEMG. Dentre as principais alterações encontradas na revisão bibliográfica estão: a redução das frequências média e mediana e o aumento dos estimadores de amplitude, como o RMS (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; HÄGG *et al.*, 1992; GEORGAKIS *et al.*, 2003; MERLETTI e PARKER, 2004; ARABADZHIEV *et al.*, 2005; DIMITROV *et al.*, 2008). Estas alterações podem ocorrer em virtude de diversos fatores como: mudanças da frequência de disparo dos potenciais de ação; aumento ou diminuição do recrutamento de UMs; recrutamento de UMs que possuem diferentes tipos de fibras musculares; aumento da força requerida; depleção do suprimento energético para o músculo; mudança na ativação cortical; alterações químicas locais ou centrais (MERTON, 1954; ZADRY *et al.*, 1990; HÄGG *et al.*, 1992; ENOKA, 1995; GANDEVIA, 2001; MACINTOSH e RASSIER, 2002; XIE *et al.*, 2010).

Quando analisada a variação da amplitude do EMG, esta pode ter uma importante relação com o recrutamento de UMs e com alterações da frequência de disparos dos potenciais de ação. O aumento do número de UMs ativadas é o fator que apresenta mais clara relação com o aumento na energia do EMG. Entretanto, o sincronismo dos potenciais de ação também pode ser responsável por este aumento, visto que a sobreposição dos potenciais de ação leva a um aumento global de amplitude, mesmo

que não ocorra o recrutamento de novas UMs (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; HÄGG *et al.*, 1992; CAO *et al.*, 2007).

Assim como em estudos anteriores, os resultados do presente trabalho apresentaram uma significativa relação entre o aumento da potência do EMG e a ocorrência da FNM (ARABADZHIEV *et al.*, 2005; DIDERIKSEN *et al.*, 2010; GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012). Além disso, este aumento foi observado em todas as intensidades em que o exercício foi realizado, 20%, 50% e 80% do TIM, mostrando que esta variação de amplitude não indica apenas o recrutamento de novas UM. Estes resultados foram observados em ambos os músculos analisados, bíceps braquial e braquiorradial, possivelmente devido ao fato de que estes possuem uma composição semelhante com relação ao percentual de fibras de contração rápida e lenta (JOHNSON *et al.*, 1973).

Como já descrito anteriormente, durante exercícios de baixa intensidade, as principais UMs recrutadas são aquelas que possuem fibras de contração lenta, as quais possuem grande resistência, mas não possuem capacidade de gerar força de alta magnitude (DE LUCA *et al.*, 1982; ERIM *et al.*, 1996; PINCIVERO *et al.*, 2001). Neste caso, as fibras de contração rápida, com menor resistência, mas com maior capacidade de gerar força, ficam em repouso pelo menos no início do exercício. Assim, o fato de, nesta intensidade de exercício, o músculo possuir fibras que não são recrutadas no início do exercício possibilita o recrutamento de novas UMs à medida que as já ativadas fatigam. A associação deste mecanismo de compensação com a possibilidade de sincronização dos potenciais de ação resulta no aumento considerável da amplitude do sinal à medida que a FNM se intensifica. Além disso, esses fatores, somados à capacidade de resistência das fibras musculares recrutadas no início do exercício possibilitam que a duração dos exercícios executados nesta intensidade seja

consideravelmente maior que em intensidades mais altas, como observado nos resultados do presente estudo.

Durante a execução de exercícios em intensidades consideradas altas, uma maior parcela das UMs existentes no músculo é recrutada, devido à necessidade de manter este nível força muscular. O fato de que uma maior quantidade de UMs é recrutada reduz a capacidade de o músculo recrutar novas UMs para compensar a FNM. Entretanto, a sincronização dos potenciais de ação se mantém, funcionando assim como o principal mecanismo para compensar a redução na capacidade de geração de força muscular, em decorrência da FNM. Apesar desta redução da capacidade de recrutar novas UMs, o aumento da amplitude do EMG também ocorre de maneira significativa, como observado nos testes a 50 e 80% do presente estudo. Isto ocorre possivelmente, devido ao fato de que a sincronização do potencial de ação destas UMs já recrutadas gera um aumento considerável da energia do sinal.

Apesar de os resultados apresentados indicarem que a magnitude do EMG seria aplicável para a identificação e análise da FNM, este marcador fornece uma quantidade de informações consideravelmente limitada. Um exemplo disto é o fato de que, apesar de a amplitude do sinal aumentar em todas as intensidades, é sabido que esse processo de aumento ocorre de maneira distinta, principalmente quando observado o espectro de potência do sinal.

## 6.2. Fadiga Neuromuscular no Domínio da Frequência

Assim como na grande maioria dos estudos que analisaram o EMG no domínio da frequência, o presente trabalho utilizou a teoria de Fourier para obter o espectro de potência do EMG (MACISAAC *et al.*, 2001; PINCIVERO *et al.*, 2001; CAO *et al.*,

2007). Entretanto, para que se possa aplicar a transformada de Fourier, é necessário respeitar requisitos, em particular a estacionariedade (LATHI, 2005).

Os sinais de SEMG, principalmente quando coletados durante contrações dinâmicas, são classificados como altamente não estacionários (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Devido a isso, severas críticas têm sido feitas aos estudos que utilizam a transformada de Fourier em sinais de SEMG (SILVA *et al.*, 2008). Com o intuito de superar estas limitações, diversos autores têm aplicado outros métodos para estimar o espectro de potência dos sinais, como as transformadas tempo-frequência (KNAFLITZ e BONATO, 1999; KARLSSON *et al.*, 2000; BONATO *et al.*, 2001). Além disso, estas transformadas têm grande aplicação no estudo da FNM durante exercícios, visto que fornecem informações sobre as alterações espectrais ocorridas no EMG ao longo do exercício realizado. Porém, tais transformadas apresentam um alto custo computacional, inviabilizando a sua aplicação em sistema de análise em tempo real (COOREVITS *et al.*, 2008). Mesmo quando utilizadas posteriormente à coleta dos sinais, o emprego de transformadas como a de Choi-Willians em sinais amostrados a frequências superiores a 1 kHz e com duração de mais de 2 s leva a um tempo de processamento demasiadamente longo (PEREIRA, 2010).

A alternativa mais viável do ponto de vista do tempo de processamento é o uso da transformada criada por Gabor, a STFT (GABOR, 1945; MACISAAC *et al.*, 2001). Esta transformada tempo-frequência foi concebida para avaliar a evolução do conteúdo espectral de um dado sinal ao longo do tempo. Entretanto, apesar de o uso desta transformada resolver a questão da não estacionariedade gerada pelo processo de FNM, ela não resolve a questão da não estacionariedade inerente ao EMG. Isto ocorre devido ao fato de que esta transformada consiste na aplicação da transformada discreta de Fourier em janelas do sinal original, necessitando, assim, que estas janelas sejam

consideradas estacionárias. Para o uso desta transformada em sinais dinâmicos isto ainda seria um problema, porém, durante exercícios isométricos, estudos anteriores relataram que uma janela de até 1 s pode ser considerada como razoavelmente estacionária. Portanto, isto possibilitou que o presente estudo utilizasse esta técnica para analisar as variações espectrais à medida que a FNM se acentuava (BONATO *et al.*, 1996; KARLSSON, *et al.*, 1999).

Apesar de alguns estudos defenderem o uso de transformadas do tipo Wavelet, alegando a obtenção de melhores resultados, COOVERITS *et al.* (2008) mostraram que a aplicação da STFT na análise da progressão da FNM ao longo do tempo apresenta resultados semelhantes (GONZÉLEZ-IZAL *et al.*, 2010; PEÑAILILLO *et al.*, 2013; BARTUZI e ROMAN-LIU, 2014; BECK *et al.*, 2014;). Além disso, SILVA *et al.* (2008) mostraram que as informações fornecidas pela STFT e pela transformada Wavelet não apresentam diferenças consideráveis com relação à ocorrência da FNM.

Após a obtenção dos espectros de potência do EMG, são calculados os índices que, possivelmente, são os mais utilizados na análise da FNM em sinais de SEMG, a  $F_{média}$  e a  $F_{mediana}$ . Quando estes índices são analisados durante a ocorrência da FNM, uma redução em seus valores é verificada, possivelmente, devido ao fenômeno da compressão espectral (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; GEORGAKIS *et al.*, 2003; PINCIVERO *et al.*, 2006). Assim, os resultados obtidos no presente estudo corroboram os achados destes autores, identificando um padrão significativo de diminuição destes índices. Entretanto, estes resultados podem ter relação com os músculos analisados, visto que PINCIVERO *et al.* (2001) relataram que, em músculos que possuem alta proporção de fibras do tipo I, os índices de  $F_{média}$  e a  $F_{mediana}$  não seriam sensíveis às alterações ocorridas devido à FNM.

KARLSSON *et al.* (2003) relataram que estes índices apresentam alta sensibilidade a ruídos gerados na interface entre a pele e o eletrodo e, até mesmo, a movimentos articulares ocorridos durante exercícios dinâmicos. Além disso, estes autores observaram também uma baixa sensibilidade a algumas alterações ocorridas no músculo. JESUS (2010) verificou que durante exercícios cíclicos de longa duração, os índices de  $F_{média}$  e a  $F_{mediana}$  não apresentaram qualquer padrão ao longo do tempo, concluindo, assim, que estes não seriam aplicáveis para o protocolo de testes executado. Esta influência do protocolo de testes sobre os resultados da  $F_{média}$  e a  $F_{mediana}$  já havia sido relatada anteriormente por CAO *et al.* (2007).

Apesar dos resultados obtidos no presente estudo, os relatos da literatura mostram que o uso da  $F_{média}$  e a  $F_{mediana}$  pode não ser indicado para análise da FNM em todas as circunstâncias. Além disso, estes índices não fornecem informações sobre as diferenças ocorridas no processo de FNM em diferentes intensidades de exercício.

### 6.3. Fadiga Neuromuscular em Bandas de Frequência

A divisão de sinais em bandas de frequência é amplamente utilizada na análise de sinais de EEG. Entretanto, até o momento, esta técnica é pouco aplicada em sinais de SEMG. Apesar de ser frequentemente relatado que, durante a ocorrência da FNM, a energia do EMG se concentra em frequências mais baixas, a análise das diversas faixas de frequência é aplicada apenas em poucos estudos. Além disso, diferentemente dos sinais de EEG, o EMG não possui bandas de frequência características, o que inviabiliza a análise de apenas uma banda específica do espectro de potência. Contudo, estas bandas podem ser limitadas entre 20 e 400 Hz, visto que, segundo a literatura, 95% da

energia do EMG se concentra entre estas frequências (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985).

Um dos poucos estudos que aplicou um método de análise em bandas de frequências em sinais de SEMG foi publicado por SPARTO *et al.* (2000). Neste estudo, os sujeitos realizaram uma extensão isométrica de tronco em 70% da contração voluntária máxima, o que se assemelha à intensidade de contração requerida em um dos testes do presente estudo. Após o processamento, os autores verificaram a redução na energia das frequências mais altas (acima de 88 Hz) e o aumento da energia das frequências mais baixas (13 a 88 Hz). Além disso, os autores mostraram que esta transferência de energia observada nas bandas de frequência foi responsável pela diminuição da  $F_{\text{mediana}}$ .

Os resultados do presente estudo corroboram os relatos de SPARTO *et al.* (2000), visto que, nos testes em intensidade mais alta (50 e 80% do TIM), foi observado um aumento da potência nas baixas frequências e uma redução da potência das frequências superiores. Desse modo, em ambos os estudos a  $F_{\text{mediana}}$  se reduziu em decorrência deste fenômeno. Esta diminuição na energia das altas frequências pode ser relacionada ao processo de FNM, o qual afeta mais rapidamente as fibras musculares de contração rápida.

Entretanto, quando analisadas as contrações em intensidade mais baixa (20% do TIM), esta redução na potência das altas frequências não foi observada. Possivelmente, este achado indica que, para realizar contrações de baixa intensidade, UMs formadas por fibras de contração rápida não precisam ser recrutadas desde o início do exercício. Portanto, à medida que as UMs inicialmente recrutadas se encontram em um estado avançado de FNM, as UMs compostas por fibras rápidas e que não haviam sido recrutadas são então ativadas, explicando, assim, o aumento da energia nas altas



frequências. Entretanto, este aumento em altas frequências não pode ser considerado significativo quando comparado com o aumento observado nas baixas frequências. Neste caso, é provável que o aumento da energia das baixas frequências seja proveniente principalmente do sincronismo dos potenciais de ação (XIE *et al.*, 2010).

Estes fenômenos observados nas diferentes bandas de frequência foram similares em ambos os músculos analisados. Possivelmente, isto ocorreu porque, apesar de estes possuírem alavancas distintas, estes músculos são ativados de maneira semelhante durante este tipo de atividade. Além disso, como já citado anteriormente, um fator importante para que os resultados sejam similares é o fato de que estes músculos possuem praticamente a mesma composição, do ponto de vista dos tipos de fibras musculares (JOHNSON *et al.*, 1973).

Quando comparado aos métodos anteriormente descritos ( $F_{\text{média}}$ ,  $F_{\text{mediana}}$  e RMS), este método de análise em bandas de frequência fornece uma maior quantidade de informações com relação FNM. Assim, a partir deste método foi possível verificar que, em exercícios com diferentes intensidades, o processo de FNM ocorre de maneira distinta.

#### 6.4. Entropia no Eletromiograma

Apesar de ser comum o uso de métodos lineares de análise no EMG, alguns autores defendem que seria mais apropriada a aplicação de métodos não lineares, pela natureza deste sinal. Isto ocorre devido ao fato de o mecanismo de geração do EMG ser altamente complexo, podendo, assim, ser considerado como um sinal de natureza caótica. Desta forma, um dos métodos não lineares indicados e já utilizados em outros estudos é o cálculo da entropia do sinal.

O cálculo da entropia do EMG tem sido utilizado por alguns autores como AHMAD e CHAPPEL (2008). Em tal estudo, os autores avaliaram a variação dos valores de entropia durante a execução de determinado exercício, sem o objetivo de induzir a FNM. Foram analisados os valores antes, durante e depois da realização do exercício. A partir dos resultados, foi observado que os valores obtidos antes e depois do exercício eram consideravelmente menores que os valores observados durante a execução do mesmo, mostrando, assim, que a execução de determinada tarefa aumenta a complexidade do EMG.

Em outro estudo, XIE *et al.* (2010) instruíram os voluntários para que executassem a flexão isométrica de cotovelo em 80% da carga correspondente à contração voluntária máxima. Assim como no presente estudo, foi utilizada a realimentação visual para que os voluntários mantivessem o nível de contração. Após coletados os sinais de SEMG do músculo bíceps braquial, foram calculados os índices de entropia e a  $F_{\text{mediana}}$ . Os resultados obtidos mostraram que, à medida que a FNM se acentuava, os valores de entropia são reduzidos de maneira significativa. Os autores relataram que esta redução nos valores de entropia se deve, principalmente, ao aumento do sincronismo entre os potenciais de ação. Além disso, a concentração da energia do sinal em baixas frequências também foi ressaltada como um fator que contribuiu para a redução da entropia. Com relação aos valores de  $F_{\text{mediana}}$ , estes também apresentaram uma tendência de queda, porém foram menos eficientes na identificação da FNM.

Assim como no trabalho de XIE *et al.* (2010), os resultados do presente estudo também verificaram que, à medida que a FNM se acentua, os valores de entropia diminuem de maneira significativa, principalmente quando utilizado o método de entropia de amostra. Adicionalmente, no presente trabalho, foi observado que o valor de entropia apresenta tendência de queda nas intensidades de 20%, 50% e 80% do TIM.

Acredita-se que esta redução tenha relação com o aumento do sincronismo dos potenciais de ação e ao fenômeno de compressão espectral em baixas frequências. Este fenômeno reduz a largura do espectro do EMG e, devido a isso, a entropia do mesmo se reduz. Esta redução da entropia ocorrida devido à compressão espectral foi relatada por PINCUS (2006), o qual mostrou uma relação direta entre a largura da banda espectral o valor de entropia do sinal.

Além disso, o cálculo da entropia se mostrou eficaz como método de avaliação do EMG de pacientes com dor lombar. A entropia foi calculada a partir de sinais coletados de pessoas saudáveis (grupo controle) e outras com histórico de dor lombar. Os resultados mostraram que o cálculo da entropia pode ser um método eficaz para o diagnóstico de quadros de lombalgia (SUNG *et al.*, 2005; SUNG *et al.*, 2007; SUNG *et al.*, 2008). Além disso, quando usado para avaliar os pacientes portadores de dor lombar, antes e depois da realização de tratamentos, este método se mostrou capaz de avaliar a evolução dos pacientes e a eficácia do método de tratamento (LEE *et al.*, 2010; LEE *et al.*, 2011). Em outro estudo, a entropia mostrou-se eficaz para avaliar a evolução de pacientes portadores de esclerose lateral amiotrófica (ZHANG e ZHOU, 2014).

Devido aos fatos e resultados apresentados acima, é possível verificar que o uso da entropia, em sinais de SEMG, pode ter grande aplicabilidade no estudo da FNM e de doenças que têm a FNM como causa ou sintoma. Além disso, a entropia possui vantagens sobre os métodos tradicionalmente utilizados, visto que, devido ao fato de ser calculada no domínio do tempo, não possui as limitações inerentes à transformada de Fourier, principalmente com relação à estacionariedade (XIE *et al.*, 2010). Isto propicia a aplicação deste índice em janelas de menor tamanho, além viabilizar a análise da FNM em tempo real.

## 6.5. Magnitude do Eletroencefalograma

Atualmente, o uso da análise da magnitude dos sinais de EEG para a identificação da FNM pode ser considerado controverso. Isto ocorre pelo fato de que diferentes estudos apresentam diferentes resultados quando realizado este tipo de análise. Em alguns casos, pesquisas apresentam resultados opostos, como é o caso da variação da energia da banda alfa (FREUDE e ULLSPERGER, 1987; LIU *et al.*, 2005; ZADRY *et al.*, 2010; BAUMEISTER *et al.*, 2012).

Segundo alguns autores, à medida que a FNM se acentua, ocorre um aumento da energia da banda alfa do eletroencefalograma. Tais estudos defendem a hipótese de que, em concomitância ao processo da FNM, existe a ocorrência de uma crescente fadiga mental, a qual leva a um estado de letargia e até mesmo sonolência (ZADRY *et al.*, 2010). Conseqüentemente, ocorre um aumento significativo da energia da banda alfa nos sinais de EEG. O presente trabalho se apresenta em concordância com tais estudos, tendo-se observado um aumento da energia da banda alfa em todas as intensidades de exercício. Além disso, a hipótese de ocorrência de uma fadiga mental juntamente com a periférica se mostra bastante plausível.

Entretanto, outros autores observaram uma queda da energia da banda alfa durante o processo de FNM. Nestes trabalhos, é apresentada a hipótese de que a diminuição da energia nesta faixa de frequências ocorreria devido a um estado de maior atenção (LIU *et al.*, 2005; BAUMEISTER *et al.*, 2012). Este estado seria gerado pela necessidade de um maior esforço para manter a força requerida. Logo, esta aparente contradição de resultados seria função de dois estados antagônicos do sistema nervoso central: demanda de maior atenção para manter o esforço e estado de letargia ou sonolência pela

característica estática da atividade. Assim, são necessárias mais pesquisas para que estas hipóteses sejam esclarecidas.

Com relação à análise da energia da banda beta, não foram identificados estudos que relacionem as alterações nesta faixa de frequências com a ocorrência da FNM. Entretanto, estudos mostram a relação da atividade desta banda com a atividade motora, mostrando um aumento da energia conforme uma atividade motora de maior intensidade ou complexidade é realizada (LIU *et al.*, 2005; HASHIMOTO *et al.*, 2010; TUNCEL *et al.*, 2010). Devido a isto, o presente estudo analisou a variação da energia nesta banda e identificou um padrão de aumento significativo em todas as intensidades de exercício. Este aumento é possivelmente devido ao fato de que, conforme a FNM se acentua, manter o nível de força requerida se torna uma tarefa motora mais complexa. Além disso, como descrito anteriormente, a FNM leva à ocorrência de mecanismos compensatórios como o recrutamento de novas UMs e o sincronismo dos potenciais de ação. Assim, para que estes mecanismos compensatórios possam ocorrer é necessário um comando central, o que explica o aumento da atividade cortical nesta banda.

## 6.6. Entropia no Eletroencefalograma

No presente estudo, foi observada uma redução dos valores de entropia, das bandas alfa e beta, durante a ocorrência da FNM, principalmente da entropia de permutação. Esta redução nos valores de entropia da banda alfa também foi verificada em estudos que avaliaram o efeito de anestésicos no sinal de EEG. Apesar de não avaliar a ocorrência da FNM, o efeito da anestesia sobre os sujeitos pode ser comparado aos estados de letargia e fadiga mental, os quais foram relacionados à FNM por outros autores (HAENGGI *et al.*, 2008; MOWAFI, 2012). Assim, a redução dos valores de

entropia da banda alfa dos sinais de EEG deve estar relacionada ao estado de letargia, que é observado tanto na ocorrência da FNM, quanto durante o processo de anestesia (HAENGGI *et al.*, 2008; MOWAFI, 2012).

Quanto à redução da entropia na banda beta, isto pode ter ocorrido devido ao sincronismo dos potenciais de ação. Visto que o comando que desencadeia os potenciais de ação surge no sistema nervoso central, um aumento no sincronismo dos comandos centrais reduziria também a entropia do eletroencefalograma, principalmente na banda beta, que é ligada às atividades motoras.

Os resultados obtidos no presente estudo não podem ser comparados a outros anteriores, visto que, na revisão de literatura realizada para este trabalho não foi encontrado qualquer documento relacionando os valores da entropia, calculados a partir de sinais de EEG, e a ocorrência da FNM. Este fato limita a possibilidade de confirmar os resultados obtidos, porém torna o presente estudo inovador do ponto de vista da aplicação desta técnica na análise da FNM.

Devido aos fatores relacionados, o uso da entropia como parâmetro na análise da FNM pode ser de grande importância, principalmente pelo fato de nenhum estudo ter abordado esta questão até o momento.

## 7. Conclusão

Quando analisados os sinais de SEMG, os resultados obtidos a partir do estimador de amplitude mostraram que este é capaz de identificar a ocorrência da FNM em todas as intensidades de contração utilizadas. Entretanto, este não provê informação sobre as diferenças no processo de FNM, relacionadas com a intensidade dos exercícios. Isto faz com que este índice seja eficiente para identificação, porém pouco relevante para a compreensão do fenômeno de FNM.

Assim como o estimador de amplitude, os índices espectrais  $F_{\text{média}}$  e  $F_{\text{mediana}}$  também apresentaram resultados significativos e condizentes com a literatura para a identificação da FNM. Contudo, estes índices não foram capazes de verificar as diferenças inerentes ao processo de FNM em diferentes intensidades de contração. Estas diferenças puderam ser observadas quando aplicado o método de análise em bandas de frequências, o qual se mostrou mais apropriado para a análise do EMG durante a ocorrência da FNM. Apesar de fornecer uma considerável quantidade de informação sobre o processo da FNM, o método das bandas de frequências pode ser utilizado apenas depois que os sinais estão armazenados, sendo inviável para análises em tempo real. Além disso, tal como outros métodos do domínio da frequência, a análise das bandas de frequências está sujeita às limitações intrínsecas dos estimadores espectrais, tal como a necessidade de estacionariedade e seu efeito na resolução espectral.

O emprego de diferentes índices baseados no cálculo da entropia permite evitar tais limitações. Estes índices apresentaram resultados significativos, além de condizentes com a literatura, em especial a entropia de amostra. Além disso, fornecem mais informações a respeito da FNM do que outros índices como o valor RMS e a  $F_{\text{mediana}}$ .

Com relação aos resultados obtidos a partir dos sinais de EEG, a análise da energia da banda alfa se mostrou capaz de identificar uma possível ocorrência de fadiga mental durante o processo da FNM, assim como a entropia calculada para esta mesma banda de frequência. Além disso, quando analisada a banda beta do eletroencefalograma, foi possível verificar o aumento na energia durante a FNM, condizente com o recrutamento de unidades motoras, e uma queda na entropia desta faixa de frequências, o que ocorreria devido ao aumento no sincronismo dos comandos que geram os potenciais de ação.



## 8. Referências

- ABBISS, C. R., LAURSEN, P. B., 2005, “Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling”, *Sports Medicine*, v. 35, n. 10, pp. 865 – 898.
- AHMAD, S. A., CHAPPELL, P. H., 2008, “Moving approximate entropy applied to surface electromyographic signals”, *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 3, pp. 88 – 93.
- ALLEN, D. G., WESTERBLAD, H., LEE, J. A., LÄNNERGRÉN, J., 1992, “Role of excitation-contraction coupling in muscle fatigue”, *Sports Medicine*, v. 13, n. 2, pp. 116 – 126.
- AL-MULLA, M. R., SEPULVEDA, F., COLLEY, M., 2011, “A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue”, *Sensors*, v. 11, pp. 3545 – 3594.
- AMENT, W., VERKERKE, G. J., 2009, “Exercise and fatigue”, *Sports Medicine*, v. 39, n. 5, pp. 389 – 422.
- ARBOGAST, S., VASSILAKOPOULOS, T., DARQUES, J. L., DUVAUCHELLE, J. B., JAMMES, Y., 2000, “Influence of oxygen supply on activation of group IV muscle afferents after low-frequency muscle stimulation”, *Muscle & Nerve*, v. 23, n. 8, pp. 1187 – 1193.
- ARABADZHIEV, T. I., DIMITROV, G. V., DIMITROVA, N. A., 2005, “Simulation analysis of the performance of a novel high sensitive spectral index for quantifying M-wave changes during fatigue”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, n. 2, pp. 149 – 158.
- ASMUSSEN, E., 1979, “Muscle fatigue”, *Medicine and Science in Sport and Exercise*, v. 11, n. 4, pp. 313 – 321.

- BANISTER, E.W., CAMERON, B. J., 1990, “Exercise-induced hyperammonemia: peripheral and central effects”, *International Journal of Sports Medicine*, v. 11, suppl. 2, pp. S129 – S142.
- BARTUZI, P., ROMAN-LIU, D., 2014, “Assessment of muscle load and fatigue with the usage of frequency and time-frequency analysis of the EMG signal”, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, v. 16, n. 2, pp. 31 – 39.
- BASMAJIAN J., DE LUCA, C., 1985, *Muscle Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. 5 ed. Baltimore: Willians & Wilkins.
- BAUMEISTER, J., REINECKE, K., SCHUBERT, M., SCHADE, J., WEISS, M., 2012, “Effects of induced fatigue on brain activity during sensorimotor control”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 112, pp. 2475 – 2482.
- BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2008, *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*. 3 ed. Porto Alegre: Artmed.
- BECK, T. W., STOCK, M. S., DEFREITAS, J. M., 2014, “Shifts in EMG spectral power during fatiguing dynamic contractions”, *Muscle & Nerve*, v. 50, n. 1, pp 95 – 102.
- BERCHICCI, M., MENOTTI, F., MACALUSO, A., DI RUSSO, F., 2013, “The neurophysiology of central and peripheral fatigue during sub-maximal lower limb isometric contractions”, *Frontiers in Human Neuroscience*, v.7.
- BIGLAND-RITCHIE, B., KUKULKA, C. G., LIPPOLD, O. C., WOODS, J. J., 1982, “The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions”, *The Journal of Physiology*, v. 330, pp. 265 – 278.
- BIGLAND-RITCHIE, B., FURBUSH, F., WOODS, J. J., 1986, “Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors”, *Journal of Applied Physiology*, v. 61, n. 2, pp. 421 – 429.

- BIGLAND-RITCHIE, B., 1981, "EMG/Force relations and fatigue of human voluntary contractions", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 9, pp. 75 – 117.
- BIGLAND-RITCHIE, B., WOODS, J. J., 1984, "Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue", *Muscle & Nerve*, v. 7, n. 9, pp. 691 – 699.
- BLOMSTRAND, E., 2001, "Amino acids and central fatigue", *Amino Acids*, v. 20, n. 1, pp. 25 – 34.
- BONATO, P. GIANLUCA, G., KNAFLITZ, M., 1996, "Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 15, n. 6, pp. 102 – 111.
- BONATO, P., HOY, S., KNAFLITZ, M., DE LUCA, C., 2001, "Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 48, n. 7, pp. 745 – 753.
- BONGIOVANNI, L. G., HAGBARTH, K. E., 1990, "Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man", *The Journal of Physiology*, v. 423, pp. 423: 1 – 14.
- BOUZUBAR, F. F., 2003, *Self-Reported Fatigue in Individuals with Knee Osteoarthritis*. Ph.D. Thesis, University of Pittsburgh, Pittsburgh, PA.
- BOYAS, S., GUÉVEL, A., 2011, "Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms", *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, v. 54, n. 2, pp. 88 – 108.
- BUTLER, J. E., TAYLOR, J. L., Gandevia, S. C., 2003, "Responses of human motoneurons to corticospinal stimulation during maximal voluntary contractions and ischemia", *The Journal of Neuroscience*, v. 23, n. 32, pp. 10224 – 10230.

- BARNER, M. J., MÜNDEL, T., STANNARD, S. R., 2012, “The effects of acute alcohol consumption and eccentric muscle damage on neuromuscular function”, *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, v. 37, n. 1, pp.63 – 71.
- BARNES, M. J., MÜNDEL, T., STANNARD, S. R., 2010, “Acute alcohol consumption aggravates the decline in muscle performance following strenuous eccentric exercise”, *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 13, n. 1, pp. 189 – 193.
- CAO, H., DIB, I., ANTONI, J., MARQUE, C., 2007, “Analysis of muscular fatigue during cyclic dynamic movement”. In: *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE/EMBS*, 23 – 26, Lyon, France, Aug.
- CASHABACK, J. G. A., CLUFF, T., POTVIN, J. R., 2013, “Muscle fatigue and contraction intensity modulates the complexity of surface electromyography”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, pp. 78 – 83.
- COOREVITS, P., DANNEELS, L., CAMBIER, D., RAMON, H., DRUYTS, H., KARLSSON, J., MOOR, G. D., VANDERSTRAETEN, G., 2008, “Correlations between short-time Fourier and continuous wavelet transforms in the analysis of localized back and hip muscles fatigue during isometric contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n. 4, pp. 637 – 644.
- CREMOUX, S., TALLET, J., BERTON, E., DAL MASO, F., 2013, “Does the force level modulate the cortical activity during isometric contractions after a cervical spinal cord injury?”, *Clinical Neurophysiology*, v. 124, n. 5, pp. 1005 – 1012.
- CRISWELL, E., 2011, *Cram’s Introduction to Surface Electromyography*. 2 ed. Boston: Jones and Bartlett.
- CULLEN, J., SEIGRIST, J., WEGMANN, H. M., BALLIEUX, R. E., FIELDING, J. F., L’ABBATE, A., 1984, *Breakdown in Human Adaptation to ‘Stress’*. 1 ed., Berlin: Springer.

- DA SILVA, P. J. G., 2010, *Análise Eletroencefalográfica do Controle Postural Ortostático em Ambiente de Realidade Virtual*. Tese de D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
- DARQUES, J. L., DECHERCHI, P., JAMMES, Y., 1998, “Mechanisms of fatigue-induced activation of group IV muscle afferents: the roles played by lactic acid and inflammatory mediators”, *Neuroscience Letters*, v. 257, n. 2, pp. 109 – 112.
- DAVIS, J. M., BAILEY, S. P., 1997, “Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 29, n. 1 pp. 45 – 57.
- DAVES, J. K., GREEN, J. M., 2009, “Caffeine and anaerobic performance: ergogenic value and mechanisms of action”, *Sports Medicine*, v. 39, n. 10, pp. 813 – 832.
- DE LUCA, C. J., 1979, “Physiology and mathematics of myoelectric signals”, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v.26, n. 6, pp.313 – 325.
- DE LUCA, C. J., LEFEVER, R. S., McCUE, M. P., XENAKIS, A. P., 1982, “Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions”, *The Journal of Physiology*, v. 329, pp. 113 – 128.
- DE LUCA, C. J., 1984, “Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans”, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 11, n. 4, pp. 251-279.
- DE LUCA, C. J., 1985, “Control properties of motor units”, *Journal of Experimental Biology*, v. 115, pp. 125 – 136.
- DE LUCA, C. J., SABBABI, M. A., ROY, S. H., 1986, “Median frequency of the myoelectric signal. Effects of hand dominance”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 55, n. 5, pp. 457 – 464.

- DE LUCA, C. J., 1993, "Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles", *Muscle & Nerve*, v. 16, n. 2, pp. 210 – 216.
- DE LUCA, C. J., 1997, "The use of electromyography in biomechanics", *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, pp. 135 – 163.
- DE LUCA, C. J., ADAM, A., WOTIZ, R., GILMORE, L. D., NAWAB, S. H., 2006, "Decomposition of surface EMG signals", *Journal of Neurophysiology*, v.96, n. 3 pp. 1646 – 1657.
- DIDERIKSEN, J. L., FARINA, D., ENOKA, R. M., 2010, "Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force", *Philosophical Transactions. Series A, Mathematical, Physical, and Engineering Sciences*, v. 368, pp. 2765 – 2781.
- DIMITROV, G. V., ARABADZHIEV, T. I., HOGREL, J. Y., DIMITROVA, N. A., 2008, "Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part II – change in amplitude and characteristics", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 1, pp. 35 – 43.
- EBENBICHLER, G., KOLLMITZER, J., QUITTAN, M.; UHL, F., KIRTLEY, C., FIALKA, V., 1998, "EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 109, n. 3, pp. 256-262.
- EDWARDS, R. H., 1981, "Human muscle function and fatigue", *Ciba Foundation Symposium*, v. 82, pp. 1 – 18.
- ENOKA, R., 1995, "Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 5, n. 3, pp. 141 – 149.
- ERIM, Z., DE LUCA, C. J., MINEO, K., AOKI, T., 1996, "Rank-ordered regulation of motor units", *Muscle & Nerve*, v. 19, pp. 563 – 573.

- EVANS, W. L., LAMBERT, C. P., 2007, “Physiological basis of fatigue”, *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 1, pp. S29 – S46.
- FELIPO, V., BUTTERWORTH, R. F., 2002, “Neurobiology of ammonia”, *Progress in Neurobiology*, v. 67, n. 4, pp. 259 – 279.
- FITTS, R. H., HOLLOSZY, J. O., 1976, “Lactate and contractile force in frog muscle during development of fatigue and recovery”, *American Journal of Physiology*, v. 231, n. 2, pp. 430 – 433.
- FOX, M. B., BOWERS, E. L, FOSS, R. W., 1991, *Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos*, 4 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan
- FREUDE, G., ULLSPERGER, P., 1987, “Changes in Bereitschaftspotential during fatiguing and non-fatiguing hand movements”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 56, n. 1, pp. 105 – 108.
- FRYER, M. W., OWEN, V. J., LAMB, G. D., STEPHENSON, D. G., 1995, “Effects of creatine phosphate and Pi on Ca<sup>2+</sup> movements and tension development in rat skinned skeletal muscle fibres”, *The Journal of Physiology*, v. 482, pp. 123 – 140.
- FUGLEVAND, A. J., ZACKOWSKI, K. M., HUEY, K. A., ENOKA, R. M., 1993, “Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces”, *The Journal of Physiology*, v. 460, pp. 549 – 572.
- FUKUDA, K., STRAUS, S. E., HICKIE, I., SHARPE, M. C., DOBBINS, J. G., KOMAROFF, A., 1994, “The chronic fatigue syndrome: a comprehensive approach to its definition and study”, *Annals of Internal Medicine*, v.121, n. 12, pp.953 – 959.
- GABOR, D., 1945, “Theory of communication”, *The Journal of the Institution of Electrical Engineers*, v. 93, n. 26, pp. 429 – 441.

- GANDEVIA, S. C., 2001, “Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue”, *Physiological Reviews*, v. 81, n. 4, pp. 1725 – 1789.
- GANDEVIA, S. C., ALLEN, G. M., MCKENZIE, D. K., 1995, “Central fatigue: critical issues, quantification and practical implications”, *Advances in Experimental Medicine and Biology*, v. 384, pp. 281 – 294.
- GANCHEV, G. N., DIMITROV, B., GATEV, P., 1986, *Motor Control*. 1 ed. New York: Plenum Press.
- GEORGAKIS, A., STERGIOULAS, L. K., GIAKAS, G., 2003, “Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 2, pp.262 – 265.
- GUYTON, A. C., HALL, J. E., 2002, *Tratado de Fisiología Médica*. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- GONZÁLEZ-IZAL, M., MALANDA, A., GOROSTIAGA, E., IZQUIERDO, M., 2012, “Electromyographic models to assess muscle fatigue”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 4, pp. 501 – 512.
- GONZÁLEZ-IZAL, M., RODRÍGUEZ-CARREÑO, I. MALANDA, A., MALLOR-GIMENÉZ, F., NAVARRO-AMÉZQUETA, I., GOROSTIAGA, E. M., IZQUIERDO, M., 2010, “sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 6, pp. 1097 – 1106.
- HAENGGI, M., YPPARILA-WOLTERS, H., BIERI, C., STEINER, C., TAKALA, J., KORHONEN, I., JAKOB, S. M., 2008, “Entropy and bispectral index for assessment of sedation, analgesia and the effects of unpleasant stimuli in critically ill patients: an observational study”, *Critical Care*, v. 12, n. 5, pp. 1 – 12.



- HÄGG, M. G., 1992, “Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction”, *Journal of Applied Physiology*, v. 73, n. 4, pp. 1211 – 1217.
- HAN, C. X., WANG, J., YI, G. S., CHE, Y. Q., 2013, “Investigation of EEG abnormalities in the early stage of Parkinson’s disease”, *Cognitive Neurodynamics*, v. 7, n. 4, pp. 351 – 359.
- HASHIMOTO, Y., USHIBA, J., KIMURA, A., LIU, M., TOMITA, Y., 2010, “Correlation between EEG-EMG coherence during isometric contraction and its imaginary execution”, *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, v. 70, n. 1, pp. 76 – 85.
- HENDRIX, C. R., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., MIELKE, M., CAMIC, C. L., ZUNIGA, J. M., SCHMIDT, R. J., 2009, “A new EMG frequency-based fatigue threshold test”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 181, n. 1, pp. 45 – 51.
- HERMENS, H. J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., STEGEMAN, D., BLOK, J., RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C., HÄGG, G., 1999, *SENIAM 8: European 182 Recommendations for Surface Electromyography*, Enschede: Roessingh Research and Development.
- HUG, F., DOREL, S., 2009, “Electromyographic analysis of pedaling”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, pp. 182 – 198.
- HUG, F., 2010, “Is the EMG fatigue threshold a valid tool to assess muscle function”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 42, n. 3, pp. 629 – 630.
- HOSTENS, I., SEGHERS, J., SPAEPEN, A., RAMON, H., 2004, “Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 2, pp. 205 – 215.

- JACOBS, B. L., AZMITIA, E. C., 1992, “Structure and function of the brain serotonin system”, *Physiology Reviews*, v. 72, pp. 165–229.
- JENSEN, B., LAURSEN, B., SJØGAARD, G., 2000, “Aspects of shoulder function in relation to exposure demands and fatigue - A mini review”, *Clinical Biomechanics*, v. 15, n. 1, pp. S17 – S20.
- JESUS, I. R. T., 2010, *Análise de Componentes Principais do Eletromiograma no Domínio da Frequência em Exercícios Cicloergométricos*. Dissertação de M. Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
- JOHNSON, M. A., POLGAR, J., WEIGHTMAN, D., APPLETON, D., 1973, “Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study”, *Journal of the Neurological Sciences*, v. 18, n. 1, pp. 111 – 129.
- JOHNSTON, J., REARICK, M., SLOBOUNOV, S., 2001, “Movement-related cortical potentials associated with progressive muscle fatigue in a grasping task”, *Clinical Neurophysiology*, v. 112, n. 1, pp. 68 – 77.
- KABBARA, A. A., ALLEN, D. G., 1999, “The role of calcium stores in fatigue of isolated single muscle fibres from the cane toad”, *The Journal of Physiology*, v. 519, n. 1, pp.169 – 176.
- KAMEN, G., CALDWELL, G. E., 1996, “Physiology and interpretation of the electromyogram”, *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 13, n. 5, pp. 366 – 384.
- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSEL, T. M., 2000, *Principles of Neural Science*. 4 ed. New York: McGraw-Hill.
- KARLSSON, S., YU, J., AKAY, M., 1999, “Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 6, pp. 670 – 684.

- KARLSSON, S., YU, J., AKAY, M., 2000, “Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 47, n. 2, pp.228 – 238.
- KARLSSON, J.S., ÖSTLUND, N., LARSSON, B., GERDLE, B., 2003, “An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 5 pp.461 – 468.
- KAUFMAN, M., ZURCHER, U., SUNG, P. S., 2007, “Entropy of electromyography time series”, *Physica A*, v. 386, pp. 698 – 707.
- KIRYU, T., TAKAHASHI, K., OGAWA, K., 1997, “Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 44, n. 8, pp.665 – 672.
- KLESSEN, R. F. M., BUURKE, J. H., HARLAAR, J., ZILVOLD, G., 1998, “Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application”, *Gait and Posture*, v. 8, n. 2, pp. 143 – 158.
- KNAFLITZ, M., BONATO, P., 1999, “Time-Frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.9, n. 5, pp.337 – 350.
- LAGIER-TESSONNIER, F., BALZAMO, E., JAMMES, Y., 1993, “Comparative effects of ischemia and acute hypoxemia on muscle afferents from tibialis anterior in cats”, *Muscle & Nerve*, v. 16, n. 2, pp. 135 – 141.
- LAMB, G. D., 2009, “Mechanisms of excitation-contraction uncoupling relevant to activity-induced muscle fatigue”, *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, v. 34, n. 3, pp. 368 – 372.
- LATHI, B.P., 2005, *Linear Systems and Signals*. New York: Oxford University.

- LEE, S. H., DAVIS, E. J., 1979, "Carboxylation and decarboxylation reactions. Anaplerotic flux and removal of citrate cycle intermediates in skeletal muscle", *Journal of Biological Chemistry*, v. 254, n. 2, pp. 420 – 430.
- LEE, T., KIM, Y. H., SUNG, P. S., 2010, "Spectral and entropy changes for back muscle fatigability following spinal stabilization exercises", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 47, n. 2, pp. 133 – 142.
- LEE, T. R., KIM, Y. H., SUNG, P. S., 2011, "A comparison of pain level and entropy changes following core stability exercise intervention", *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, v. 17, n. 7, pp. CR362 – CR368.
- LI, J., YAN, J., LIU, X., OUYANG, G., 2014, "Using permutation entropy to measure the changes in EEG signals during absence seizures", *Entropy*, v. 16, pp. 3049 – 3061.
- LINDEMAN, E., SPAANS, F., REULEN, J. P., LEFFERS, P., DRUKKER, J., 1999, "Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 5, pp. 299 – 307.
- LIU, J. Z., SHAN, Z. Y., ZHANG, L. D., SAHGAL, V., BROWN, R. W., YUE, G. H., 2003, "Human brain activation during sustained and intermittent submaximal fatigue muscle contractions: an FMRI study", *Journal of Neurophysiology*, v. 90, n. 1, pp. 300 – 312.
- LIU, J. Z., YAO, B., SIEMIONOW, V., SAHGAL, V., WANG, X., SUN, J., YUE, G. H., 2005, "Fatigue induces greater brain signal reduction during sustained than preparation phase of maximal voluntary contraction", *Brain Research*, v. 1057, pp. 113 – 126.

- LÖSCHER, W. N., CRESSWELL, A. G., THORSTENSSON, A., 1996, “Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae”, *Experimental Brain Research*, v. 108, n. 2, pp. 305 – 314.
- LYNN, P. A., 1973, *Introduction to the Analysis and Processing of Signals*. 1 ed. London: Macmillan.
- MACINTOSH, B., RASSIER, D. E., 2002, “What is fatigue?”, *Canadian Journal of Applied Physiology*, v. 27, n. 1, pp. 42 – 55.
- MACINTOSH, B., GARDINER, P., McCOMAS, A., 2005, *Skeletal Muscle: Form and Function*. 2 ed. Illinois: Human Kinetics Publishers Champaign.
- MACISAAC, D., PARKER, P. A., SCOTT, R. N., 2001, “The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 11, n. 6, pp. 439-49.
- MAGLEBY, K. L., PALLOTTA, B. S., 1981, “A study of desensitization of acetylcholine receptors using nerve-released transmitter in the frog”, *The Journal of Physiology*, v. 316, pp. 225–250.
- MANZOUROLAJDAD, A., WANG, Y., SHAW, T. I., MALMBERG, R. L., 2013, “Information-theoretic uncertainty of SCFG-modeled folding space of the non-coding RNA”, *Journal of Theoretical Biology*, v. 318, pp. 140 – 163.
- MCCULLY, K. K., AUTHIER, B., OLIVE, J., CLARK, B. J., 2002, “Muscle fatigue: the role of metabolism”, *Canadian Journal of Applied Physiology*, v. 27, n. 1, pp.70 – 82.
- MELLO, R. G. T., OLIVEIRA, L., NADAL, J., 2007, “Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 87, n. 1, pp. 28 – 35.

- MERLETTI, R., PARKER, P., 2004, *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. 1 ed. New York: Wiley-IEEE Engineering in Medical and Biology Society.
- MERLETTI, R., BOTTER, A., TROIANO, A., MERLO, E., MINETTO, M. A., 2009, “Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art”, *Clinical Biomechanics*, v. 24, n. 2, pp. 122 – 134.
- MERLETTI, R., LO CONTE, L. R., 1995, “Advances in processing of surface myoelectric signals: part 1”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 33, n. 3, pp. 362 – 372.
- MERLETTI, R., LO CONTE, L. R., 1997, “Surface EMG signal processing during isometric contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 7, n. 4, pp. 241 – 250.
- MERLETTI, R., 2008a, “Spectral variables do not necessarily reflect histological types of recruited motor units”, *Journal of Applied Physiology*, v. 105, n. 5, pp. 1679-1680.
- MERLETTI, R., 2008b, “Motor units in cranial and caudal regions of the upper trapezius muscle have different discharge rates during brief static contractions”, *Acta Physiologica (Oxford, England)*, v. 192, n. 4, pp. 453.
- MERTON, P. A., 1954, “Voluntary strength and fatigue”. *The Journal of Physiology*, v. 123, n. 3, pp. 553-564.
- MILLET, G. Y., LEPERS, R., 2004, “Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises”, *Sports Medicine*, v. 34, n. 2, pp. 105 – 116.

- MOWAFI, H. A., 2012, “Spectral entropy as an objective measure of sedation state in midazolam-premedicated patients”, *Saudi Journal of Anaesthesia*, v. 6, n. 2, pp. 131 – 136.
- NEWSHOLME, E. A., 1986, “Application of knowledge of metabolic integration to the problem of metabolic limitations in middle distance and marathon running”, *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, v. 556, pp. 93 – 97.
- NIEDERMEYER, E., LOPES DA SILVA, F. H., 1999, *Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 4 ed. Baltimore: Williams & Wilkins.
- NYBO, L., 2003, “CNS fatigue and prolonged exercise: effect of glucose supplementation”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 35, n. 4, pp. 589 – 594.
- NYBO, L., SECHER, N. H., 2004, “Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise”, *Progress in Neurobiology*, v. 72, n. 4, pp. 223 – 261.
- NYBO, L., DALSGAARD, M. K., STEENBERG, A., MØLLER, K., SECHER, N. H., 2005, “Cerebral ammonia uptake and accumulation during prolonged exercise in humans”, *The Journal of Physiology*, v. 563, pt. 1, pp. 285 – 290.
- BENZI, G., 1987, *Advances in Myochemistry*. 1 ed. London: John Libbey & Co.
- OLIVEIRA, A. S., GONÇALVES, M., 2009, “EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, pp. 295 – 303.
- PANJABI, M. M., WHITE, A. A., 2001, *Biomechanics in the Musculoskeletal System*. 1 ed. Philadelphia: Churchill Livingstone.

- PATE, E., BHIMANI, M., FRANKS-SKIBA, K., COOKE, R., 1995, “Reduced effect of pH on skinned rabbit psoas muscle mechanics at high temperatures: implications for fatigue”, *The Journal of Physiology*, v.486, pt. 3, pp. 689 – 694.
- PERES, M. A., NUSSBAUM, M. A., 2003, “Principal components analysis as an evaluation and classification tool for lower torso sEMG data”, *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 8, pp. 1225 – 1229.
- PEREIRA, G. R., 2010, *Análise da fadiga muscular por meio de duas transformadas tempo-frequência*. Dissertação de M. Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
- RIBEIRO, G. R., OLIVEIRA, L. F., NADAL, J., 2011, “Isometric fatigue patterns in time and time frequency domains of triceps surae muscle in different knee position”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 21, n. 4, pp. 572-578.
- RIBEIRO, G. R., OLIVEIRA, L. F., NADAL, J., 2013, “Reducing cross terms effects in the Choi-Williams transform of mioelectric signals”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 111, n. 3, pp. 685 – 692.
- PEÑAILILLO, L., SILVESTRE, R., NOSAKA, K., 2013, “Changes in surface EMG assessed by discrete wavelet transform during maximal isometric voluntary contractions following supramaximal cycling”, *European journal of applied physiology*, v. 113, n. 4, pp. 895 – 904.
- PINCUS, S. M., 2006, “Approximate entropy as a measure of irregularity for psychiatric serial metrics”, *Bipolar Disorders*, v. 8, n. 5, pt. 1, pp. 430 – 440.
- PINCIVERO, D. M., CAMPY, R. M., SALFETNIKOV, Y., BRIGHT, A., COELHO, A. J., 2001, “Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris”, *Journal of Applied Physiology*, v. 90, n. 3, pp. 804 – 810.



- PINCIVERO, D. M., COELHO, A. J., 2000, "Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps across the isometric intensity spectrum", *Muscle & Nerve*, v. 23, n. 3, 393 – 398.
- PINCIVERO, D. M., GANDHI, V., TIMMONS, M. K., COELHO, A. J., 2006, "Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions", *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 2, pp. 246 – 254.
- PITCHER, J. B., MILES, T. S., 2002, "Alterations in corticospinal excitability with imposed versus voluntary fatigue in human hand muscles", *Journal of Applied Physiology*, v. 92, pp. 2131 – 2138.
- POWER, G. A., DALTON, B. H., RICE, C. L., VANDERVOORT, A. A., 2010, "Delayed recovery of velocity-dependent power loss following eccentric actions of the ankle dorsiflexors", *Journal of Applied Physiology*, v. 109, n. 3, pp. 669-676.
- POTVIN, J. R., BENT, L. R., 1997, "A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 7, n. 2, pp. 131 – 139.
- ROTTO, D. M., KAUFMAN, M. P., 1988, "Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents", *Journal of Applied Physiology*, v. 64, n. 6, pp. 2306 – 2313.
- ROY, S. H., DE LUCA, C. J., SCHNEIDER, J., 1986, "Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates", *Journal of Applied Physiology*, v. 61, n. 4, pp. 1510 – 1517.
- SACCO, P., THICKBROOM, G. W., BYRNES, M. L., MASTAGLIA, F. L., 2000, "Changes in corticomotor excitability after fatiguing muscle contractions", *Muscle & Nerve*, v. 23, n. 12, pp. 1840 – 1846.

- SACCO, P., THICKBROOM, G. W., THOMPSON, M. L., MASTAGLIA, F. L., 1997, “Changes in corticomotor excitation and inhibition during prolonged submaximal muscle contractions”, *Muscle & Nerve*, v. 20, n. 9, pp. 1158 – 1166.
- SCHILLINGS, M. L., KALKMAN, J. S., JANSSEN, H. M. H. A., VAN ENGELEN, B. G. M., BLEIJENBERG, G., ZWARTS, M. J., 2007, “Experienced and physiological fatigue in neuromuscular disorders”, *Clinical Neurophysiology*, v. 118, n. 2, pp. 292 – 300.
- SCHWENDNER, K. I., MIKESKY, A. E., HOLT, W. S., PEACOCK, M., BURR, D. B., 1997, “Differences in muscle endurance and recovery between fallers and nonfallers, and between young and older women”, *The Journals of Gerontology*, v. 52, n. 3, pp. 155 – 160.
- SERGEANT, A. J., 1994, “Human power output and muscle fatigue”, *International Journal of Sports Medicine*, v. 15, n. 3, pp. 116 – 121.
- SHANNON, C. E., 1948, *A Mathematical Theory of Communication*. 1 ed. New York: American Telephone and Telegraph Company.
- SHIAVI, R., 1999, *Introduction to Applied Statistical Signal Analysis*. 1 ed. San Diego: Academic Press.
- SHIBATA, M., ODA, S., MORITANI, T., 2001, “The relationships between movement-related cortical potentials and motor unit activity during muscle contraction”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 7, n. 2, pp. 79-85.
- SILVA, R. A., LARIVIÈRE, C., ARSENAULT, A. B., NADEAU, S., PLAMONDON, A., 2008, “The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results”, *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 48, n. 3, pp. 147 – 162.

- SMOLANDER, J., AMINOFF, T., KORHONEN, I., TEVRO, M. SHEN, N., KORHONEN, O., LOUHEVAARA, V., 1998, "Heart rate and blood pressure responses to isometric exercise in young and older men", *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.77, pp.439-444.
- SOGAARD, K., GANDEVIA, S. C., TODD, G., PETERSEN, N. T., TAYLOR, J. L., 2006, "The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles", *The Journal of Physiology*, v. 573, pt. 2, pp. 511-523.
- SPARTO, P. J., PARNIANPOUR, M., BARRIA, E. A., JAGADEESH, J. M., 2000, "Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 8, n. 3, pp. 433-436.
- SPENCER, M. K., YAN, Z., KATZ, A., 1991, "Carbohydrate supplementation attenuates IMP accumulation in human muscle during prolonged exercise", *American Journal of Physiology*, v. 261, n. 1, pt. 1, pp. C71 – C76.
- SUNG, P. S., ZURCHER, U., KAUFMAN, M., 2005, "Nonlinear analysis of electromyography time series as a diagnostic tool for low back pain", *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, v. 11, n. 1, pp. CS1 – CS5.
- SUNG, P. S., ZURCHER, U., KAUFMAN, M., 2007, "Comparison of spectral and entropic measures for surface electromyography time series: A pilot study", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 44, n. 4, pp. 599 – 610.
- SUNG, P. S., ZURCHER, U., KAUFMAN, M., 2008, "Gender differences in spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigue", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 45, n. 9, pp. 1431 – 1440.

- SURAKKA, J., ROMBERG, A., RUUTIAINEN, J., AUNOLA, S., VIRTANEN, A., KARPPI, S. L., MÄENTAKA, K., 2004, “Effects of aerobic and strength exercise on motor fatigue in men and women with multiple sclerosis: a randomized controlled trial”, *Clinical Rehabilitation*, v. 18, n. 7, pp. 737 – 746.
- TAYLOR, J. L., GANDEVIA, S. C., 2001, “Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue”, *Muscle & Nerve*, v. 24, n. 1, pp. 18 – 29.
- TAYLOR, J. L., TODD, G., GANDEVIA, S. C., 2006, “Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue”, *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology*, v. 33, n. 4, pp. 400 – 405.
- THEOU, O., JONES G. R., OVEREND, T. J., KLOSECK, M., VANDERVOORT, A. A., 2008, “An exploration of the association between frailty and muscle fatigue”, *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, v.33, n. 4, pp. 651 – 665.
- TROIANO, A., NADDEO, F., SOSSO, E, CAMAROTA, G., MERLETTI, R., MESIN, L., 2008, “Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale”, *Gait and Posture*, v. 28, n. 2, pp. 179 – 186.
- TUCKER, K., FALLA, D., GRAVEN-NIELSEN, T., FARINA, D., 2009, “Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 3, pp. 373 – 379.
- TUNCEL, D., DIZIBUYUK, A., KIYMIK, M. K., 2010, “Time frequency based coherence analysis between EEG and EMG activities in fatigue duration”, *Journal of medical systems*, v. 34, n. 2, pp. 131 – 138.
- UMPHRED, D. A., 2004, *Reabilitação Neurológica*. 4 ed. São Paulo: Manole.

- VALKEINEN, H., HÄKKINEN, A., HANNONEM, P., HÄKKINEN, K., ALÉN, M., 2006, “Acute heavy-resistance exercise-induced pain and neuromuscular fatigue in elderly women with fibromyalgia and in healthy controls: effects of strength training”, *Arthritis and Rheumatism*, v. 54, n. 4, pp. 1334 – 1339.
- VRANKEN, I., BAUDRY, J., AUBINET, M., VISSER, M., BOGAERT, J., 2015, “A review on the use of entropy in landscape ecology: heterogeneity, unpredictability, scale dependence and their links with thermodynamics”, *Landscape Ecology*, v. 30, n. 1, pp. 51 – 65.
- WELTAN, S. M., BOSCH, A. N., DENNIS, S. C., NOAKES, T. D., 1998, “Influence of muscle glycogen content on metabolic regulation”, *American Journal of Physiology*, v. 37, n. 1, pt. 1, pp. E72 – E82.
- WUST, R. C., MORSE, C. I., DE HAAN, A., RITTWEGGER, J., JONES, D. A., DEGENS, H., 2008, “Skeletal muscle properties and fatigue resistance in relation to smoking history”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 104, n. 1, pp. 104 – 110.
- XIE, H. B., GUO, J. Y., ZHENG, Y. P., 2010, “Fuzzy approximate entropy analysis of chaotic and natural complex systems: detecting muscle fatigue using electromyography signals”, *Annals of Biomedical Engineering*, v. 38, n. 4, pp. 1483 – 1496.
- ZADRY, H. R., DAWAL, S. Z., TAHA, Z., “Effect of load on upper limb muscle and brain activity in light assembly task”, In: *International MultiConference of Engineers and Computer Scientists*, 2078-0966, Hong Kong, China, 17-19 March 2010.
- ZHANG, X., ZHOU, P., 2014, “Analysis of surface EMG baseline for detection of hidden muscle activity”, *Journal of Neural Engineering*, v. 11, n. 1, doi:10.1088/1741-2560/11/1/016011.

# Anexo 1. Parecer do CEP

NÚCLEO DE ESTUDOS DE  
SAÚDE COLETIVA/UFRJ



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Análise da fadiga muscular em exercícios estáticos e dinâmicos através de eletromiografia e eletroencefalografia

**Pesquisador:** Igor Ramathur Telles de Jesus

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 05857712.7.0000.5286

**Instituição Proponente:** UNIV FED DO RIO DE JANEIRO ((COORD PROGR DE POS GRADUACAO DE

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 145.591

**Data da Relatoria:** 07/11/2012

#### Apresentação do Projeto:

O projeto aborda a fadiga muscular (FM) e seus sintomas no acometimento e de um grande número como um grande número de doenças dentre as quais a distrofia miotônica, distrofia muscular, esclerose lateral amiotrófica, esclerose múltipla, fibromialgia, neuropatia sensorio motora, síndrome da fadiga crônica, osteoartrite, falência renal crônica, insuficiência cardíaca congestiva, câncer, AIDS e doença pulmonar obstrutiva crônica.

Participarão do estudo 60 sujeitos do sexo masculino, sendo 30 praticantes de atividade física e 30 sedentários. Os sujeitos realizarão o exercício de flexão de antebraço, utilizando contração isométrica em um dia e dinâmica em outro, totalizando dois dias de testes, com a ordem previamente sorteada.

Todos os exercícios serão realizados com os sujeitos sentados. Nos testes isométricos, os sujeitos irão realizar a força contra um dinamômetro preso ao chão, mantendo a angulação entre o braço e o antebraço de 120º, utilizando 20, 50 e 90% da força isométrica máxima. Os testes dinâmicos serão realizados utilizando halteres, com uma angulação entre o braço e o antebraço variando de 90º a 180º, utilizando 20, 50 e 90% da carga de uma repetição máxima. Os sinais de eletromiografia e eletroencefalografia serão coletados durante a execução de todos os exercícios.

#### Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo é avaliar as alterações eletromiográficas e eletroencefalográficas ocorridas durante o processo de fadiga muscular e consequentemente observar a participação dos fatores

**Endereço:** Av. Brigadeiro Trompowsky-s/nº-Pça da Prefeitura  
**Bairro:** Ilha do Fundão **CEP:** 21.949-900  
**UF:** RJ **Município:** RIO DE JANEIRO  
**Telefone:** (21)1598-9293 **Fax:** (21)1270-0097 **E-mail:** cep.iesc@gmail.com

centrais e periféricos no processo.

Objetivo Primário:

Analisar as alterações eletromiográficas e eletroencefalográficas durante a ocorrência da fadiga muscular, em contrações dinâmicas e estáticas.

Objetivo Secundário:

Verificar a participação central e periférica no processo de fadiga e as possíveis diferenças relacionadas ao tipo de contração e comparar os resultados obtidos em pessoas sedentárias e praticantes de atividade física regular.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Declara não haver riscos previstos, no entanto intercorrências durante a fase de testes (exercícios) podem constituir um fator de risco que demanda a adoção de medidas para dar suporte aos sujeitos envolvidos em caso de necessidade.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Projeto bem descrito, relevante, as questões éticas pertinentes dizem respeito a segurança dos sujeitos de pesquisa

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O TCLE está descrito de maneira clara necessitando a inserção do endereço do CEP onde foi submetido

**Recomendações:**

Esclarecer como, onde e em que circunstâncias serão recrutados os sujeitos da pesquisa. Serão 30 praticantes de atividade física regular e 30 sedentários. A seleção de indivíduos do sexo masculino (60) a condição de "saudáveis" - critério de inclusão - será autodeclarada por meio de questionário ( Anexo II). No projeto não está previsto a realização de exames comprobatórios de tal condição. No caso de intercorrências durante os exercícios as medidas a serem adotadas não foram explicitadas.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

- 1) Solicito explicitar as medidas a serem adotadas durante as fases de teste no caso de intercorrências com os sujeitos da pesquisa.
- 2) Explicitar os critérios de seleção dos sujeitos da pesquisa
- 3) Acrescentar o endereço do CEP no TCLE
- 4) Esclarecer como, onde e em que circunstâncias serão recrutados os sujeitos da pesquisa.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

Endereço: Av. Brigadeiro Trompowsky-s/nº-Pça da Prefeitura  
Bairro: Ilha do Fundão CEP: 21.949-900  
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO  
Telefone: (21)1598-9293 Fax: (21)1270-0097 E-mail: cep.iesc@gmail.com

## Anexo 2. Termo de Consentimento

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa Científica

Você está sendo convidado a participar de um estudo intitulado “Análise da fadiga muscular em exercícios estáticos e dinâmicos através de eletromiografia e eletroencefalografia”.

O objetivo desta pesquisa é analisar a ocorrência da fadiga muscular em diferentes tipos de exercícios, isométrico e dinâmico, e com diferentes cargas. Esta análise será feita através de sinais eletromiográficos e eletroencefalográficos, o que permitirá verificar alterações na atividade elétrica do músculo e na atividade encefálica. Este estudo tem importância em diversos campos de atuação, podendo-se destacar o treinamento desportivo e o tratamento e identificação de enfermidades que envolvam a fadiga muscular como causa ou consequência.

O estudo consiste em dois dias de teste, com um intervalo mínimo de 72 horas entre cada dia. Primeiramente será realizada uma anamnese, onde serão realizadas medidas de perimetria e de dobras cutâneas, além de verificação da estatura, peso, pressão arterial e frequência cardíaca. Em seguida, será realizado o teste sorteado para o primeiro dia e após um intervalo mínimo de 72 horas dia será realizado o outro teste.

No teste de contração isométrica será realizado primeiramente um teste para identificar a força máxima isométrica. Em seguida, serão realizados os testes isométricos com carga à 20, 50 e 90% da força máxima isométrica. Estes testes consistirão em uma contração isométrica com o braço ao longo do corpo e cotovelo mantido a 120°, realizando a contração dos músculos responsáveis pela flexão de cotovelo, contra um dinamômetro. Nos testes de contração dinâmica, será realizado o exercício de flexão de cotovelo, variando a angulação entre 90 e 180 graus, em relação ao braço, utilizando halteres. Para o teste dinâmico, inicialmente será realizado um teste para identificar a carga de uma repetição máxima. Em seguida o exercício descrito será realizado com à 20, 50 e 90% da carga de uma repetição máxima. Os testes isométricos serão encerrados no momento em que não consiga mais manter 90% da carga e os dinâmicos quando não conseguir mais executar o movimento completo.

Durante os testes descritos acima serão coletados sinais de eletromiografia e eletroencefalografia, para posterior análise. Estes aparelhos serão acoplados através de eletrodos de superfície, sendo um procedimento totalmente não invasivo. Para a colocação dos eletrodos de eletromiografia será necessária a realização de uma tricotomia do local e uma leve abrasão do local, sendo a lâmina de barbear e a lixa utilizadas totalmente descartáveis. Após a tricotomia e a abrasão o local será limpo com álcool à 70%. Por serem testes totalmente não invasivos e realizados em pessoas saudáveis, os mesmos não apresentam qualquer risco a saúde ou à integridade física dos participantes.



Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo. A sua participação é voluntária e você tem a liberdade de recusar participar, ou se aceitar, desistir a qualquer momento, sem prejuízo de qualquer tipo.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos envolvidos na pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador responsável assume a responsabilidade de dar assistência integral às complicações e danos decorrentes dos testes, se houver. Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa (relacionadas aos testes e à instrumentação) não são da responsabilidade do participante. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro.

Rio de Janeiro, \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_. Eu, \_\_\_\_\_ li o texto acima e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão, e sei que qualquer problema relacionado será livre de custos para mim. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo,

Assinatura do voluntário\_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador responsável\_\_\_\_\_

Para maiores esclarecimentos, o voluntário está convidado a contatar o pesquisador responsável: Igor Ramathur Telles de Jesus, tel. 8885-2334 ou e-mail igor.ramathur@gmail.com

Este termo foi aprovado pelo CEP do Núcleo de Estudos de Saúde Coletiva / IESC, localizado na Av. Brigadeiro Trompowsky - s/nº - Praça da Prefeitura - Ilha do Fundão - e-mail: cep.iesc@gmail.com

## Anexo 3. Tabelas

Tabela A3.1: Valores de p dos coeficientes angulares de  $F_{\text{média}}$ ,  $F_{\text{mediana}}$  e RMS calculados a partir do EMG, durante o teste com intensidade em 20% do TIM

Sujeito	Bíceps Braquial			Braquiorradial		
	$F_{\text{média}}$	$F_{\text{mediana}}$	RMS	$F_{\text{média}}$	$F_{\text{mediana}}$	RMS
1	$1,79 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,57 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,74 \times 10^{-2} * \uparrow$	$2,14 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
2	$1,41 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,73 \times 10^{-1} \uparrow$	$3,66 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
3	$3,43 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,90 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,85 \times 10^{-1} \uparrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
4	$6,86 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$2,67 \times 10^{-1} * \downarrow$	$4,12 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,05 \times 10^{-7} * \downarrow$	$1,65 \times 10^{-5} * \uparrow$
5	$6,93 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,70 \times 10^{-1} \uparrow$	$6,43 \times 10^{-6} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
6	$9,11 \times 10^{-2} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,52 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
7	$1,15 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,59 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,48 \times 10^{-1} \uparrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
8	$3,85 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,33 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,66 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
9	$3,85 \times 10^{-4} * \uparrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,62 \times 10^{-7} * \uparrow$	$3,02 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,87 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,46 \times 10^{-1} \downarrow$
10	$1,11 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,96 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
11	$6,34 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,55 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,32 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
12	$4,94 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,58 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
13	$3,88 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,00 \times 10^{-5} * \downarrow$	$3,39 \times 10^{-7} * \uparrow$	$1,42 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
14	$3,86 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,10 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,75 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
15	$4,14 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,88 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$6,31 \times 10^{-2} \downarrow$	$3,42 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
16	$1,65 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$8,67 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
17	$4,75 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,37 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,29 \times 10^{-7} * \uparrow$	$9,06 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,50 \times 10^{-6} * \downarrow$	$7,75 \times 10^{-4} * \uparrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.2: Valores de p dos coeficientes angulares de  $F_{\text{média}}$ ,  $F_{\text{mediana}}$  e RMS calculados a partir do EMG, durante o teste com intensidade em 50% do TIM

Sujeito	Bíceps Braquial			Braquiorradial		
	$F_{\text{média}}$	$F_{\text{mediana}}$	RMS	$F_{\text{média}}$	$F_{\text{mediana}}$	RMS
1	$6,01 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,46 \times 10^{-7} * \uparrow$	$1,03 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
2	$4,74 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$3,68 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,43 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,27 \times 10^{-9} * \uparrow$
3	$2,89 \times 10^{-7} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$2,41 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,99 \times 10^{-2} * \downarrow$	$4,85 \times 10^{-8} * \downarrow$	$1,63 \times 10^{-9} * \uparrow$
4	$2,01 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,54 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,98 \times 10^{-3} * \uparrow$	$3,25 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,04 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,48 \times 10^{-5} * \uparrow$
5	$2,25 \times 10^{-2} * \downarrow$	$4,93 \times 10^{-9} * \downarrow$	$5,37 \times 10^{-7} * \uparrow$	$1,87 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,68 \times 10^{-7} * \downarrow$	$4,56 \times 10^{-5} * \uparrow$
6	$4,17 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,65 \times 10^{-5} * \downarrow$	$1,78 \times 10^{-4} * \uparrow$	$2,80 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,24 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
7	$8,69 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$2,45 \times 10^{-5} * \uparrow$	$1,38 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,63 \times 10^{-3} * \uparrow$
8	$1,92 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,09 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,73 \times 10^{-7} * \uparrow$	$4,99 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,91 \times 10^{-6} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
9	$2,48 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,45 \times 10^{-1} \uparrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
10	$2,33 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,60 \times 10^{-7} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,67 \times 10^{-1} \uparrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
11	$1,02 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$7,35 \times 10^{-2} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
12	$1,37 \times 10^{-2} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,68 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$2,24 \times 10^{-5} * \uparrow$
13	$3,23 \times 10^{-1} * \uparrow$	$3,42 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,67 \times 10^{-8} * \downarrow$	$1,72 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
14	$2,13 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,50 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,77 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
15	$1,99 \times 10^{-1} \uparrow$	$4,62 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,45 \times 10^{-5} * \uparrow$	$4,99 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,17 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,52 \times 10^{-2} * \downarrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.3: Valores de p dos coeficientes angulares de  $F_{\text{média}}$ ,  $F_{\text{mediana}}$  e RMS calculados a partir do EMG, durante o teste com intensidade em 80% do TIM

Sujeito	Bíceps Braquial			Braquiorradial		
	$F_{\text{média}}$	$F_{\text{mediana}}$	RMS	$F_{\text{média}}$	$F_{\text{mediana}}$	RMS
1	$3,47 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$4,59 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,30 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,85 \times 10^{-7} * \downarrow$	$1,99 \times 10^{-1} \uparrow$
2	$3,71 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,99 \times 10^{-1} \downarrow$	$6,58 \times 10^{-7} * \downarrow$	$3,85 \times 10^{-9} * \uparrow$
3	$8,57 \times 10^{-2} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,52 \times 10^{-5} * \downarrow$	$3,45 \times 10^{-1} \uparrow$	$7,06 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,45 \times 10^{-1} \uparrow$
4	$4,40 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,92 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,45 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,94 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,14 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,71 \times 10^{-1} \downarrow$
5	$2,03 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,75 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,91 \times 10^{-2} * \uparrow$	$1,54 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,75 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,70 \times 10^{-1} \uparrow$
6	$1,05 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$3,16 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$7,92 \times 10^{-6} * \uparrow$
7	$3,59 \times 10^{-1} \downarrow$	$6,65 \times 10^{-2} \downarrow$	$2,72 \times 10^{-4} * \uparrow$	$4,51 \times 10^{-1} \uparrow$	$4,88 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,24 \times 10^{-3} * \uparrow$
8	$1,31 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,05 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,77 \times 10^{-2} * \uparrow$	$1,38 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,47 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,14 \times 10^{-3} * \uparrow$
9	$2,38 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,08 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,43 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$2,62 \times 10^{-6} * \uparrow$
10	$3,60 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,46 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,32 \times 10^{-2} * \uparrow$	$1,64 \times 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
11	$7,19 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,37 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,26 \times 10^{-6} * \uparrow$	$3,50 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,23 \times 10^{-4} * \downarrow$	$4,72 \times 10^{-2} * \uparrow$
12	$1,32 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,27 \times 10^{-7} * \downarrow$	$1,31 \times 10^{-8} * \uparrow$	$1,27 \times 10^{-2} * \uparrow$	$3,70 \times 10^{-6} * \downarrow$	$3,20 \times 10^{-5} * \uparrow$
13	$4,64 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,76 \times 10^{-8} * \uparrow$	$3,85 \times 10^{-2} * \downarrow$	$4,42 \times 10^{-7} * \downarrow$	$7,55 \times 10^{-4} * \uparrow$
14	$1,85 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,44 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,01 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
15	$7,46 \times 10^{-2} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,42 \times 10^{-1} \uparrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$3,77 \times 10^{-2} * \uparrow$
16	$3,89 \times 10^{-1} \uparrow$	$5,52 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,10 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,09 \times 10^{-9} * \downarrow$	$9,39 \times 10^{-6} * \uparrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.4: Valores de p dos coeficientes angulares de entropia de amostra ( $E_{amostra}$ ), entropia aproximada ( $E_{aproximada}$ ) e entropia de permutação ( $E_{permut}$ ) calculados a partir do EMG, durante o teste com intensidade em 20% do TIM

Sujeito	Bíceps Braquial			Braquiorradial		
	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$
1	$1,53 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,02 \times 10^{-1} \downarrow$	$7,34 \times 10^{-2} \downarrow$	$7,39 \times 10^{-5} * \downarrow$	$7,73 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
2	$8,91 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,89 \times 10^{-7} * \downarrow$	$2,29 \times 10^{-9} * \downarrow$	$1,12 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,80 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,29 \times 10^{-7} * \downarrow$
3	$5,25 \times 10^{-8} * \downarrow$	$1,32 \times 10^{-6} * \downarrow$	$4,94 \times 10^{-8} * \downarrow$	$7,21 \times 10^{-7} * \downarrow$	$8,95 \times 10^{-4} * \downarrow$	$3,57 \times 10^{-2} * \downarrow$
4	$3,54 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,12 \times 10^{-1} \downarrow$	$8,90 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,80 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,01 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,49 \times 10^{-8} * \downarrow$
5	$1,67 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$7,30 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,32 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
6	$7,34 \times 10^{-5} * \downarrow$	$8,34 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,14 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,32 \times 10^{-7} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
7	$1,85 \times 10^{-5} * \downarrow$	$1,63 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,41 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,57 \times 10^{-7} * \downarrow$	$7,47 \times 10^{-7} * \downarrow$	$1,32 \times 10^{-4} * \downarrow$
8	$1,75 \times 10^{-7} * \downarrow$	$2,26 \times 10^{-9} * \downarrow$	$6,47 \times 10^{-2} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
9	$3,25 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,07 \times 10^{-8} * \uparrow$	$1,30 \times 10^{-6} * \uparrow$	$2,19 \times 10^{-2} \uparrow$	$2,15 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$
10	$1,12 \times 10^{-5} * \downarrow$	$1,92 \times 10^{-6} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,89 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$7,23 \times 10^{-5} * \downarrow$
11	$4,29 \times 10^{-7} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,30 \times 10^{-4} * \downarrow$	$2,37 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,01 \times 10^{-4} * \downarrow$
12	$2,09 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,00 \times 10^{-2} * \downarrow$	$5,11 \times 10^{-6} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
13	$2,88 \times 10^{-4} * \downarrow$	$4,00 \times 10^{-6} * \downarrow$	$4,52 \times 10^{-9} * \downarrow$	$1,12 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,74 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,91 \times 10^{-8} * \downarrow$
14	$4,08 \times 10^{-5} * \downarrow$	$7,65 \times 10^{-5} * \downarrow$	$4,57 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,10 \times 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
15	$4,27 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,25 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,62 \times 10^{-4} * \downarrow$	$6,61 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,86 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,77 \times 10^{-4} * \downarrow$
16	$1,11 \times 10^{-4} * \downarrow$	$5,54 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,75 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
17	$1,97 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,48 \times 10^{-1} \downarrow$	$8,47 \times 10^{-2} \uparrow$	$3,96 \times 10^{-5} * \downarrow$	$3,23 \times 10^{-4} * \downarrow$	$5,34 \times 10^{-9} * \downarrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.5: Valores de p dos coeficientes angulares de entropia de amostra ( $E_{amostra}$ ), entropia aproximada ( $E_{aproximada}$ ) e entropia de permutação ( $E_{permut}$ ) calculados a partir do EMG, durante o teste com intensidade em 50% do TIM

Sujeito	Bíceps Braquial			Braquiorradial		
	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$
1	$7,99 \times 10^{-4} * \downarrow$	$4,85 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,88 \times 10^{-8} * \downarrow$	$7,55 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,75 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
2	$3,81 \times 10^{-4} * \downarrow$	$9,33 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,10 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,22 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,56 \times 10^{-5} * \downarrow$
3	$8,27 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,28 \times 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,69 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,72 \times 10^{-5} * \downarrow$	$6,25 \times 10^{-7} * \downarrow$
4	$3,50 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,42 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,50 \times 10^{-4} * \downarrow$	$3,70 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,45 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,84 \times 10^{-4} * \downarrow$
5	$9,54 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,13 \times 10^{-4} * \downarrow$	$8,16 \times 10^{-8} * \downarrow$	$6,79 \times 10^{-4} * \downarrow$	$8,22 \times 10^{-5} * \downarrow$	$9,21 \times 10^{-8} * \downarrow$
6	$3,81 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,92 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,84 \times 10^{-8} * \downarrow$	$1,50 \times 10^{-3} * \downarrow$	$6,18 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,89 \times 10^{-3} * \downarrow$
7	$5,20 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,03 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$8,17 \times 10^{-4} * \downarrow$	$4,43 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
8	$7,37 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,34 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,60 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,30 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,44 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,38 \times 10^{-3} * \downarrow$
9	$2,26 \times 10^{-3} * \downarrow$	$9,18 \times 10^{-4} * \downarrow$	$2,61 \times 10^{-8} * \downarrow$	$8,03 \times 10^{-4} * \downarrow$	$7,19 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
10	$8,42 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,00 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$3,71 \times 10^{-7} * \downarrow$	$4,28 \times 10^{-8} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
11	$7,85 \times 10^{-4} * \downarrow$	$3,78 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$2,81 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,49 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
12	$1,23 \times 10^{-4} * \downarrow$	$2,41 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,84 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,23 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,88 \times 10^{-6} * \downarrow$	$2,20 \times 10^{-9} * \downarrow$
13	$1,07 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,13 \times 10^{-2} \downarrow$	$7,49 \times 10^{-9} * \uparrow$	$2,20 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,18 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
14	$3,44 \times 10^{-4} * \downarrow$	$3,61 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$5,32 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,20 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,56 \times 10^{-8} * \downarrow$
15	$1,94 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,77 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,07 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,75 \times 10^{-4} * \downarrow$	$3,04 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,03 \times 10^{-9} * \downarrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.6: Valores de p dos coeficientes angulares de entropia de amostra ( $E_{amostra}$ ), entropia aproximada ( $E_{aproximada}$ ) e entropia de permutação ( $E_{permut}$ ) calculados a partir do EMG, durante o teste com intensidade em 80% do TIM

Sujeito	Bíceps Braquial			Braquiorradial		
	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$
1	$4,41 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,09 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,12 \times 10^{-8} * \downarrow$	$4,07 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,33 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,23 \times 10^{-6} * \downarrow$
2	$2,60 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,60 \times 10^{-3} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$3,94 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,95 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,03 \times 10^{-4} * \downarrow$
3	$2,94 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,31 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,86 \times 10^{-5} * \downarrow$	$6,51 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,25 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,21 \times 10^{-2} * \downarrow$
4	$1,42 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,59 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,91 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,24 \times 10^{-2} * \downarrow$	$4,41 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,27 \times 10^{-1} \downarrow$
5	$6,37 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,45 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,05 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,41 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,56 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,60 \times 10^{-2} \downarrow$
6	$1,76 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,19 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,36 \times 10^{-7} * \downarrow$	$3,93 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,61 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,52 \times 10^{-6} * \downarrow$
7	$1,57 \times 10^{-2} * \downarrow$	$4,07 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,66 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,70 \times 10^{-2} * \uparrow$	$3,78 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,09 \times 10^{-1} \downarrow$
8	$9,88 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,25 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,42 \times 10^{-3} * \downarrow$	$8,64 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,36 \times 10^{-1} \uparrow$	$6,46 \times 10^{-3} * \downarrow$
9	$1,36 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,87 \times 10^{-6} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$3,29 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
10	$1,03 \times 10^{-2} * \uparrow$	$2,44 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,26 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,30 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,81 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,00 \times 10^{-8} * \downarrow$
11	$4,68 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,77 \times 10^{-1} \downarrow$	$9,60 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,31 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,63 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,30 \times 10^{-2} * \downarrow$
12	$1,28 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,20 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,87 \times 10^{-7} * \downarrow$	$6,85 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,36 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,19 \times 10^{-9} * \downarrow$
13	$2,84 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,35 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,44 \times 10^{-7} * \downarrow$	$2,79 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,15 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,76 \times 10^{-6} * \downarrow$
14	$1,50 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,55 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,38 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,69 \times 10^{-5} * \downarrow$	$6,29 \times 10^{-5} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$
15	$3,04 \times 10^{-4} * \downarrow$	$7,71 \times 10^{-4} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$9,11 \times 10^{-4} * \downarrow$	$5,53 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,46 \times 10^{-7} * \downarrow$
16	$5,35 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,72 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,11 \times 10^{-5} * \downarrow$	$7,84 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,13 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,28 \times 10^{-5} * \downarrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.7: Valores de p dos coeficientes angulares das potências das bandas alfa e beta, calculados a partir dos sinais de EEG coletados nos testes de 20%, 50% e 80% do TIM

Sujeito	Banda Alfa			Banda Beta		
	20%	50%	80%	20%	50%	80%
1	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,52 \times 10^{-9} * \uparrow$	$2,65 \times 10^{-1} \uparrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$9,60 \times 10^{-3} * \uparrow$
2	$1,87 \times 10^{-2} * \uparrow$	$6,45 \times 10^{-2} \uparrow$	$1,32 \times 10^{-1} \uparrow$	$3,68 \times 10^{-3} * \uparrow$	$5,87 \times 10^{-2} \uparrow$	$4,62 \times 10^{-1} \downarrow$
3	$3,17 \times 10^{-2} * \uparrow$	$3,75 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,47 \times 10^{-1} \uparrow$	$3,62 \times 10^{-2} * \uparrow$	$2,87 \times 10^{-1} \uparrow$	$4,32 \times 10^{-1} \uparrow$
4	$1,60 \times 10^{-4} * \uparrow$	$7,38 \times 10^{-6} * \uparrow$	$3,59 \times 10^{-2} * \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,82 \times 10^{-2} * \uparrow$	$4,47 \times 10^{-2} * \downarrow$
5	$< 10^{-9} * \uparrow$	$2,24 \times 10^{-6} * \uparrow$	$1,74 \times 10^{-4} * \uparrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$1,18 \times 10^{-1} \uparrow$	$8,24 \times 10^{-4} * \uparrow$
6	$1,63 \times 10^{-5} * \uparrow$	$4,16 \times 10^{-3} * \uparrow$	$9,76 \times 10^{-2} \uparrow$	$6,74 \times 10^{-6} * \uparrow$	$7,21 \times 10^{-4} * \uparrow$	$2,79 \times 10^{-2} * \uparrow$
7	$1,92 \times 10^{-5} * \uparrow$	$1,38 \times 10^{-1} \uparrow$	$3,35 \times 10^{-1} \downarrow$	$9,95 \times 10^{-4} * \uparrow$	$1,11 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,04 \times 10^{-1} \uparrow$
8	$3,29 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,64 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,78 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \downarrow$	$1,97 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,81 \times 10^{-1} \uparrow$
9	$1,52 \times 10^{-1} \uparrow$	$6,26 \times 10^{-3} * \uparrow$	$9,58 \times 10^{-5} * \uparrow$	$2,22 \times 10^{-4} * \uparrow$	$2,29 \times 10^{-3} * \uparrow$	$1,40 \times 10^{-4} * \uparrow$
10	$1,05 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,81 \times 10^{-4} * \uparrow$	$1,12 \times 10^{-8} * \uparrow$	$6,37 \times 10^{-2} \uparrow$	$3,53 \times 10^{-8} * \uparrow$	$3,59 \times 10^{-9} * \uparrow$
11	$2,10 \times 10^{-1} \uparrow$	$4,93 \times 10^{-4} * \uparrow$	$1,65 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,85 \times 10^{-1} \uparrow$	$8,80 \times 10^{-3} * \uparrow$	$4,54 \times 10^{-1} \uparrow$
12	$2,15 \times 10^{-6} * \uparrow$	$1,05 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,02 \times 10^{-1} \downarrow$	$< 10^{-9} * \uparrow$	$4,84 \times 10^{-4} * \uparrow$	$1,43 \times 10^{-1} \downarrow$
13	$2,47 \times 10^{-1} \uparrow$	$5,48 \times 10^{-2} \uparrow$	$6,92 \times 10^{-4} * \uparrow$	$2,63 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,33 \times 10^{-4} * \uparrow$	$8,59 \times 10^{-8} * \uparrow$
14	$6,42 \times 10^{-2} \uparrow$	$1,28 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,91 \times 10^{-1} \uparrow$	$6,43 \times 10^{-9} * \uparrow$	$4,85 \times 10^{-1} \downarrow$	$8,86 \times 10^{-4} * \uparrow$
15	$3,30 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,81 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,57 \times 10^{-2} * \uparrow$	$3,37 \times 10^{-3} * \uparrow$	$3,45 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,73 \times 10^{-1} \uparrow$
16	$3,90 \times 10^{-4} * \uparrow$		$5,08 \times 10^{-5} * \uparrow$	$3,33 \times 10^{-5} * \uparrow$		$7,27 \times 10^{-4} * \uparrow$
17	$2,71 \times 10^{-1} \uparrow$			$3,21 \times 10^{-1} \uparrow$		

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.



Tabela A3.8: Valores de p dos coeficientes angulares de entropia de amostra ( $E_{amostra}$ ), entropia aproximada ( $E_{aproximada}$ ) e entropia de permutação ( $E_{permut}$ ) calculados a partir dos sinais de EEG, durante o teste com intensidade em 20% do TIM

Sujeito	Banda Alfa			Banda Beta		
	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$
1	$5,44 \times 10^{-4} * \uparrow$	$1,60 \times 10^{-5} * \uparrow$	$1,48 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,25 \times 10^{-3} * \uparrow$	$2,53 \times 10^{-2} * \uparrow$	$2,77 \times 10^{-1} \downarrow$
2	$3,81 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,10 \times 10^{-2} * \downarrow$	$6,35 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,84 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,17 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,19 \times 10^{-3} * \downarrow$
3	$3,89 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,44 \times 10^{-1} \downarrow$	$7,12 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,94 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,96 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,29 \times 10^{-2} * \downarrow$
4	$9,60 \times 10^{-2} \uparrow$	$3,13 \times 10^{-2} * \uparrow$	$3,77 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,58 \times 10^{-2} * \downarrow$	$6,51 \times 10^{-2} \downarrow$	$2,87 \times 10^{-3} * \downarrow$
5	$7,61 \times 10^{-4} * \uparrow$	$5,68 \times 10^{-5} * \uparrow$	$6,94 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,97 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,18 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,89 \times 10^{-3} * \downarrow$
6	$5,66 \times 10^{-7} * \downarrow$	$2,30 \times 10^{-6} * \downarrow$	$2,75 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,46 \times 10^{-8} * \downarrow$	$2,33 \times 10^{-7} * \downarrow$	$4,81 \times 10^{-4} * \downarrow$
7	$7,01 \times 10^{-2} \downarrow$	$9,15 \times 10^{-2} \downarrow$	$5,73 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,96 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,59 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,29 \times 10^{-2} \downarrow$
8	$7,75 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,00 \times 10^{-6} * \downarrow$	$1,13 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,00 \times 10^{-5} * \downarrow$	$2,73 \times 10^{-6} * \downarrow$	$9,91 \times 10^{-4} * \downarrow$
9	$.2,43 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,19 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,12 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,65 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,93 \times 10^{-2} * \downarrow$
10	$3,69 \times 10^{-1} \uparrow$	$3,22 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,39 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,35 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,41 \times 10^{-2} \downarrow$	$2,32 \times 10^{-3} * \downarrow$
11	$1,02 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,50 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,62 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,77 \times 10^{-4} * \downarrow$	$3,92 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,19 \times 10^{-2} * \downarrow$
12	$3,40 \times 10^{-2} * \uparrow$	$1,29 \times 10^{-2} * \uparrow$	$5,84 \times 10^{-2} \downarrow$	$3,00 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,89 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,80 \times 10^{-2} * \downarrow$
13	$1,49 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,17 \times 10^{-3} * \downarrow$	$6,89 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,26 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,80 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,82 \times 10^{-3} * \downarrow$
14	$3,15 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,76 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,30 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,09 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,36 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,06 \times 10^{-2} * \downarrow$
15	$4,30 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,50 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,61 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,34 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,01 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,51 \times 10^{-2} * \downarrow$
16	$7,17 \times 10^{-2} \downarrow$	$3,14 \times 10^{-1} \downarrow$	$6,65 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,62 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,45 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,30 \times 10^{-3} * \downarrow$
17						

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.9: Valores de p dos coeficientes angulares de entropia de amostra ( $E_{amostra}$ ), entropia aproximada ( $E_{aproximada}$ ) e entropia de permutação ( $E_{permut}$ ) calculados a partir dos sinais de EEG, durante o teste com intensidade em 50% do TIM

Sujeito	Banda Alfa			Banda Beta		
	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$
1	$2,01 \times 10^{-1} \uparrow$	$2,56 \times 10^{-1} \uparrow$	$1,81 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,70 \times 10^{-2} \downarrow$	$3,98 \times 10^{-2} * \downarrow$	$9,72 \times 10^{-3} * \downarrow$
2	$4,06 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,60 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,85 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,80 \times 10^{-4} * \downarrow$	$5,45 \times 10^{-4} * \downarrow$	$5,13 \times 10^{-3} * \downarrow$
3	$2,81 \times 10^{-2} * \downarrow$	$5,74 \times 10^{-3} * \downarrow$	$6,72 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,20 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,90 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$
4	$1,44 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,53 \times 10^{-2} * \downarrow$	$5,00 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,97 \times 10^{-2} * \downarrow$	$6,88 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,88 \times 10^{-3} * \downarrow$
5	$3,04 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,30 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,48 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,51 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,25 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,75 \times 10^{-3} * \downarrow$
6	$4,12 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,28 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,26 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,41 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,58 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$
7	$7,06 \times 10^{-2} \downarrow$	$4,74 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,00 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,74 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,20 \times 10^{-2} * \downarrow$
8	$4,19 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,86 \times 10^{-1} \downarrow$	$7,58 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,68 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,22 \times 10^{-1} \downarrow$	$6,56 \times 10^{-3} * \downarrow$
9	$1,22 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,13 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,04 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,10 \times 10^{-3} * \downarrow$	$6,36 \times 10^{-3} * \downarrow$
10	$2,52 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,93 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,36 \times 10^{-2} * \downarrow$	$7,12 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,80 \times 10^{-3} * \downarrow$	$8,95 \times 10^{-3} * \downarrow$
11	$7,20 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,38 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,53 \times 10^{-3} * \downarrow$	$9,60 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,60 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,18 \times 10^{-2} * \downarrow$
12	$2,51 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,49 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,08 \times 10^{-2} * \downarrow$	$6,73 \times 10^{-2} \downarrow$	$6,17 \times 10^{-2} \downarrow$	$6,63 \times 10^{-3} * \downarrow$
13	$1,56 \times 10^{-1} \downarrow$	$8,01 \times 10^{-2} \downarrow$	$8,27 \times 10^{-3} * \downarrow$	$4,10 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,06 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,56 \times 10^{-2} * \downarrow$
14	$7,72 \times 10^{-2} \downarrow$	$7,91 \times 10^{-2} \downarrow$	$9,87 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,20 \times 10^{-1} \downarrow$	$7,59 \times 10^{-2} \downarrow$	$5,25 \times 10^{-3} * \downarrow$
15	$1,35 \times 10^{-1} \downarrow$	$5,98 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,00 \times 10^{-2} * \downarrow$	$9,78 \times 10^{-2} \downarrow$	$3,46 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,79 \times 10^{-3} * \downarrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

Tabela A3.10: Valores de p dos coeficientes angulares de entropia de amostra ( $E_{amostra}$ ), entropia aproximada ( $E_{aproximada}$ ) e entropia de permutação ( $E_{permut}$ ) calculados a partir dos sinais de EEG, durante o teste com intensidade em 80% do TIM

Sujeito	Banda Alfa			Banda Beta		
	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$	$E_{amostra}$	$E_{aproximada}$	$E_{permut}$
1	$1,36 \times 10^{-1} \downarrow$	$7,29 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,34 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,41 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,56 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,14 \times 10^{-2} * \downarrow$
2	$7,95 \times 10^{-2} \downarrow$	$2,52 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,31 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,22 \times 10^{-1} \downarrow$	$4,71 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,11 \times 10^{-2} * \downarrow$
3	$7,24 \times 10^{-3} * \downarrow$	$9,76 \times 10^{-3} * \downarrow$	$8,81 \times 10^{-3} * \downarrow$	$2,01 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,74 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,25 \times 10^{-2} * \downarrow$
4	$1,54 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,77 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,50 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,58 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,24 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,31 \times 10^{-2} * \downarrow$
5	$5,56 \times 10^{-2} \downarrow$	$4,17 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,87 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,46 \times 10^{-4} * \downarrow$	$1,98 \times 10^{-3} * \downarrow$	$6,87 \times 10^{-3} * \downarrow$
6	$8,08 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,50 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,58 \times 10^{-2} * \downarrow$	$8,60 \times 10^{-3} * \downarrow$	$7,51 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,23 \times 10^{-2} * \downarrow$
7	$7,31 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,17 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,80 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,98 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,93 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,85 \times 10^{-2} * \downarrow$
8	$1,69 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,83 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,20 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,49 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,50 \times 10^{-1} \downarrow$	$1,00 \times 10^{-2} * \downarrow$
9	$2,49 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,54 \times 10^{-2} * \downarrow$	$6,30 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,78 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,96 \times 10^{-3} * \downarrow$	$8,84 \times 10^{-3} * \downarrow$
10	$5,28 \times 10^{-2} \downarrow$	$6,40 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,21 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,46 \times 10^{-2} * \downarrow$	$1,25 \times 10^{-2} * \downarrow$
11	$5,51 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,87 \times 10^{-3} * \downarrow$	$6,51 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,38 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,29 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,00 \times 10^{-2} * \downarrow$
12	$9,40 \times 10^{-2} \downarrow$	$7,59 \times 10^{-2} \downarrow$	$7,26 \times 10^{-3} * \downarrow$	$8,04 \times 10^{-2} \downarrow$	$8,41 \times 10^{-2} \downarrow$	$4,69 \times 10^{-3} * \downarrow$
13	$6,87 \times 10^{-2} \downarrow$	$2,97 \times 10^{-2} * \downarrow$	$9,26 \times 10^{-3} * \downarrow$	$9,92 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,04 \times 10^{-2} * \downarrow$	$9,40 \times 10^{-3} * \downarrow$
14	$3,96 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,93 \times 10^{-1} \downarrow$	$2,16 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,97 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,53 \times 10^{-1} \downarrow$	$3,04 \times 10^{-2} * \downarrow$
15	$2,26 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,20 \times 10^{-3} * \downarrow$	$3,24 \times 10^{-3} * \downarrow$	$5,61 \times 10^{-3} * \downarrow$	$1,29 \times 10^{-2} * \downarrow$	$3,70 \times 10^{-3} * \downarrow$
16	$7,83 \times 10^{-2} \downarrow$	$5,26 \times 10^{-2} \downarrow$	$1,03 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,05 \times 10^{-2} * \downarrow$	$2,42 \times 10^{-2} * \downarrow$	$9,01 \times 10^{-3} * \downarrow$

\* Estatisticamente significativo  $\downarrow$  Coeficiente angular negativo  $\uparrow$  Coeficiente angular positivo.

## Anexo 4. Gráficos

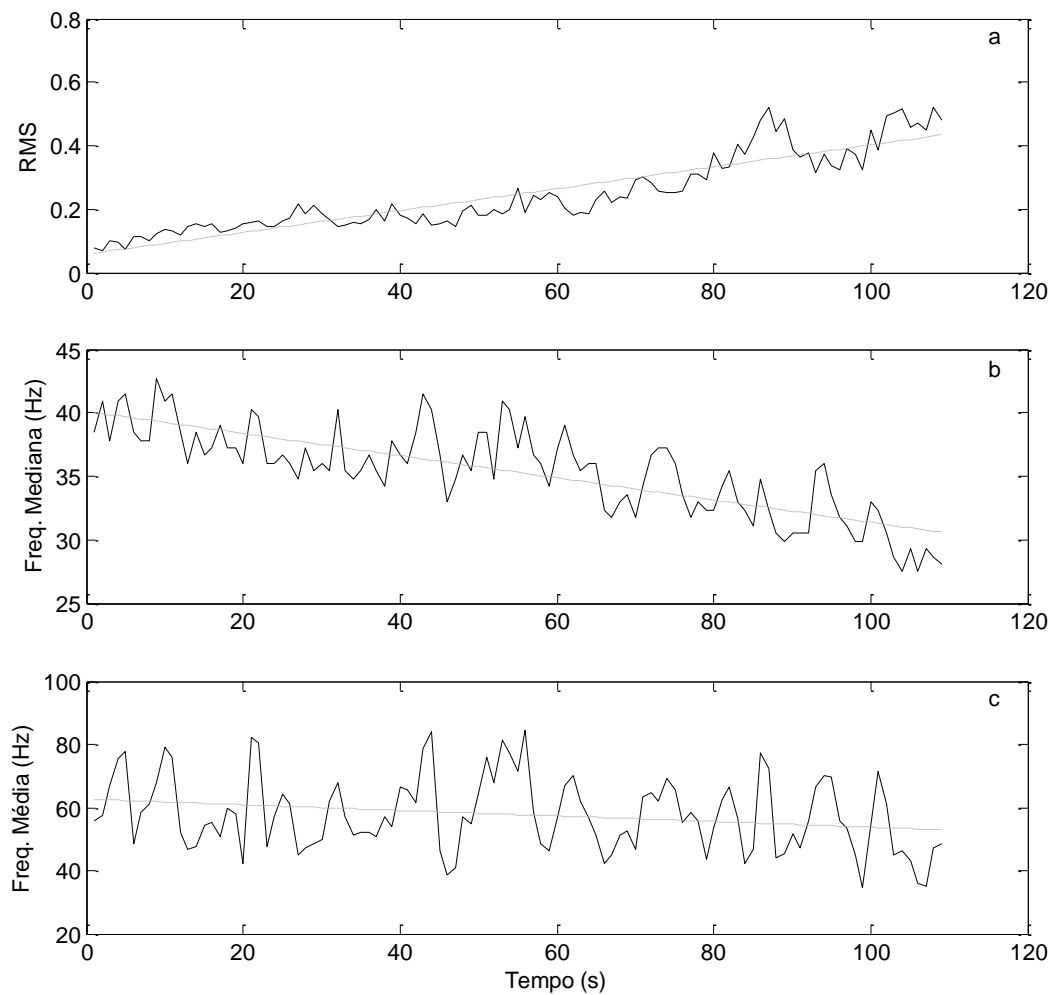


Figura A4.1: Exemplo típico dos sinais de RMS (a),  $F_{\text{mediana}}$  (b) e  $F_{\text{média}}$  (c), calculados a partir do EMG do bíceps braquial, durante uma contração a 20% do TIM.

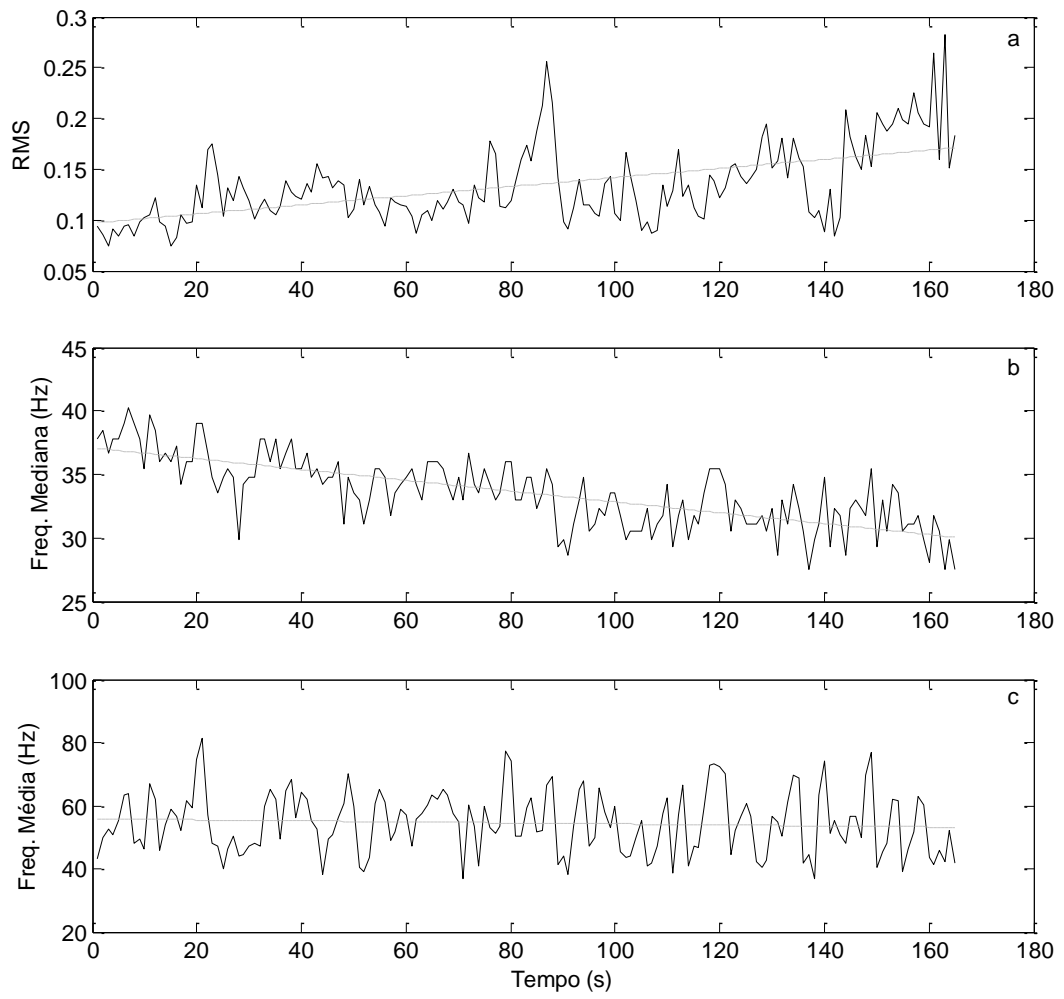


Figura A4.2: Exemplo típico dos sinais de RMS (a),  $F_{\text{mediana}}$  (b) e  $F_{\text{média}}$  (c), calculados a partir do EMG do braquiorradial, durante uma contração a 20% do TIM.

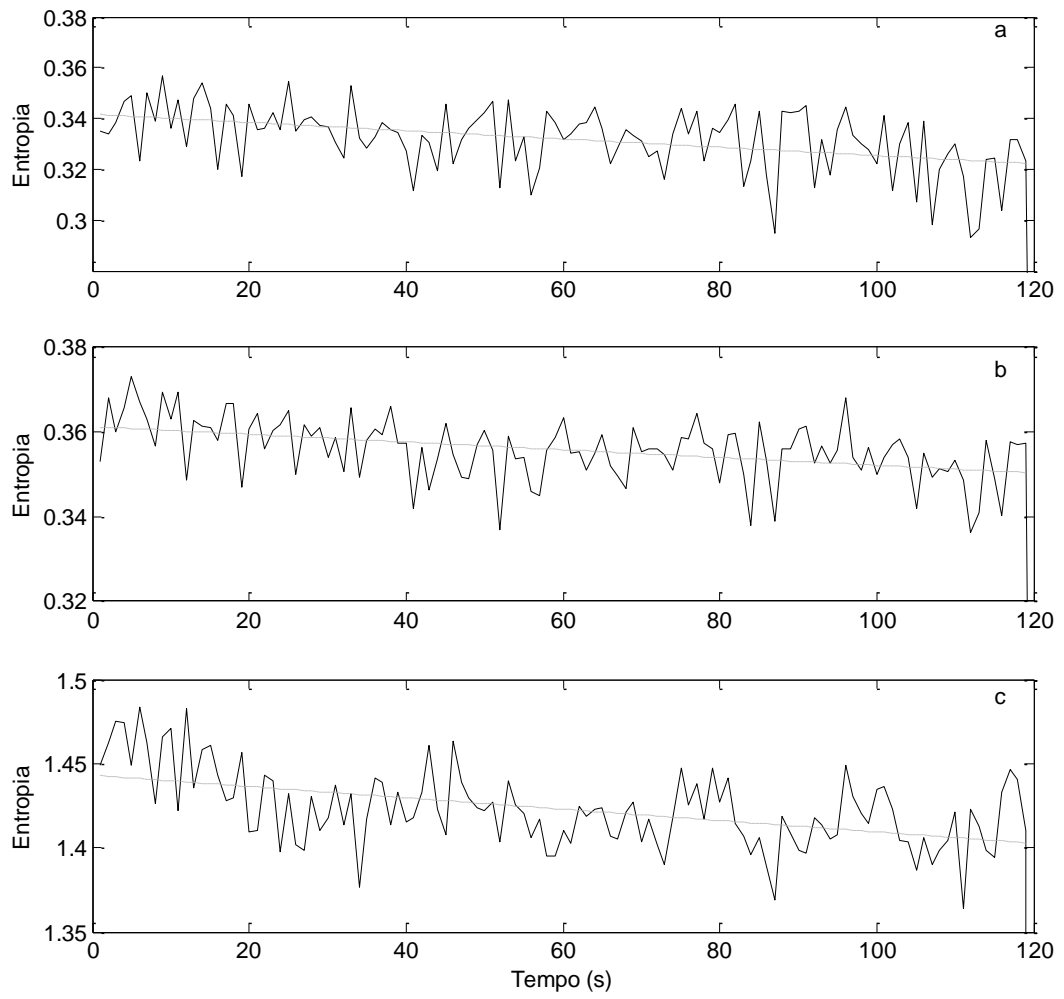


Figura A4.3: Exemplo típico dos sinais de entropia de amostra (a), entropia aproximada (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir do EMG do bíceps braquial, durante uma contração a 20% do TIM.

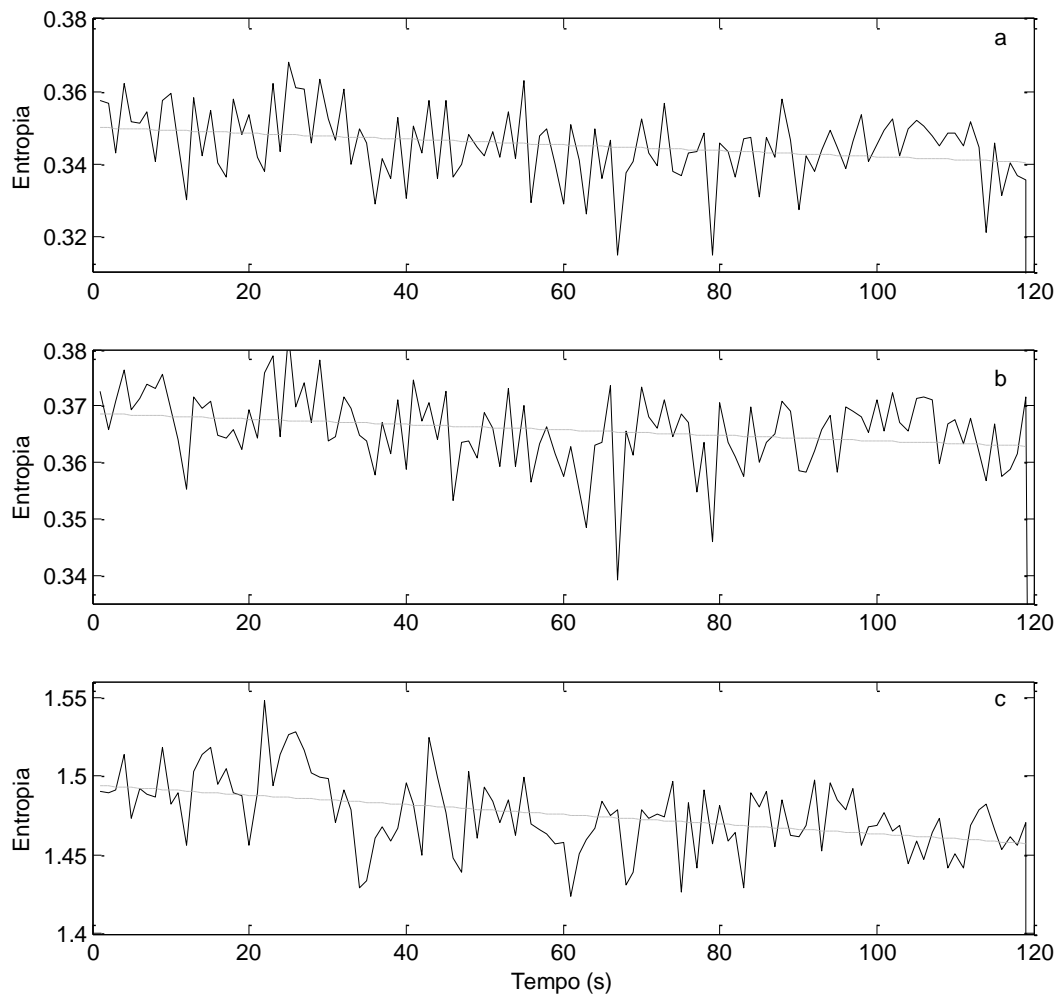


Figura A4.4: Exemplo típico dos sinais de entropia de amostra (a), entropia aproximada (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir do EMG do braquiorradial, durante uma contração a 20% do TIM.

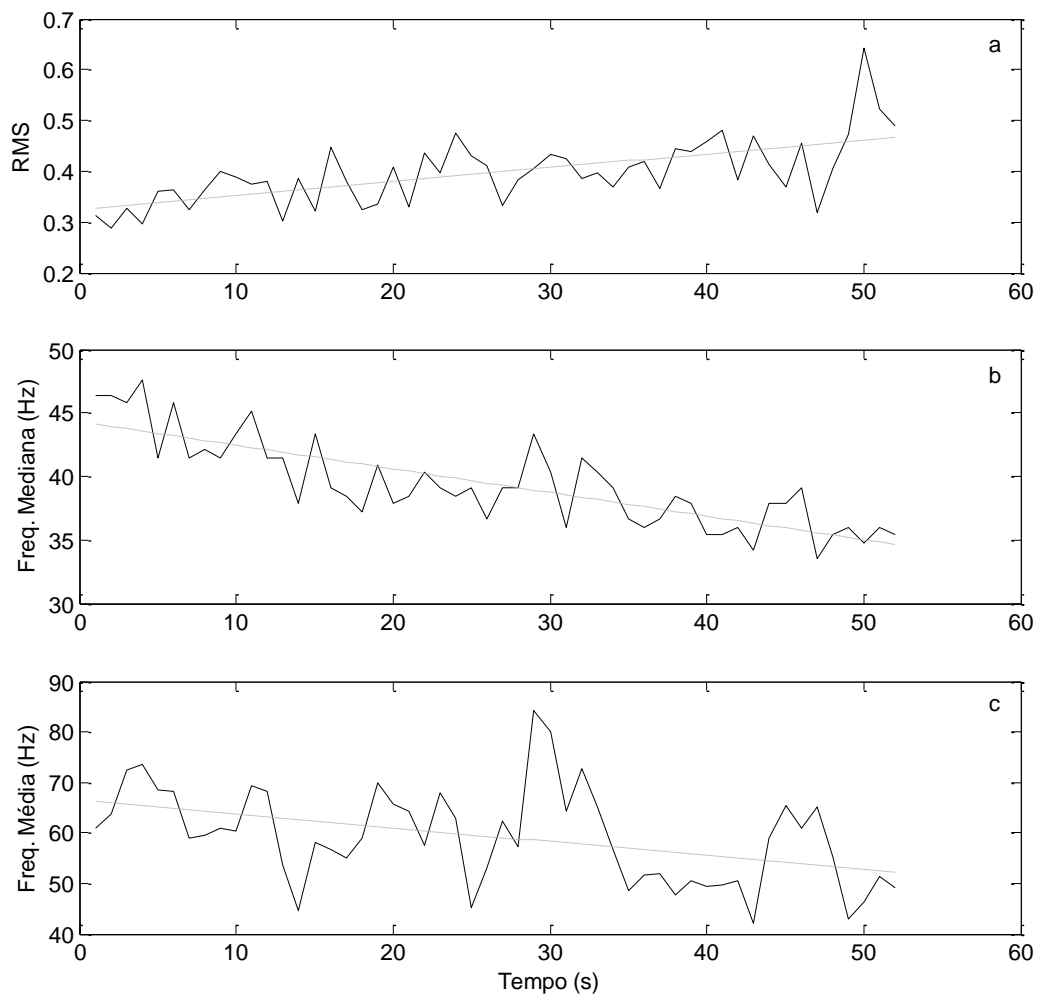


Figura A4.5: Exemplo típico dos sinais de RMS (a),  $F_{\text{mediana}}$  (b) e  $F_{\text{média}}$  (c), calculados a partir do EMG do bíceps braquial, durante uma contração a 50% do TIM.



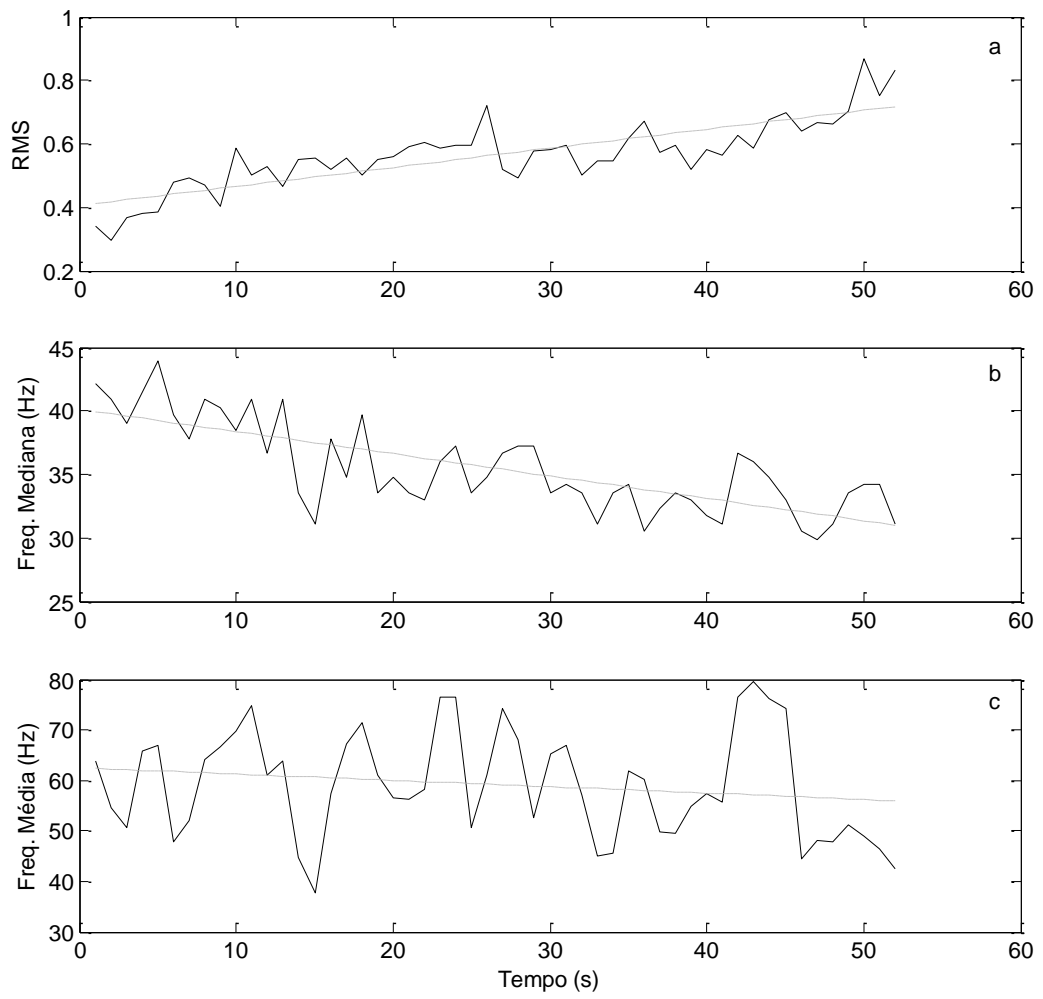


Figura A4.6: Exemplo típico dos sinais de RMS (a),  $F_{\text{mediana}}$  (b) e  $F_{\text{média}}$  (c), calculados a partir do EMG do braquiorradial, durante uma contração a 50% do TIM.

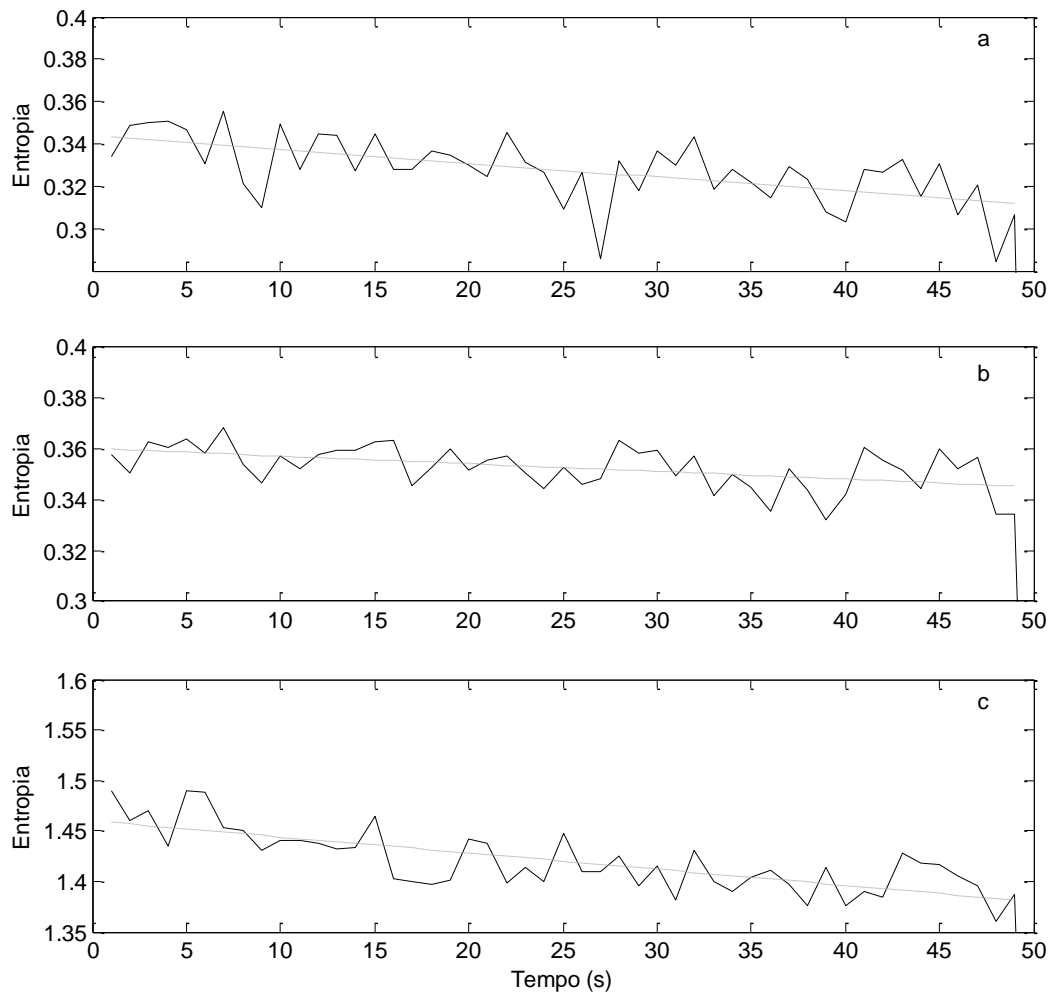


Figura A4.7: Exemplo típico dos sinais de entropia de amostra (a), entropia aproximada (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir do EMG do bíceps braquial, durante uma contração a 50% do TIM.

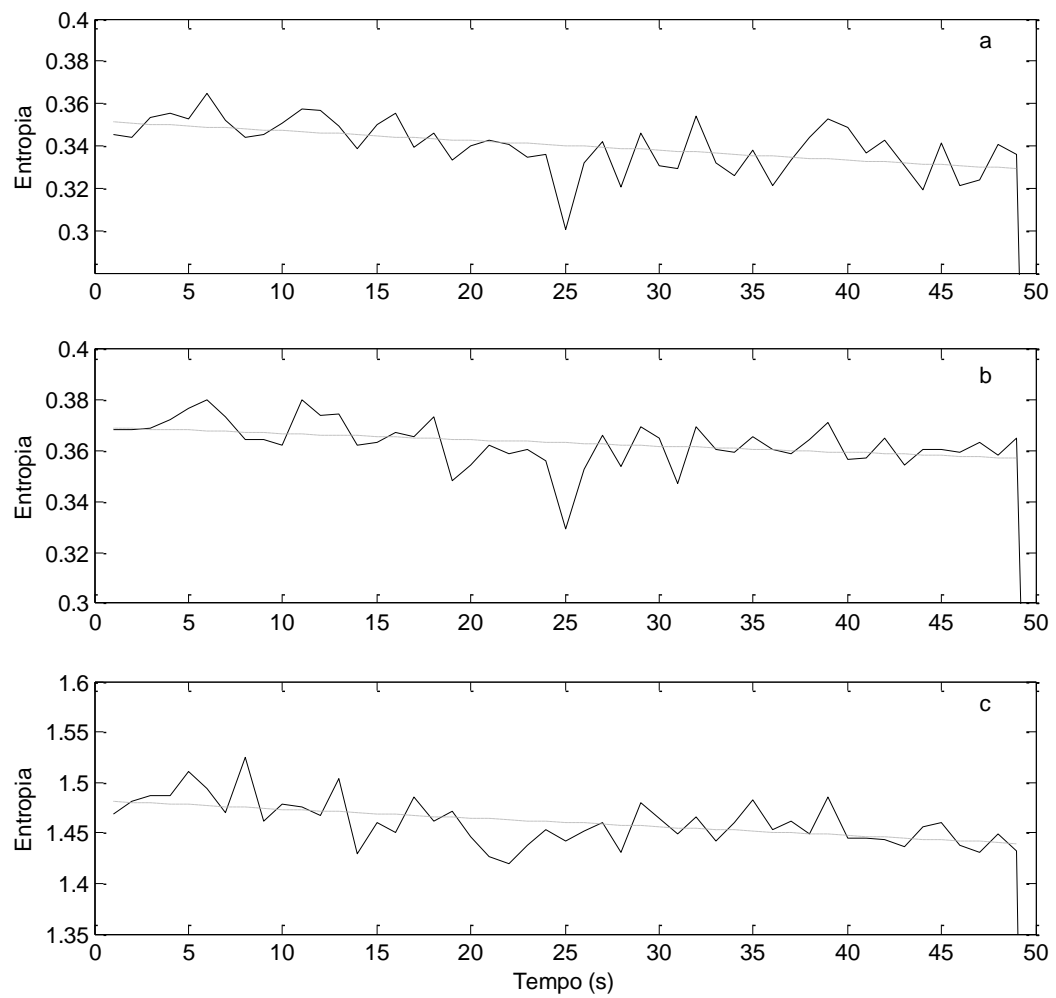


Figura A4.8: Exemplo típico dos sinais de entropia de amostra (a), entropia aproximada (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir do EMG do braquiorradial, durante uma contração a 50% do TIM.

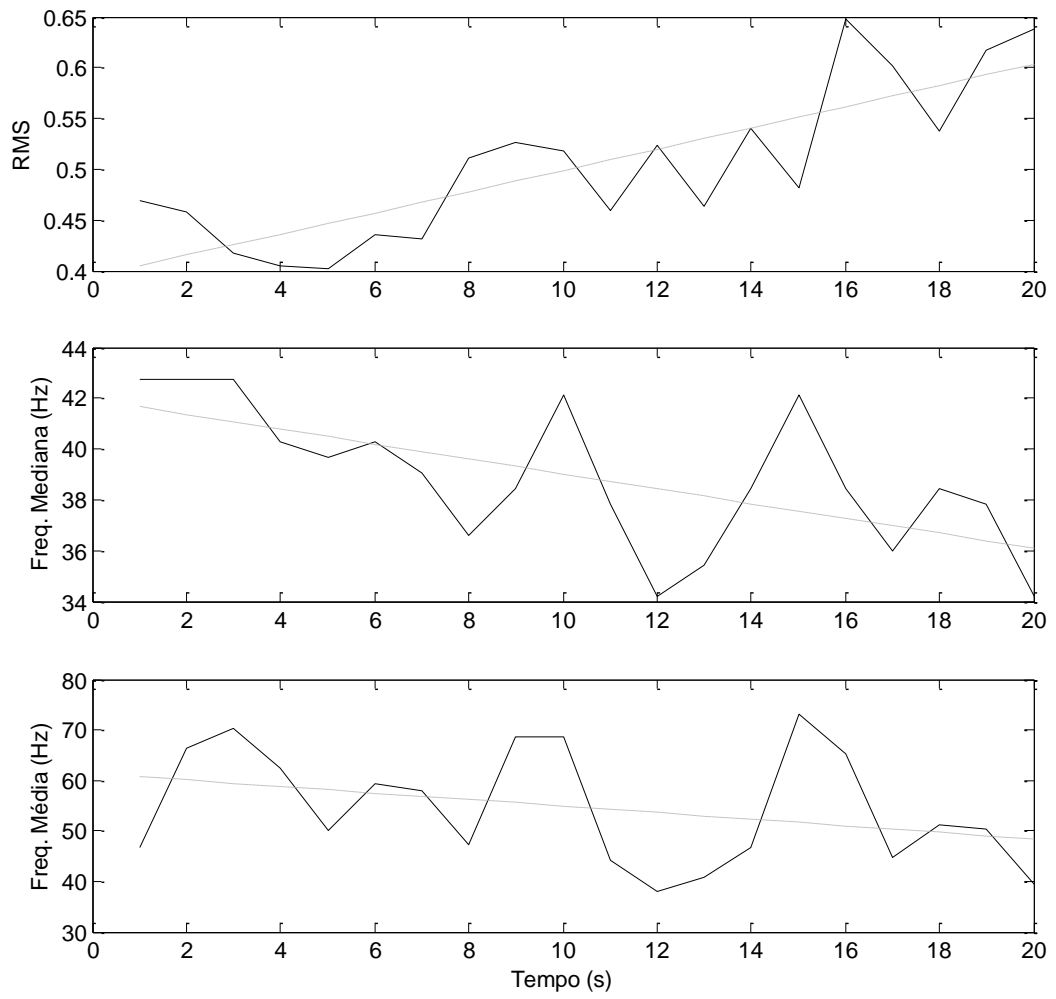


Figura A4.9: Exemplo típico dos sinais de RMS (a),  $F_{\text{mediana}}$  (b) e  $F_{\text{média}}$  (c), calculados a partir do EMG do bíceps braquial, durante uma contração a 80% do TIM.

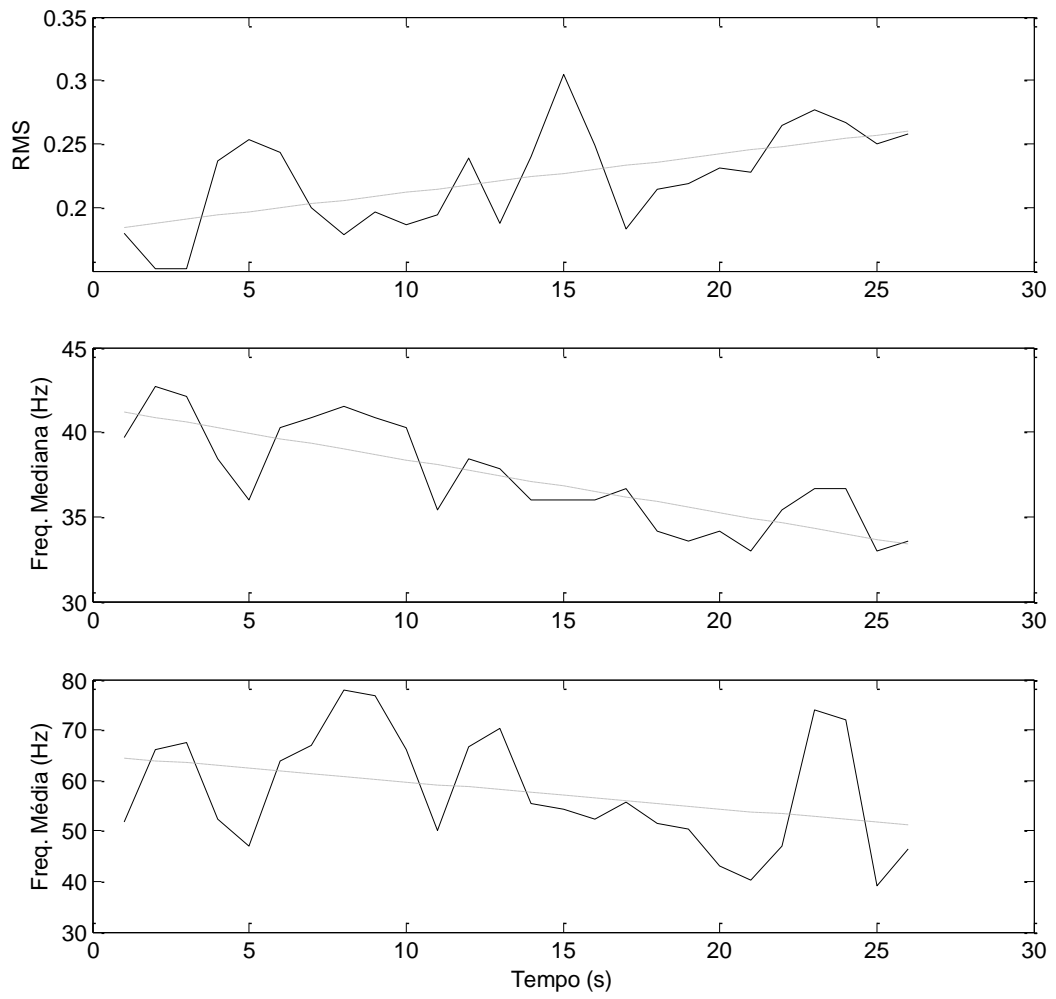


Figura A4.10: Exemplo típico dos sinais de RMS (a),  $F_{\text{mediana}}$  (b) e  $F_{\text{média}}$  (c), calculados a partir do EMG do braquiorradial, durante uma contração a 80% do TIM.

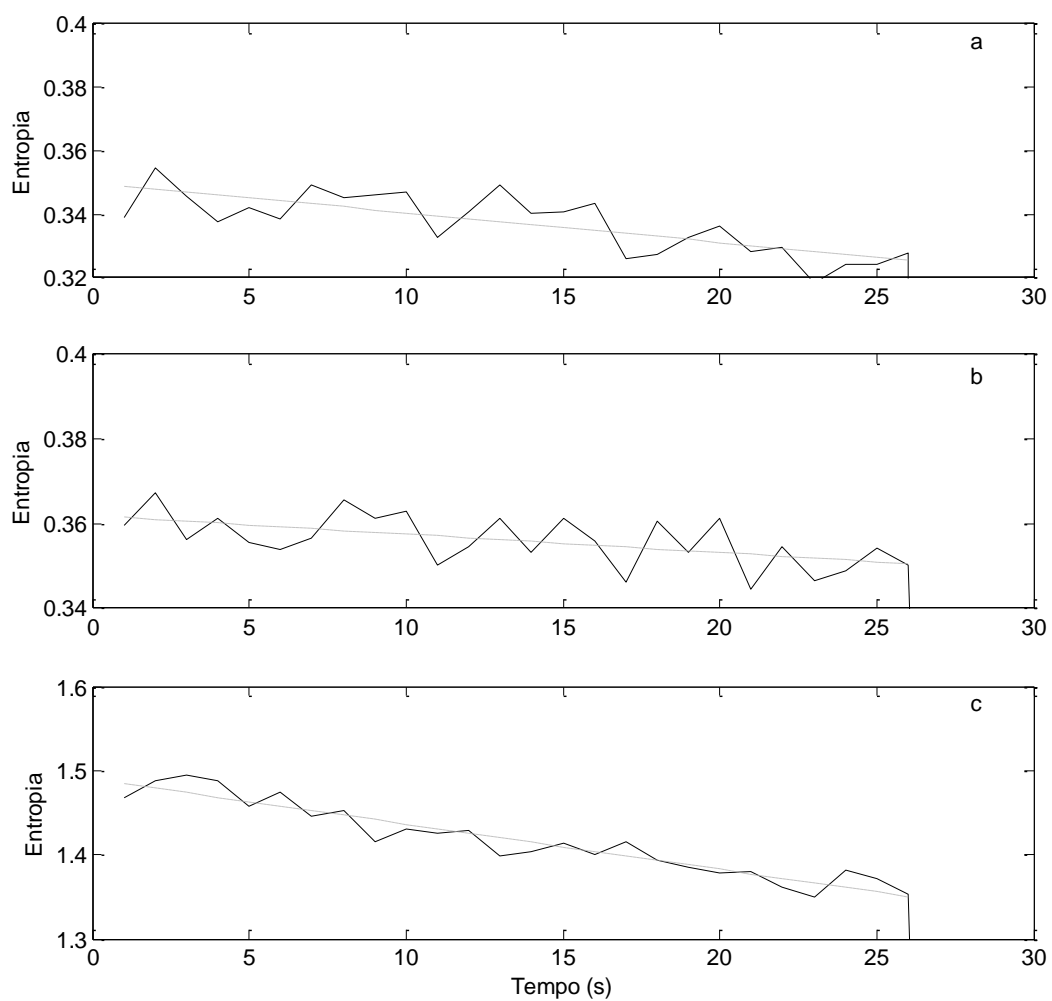


Figura A4.11: Exemplo típico dos sinais de entropia de amostra (a), entropia aproximada (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir do EMG do bíceps braquial, durante uma contração a 80% do TIM.

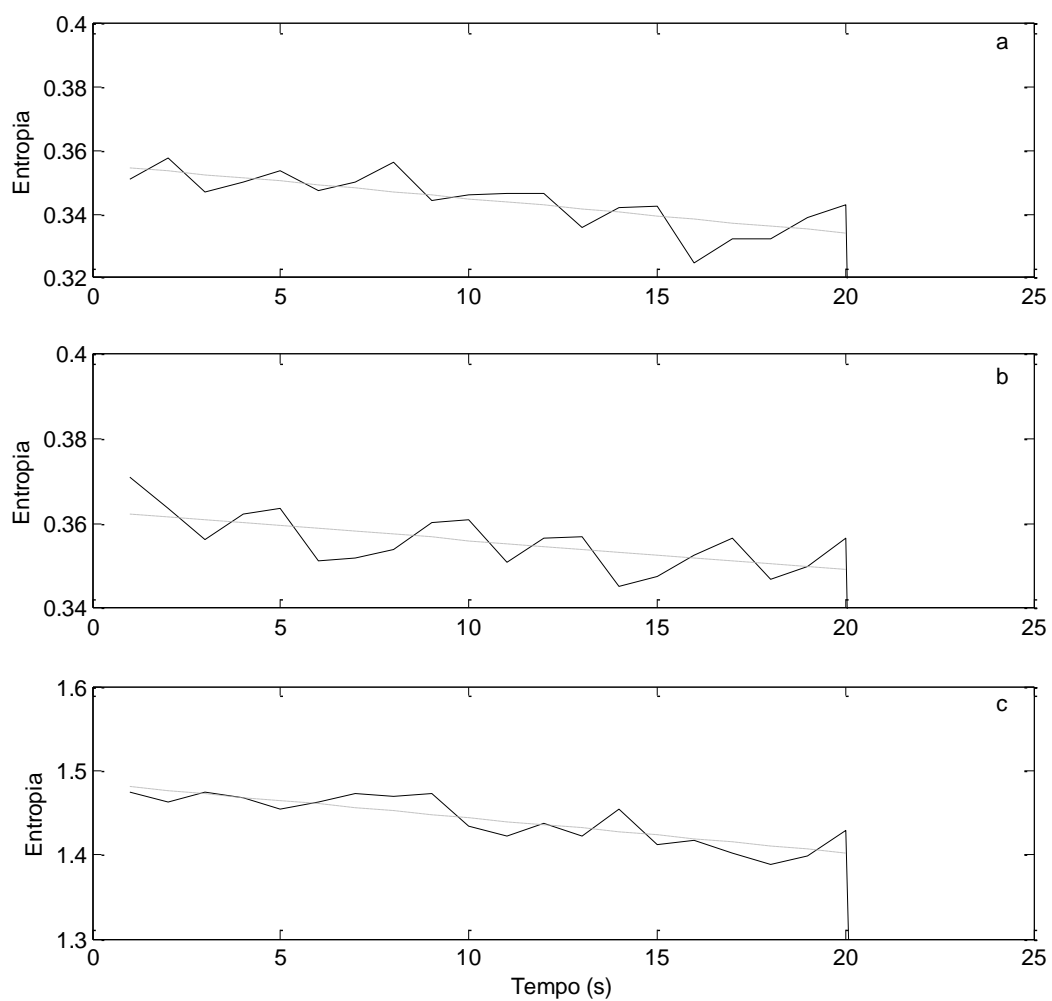


Figura A4.12: Exemplo típico dos sinais de entropia de amostra (a), entropia aproximada (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir do EMG do braquiorradial, durante uma contração a 80% do TIM.

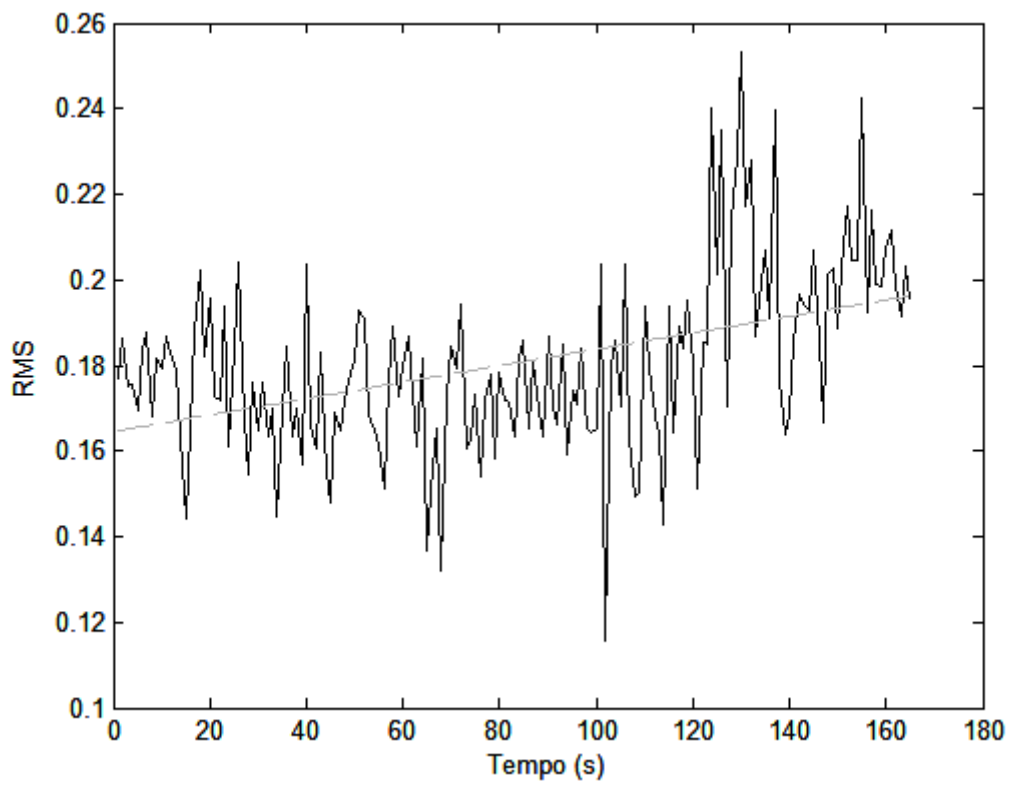


Figura A4.13: Exemplo típico de sinal RMS calculado a partir da banda alfa do um sinal de EEG, durante uma contração a 20% do TIM.



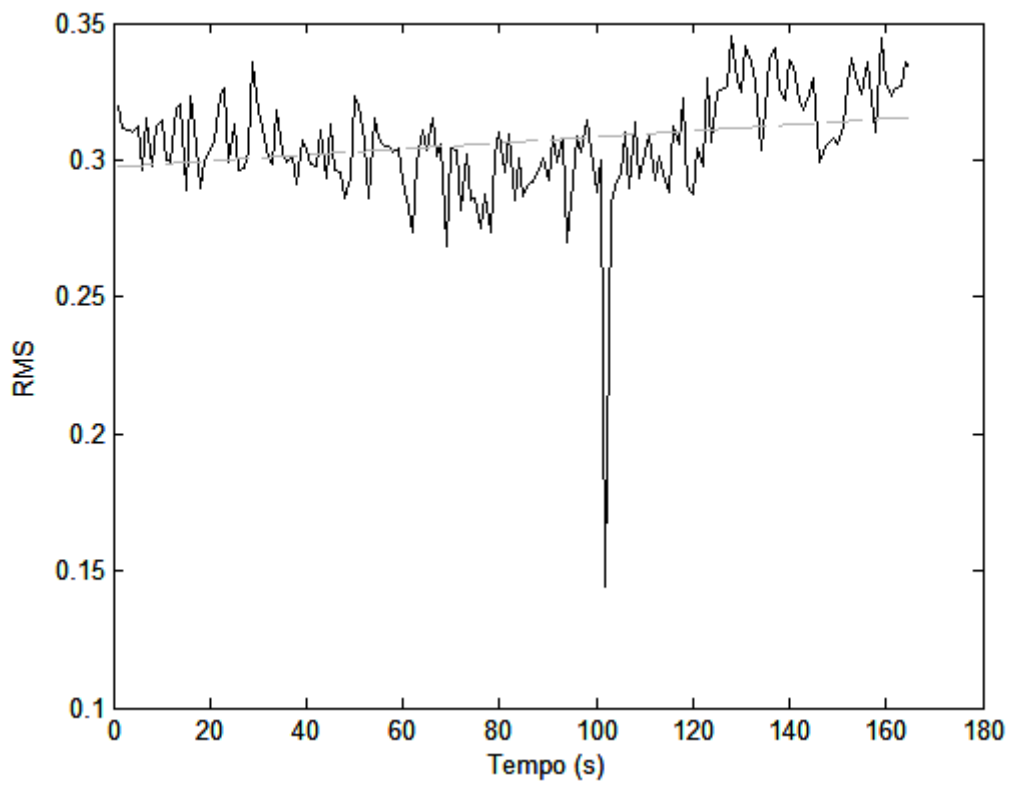


Figura A4.14: Exemplo típico de sinal RMS calculado a partir da banda beta do um sinal de EEG, durante uma contração a 20% do TIM.

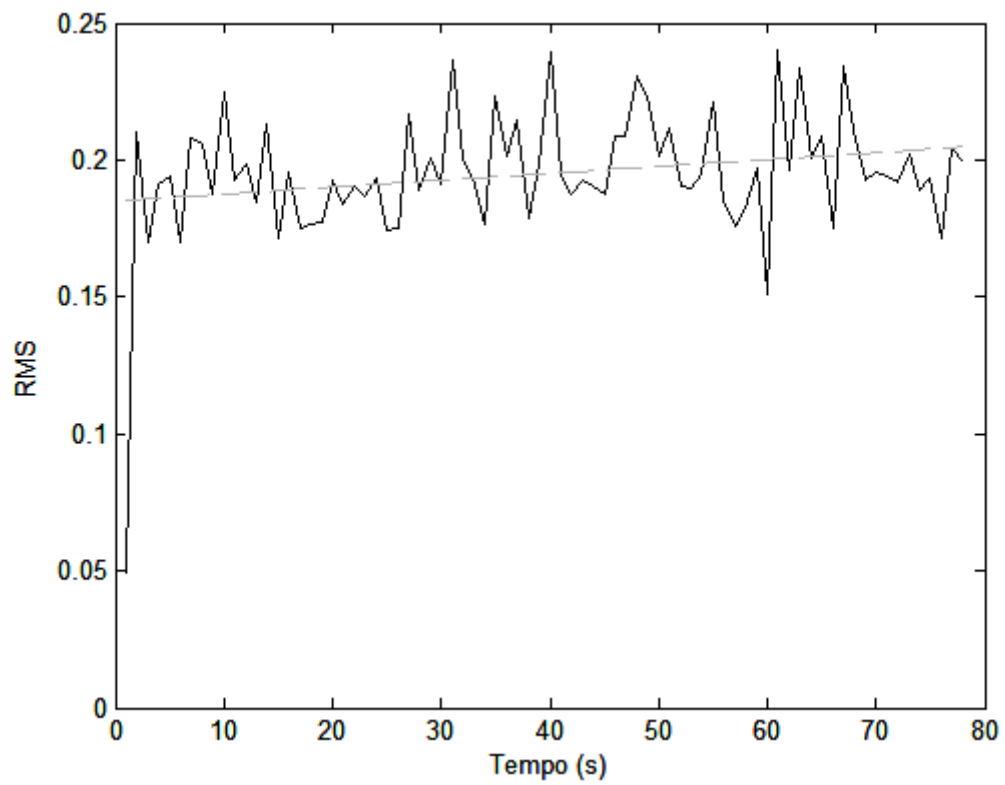


Figura A4.15: Exemplo típico de sinal RMS calculado a partir da banda alfa do um sinal de EEG, durante uma contração a 50% do TIM.

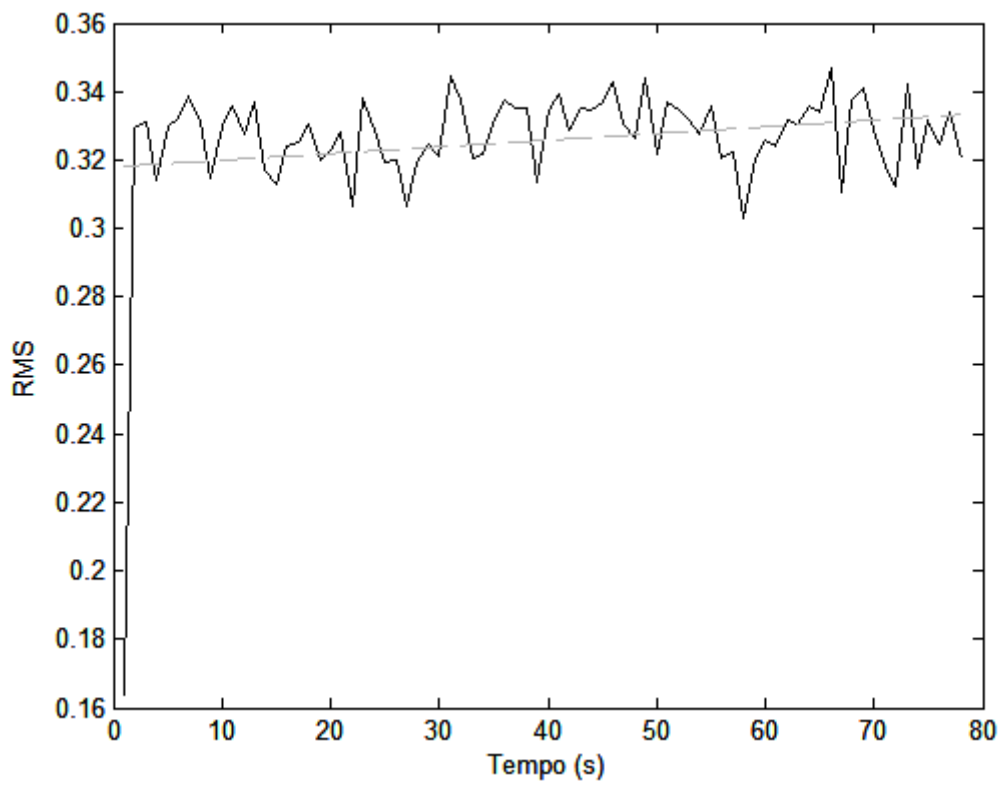


Figura A4.16: Exemplo típico de sinal RMS calculado a partir da banda beta do um sinal de EEG, durante uma contração a 50% do TIM.

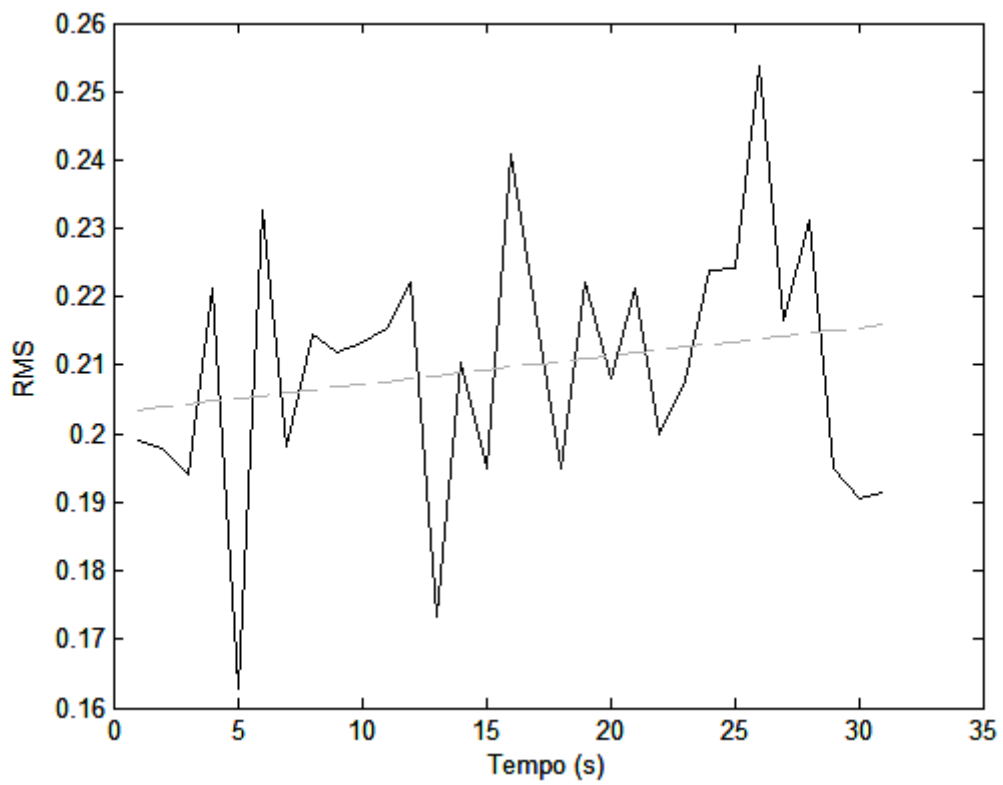


Figura A4.17: Exemplo típico de sinal RMS calculado a partir da banda alfa do um sinal de EEG, durante uma contração a 80% do TIM.

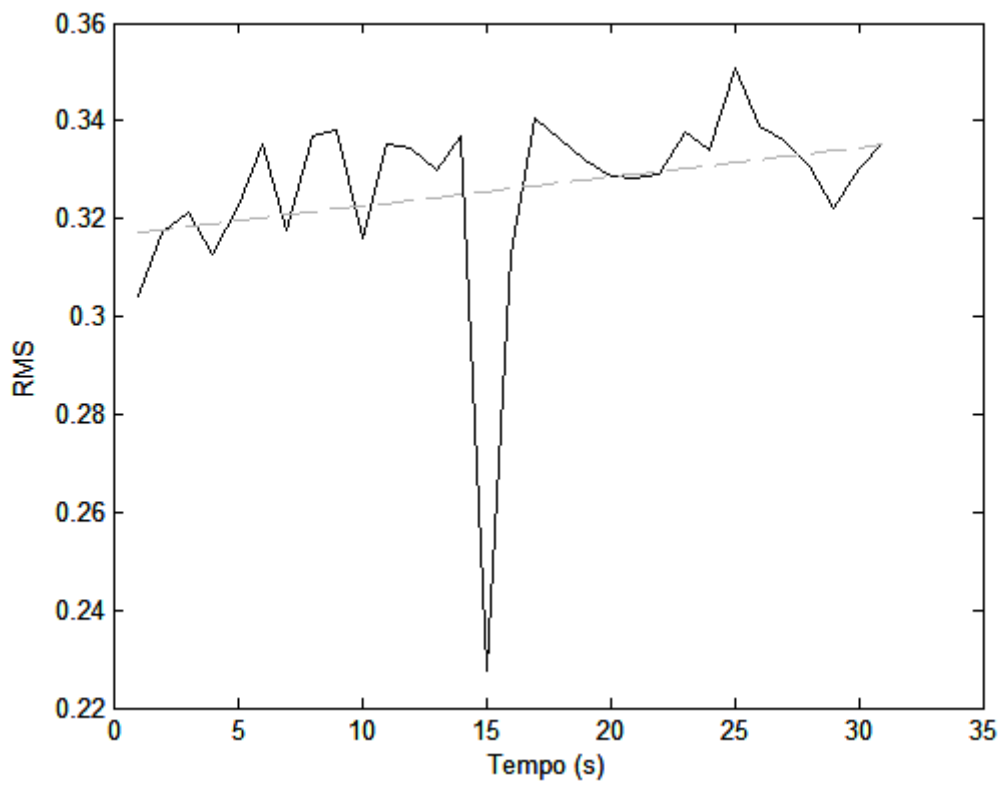


Figura A4.18: Exemplo típico de sinal RMS calculado a partir da banda beta do um sinal de EEG, durante uma contração a 80% do TIM.

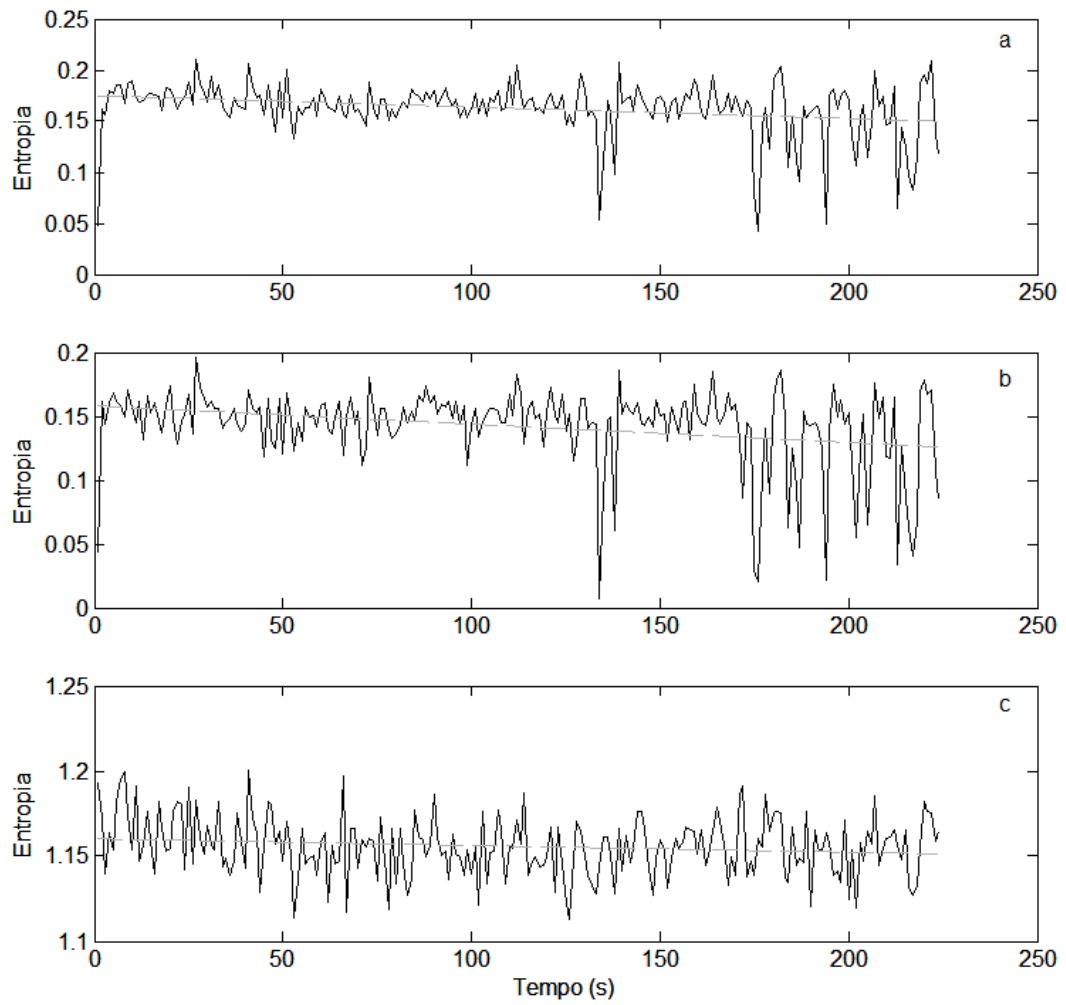


Figura A4.19: Exemplo típico de entropia aproximada (a), entropia de amostra (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir da banda alfa de sinais de EEG, durante uma contração a 20% do TIM.

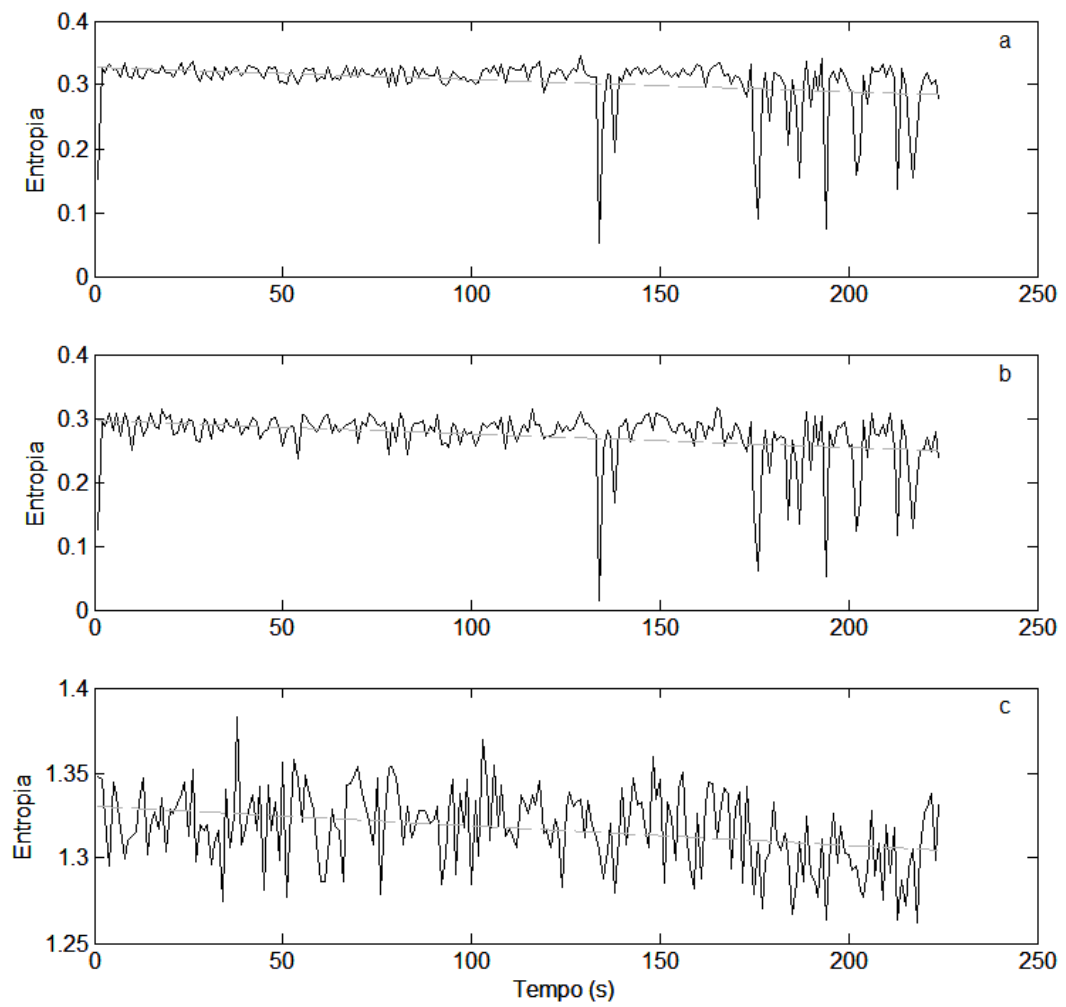


Figura A4.20: Exemplo típico de entropia aproximada (a), entropia de amostra (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir da banda beta de sinais de EEG, durante uma contração a 20% do TIM.

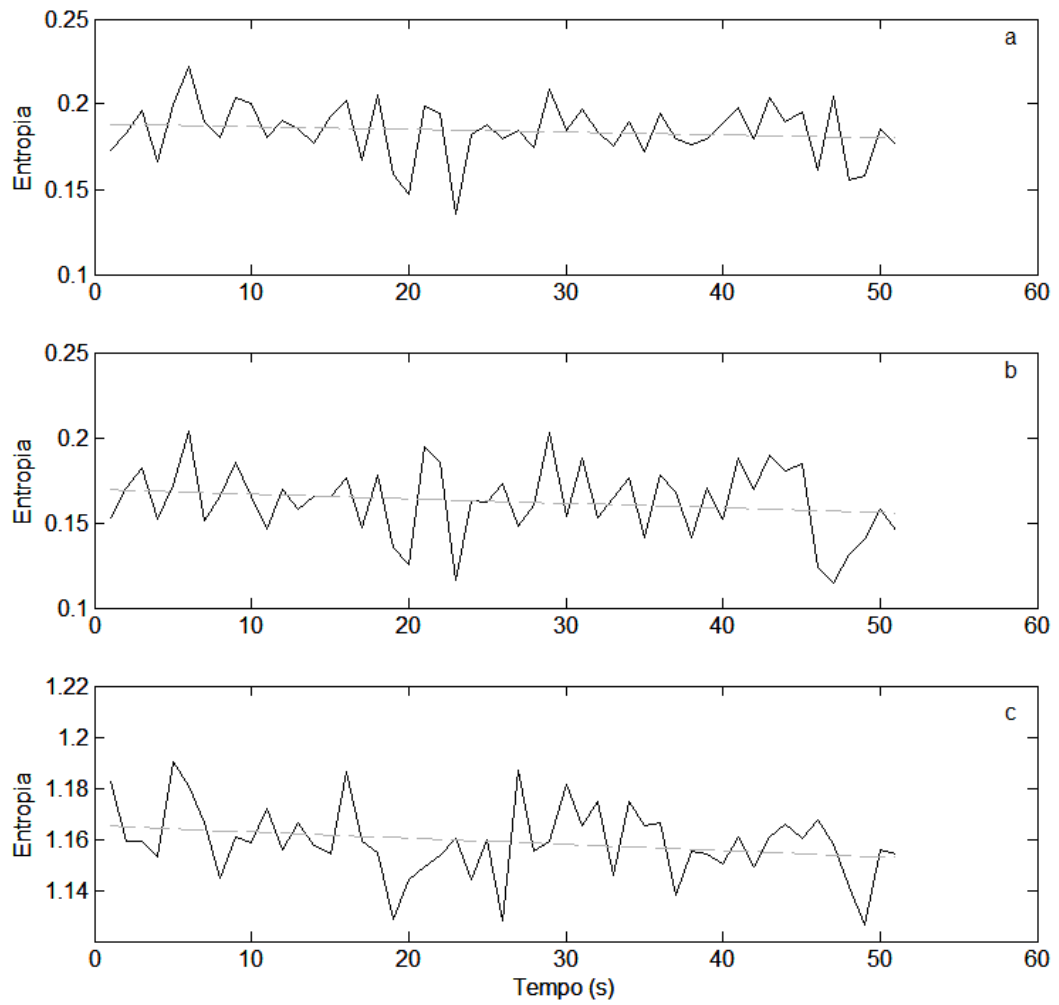


Figura A4.21: Exemplo típico de entropia aproximada (a), entropia de amostra (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir da banda alfa de sinais de EEG, durante uma contração a 50% do TIM.



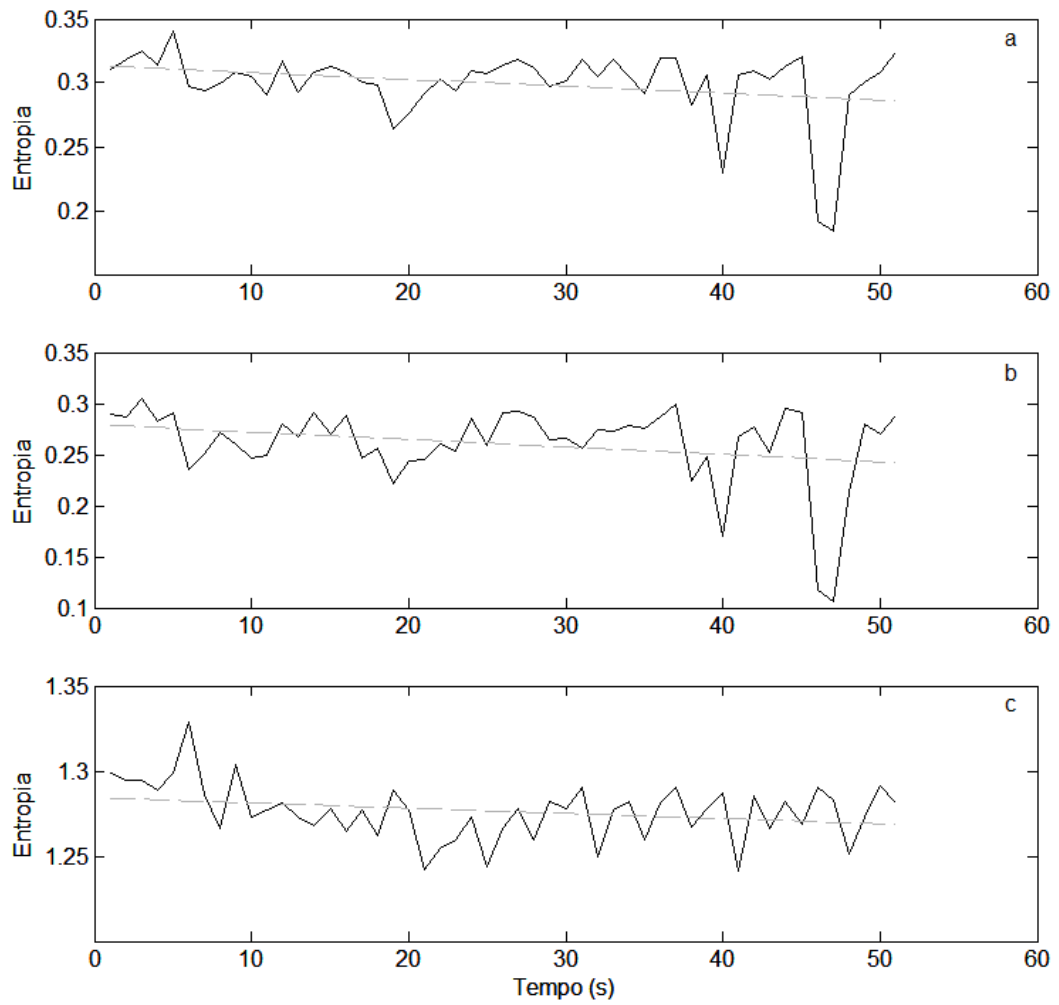


Figura A4.22: Exemplo típico de entropia aproximada (a), entropia de amostra (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir da banda beta de sinais de EEG, durante uma contração a 50% do TIM.

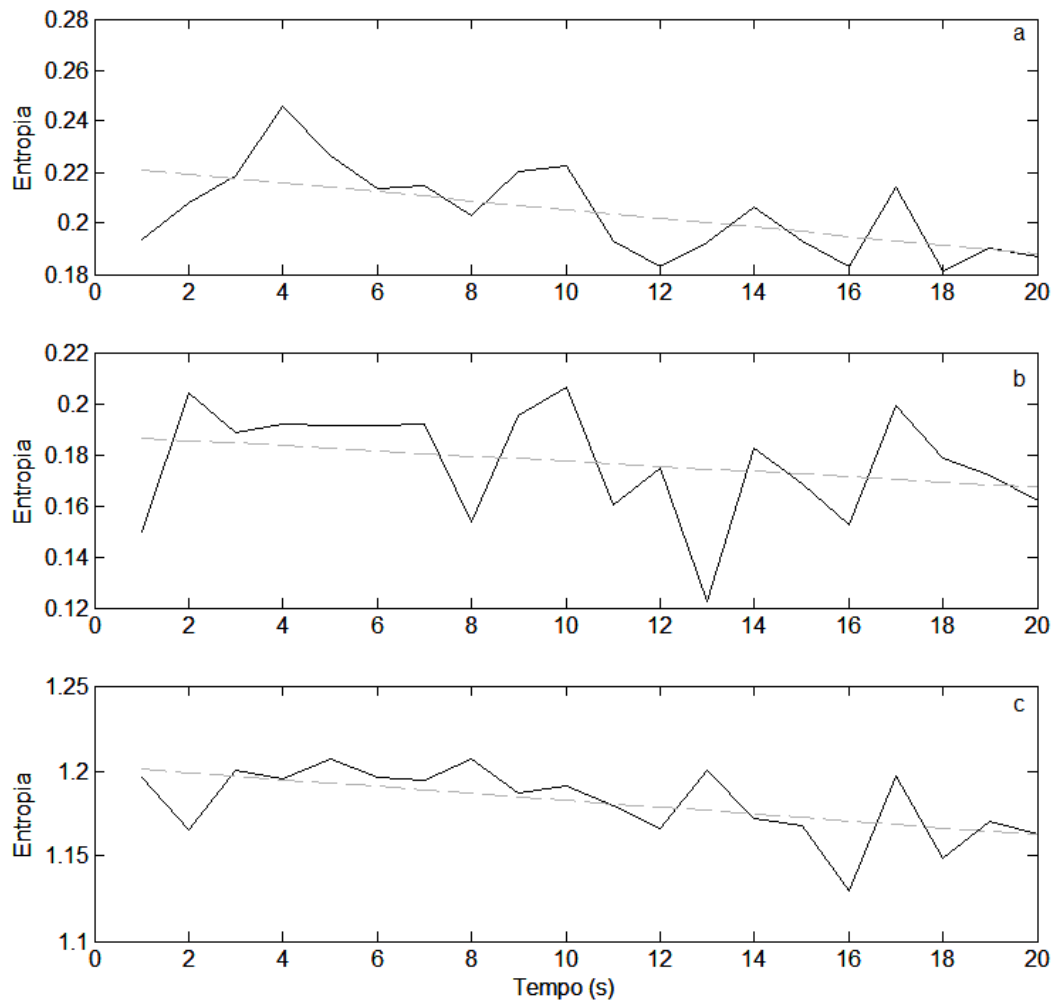


Figura A4.23: Exemplo típico de entropia aproximada (a), entropia de amostra (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir da banda alfa de sinais de EEG, durante uma contração a 80% do TIM.

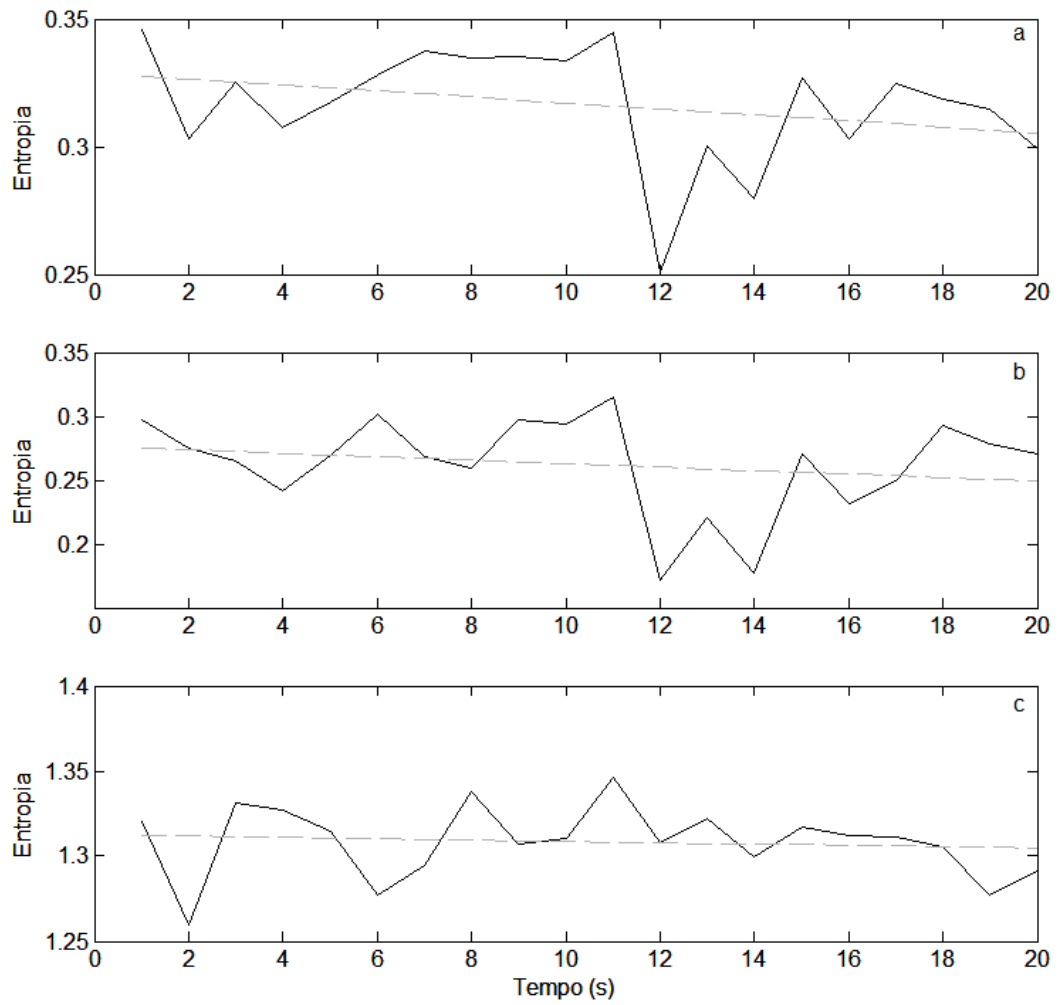


Figura A4.24: Exemplo típico de entropia aproximada (a), entropia de amostra (b) e entropia de permutação (c), calculados a partir da banda beta de sinais de EEG, durante uma contração a 80% do TIM.