Universidade Federal de Uberlândia

Faculdade de Engenharia Elétrica

Graduação em Engenharia Biomédica

Reverton Gustavo de Queiroz Silva

Análise da fadiga dos atletas de Taekwondo por meio do Espectro de Hilbert

Uberlândia

2019

Reverton Gustavo de Queiroz Silva

Análise da fadiga dos atletas de Taekwondo por meio do Espectro de Hilbert

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Adriano Alves Pereira

_____

Assinatura do Orientador

Uberlândia

2019

Dedico este trabalho à minha família,

pela cooperação, motivação e carinho.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus e ao meu espírito protetor durante o desenvolvimento deste trabalho e ao longo dos anos em que cursei Engenharia Biomédica.

Ao Prof. Adriano Alves Pereira pelo incentivo, motivação e orientação, essenciais para a realização deste trabalho.

À minha família e amigos de Itaúna, pela paciência, estímulo, carinho, por compreenderem minha ausência e que, à distância, me acompanharam.

À minha amiga Gabrielle Macedo, pela amizade que foi conquistada desde o primeiro dia de aula, me aturando assim, desde o início. Por todo auxílio na vida acadêmica e até mesmo na vida pessoal, pelas risadas, implicâncias e todas as idas no RU por 5 anos.

Aos meus amigos Daniela Silva, Eduardo Borges e Marryele Moniê que me acompanharam durante todas as disciplinas cursadas, onde, na vivência diária, me proporcionaram companheirismo, estímulo, confiança e auxílios nos estudos.

Agradeço a todos os que direta ou indiretamente colaboraram com o meu conhecimento para a elaboração deste trabalho e para a minha formação.

RESUMO

A avaliação e estudo da biomecânica do movimento é uma técnica fundamental para o profissional analista do movimento, como educador físico, treinador, fisioterapeuta. Atualmente, a biomecânica esportiva fornece muitas contribuições como a análise e melhoria da técnica desportiva, prevenção de lesões e desenvolvimento de equipamentos esportivos. A identificação da fadiga é uma das técnicas utilizadas para melhorar o desempenho e prevenir lesões nos atletas. As manifestações da fadiga têm sido referenciadas ao decaimento da força muscular gerada durante e após exercícios de alta intensidade, podendo assim, ser detectada por meio da análise do sinal eletromiográfico. A Frequência instantânea média é um dos indicadores utilizados em métodos para a quantificação destas manifestações, no qual ocorre uma diminuição nos valores desta, durante a ocorrência da fadiga muscular. Este trabalho propõe a aplicação da transformada de Hilbert-Huang para identificar a fadiga em atletas de Taekwondo. Para isso, foram necessários adquirir sinais eletromiográficos dos atletas durante a realização do movimento de chute do esporte. Estes sinais foram decompostos em um conjunto de componentes ou funções (IMFs). Com a obtenção dos IMFs é possível gerar o espectro de Hilbert, que possibilita obter a amplitude e a frequência instantânea média. De acordo com os resultados, foi possível identificar que o voluntário 1 e 3 apresentaram ótimos desempenhos, visto que apenas o músculo que realiza o chute, apresentou decaimento na frequência instantânea. Os outros voluntários não apresentaram resultados satisfatórios em relação ao desempenho do atleta, pois em todos os casos, a fadiga foi identificada no músculo de apoio para a realização do chute. Portanto, concluiu-se que o método de Hilbert-Huang é capaz de realizar a avaliação do desempenho e melhorar a preparação física dos aletas de taekwondo por meio da análise da fadiga muscular.

Palavras chave: Eletromiografia. Biomecânica. Fadiga muscular. Espectro de Hilbert.

ABSTRACT

The evaluation and study of movement biomechanics is a fundamental technique for the professional analyst of the movement, as a physical educator, coach, physiotherapist. Currently, sports biomechanics provides many contributions such as the analysis and improvement of sports technique, injury prevention and sports equipment development. The identification of fatigue is one of the techniques used to improve performance and prevent injuries in athletes. The fatigue manifestations have been referred to the decay of the muscular force generated during and after high intensity exercises, being able to be detected by means of the analysis of the electromyographic signal. The mean instantaneous frequency is one of the indicators used in methods for the quantification of these manifestations, in which a decrease occurs in the values of this, during the occurrence of muscular fatigue. This work proposes the application of the Hilbert-Huang transform to identify fatigue in Taekwondo athletes. For this, it was necessary to acquire electromyographic signals from the athletes during the performance of the kicking of the sport. These signals were decomposed into a set of components or functions (MFIs). With the obtaining of the MFIs, it is possible to generate the Hilbert spectrum, which allows obtaining the mean instantaneous amplitude and frequency. According to the results, it was possible to identify that volunteer 1 and 3 presented excellent performances, since only the kicking muscle presented a decay in the instantaneous frequency. The other volunteers did not present satisfactory results regarding the performance of the athlete, because in all cases, the fatigue was identified in the support muscle to perform the kick. Therefore, it was concluded that the Hilbert-Huang method is able to perform performance evaluation and improve the physical preparation of taekwondo fins through the analysis of muscle fatigue.

Key words: Electromyography. Biomechanics. Muscle fatigue. Hilbert spectrum.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 1 15

Figura 2: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 1 15

Figura 3: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 1 16

Figura 4: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 1 16

Figura 5: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 1 e suas respectivas regressões lineares.....17

Figura 6: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 1 17

Figura 7: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 2 18

Figura 8: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 2 18

Figura 9: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 2 19

Figura 10: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 2 19

Figura 11: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 2 e suas respectivas regressões lineares.....20

Figura 12: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 2 20

Figura 13: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 3 21

Figura 14: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 3 21

Figura 15: Figura 13: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 3.....22

Figura 16: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 3 22

Figura 17: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 3 e suas respectivas regressões lineares.....23

Figura 18: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 3 23

Figura 19: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 4 24

Figura 20: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 4 24

Figura 21: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 4 25

Figura 22: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 4 25

Figura 23: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 4 e suas respectivas regressões lineares.....26

Figura 24: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 4 26

Figura 25: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 5 27

Figura 26: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 5 27

Figura 27: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 5 28

Figura 28: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 36 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 5 28

Figura 29: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 5 e suas respectivas regressões lineares.....29

Figura 30: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 5 29

Figura 31: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 6 30

Figura 32: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 6 30

Figura 33: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 6 31

Figura 34: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 6 31

Figura 35: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 6 e suas respectivas regressões lineares.....32

Figura 36: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 6 32

Figura 37: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 7 33

Figura 38: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 7 33

Figura 39: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 7 34

Figura 40: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 7 34

Figura 41: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 7 e suas respectivas regressões lineares.....35

Figura 42: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 7 35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BFD	Músculo bíceps femoral direito
BFE	Músculo bíceps femoral esquerdo
EMD	Decomposição em modos oscilatórios empíricos
EMG	Eletromiografia
FFT	Transformada rápida de Fourier
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
iEMG	Sinal eletromiográfico normalizada
IMF	Funções intrínsecas ao sistema
IMNF	Frequência Instantânea média
LL	Limiar de lactato
HHT	Transformada de Hilbert-Huang
HS	Espectro de Hilbert-Huang
RMS	Valor Eficaz
VLD	Músculo vasto lateral direito
VLE	Músculo vasto lateral esquerdo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1

1.1 DESENVOLVIMENTO 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 3

2.1 CARACTERÍSTICA DO TAEKWONDO 3

2.2 BIOMECÂNICA ESPORTIVA 4

2.3 FADIGA MUSCULAR 4

2.4 FIBRAS MUSCULARES 5

2.5 ELETROMIOGRAFIA 6

2.6 TRANSFORMADA DE HILBERT-HUANG 8

2.7 MODO DE MEDIÇÃO DE FADIGA 9

3 METODOLOGIA 12

3.1 COLETA DE DADOS 12

3.2 PROCESSAMENTO DOS DADOS 13

4 RESULTADOS 15

5 DISCUSSÃO 37

6 CONCLUSÕES 39

7 REFERÊNCIAS 40

1 Introdução

As artes marciais são atividades amplamente praticadas e recomendada para todas as idades. Nos últimos anos, as artes marciais têm experimentado uma revitalização, alcançando popularidade mundial. Este interesse tem sido estimulado, em parte, pelas demonstrações de domínio mental e físico apresentadas pelos atletas (HELLER et al, 1998; WILK; MCNAIR; FELD, 1983). O taekwondo é uma antiga e tradicional arte marcial coreana, muito usada na defesa pessoal, conhecido pela destreza no emprego das mãos e pés em golpes de alta velocidade (FIFE et al., 2012), como chutes rápidos e de grande amplitude em direção à cabeça e ao tronco do adversário (MACHADO, S. M. et al., 2010).

Os esportes suscitam um risco de ocorrência de lesões, pois os atletas estão potencialmente sujeitos em qualquer fase, seja a de treinamento e/ou de competição, a sofrer lesões esportivas, as quais são diretamente proporcionais à existência dos fatores predisponentes intrínsecos e extrínsecos, como também a falta de qualificação dos profissionais atuantes e/ou a ausência de programas preventivos. (GANTUS; ASSUMPÇÃO, 2002)

A realização de movimentos repetitivos com a sobrecarga de treinamento leva a um processo de adaptação que pode resultar em efeitos deletérios para a postura, com alto potencial de desequilíbrio muscular (RIBEIRO et al., 2003). Além disso, a especificidade do esporte e a possibilidade de erros na técnica de execução dos movimentos podem aumentar a prevalência de lesões (BASTOS et al., 2009; GUIMARÃES; SACCO; JOÃO, 2007; NETO JÚNIOR; PASTRE; MONTEIRO, 2004). Em razão das características do gesto específico do esporte, os atletas de taekwondo são especialmente expostos a riscos frequentes de lesões (ESTEVES; REIS; SANTOS, 2006).

O progresso das técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados contribuiu para a análise do movimento. Através da

biomecânica e de suas áreas de conhecimento correlatas podemos analisar as causas e fenômenos do movimento. (AMADIO et al,1999).

A biomecânica é útil para profissionais da medicina do esporte na identificação das forças que podem ter causado determinada lesão como por exemplo, a força muscular, gravitacional, inércia, de flutuação e força de contato, possibilitando prevenir que uma contusão se repita ou ocorra pela primeira vez e de quais exercícios podem auxiliar na reabilitação da lesão. A biomecânica pode ser usada para fundamentar alterações da técnica, do equipamento ou do treinamento a fim de prevenir ou reabilitar o atleta.

1.1 Desenvolvimento

O desenvolvimento desse trabalho leva em consideração os tópicos distribuídos nas seções 2 a 5. Na Seção 2 se encontra a Revisão bibliográfica do presente trabalho. Na seção 3 a Metodologia desenvolvida e aplicada. Na seção 4 são apresentados os Resultados obtidos. Finalmente, na seção 5 realiza-se a discussão dos resultados obtidos.

2 Revisão bibliográfica

2.1 Característica do Taekwondo

O Taekwondo é uma arte marcial proveniente da Coréia, não havendo um consenso entre os autores em relação ao ano de criação. A Confederação Brasileira de Taekwondo (2009) diz que o povo coreano já vem praticando artes marciais a cerca de 3000 anos. Kim (2000) fala em 1800 anos atrás e Lee (1988) em 1300 anos. Portanto não se sabe exatamente há quanto tempo está arte marcial existe, contudo conclui-se que esta existe e é praticada há muito tempo pelos coreanos e, com base na literatura, há mais de um milênio.

No Brasil, o primeiro mestre a chegar no país, segundo Rios (2005), foi o mestre Jung Do Lim, em 1968. Mas como este mestre não representava a instituição internacional que organizava o Taekwondo, oficialmente o Taekwondo chega ao Brasil no ano de 1970 por intermédio do mestre Sang Min Cho, enviado pelo general Choi Hong Hi, a pedido do presidente brasileiro da época, Emílio Garrastazu Médice. Este presidente argumentava que esta arte marcial ajudaria os policiais a combaterem o terrorismo e o avanço comunista no país.

Os chutes têm como principal objetivo acertar o alvo corretamente de forma a obter uma maior pontuação possível. Existam cerca de seis técnicas de chutes em taekwondo, divididos em quatro estilos distintos(KIM, Y.-K.; HINRICHS, 2006). De acordo com Kim, Kim e Im (2011), os quatro grupos de estilos de chutes são: chute frontal (ap-tchaqui), chute para trás (tuit tchangui), chute lateral (bandal tchaqui) e chute com giro lateral (tora tolho). Esses chutes apresentam algumas outras variações que dão origem aos chamados chutes modificados.

Neste trabalho, os sinais analisados foram coletados de um único tipo de chute(chute lateral) realizado durante um experimento, para que todos os golpes realizados pudessem ser avaliados e comparados para todo o período de coleta.

2.2 Biomecânica Esportiva

A avaliação e estudo da biomecânica do movimento é uma técnica fundamental para o profissional analista do movimento, como educador físico, treinador, fisioterapeuta. Como os pesquisadores biomecânicos não são especificamente de apenas uma área acadêmica, os estudos realizados relacionadas à biomecânica abordam diferentes tipos de problemas e questões (ENOKA, 2000).

De acordo com a evolução nas realizações de pesquisas no meio esportivo, muito se tem utilizado a biomecânica. Para Amadio (2007), a biomecânica é derivada das ciências naturais, que aborda as análises físicas de sistemas biológicos, consequentemente, de análises físicas de movimentos do corpo humano. Essa área possui uma característica multidisciplinar, onde seu objetivo principal é a análise e o estudo dos parâmetros físicos do movimento, correlacionada com as características anatômicas e fisiológicas do corpo humano (Mochizuki e Duarte, 1999).

Como um dos objetivos, a biomecânica esportiva se prontifica a caracterizar e aperfeiçoar as técnicas e o rendimento do movimento, através de pesquisas científicas realizadas nas áreas de atuação da ciência, envolvendo o âmbito esportivo. (Amadio, 2000).

2.3 Fadiga muscular

O sistema neuromuscular tem a característica de capacidade adaptativa crónica, uma vez que sujeito a um estímulo como por exemplo, o treino, imobilizações, ou perante o efeito do envelhecimento, pode adaptar-se às imposições funcionais. Logo, consegue adaptar-se às alterações agudas, como alterações constatadas nos exercícios prolongados ou intensos, sendo referido como fadiga muscular. (ENOKA, 1992).

As manifestações da fadiga têm sido relacionadas com a incapacidade do músculo de manter uma certa intensidade de exercício no tempo e ao aumento do tempo de relaxamento do músculo (ALLEN, 1995; BANGSBO,

1997;DAVIS, 1997; MCKENNA, 1992; NEWSHOLME, 1992; PAGALA, 1994; SAHLIN, 1992).

A fadiga em alguns casos está relacionada com alterações de alguns parâmetros do sinal obtido através a eletromiografia (GUÉVEL, 2000; MASUDA, 1999; WEIR, 1998), durante contrações musculares como com a variação de alguns metabólitos e íons nas suas concentrações intra e extracelulares (ALLEN, 1995; BANGSBO, 1996; MCKENNA, 1992). A fadiga tem sido utilizada para identificar efeitos que possam prejudicar a integridade da fibra muscular esquelética (WILLIAMS, 1995).

2.4 Fibras Musculares

Aproximadamente 40% do corpo humano é formado por músculos esqueléticos e aproximadamente 10% é formado pelos músculos liso e cardíaco. O músculo esquelético é formado por numerosas fibras (RIBEIRO, G. 2010).

Segundo GUYTON e HALL (1998), o diâmetro das fibras pode variar entre 10 e 80 µm. O sarcolema é a membrana celular da fibra muscular. Na extremidade da fibra muscular, esta fina camada superficial se funde com a fibra tendinosa que se agrupa em feixes que formam os tendões dos músculos e, em seguida, inserirem-se nos ossos.

O músculo esquelético é formado por três tipos de fibras musculares: do tipo I (lentas), IIa (intermediárias) e IIb (rápidas). Estas fibras musculares possuem diferenças na velocidade de contração, oxidação, capilarização, resistência à fadiga, número e tamanho de mitocôndrias (CROWTHER et al., 2002).

Em treinamentos de força isolados com o objetivo de hipertrofia muscular é observado um aumento na proporção de fibras musculares do tipo II. O treinamento de força intenso aumenta a síntese proteica, resultando em aumento de proteínas contráteis e hipertrofia muscular (LEVERITT et al., 1999).

A contração muscular pode ser definida como a ativação das fibras musculares pelo recebimento de impulsos, gerando um encurtamento das fibras,

um aumento da concentração de cálcio citosólico, o que causa uma interação com as proteínas actina e miosina, a primeira desliza sobre a outra, e encurtam os sarcômeros que estão dispostos em série (SVEDAHL, 2003).

2.5 Eletromiografia

O estudo e análise do sinal eletromiográfico do exercício possibilita o estudo da manifestação da fadiga de um determinado músculo. Contudo, é sugerido que o uso da EMG como instrumento de estudo da fadiga muscular, seja considerado as limitações impostas pelo equipamento e pela sua utilização.

Durante um exercício submáximo com predominância de contrações isométricas verifica-se um aumento dos componentes do sinal EMG no domínio do tempo, enquanto as características no domínio da frequência do sinal se deslocam para zonas de baixa frequência (LUTTMANN, 2000; MERLETTI, 2001; POTVIN ,1997; WEIR, 1998).

A alteração da frequência mediana e média para as zonas de baixa frequência do sinal eletromiográfico durante a fadiga muscular, pode estar relacionado com a diminuição da velocidade de condução do potencial de ação (POTJVIN, 1997; WEIR,1998), em consequência, do aumento da concentração de ácido láctico durante o exercício e consequente diminuição do pH (MASUDA, 1999).

De acordo com alguns autores (LINNAMO, 2000; MASUDA, 1999; POTVIN, 1997) quando ocorre uma diminuição da força muscular do atleta, consequentemente, ocorre uma diminuição da velocidade de condução do impulso, gerando assim, uma diminuição da frequência de mediana e um aumento da amplitude média do potencial de ação durante as contrações dinâmicas e isométricas.

A isquemia induzida pela realização de contrações musculares isométricas influencia os mecanismos de depuração plasmática de ácido láctico e dos íons de K+ condicionando a recuperação da velocidade de condução do

impulso nervoso nas fibras musculares, o que não acontece de forma tão exuberante durante contrações dinâmicas (MASUDA, 1999).

Foi verificado por Nicol et al. (1991), em estudo com 7 atletas, uma diminuição de 36% e 42% do IEMG máximo dos músculos vasto medial e vasto lateral, respectivamente, após a realização de uma maratona. Segundo os autores, a diminuição do input neural aos referidos músculos proporciona pouco recrutamento de unidades motoras e uma diminuição do torque máximo isométrico.

As variáveis mais utilizadas para acompanhar o comportamento espectral do EMG em um processo de fadiga são a frequência média (POTVIN e BENT, 1997; TROIANO et al., 2008; HOSTENS et al., 2004) e a frequência mediana (LINDEMAN et al., 1999; EBENBICHLER et al., 1998; TUCKER et al., 2009).

MOLINARI (2006) avaliaram os músculos vasto lateral e vasto medial em experimentos realizados com uma máquina isocinética. Estes autores observaram o mapeamento da fadiga muscular com a técnica baseada na transformada de Choi-Williams.

No trabalho de MORITANI, MURO et. al. (1986) foi analisado as contrações musculares isométricas em processo de fadiga muscular. Aplicado uma carga constante de 50% da máxima contração voluntária a 20 sujeitos, verificaram uma elevação do valor RMS. Esta elevação pode estar relacionada ao recrutamento maior de unidades motoras durante a fadiga muscular.

No trabalho de ANDRADE (2008), utilizaram o HS em duas aplicações distintas. A primeira consistiu na extração de características de sinais EMG e na segunda aplicação investigaram o uso do HS para detecção de potenciais de ação de unidades motoras. Realizaram também comparações, visualmente, como a atividade das unidades motoras é percebida no HS com visualizações fornecidas por algumas distribuições tradicionais de tempo-frequência como por exemplo, escalograma, espectrograma, Wigner-Ville. Os resultados obtidos mostraram que a média instantânea estimado a partir do HS é uma característica

relevante para a prática clínica. Outro fato evidenciado foi que a mediana do IMNF diminui quando o nível de força da contração muscular aumenta.

2.6 Transformada de Hilbert-Huang

A Transformada de Hilbert-Huang foi desenvolvida por Huang et al. (1996, 1998, 1999) com o objetivo de analisar processos não lineares e não estacionários. A HHT realiza a decomposição em modos oscilatórios empíricos do registro temporal para obter funções intrínsecas ao sistema seguida da aplicação da transformada de Hilbert às IMF. Esta técnica fornece informações sobre as frequências e amplitudes instantâneas, de cada IMF, ao longo do tempo. Diferente da análise de Fourier no qual fornece informações sobre a série global. O conjunto das frequências e amplitudes instantâneas, para todas as IMF, gera o espectro de Hilbert, o qual permite identificar processos não estacionários e não lineares.

A transformada de Hilbert (y(t)) de um sinal x(t) é definida pela convolução:

$$y(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (1)$$

Onde P representa o valor principal de Cauchy. Após a obtenção do par de transformada x(t) e y(t), o sinal analítico pode ser escrito como:

$$\mathrm{z}(t) = \mathrm{x}(t) + iy(t) = a(t)e^{i\theta(t)}, \text{ onde } i = \sqrt{-1}, \quad (2)$$

$$a(t) = [\mathrm{x}(t)^2 + y(t)^2]^{1/2} \text{ e } \theta(t) = \arctan\left(\frac{y(t)}{x(t)}\right). \quad (3)$$

Na Equação 3, a(t) é a amplitude e θ(t) é a função de fase. Logo, a frequência instantânea pode ser definida como:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (4)$$

A primeira etapa da HHT é decompor a série temporal em um conjunto de IMFs utilizando o EMD. Depois de obtido o conjunto de IMFs, a transformada

de Hilbert é aplicada em cada uma das IMFs e uma função analítica é obtida para cada caso. (Huang et al., 1998)

Desta maneira, uma série de entrada x(t) pode ser representada na forma:

$$x(t) = \sum_{i=1}^{n} \left(a_j(t) exp^{\frac{i}{2\pi}\int f(t)dt} \right) \quad (5)$$

A equação 5 fornece a amplitude e a frequência de cada componente como função do tempo, possibilitando obter a amplitude e a frequência instantânea como funções do tempo em um diagrama tridimensional (Espectro de Hilbert-Huang).

2.7 Modo de Medição de Fadiga

O limiar de lactato tem sido incluído a discussão da sua relação com liberação inadequada de oxigênio durante exercícios (BROOKS, 1895; GLADDEN,2000). As razões para se tentar quantificar este limiar, incluem prescrição e avaliação de treinamento, categorização da intensidade de esforço do exercício e avaliação da saúde cardiovascular (ROWLANDS et al., 2000).

Para determinar esse limiar, os indivíduos são submetidos a coleta de sangue durante o exercício físico. Com isso a EMG por ser um método não-invasivo tem sido sugerida para identificar o LL, durante teste de máximo progressivo por exemplo. (LUCIA et al.,1999; VAZ et al., 1996; MASUDA et al.,1999).

O acúmulo de lactato resulta na dificuldade na contração muscular e recrutamento adicional de unidades motoras para compensar essa situação (MCARDLE, 1998) e este comportamento é refletido na amplitude do sinal eletromiográfico. (TAKAISHI et al., 1994; VAZ, 1996)

Se o indivíduo conseguir diminuir a produção de lactato ou diminua o tempo necessário para eliminação do lactato, consequentemente ele reduz a produção dos íons de hidrogênio que causa a redução do pH. Quando se trata de um atleta bem condicionado fisicamente o corpo reduz os níveis de

lactato nas musculaturas recrutadas durante o esforço físico (BROOKS et al, 2000).

O comportamento espectral do sinal de EMG também se altera à medida que o músculo ganha resistência a fadiga, sendo que, a observação destas alterações pode ser um parâmetro valioso para o terapeuta, no sentido de informar se o músculo está se adaptando positivamente ao programa de exercício prescrito (TELLO et al,2002).

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 e o valor médio retificado (GONZÁLEZ-IZAL et al., 2012).

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; 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 Transformada de Fourier de curto termo, na qual o sinal é dividido em janelas, com ou sem sobreposição, posteriormente é estimado o espectro de frequências de cada janela (GABOR, 1945; KARLSSON et al., 2000).

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 e a frequência 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).

Alguns estudos relatara uma diminuição nos valores da Frequência média durante o processo da fadiga muscular localizada, sendo um dos indicadores utilizados em métodos para a quantificação deste processo (GONZALEZ-IZAL, et. al. 2010).

3 Metodologia

Nessa seção apresenta-se a metodologia utilizada neste trabalho para a aquisição, o processamento do sinal e a análise dos dados. Faz-se interessante elucidar que todo o processamento do sinal e geração das imagens dos diagramas tempo-frequência e espectros foram realizados no *software* Matlab®.

3.1 Coleta de dados

Os dados foram adquiridos por Miziara (2014), no qual o trabalho consistia em propor um sistema para avaliação biomecânica de atletas de taekwondo por meio da análise cinemática e da eletromiografia, realizando uma reconstrução dos movimentos do atleta. Os resultados foram adquiridos através de um sistema de captura de movimentos composto por dez câmeras de infravermelho Optitrack comercializado pela Natural Point,um sistema de eletromiografia sem fio e um software para adquirir a trajetória do movimento e esqueleto do atleta.

O sistema de eletromiografia sem fio utilizado foi o da marca Shimmer que possui um kit composto por três hardwares de condicionamento de sinal capazes de registrar a atividade elétrica associada a contrações do músculo esquelético de forma não invasiva utilizando tecnologia Bluetooth.

Cada módulo é responsável por obter informações da atividade elétrica de um único músculo.

O software utilizado para realizar a coleta do sinal foi desenvolvido por Miziara (2014), no qual realiza ferramentas de processamento como: FFT, envoltória e RMS e algumas outras funções como tempo de coleta e salvar os dados coletados e processados.

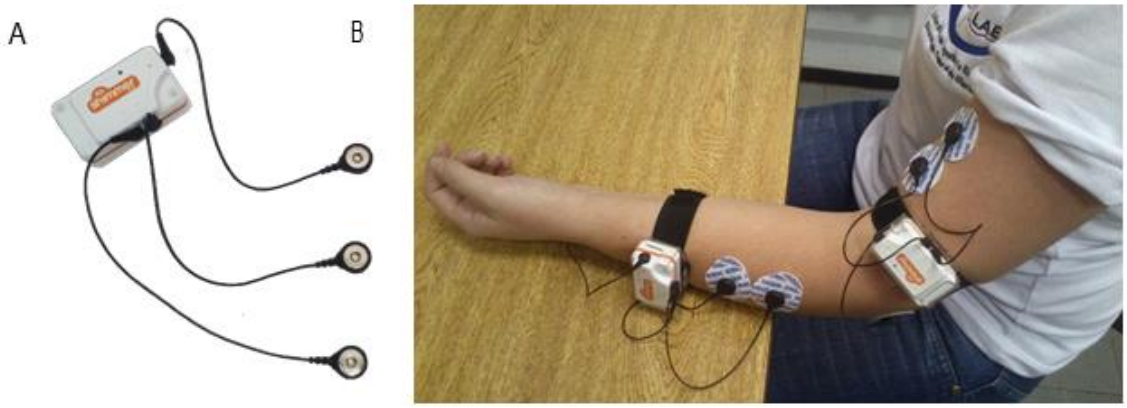

Figura 1: A) Dispositivo de eletromiografia sem fio da marca Shimmer, utilizado na pesquisa da Miziara (2014); B) Posicionamento dos eletrodos e fixação dos dispositivos de eletromiografia.

3.2 Processamento dos dados

Os dados de entrada para o processamento são arquivos em formato "*.mat*" que contém o sinal coletado do evento chute de músculos de atletas, no qual este evento foi repetido até a exaustão. Os músculos analisados no trabalho são: Bíceps femoral direito, bíceps femoral esquerdo, vasto lateral direito e vasto lateral esquerdo.

Os dados fornecem informações dos músculos de sete atletas de Taekwondo, sendo que o voluntário 1 e 4 são canhotos e o restante são destros. O evento chute foi repetido pelo atleta até a exaustão durante o exercício.

Através do EMD, estes dados de entrada foram decompostos em um conjunto de componentes ou funções (IMFs). Após a obtenção dos IMFs como resultado deste processo de peneiração, é possível gerar o espectro de Hilbert, ou um de tempo-frequência-energia que representa a variação da frequência e energia dos IMFs ao longo do tempo. Para avaliar a distribuição empírica destes dados, foi utilizado o método de boxplot que utilizou a média como referência. O boxplot foi gerado através de uma função padrão disponível no matlab.

Por meio desta obtenção dos IMNFs, foi realizado uma regressão linear para cada caso, possibilitando assim, avaliar o comportamento do músculo durante o exercício.

A avaliação estatística através do boxplot foi realizada de forma visual, no qual possibilitou a identificação da posição, dispersão, simetria, caudas e valores discrepantes (outliers) do conjunto de dados.

A posição foi identificada através da linha central do retângulo, a dispersão pode ser representada pelo tamanho do retângulo. Para analisar a simetria, é necessário analisar a posição a linha central. Quando a linha da central está próxima ao primeiro quartil(linha inferior do retângulo), os dados são assimétricos positivos e quando a posição da linha está próxima ao terceiro quartil (linha superior do retângulo, os dados são assimétricos negativos. Um conjunto de dados que tem uma distribuição simétrica, terá a linha da mediana no centro do retângulo.

Os outliers que indicam possíveis os valores discrepantes são identificações através de pontos fora da linha de detecção de outliers. O limite de detecção de outliers é construído utilizando o intervalo interquartílico, dado pela distância entre o primeiro e o terceiro quartil. Por fim, as caudas da distribuição são representadas pelas linhas que vão do retângulo até os outliers.

4 Resultados

Nos resultados apresentados neste capítulo consta os sinais adquiridos na coleta e o espectro de Hilbert contendo a frequência instantânea média de cada músculo (BFD, BFE, VLD e VLE), a regressão linear desta frequência e método estatístico boxplot para verificar a dispersão dos dados.

- Voluntário 1

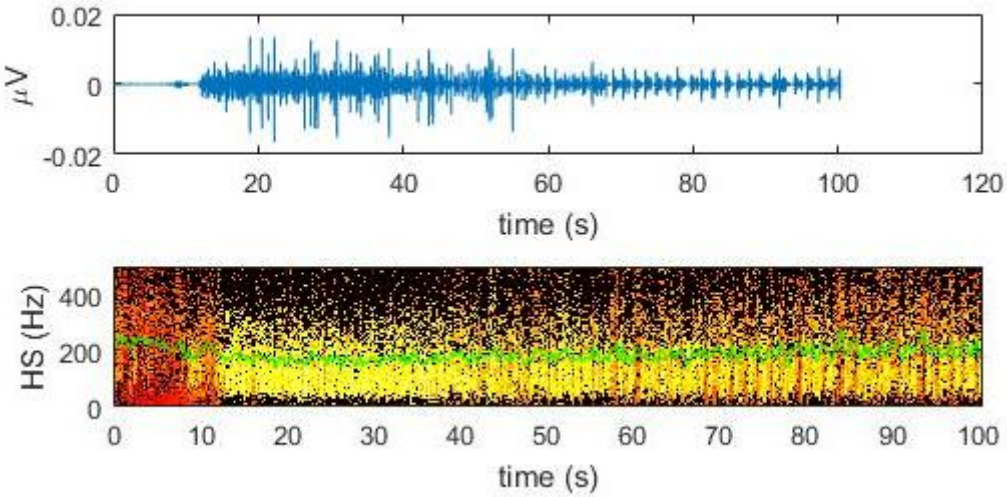

Figura 2: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 1

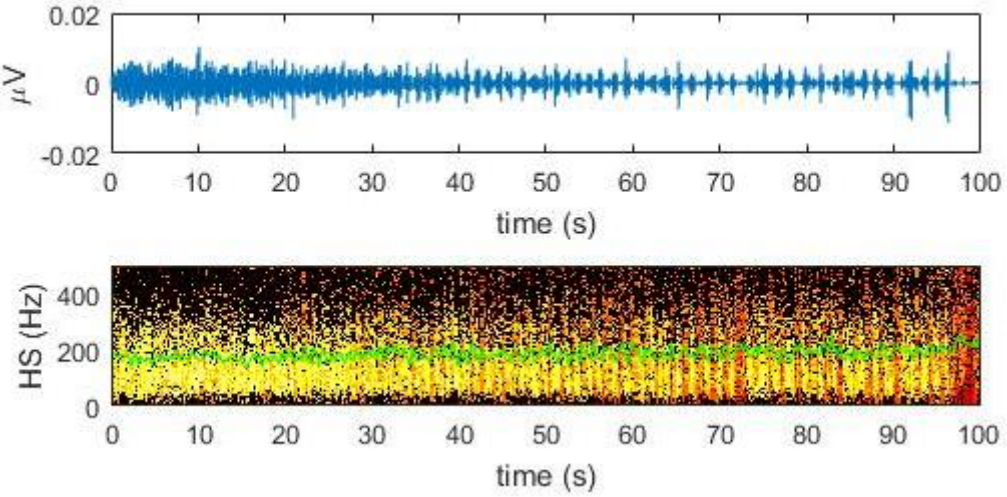

Figura 3: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 1

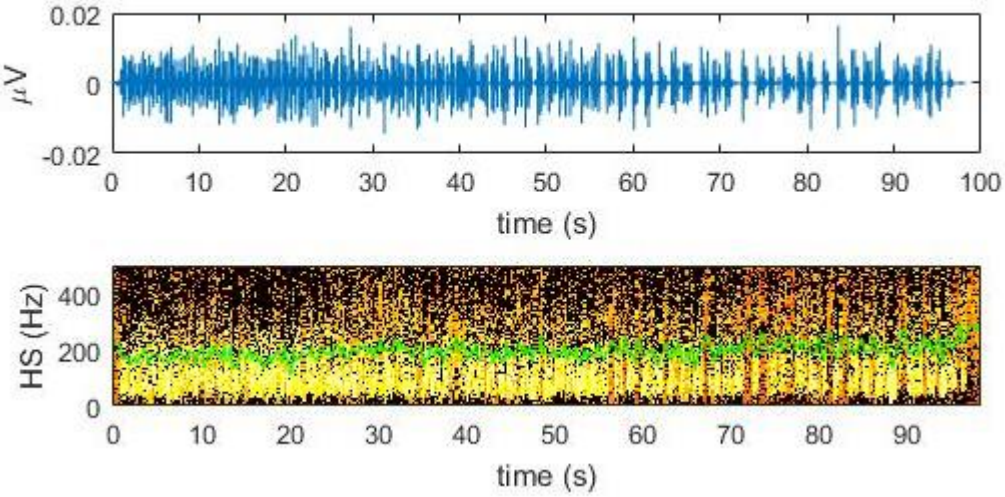

Figura 4: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 1

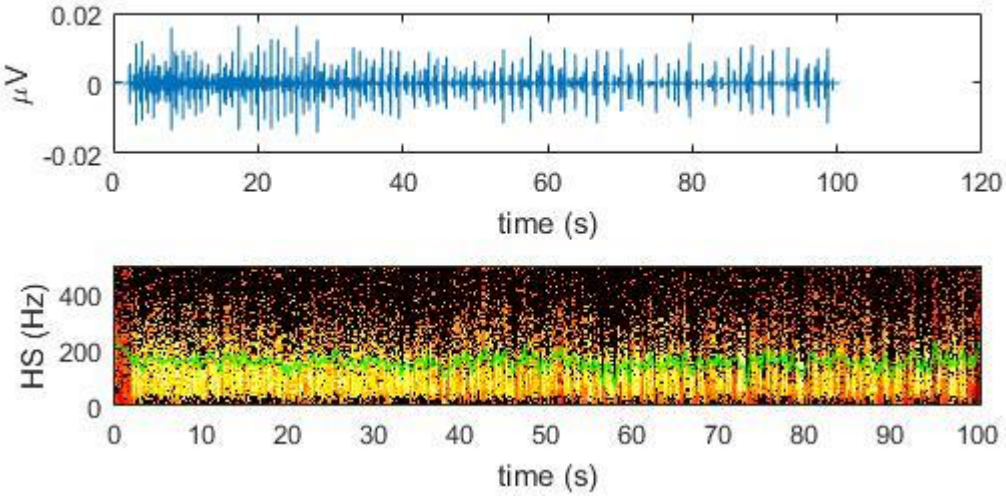

Figura 5: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 100 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 1

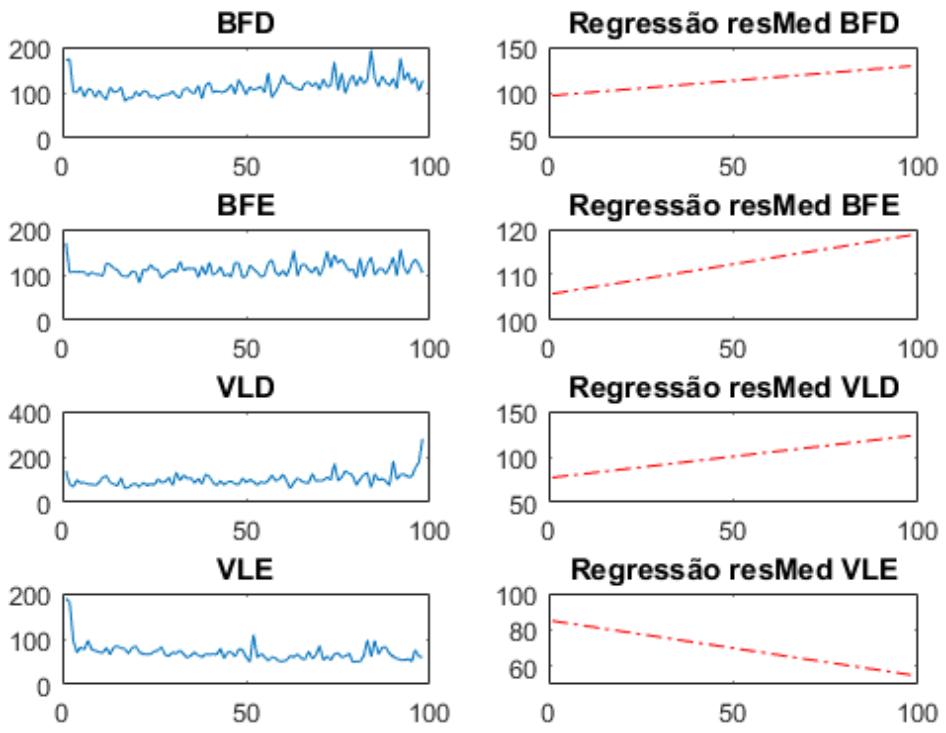

Figura 6: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 1 e suas respectivas regressões lineares

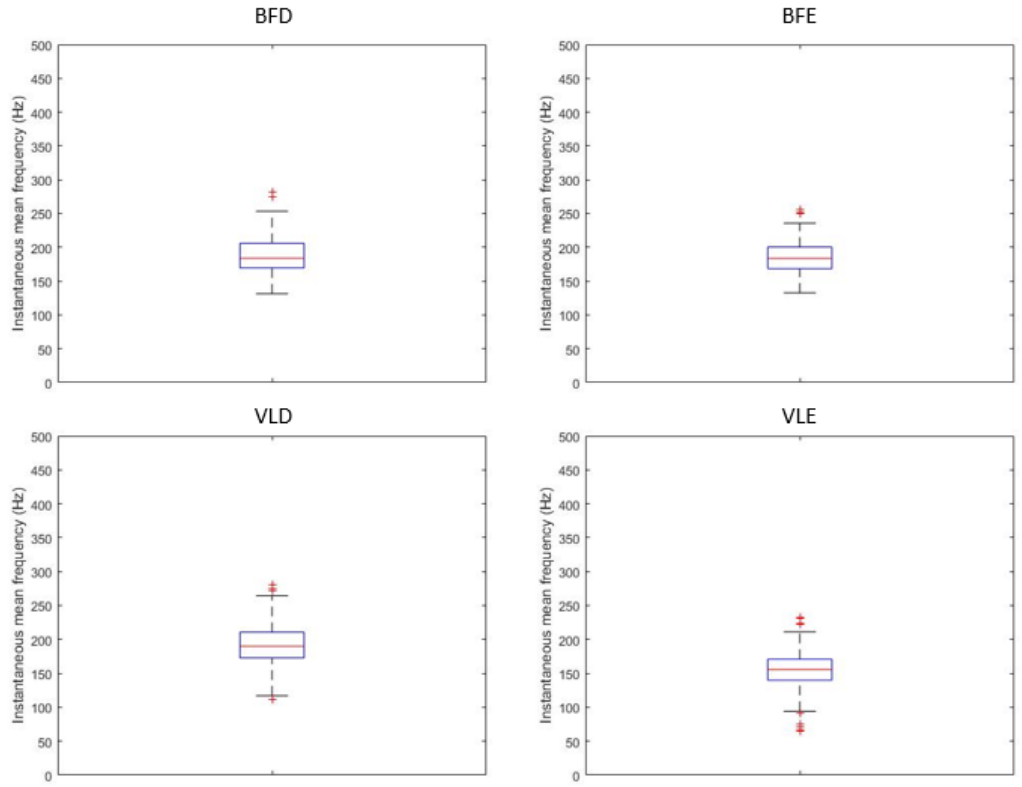

Figura 7: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 1

- Voluntário 2

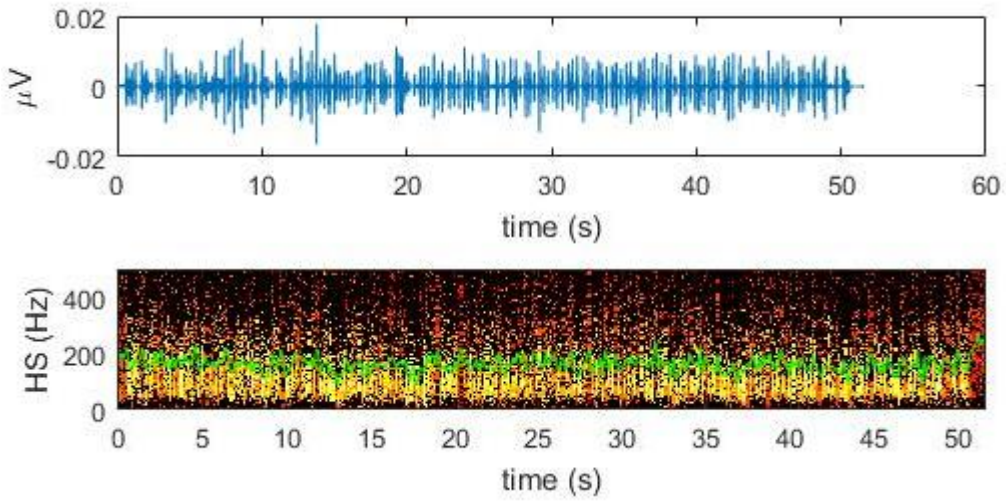

Figura 8: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 2

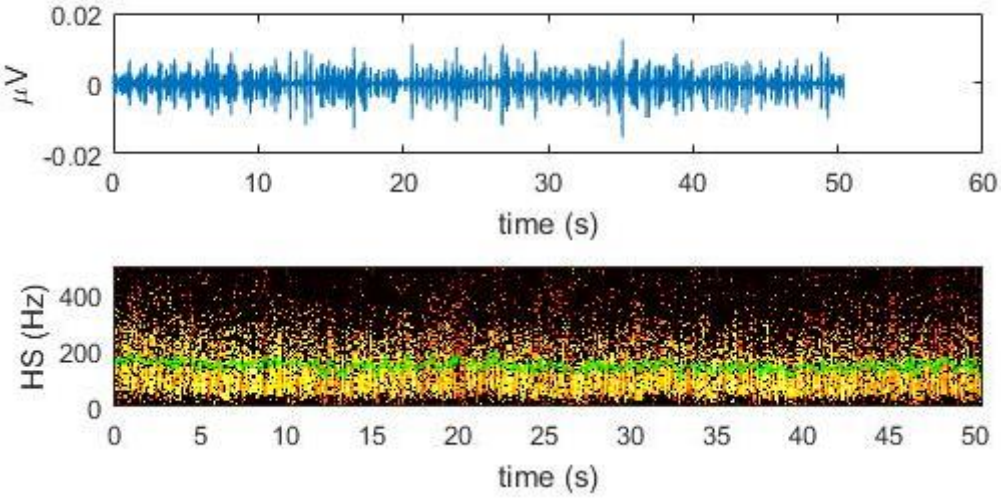

Figura 9: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 2

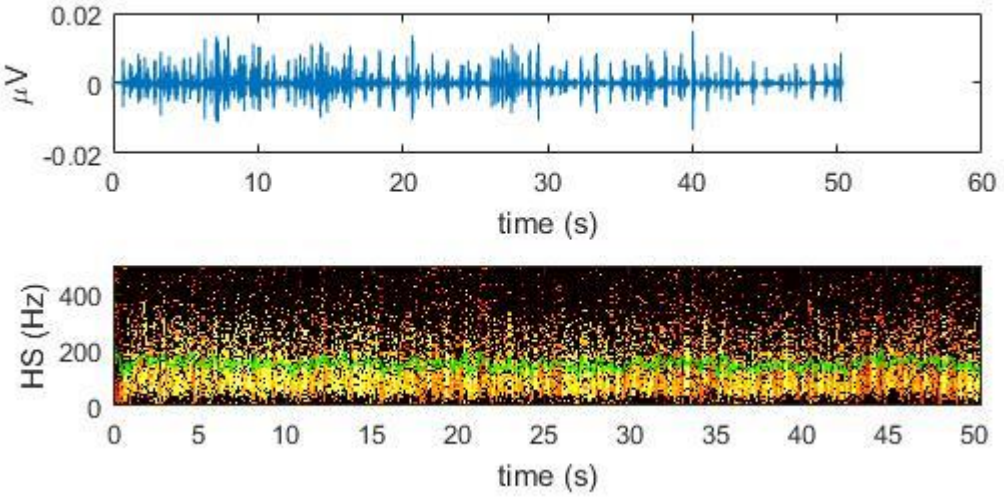

Figura 10: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 2

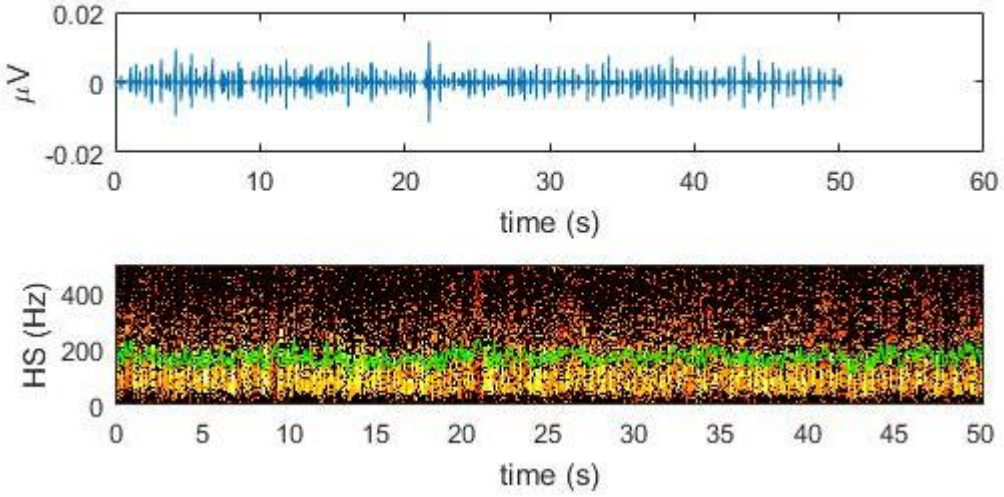

Figura 11: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 50 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 2

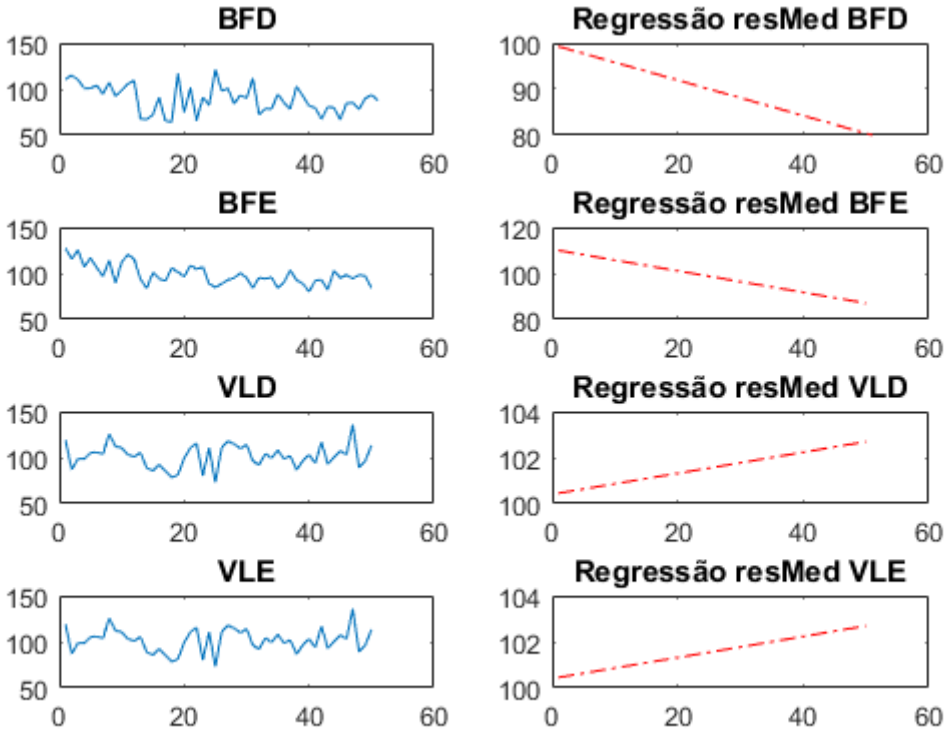

Figura 12: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 2 e suas respectivas regressões lineares

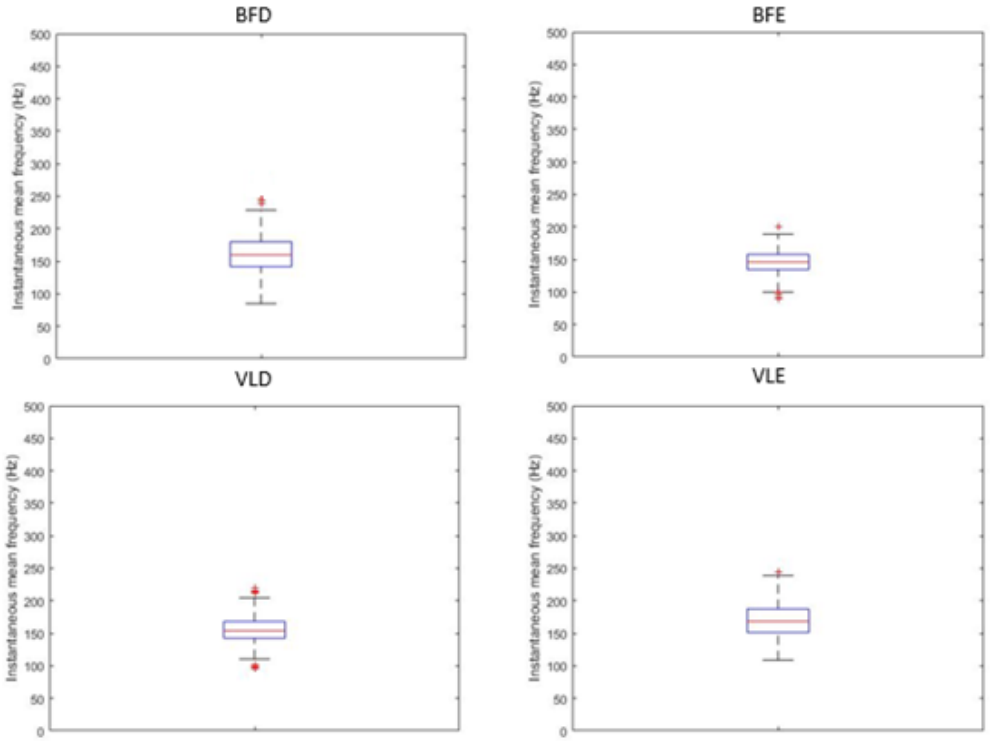

Figura 13: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 2

- Voluntário 3

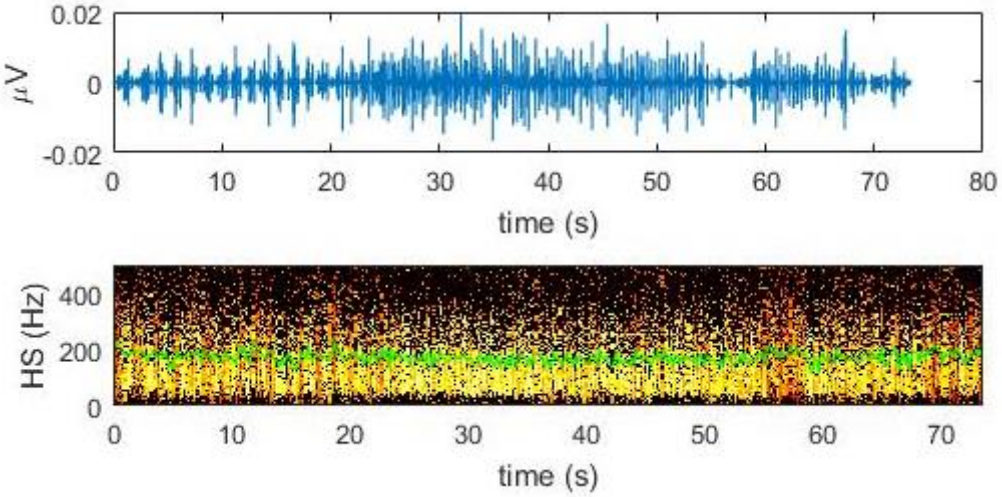

Figura 14: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 3

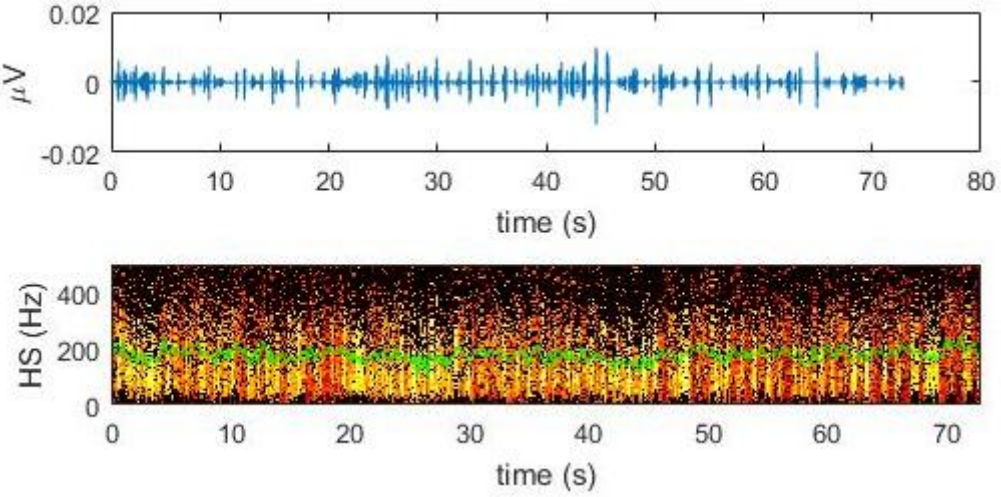

Figura 15: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 3

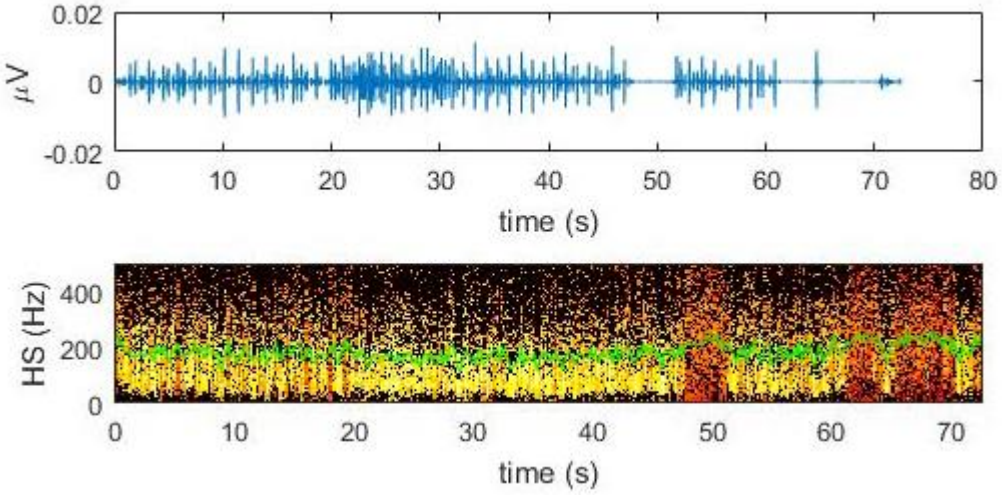

Figura 16: Figura 13: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 3

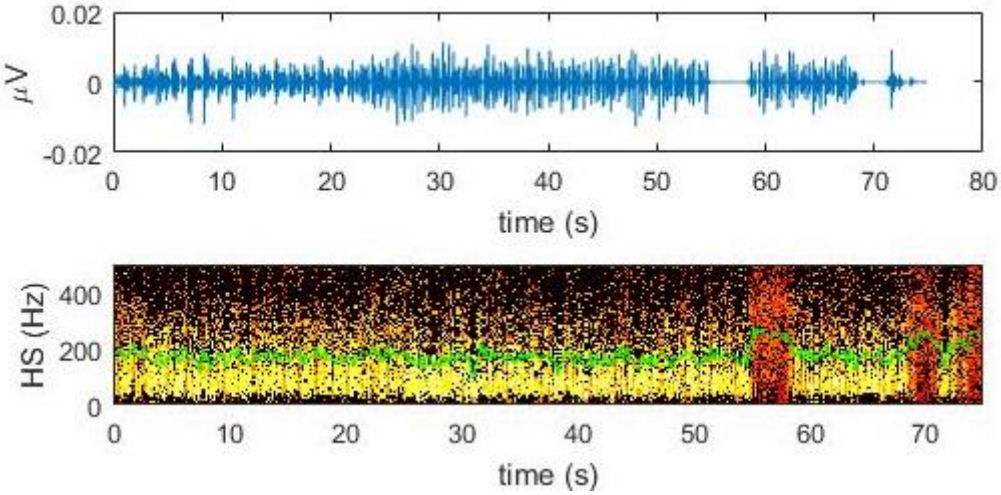

Figura 17: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 3

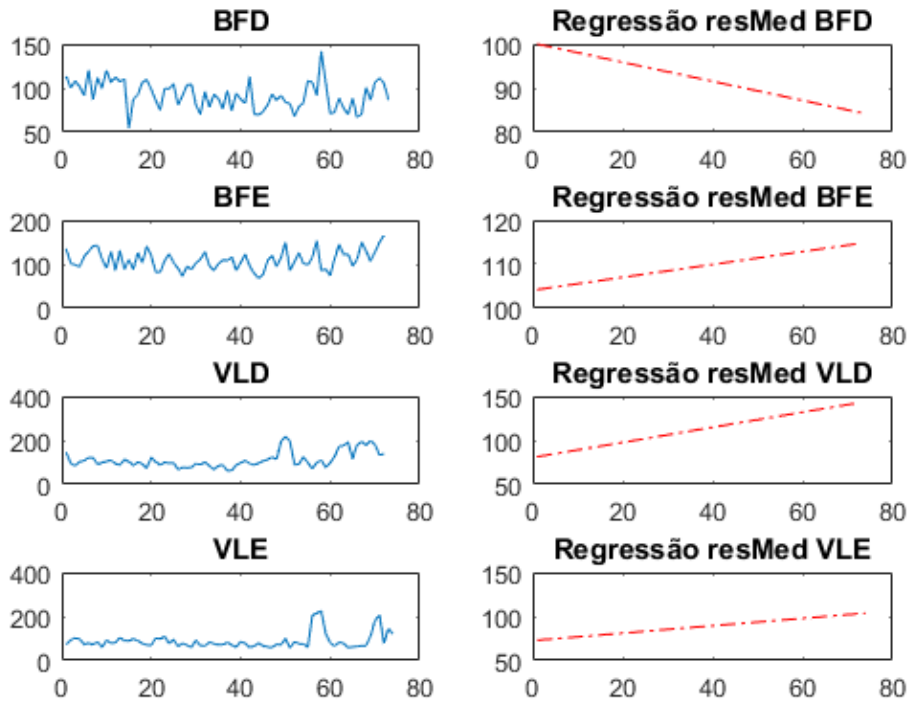

Figura 18: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 3 e suas respectivas regressões lineares

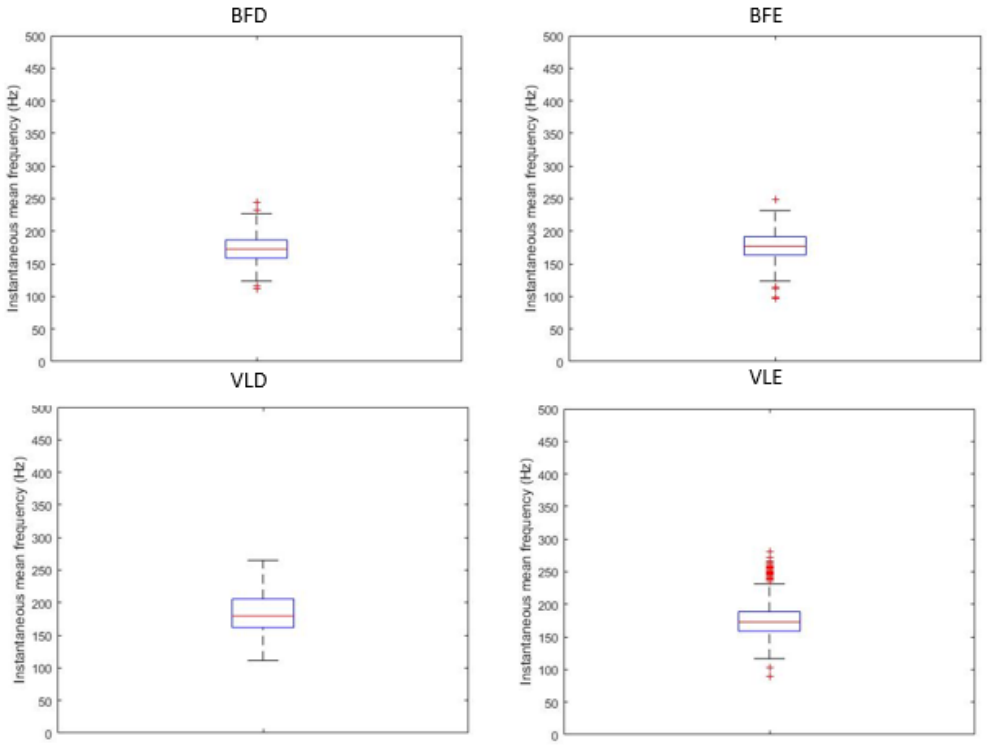

Figura 19: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 3

Conforme figura 19, o músculo VLE apresentação uma grande quantidade de outliers em relação aos outros.

- Voluntário 4

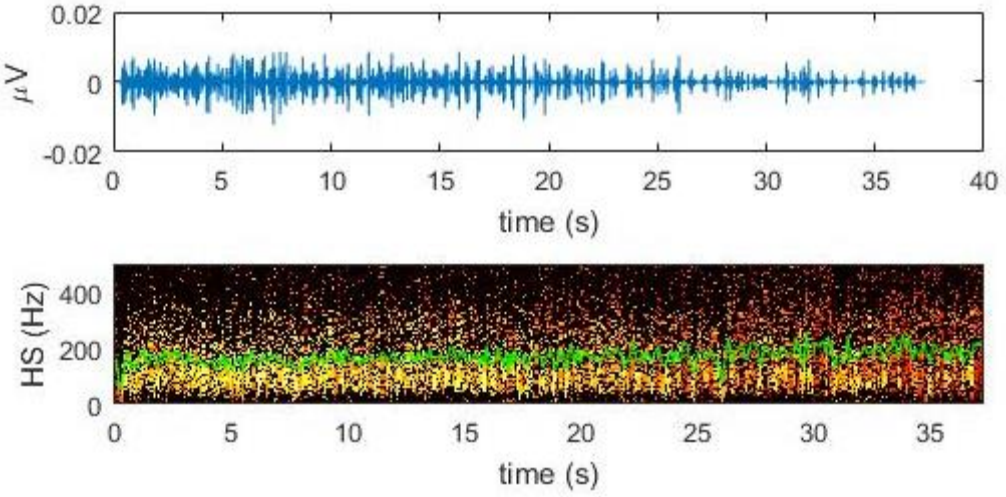

Figura 20: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 4

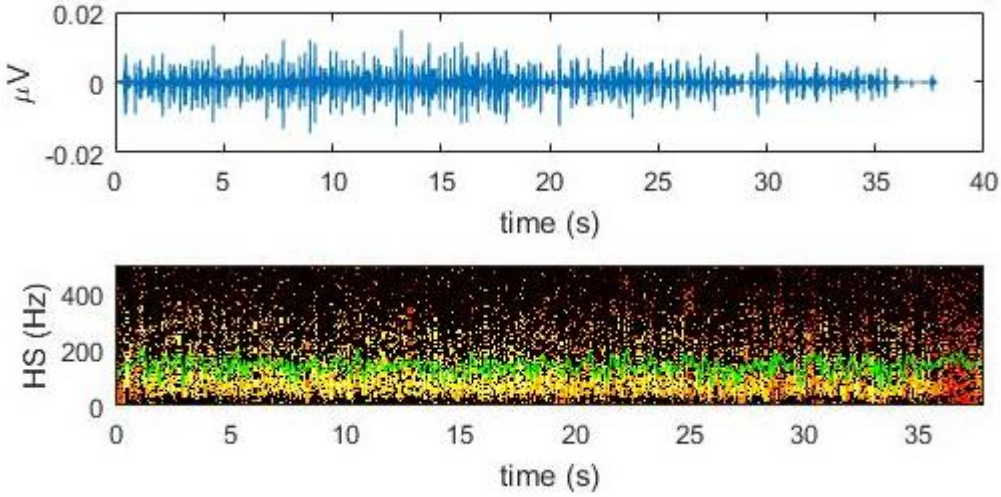

Figura 21: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 4

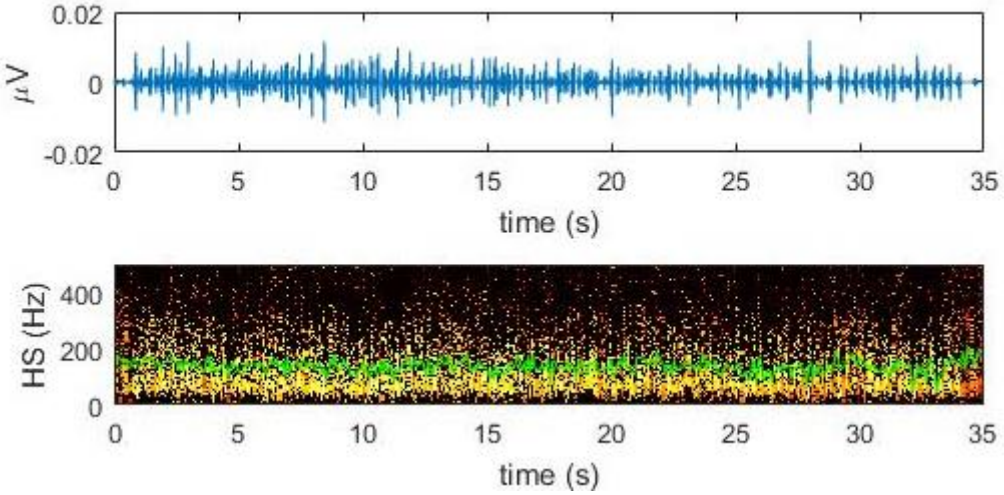

Figura 22: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 4

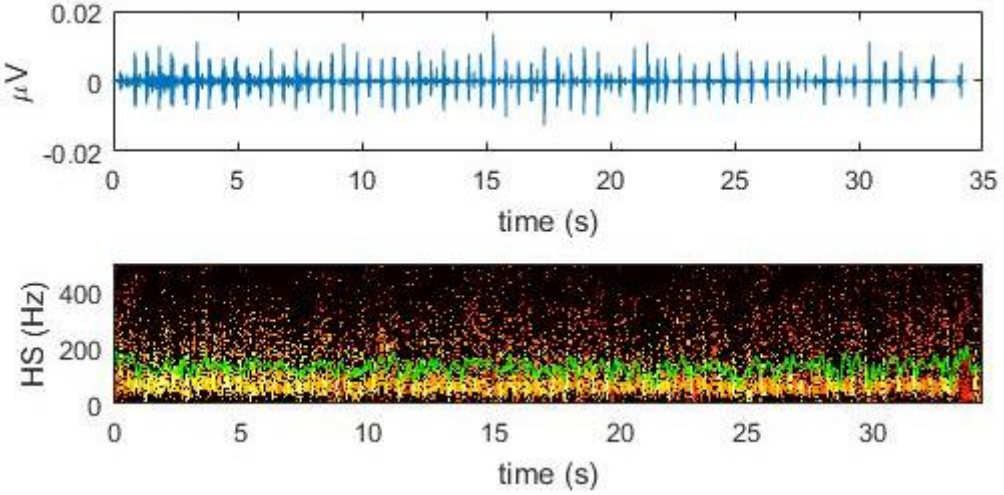

Figura 23: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 73 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 4

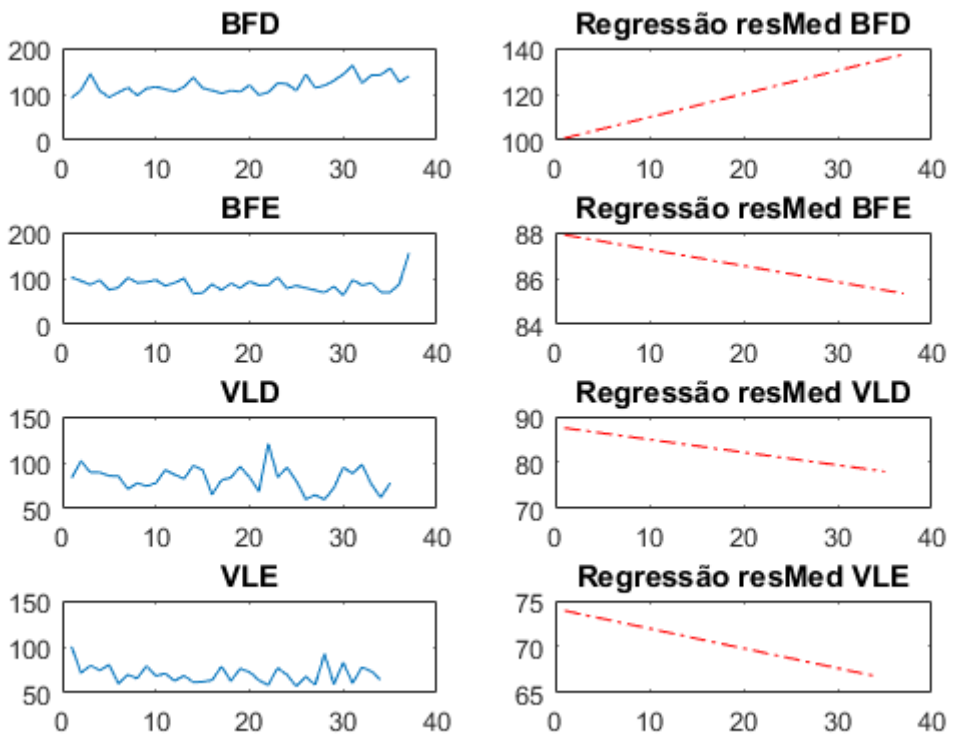

Figura 24: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 4 e suas respectivas regressões lineares

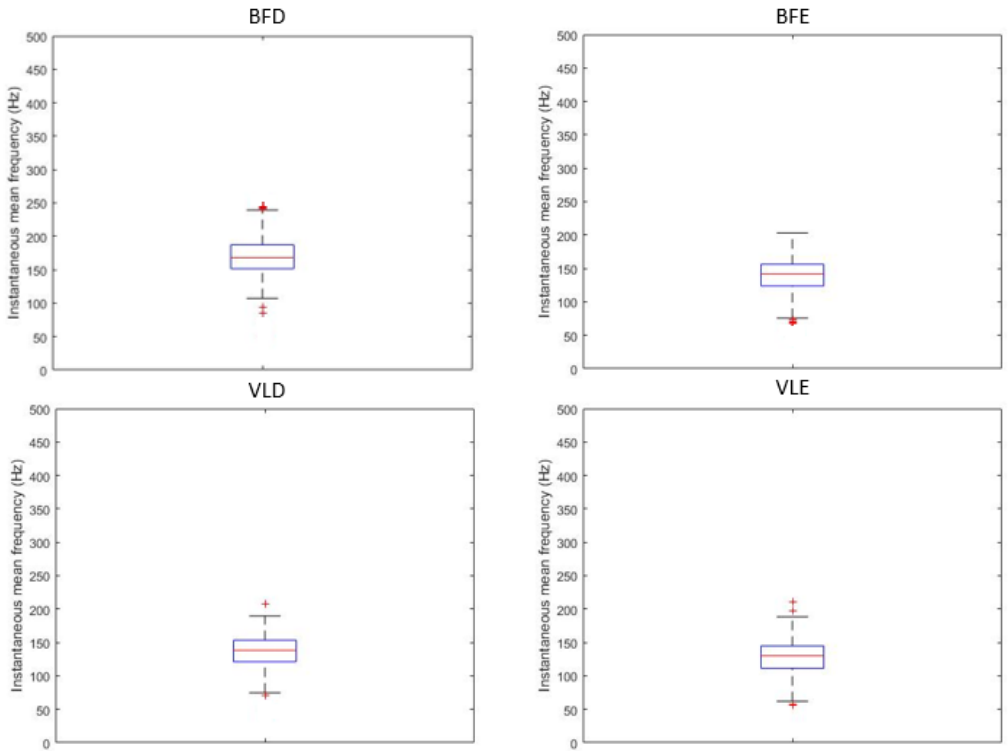

Figura 25: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 4

- Voluntário 5

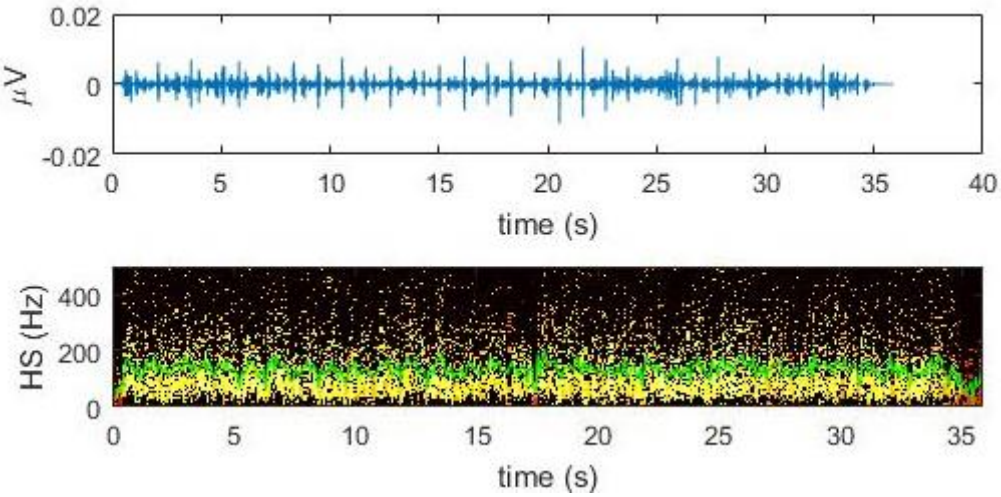

Figura 26: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 5

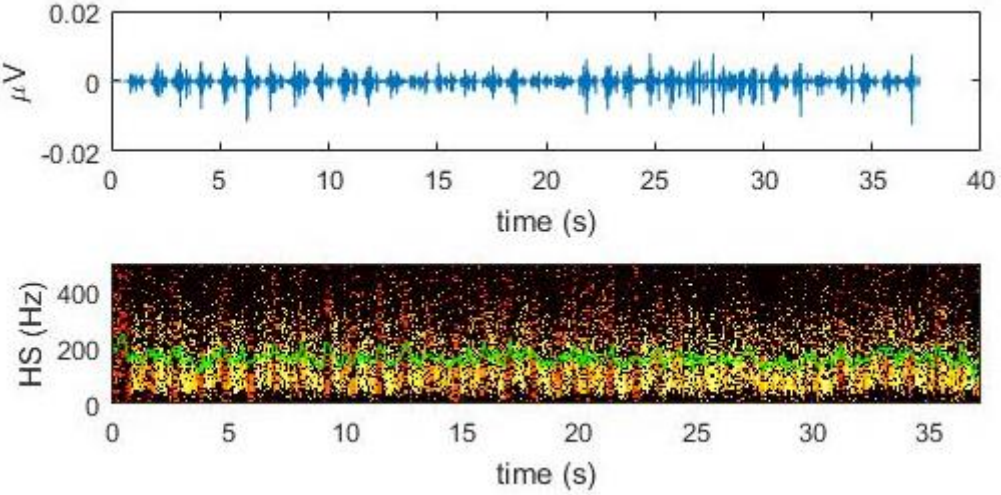

Figura 27: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 5

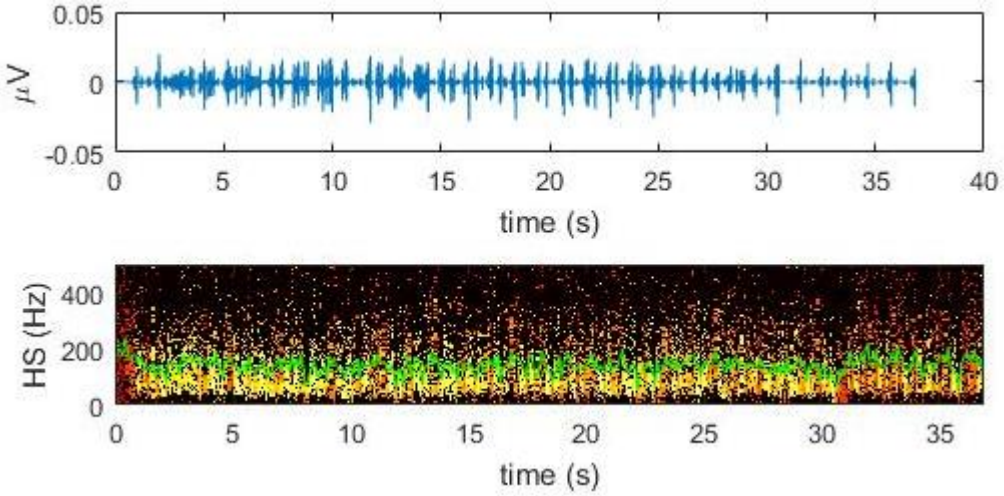

Figura 28: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 37 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 5

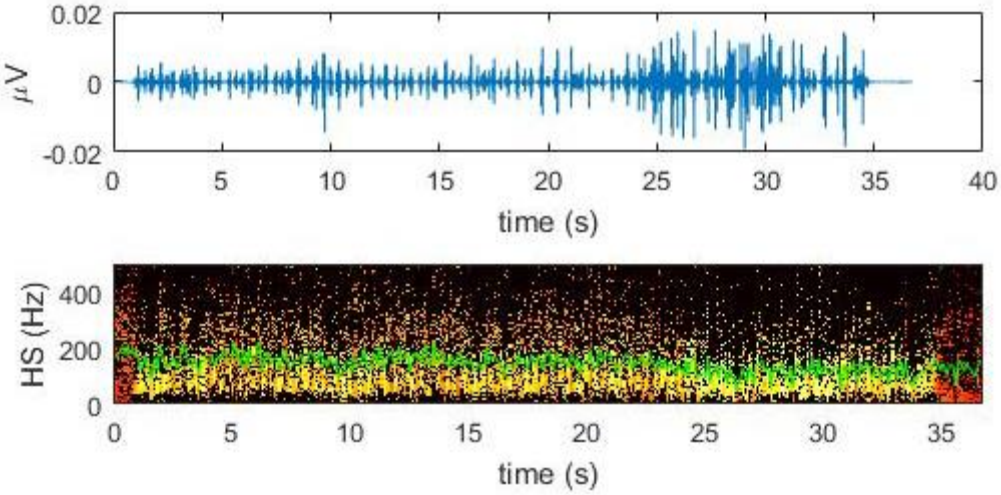

Figura 29: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 36 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 5

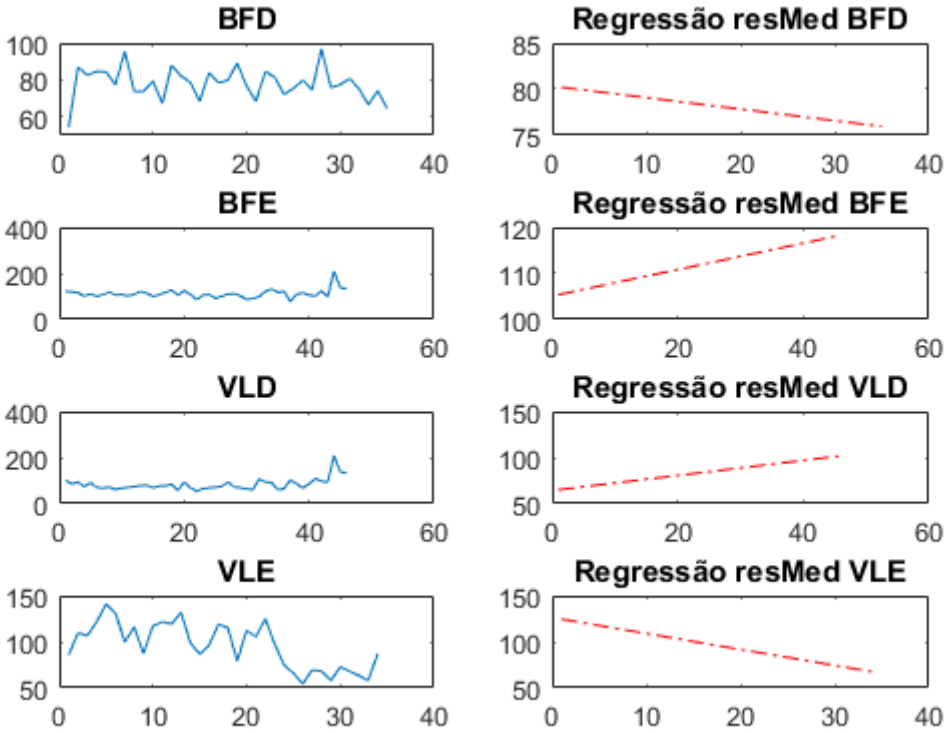

Figura 30: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 5 e suas respectivas regressões lineares

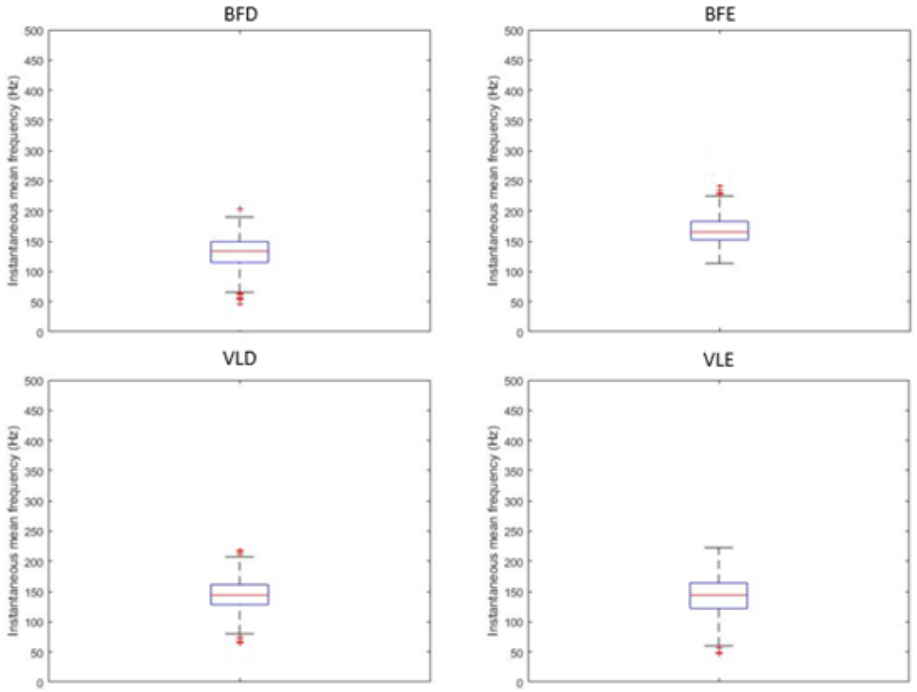

Figura 31: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 5

- Voluntário 6

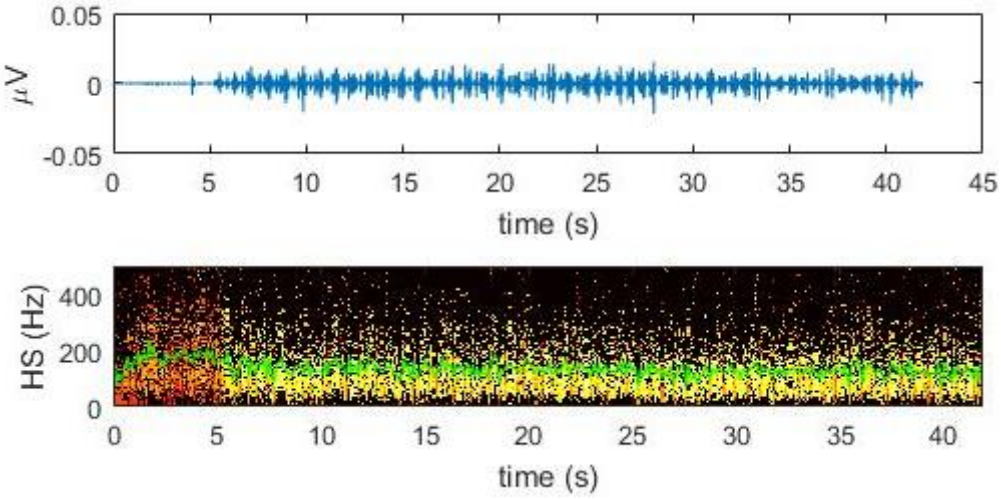

Figura 32: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 6

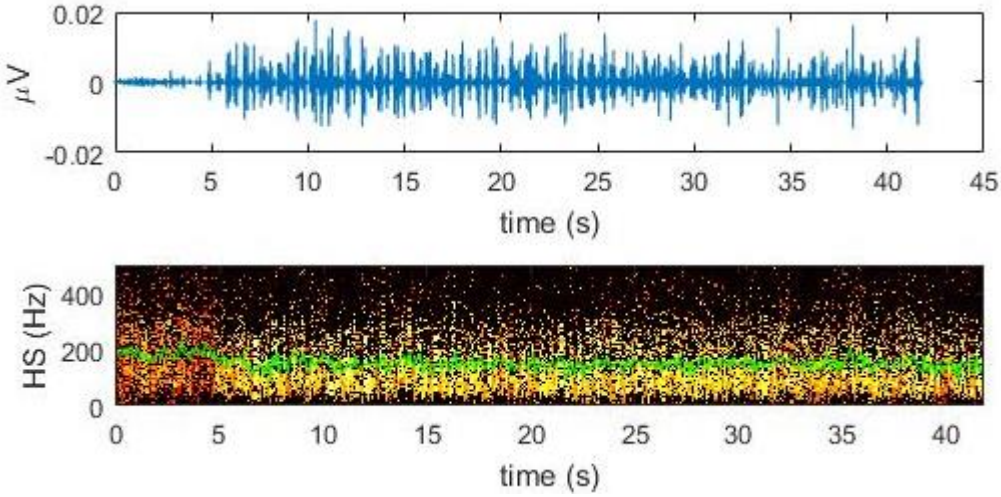

Figura 33: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 6

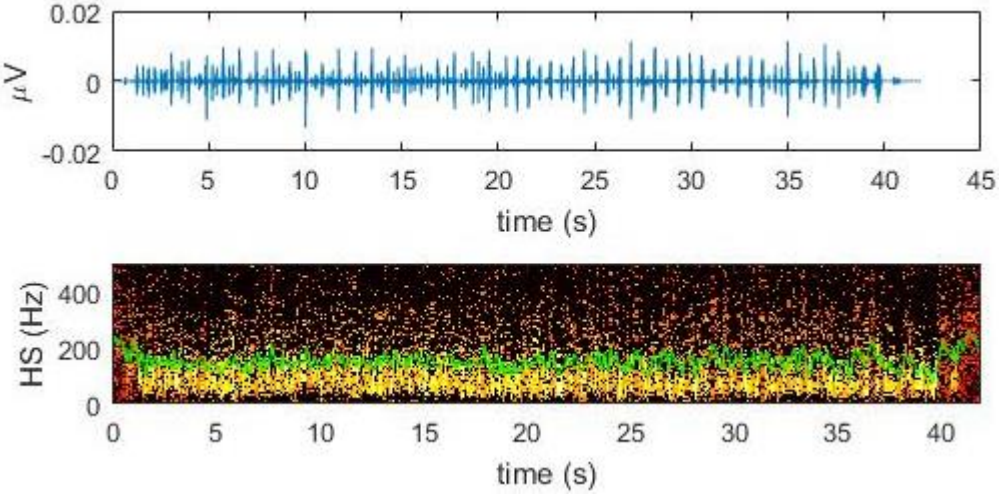

Figura 34: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 6

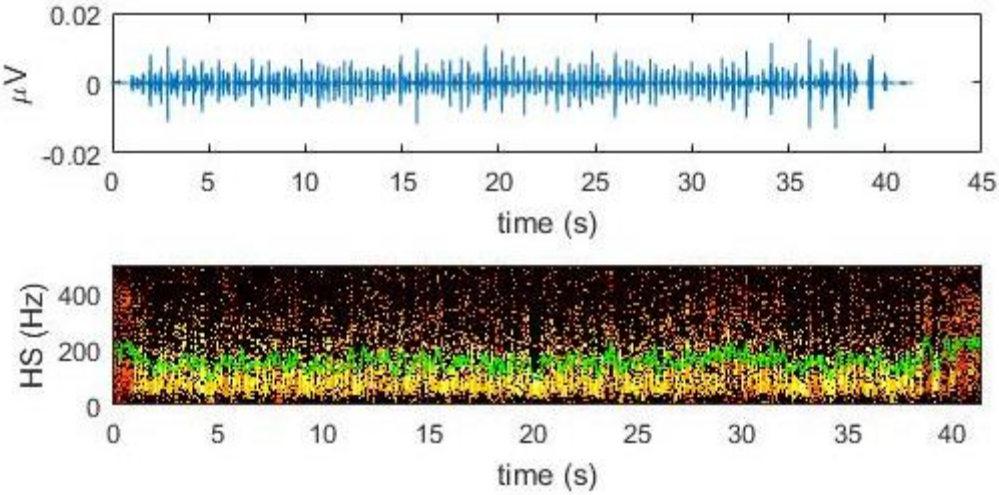

Figura 35: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 43 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 6

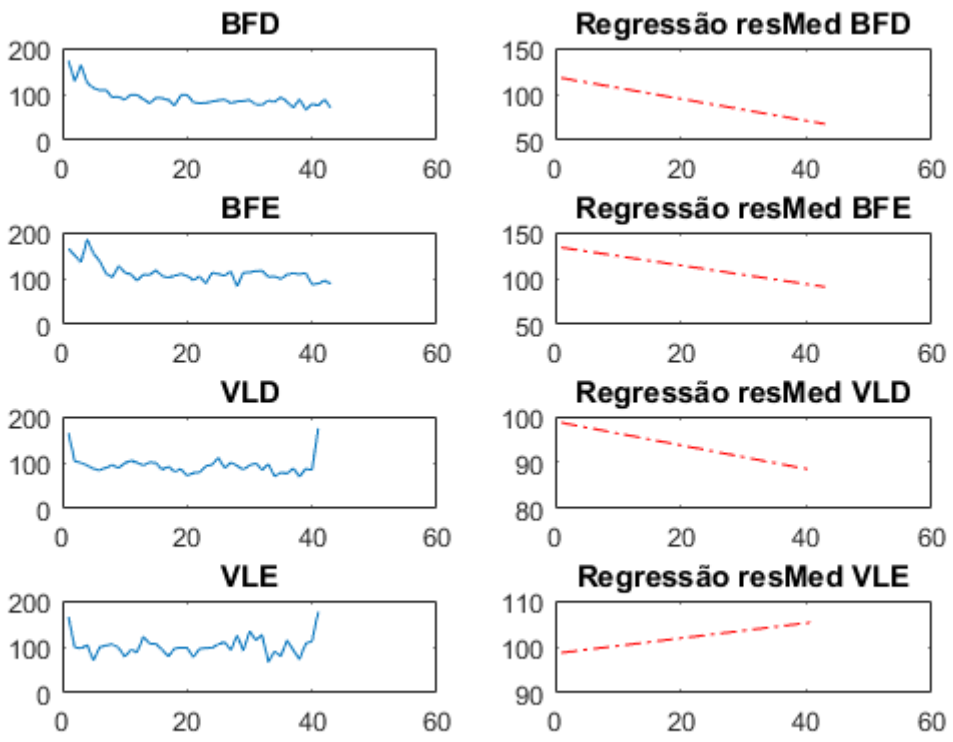

Figura 36: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 6 e suas respectivas regressões lineares

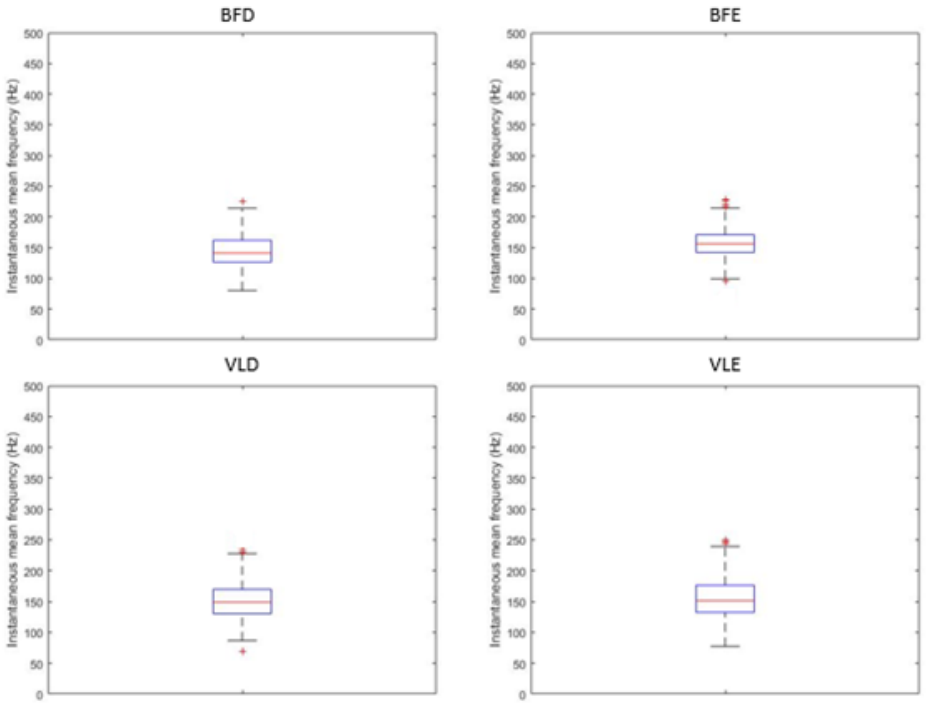

Figura 37: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 6

- Voluntário 7

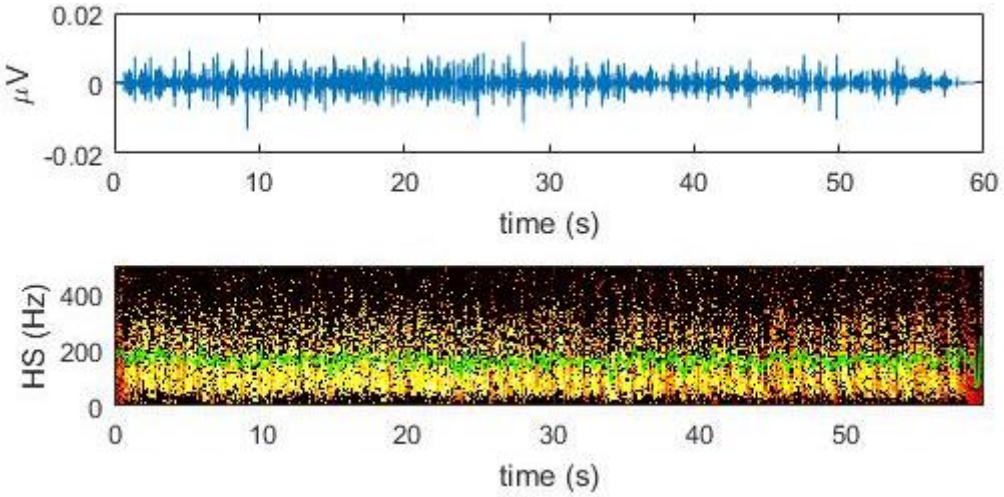

Figura 38: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo BFD do voluntário 7

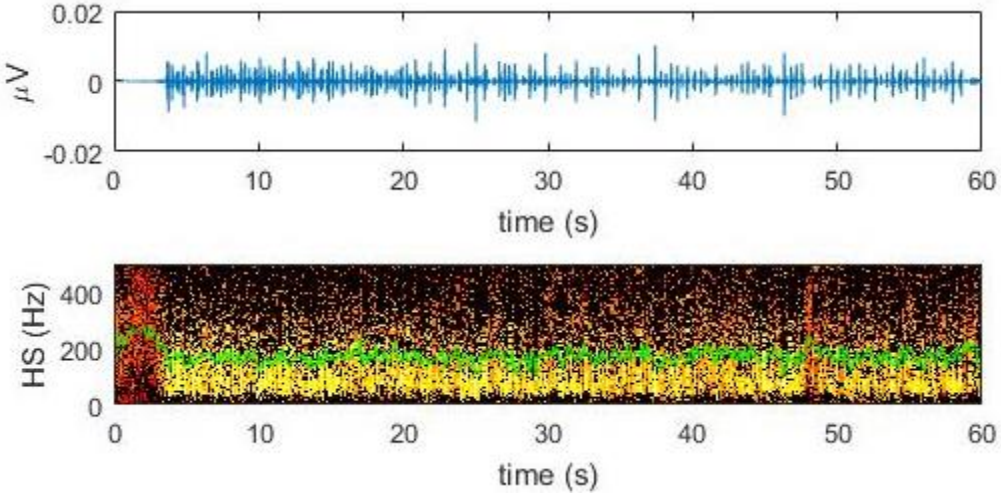

Figura 39: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo BFE do voluntário 7

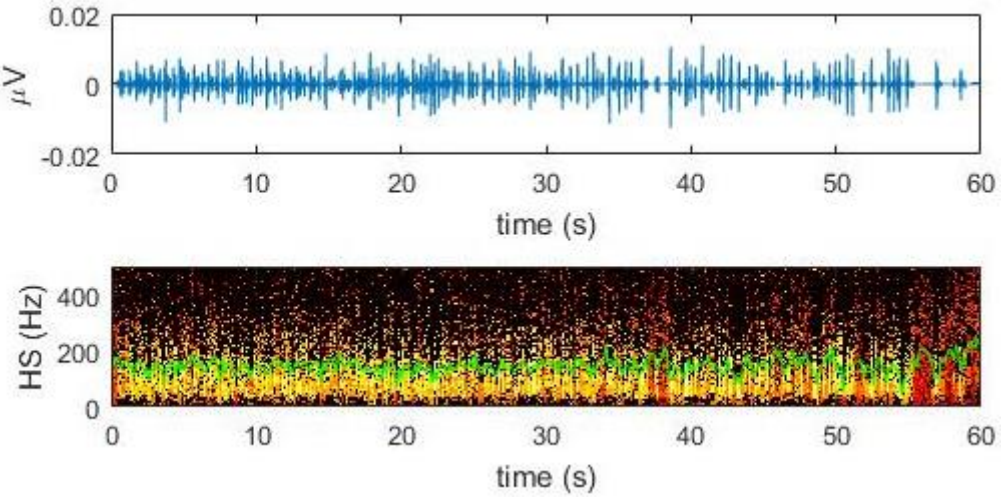

Figura 40: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo VLD do voluntário 7

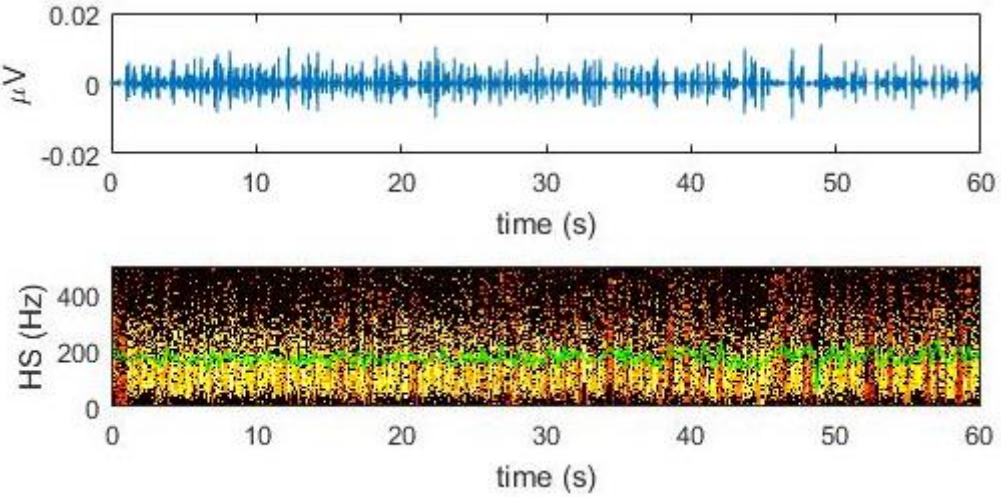

Figura 41: Representação da IMNF (em verde) estimado através do HS para a janela de 60 segundos do sinal de EMG do músculo VLE do voluntário 7

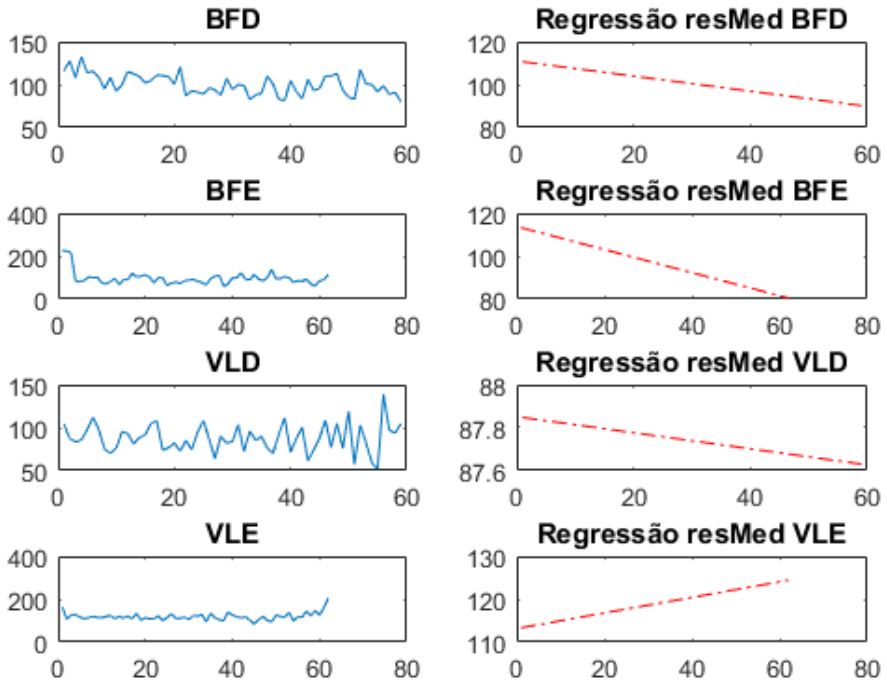

Figura 42: Representação da Frequência instantânea média dos sinais dos músculos do voluntário 7 e suas respectivas regressões lineares

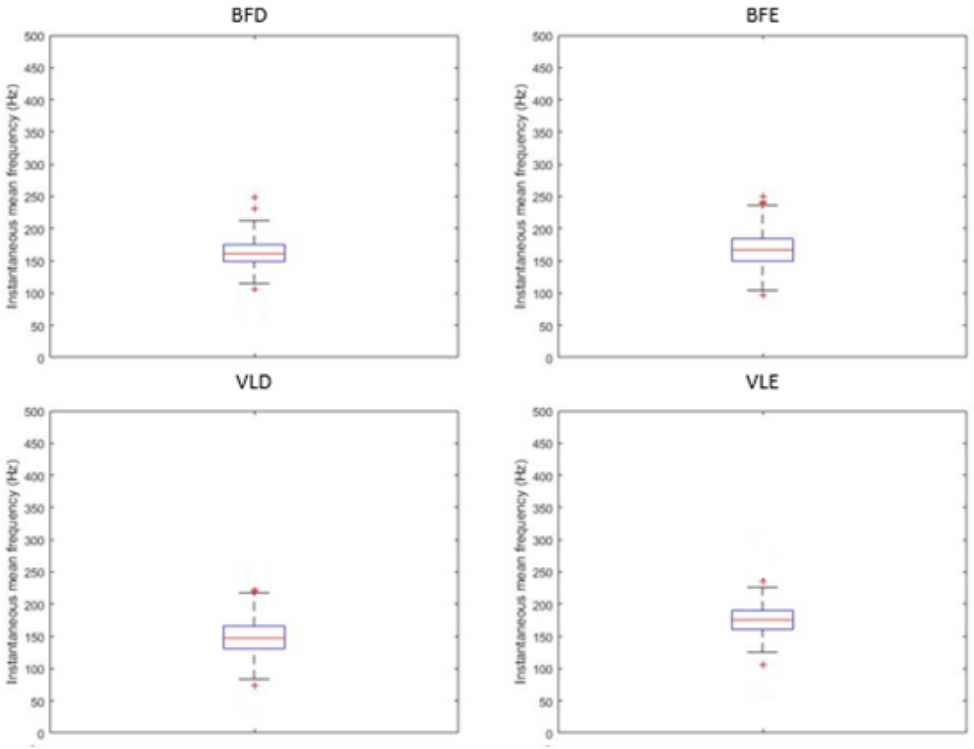

Figura 43: Representação dos boxplot da frequência instantânea média de cada músculo do voluntário 7

Os boxplot de todos os voluntários apresentaram amplitudes das frequências instantâneas médias bastantes similares, não constando assim dispersões de dados que poderiam interferir nos resultados.

Os atletas obtiveram dados de entrada com janela de tempo diferentes pois cada um possui uma performance diferente, conseguindo assim, obter tempo maior ou menor até a exaustão.

Os resultados obtidos em relação ao sinal, de acordo com o boxplot foram favoráveis, conseguindo assim, utilizar a regressão linear para realizar uma análise visual do comportamento da frequência média dos dados. Identificando se frequência média apresentou um comportamento de decaimento.

5 Discussão

Para realizar a análise dos resultados obtidos, deve-se considerar que os atletas possuem um nível de preparo físico diferente, apesar de serem campeões em vários campeonatos nacionais e internacionais.

O voluntário 1 apresentou decaimento na sua frequência instantânea do músculo VLE, o que pode estar relacionado ao voluntário ser canhoto e sua perna direita ser a perna de apoio para realização do chute. Portanto, os músculos BFD, VLD não apresentaram decaimento. Este voluntário obteve um resultado que indica que atleta está bem preparado, pois o seu decaimento foi apenas no músculo VLE da perna em que realiza o movimento do chute.

No caso do voluntário 2 que apresentou decaimento no músculo BFD e BFE, o resultado indica que o voluntário necessita de uma preparação física nos músculos da perna direita, pois o músculo BFE deveria ser apenas de apoio para o movimento do chute e não deveriam estar fadigados.

O resultado obtido para o voluntário 3 também apresentou um resultado similar ao voluntário 1, mas o seu decaimento foi apenas no músculo BFD que pertence a perna que realiza o chute. Portanto, o voluntário está bem preparado para realização do exercício.

O voluntário 4 é canhoto e apresentou decaimento nos músculos VLD e VLE, o que mostra que o voluntário não está totalmente preparado para realização do exercício, logo, deve haver uma maior preparação física para melhorar os seus resultados e não fadigar o músculo da perna de apoio, neste caso, o músculo VLD.

O voluntário 5 também apresentou decaimento no músculo VLE da perna de apoio e no músculo BFD, sendo assim, o voluntário deve considerar um maior foco na preparação física para melhorar o seu desempenho neste exercício, pois, seu resultado demonstrou que não estava totalmente preparado.

O voluntário 6 e 7 apresentaram resultados similares em relação a frequência instantânea, decaimento nos músculos BFD, BFE e VLD. Portanto, ambos devem avaliar e melhorar a sua preparação física, a fadiga foi constada

nos dois músculos na perna de execução do movimento do chute e em um músculo da perna de apoio.

Se todos os casos forem avaliados juntos, houve uma similaridade entre os voluntários. Neste estudo, todos os voluntários destros, apresentaram fadiga no músculo BFD e os voluntários canhotos, no músculo VLE. Mesmo sendo algo que poderia ser estudado futuramente em relação as estatísticas encontradas, é complexo fazer esta afirmação, pois o nível de preparação de cada atleta é diferente, podendo ou não apresentar fadigas nos mesmos músculos.

6 CONCLUSÕES

Este estudo tem o intuito de avaliar e auxiliar os atletas a obterem uma preparação física melhor durante a prática do esporte de Taekwondo, fazendo com que ocorra uma maior atenção no comportamento e atividades musculares do atleta ao realizar os movimentos.

Com a análise dos dados gerados pelo espectro de Hilbert, foi possível identificar que o voluntário 1 e 3 apresentaram resultados que indica que atleta está bem preparado, visto que apenas o músculo que realiza o chute, apresentou decaimento na frequência instantânea, no qual está relacionado a fadiga do músculo.

Os outros voluntários apresentaram que indicam que o atleta não estava bem preparado, pois em todos os casos, a fadiga foi identificada no músculo de apoio para a realização do chute, podendo proporcionar para o atleta um baixo rendimento, desequilíbrios posturais e até mesmo lesões durante o exercício.

De modo geral em relação aos resultados obtidos, houve alguns comportamentos similares. Todos os casos apresentaram decaimento no músculo que realiza o chute, os voluntários destros apresentaram fadiga no músculo BFD e os voluntários canhotos, no músculo VLE, mesmo o nível de preparação de cada atleta ser diferente.

Conforme este estudo, os atletas apresentaram fadiga em músculos primordiais para a prática do esporte de taekwondo, em alguns casos, até em músculos da perna de apoio. Logo, como forma de prevenção de lesões e desequilíbrios posturais sugere-se a inclusão de um treinamento técnico preventivo, exercícios de fortalecimento equilibrado dos músculos dos membros inferiores e exercícios de propriocepção de membros inferiores.

7 REFERÊNCIAS

Andrade, A. O., Kyberd, P. and Nasuto, S. J. The application of the Hilbert spectrum to the analysis of electromyographic signals. Information Sciences, 178 (9). p. 2176-2193, 2008.

ALLEN, D.; LÄNNERGREN, J.; WESTERBLAD, H. Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. Experimental Physiology 80, p. 497-527, 1995.

BASMAJIAN, J.; DELUCA, C. Muscles Alive - Their functions revealed by electromyography, Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BASTOS, F. N. et al. Correlação entre padrão postural em jovens praticantes do atletismo. Revista Brasileira de Medicina Esporte, São Paulo, v. 15, n. 6, p. 432–435, nov./dez. 2009.

BONATO, P.; HOY, S.; KNAFLITZ, M.; DE LUCA, C. 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, p. 745–753, 2001

BROOKS, G. A. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. Med. Sci. Sports Exerc., p. 22-31, 1985.

BROOKS, G. A. Intra- and extra-cellular lactate shuttles. In: Med Sci Sports Exerc; p.790-799, 2000.

DAVIS, M.; BAILEY S. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. Med Sci Sports Exerc., p. 45-57, 1997.

DIMITROV, G. V. et. al. 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, p. 35–43, 2008.

EBENBICHLER, G.; KOLLMITZER, J.; QUITTAN, M. et al. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee- 91 extensions are different in mono- and bi-articular muscles. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, v.109, p. 256–262, 1998.

ENOKA, R. M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo, 2000.

ENOKA, R; STUART, D. Neurobiology of muscle fatigue. J Apll Physiol, p.1631-1648, 1992.

CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE TAEKWONDO. Filosofia do Taekwondo. Disponível em: < http://www.fbto.com.br/filosofia.htm>. Acesso em: 22 novembro 2018.

GABOR, D. Theory of communication. The Journal of the Institution of Electrical Engineers, v. 93, n. 26, pp. 429–441, 1945.

GLADDEN, L. B. The role of skeletal muscle inMlactate exchange during exercise: introduction Med. Sci. Sports Exerc., p. 753-755, 2000.

GONZÁLEZ-IZAL, M. et. al. sEMGwavelet-based indices predict muscle power loss during dynamic contractions, Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 20, n. 6, p. 1097–1106, 2012.

GUÉVEL A.; HOGREL J.; MARINI J. Fatigue of elbow flexors during repeated flexion-extention cycles: Effect of movement strategy. Int J Sports Med 21, p. 492-498, 2000.

GUIMARÃES, M. M. B.; SACCO, I. C. N.; JOÃO, S. M. A. Caracterização postural da jovem praticante de ginástica olímpica. Revista Brasileira de Fisioterapia, São Carlos, v. 11, n. 3, p. 213-219, 2007.

HELLER, J. et al. Physiological profiles of male and female taekwon-do (ITF) black belts. Journal of Sports Sciences, v. 16, n. 3, p. 243-9, 1998.

HOSTENS, I.; SEGHERS, J.; SPAEPEN, A.; RAMON, H. 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, p.205–215, 2004.

HUANG, N. E. et. al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. P Roy Soc Lond A Mat, 454(1971), p. 903–995, 1998.

KARLSSON, J. S.; ÖSTLUND, N.; LARSSON, B.; GERDLE, B. 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, p. 461–468, 2003.

KARLSSON, S.; YU, J.; AKAY, M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: acomparative study, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 47, n. 2, p.228–238, 2000.

KIM, Y. J. Arte Marcial Coreana Taekwondo. São Paulo: Roadie Crew, 2000.

KIM, Y.-K.; HINRICHS, R. N. Biomechanical classification of taekwondo kicks. Hip, v. 60, n. 180, p. 180, 2006.

KIM, Y. K.; KIM, Y. H.; IM, S. J. Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. Journal of sports science & medicine, v. 10, n. 1, p. 31, 2011.

LEE, W. J. Aprenda Taekwondo. 2. ed. Rio de Janeiro: Brasil América. p. 348, 1988.

LINNAMO, V.; BOTTAS, R; KOMI, P. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. J Electromyography and Kinesiology, p.293-300, 2000.

LINDEMAN, G.; RUDY, T. W.; SAKANE, M. et al. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. Journal of biomechanics, v. 32, n. 4, p. 395–400, 1999.

LUCIA, A.; SÁNCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICHARRO, L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. British journal of sports medicine, p. 178-85, 1999.

LUTTMANN, A.; JÄGER, M.; LAURIG, W. Electromyographic indication of muscular fatigue in occupational field studies. Int J Industrial Ergonomics, p. 645-660, 2000.

MACISAAC, D.; PARKER, P. A.; SCOTT, R. N. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions, Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 11, n. 6, p. 439-49, 2001.

MASUDA, K. et. al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. J Electromyography Kinesiology, p.39-46, 1999.

MCKENNA, M. The roles of ionic processes in muscular fatigue during intense exercise. Sports Med, p.134-145, 1992.

MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. Exercise and Sport Sciences Reviews, p. 20-25, 2001.

MOLINARI F.; KANAFLITZ M. et. al. Electrical manifestations of muscle fatigue during concentic and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements. IEEE Trans. On Biomed. Engineering, vol.53, 7, 2006.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface eletromyogram changes during Muscle fatigue. Jour. Apply. Physiol. V.60, p1179-85, 1986.

NETO JÚNIOR, J.; PASTRE, C. M.; MONTEIRO, H. L. Alterações posturais em atletas brasileiros do sexo masculino que participaram de provas de potência muscular em competições internacionais. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo, v. 10, n. 3, p.195-198, 2004.

NEWSHOLME, E.; BLOMSTRAND, E.; EKBLOM, B. Physical and mental fatigue: Metabolic mechanisms and importance of plasma amino acids. Sports Med, p.477-495, 1992.

NICOL, C; KOMI, P.; MARCONNET, P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance, II - Changes in force, integrated electromyographic activity and endurance capacity. Scand J Med Sci Sports, p.18-24, 1991.

PAGALA, M. et. al.Potassium and caffeine contractures of mouse muscles before and after fatiguing stimulation. Muscle and Nerve 17, p. 852-859, 1994.

POTVIN, J. Effects of kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. J Appl Physiol 82, p.144-151, 1997.

RIBEIRO, C. Z. P. et al. Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão. Revista Brasileira de Medicina do Esporte,São Paulo, v. 9, n. 2, p. 91-97, 2003.

RIBEIRO, G. Análise da fadiga muscular por meio de duas transformadas tempo-frequência. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

RIOS, B. G. O processo de esportivização do taekwondo. Revista Pensar a Prática. Periódico científico da Faculdade de Educação Física (FEF) da Universidade Federal de Goiás, 2005. Disponível em: https://www.revistas.ufg.br/fef/article/view/16062/9850. Acesso em: 12 setembro 2018.

ROWLANDS, D.S.; DOWNEY, B. Physiology of triathlon. In: Garrett WE Jr, Kirkendall DT, editors. Exercise and Sport Science. Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins, 2000.

SAHLIN K. Metabolic aspects of fatigue in human skeletal muscle. Muscle Fatigue in Exercise and Training, Basel. Karger, p. 54-68, 1992.

Svedahl, K.; MACINTOSH, B.R. Anaerobic threshold: The concept and methods of measurement. Can. J. Appl. Physiol. Canadian Society for Exercise Physiology, 2003.

TAKAISHI, T.; YASUDA, Y.; MORITANI, T. Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates, Eur. J. Appl. Physiol. 69, p.154-158, 1994.

TELLO, C. F. et. al. Sistema de tração com resistência elástica aplicado a um programa de treinamento para o fortalecimento do músculo bíceps braquial. In: XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2002.

TROIANO, A.; NADDEO, F.; SOSSO, E. et. al. 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, p. 179-186, 2008.

TUCKER, K.; FALLA, D.; GRAVEN-NIELSEN, T.; FARINA, D. Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 19, n. 3, p. 373–379, 2009.

VAZ, M.B. et. al. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: An electromyographic and vibromyographic study. Electromyography and clinical neurophysiology. 36, p. 221-30, 1996.

WEIR, J. et. al. Reliability of electromyographic fatigue curves. J of Exerc Physiol online, 1998.

WILK, S. R.; McNAIR, R. E.; FELD, M. S. The physics of karate. American Journal of Physics, v. 51, n. 9, p. 783-90, 1983.

WILLIAMS J, KLUG G. Calcium exchange hypotesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. Muscle and Nerve 18, p.421-434, 1995.