

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**AVALIAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR  
POR MEIO DA METODOLOGIA ACUMULATIVA  
E NORMALIZADA**

Camila Rosa da Silva

Brasília, julho de 2019



**ENGENHARIA  
MECATRÔNICA**  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
Faculdade de Tecnologia  
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**AVALIAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR  
POR MEIO DA METODOLOGIA ACUMULATIVA  
E NORMALIZADA**

**Camila Rosa da Silva**

*Relatório submetido como requisito parcial de obtenção  
de grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Dr. Francisco Assis de Oliveira Nascimento, ENE/UnB  
*Orientador* \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo, FEF/UnB  
*Examinador interno* \_\_\_\_\_

Dr. Valdinar de Araújo Rocha Júnior, Academia  
Nacional de Polícia/Polícia Federal  
*Examinador externo* \_\_\_\_\_

**Brasília, julho de 2019**

## FICHA CATALOGRÁFICA

CAMILA, ROSA DA SILVA

Avaliação da Fadiga Muscular por meio da Metodologia Acumulativa e Normalizada

[Distrito Federal] 2019.

ix, 53p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2019). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1. Eletromiografia de Superfície

2. Fadiga Muscular

3. Metodologia Acumulativa e Normalizada

I. Mecatrônica/FT/UnB

II. Título (Série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

DA SILVA, CAMILA R. (2019). Avaliação da Fadiga Muscular por meio da Metodologia Acumulativa e Normalizada. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº008, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 62p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Camila Rosa da Silva

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Avaliação da Fadiga Muscular por meio da Metodologia Acumulativa e Normalizada.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Camila Rosa da Silva

Faculdade de Tecnologia

Campus Darcy Ribeiro, Universidade de Brasília

71910-90 Brasília – DF – Brasil.

## **Dedicatória**

*Dedico este trabalho a meus pais – José e Rita – que sempre me apoiaram e me incentivaram incondicionalmente e a minha irmã – Caroline – que aguenta minhas loucuras todos os dias.*

*Camila Rosa da Silva*



## Agradecimentos

*Apesar de todo o sofrimento que passei durante a graduação, eu acho que ainda tenho o que agradecer.*

*Agradeço, primeiramente, a meus pais, José e Rita. Eles são a base de tudo que sou hoje. Sem eles eu não estaria aqui agora. Eles me apoiaram e me incentivaram a sempre seguir em frente. Na maioria das vezes, isso é muito difícil e eu nem sempre acho que estou à altura daquilo que eles esperam de mim, mas sei que sempre posso contar com eles para o que der e vier e, por eles, continuar tentando.*

*Agradeço também a minha irmã, Caroline. Às vezes nem precisamos falar nada para entendermos o que pensamos e, por isso, sei que posso contar com ela para dividir as coisas boas e ruins da vida. Ela tem que me aturar todos os dias e, se isso não é suficiente para garantir um lugarzinho nesses agradecimentos, eu não sei o que garantiria.*

*Agradeço a meu orientador, Prof. Dr. Francisco Assis de Oliveira Nascimento. Ele teve a bondade de aceitar a árdua tarefa de me orientar durante este trabalho quando eu já pensava em desistir, e eu o agradeço imensamente pelo tempo que ele investiu em mim. Agradeço também sua paciência e toda a ajuda que recebi neste trabalho e outras matérias que eu tive a sorte de poder aprender com ele.*

*Agradeço aos membros da banca de avaliação, Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo e Dr. Valdinar de Araújo Rocha Júnior. Eles me deram ótimos conselhos durante e depois do trabalho e agradeço imensamente pelo tempo que eles tiraram para ler e avaliar tanto a mim quando ao meu trabalho.*

*Agradeço aos amigos que fiz dentro da universidade, Antônio, Cristiano e Victor. Sem eles eu teria tido muito mais dificuldade em passar por todos os anos que fiquei na universidade e estudar para poder apoiá-los e ajudá-los sempre que eu pudesse foi meu grande incentivo para continuar tentando chegar mais longe. Saber que eu também podia contar com ajuda deles e que podíamos sofrer juntos por causa das matérias também me tranquilizava.*

*Agradeço aos amigos que tenho fora do curso. Sem eles, eu provavelmente já teria enlouquecido por ficar tanto tempo com a cabeça enterrada em trabalhos, provas e estudos todos os dias. Eles acreditaram em mim mesmo quando eu não acreditava e, com ajuda deles, tive muitos dias divertidos e distrações da rotina cansativa da faculdade.*

*Camila Rosa da Silva*

---

## RESUMO

Este trabalho aborda a estimação objetiva da fadiga muscular em experimentos físicos isométricos e dinâmicos utilizando eletromiografia de superfície (EMG-S). A ênfase desta proposta é preservar a assinatura espectral do fenômeno da fadiga muscular enquanto reduz os efeitos espaciais da localização do eletrodo, e diminuir a disparidade dos resultados obtidos pelo mesmo protocolo experimental em diferentes momentos. A metodologia acumulativa e normalizada (*Weighted-Cumulated Methodology - WCM*) é utilizada para evidenciar as características não-estacionárias da fadiga muscular que é gradualmente identificada com sua inércia e intensidade.

Palavras Chave: Eletromiografia de Superfície, Fadiga Muscular, Metodologia Acumulativa e Normalizada

---

## ABSTRACT

This work addresses the objective estimation of muscular fatigue in isometric and dynamic physical experiments using surface electromyography (S-EMG). The emphasis of this proposition is to preserve the spectral signature of the phenomenon of muscular fatigue as it reduces the spatial effects of the placement of the electrode, and to lessen the disparity of the results obtained by the same experimental protocol in different moments. The Weighted-Cumulated Methodology (WCM) is used to evidence the non-stationary characteristics of the muscular fatigue which is gradually identified by its inertia and intensity.

Keywords: Surface Electromyography, Muscular Fatigue, Weighted-Cumulated Methodology

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.1.1	TECIDO MUSCULAR E FADIGA	1
1.1.2	ELETROMIOGRAFIA	3
1.1.3	ESTIMAÇÃO DE FADIGA MUSCULAR	4
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	6
1.3	OBJETIVOS DO TRABALHO	7
<b>2</b>	<b>METODOLOGIA CUMULATIVA E NORMALIZADA</b>	<b>9</b>
2.1	FUNDAMENTAÇÃO MATEMÁTICA	9
2.1.1	INDICADORES CLÁSSICOS	9
2.1.2	METODOLOGIA CUMULATIVA E NORMALIZADA	11
2.2	BANCO DE SINAIS	14
2.2.1	AMOSTRA	14
2.2.2	AQUISIÇÃO DOS SINAIS	14
<b>3</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>16</b>
3.1	ANÁLISE DO IMPACTO DO NÍVEL DE SOBREPOSIÇÃO E TAMANHO DE JANELAS PARA DIFERENTES FATORES DE INTERPOLAÇÃO	16
3.2	ANÁLISE DO IMPACTO DE DIFERENTES TIPOS DE WAVELETS E JANELAS	26
3.3	ANÁLISE DO IMPACTO DE DIFERENTES MÉTODOS DE EXTENSÃO DE WAVELET	36
<b>4</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>43</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>46</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>49</b>
<b>I</b>	<b>FIGURAS EXTRAS</b>	<b>50</b>

# LISTA DE FIGURAS

1.1	Diagrama simplificado de uma unidade motora. Adaptado de [1].....	1
1.2	Gráficos ilustrando gravações mecânicas e elétricas dos diferentes tipos de unidades motoras provenientes do músculo lateral gastrocnemius. Adaptado de [2]. .....	2
1.3	Propagação dos potenciais de ação numa fibra condutora. Adaptado de [3]. .....	3
1.4	Exemplos de eletrodos (Ot Bioelettronica, Itália) existentes. Em (a) é possível observar um eletrodo simples com apenas dois pontos de contato. Em (b) observa-se eletrodos arranjados de forma linear. Por fim, em (c) tem-se eletrodos arranjados em formato matricial.....	4
1.5	Mudança na razão entre as regiões de alta/baixa frequência (130-233Hz/20-40Hz) de um espectro de potência de EMG durante 60 s de máxima contração voluntária do músculo quadríceps. Adaptado de [4]. .....	5
1.6	Ilustração da influência do posicionamento dos eletrodos no sinal de EMG gravado. Adaptado de [5]. .....	7
2.1	Exemplo de gráfico formado a partir de valores do parâmetro RMS. A linha vermelha pontilhada representa a regressão linear dos valores de RMS. ....	10
2.2	Exemplo de gráfico formado a partir de valores do parâmetro MDF. A linha vermelha pontilhada representa a regressão linear dos valores de MDF. ....	11
2.3	Exemplo de gráfico formado a partir das curvas estacionária (em vermelho), cumulativa (em azul) e cumulativa e normalizada (em verde) calculadas com base na RMS.....	13
3.1	Exemplo dos sete canais gravados para um dos sujeitos utilizados na análise.....	17
3.2	Interface do programa utilizado para análise. ....	18
3.3	Curvas cumulativas e normalizadas da RMS do sinal utilizando a janela Retangular..	19
3.4	Curvas cumulativas e normalizadas da RMS do sinal utilizando a janela <i>Perfectly Flat-Top</i> . ....	20
3.5	Curvas cumulativas e normalizadas da MDF do sinal utilizando a janela Retangular.	21
3.6	Curvas cumulativas e normalizadas da MDF do sinal utilizando a janela <i>Perfectly Flat-Top</i> . ....	22
3.7	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> do sinal utilizando a janela Retangular.....	23
3.8	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> do sinal utilizando a janela <i>Perfectly Flat-Top</i> . ....	24

3.9	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o primeiro teste do sujeito S1 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	27
3.10	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o segundo teste do sujeito S1 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	28
3.11	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o primeiro teste do sujeito S4 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	29
3.12	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o segundo teste do sujeito S4 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	30
3.13	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o primeiro teste do sujeito S7 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	31
3.14	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o segundo teste do sujeito S7 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	32
3.15	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o primeiro teste do sujeito S9 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	33
3.16	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o segundo teste do sujeito S9 utilizando diversas <i>wavelets</i> . .....	34
3.17	Sinal advindo do quarto canal de S1. ....	37
3.18	Sinal advindo do quarto canal de S7. ....	38
3.19	Sinal advindo do quarto canal de S12. ....	38
3.20	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S1 utilizando fator de interpolação 1:1. ....	39
3.21	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S1 utilizando fator de interpolação 2:1. ....	40
3.22	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S1 utilizando fator de interpolação 4:1. ....	40
I.1	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S7 utilizando fator de interpolação 1:1. ....	50
I.2	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S7 utilizando fator de interpolação 2:1. ....	51
I.3	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S7 utilizando fator de interpolação 4:1. ....	51
I.4	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S12 utilizando fator de interpolação 1:1. ....	52
I.5	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S12 utilizando fator de interpolação 2:1. ....	52
I.6	Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de <i>wavelet</i> calculadas para o sujeito S12 utilizando fator de interpolação 4:1. ....	53

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Contextualização

#### 1.1.1 Tecido muscular e fadiga

Além de dar forma aos organismos, o tecido muscular esquelético também é capaz de exercer forças que contribuem para a movimentação e manutenção de postura de um indivíduo, por exemplo [6][7]. Para que seja capaz de realizar suas funções de produção de força, o músculo é formado por uma série de unidades motoras (MU – do inglês *Motor Unit*). Estas unidades motoras são formadas a partir da interação entre as fibras musculares e os neurônios motores do tipo  $\alpha$  provenientes da medula espinhal [8]. Dentre os tipos de unidades motoras existentes é possível reconhecer três tipos distintos e classificá-los quando à sua taxa de disparo, força exercida e resistência à fadiga. Um desenho esquemático destas unidades motoras pode ser observado na Figura 1.1.

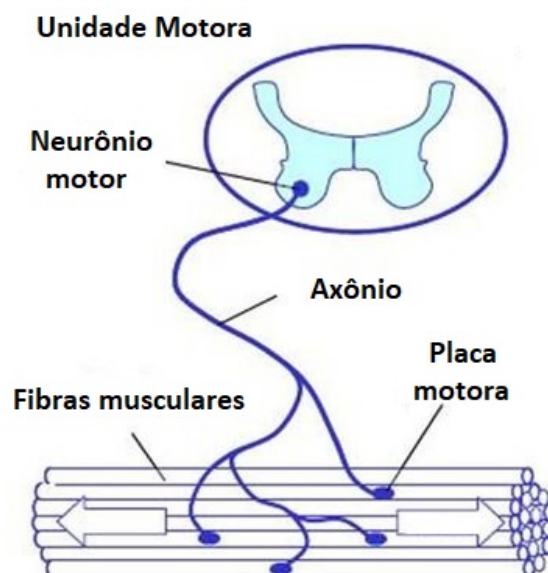


Figura 1.1: Diagrama simplificado de uma unidade motora. Adaptado de [1].

Unidades motoras lentas (S – do inglês *Slow*) são curtas e possuem uma taxa de disparo muito baixa. Como é possível observar nos gráficos da parte superior da Figura 1.2, a força exercida é baixa, mas pode ser mantida por muito tempo. No outro extremo se encontram as unidades motoras rápidas e fatigantes (FF – do inglês *Fast Fatigable*). Elas possuem características opostas às das unidades motoras lentas, portanto tem uma alta taxa de disparo, são longas e capazes de aplicar grandes quantidades de força. Sua desvantagem está no fato de que, assim como o nome indica, estas unidades são suscetíveis à fadiga. Os gráficos da parte inferior da Figura 1.2 ilustram estas características. É possível perceber que a força exercida é bem mais elevada do que as unidades motoras do tipo S, o tempo que elas conseguem manter este nível de força, entretanto, é baixo. As unidades motoras rápidas e resistentes à fadiga (FR – do inglês *Fast fatigue Resistant*) são o meio termo entre os dois extremos e conseguem combinar de forma moderada as características das duas outras unidades motoras mencionadas anteriormente [8]. As características deste tipo de unidade motora estão ilustradas nos gráficos intermediários da Figura 1.2.

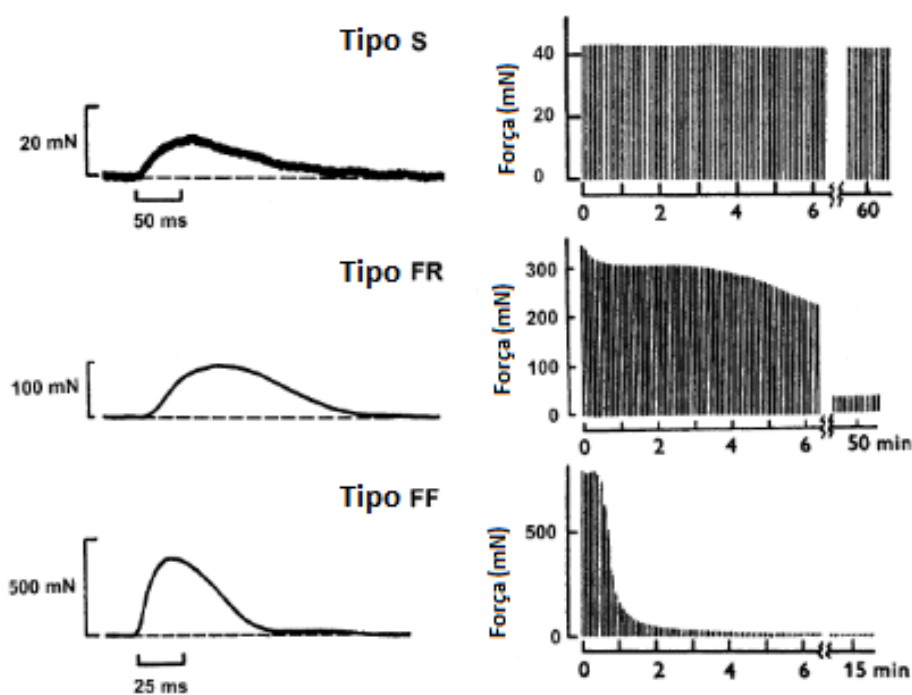


Figura 1.2: Gráficos ilustrando gravações mecânicas e elétricas dos diferentes tipos de unidades motoras provenientes do músculo lateral gastrocnemius. Adaptado de [2].

Para que possam ser capazes de realizar seus movimentos de contração para a execução de força, as unidades motoras precisam ser submetidas a potenciais de ação. Normalmente as células se encontram num estado de equilíbrio (potencial de repouso). Devido às concentrações de íons na membrana das células, o potencial percebido no interior da célula em repouso é negativo e próximo a  $-90mV$  [3]. Durante a contração do músculo, no entanto, acontece uma rápida despolarização da membrana muscular viabilizada pela passagem do potencial de ação. Esta despolarização, entretanto, é logo cessada pelo reestabelecimento do potencial de repouso com a migração de íons positivos para fora da membrana das células. Este processo de despolarização de uma fibra muscular pode ser observado na Figura 1.3.

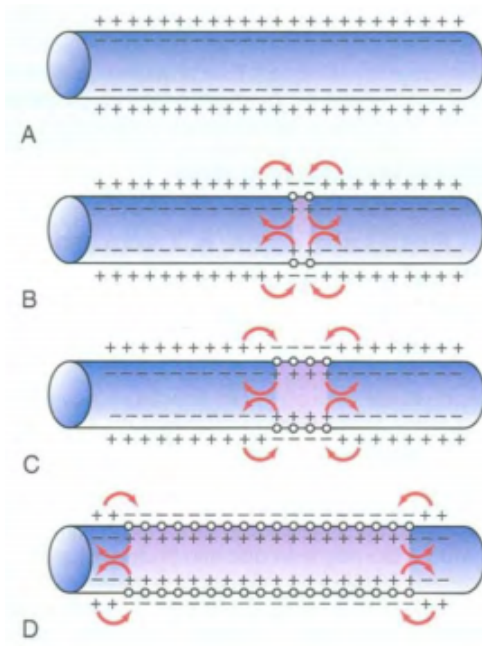


Figura 1.3: Propagação dos potenciais de ação numa fibra condutora. Adaptado de [3].

As unidades motoras, entretanto, não conseguem manter seu esforço por tempo infinito. Quando uma situação de esforço muscular é mantida ao longo do tempo, uma degradação temporária na habilidade de gerar a força necessária para manter o esforço começa a se estabelecer. A este fenômeno, dada-se o nome de fadiga [9]. Muitas propriedades musculares são alteradas durante a fadiga como, por exemplo, metabólitos intracelulares, íons intracelulares e extracelulares, além dos potenciais de ação mencionados anteriormente [10].

A fadiga muscular é um fenômeno que está presente cotidianamente na vida de muitas pessoas [11][12] e ser capaz de reconhecê-la e até mesmo estimá-la, é de grande valia para os campos de pesquisa como a Ergonomia e a Fisiologia [13], por exemplo. Para este processo de estimação, a utilização de biomarcadores como o lactato apresenta-se como uma das técnicas existentes. Eles indicam uma mudança na expressão ou estado de uma proteína [14], mas a dificuldade de obtenção de seus valores durante o esforço muscular apresenta-se como uma das desvantagens da utilização da técnica.

Devido a este tipo de problema, métodos mais simples de serem implementados e que permitam a visualização mais imediata do que está ocorrendo no músculo durante o esforço precisam ser utilizados. Levando em conta as mudanças relacionadas aos níveis de concentração de íons necessária para que os potenciais de ação possam ser transmitidos através das fibras musculares, é possível perceber mudanças nos sinais mioelétricos, por exemplo [15].

### 1.1.2 Eletromiografia

Para capturar e registrar a atividade elétrica gerada pelos potenciais de ação aos quais as unidades motoras são submetidas utiliza-se a eletromiografia (EMG) [5][16]. A captação destes



sinais pode ser feita de duas formas distintas: eletromiografia intramuscular ou a eletromiografia de superfície. Apesar de a eletromiografia intramuscular ser capaz de produzir sinais bem mais seletivos quando à localização espacial da unidade motora, ela possui a inconveniência de ser uma técnica invasiva. Ou seja, para que o EMG intramuscular seja gravado, é preciso utilizar agulhas ou fios ligados ao músculo [17].

O sinal proveniente de uma EMG de superfície (EMG-S), apesar de não apresentar uma precisão tão grande quando a técnica invasiva, apresenta-se como uma técnica mais simples de ser implementada. Para sua captação é possível utilizar eletrodos que são posicionados sobre a pele do sujeito. Entre alguns dos tipos existentes é possível citar os eletrodos individuais (Figura 1.4(a)), eletrodos em arranjo linear (Figura 1.4(b)) e eletrodos em arranjo matricial (Figura 1.4(c)). A escolha do tipo de eletrodo que será utilizado durante a gravação de um sinal de EMG depende principalmente do local onde os eletrodos serão posicionados e o tipo de informação que se deseja obter.

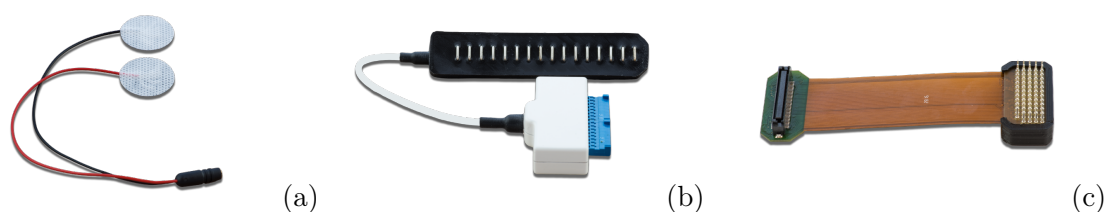


Figura 1.4: Exemplos de eletrodos (Ot Bioelettronica, Itália) existentes. Em (a) é possível observar um eletrodo simples com apenas dois pontos de contato. Em (b) observa-se eletrodos arranjados de forma linear. Por fim, em (c) tem-se eletrodos arranjados em formato matricial.

Para melhorar a qualidade do sinal advindo de uma EMG-S é preciso garantir que os eletrodos utilizados se movam o mínimo possível. Além disso, é preciso minimizar problemas que podem ser originados a partir do mal contato do eletrodo com a pele. Para tanto, pode-se utilizar gel condutor entre a pele da pessoa e o eletrodo. Alguns eletrodos já podem ser comprados pré-preparados e com gel aplicado em seus contatos.

Apesar de a EMG-S ter a vantagem de ser não invasiva, o primeiro problema que já pode ser observado é que, para chegar ao eletrodo, o sinal elétrico advindo do músculo precisa atravessar a camada de tecido que está entre o músculo e a superfície da pele (volume condutor). Este fato, por si só, já introduz algum erro ao sinal captado. Além disso outros problemas de natureza temporal e espacial podem ser observados.

### 1.1.3 Estimação de fadiga muscular

Uma vez que muitos fatores podem ser alterados durante o processo de instalação da fadiga muscular, os métodos de estimação são diversos e levam em consideração as muitas mudanças que podem ocorrer. Alguns dos modelos existentes calculados a partir de técnicas não invasivas se baseiam, por exemplo, nas mudanças que ocorrem na velocidade de condução, relacionadas à

velocidade de propagação dos potenciais de ação ao longo das fibras musculares [18].

Além disso, outra característica geralmente citada em contrações estáticas são aumentos na amplitude do sinal. Isso se deve ao fato de que o sistema neuromuscular tenta manter constante o torque exigido para o esforço recrutando unidades motoras adicionais e/ou aumentando a taxa de disparo das unidades já recrutadas [19]. A utilização da raiz quadrática média (RMS – do inglês *Root Mean Square*), por exemplo, é capaz de avaliar essa mudança na amplitude.

Ambas abordagens citadas anteriormente, são mais voltadas para a análise no domínio do tempo. Entretanto, utilizando os sinais provenientes de gravações de EMG-S, uma alternativa baseia-se na análise no domínio da frequência a partir do espectro de potência do sinal. A fadiga muscular pode se apresentar como um deslocamento do espectro de potência em direção à região de baixa frequência [4], ou seja, uma queda na razão entre a área da região de alta frequência pela de baixa frequência como é possível notar na Figura 1.5.

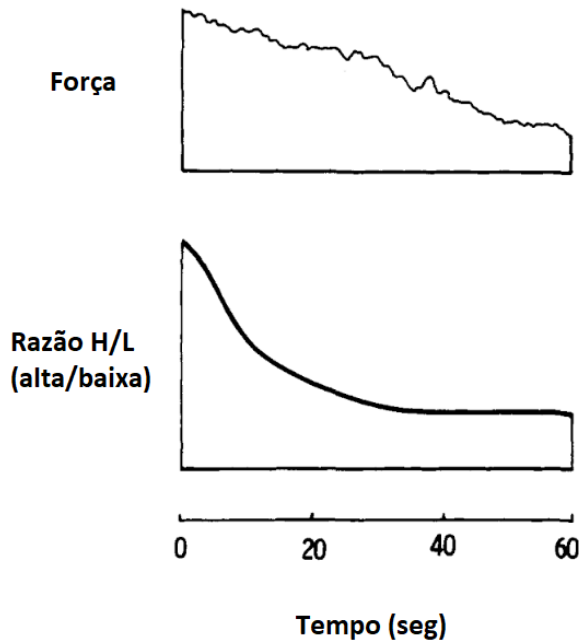


Figura 1.5: Mudança na razão entre as regiões de alta/baixa frequência (130-233Hz/20-40Hz) de um espectro de potência de EMG durante 60 s de máxima contração voluntária do músculo quadríceps. Adaptado de [4].

O primeiro passo a ser tomado antes da aplicação de qualquer abordagem de análise é a segmentação do sinal em janelas [20]. Este processo de segmentação pode ser descrito matematicamente por

$$\hat{x}_m[n] = x_m[n] w[n], \quad n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (1.1)$$

em que  $x_m[n]$ ,  $n = 0, 1, \dots, N - 1$  representa  $m$ -ésimo segmento ( $m = 0, 1, \dots, M$ , em que  $M$  corresponde ao número de janelas criadas a partir do sinal original) de comprimento  $N$  do sinal; e  $w[n]$ ,  $n = 0, 1, \dots, N - 1$  representa uma janela de comprimento  $N$ .

A partir desse passo, muitos caminhos diferentes para análise podem ser tomados. Entretanto, também é preciso levar em consideração a forma como os valores serão comparados entre os sujeitos do próprio experimento e entre experimentos diferentes, ou seja, o teste precisa ser reprodutível. A reprodutibilidade é essencial para determinar medidas estáveis para as avaliações consecutivas de fadiga e a investigação da reprodutibilidade das variáveis de EMG é considerada relevante para o uso clínico diário da EMG-S [21].

Os indicadores clássicos de análise do comportamento do sinal proveniente da EMG-S apresentam problemas de reprodutibilidade relacionados às diferenças entre as faixas dinâmicas de amplitude e ao comportamento do sinal do domínio da frequência [22].

## 1.2 Definição do problema

Quando se utiliza a S-EMG é preciso lidar com o fato de que alguns aspectos podem interferir naquilo que é gravado. O primeiro, já citado anteriormente na Seção 1.1.2, deve-se ao fato de que o sinal elétrico não é capturado diretamente a partir do músculo e, enquanto ele está em sua trajetória para alcançar o eletrodo, pode sofrer pequenas alterações. Além disso, o eletrodo pode ser capaz de captar ruídos devido ao próprio aparelho que está realizando a gravação e devido a rede elétrica (ruído da faixa de 50 ou 60 Hz dependendo da região), por exemplo.

Artefatos devido aos movimentos realizados pelo próprio sujeito também podem ser percebidos na faixa de baixa frequência do sinal. Considerando que o sinal de S-EMG está situado na faixa de 0 a 500 Hz e a faixa com maior energia está situada entre 50 e 150 Hz [5]. Quando se lida com S-EMG, portanto, considera-se a faixa de 20 a 500 Hz como sendo adequada para análise [23].

Além dos problemas citados anteriormente, também é importante ressaltar aqueles ligados a fatores espaciais e temporais. Os problemas espaciais se devem ao fato de o músculo ser móvel e deformável. À medida que ele se move durante a contração e/ou relaxamento, seu comprimento é modificado. Logo, uma vez que o eletrodo que está captando os sinais elétricos não consegue acompanhar esta mudança devido ao tecido que reveste o músculo, os sinais podem começar a ser capturados em porções diferentes do tecido muscular. Este problema pode ser facilmente observado em testes que envolvem movimentação constante, mas ele também pode ocorrer em testes isométricos.

No caso de testes isométricos o problema está em colocar o eletrodo quando o músculo está relaxado sem levar em consideração o que acontecerá com o seu comprimento após a aplicação de força. Caso colocado numa posição inadequada, após o músculo ser contraído, o eletrodo passa a captar sinais de partes indesejadas. Tais posições são, por exemplo, as regiões de inervação e próximo aos tendões. A Figura 1.6 ilustra a influência dos diferentes locais onde o eletrodo pode ser posicionada durante a gravação do sinal. Este problema pode ser parcialmente resolvido ao se escolher um local adequado levando em consideração a alteração do comprimento do músculo.

Já no caso temporal, o que ocorre são modificações do sinal quando um voluntário é submetido a um mesmo teste em diferentes períodos de tempo. Estas modificações podem ser observadas

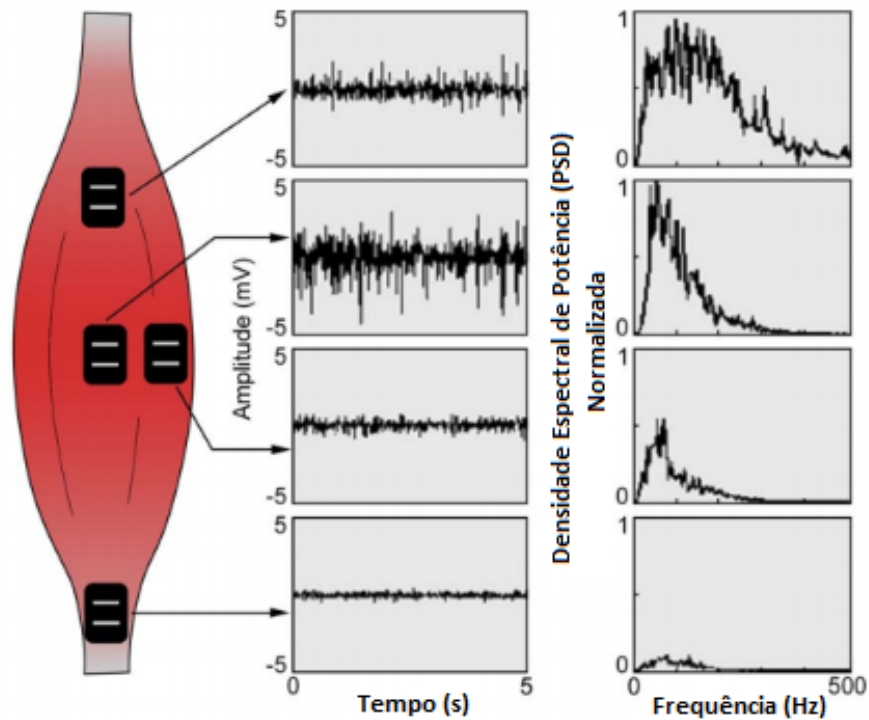


Figura 1.6: Ilustração da influência do posicionamento dos eletrodos no sinal de EMG gravado. Adaptado de [5].

tanto em testes que são feitos em diferentes dias como em testes feitos no mesmo dia. Neste caso, o problema também pode envolver os fatores espaciais uma vez que, ao se recolocar um eletrodo, é difícil posicioná-lo no mesmo local de testes anteriores. Os fatores citados anteriormente podem alterar o sinal de EMG e modificar, por exemplo, suas propriedades de amplitude e de frequência. Isto apresenta-se como uma grande influência quando deseja-se obter índices que medem a fadiga muscular.

A fadiga é considerada em casos de monitoramento da deterioração da performance muscular. A quantificação deste evento pode ser feita por meio da investigação da estabilidade das unidades motoras e a identificação de índices de fadiga apropriados [15].

### 1.3 Objetivos do trabalho

Toma-se como ponto inicial deste trabalho, portanto, a investigação de meios de se obter índices de descrição da atividade muscular que sejam menos suscetíveis a mudanças devido a fatores espaciais e temporais. Em especial, deseja-se focar em índices para descrição e quantização da fadiga muscular. Para tanto, pretende-se focar o trabalho na comparação dos resultados da Metodologia Cumulativa e Normalizada (WCM – do inglês *Weighted-Cumulated Methodology*) para diferentes tipos de *wavelets*. Além disso, na primeira parte do trabalho, comparar-se-á estas novas medidas quando aplicada para indicadores clássicos: raiz média quadrada (RMS) e frequência

mediana (MDF) do sinal de EMG no domínio da frequência. Para a primeira parte, a análise será focada em sinais já coletados para a determinação da influência de alguns parâmetros na divergência das curvas utilizadas para a descrição dos índices de fadiga.

Durante a segunda parte do trabalho, o foco é apenas na Metodologia Cumulativa e Normalizada aplicada a *wavelets* e como diferentes parâmetros de janelamento, *padding* e *wavelets* influenciam no seu comportamento.

## Capítulo 2

# Metodologia Cumulativa e Normalizada

## 2.1 Fundamentação matemática

### 2.1.1 Indicadores clássicos

Como descrito anteriormente na Seção 1.1.3, após o processo de janelamento do sinal, muitos métodos de análise podem ser empregados. O foco deste trabalho é na Metodologia Cumulativa e Normalizada (WCM), mas antes de passar para a sua descrição é preciso entender os métodos clássicos de análise para os quais também serão aplicados à WCM. Serão utilizadas a RMS que é um estimador clássico no domínio do tempo, e a frequência mediana (MDF – do inglês *Median Frequency*) que é um estimador clássico no domínio da frequência.

A RMS relaciona-se com a energia do sinal. No caso, o indicador clássico baseado na RMS é calculado como

$$\lambda_{RMS}[m] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_m[n]^2} \quad (2.1)$$

em que  $\lambda_{RMS}[m]$  corresponde ao valor da RMS calculado para o  $m$ -ésimo segmento do sinal,  $\hat{x}_m[n]$  é o segmento calculado a partir da Equação 1.1 e  $N$  é o comprimento do segmento do sinal. A Figura 2.1 ilustra um gráfico formado a partir dos valores da RMS calculados para um sinal de EMG-S. Uma vez que eles se apresentam bastante oscilantes à medida que as janelas avançam, uma forma de analisar com facilidade o efeito da fadiga é através de regressões. No gráfico, a linha vermelha pontilhada representa uma regressão linear e a caracterização da fadiga pode ser feita a partir da inclinação da curva. O comportamento esperado para este indicador é crescente, uma vez que, à medida que a fadiga se instala, a amplitude do sinal tende a aumentar.

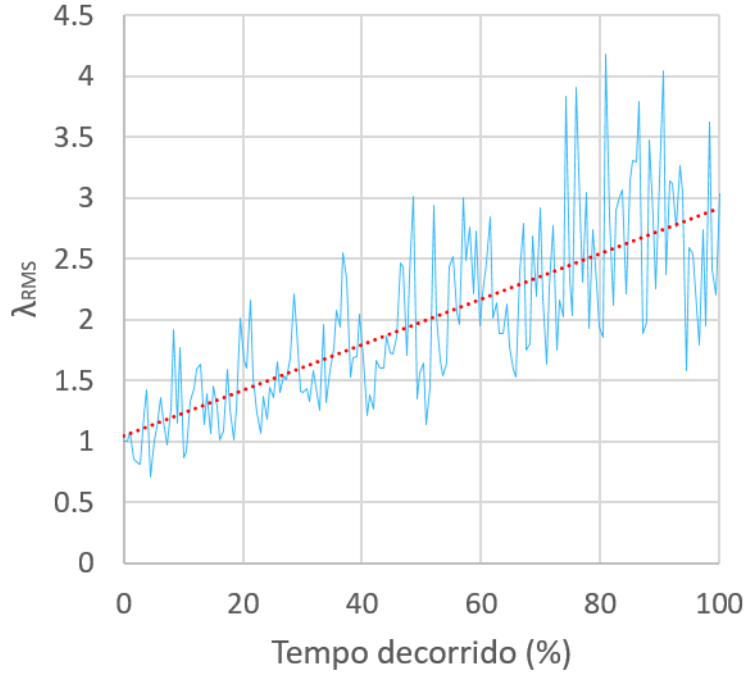


Figura 2.1: Exemplo de gráfico formado a partir de valores do parâmetro RMS. A linha vermelha pontilhada representa a regressão linear dos valores de RMS.

No domínio da frequência, os indicadores são calculados a partir da transformada discreta de Fourier (DFT – do inglês *Discrete Fourier Transform*) [24] dada por

$$X_m[k] = \frac{2}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_m[n] e^{-\frac{2\pi j}{N} kn} \quad (2.2)$$

A MDF é capaz de mensurar o deslocamento do espectro de potência do sinal para as baixas frequências à medida que a fadiga se estabelece e sua tendência, portanto, é que seu valor diminua. O indicador clássico baseado na MDF é descrito como

$$\sum_{k=0}^L |X_m[k]|^2 = \sum_{k=L}^{N-1} |X_m[k]|^2 = \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{N-1} |X_m[k]|^2 \quad (2.3)$$

$$\lambda_{MDF}[m] = L \frac{f_s}{N} \quad (2.4)$$

em que  $L$  corresponde à frequência que divide o espectro de potência em duas metades de mesma energia,  $\lambda_{MDF}[m]$  corresponde ao valor da MDF calculado para o  $m$ -ésimo segmento do sinal,  $f_s$  é a frequência de amostragem do sinal em Hz e  $N$  é o comprimento do segmento do sinal. Assim como o caso da RMS no domínio do tempo, os valores da MDF são bastante oscilatórios e, para que a caracterização da fadiga seja feita, a análise da inclinação da reta proveniente da regressão linear dos valores também pode ser utilizada. Um exemplo do comportamento esperado dos valores da MDF podem ser observados na Figura 2.2.

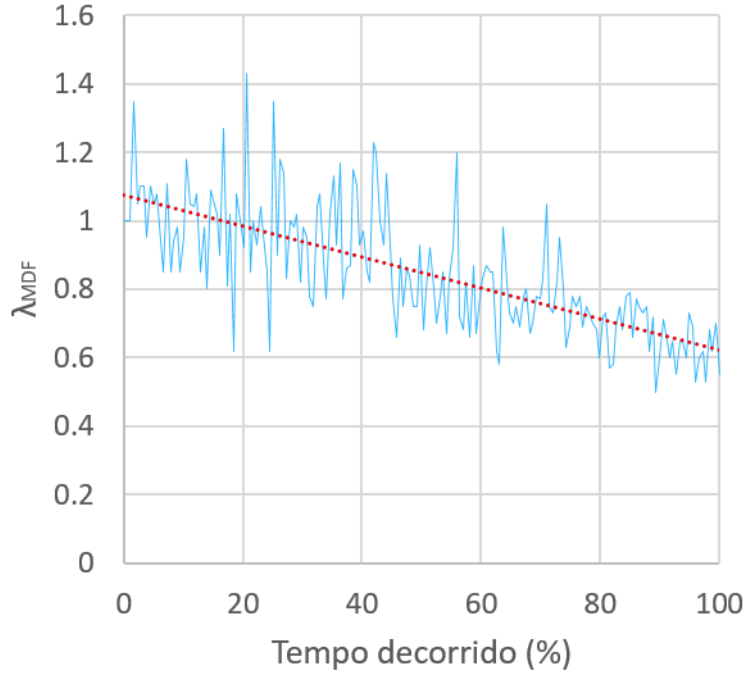


Figura 2.2: Exemplo de gráfico formado a partir de valores do parâmetro MDF. A linha vermelha pontilhada representa a regressão linear dos valores de MDF.

### 2.1.2 Metodologia cumulativa e normalizada

A utilização da metodologia cumulativa e normalizada proposta por [25] apresenta-se como um meio de tentar contornar alguns dos problemas percebidos durante a avaliação de sinais de S-EMG como, por exemplo, a reprodutibilidade. A metodologia cumulativa se apoia principalmente na necessidade de explicitar a similaridade que por vezes existe entre os índices descritores de fadiga, mas que tradicionalmente não fica visível à primeira vista. Seu objetivo é minimizar as oscilações observadas no incremento e decremento das variáveis de EMG e minimizar a influência do ruído [25]. Já a normalização apoia-se principalmente no objetivo de permitir a comparação da atividade entre diferentes músculos, momentos de teste e entre indivíduos [26], tornando adimensionais as medidas que estão sendo comparadas [27].

Primeiramente é preciso estabelecer um modelo que descreva o caso estacionário. Este modelo estacionário proposto em [25] é criado com base num modelo markoviano e estacionário. Neste modelo a soma dos valores da expectância para  $r$  segmentos do sinal,  $r \gg 1$ , converge para

$$\sum_{m=1}^r E\{\lambda[m]\} \cong \sum_{m=1}^r \mu_\lambda \cong \mu_\lambda \sum_{m=1}^r 1 \cong r\mu_\lambda = \lambda_c[r] \quad (2.5)$$

em que  $\mu_\lambda$  corresponde à expectância e  $\lambda_c[r]$  corresponde ao valor do parâmetro acumulado para o  $r$ -ésimo segmento do sinal. Este parâmetro pode ser normalizado tanto com relação à sua primeira medida como em relação a uma média das primeiras medidas. Neste trabalho apenas o primeiro valor calculado será tomado como medida de normalização. O parâmetro cumulativo e normalizado



para  $r \gg 1$  passa, então, a ser da seguinte forma

$$\lambda_a[r] = \frac{1}{\lambda_c[1]} \sum_{m=1}^r E\{\lambda[m]\} = \frac{\lambda_c[r]}{\lambda_c[1]} \cong r \quad (2.6)$$

em que  $\lambda_a[r]$  corresponde o parâmetro cumulativo. No caso estacionário, os valores deste parâmetro correspondem a uma função linear com inclinação de  $45^\circ$ .

Num caso real, no entanto, os valores para este parâmetro divergem da reta estacionária devido à fadiga muscular. Uma vez que os comportamentos dos parâmetros podem ser diferentes – os valores da RMS tendem a aumentar e os da MDF tendem a diminuir, por exemplo – uma manipulação matemática pode se tornar necessária para que todos apresentem curvas semelhantes. A escolha proposta em [25] determina que as curvas apresentem-se sempre como tendo um comportamento decrescente. Desta forma é estabelecido que para as curvas que apresentam comportamento crescente

$$\lambda_s[r] = 2r - \lambda_a[r] \quad (2.7)$$

em que  $\lambda_s[r]$  corresponde o parâmetro cumulativo e normalizado. Caso o comportamento da curva já seja decrescente, então basta que

$$\lambda_s[r] = \lambda_a[r] \quad (2.8)$$

A Figura 2.3 apresenta um exemplo dos tipos de curvas obtidas a partir da WCM aplicado para a RMS. O tempo decorrido e os valores dos parâmetros estão expressos em porcentagem. O caso estacionário definido na Equação 2.6 é representado pela reta em vermelho. Uma vez que os valores cumulativos da RMS tendem a aumentar (comportamento ilustrado pela curva em azul), então é preciso rebater a curva utilizando a Equação 2.7. O resultado desta operação é a curva em verde.

Finalmente a partir destas informações é possível definir os três parâmetros que serão utilizados. Uma vez que a RMS possui um comportamento crescente, é preciso utilizar a Equação 2.7 para a normalização. O correspondente à raiz quadrática média na metodologia cumulativa e normalizada é, portanto

$$\lambda_R[r] = 2r - \frac{1}{\gamma} \sum_{m=1}^r \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_m[n]^2} \quad (2.9)$$

$$\gamma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_1[n]^2} \quad (2.10)$$

em que  $\lambda_R[r]$  corresponde o parâmetro RMS cumulativo e normalizado até o  $r$ -ésimo segmento e  $\gamma$  é o valor da RMS do primeiro segmento.

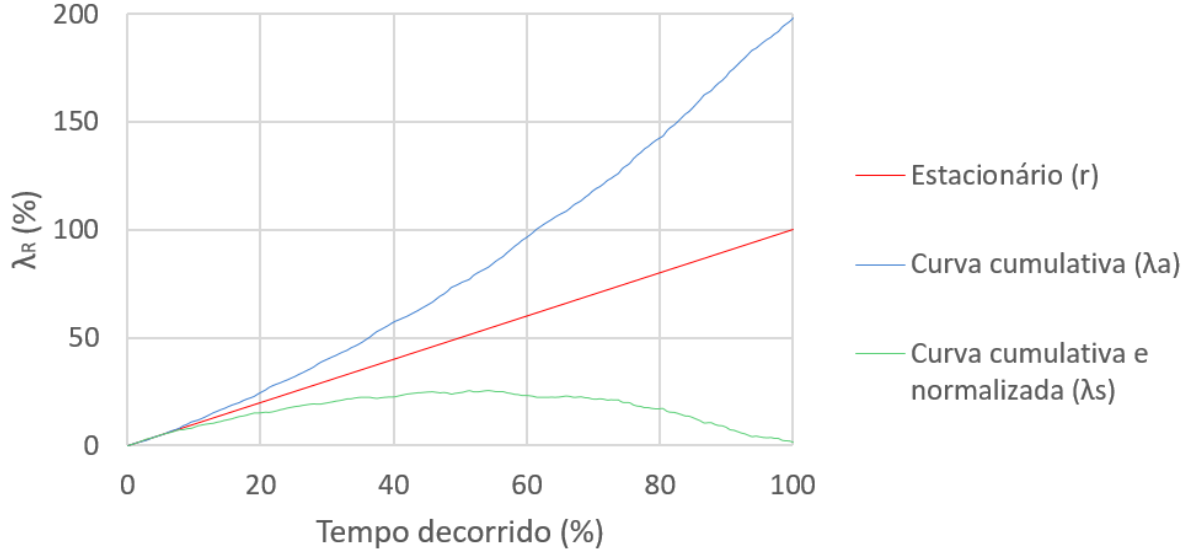


Figura 2.3: Exemplo de gráfico formado a partir das curvas estacionária (em vermelho), cumulativa (em azul) e cumulativa e normalizada (em verde) calculadas com base na RMS.

Já a MDF possui um comportamento decrescente, logo, não é necessário rebatê-la, bastando apenas considerar o que é estipulado pela Equação 2.8. Então, para a frequência mediana cumulativa e normalizada tem-se

$$\lambda_M[r] = \frac{1}{\gamma} \sum_{m=1}^r \lambda_{MDF}[m] \quad (2.11)$$

$$\gamma = \lambda_{MDF}[1] \quad (2.12)$$

em que  $\lambda_M[r]$  corresponde o parâmetro MDF cumulativo e normalizado até o  $r$ -ésimo segmento e  $\gamma$  é o valor da MDF do primeiro segmento.

Por último apresenta-se o parâmetro cumulativo e normalizado para *wavelets*. O comportamento para a análise em tempo-frequência apresentado pelo método com *wavelets* também é crescente e, mais uma vez, é preciso utilizar a Equação 2.7 para a normalização, resultando na seguinte relação

$$\lambda_W[r] = 2r - \frac{1}{\gamma} \sum_{m=1}^r \sqrt{\sum_{l=0}^{\log_2(N)-1} \sum_{k=0}^{2^l-1} \frac{|W_m[2^l + k - 1]|^2}{2^l}} \quad (2.13)$$

$$\gamma = \sqrt{\sum_{l=0}^{\log_2(N)-1} \sum_{k=0}^{2^l-1} \frac{|W_1[2^l + k - 1]|^2}{2^l}} \quad (2.14)$$

em que  $\lambda_W[r]$  corresponde o parâmetro cumulativo e normalizado para *wavelets* até o  $r$ -ésimo

segmento e  $W_m$  corresponde ao vetor de coeficientes de aproximação e detalhes da DWT para cada segmento  $m$  do sinal.

## 2.2 Banco de sinais

### 2.2.1 Amostra

Para este trabalho, utilizou-se sinais provenientes de [25]. Foram disponibilizados sinais de oito voluntários saudáveis com idade média de  $26,90 \pm 4,00$  anos, estatura média de  $179,0 \pm 7,32$  cm e massa corporal média de  $71,53 \pm 7,51$  kg. A maioria dos voluntários não possuía uma rotina regular de exercícios físicos e aqueles que se exercitavam reportavam treinos de aproximadamente uma hora, três dias na semana e não estavam envolvidos em práticas competitivas. Nenhum dos participantes reportou problemas agudos ou crônicos na articulação do cotovelo.

Todos os voluntários preencheram um Questionário de Prontidão para Atividade Física que apresentou-se como um critério de exclusão do estudo caso alguma resposta fosse positiva. Os procedimentos foram submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília. Um termo de consentimento livre e esclarecido explicando em detalhes os objetivos, benefícios, testes e procedimentos envolvidos foi assinado por todos os participantes. Por fim, o estudo foi realizado Laboratório de Biomecânica e Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (FEF/UnB).

### 2.2.2 Aquisição dos sinais

Os participantes permaneceram sentados com os joelhos em ângulo reto e o braço direito apoiado no encosto da cadeira. Durante o procedimento experimental, foram orientados a realizar a tração de uma célula de carga (AEPH – Brasil, carga máxima 50 kgf) enquanto mantinham o braço em posição supinada e o cotovelo direito flexionado a  $90^\circ$ . Primeiro, três testes de força máxima com duração de 3 s e intervalos de um minuto entre os testes foram realizados para determinar os limites de cada voluntário.

Em seguida, foram determinadas as regiões de boa propagação e um arranjo linear semiflexível de 8 eletrodos (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália) foi fixado à pele dos participantes com auxílio de uma espuma adesiva. Além disso, gel condutor eletrolítico foi utilizado para melhorar a condutividade entre os eletrodos e a pele do voluntário.

Para a aquisição dos dados de EMG, foi utilizado um eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália) ajustado com uma taxa de aquisição de 2048 Hz e amplificação de 2000 vezes. Este aparelho foi conectado a um computador por meio de uma placa conversora analógica-digital PCMCIA de 12 *bits* (DAQ6045E – National Instruments, Estados Unidos).

O teste de fadiga em si consistiu de duas partes iguais e realizadas com 15 minutos de diferença entre si. Durante o teste, a célula de força foi programada para exercer 40% da força máxima do participante que precisava manter uma contração isométrica por 90 s. Permitiu-se uma variação de

$\pm 5,00\%$  da intensidade de contração durante o experimento e, para que os voluntários pudessem manter o nível de força desejado, foi fornecido um *feedback* visual por meio do equipamento MISO II (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália).

## Capítulo 3

# Resultados e Discussões

### 3.1 Análise do impacto do nível de sobreposição e tamanho de janelas para diferentes fatores de interpolação

Para a primeira análise feita durante o primeiro semestre de trabalho, escolheu-se o sujeito S1 dentre os oito disponíveis no banco de sinais. Esta primeira análise foi realizada principalmente para que houvesse a familiarização com o tipo de sinal e as análises envolvidas, além da aplicação e verificação de conceitos presentes na literatura sobre o assunto.

Para cada um dos testes em cada um dos participantes, o conjunto de sinais continha 7 canais diferentes. Estes sinais foram gravados de partes próximas do músculo devido ao eletrodo com arranjo linear utilizado para aquisição. Para análise dos índices de fadiga, escolheu-se trabalhar com o quarto canal, uma vez que este canal era o que registrava maior energia no domínio da frequência. Na Figura 3.1, os canais estão organizados em ordem e aquele que está posicionado em  $-4$  corresponde ao quarto canal.

Isolou-se o quarto canal do resto do arquivo, salvando-o num local separado para facilitar sua análise e utilização no programa. Este procedimento foi feito individualmente para cada um dos sujeitos escolhidos à medida que os sinais eram verificados no domínio da frequência. Por fim, obteve-se oito arquivos diferentes, cada um contendo a informação do quarto canal de cada um dos testes. Passou-se, então, para a utilização do programa de análise. A interface do programa está ilustrada na Figura 3.2.

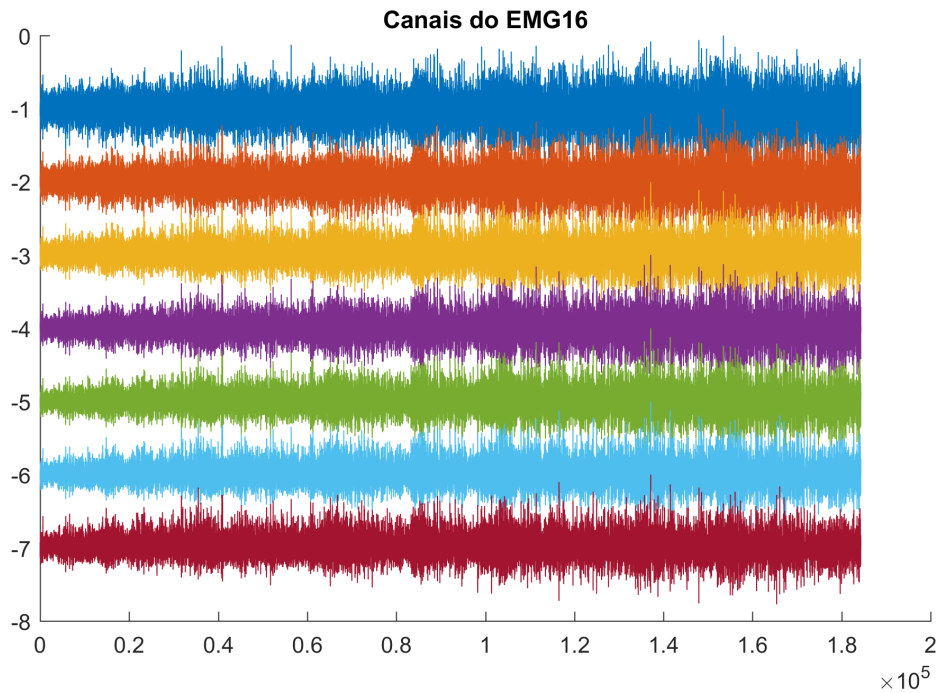


Figura 3.1: Exemplo dos sete canais gravados para um dos sujeitos utilizados na análise.

O primeiro passo sugerido foi a análise da influência que os parâmetros disponibilizados no programa teriam sobre os índices de fadiga. Os parâmetros que foram analisados foram:

- Fator de interpolação – 1:1, 2:1 e 4:1;
- Tamanho da janela – 125 ms, 250 ms, 500 ms e 1000 ms (o comprimento em amostras de cada janela varia dependendo do fator de interpolação utilizado);
- Sobreposição de janelas – 0%, 25%, 50% e 75%;
- Tipo de janela – *Rectangular* e *Perfectly Flat-Top*;
- Método de análise – *Weigthed Cumulated RMS*, *Weigthed Cumulated MDF* e *Weigthed Cumulated Wavelet*.

A janela Retangular é largamente utilizada por sua fácil implementação que consiste apenas na separação do segmento do sinal sem nenhuma modificação na amplitude do segmento. Levando em consideração a Equação 1.1, então o segmento  $\hat{x}_m[n]$  é igual ao segmento do sinal original  $x_m[n]$ . Já a janela *Perfectly Flat-Top* proposta em [28] e tem como característica um lóbulo principal com decaimento monotônico, comportamento obtido através do zeramento das frequências derivativas do espectro da janela na origem.

Além disso, foi preciso manter alguns parâmetros constantes. Foram eles:

- Método de interpolação – *spline*;

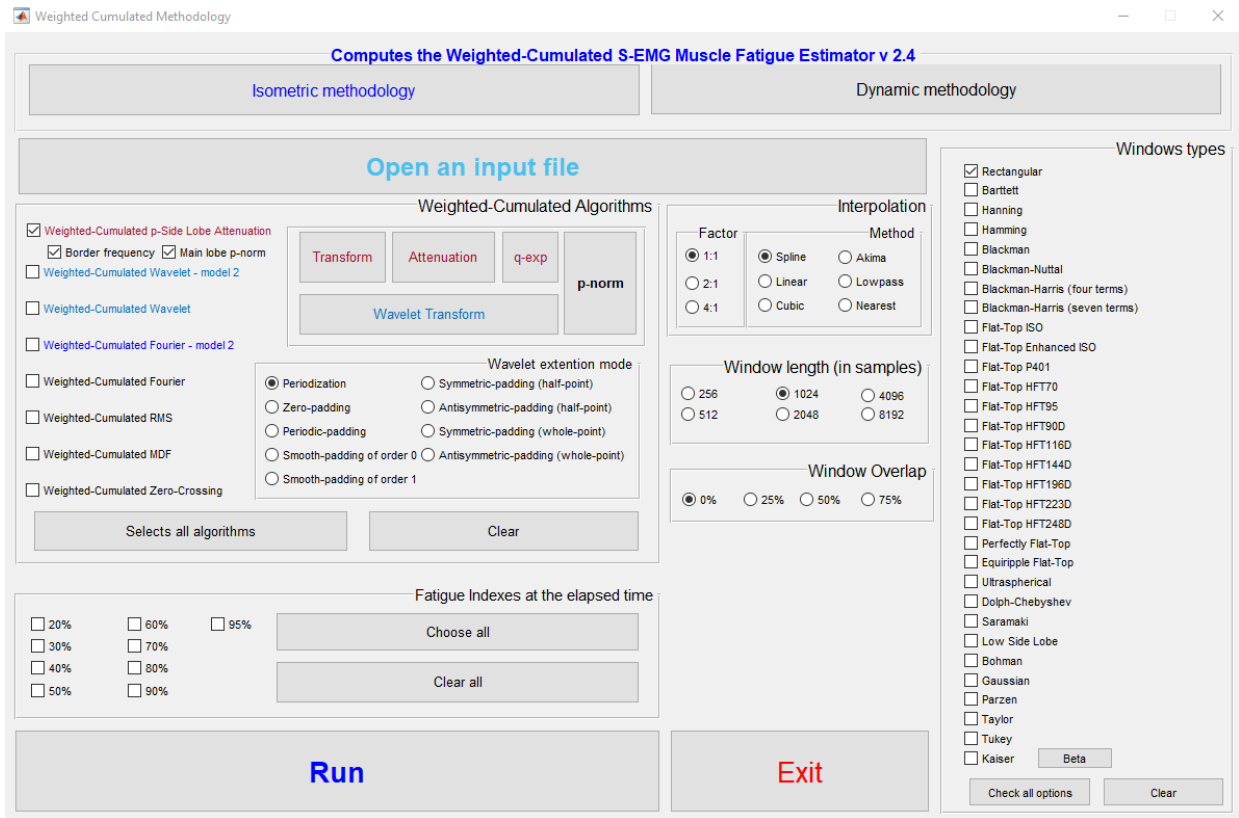


Figura 3.2: Interface do programa utilizado para análise.

- *Wavelet – Symlet 5*;
- Modelo de extensão de *wavelet – Periodization*.

Os parâmetros que foram mantidos fixos já eram marcados inicialmente pelo programa. A *wavelet* apresenta-se como uma opção comum na análise de sinais de EMG, como reportado por [25]. Já o *padding Periodization* é uma opção simples de ser implementada, pois consiste apenas na repetição do segmento do sinal com possível extensão do último elemento caso o número de amostras seja ímpar [29]. Considerando, por exemplo, que o sinal seja [1 2 3], então ao se aplicar o *padding Periodization*, obtém-se o sinal [1 2 3 3 1 2 3 3 1 2 3 3].

A partir destas determinações, iniciou-se uma série de testes modificando-se cada um dos parâmetros de cada vez e testando sua influência nas curvas descritas pelos parâmetro cumulativos e normalizado. Para estas comparações escolheu-se o sujeito S1 arbitrariamente.

Os resultados foram organizados em um arquivo de variáveis do *workspace* do MATLAB®. Em seguida, as curvas foram organizadas em gráficos. Cada uma das figuras de 3.3 a 3.8 contém três gráficos diferentes, cada um representando um fator de interpolação diferente. O tempo foi utilizado em porcentagem em função do tempo total do teste, e os valores das curvas também foram ajustados para porcentagem em função ao tempo total. Isso facilita a comparação entre as diferentes quantidades de janelas que foram obtidas para cada combinação entre nível de sobreposição e comprimento de janela que é representada pelas diferentes curvas de cada um dos gráficos.

### Weighted Cumulated RMS Window Rectangular

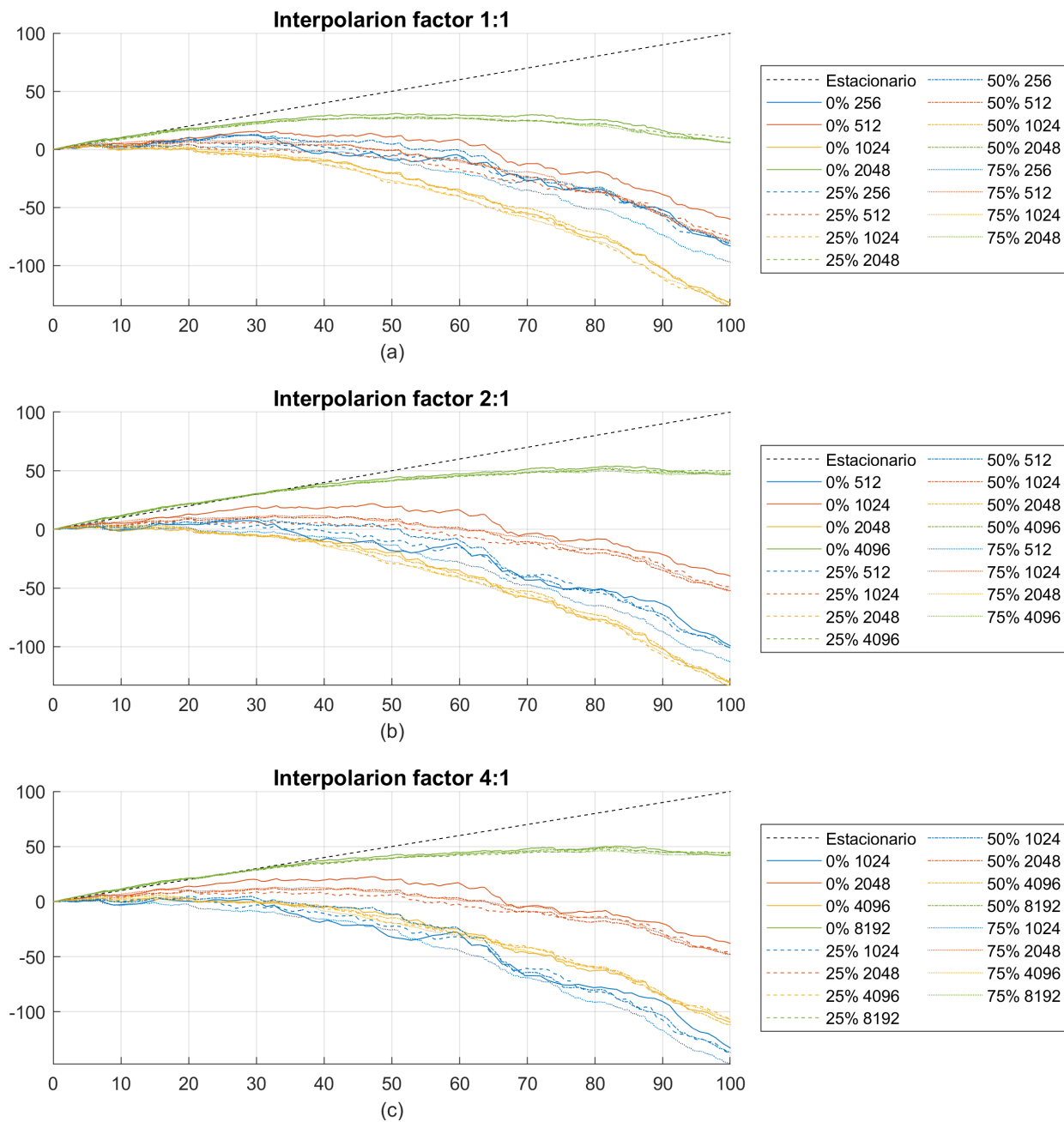


Figura 3.3: Curvas cumulativas e normalizadas da RMS do sinal utilizando a janela Retangular.



## Weighted Cumulated RMS Window Perfectly Flat-Top

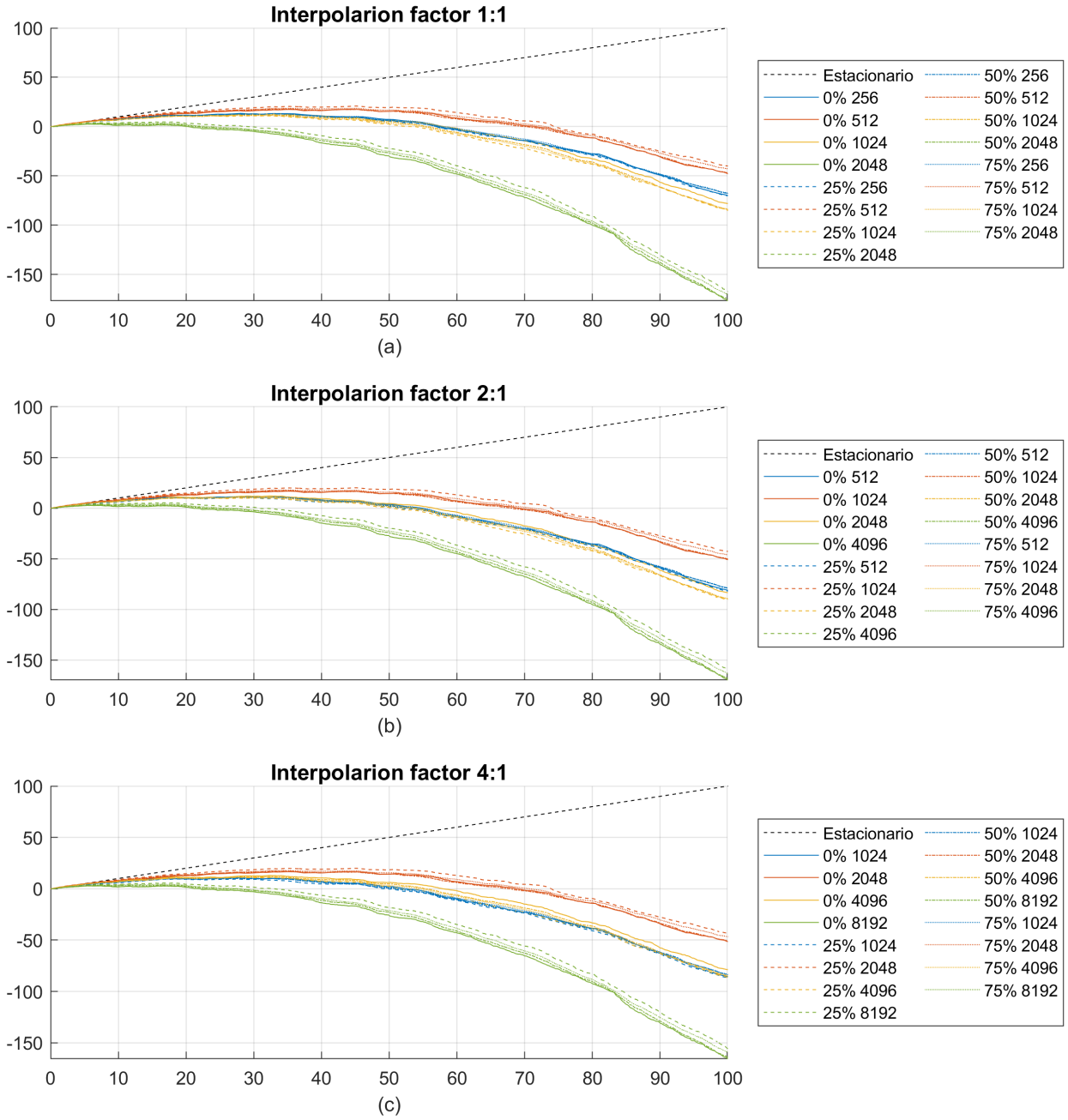


Figura 3.4: Curvas cumulativas e normalizadas da RMS do sinal utilizando a janela *Perfectly Flat-Top*.

### Weighted Cumulated MDF Window Rectangular

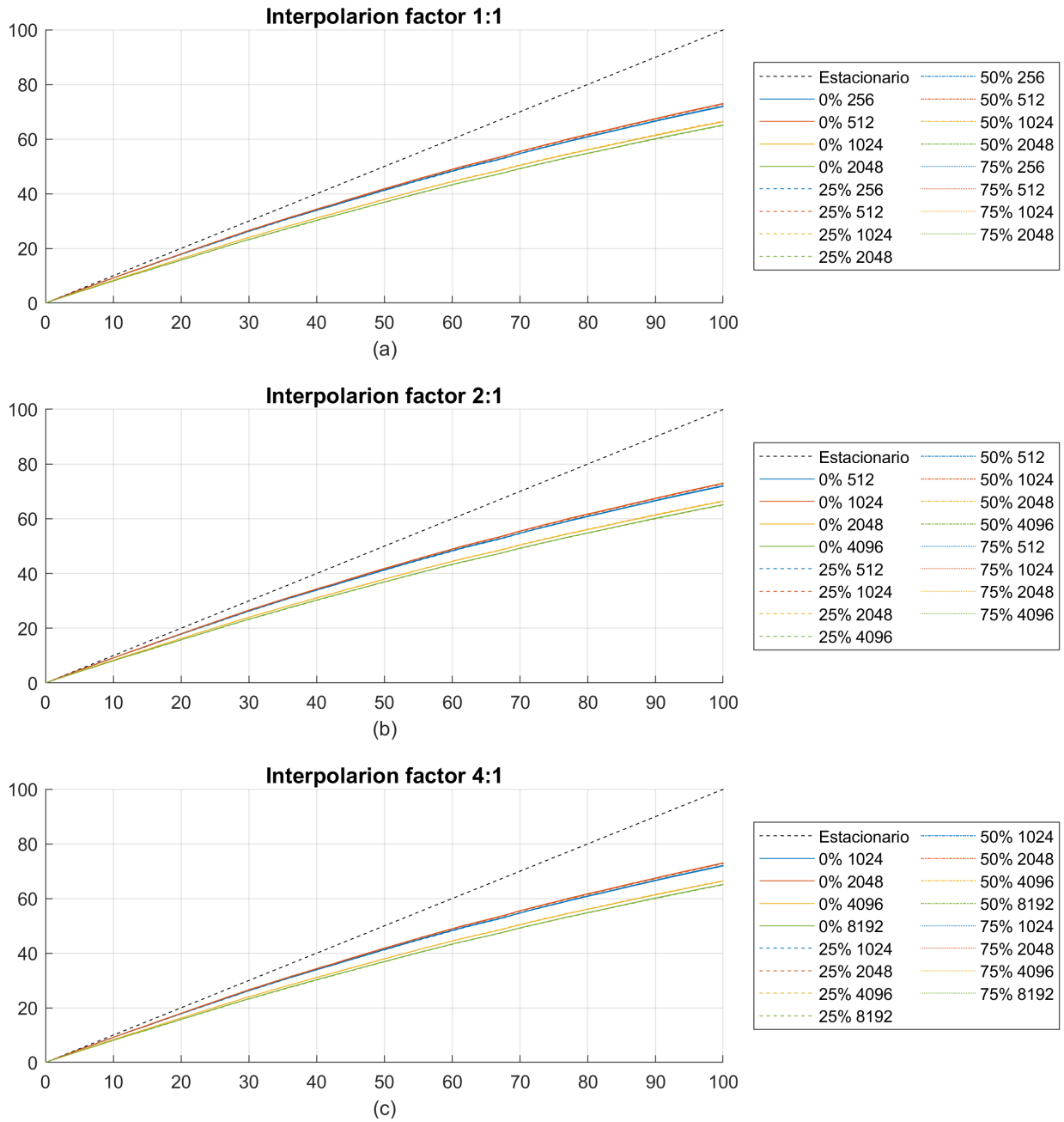


Figura 3.5: Curvas cumulativas e normalizadas da MDF do sinal utilizando a janela Retangular.

## Weighted Cumulated MDF Window Perfectly Flat-Top

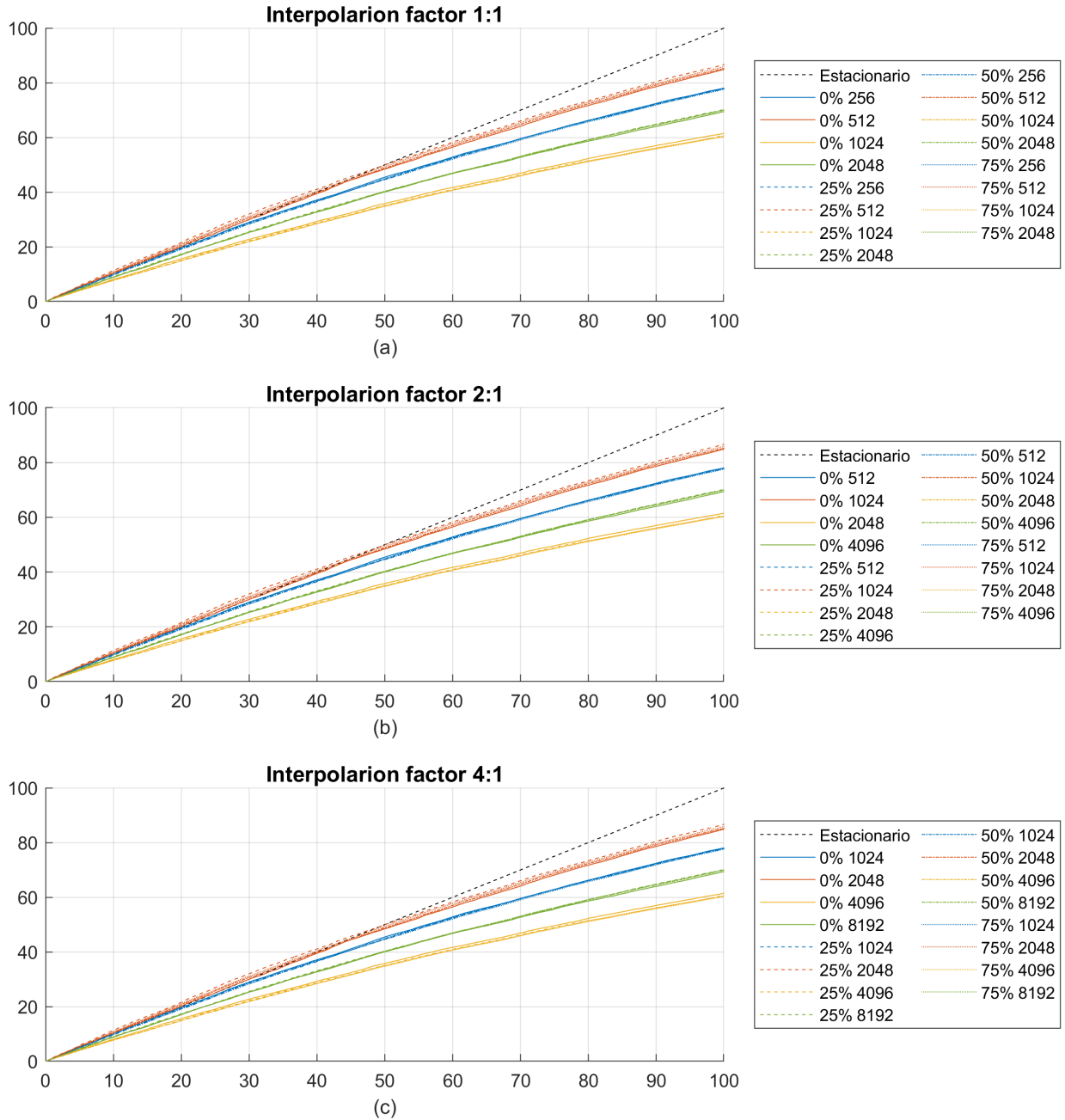


Figura 3.6: Curvas cumulativas e normalizadas da MDF do sinal utilizando a janela *Perfectly Flat-Top*.

### Weighted Cumulated Wavelet Window Rectangular

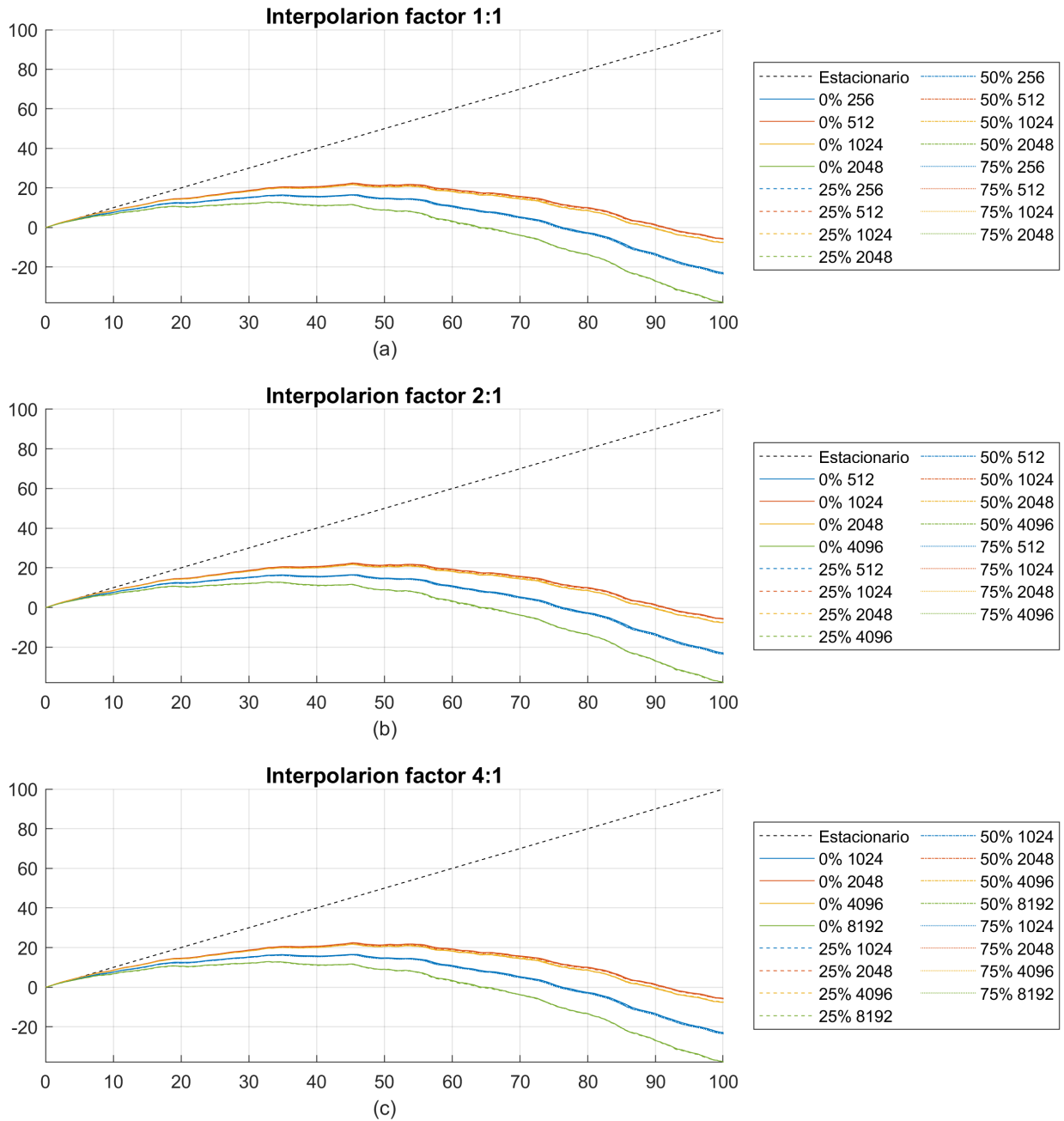


Figura 3.7: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* do sinal utilizando a janela Retangular.

### Weighted Cumulated Wavelet Window Perfectly Flat-Top

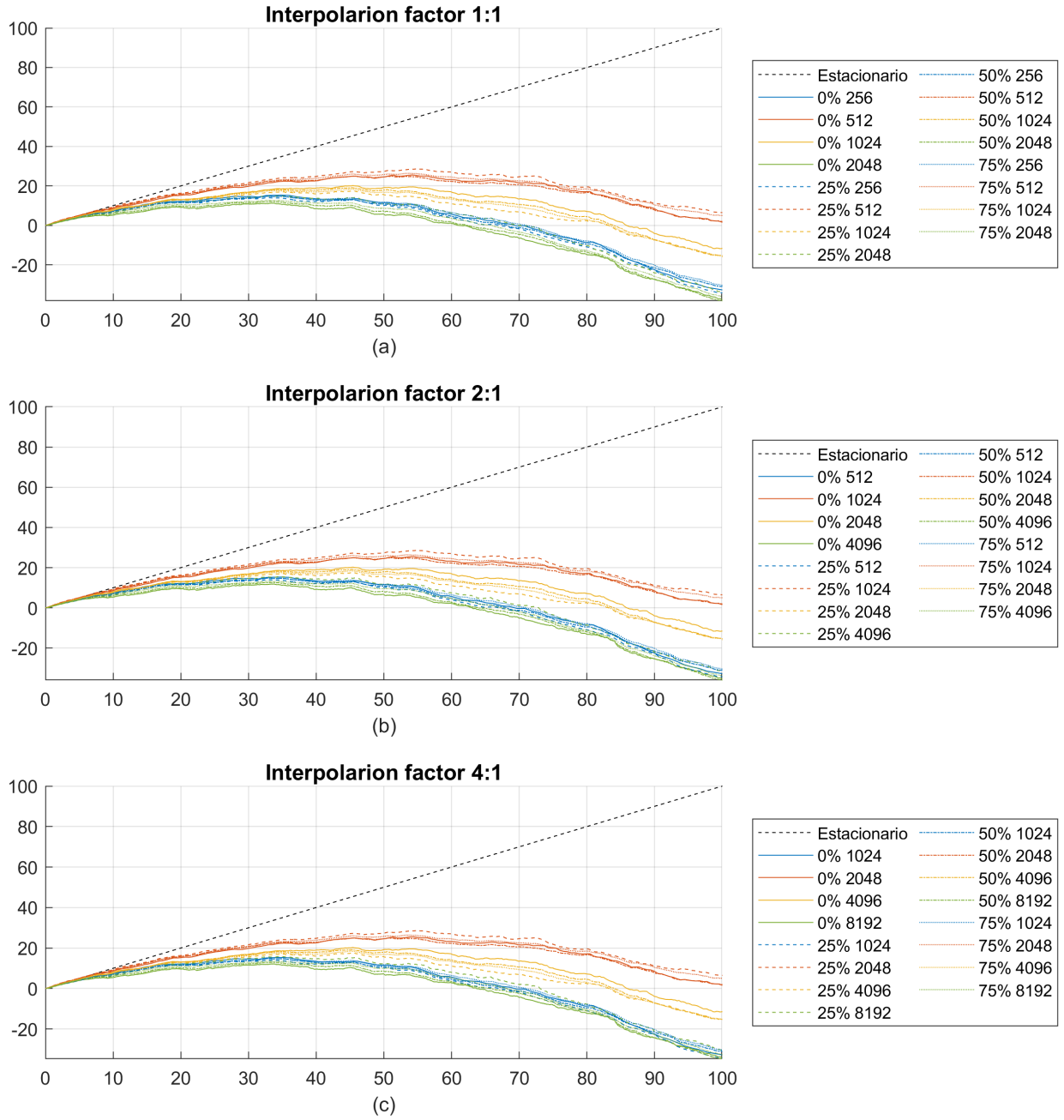


Figura 3.8: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* do sinal utilizando a janela *Perfectly Flat-Top*.

A primeira análise feita foi para determinar o impacto que diferentes tipos níveis de sobreposição e tamanho de janelas teriam nos valores de *Weigthed-Cumulated Wavelet*, *Weigthed-Cumulated MDF* e *Weigthed-Cumulated RMS*. É possível perceber pela aparência dos gráficos que alguns parâmetros não pareceram impactar no seu formato.

A primeira característica marcante dos gráficos é que as curvas pertencentes a janelas do mesmo tamanho, mas com níveis diferentes de sobreposição ficam aglomeradas. Isso condiz com o que é dito por [22] sobre a pequena influência que a sobreposição de janelas tem nos descritores de fadiga. Este comportamento pode ser observado tanto nos descritores clássicos (aqueles que envolvem RMS e MDF) como nos descritores que baseados em *wavelets*. O maior espalhamento neste quesito foi observado quando se utilizava a janela Retangular com o método *Weigthed-Cumulated RMS*. Este comportamento pode ser, em parte, mais devido ao comportamento na frequência da janela Retangular do que ao nível de sobreposição. Apesar disso desta divergência, a janela Retangular também resultou em gráficos com menores espalhamentos quando utilizada em conjunto com os métodos *Weigthed-Cumulated MDF* e *Weigthed-Cumulated Wavelet*.

Por outro lado, a modificação do tamanho da janela, apesar de aumentar e diminuir a sensibilidade às não-estacionariedade, não altera significativamente o padrão da curva. Este fenômeno condiz com aquilo que foi verificado por [20]. Uma exceção a este comportamento por ser observado quando se utiliza a janela Retangular com o método *Weigthed-Cumulated RMS*. Nesse caso, percebeu-se que principalmente as curvas obtidas com janelas de tamanho 125 ms (256 amostras para o fator de interpolação 1:1, 512 amostras para 2:1 e 1024 amostras para 4:1) destoam um pouco das restantes com alguns picos por volta de 60% do tempo do teste. A mudança do nível de sensibilidade pode ser explicado pelos pontos extras que são inseridos durante a interpolação da curva.

Quando o comprimento da janela é informado em função do número de amostras, a modificação do fator de interpolação tem a capacidade de alterar o tamanho da janela em termos do tempo. Uma janela de 1024 amostras que foi criada com um sinal que foi interpolado a uma razão de 1:1, então, corresponde a uma fatia de tempo diferente de uma janela com a mesma quantidade de amostras mas que foi criada a partir de um sinal interpolado a uma razão de 4:1. Ao manter o tamanho (em amostras) da janela fixo, um aumento no fator de interpolação, por exemplo, ocasionaria na segmentação de uma fração menor (no tempo) do sinal. Por este motivo, as janelas com diferentes comprimentos de amostras, podem formar curvas similares em fatores de interpolação diferentes.

Entre métodos de análise de fadiga iguais, o tipo de janela empregada para a análise influenciou um pouco a sensibilidade dos parâmetros à não-estacionariedade para os casos apresentados nesta seção. Este fenômeno pode ser observado principalmente quando utiliza-se o método *Weigthed-Cumulated MDF*. É possível perceber que a modificação da janela de Retangular para *Perfectly Flat-Top* diminuiu a sensibilidade e as curvas, portanto, se aproximaram mais do caso estacionário. Além disso a janela *Perfectly Flat-Top* foi mais sensível à mudanças no tamanhos das janelas. O método *Weigthed-Cumulated RMS* também apresentou uma modificação extrema da sensibilidade. A mudança da janela Retangular para a *Perfectly Flat-Top* aumentou a sensibilidade das curvas para os casos em que as janelas tinham comprimento de 1 s (2048 amostras para o fator de

interpolação 1:1, 4096 amostras para 2:1 e 8192 amostras para 4:1).

### 3.2 Análise do impacto de diferentes tipos de wavelets e janelas

Levando em consideração os impactos dos parâmetros variados na seção 3.1, alguns parâmetros foram eleitos para permanecerem constantes na segunda análise que seria feita. A principal decisão foi manter o nível de sobreposição de janelas como 0%, uma vez que verificou-se que o impacto causado por este parâmetro não era muito grande no formato da curva e na sensibilidade à não-estacionariedade. Também decidiu-se manter o tamanho da janela como 0,5 s como uma forma de balancear o nível de sensibilidade da curva, o tamanho da janela e o tempo de processamento. Após estas considerações, o seguinte conjunto de parâmetros foi, portanto, mantido constante:

- Fator de interpolação – 1:1;
- Tamanho da janela – 1024 amostras;
- Sobreposição de janelas – 0%;
- Tipo de *padding* – *Periodization*;
- Método de análise – *Weighed Cumulated Wavelet*.

Com os parâmetros devidamente escolhidos no programa de análise, carregou-se cada um dos sinais dos dois testes dos sujeitos S1, S4, S7 e S9, repetindo as análises para cada uma das *wavelets* disponibilizadas (40 *wavelets* distintas divididas em quatro famílias principais – *Daubechies*, *Symlet*, *Biorthogonal* e *Coiflets*). Também foram utilizados dois tipos de janela: *Rectangular* e *Perfectly Flat-Top*).

Os resultados foram organizados em um arquivo de variáveis do *workspace* do MATLAB® e, em seguida, as curvas foram organizadas em gráficos. Cada uma das figuras de 3.9 a 3.16 contém oito gráficos diferentes, cada um representando uma combinação diferente entre uma família de *wavelets* e uma janela. O tempo foi utilizado em porcentagem em função do tempo total do teste, e os valores das curvas também foram ajustados para porcentagem em função ao tempo total. Com o número de *wavelets* disponível para utilização é muito grande e percebeu-se que as curvas ficaram bem aglomeradas, a distinção mais importante nestes gráficos seriam aquelas que divergissem muito do restante do grupo seja por aumento ou diminuição da sensibilidade à não-estacionariedade.

**S1 - Teste 1**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

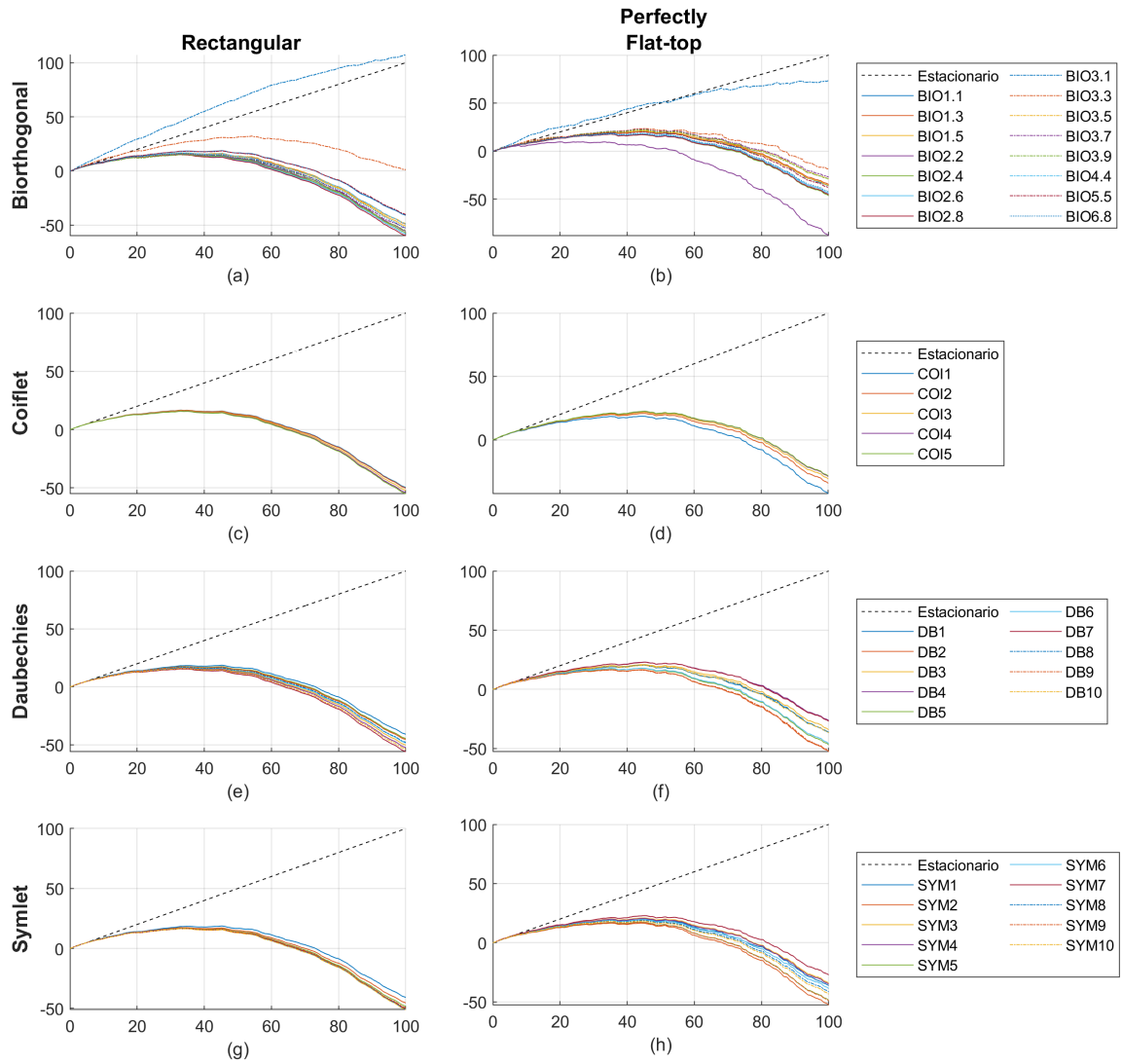


Figura 3.9: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o primeiro teste do sujeito S1 utilizando diversas *wavelets*.



**S1 - Teste 2**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

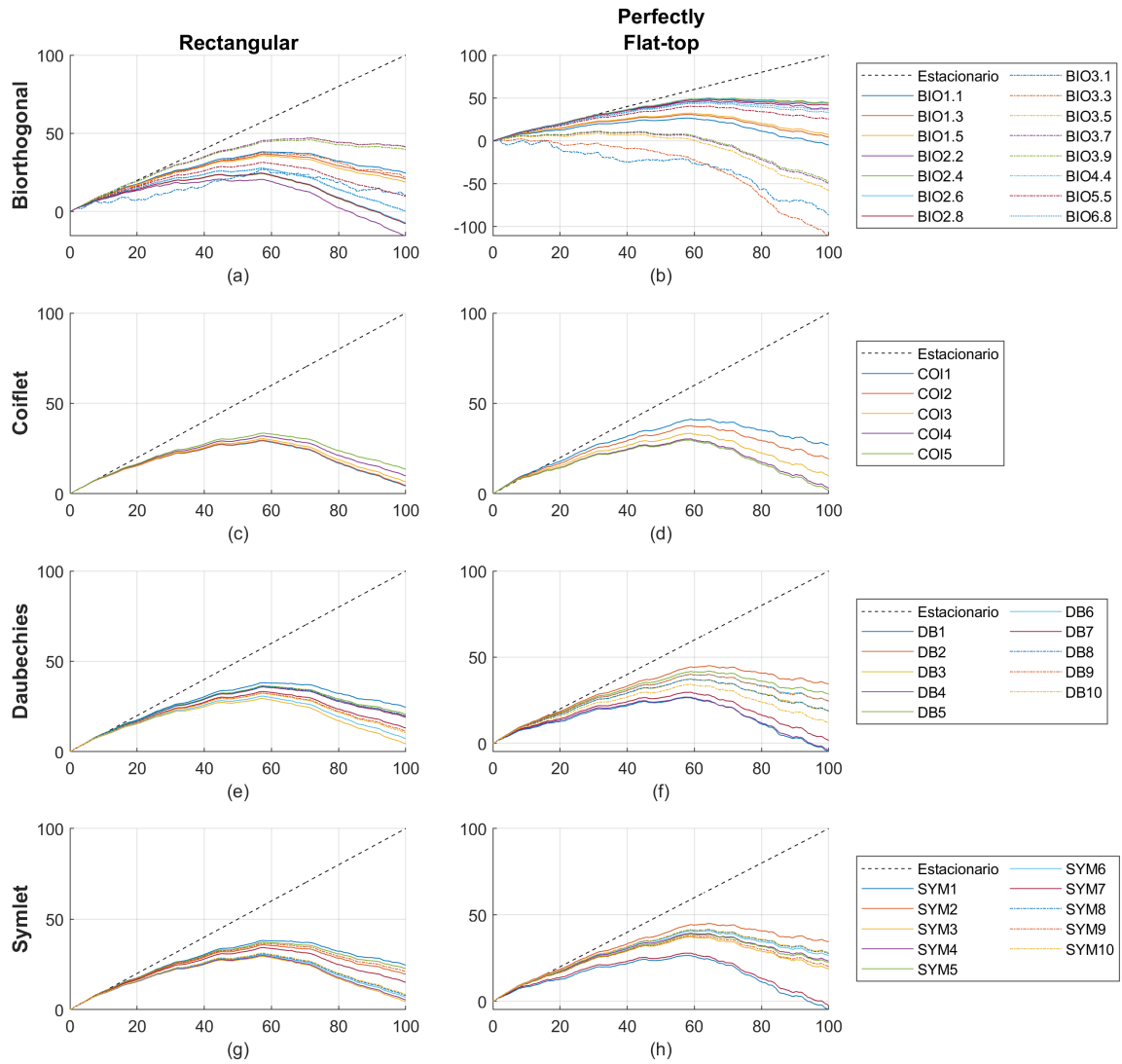


Figura 3.10: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o segundo teste do sujeito S1 utilizando diversas *wavelets*.

**S4 - Teste 1**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

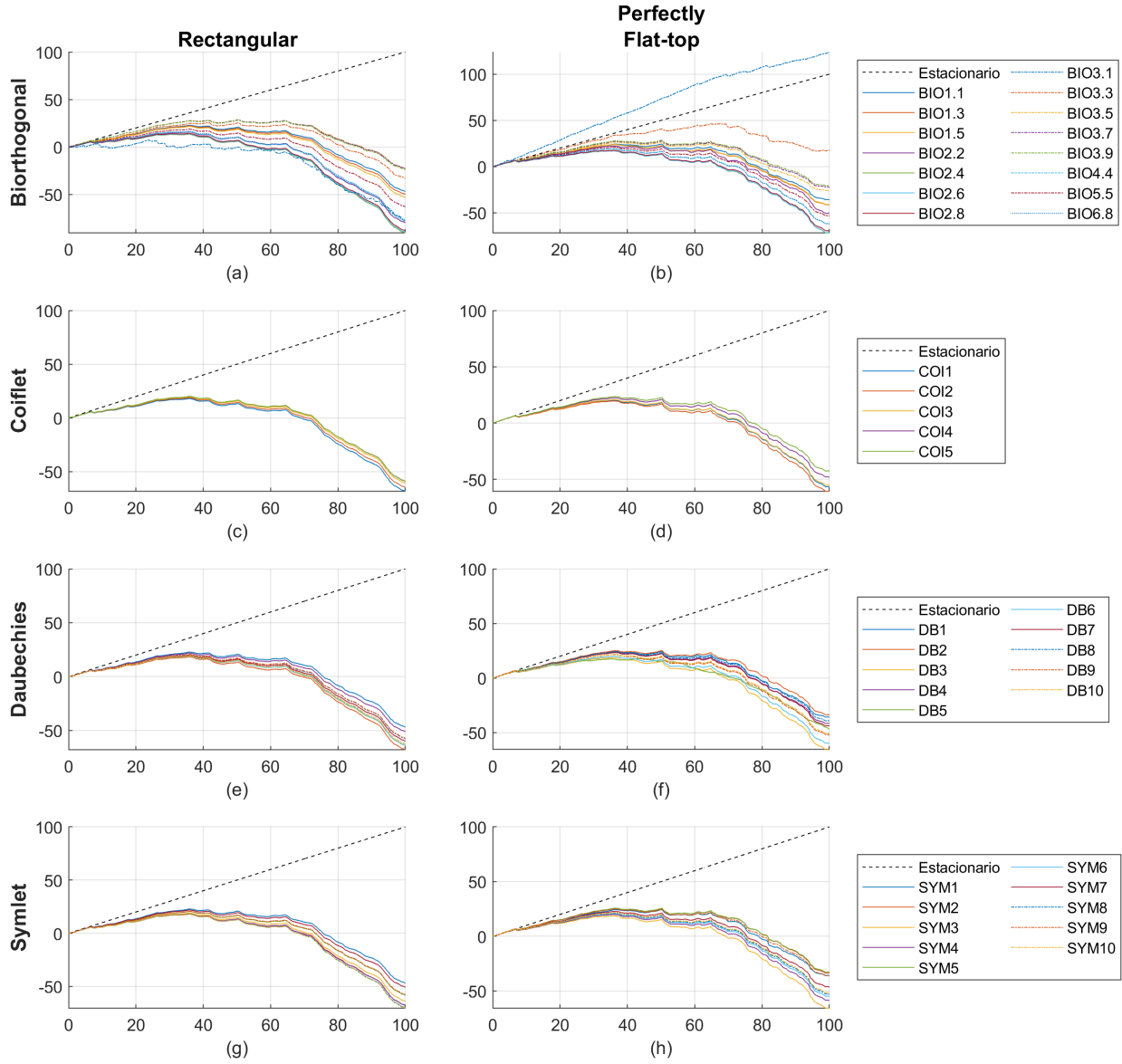


Figura 3.11: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o primeiro teste do sujeito S4 utilizando diversas *wavelets*.

**S4 - Teste 2**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

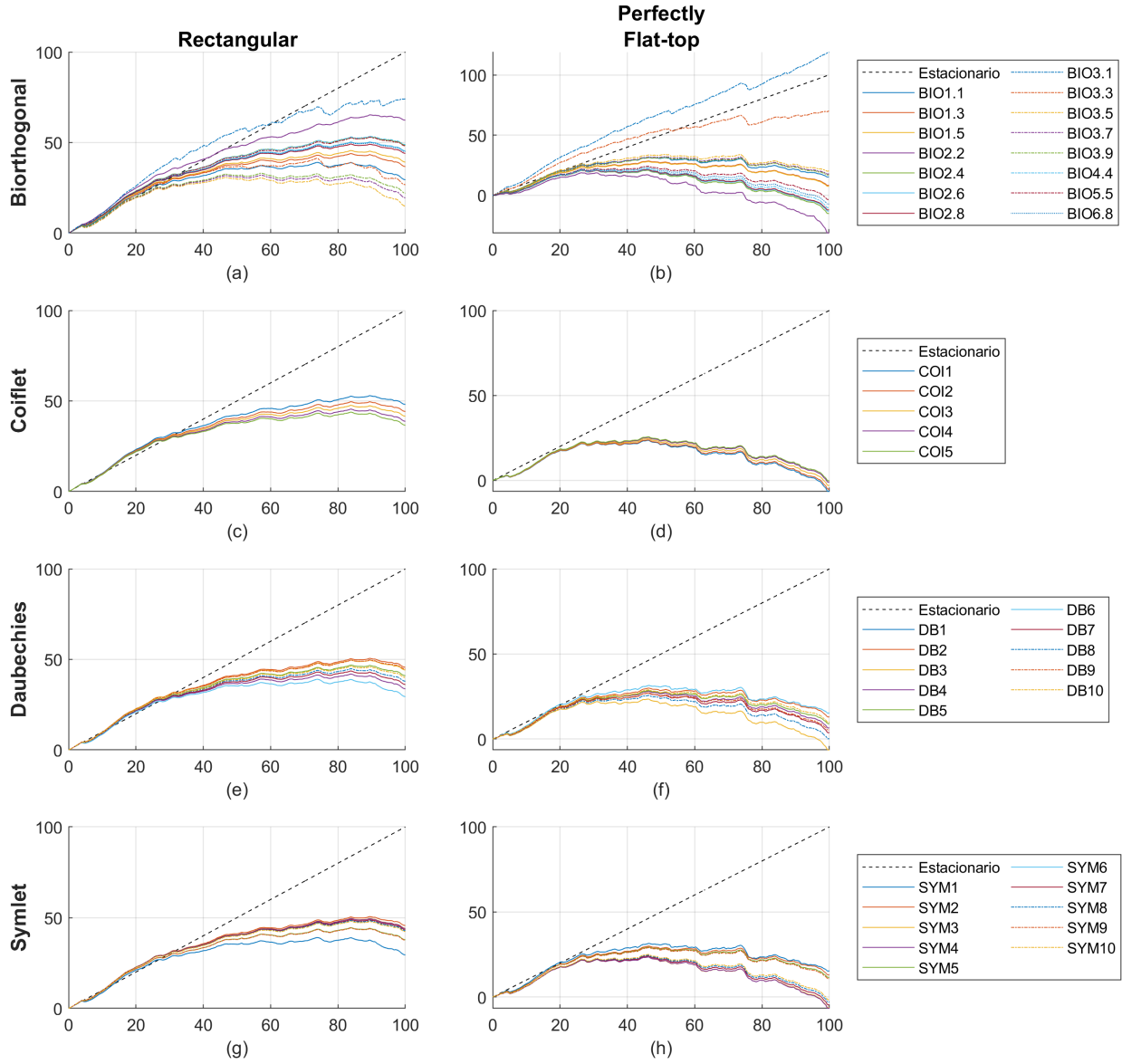


Figura 3.12: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o segundo teste do sujeito S4 utilizando diversas *wavelets*.

**S7 - Teste 1**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

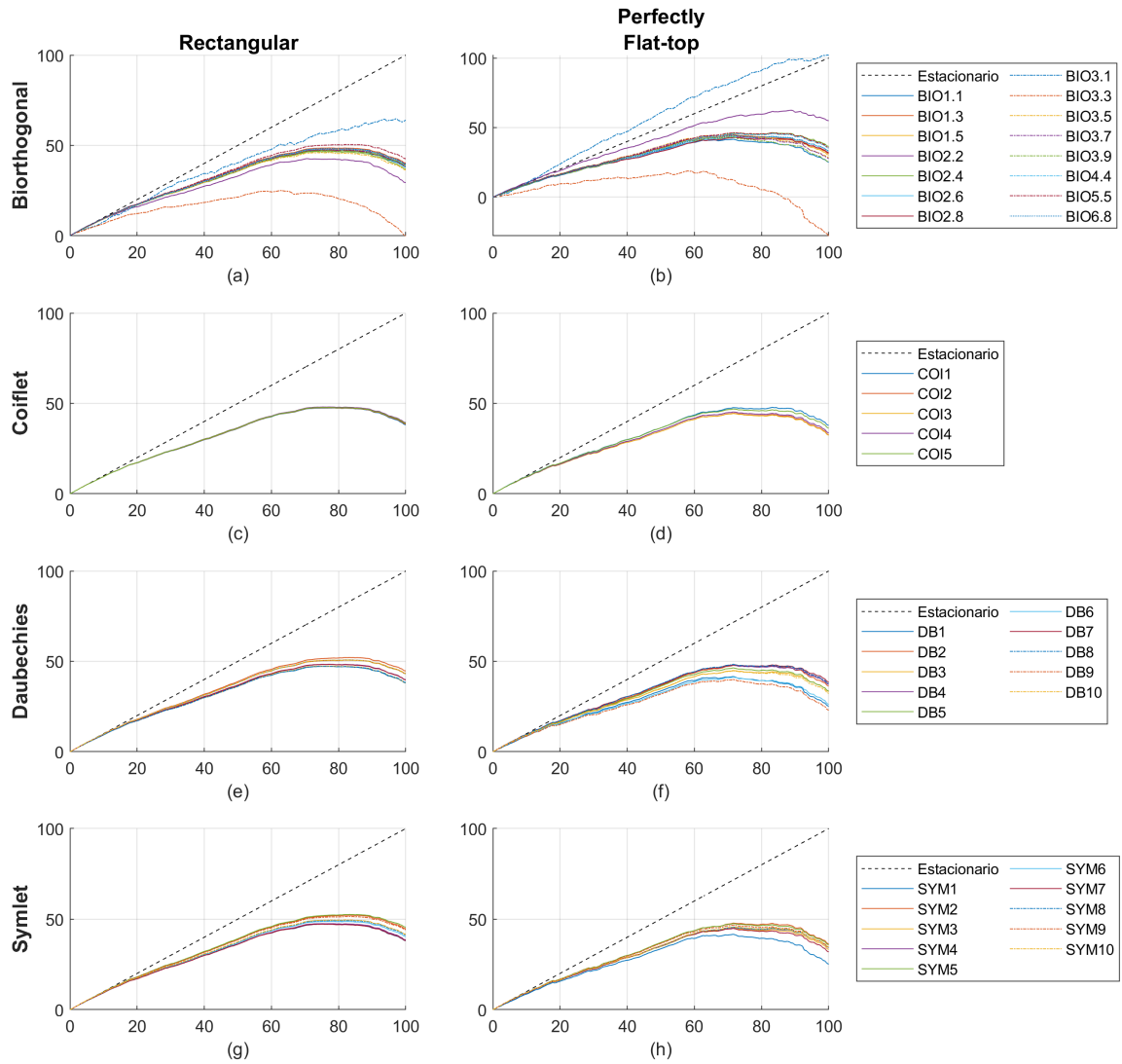


Figura 3.13: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o primeiro teste do sujeito S7 utilizando diversas *wavelets*.

**S7 - Teste 2**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

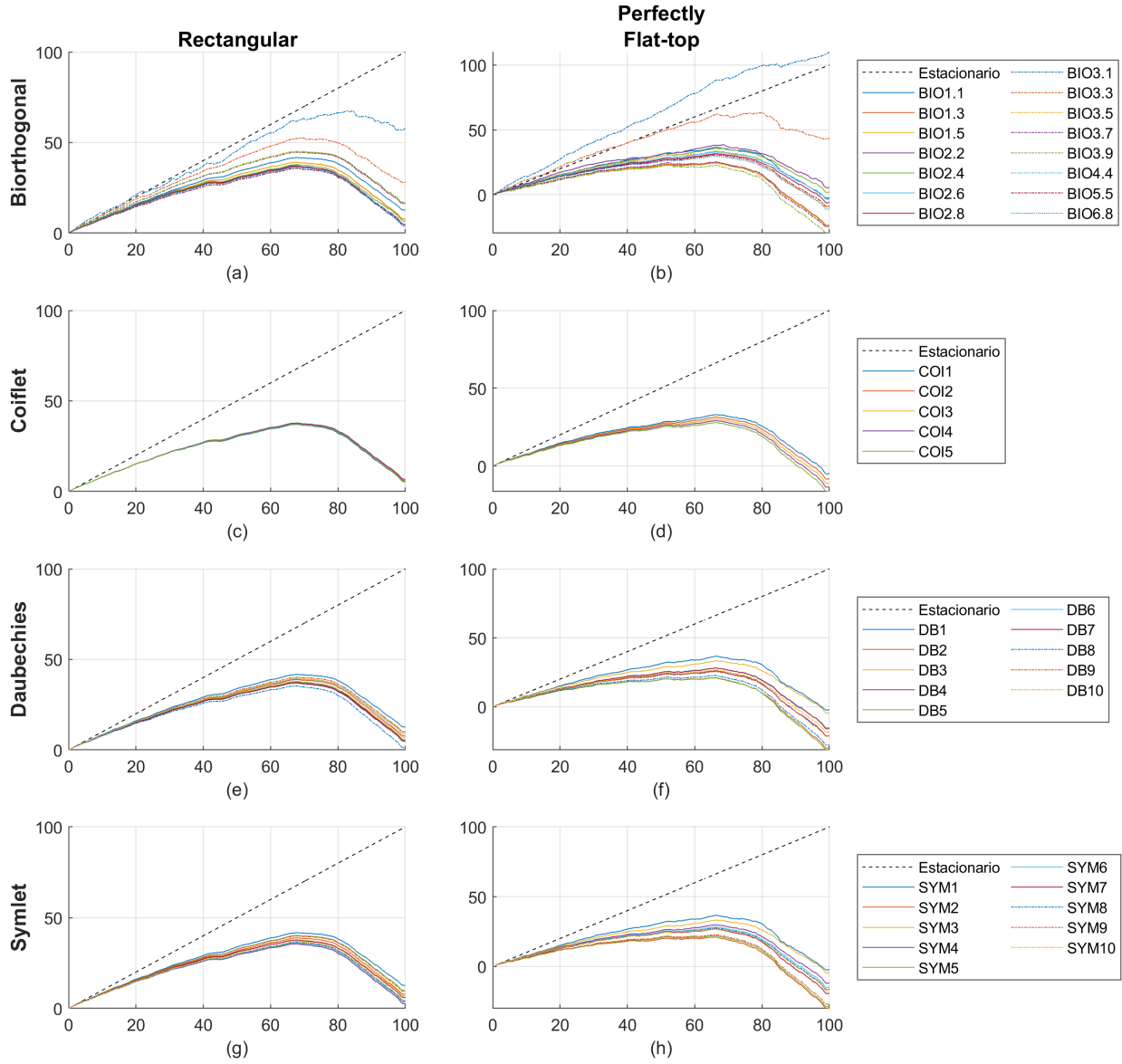


Figura 3.14: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o segundo teste do sujeito S7 utilizando diversas *wavelets*.

**S9 - Teste 1**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

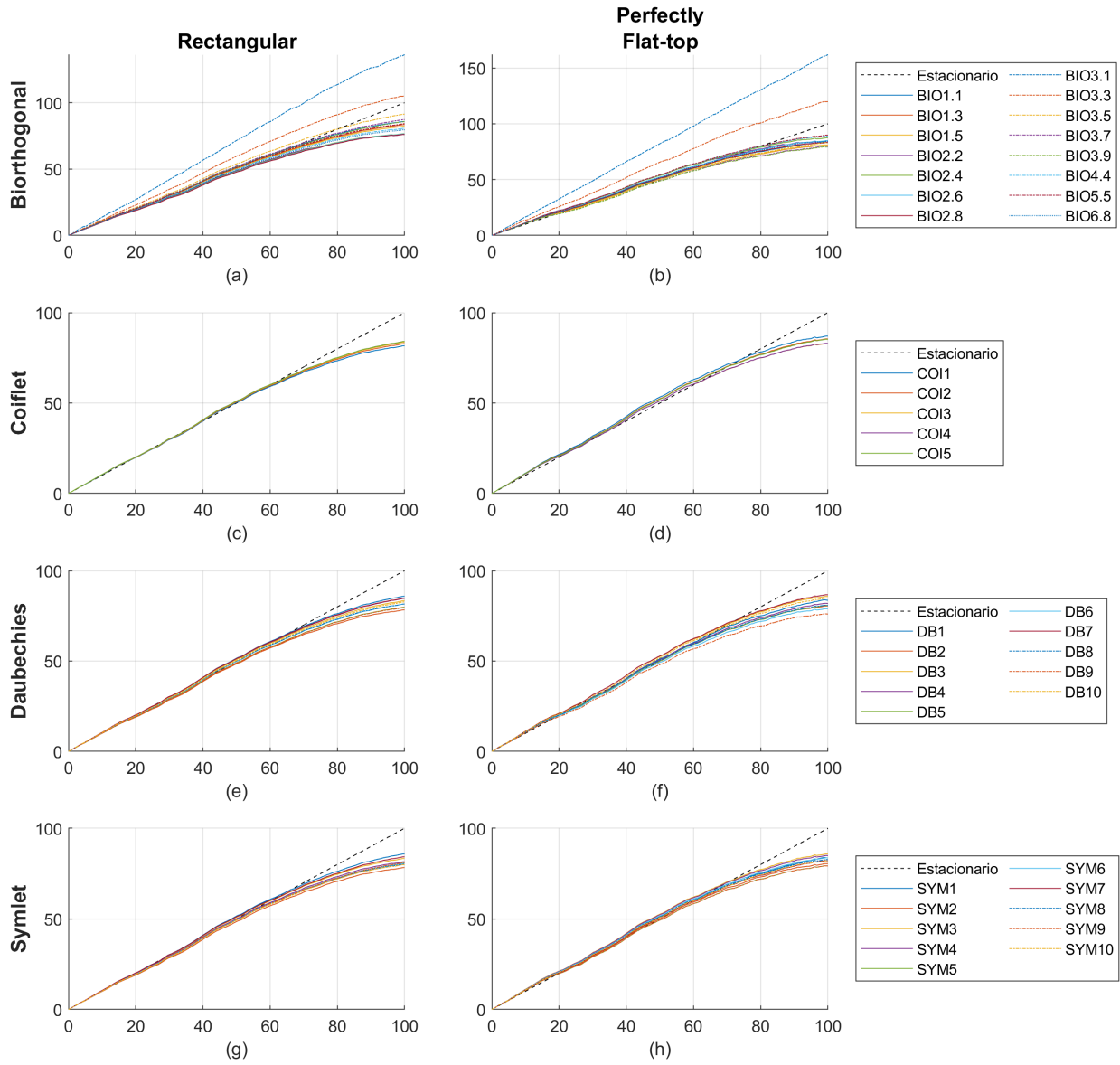


Figura 3.15: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o primeiro teste do sujeito S9 utilizando diversas *wavelets*.

**S9 - Teste 2**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

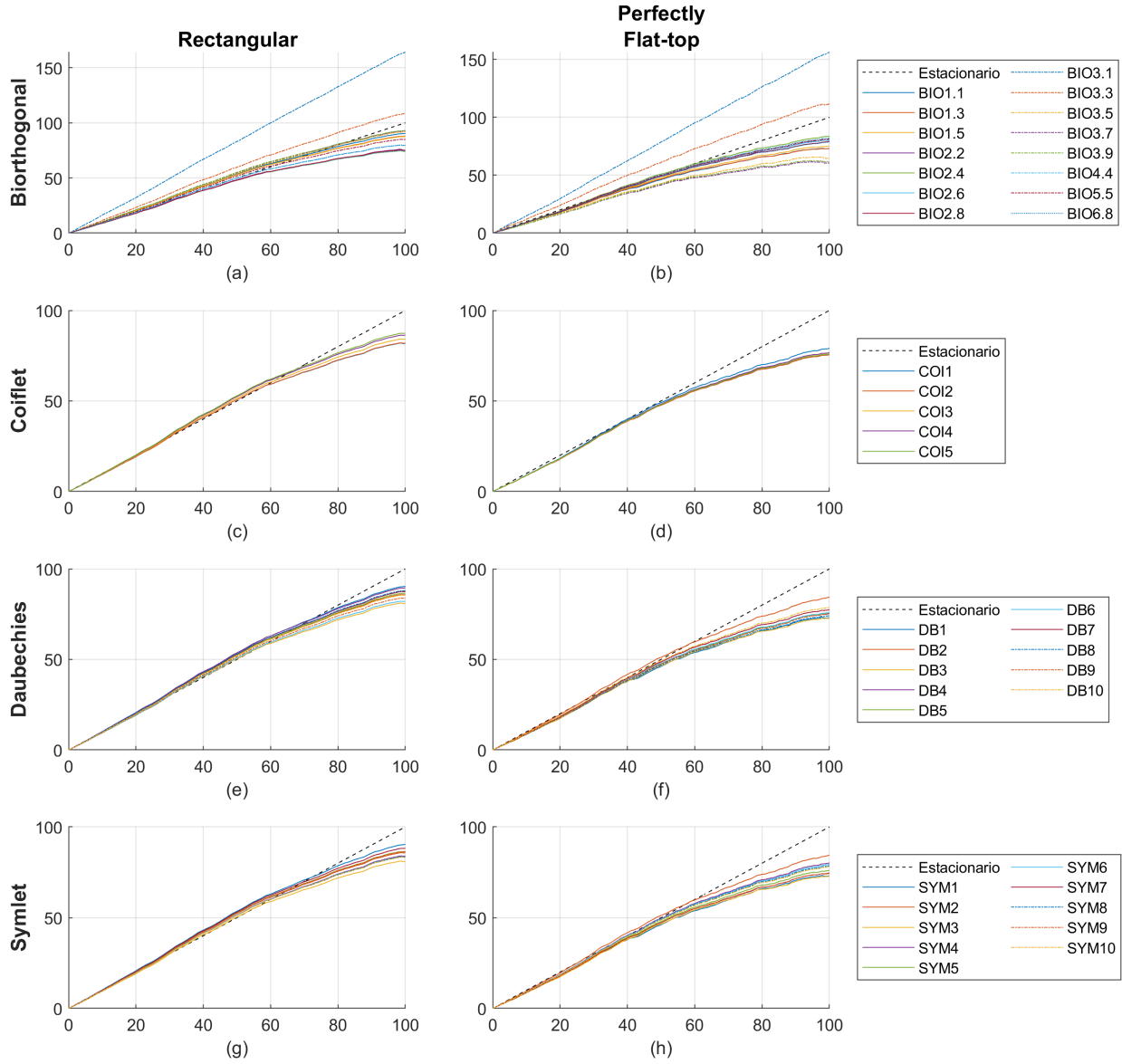


Figura 3.16: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o segundo teste do sujeito S9 utilizando diversas *wavelets*.

O objetivo desta seção é analisar a influência da utilização de diferentes tipos de *wavelets* e janelas no sinal. Ao analisar os gráficos de cada um dos sujeitos em cada um dos testes, a primeira característica que pode ser notada é que o tipo de *wavelet* utilizada para o cálculo não parece, à primeira vista, ter uma influência muito expressiva na sensibilidade à não-estacionariedade, salvo algumas divergências. A utilização de diferentes tipos de *wavelets* sob as condições de análise que foram mantidas constantes também não alterou significativamente o padrão das curvas. Quando analisa-se os conjuntos de gráficos pertencentes a um mesmo sinal e aos quais foram aplicados a mesma janela, percebe-se que os gráficos ficam muito próximos de serem sobrepostos mesmo entre família diferentes de *wavelets*.

Entretanto, alguns casos singulares ocorreram para algumas *wavelets* da família *Biorthogonal*. Quando utilizadas, principalmente em conjunto com a janela *Perfectly Flat-Top*, as curvas pertencentes à *wavelet Biorthogonal* 3.1 ficavam acima da reta do caso estacionário. É importante observar que o comportamento destas curvas normalizadas é descendente, logo, a normalização explicitada na Equação 2.7 foi aplicada. Sabendo que aquela relação também pode ser expressa como

$$\lambda_s[r] = 2r - \lambda_a[r] = r - (\lambda_a[r] - r) = r - \Delta\lambda_a[r] \quad (3.1)$$

em que  $\Delta\lambda_a[r]$  é a diferença entre a curva real sujeita à fadiga e a reta estacionária. Logo, se a curva obtida com o método cumulativo era crescente inicialmente, mas seus valores estavam abaixo da reta estacionária, então  $\Delta\lambda_a[r] < 0$  e a curva resultante estaria acima da reta após a aplicação da normalização.

As curvas pertencentes à *wavelet Biorthogonal* 3.3 também apresentaram este comportamento em algumas situações como apresentado na Figura 3.15(a) e 3.15(b), por exemplo. Em outros casos, sua sensibilidade apresentou-se bem menor do que o restante das curvas da mesma família como na Figura 3.14(b), caso em que a curva cumulativa e normalizada só começou a se separar da reta estacionária a partir por volta de 60% do tempo de teste.

Este tipo de comportamento imprevisível tanto para a *wavelet Biorthogonal* 3.1 como para a *Biorthogonal* 3.3 apontam para um possível desaconselhamento no seu uso em análises, pelo menos para os casos em que o restante das variáveis de análise se mentém como as descritas no início desta seção. Como o restante das *wavelets* apresentou comportamentos muito similares entre si, é possível que o critério de escolha daquela que melhor reflete características da não-estacionariedade pode estar ligado a outras variáveis que, nesta seção, foram mantidos constantes.

O segundo ponto de interesse neste conjunto de gráficos é a diferença entre os dois tipos de janelas. É possível observar que a janela *Perfectly Flat-Top* modifica a sensibilidade das curvas quando comparado ao método de Periodização. No caso dos gráficos da Figura 3.14, por exemplo, é possível notar que a sensibilidade à não-estacionariedade aumento em relação às curvas nas quais se utilizou a janela Retangular. Apesar desse aumento da sensibilidade, algumas curvas também apresentaram comportamentos singulares quando esta janela é utilizada. A recomendação para este caso é, portanto, cautela no momento de escolher os tipos de *wavelets* que serão utilizadas em



conjunto com essa janela.

Por fim, também é possível perceber outra peculiaridade nos gráficos desta seção. Devido à utilização dos sinais provenientes de testes feitos em dois momentos diferentes (15 minutos de intervalo entre a realização dos testes), é possível perceber a semelhança entre as curvas nos dois testes. Apesar de haver algumas modificações na sensibilidade das curvas de um teste para o outro, seu comportamento permanece similar mesmo após o tempo que se passou entre um teste e outro. Essa minimização da variância temporal dos resultados das análises de testes é, inclusive, um ponto que a metodologia cumulativa e normalizada procurava alcançar com sua preposição.

### 3.3 Análise do impacto de diferentes métodos de extensão de wavelet

O último ponto restante da análise era a influência de diferentes *padding*s nas curvas cumulativas e normalizadas. Portanto, decidiu-se escolher uma série de parâmetros para a comparação do comportamento dos índices conforme os valores fossem sendo modificados. A lista a seguir enumera os parâmetros que foram variados, bem como as variações escolhidas para serem trabalhadas:

- Fator de interpolação – 1:1, 2:1 e 4:1;
- Método de extensão de wavelet – *Periodization* e *Symmetric-Padding (whole-point)*;
- Tipo de janela – *Rectangular* e *Perfectly Flat-Top*;
- *Wavelet* – *Biorthogonal 6.8*, *Coiflet 5* e *Symlet 5*.

O *padding Periodization* foi explicado na Seção 3.1, restando apenas a explicação do *Symmetric-Padding (whole-point)*. Para realizar esta extensão basta repetir os valores do sinal em ordem inversa a partir dos extremos [29]. Caso seja considerado, mais uma vez, o sinal [1 2 3], então após a aplicação do *Symmetric-Padding (whole-point)* teria-se [2 3 2 1 2 3 2 1 2]. Além destas variáveis, também houve aquelas que foram mantidas constantes. São elas:

- Método de interpolação – *spline*;
- Tamanho da janela – 1024 amostras;
- Sobreposição de janelas – 0%;
- Método de análise – *Weighted Cumulated Wavelet*.

O nível de sobreposição de janelas foi escolhido como sendo 0% para diminuir o tempo de processamento, e, segundo o que foi observado na Seção 3.1, esta variável não afetará significativamente a curva, seja em termos de sensibilidade como formato. Já o tamanho da janela foi fixado em 1024 amostras apesar de diversos fatores de interpolação terem sido escolhidos para a próxima

análise. Espera-se, portanto, assim como foi observado na Seção 3.1, que haja uma modificação na sensibilidade das curvas à medida que os fatores de interpolação sejam modificados.

Durante esta análise, decidiu-se que seriam utilizados apenas três sinais advindos de três sujeitos diferentes. Para a escolha, além de problemas com os sinais do domínio da frequência também foi necessário prestar atenção a problemas com a saturação. A saturação era principalmente presente ao final dos testes quando a fadiga começava a se estabelecer e o processo de polarização e despolarização começava a ficar mais lento e sincronizado.

Após a análise dos oito sujeitos disponíveis, decidiu-se trabalhar com os sinais dos primeiros testes dos voluntários S1, S7 e S12. Para cada um dos conjuntos de sinais, foi feita uma análise no domínio da frequência para analisar a energia do sinal e, foi escolhido o quarto canal para análise, já que ele apresentava maior energia dentre os sete canais.

Nas Figuras 3.17, 3.18 e 3.19 estão destacados os sinais que foram utilizados para análise. Da mesma forma como foi feito durante a primeira parte deste trabalho, os canais desejados foram separados do restante do arquivo original e salvos em arquivos separados para facilitar as análises que seriam feitas posteriormente.

Como é possível notar, apenas uma das amostras de S1 apresenta saturação. Já nos outros voluntários, S7 e S12, nenhum problema deste tipo foi percebido. Ao final, concluiu-se que todos os três sinais eram bons para os fins de análise.

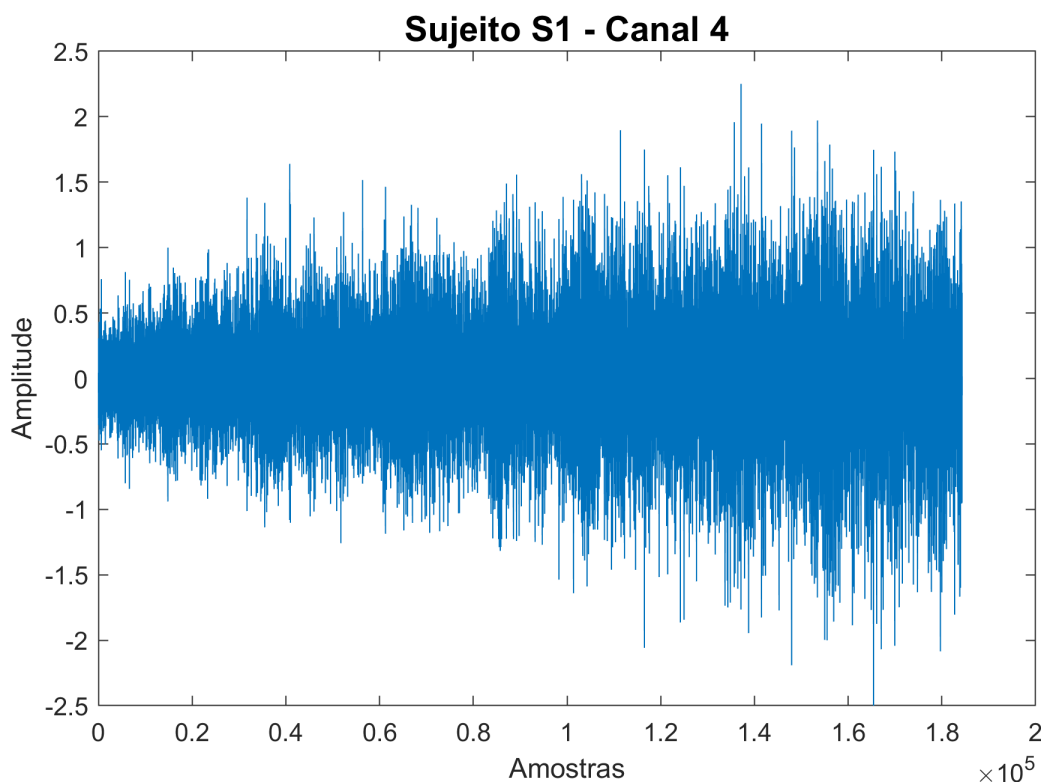


Figura 3.17: Sinal advindo do quarto canal de S1.

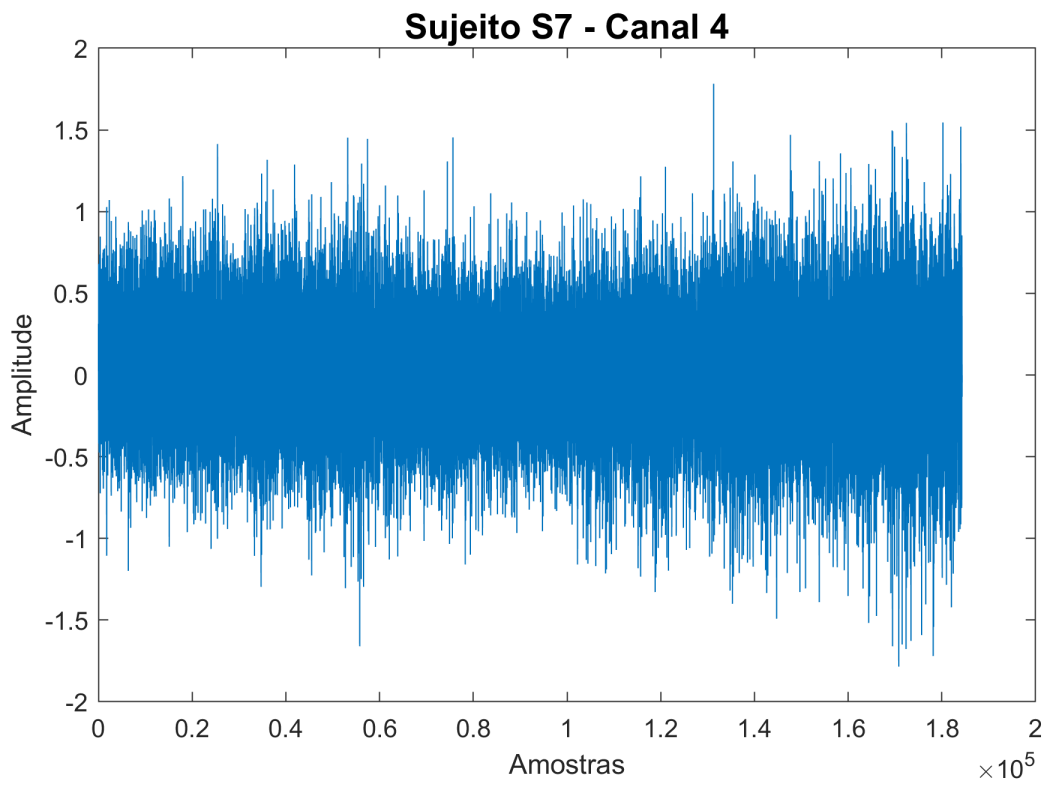


Figura 3.18: Sinal advindo do quarto canal de S7.

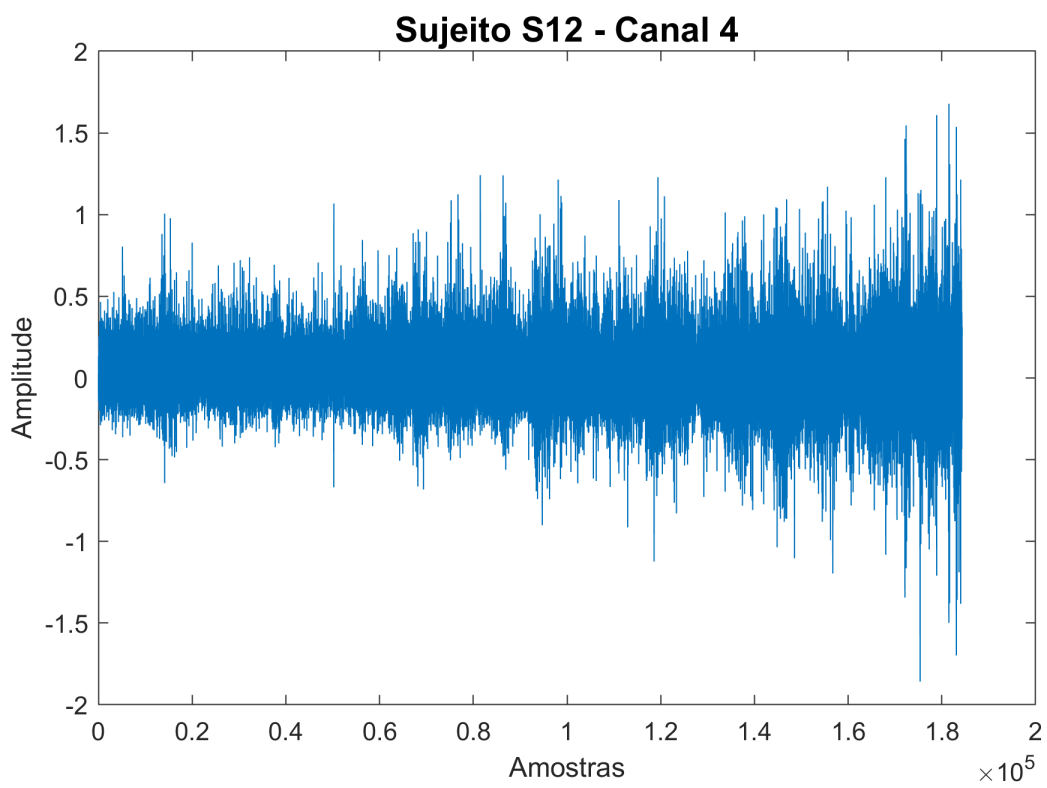


Figura 3.19: Sinal advindo do quarto canal de S12.

Com os sinais devidamente escolhidos e separados, iniciou-se a análise. A combinação dos diferentes parâmetros escolhidos para serem verificados no programa gerou 36 combinações diferentes para cada um dos sinais. Os valores gerados pelo programa eram gravados em arquivos M juntamente com outras informações necessárias para que alguns gráficos pudessem ser gerados.

Os resultados que interessavam foram organizados em um arquivo de variáveis do *workspace* do MATLAB® e, em seguida, as curvas foram organizadas em gráficos. Cada uma das figuras de 3.20 a 3.22 e também aquelas apresentadas no Anexo I contém quatro gráficos diferentes, cada uma representando uma combinação diferente entre uma janela e um método de *padding*. O tempo foi utilizado em porcentagem em função do tempo total do teste, e os valores das curvas também foram ajustados para porcentagem em função ao tempo total.

Dentro de cada gráfico, as curvas cumulativas e normalizadas calculadas para cada um dos três tipos diferentes de *wavelet* utilizadas estão plotadas e a reta tracejada corresponde à reta caso o comportamento fosse estacionário.

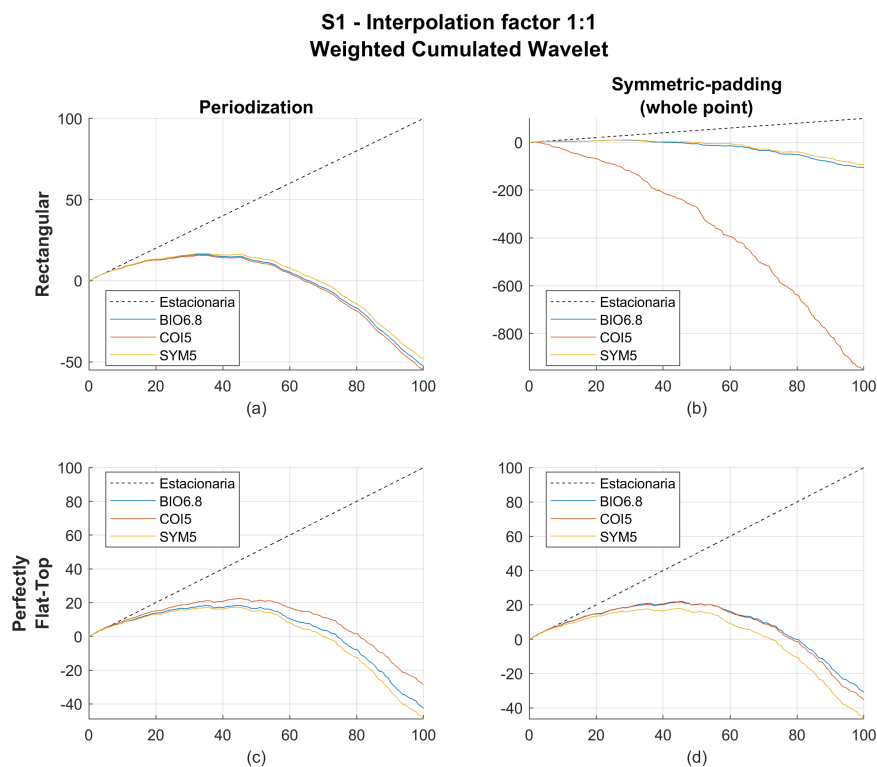


Figura 3.20: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S1 utilizando fator de interpolação 1:1.

**S1 - Interpolation factor 2:1  
Weighted Cumulated Wavelet**

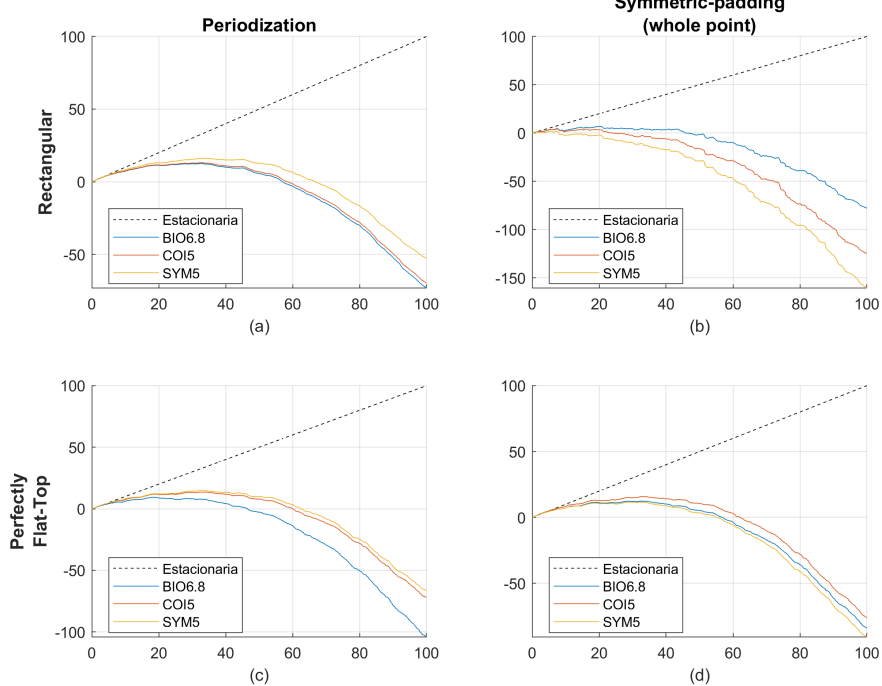


Figura 3.21: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S1 utilizando fator de interpolação 2:1.

**S1 - Interpolation factor 4:1  
Weighted Cumulated Wavelet**

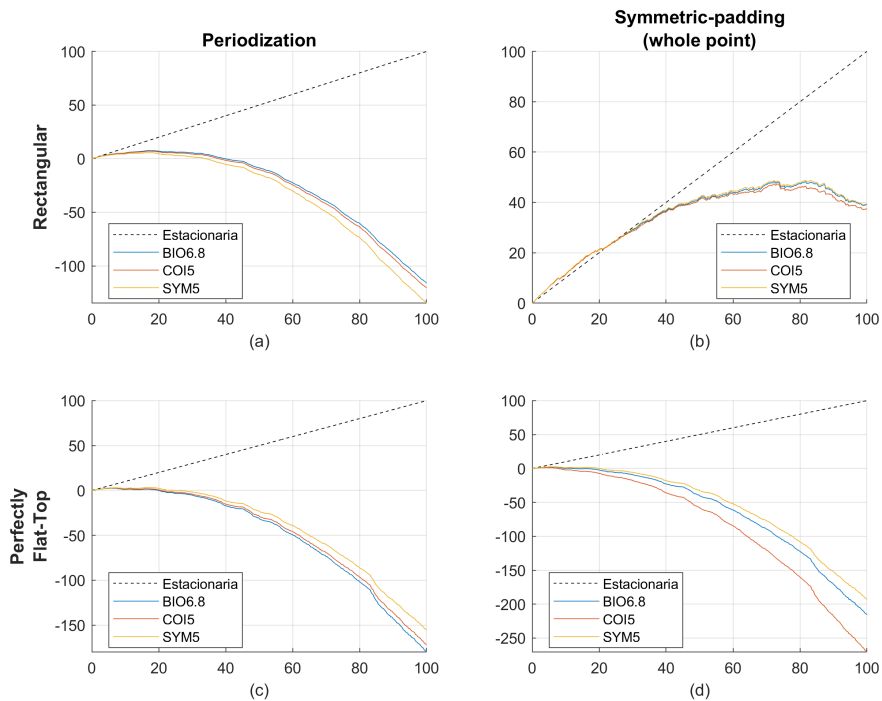


Figura 3.22: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S1 utilizando fator de interpolação 4:1.

A primeira afirmação que pode ser feita após as análises é que os resultados condizem com aquilo que é esperado teoricamente. O comportamento das curvas de parâmetros cumulativos provenientes da análise de tempo-frequência de uma transformada de *wavelets* apresenta-se como crescente. Após a aplicação do rebatimento apresentado na Equação 2.7, portanto, o comportamento torna-se decrescente.

Quanto às *wavelets* utilizadas, o que se percebeu foi que sua influência não é muito significativa para a maioria dos casos estudados. As curvas modificavam sua sensibilidade de forma aparentemente aleatória conforme os parâmetros eram modificados e, poucas apresentaram uma estabilidade no sentido de manterem sempre uma baixa ou uma alta sensibilidade à não estacionariedade. Uma grande exceção a isso, entretanto, foi o caso da *wavelet Coiflet 5* na Figura 3.20(b). Quando utilizada para o sujeito S1 com a janela Retangular e o método de extensão de *Symmetric-padding* (*whole point*), o índice de fadiga chegava a ultrapassar 1000% no final do teste. Este caso extremo, entretanto não voltou a se repetir seja para diferentes fatores de interpolação no mesmo sujeito ou mesmo para sujeito diferentes.

Ainda sobre a *wavelet Coiflet 5* mencionada anteriormente, foi possível notar um comportamento constante de maior sensibilidade para uma combinação de parâmetros de análise. Quando se utilizava o fator de interpolação era 4:1 com a janela *Perfectly Flat-Top* e o *Symmetric-padding*, as curvas geradas a partir da utilização da *Coiflet 5* tinham uma sensibilidade maior do que as demais. Esse efeito se repetiu em todos os três sujeitos e pode ser um indicativo de que essa combinação de variáveis gere, de fato, curvas mais sensíveis às não-estacionariedade.

No caso do método de extensão de *wavelet*, é possível perceber que o método de Periodização se mostra mais estável do que o *Symmetric-padding*. A estabilidade, neste caso, está ligada principalmente à conformidade das curvas com aquilo que é esperado segundo o modelo teórico, mas também ao fato de as curvas apresentarem níveis semelhantes de sensibilidade. Em todos os casos em que se utilizou a Periodização como método de *padding*, as curvas ficavam abaixo da reta estacionária. As curvas geradas com *Symmetric-padding*, no entanto, geralmente apresentavam maior sensibilidade à não-estacionariedade. Apesar deste ponto positivo, algumas complicações se apresentaram quando se utilizava este método. A principal delas se devia ao fato de que, quando utilizado com a janela Retangular, as curvas cumulativas e normalizadas ficavam acima da reta estacionária.

Este comportamento foi observado nos sujeitos S7 (com o fator de interpolação 2:1 e 4:1) e S12 (com o fator de interpolação 1:1) e não parecem estar diretamente ligadas ao fator de interpolação. Curvas cumulativas e normalizadas que ultrapassam a reta normalizada é um fenômeno que também foi observado na Seção 3.2, quando se utilizava o a janela Retangular em conjunto com a Periodização. Naquele caso, o fator de interpolação era de 1:1 e o *padding* também diferia do que causou o estranho comportamento nas figuras desta seção. O fato de a variação de tantos parâmetros ainda ter causado tais comportamentos é um indicativo de que este fenômeno deva ser melhor estudado seja para que possa ser contornado ou para que sua implicação física seja entendida.

O janelamento também apresentou alguma influência nos resultados obtidos. A estabilidade

percebida no *padding* de Periodização, acontece também no caso da utilização da janela *Perfectly Flat-Top*. Apesar de as sensibilidades das curvas serem diferentes a depender do *padding* utilizado, seus formatos são semelhantes. Era esperado que a janela Retangular resultasse em alguma irregularidade devido à forma como o sinal é segmentado quando ela é utilizada. A segmentação abrupta resulta em vazamento espectral. Uma vez que a análise por meio da *Weighted Cumulated Wavelet* lida tanto com o domínio do tempo como o da frequência, acreditava-se ser possível que essa característica da janela Retangular interferisse nos resultados em algum ponto.

Isso, de fato, se verificou nos casos em que essa janela era utilizada com o *Symmetric-padding*. Alguns dos resultados apresentaram-se com uma alta sensibilidade à não-estacionariedade (Figura 3.20(b)), outros apresentaram baixa sensibilidade quando comparados com o restante dos gráficos (Figura 3.22) e outros ainda apresentaram retas que ficaram acima da reta estacionária. Apesar de todos estes problemas apresentados a partir dessa combinação, quando o método de Periodização era utilizado, as curvas se apresentaram comportadamente e bem semelhantes àquilo que era visto nos gráficos da janela *Perfectly Flat-Top* para o mesmo fator de interpolação.

Por fim, assim como esperado pelo que fora observado na Seção 3.1, a fixação de um comprimento de janela em função de número de amostras alterou a sensibilidade das curvas à medida que os fatores de interpolação eram modificados. Se levarmos em consideração o comportamento das curvas correspondentes às janelas contendo 1024 amostras nas Figuras 3.7 e 3.8, esperava-se que a sensibilidade à não-estacionariedade fosse maior quando o fator de interpolação fosse 4:1. Isso foi verificado para os sujeitos S1 e S7. No sujeito S12, os níveis de sensibilidade para os fatores de interpolação 2:1 e 4:1 foram muito semelhantes e mais altos do que para o caso 1:1.

## Capítulo 4

# Conclusões

Após o trabalho realizado durante o ano, pode-se afirmar de que aquilo que é proposto pelo modelo que estava sendo estudado foi verificado nas análises realizadas. Todas apresentaram um comportamento descendente após a normalização feita com a Equação 2.7, e foi possível verificar o efeito da não-estacionariedade provocado pela instalação da fadiga à medida que o esforço é mantido ao longo do tempo. O foco deste trabalho era principalmente no estabelecimento da influência de alguns parâmetros na sensibilidade das curvas cumulativas e normalizadas e, a partir das análises realizadas, foi possível entender um pouco mais sobre esse método e estabelecer alguns parâmetros com base no que foi observado.

O primeiro deles está relacionado com as *wavelets* utilizadas. Segundo o que foi observado no trabalho, a maioria das *wavelets* estudadas não se apresentou como extremamente distinta das outras para todos os casos. As *wavelets Biorthogonal 3.1* e *Biorthogonal 3.3*, entretanto, apresentaram comportamentos divergentes do restante das curvas e que, por vezes, chegavam a ultrapassar a reta estacionária. Como essa irregularidade aconteceu para vários sujeitos, é possível que este comportamento esteja diretamente ligado à *wavelet*. Devido a este comportamento irregular e anormal, seu uso é desaconselhado para a análise.

O fator de interpolação não se apresentou como uma variável capaz de modificar a sensibilidade das curvas por si só. Este fenômeno foi estudado em dois momentos e os comportamentos que foram observados na Seção 3.1, que foi realizada primeiro, foram confirmados na Seção 3.3. Logo, é possível concluir que é o tamanho da janela no tempo, e não o fator de interpolação, que realmente altera a curva. E, neste quesito, ao analisar os resultados obtidos durante este trabalho para janelas de 125 ms, 250 ms, 500 ms e 1000 ms, percebeu-se que janelas de 1000 ms apresentaram a maior sensibilidade no caso estudado para o método *Weighted-Cumulated Wavelet*, seguido pela janela de 125 ms, fato que também foi confirmado na Seção 3.3 em que as curvas resultando dos casos com fator de interpolação 4:1 e 1024 amostras (125 ms), apresentavam uma sensibilidade maior ou igual ao restante. Isso abre a possibilidade de se utilizar uma janela de tamanho menor (125ms) para casos em que as contrações duram menos tempo e a janela maior para os casos de contrações mais demoradas (1000ms).

Quanto ao método de *padding*, percebeu-se que a Periodização apresentou resultados mais con-



sistentes para diferentes janelas, enquanto o *Symmetric-padding (whole point)* apresentava uma sensibilidade maior. Apesar de uma maior sensibilidade ser um fator desejável, a utilização do *Symmetric-padding* gerou alguns fenômenos ainda inexplicados na Seção 3.3. Estes comportamentos se apresentam mais preocupantes do que os observados com o *padding* de Periodização na Seção 3.2 porque foram observados com a utilização de múltiplas *wavelets* e fatores de interpolação. Além disso, apesar de haver casos em que as curvas cumulativas e normalizadas se comportavam conforme o esperado, ficando abaixo da reta estacionária, ainda assim o *Symmetric-padding*, quando aliado com a janela Retangular, resultava em curvas que tinham comportamentos bem distintos em relação às outras curvas formadas sob condições similares. Este comportamento, portanto, aponta para um desaconselhamento na utilização do *Symmetric-padding*.

Por fim, analisa-se a influência da janela nos resultados. Novamente, este parâmetro pôde ser analisado em múltiplas seções. Na seção 3.1, a janela Retangular se mostrou como uma opção a ser evitada em situações de análises contrações rápidas com o WCR, uma vez que as curvas para janelas de curta duração (125ms a 250ms) são muito dispersas. As curvas resultantes de janelas de 1s são menos dispersas, mas também não são recomendadas para serem utilizadas nesta situação devido a sua baixa sensibilidade. A utilização da janela *Perfectly Flat-Top* resultou em mais consistência para o WCR, principalmente para janelas de 1s que apresentaram uma sensibilidade maior. Na Seção 3.2, a janela Retangular parece criar curvas mais semelhantes entre si, independente do tipo de *wavelet* utilizada. Apesar disso, a sensibilidade das curvas feitas quando se utilizava a janela *Perfectly Flat-Top* era muito próxima ou maior que o nível de sensibilidade atingido com a janela retangular.

Na Seção 3.3, os comportamentos são invertidos e a janela *Perfectly Flat-Top* passa a apresentar-se mais estável. De fato, o que se esperava era que a utilização da janela Retangular resultasse em algum tipo de comportamento irregular, devido ao seu comportamento no domínio da frequência. Apesar disso, essa expectativa só foi realizada na utilização conjunta dessa janela com o *Symmetric-padding*. Como a janela *Perfectly Flat-Top* se apresentou mais robusta aos dois tipos de *padding* durante a utilização da WCW, ela se apresenta como uma melhor candidata durante a escolha de um método de janelamento de um sinal com as condições propostas.

A partir dessas análises, o uso da janela Retangular com o *Symmetric-padding (whole point)* parece figurar como uma combinação a ser evitada. E, por outro lado, com base nas escolhas feitas anteriormente, a escolha de parâmetros que parece mais segura para o WCW é a utilização de uma janela *Perfectly Flat-Top* juntamente com um *padding* de periodização. E, de fato, com exceção dos problemas encontrados na Seção 3.2 quando se utilizava as *wavelets Biorthogonal* 3.1 e 3.3, esta combinação de parâmetros não apresentou nenhum problema durante este estudo para as condições listadas. Entretanto, levando em consideração uma curva cumulativa e normalizada que demonstre uma maior sensibilidade à não-estacionariedade, os gráficos da Seção 3.3 mostraram que a utilização da *wavelet Coiflet 5* em conjunto com a janela *Perfectly Flat-Top* e o *Symmetric-padding (whole point)* a uma janela de 125 ms apresenta uma sensibilidade repetidamente maior ou igual ao restante dos casos para os sujeitos escolhidos. Esta combinação é uma boa alternativa para análise de situações que envolvam contrações rápidas, uma vez que o tamanho da janela é curto.

Como a Metodologia Cumulativa e Normalizada ainda se apresenta como uma novidade no campo de estudo de S-EMG, não há explicações para todos os fenômenos que podem ainda não ter sido observados e isso se apresenta como um grande campo de estudo. Como recomendação para a realização de trabalhos futuros, o melhor entendimento dos fenômenos anormais encontrados no presente trabalho certamente se apresenta como uma opção mais do que válida. Neste caso, o mais importante deles talvez seja o estudo e apresentação uma explicação física aos casos em que as curvas cumulativas e normalizadas ficam acima da reta do caso estacionário. Além disso, mais estudos podem ser empreendidos tanto na verificação das combinações de parâmetros que foram recomendadas e desaconselhadas neste trabalho. Alguns dos achados deste trabalho, como a identificação de janelas de curto comprimento como tendo alta sensibilidade, também incitam sua utilização em casos dinâmicos. A partir daí tanto a verificação dos resultados deste trabalho como a investigação de novos parâmetros para o caso dinâmicos se mostram como opções válidas para estudos futuros.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Biomechanics of Cycling. In: BINI, R. et al. (Ed.). [S.l.]: Elsevier, 2014. cap. 8, p. 71–83.
- [2] BURKE, R. et al. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *The Journal of Physiology*, v. 234, n. 3, p. 723–743, 1973.
- [3] Tratado de Fisiologia Médica. In: GUYTON, A.; HALL, J. (Ed.). 11. ed. [S.l.]: Elsevier, 2006. cap. 5-7, p. 57–90.
- [4] EDWARDS, R. Human Muscel Fatigue: Physiological Mechanisms. In: \_\_\_\_\_. 1. ed. [S.l.]: Pitman Medical, 1981. cap. 1, p. 1–18.
- [5] LUCA, C. D. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.
- [6] HAMILL, J.; KNUTZEN, K.; DERRICK, T. Biomechanical Basis of Human Movement. In: \_\_\_\_\_. 4. ed. [S.l.]: Wolters Kluwer, 2015. cap. 3, p. 59–98.
- [7] GREIG, C.; JONES, A. Muscle physiology and contraction. *Surgery*, v. 34, n. 3, p. 107–114, 2016.
- [8] Neuroscience. In: PURVES, D. (Ed.). 3. ed. [S.l.]: Sinauer Associates, 1993. (5, v. 4), cap. 15, p. 371–391.
- [9] GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001.
- [10] ALLEN, D.; LAMB, G.; WESTERBLAD, H. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, v. 88, n. 1, p. 287–332, 2008.
- [11] POTVIN, J.; FUGLEVAND, A. A motor unit-based model of muscle fatigue. *PLOS Computational Biology*, v. 13, p. 1–30, June 2017.
- [12] VØLLESTAD, N. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 74, n. 2, p. 219–227, June 1997.
- [13] SOO, Y. et al. Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction. In: *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 2975–2978.

- [14] FINSTERER, J. Biomarkers of peripheral muscle fatigue during exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 13, n. 1, p. 218, Nov 2012.
- [15] MERLETTI, R.; CONTE, L. L.; ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 1, n. 1, p. 20–33, 1991.
- [16] FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, v. 96, n. 4, p. 1486–1495, 2004.
- [17] MERLETTI, R.; FARINA, D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philosophical transactions. Series A. Mathematical, physical, and engineering sciences*, v. 367, n. 1887, p. 357–368, 2009.
- [18] BROMAN, H.; BILOTTO, G.; LUCA, C. D. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *Journal of Applied Physiology*, v. 58, n. 5, p. 1428–1437, 1985.
- [19] ADAM, A.; LUCA, C. D. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, v. 99, n. 1, p. 268–280, 2005.
- [20] HOLLMAN, J. et al. Does the fast Fourier transformation window length affect the slope of an electromyogram’s median frequency plot during a fatiguing isometric contraction? *Gait & Posture*, v. 38, n. 1, p. 161–164, 2013.
- [21] COOREVITS, P. et al. Test–retest reliability of wavelet – and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 5, p. 798–806, 2008.
- [22] MERLETTI, R. et al. Repeatability of electrically evoked EMG signals in the human vastus medialis muscle. *Muscle & Nerve*, v. 21, n. 2, p. 184–193, 1998.
- [23] LUCA, C. D. *Surface Electromyography: Detection and Recording*. 2002.
- [24] CIFREK, M. et al. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, v. 24, n. 4, p. 327–340, 2009.
- [25] JÚNIOR, V. R. *Parâmetros Discriminadores de Estacionariedade Fisiológica em Sinais de Eletromiografia de Superfície Aplicados no Estudo da Fadiga*. Tese (Doutorado) — Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2016.
- [26] BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, v. 21, n. 4, p. 247–257, 1999.
- [27] JÚNIOR, V. R.; CARMO, J. do; NASCIMENTO, F. Weighted-Cumulated S-EMG Muscle Fatigue Estimator. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, v. 22, n. 6, p. 1854–1862, November 2018.

- [28] DUDA, K.; ZIELIŃSKI, T.; BARCZENTEWICZ, S. Perfectly Flat-Top and Equiripple Flat-Top Cosine Windows. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 65, n. 7, p. 1558–1567, 2016.
- [29] PACOLA, E. et al. The Wavelet Transform Border Effect in EEG Spike Signals. *IFMBE Proceedings*, v. 39, p. 593–596, May 2013.

# ANEXOS

# I. FIGURAS EXTRAS

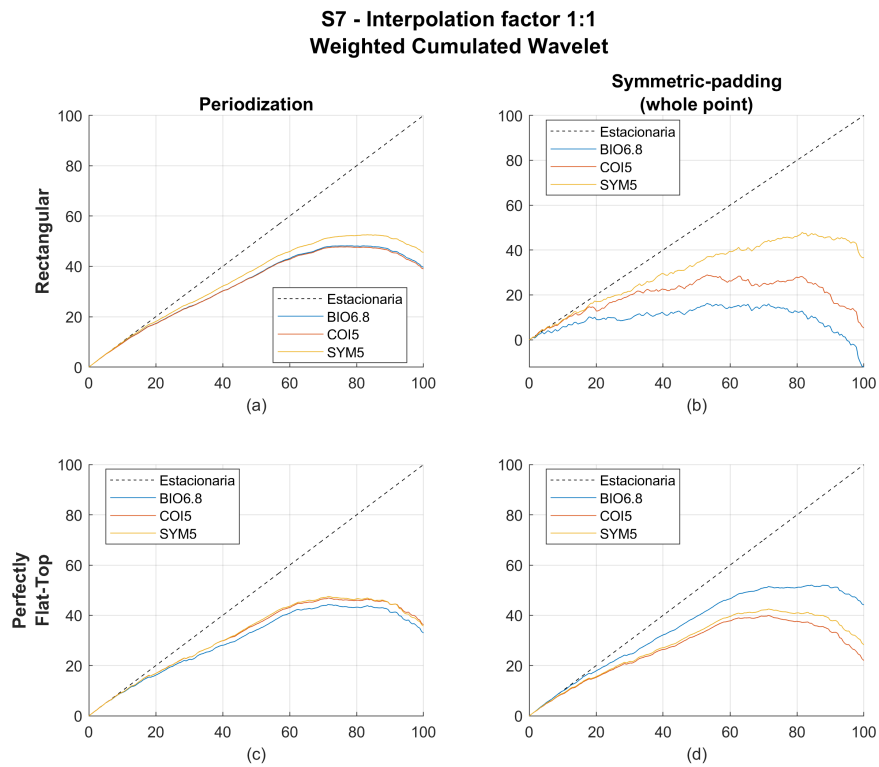


Figura I.1: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S7 utilizando fator de interpolação 1:1.

**S7 - Interpolation factor 2:1  
Weighted Cumulated Wavelet**

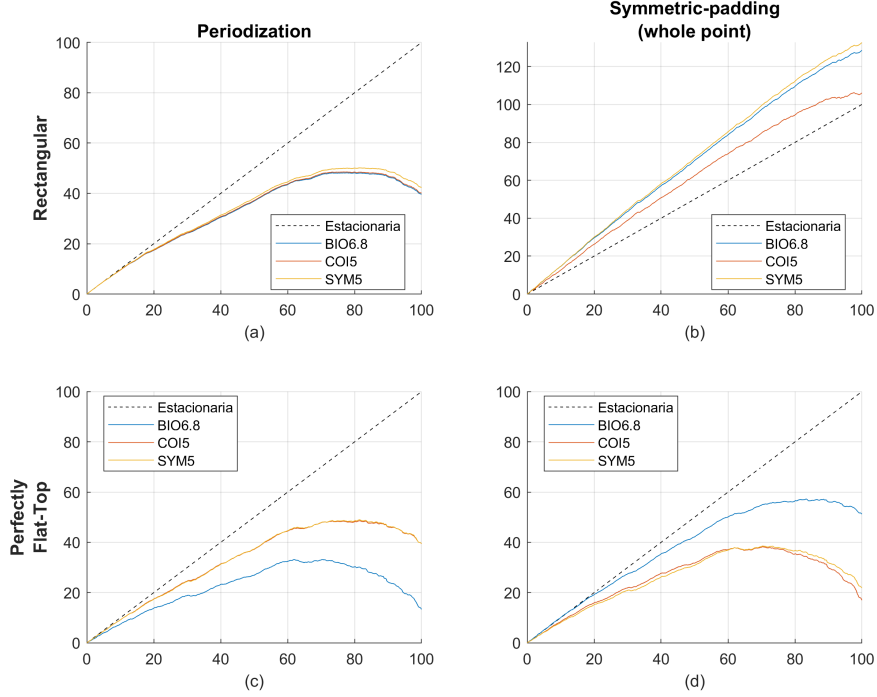


Figura I.2: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S7 utilizando fator de interpolação 2:1.

**S7 - Interpolation factor 4:1  
Weighted Cumulated Wavelet**

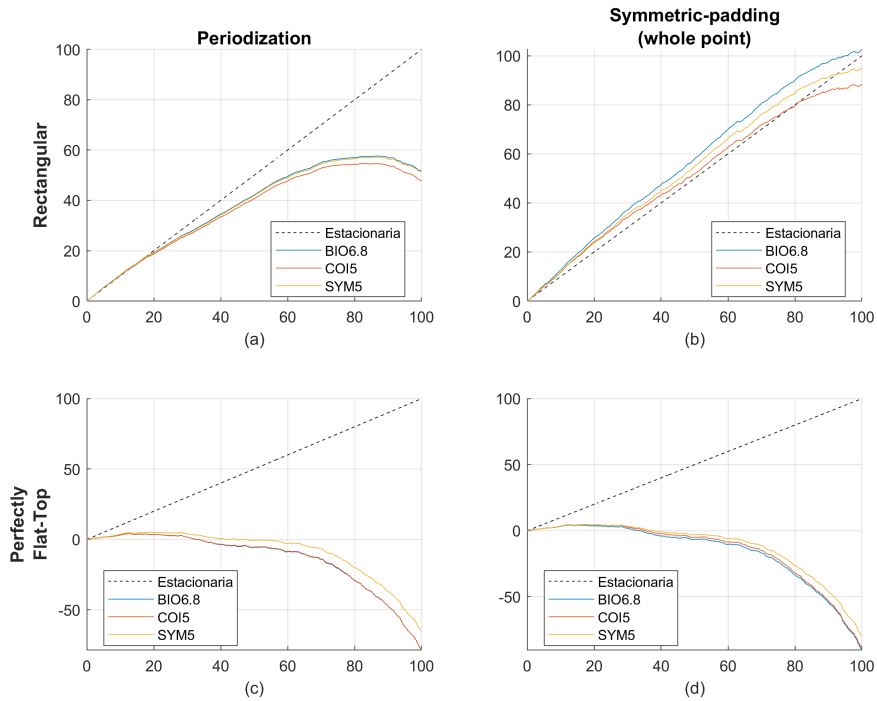


Figura I.3: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S7 utilizando fator de interpolação 4:1.



**S12 - Interpolation factor 1:1**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

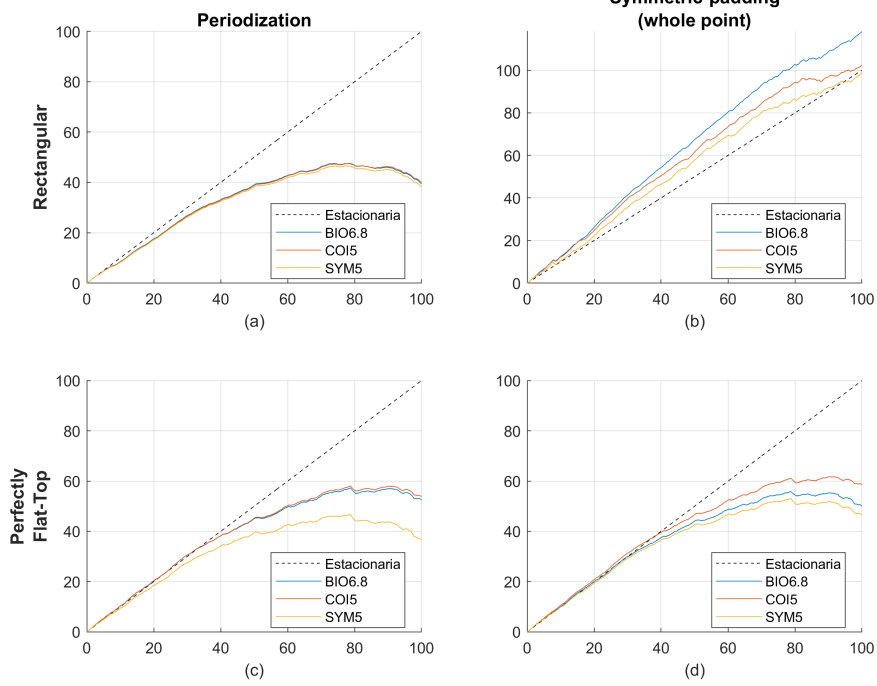


Figura I.4: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S12 utilizando fator de interpolação 1:1.

**S12 - Interpolation factor 2:1**  
**Weighted Cumulated Wavelet**

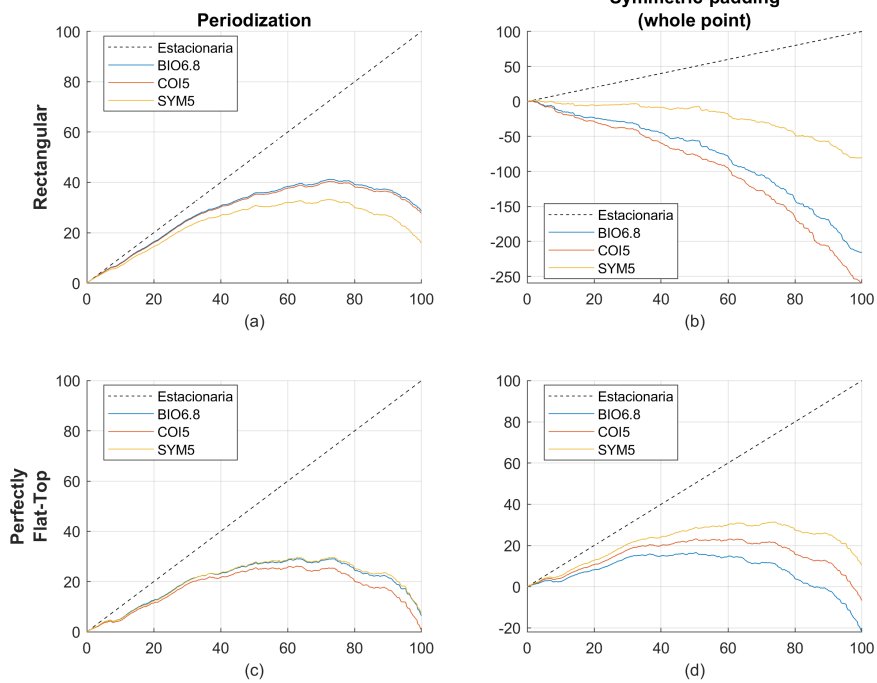


Figura I.5: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S12 utilizando fator de interpolação 2:1.

**S12 - Interpolation factor 4:1  
Weighted Cumulated Wavelet**

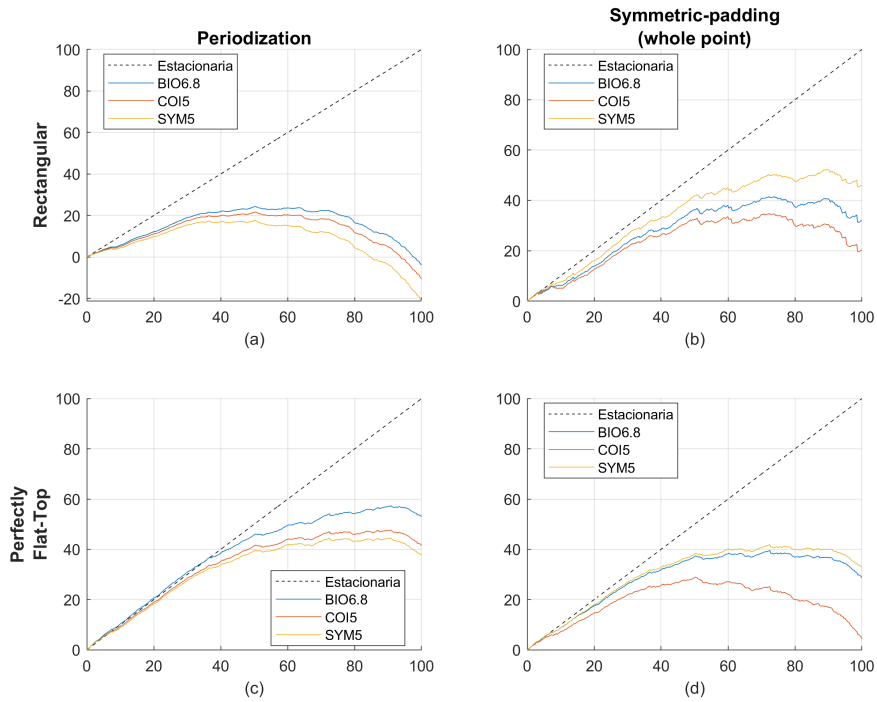


Figura I.6: Curvas cumulativas e normalizadas da transformada de *wavelet* calculadas para o sujeito S12 utilizando fator de interpolação 4:1.