



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

Yuri Cassiolato Silva

**Comparação dos Filtros Passa-Alta Butterworth, Hof e ICA para a
Remoção da Contaminação do ECG no Sinal EMG**

Uberlândia
2017

Yuri Cassiolato Silva

**Comparação dos Filtros Passa-Alta Butterworth, Hof e ICA para a
remoção da Contaminação do ECG no Sinal EMG**

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

Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

Assinatura do Orientador

Uberlândia
2017

Dedico este trabalho a minha família, por todo apoio, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Devo agradecer aos meus pais, Cleone (*in memorian*) e Soraia, primeiramente por terem tornado possível o meu ingresso em uma universidade de ensino superior de qualidade e a minha conclusão do curso no meio de tantas adversidades e dificuldades. Foram eles que dentro de suas limitações me deram condições e me educaram para me tornar o homem que sou hoje. Aos meus irmãos pelo companheirismo e amizade.

Devo também agradecer a minha namorada Natalia Bonetti Bertagna pelo apoio, pelo companheirismo nos momentos de necessidade e pela pressão para que eu concluísse o meu curso de graduação. Ela foi uma grande responsável pelos momentos de felicidade quando seguir em frente era doloroso.

Agradeço aos meus professores, pelo ensino em especial aos professores Adriano Alves Pereira, Luiz Carlos Gomes de Freitas, Fernando Pasquini Santos, João Batista Destro Filho, Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira. Ao Prof. Adriano pelo incentivo, motivação, orientação deste trabalho e por todo o apoio. Aos demais professores pela ajuda e compreensão ofertada nos momentos de dificuldades que se mostraram no último ano, sem esse apoio talvez eu não teria avançado rumo à conclusão deste curso.

Agradeço aos meus colegas e professores Iraides Moraes de Oliveira e Andrei Nakagawa Silva pelo suporte na confecção desta monografia e também por todo o carinho, apoio e amizade ofertados durante os longos anos de graduação.

Após muitos anos chegou esse momento, o de agradecer a todos os meus companheiros da 9ª Turma de Engenharia Biomédica André Porto, Crystiano Martins, Kleber Lima, Laura Dib, Letícia Salomão, Letícia Santos, Lígia Nóbrega, Matheus Coelho e Thiago Rodrigues por todos esses anos de amizade e companheirismo, todos serviam como uma unidade que sempre se ajudava nos momentos de dificuldades.

E por fim agradeço aos meus companheiros de classe dos últimos anos Homero Castro, Roger Amaral, Vitor Carvalho e Yuran Dias, que me acolheram em seu círculo de amizades me proporcionando um ótimo ambiente de aprendizado e trabalho, além de também terem me apoiado nos momentos mais difíceis. Aos meus amigos Aline de Cássia, André Luiz e Thiago Bevilacqua. Agradeço por todas as contribuições dadas.

À minha família, pela paciência e compreensão.

RESUMO

A eletromiografia dos músculos do tronco parece ser muito adequada para estudar a atividade dos músculos abdominais e dorsais durante o controle da postura. As características contidas no sinal eletromiograma (EMG) de tais músculos são fontes de informações importantes, como a fadiga desenvolvida no músculo durante sua ativação. Infelizmente, os sinais captados são constantemente contaminados por agentes externos, como no caso dos sinais eletrocardiograma (ECG), os quais são capazes de dificultar a análise das características dos sinais EMG, resultando em interpretações errôneas. Para acessar quantitativamente as diferenças em ambos, remoção ECG e preservação do sinal EMG, é utilizado um sinal EMG artificialmente contaminado provindos de músculos periféricos com diferentes padrões e níveis de ativação. O ECG usado para a contaminação artificial foi registrado por eletrodos em uma localização frequentemente usadas por registros de EMG dos músculos do tronco, a fim de limitar as atuais diferenças nas formas de onda ECG no EMG de músculos do tronco. Foi hipotetizado que os métodos que requerem registros separados de ECG são no geral superiores aos métodos sem o uso desse tipo de referência. Por último, supõe-se que a hipótese de que a filtragem por análise de componentes independentes (ICA) é mais bem sucedida que as outras alternativas em remover ECG. Foram empregadas três técnicas de remoção ECG que não requerem o registro de um sinal ECG de referência, Estas técnicas foram: (a) filtragem passa alta de 30Hz, (b) filtragem adaptável por amostragem, (c) ICA. Em adição, foram avaliados dois métodos para a remoção do ECG incluindo gravação simultânea do sinal ECG: o procedimento de Hof e a filtragem ICA. Como resultados iniciais foram obtidos quatro sinais brutos, os quais são dois para a atividade muscular do bíceps (direito e esquerdo), um para o sinal EMG coletado do reto abdominal e um para o sinal ECG coletado no esterno. Os sinais EMG coletados no bíceps são divididos em 3 atividades com duração de 30s cada, de acordo com a Tabela 1, somando um total de um minuto e meio. Já o sinal do reto abdominal e o sinal coletado no esterno possuem somente 30s de duração. Os procedimentos de filtragem baseados na ICA se mostraram muito superiores aos outros procedimentos avaliados. Esta superioridade se deu pelo fato de que os procedimentos ICA e ICA com referência além de amenizar severamente o ruído ECG inserido no sinal EMG, permitiu que o sinal fosse reconstruído efetivamente sem que o sinal original fosse atenuado demasiadamente.

ABSTRACT

The electromyography of the trunk muscles seems to be very adequate to study the activity of the abdominal and dorsal muscles during posture control. The characteristics contained in the electromyogram (EMG) signal of such muscles are sources of important information, such as fatigue developed in the muscle during its activation. Unfortunately, the received signals are constantly contaminated by external agents, as in the case of electrocardiogram (ECG) signals, which are capable of hindering the analysis of EMG signal characteristics, resulting in erroneous interpretations. To quantitatively access the differences in both ECG removal and EMG signal preservation, an artificially contaminated EMG signal from peripheral muscles with different patterns and activation levels is used. The ECG used for artificial contamination was recorded by electrodes in a location frequently used by EMG records of the trunk muscles in order to limit the current differences in ECG waveforms in the EMG of trunk muscles. It has been hypothesized that methods requiring separate ECG records are generally superior to methods without the use of such reference. Finally, it is assumed that the independent component analysis (ICA) filtering is more successful than the two alternatives in removing ECG. Three ECG removal techniques were used which do not require the recording of a reference ECG signal. These techniques were: (a) high pass filtering of 30 Hz, (b) sample adaptive filtering, (c) ICA. In addition, two methods for ECG removal including simultaneous recording of the ECG signal were evaluated: the Hof procedure and the ICA filtering. As initial results, four gross signals were obtained, which are two for the biceps muscle activity (right and left), one for the EMG signal collected from the rectus abdominis and one for the ECG signal collected in the sternum. The EMG signals collected in the biceps are divided into 3 activities with duration of 30s each, according to Table 1, adding a total of one and a half minute. The sign of the rectus abdominis and the signal collected in the sternum have only 30 seconds of duration. ICA-based filtering procedures proved to be much superior to the other evaluated procedures. This superiority was due to the fact that ICA and ICA procedures with reference to severely attenuating the ECG noise inserted in the EMG signal, allowed the signal to be reconstructed effectively without the original signal being attenuated too much.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sinais brutos para cada atividade relativo ao M. Bíceps Braquial direito...	21
Figura 2: Sinais brutos para cada atividade relativo ao M. Bíceps Braquial esquerdo.....	23
Figura 3: Sinais ECG do M. Reto do Abdome e Esterno antes e depois do pré-processamento.....	23
Figura 4: Sinais EMGcon das atividades para o M. Bíceps Braquial direito.....	24
Figura 5: Sinais EMGcon das atividades para o M. Bíceps Braquial esquerdo.....	24
Figura 6: Sobreposição entre os sinais EMGcon e EMG das atividades para o M. Bíceps Braquial.....	25
Figura 7: Sobreposição sinais EMGfpa e EMGcon do M. Bíceps Braquial direito...	25
Figura 8: Sobreposição dos sinais EMGfpa e EMGcon do M. Bíceps Braquial esquerdo.....	26
Figura 9: Sinal EMGfpa sobreposto do sinal EMG original do M. Braquial Bíceps direito.....	26
Figura 10: Sinal com sobreposição entre EMGcon e EMGhof para o M. Bíceps Braquial direito.....	27
Figura 11: Sinal com sobreposição entre EMGcon e EMGhof para o M. Bíceps Braquial esquerdo.....	27
Figura 12: Sobreposição entre os sinais EMGhof e EMG para o M. Bíceps Braquial direito.....	28
Figura 13: Parâmetros utilizados no procedimento de Hof.....	28
Figura 14: Sobreposição dos sinais EMGcon e ICA para o M. Bíceps Braquial direito.....	29

Figura 15: Sobreposição entre os sinais EMGcon e ICA para o M. Bíceps Braquial esquerdo.....	29
Figura 16: Sobreposição entre os sinais ICA e EMG para o M. Bíceps Braquial direito.....	30
Figura 17: Sobreposição entre os sinais EMGcon e ICAref para o M. Bíceps Braquial direito.....	30
Figura 18: Sobreposição entre os sinais EMGcon e ICAref para o M. Bíceps Braquial esquerdo.....	31
Figura 19: Sobreposição entre os sinais EMG e ICAref para o M. Bíceps Braquial direito.....	31
Figura 20: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMGcon do M. Bíceps Braquial direito da atividade 3.....	32
Figura 21: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMG do M. Bíceps Braquial direito da atividade 3.....	32
Figura 22: RMSE em relação ao EMG para todas as quatro atividades avaliadas...	33
Figura 23: RMSRE em relação ao EMG para todas as quatro atividades avaliadas.	33
Figura 24: Gráfico de correlação entre os procedimentos de filtragem e o EMG original.....	34
Figura 25: Gráfico da frequência 50% para as atividades do M. Bíceps Braquial direito.....	34
Figura 26: Gráfico das frequências 80% para o M. Bíceps Braquial direito.....	35
Figura 27: Gráfico das frequências médias para o M. Bíceps Braquial direito.....	35
Figura 28: Gráfico das frequências de pico para o M. Bíceps Braquial direito.....	36
Figura 29: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMG do M. Bíceps Braquial direito da atividade 1.....	40
Figura 30: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMGcon do M. Bíceps Braquial direito da atividade 1.....	41
Figura 31: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMG do M. Bíceps Braquial direito da atividade 2.....	42

Figura 32: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMGcon do M. Bíceps Braquial direito da atividade 2.....	43
Figura 33: Gráfico da frequência 50% para as atividades do M. Bíceps Braquial esquerdo.....	44
Figura 34: Gráfico das frequências 80% para o M. Bíceps Braquial esquerdo.....	44
Figura 35: Gráfico das frequências médias para o M. Bíceps Braquial esquerdo....	45
Figura 36: Gráfico das frequências de pico para o M. Bíceps Braquial esquerdo....	45

LISTA DE TABELAS

TABELA1–Tabela de descrição das atividades.....	20
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CMS – *Combined Measured Signal*

ECG – Eletrocardiograma

EEG – Eletroencefalografia

EMG – Eletromiograma

EMGcon – Eletromiograma contaminado

EMGuncon – Eletromiograma descontaminado

EMGhof – Eletromiograma após o procedimento de Hof's

EMGica – Eletromiograma após o procedimento ICA

EMGicaref – Eletromiograma após o procedimento ICA com referência

EMGpa – Eletromiograma após o procedimento de filtragem passa alta

FAS – *Filtering by Adaptive Sample*

HPF – *High Pass Filter*

Hz – Hertz

ICA – *Independent Component Analysis*

ICAecg – *Independent Component Analysis* para o ECG de referência

MPFhof – Potência média da frequência do procedimento Hof

MPFica – Potência média da frequência do procedimento ICA

MPFpa – Potência média da frequência do procedimento de filtragem passa alta

MPFuncon – Potência média da frequência dos sinais descontaminados

MPFRE – Erro relativo da potência média da frequência

MTP – *Modified Turning Point*

PCA – *Principal Componente Analysis*

QRS – Onda característica do eletrocardiograma

RMS – *Root Mean Square*

RMSRE – *Relative Root Mean Square Error*

SENIAM – *Surface ElectroMiography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 DESENVOLVIMENTO	18
2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	18
2.2 METODOLOGIA.....	19
2.2.1 Coleta de dados e pré processamento.....	19
2.2.2 Análise de dados.....	20
2.2.2.1 Procedimento de filtragem passa alta.....	20
2.2.2.2 Procedimento Hof's	20
2.2.2.3 Procedimento de filtragem ICA	21
2.2.3 Desempenho da filtragem	21
2.2.3.1 Frequência EMG.....	21
2.2.3.2 Procedimento de Bootstrapping.....	21
2.2.3.3 Exemplo de EMG dos músculos do tronco	22
2.3 RESULTADOS.....	22
3 CONCLUSÕES	37
4 REFERÊNCIAS	38

1 INTRODUÇÃO

A eletromiografia (EMG) dos músculos do tronco parece ser uma ferramenta muito adequada para estudar a atividade e comportamento dos músculos abdominais e dorsais durante o controle da postura. As características contidas no sinal EMG de tais músculos são fontes de informações importantes, como a fadiga desenvolvida no músculo durante sua ativação. Infelizmente, os sinais captados são constantemente contaminados por agentes externos, como no caso dos sinais eletrocardiograma (ECG), os quais são capazes de dificultar a análise das características dos sinais EMG, resultando em interpretações errôneas (Butler et al., 2009).

Em registros EMG do tronco, a frequência cardíaca pode frequentemente ser determinada por uma simples inspeção visual, devido as suas características singulares. Não obstante, remover a contaminação ECG algoritimicamente é uma tarefa árdua, em razão da complicada forma de onda do sinal ECG, que é acompanhada por uma distribuição espectral larga de banda. Essa distribuição envolve várias harmônicas altas, caracterizando o ECG. Porém, por um outro lado, reflete a natureza transiente da frequência cardíaca os quais causam extensões substanciais aos picos das harmônicas, e conseqüentemente, o espectro ECG geralmente sobrepõe a distribuição espectral do EMG, tornando a sua separação um desafio.

Os procedimentos comumente utilizados para remover o ECG até os dias atuais incluem os filtros passa alta, usualmente empregam uma resposta de impulso finito ou filtros Butterworth com frequência de corte por volta de 30Hz (Redfem et al., 1993; Drake e Callaghan, 2006). A sobreposição das frequências contidas no ECG e EMG, faz com que o filtro passa alta altere o conteúdo da frequência no EMG, afetando os resultados de medidas, como a frequência média e amplitude média.

Foi constatado que os efeitos do filtro passa alta na amplitude podem, em parte, serem compensados através de uma normalização apropriada, assumindo que as escalas de distribuição da frequência constantemente ultrapassam os níveis de ativação. Porém, isso ainda é controverso em estudos envolvendo a fadiga muscular ou quando medidos em pacientes, os quais não podem realizar contrações voluntárias máximas (N. W. Willigenburg et al., 2012).

Se o ECG é reconhecível e pode ser isolado como uma forma de onda individual usando um único período, isso pode ser subtraído do sinal contaminado, resultando em um sinal EMG “limpo”. Esse procedimento tem uma vantagem potencial de deixar o conteúdo espectral do atual EMG não afetado em grande parte, porém uma identificação apropriada do sinal ECG no sinal EMG permanece bastante difícil, se houver a possibilidade do mesmo.

Em Aminian (1988) é recomendada a aplicação de um algoritmo para diferenciar as amostras EMG e ECG, em combinação com o sinal de referência para detectar os picos R do sinal ECG. Através deste procedimento, pode-se localizar a alternância dos batimentos cardíacos durante o tempo, sendo a remoção de picos limitada por uma aplicação do algoritmo de rotação modificada de ponto, desde que os altos picos sejam descartados.

Para melhorar a remoção do ECG dos registros EMG, Hof (2009) sugere que um sinal ECG seja registrado separado e de maneira simultânea com o registro do EMG. Em virtude disso, para cada posição de eletrodo, um modelo ECG pode ser construído baseado nas respostas dos impulsos para o canal ECG, os quais são montados em um EMG registrado em repouso. Este procedimento requer um registro simultâneo de ECG e uma medida com o mínimo de atividade EMG dos músculos do tronco. Se esses registros suplementares estão acessíveis, a abordagem

de Hof aparenta ser promissora, ainda que o melhor procedimento apresentado não passou por uma avaliação.

Filtros adaptativos baseados em taxas multivariáveis são métodos clássicos e se encontram em aplicações frequentes, em particular na neurociência, para realizar a remoção de artefatos no sinal EEG que é regularmente contaminado por vários outros sinais, predominantemente por piscadas dos olhos. Tirando proveito da independência do EEG e do piscar dos olhos, e explorando a natureza multivariável do EEG, Makeig (1996) sugeriu o uso de Análise Independente de Componentes (do inglês *Independent Component Analysis*, ICA). O ICA decompõe um conjunto de séries temporais em um conjunto de modos estatisticamente independentes ou não correlacionados. Esse procedimento é muito similar à Análise de Componente Principal (do inglês *Principal Component Analysis*, PCA), com o adicional de que a simples decomposição do valor singular da matriz de covariância do PCA é substituída por uma otimização da covariância do sinal fonte e Kurtosis.

Geralmente assume-se que o sinal contaminante pode na primeira aproximação ser considerado como meramente sobreposto ao sinal sob estudo e é independente disso. Ao longo deste trabalho é esperado que o ICA resulte em subconjuntos de modo que contenham somente contaminações, e no caso mais importante, subconjuntos de modos sem contaminação (Willigenburg et al., 2012).

O estudo de Mak et al (2010) examinou um conjunto de registros EMG contaminado artificialmente por ruídos ECG. Esses ruídos foram removidos por ICA e os resultados foram promissores, porém, aproximadamente 25% de todos os modos ICA foram identificados como contaminados por ECG, resultando na possível perda do EMG. Entretanto, dados como a amplitude do sinal EMG ou os resultados das medições de frequência não foram informados pelo estudo, o que resulta em uma falta de parâmetros de comparação. Também, o procedimento sugerido confiou no algoritmo de detecção de picos usado para identificar o ECG no modo ICA, que limita a aplicação geral para EMG com baixas amplitudes.

No presente estudo constroi-se essa ideia inicial e examinando automaticamente a remoção de ECG por ICA do registro EMG confrontando isto com o mais tradicional filtro passa alto e FAS (do inglês *Filtering by Adaptive Sample*) assim como o anteriormente citado método de Hof (2009). Para acessar quantitativamente as diferenças em ambos, remoção ECG e preservação do sinal EMG, é utilizado um sinal EMG artificialmente contaminado provindos de músculos periféricos com diferentes padrões e níveis de ativação. O ECG usado para a contaminação artificial foi registrado por eletrodos em uma localização frequentemente usada por registros de EMG dos músculos do tronco, a fim de limitar as atuais diferenças nas formas de onda ECG no EMG de músculos do tronco. O sinal EMG a ser contaminado foi coletado no músculo Bíceps Braquial esquerdo e direito. A filtragem ICA foi realizada com e sem o uso de registros separados de ECG. Foi hipotetizado que os métodos que requerem registros separados de ECG são no geral superiores aos métodos sem o uso desse tipo de referência. Por último, supõe-se que a hipótese de que a filtragem ICA é mais bem sucedida que as duas alternativas em remover ECG, por causa disso é amplamente independente da relação da relação sinal-ruído e por causa de seus efeitos meramente sutis sobre o conteúdo de frequência dos sinais.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Revisão bibliográfica

Segundo Redfern (1993), o procedimento mais utilizado para a remoção de ruídos ECG é o uso de um filtro passa alta. Em seu trabalho, Redfern (1993) investiga os efeitos da frequência de corte utilizada nos filtros passa alta para remoção de ruídos ECG de sinais EMG de tronco contaminados no sinal EMG processado. Para isso, foram utilizadas as frequências de corte 10, 30 e 60Hz. Notou-se que todos os sinais foram afetados de três formas: diminuindo a amplitude, alterando a forma de onda e suavizando a resposta, efeitos que ocorreram devido a eliminação das baixas frequências no sinal registrado, isto é, a remoção não somente do sinal ECG, mas também das componentes de baixa frequência do sinal EMG “empobreceu” a análise do sinal EMG, já que a maior parte de sua potência é encontrada em frequências abaixo de 100Hz.

Aminian (1988) propõe um novo método de filtragem ECG baseado em amostragem adaptativa o qual não era um conceito novo na época nomeado filtragem por amostra adaptativa (FAS). As amostras nos sinais medidos (CMS) com as mais altas contribuições do ECG foram reconhecidas por um algoritmo de detecção QRS com um novo algoritmo de amostragem adaptativa chamado de Ponto de Rotação Modificada (do inglês Modified Turnig Point, MTP). Então a interpolação linear destas amostras reconstruíram o ECG limpo e finalmente o EMG limpo foi obtido através da subtração dos sinais reconstruídos ECG provenientes da CMS.

O algoritmo de MTP (do inglês *Modified Turning Point*) executa um tipo de filtragem passa baixa, portanto quando aplicada a forma de onda QRS, algumas amostras significantes serão perdidas e a forma de onda QRS será distorcida. Por esse motivo a presença da forma de onda QRS é detectada a fim de evitar ações repetitivas do algoritmo MTP na QRS. Primeiramente, o algoritmo MTP é aplicado uma vez em todo o CMS para deletar as amostras com alta irregularidade, então as formas de onda QRS são detectadas pelo algoritmo de detecção e suas amostras são salvas na matriz ECG. O sinal ECG é reconstruído por interpolação linear entre as amostras retidas e suavizando a forma de onda obtida. Por fim, o sinal EMG é obtido pela subtração do sinal ECG do CMS. Para comparar o procedimento FAS com a filtragem linear, o CMS foi passado por um filtro passa baixa, com frequência de corte de 100Hz, para cancelar a componente ECG.

Um outro procedimento relevante para remoção automática de ECG foi proposto por Hof (2009) onde tenta-se encontrar um outro meio que não exija tanto tempo, processamento computacional e constante intervenção de um operador. A ideia era registrar um sinal ECG separado simultaneamente com o EMG. A contaminação ECG é modelada como a versão filtrada do ECG, o qual pode ser subtraído do sinal EMG. O impulso de resposta deste filtro pode ser encontrado ajustando o registro para uma amostra de EMG registrada sem ação muscular (com contaminação ECG) através da aproximação de mínimos quadrados. As correções do ECG são encontradas pela convolução do ECG registrado com essa resposta de impulso, e subtraídos dos respectivos sinais EMG.

A filtragem do ECG e a aplicação da correção – subtração do ECG filtrado do EMG sem processamento – leva um tempo semelhante ao procedimento de filtragem com passa alta convencional de 20 ou 30Hz. A terceira etapa, de determinação das respostas de impulso dos filtros ECG para cada canal EMG, leva poucos segundos, porém têm que ser executadas somente uma vez para cada seção de medida. A principal desvantagem desse método é a necessidade de

se utilizar um canal ECG adicional. Para muitas aplicações, vai prevalecer sobre métodos mais complexos de processamento (Bloch, 1983; Bartolo et al., 1996; Deng et al., 2000).

Segundo Oja (Hyvärinen et al., 2000) a Análise de Componentes Independentes (ICA) (Comon, 1994; Jutten and Herault, 1991) é uma técnica de processamento de sinais cujo objetivo é expressar um conjunto aleatório de variáveis como combinações lineares de variáveis de componentes estatisticamente independentes. Suas principais aplicações são: separação cega de fontes, extração de características e deconvolução cega. Em sua forma mais elementar a ICA (Comon, 1995), são observadas m variáveis escalares aleatórias $x_1, \dots, x_m$ o qual assumem-se que são combinações lineares de n componentes desconhecidos $s_1, \dots, s_n$ que possuem média zero e são mutualmente independentes estatisticamente. Em adicional deve-se assumir que $n \leq m$. Se as variáveis observadas x_i forem recompostas em um vetor $x = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$ e as componentes variáveis s_j em um vetor S , a relação linear pode ser expressada como $x = AS$.

Aqui, A é uma matriz desconhecida $m \times n$ chamada de matriz de associação. Sua restrição fundamental é que pode-se somente estimar componentes independentes não-Gaussianos, com exceção de um caso o qual não tem importância relevante para este estudo.

Na separação cega de fontes (Jutten and Herault, 1991) os valores de x observados correspondem a realização de um sinal m -dimensional e discreto no tempo $x(t)$, onde $t = 1, 2, \dots$. Os componentes $S_j(t)$ são chamados de sinal fonte. Os sinais fontes são usualmente tidos como originais, não corrompidos ou fontes de ruídos.

2.2 Materiais e Métodos

2.2.1 Coleta de dados e pré processamento

A atividade superficial EMG de dois músculos periféricos nas extremidades superiores foram registradas em um único sujeito (homem, 25 anos BMI 19,8) utilizando a montagem convencional. Um único sujeito foi considerado adequado para este estudo metodológico, desde que as características do ECG e EMG sejam similares entre os sujeitos de acordo com Dreak e Callaghan (2006).

Eletrodos superficiais foram posicionados sobre os músculos Bíceps Braquial direito e esquerdo, seguindo as recomendações de SENIAM (Hemens et al., 200). Durante esses registros EMG o sujeito realizou várias tarefas, 30s cada, querendo diferentes níveis e padrões de ativações (verificar Tabela 1).

Para a coleta dos sinais de EMGs utilizou-se um eletromiógrafo da marca EMG System do Brasil®. Este equipamento possui sistema de aquisição de sinais de até 16 canais; comunicação USB com o computador; bateria de íons de lítio; placa de conversão analógico/digital de 16 bits de resolução; eletrodos bipolares ativos de superfície, com pré amplificação de ganho de 20 vezes, cabo blindado e clipe de pressão na extremidade; rejeição de modo comum >100 dB. A frequência de amostragem utilizada foi de 10 kHz. Os eletrodos descartáveis eram da marca 3M®, com dorso de espuma, gel sólido, adesivo acrílico hipoalergênico, pino de aço inoxidável e contra pino de Cloreto de Prata (AgCl).

Tabela 1: Tabela de descrição das atividades.

Atividade	Descrição
1	Flexão de 90° do cotovelo
2	Braços estendidos para frente (15s) braços estendidos para cima (15s)
3	Flexão rítmica á 90° do cotovelo (movimento de rosca)

Fonte: Autor

Registrou-se os sinais ECG durante o descanso (deitado supinado) em uma localização comumente utilizada para registros da atividade muscular do tronco, sendo ela o Músculo Reto do Abdome como encontrado em Willigenburg et al. (2010) e outra no corpo do Esterno. Uma inspeção visual foi necessária para confirmar que houve uma mínima atividade EMG, sugerindo que, além de algum ruído de fundo amplamente isolado, os sinais ECG foram gravados. A partir daqui nos referiremos a esses sinais como contendo somente ECG. Nota-se que esses 2 canais ECG diferem pelo fato de que cada sinal representa uma contaminação ECG realista em um músculo específico do tronco.

Os sinais EMG dos músculos periféricos não continham nenhuma contaminação reconhecível de ECG e foram filtrados por um filtro passa banda entre 10-400Hz off-line (butterworth bidirecional de segunda ordem). Foi criada, artificialmente, a contaminação do EMG através da sobreposição dos sinais ECG nos sinais EMG, adicionando o canal 3 do sinal ECG aos canais 4 e 6 dos sinais EMG não contaminados registrados nos membros, resultando em 2 sinais EMG contaminados para cada atividade. O canal 2 do registro ECG serviu como referência, o qual foi utilizado nos procedimentos de filtragem que requerem um registro simultâneo do sinal ECG. Durante o real registro do sinal EMG dos músculos do tronco, o sinal ECG referência pôde ser gravado em uma área óssea próxima ao coração, o esterno.

2.2.2 Análise de dados

Foram empregadas três técnicas de remoção ECG que não requerem o registro de um sinal ECG de referência, Estas técnicas foram: (a) filtragem passa alta de 30Hz, (b) filtragem adaptável por amostragem, (c) ICA. Em adição, foram avaliados dois métodos para a remoção do ECG incluindo gravação simultânea do sinal ECG: o procedimento de Hof e a filtragem ICA.

2.2.2.1 Procedimento de filtragem passa alta

A maior parte da potência espectral do ECG é encontrada abaixo de 20Hz. Essa concentração da distribuição espectral nas baixas frequências torna um simples filtro passa alto a primeira escolha para a remoção da contaminação ECG. Como recomendado por Drake e Callaghan (2006), foi aplicado um filtro passa alta Butterworth bidirecional de segunda ordem para cortar as frequências de 30Hz do EMG, contaminado resultando em um EMGpa.

2.2.2.2 Procedimento de Hof

O procedimento de Hof (Hof, 2009) modela a contaminação ECG em diferentes localizações de eletrodos como a versão filtrada da referência do registro ECG. A resposta dos impulsos dos filtros ECG para cada canal EMG são determinadas com base em mínimos quadrados ajustados a uma gravação em repouso com atividade mínima de EMG. Subsequentemente, esses ECG filtrados são subtraídos do atual registro EMG produzindo o

EMGhof. Foi observado que não houve implementação da filtragem passa alto convencional de 20 ou 30Hz, como incluída na proposta original de Hof, a fim de evitar limitações como no procedimento HPF acima.

2.2.2.3 Procedimento de filtragem ICA

ICA é uma abordagem estatística multivariada para separação de fontes (Jutten e Héroult, 1991). O dado multivariado de entrada consiste nos acima mencionados 2 canais contaminados EMG – EMGcon.

O procedimento de filtragem ICA foi realizado na ausência de uma referência adicional, mas também foi realizado com uma referência adicional ECG (similar a abordagem de Hof). No último caso um sinal ECG amplificado (canal 2) foi utilizado como a 3ª entrada do canal EMG. No primeiro caso, foi criado o canal referência através da média dos 2 canais contaminados de entrada após a filtragem de passagem de banda entre 8-18Hz.

Para a decomposição do ICA foi utilizado o algoritmo chamado FastICA (Hyvarinen e Oja, 2000), com a abordagem de sinalização simétrica e vetores PCA próprios como suposição inicial. A otimização empregou um algoritmo de ponto fixo com não linearidade cúbica.

Nos sinais resultantes da ICA, o ECG foi identificado por um algoritmo de detecção sob medida. Sucintamente, primeiro foram aprimorados os possíveis picos ECG na projeção ICA, configurando todos os valores em torno da média para zero. Após, foram calculadas as densidades espectrais de potência e selecionados os modos que apresentaram harmônicos mais altos contidos na alta frequência de base do ECG que tinham que cobrir pelo menos 5% da potência total do modo. Os então definidos como ruídos ECG foram removidos pela redução dos coeficientes correspondentes da matriz de mistura antes da reconstrução do conjunto de dados de 3 dimensões a partir do qual os 2 sinais principais representaram sinais EMG descontaminados, denominados ICA e ICAref.

2.2.3 Desempenho da filtragem

2.2.3.1 Frequência EMG

A análise espectral do EMG original, EMGcon e os quatro diferentes sinais EMG filtrados foi realizada usando o método do periodograma médio de Welch's. A partir dessas densidades espectrais de potência, foram calculadas a potência média da frequência (MPF). Como os outros procedimentos de filtragem podem resultar em erros das duas direções, o que poderia teoricamente ser eliminado, foi calculada a diferença absoluta com respeito a MPFuncon. A diferença absoluta entre o descontaminado EMG original e EMGcon, EMGfpa, ICA, EMGhof e ICAref divididos por EMG original resultou em cinco diferentes valores de erros relativos RMS (RMSRE) para cada canal e tarefa.

2.2.3.2 Procedimento de Bootstrapping

Para avaliar a robustez dos resultados de filtragem, aplicamos o procedimento de Bootstrapping. Especificamente, todos os cálculos foram repetidos usando 2 substituições por meios de combinações aleatórias dos canais EMG dos 2 músculos e o sinal ECG registrado em 1 local do troco. Por isso o sinal ECG com amplitudes distintas e complexos QRS fora sobrepostos nos sinais de EMG com diferentes amplitudes e padrões de ativação, resultando em uma

variedade de relações de amplitude entre EMG e ECG que também é encontrada em EMG contaminados reais. O atual método não permitiu uma comparação estatística adicional dos procedimentos de filtragem, uma vez que as amostras não são independentes.

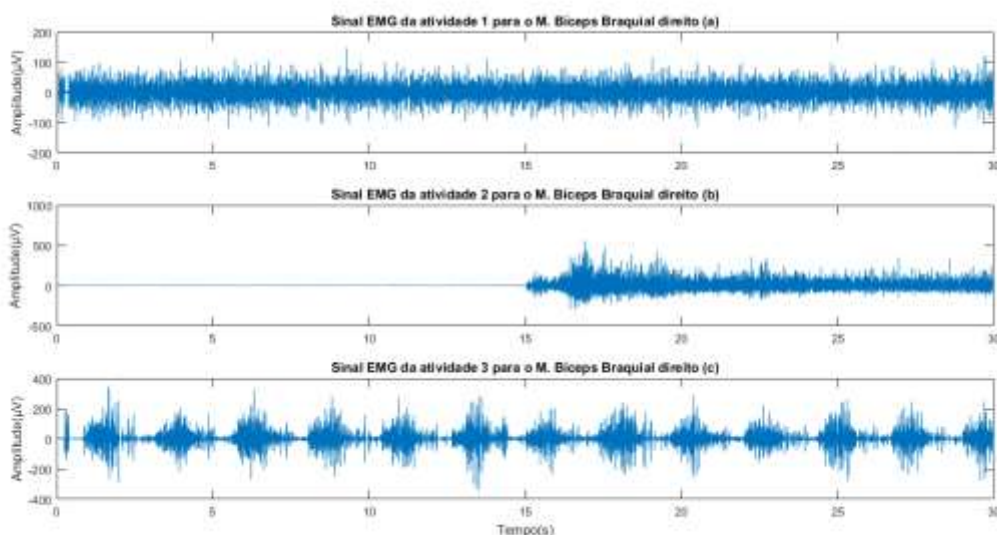
2.2.3.3 Exemplo de EMG dos músculos do tronco

Em adição a avaliação quantitativa do desempenho do filtro, nós testamos as diferentes técnicas em contaminações ECG “reais” dos músculos do tronco. Obviamente, a falta de um outro padrão em tal conjunto de dados não permite a quantificação do desempenho do filtro. No entanto, uma figura com exemplos de remoção de ECG pela HPF e o procedimento baseado em ICA foi incluída para permitir a inspeção visual de resultados de filtragem.

2.3 Resultados e Discussão

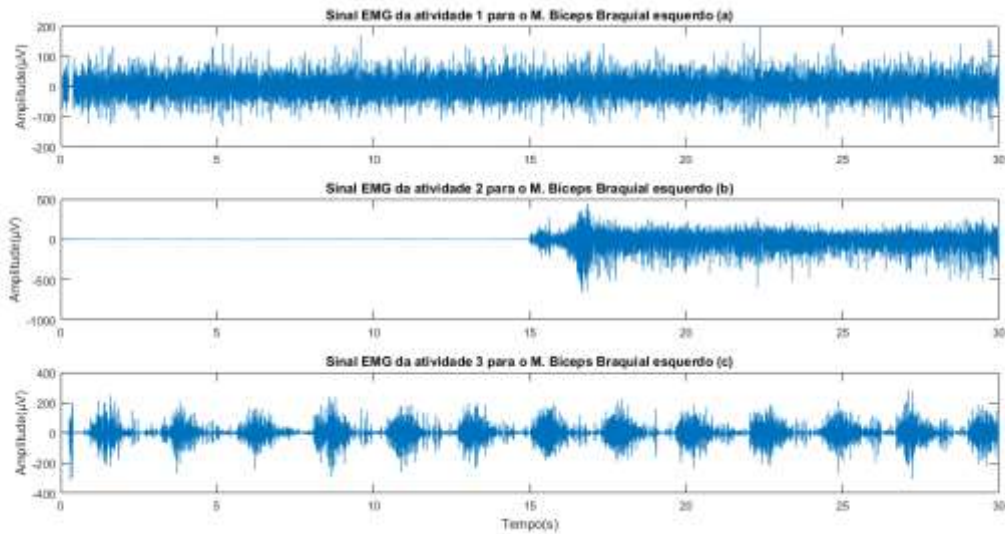
Como resultados iniciais foram obtidos quatro sinais brutos, os quais são dois para a atividade muscular do bíceps (direito e esquerdo), um para o sinal EMG coletado do reto abdominal e um para o sinal ECG coletado no esterno. Os sinais EMG coletados no bíceps são divididos em 3 atividades com duração de 30s cada, de acordo com a Tabela 1, somando um total de um minuto e meio. Já o sinal do reto abdominal e o sinal coletado no esterno possuem somente 30s de duração. A Figura 1 mostra os sinais EMG obtidos no bíceps direito para o conjunto de atividades de 1 a 3 respectivamente e analogamente a figura 2 mostra os sinais obtidos para o bíceps esquerdo. A Figura 3 mostra os sinais com contaminação ECG brutos obtidos no esterno e no reto abdominal após uma filtragem passa baixa butterworth de quatro polos e 80Hz de frequência de corte para a redução das frequências basais presentes no sinal.

Figura1: Sinais brutos para cada atividade relativo ao M. Bíceps Braquial direito.



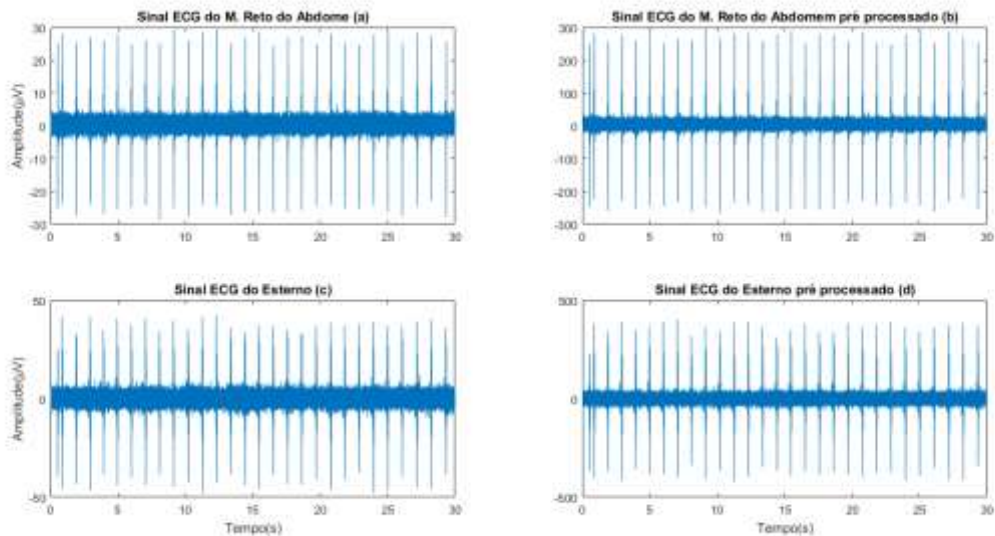
Fonte: Autor

Figura 2: Sinais brutos para cada atividade relativo ao M. Bíceps Braquial esquerdo.



Fonte: Autor

Figura 3: Sinais ECG do M. Reto do Abdome e Esterno antes e depois do pré-processamento.



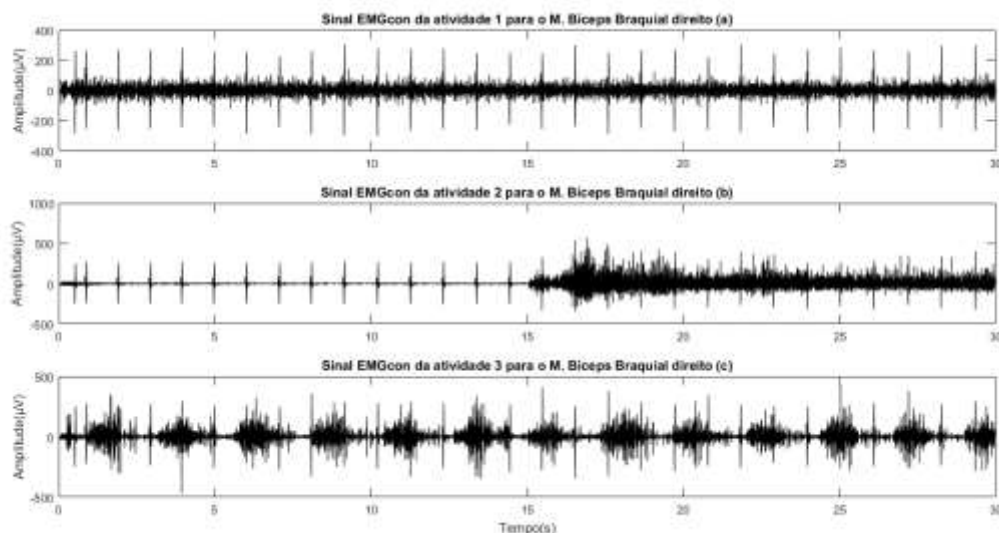
Fonte: Autor

Um olhar mais atento aos sinais ECG do M. Reto do Abdome e do Esterno após o pré-processamento observa-se que mesmo após o ganho para possibilitar a contaminação, o filtro passa baixa com frequência de corte 80Hz impediu que as frequências basais se sobressaíssem ainda mais em relação aos sinais ECG como pôde ser observado através da comparação entre (a) e (b), e (c) e (d) na Figura 3.

As Figuras 4 e 5 mostram o resultado da contaminação artificial gerada pela combinação dos canais EMG com o canal ECG escolhido para a contaminação simulada dos sinais EMG. Pode-se observar que a escolha do ganho dado no sinal ECG do M. Reto do Abdome foi essencial para que o ruído seja perceptível visualmente e pelos algoritmos após a contaminação artificial, se for mantido o sinal ECG do Reto do Abdome sem uma amplificação inicial ele seria completamente

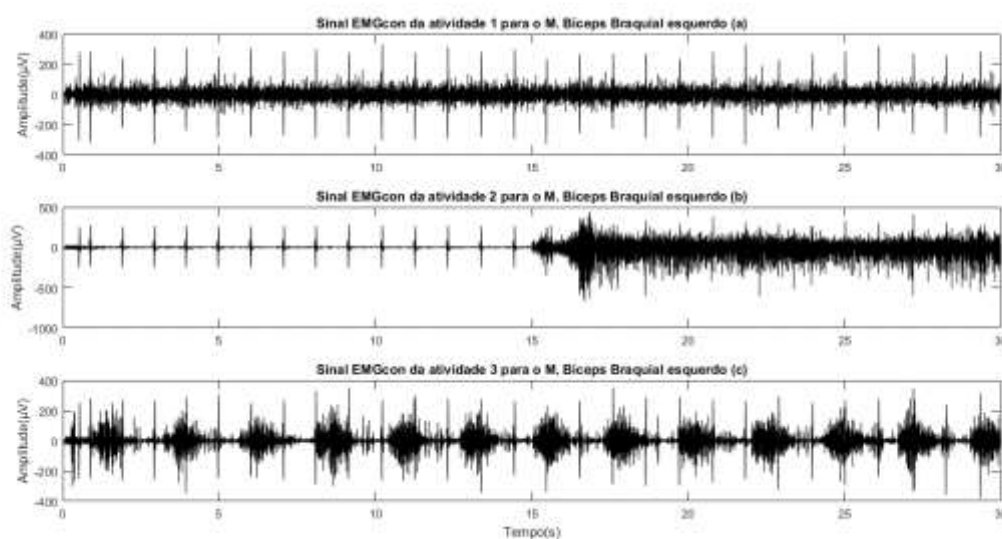
sobreposto pelo sinal EMG das atividades e tornaria sua identificação muito difícil inviabilizando qualquer processamento aqui proposto.

Figura 4: Sinais EMGcon das atividades para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

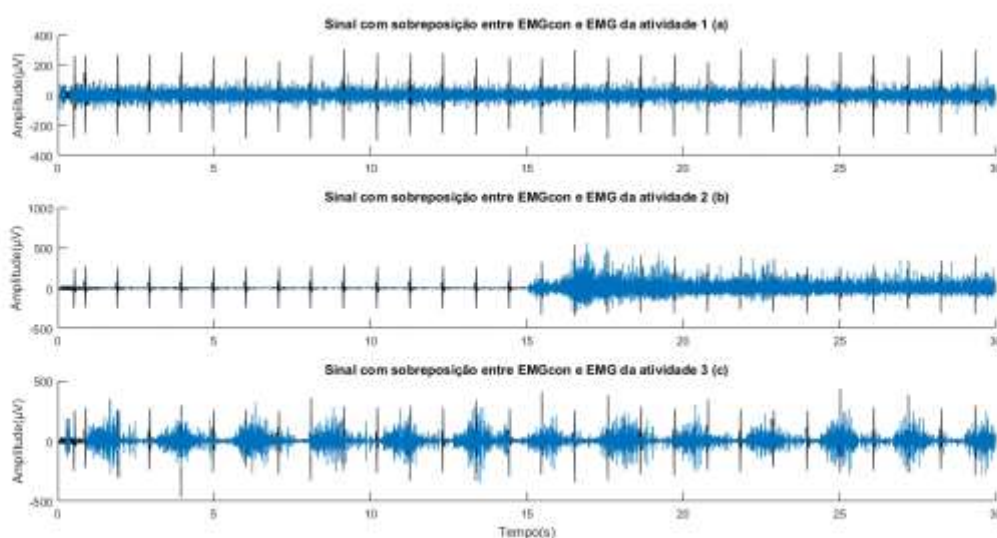
Figura 5: Sinais EMGcon das atividades para o M. Bíceps Braquial esquerdo.



Fonte: Autor

A Figura 6 exemplifica uma comparação simples mas eficiente que é uma sobreposição gráfica dos sinais EMG e EMGcon para facilitar a visualização do resultado e distorção dos sinais após a contaminação ECG. Foram utilizadas somente as gravações do M. Bíceps Braquial direito. A curva de gráfico de coloração preta representa o sinal EMGcon e a curva azul representa o EMG original sem contaminação. É perceptível visivelmente que o sinal está contaminado com ECG contendo os picos bem destacados. Também observa-se que os trechos das coletas dos sinais EMG os quais não houveram atividade muscular tiveram suas amplitudes alargadas pela contaminação com o sinal ECG amplificado, como pode ser visto no gráfico (b) e (c) da Figura 6.

Figura 6: Sobreposição entre os sinais EMGcon e EMG das atividades para o M. Bíceps Braquial.

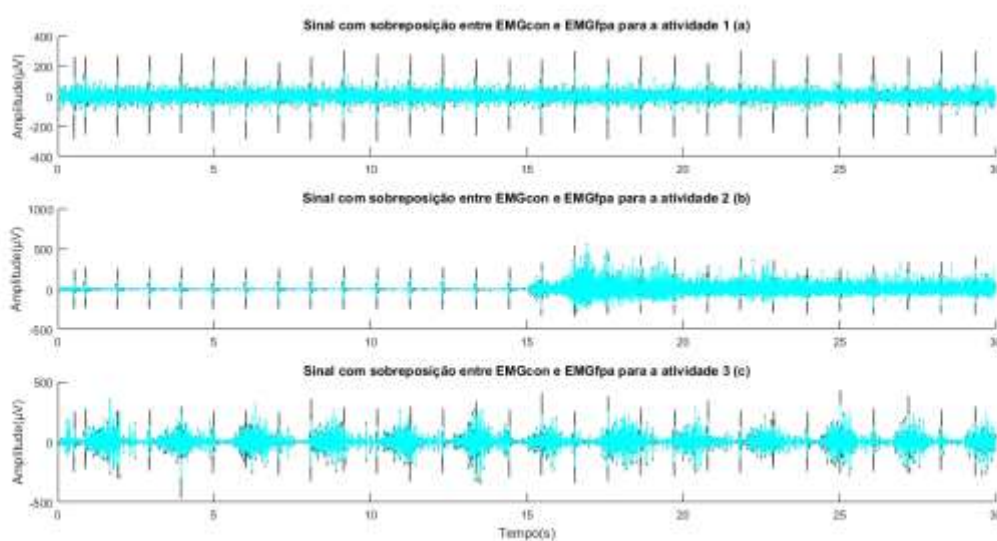


Fonte: Autor

Daqui em diante serão apresentados os resultados referentes a tentativa de eliminar o ruído dos sinais EMGcon, o processamento propriamente dito.

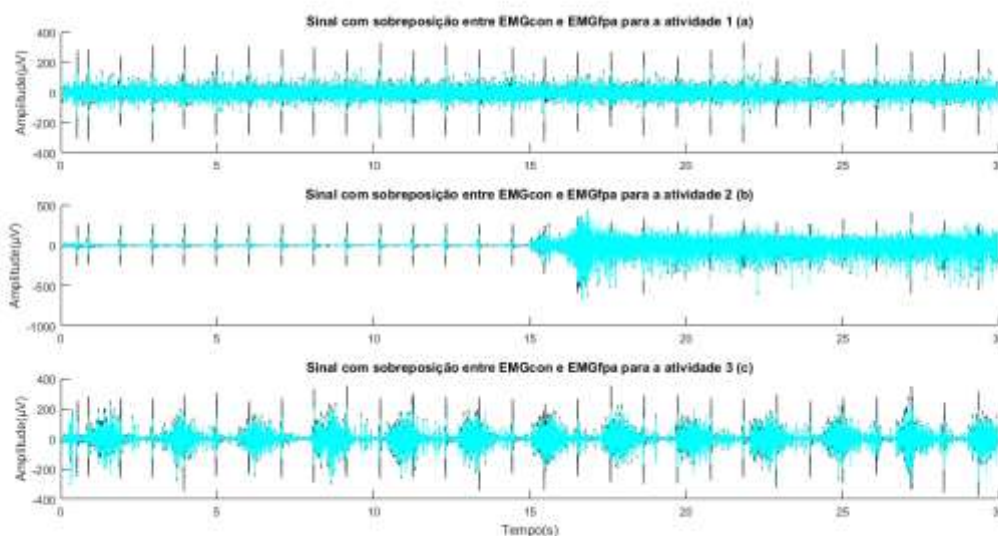
Seguindo a sequência da seção de Análise de Dados, o primeiro procedimento a ser apresentado será o da filtragem passa alta convencional, utilizando da mesma ferramenta de sobreposição para comparação da Figura 6, as Figuras 7 e 8 nos mostram respectivamente a comparação entre os resultados obtidos após o processo de filtragem, em ciano, e o sinal EMGcon novamente em preto, para o M. Bíceps Braquial direito e esquerdo.

Figura 7: Sobreposição sinais EMGfpa e EMGcon do M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

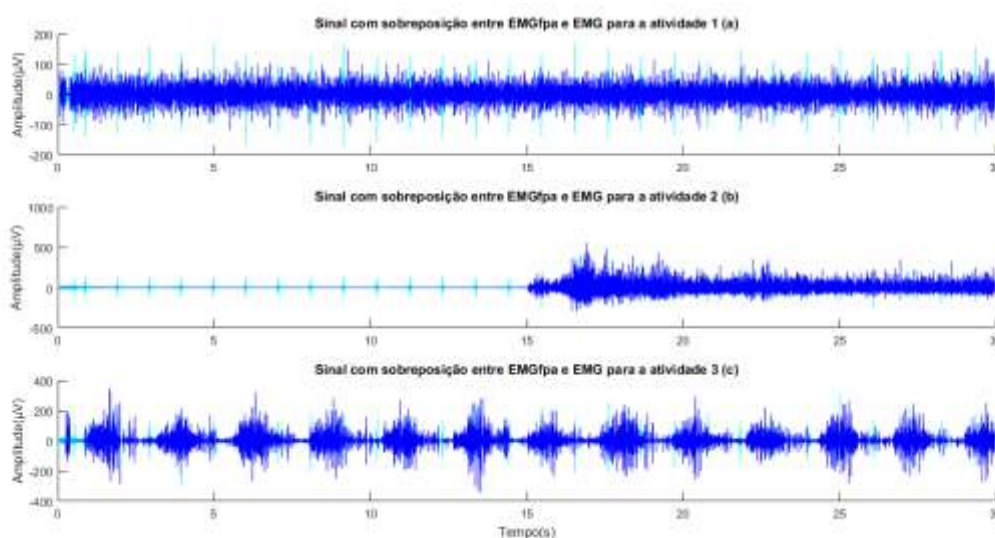
Figura 8: Sobreposição dos sinais EMGfpa e EMGcon do M. Bíceps Braquial esquerdo.



Fonte: Autor

Observa-se que para as duas figuras anteriores o ruído ECG foi atenuado, porém não foi eliminado. Ao mesmo tempo apresenta-se os dados para verificar se o procedimento atenuou o sinal EMG original, o que não é desejado quando filtramos algum sinal. A Figura 9 mostra a sobreposição dos sinais EMGfpa e os sinais EMG originais sem contaminação.

Figura 9: Sinal EMGfpa sobreposto do sinal EMG original do M. Braquial Bíceps direito.

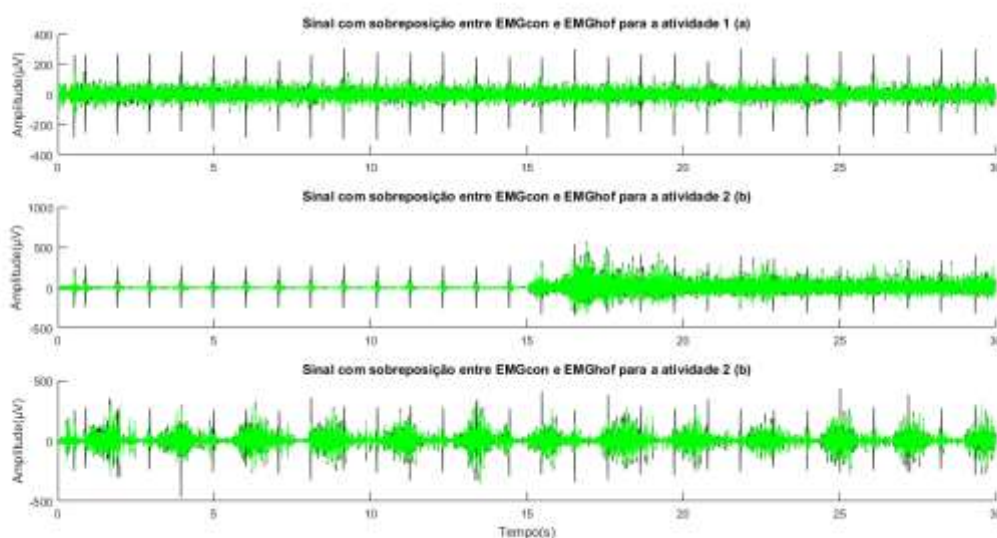


Fonte: Autor

Seguindo o padrão de cores, na Figura 9 o ciano representa o sinal EMGfpa e o azul representa o sinal EMG original. Observando atentamente pode-se inferir que não houve distorção nas amplitudes do sinal EMG em atividade e nem atenuação aparente do sinal EMG original. Se for considerado o intervalo em que o músculo está realizando alguma tarefa o sinal basal do ECG amplificado para a contaminação não pareceu ter gerado modificações significativas na forma de onda do sinal EMGfpa.

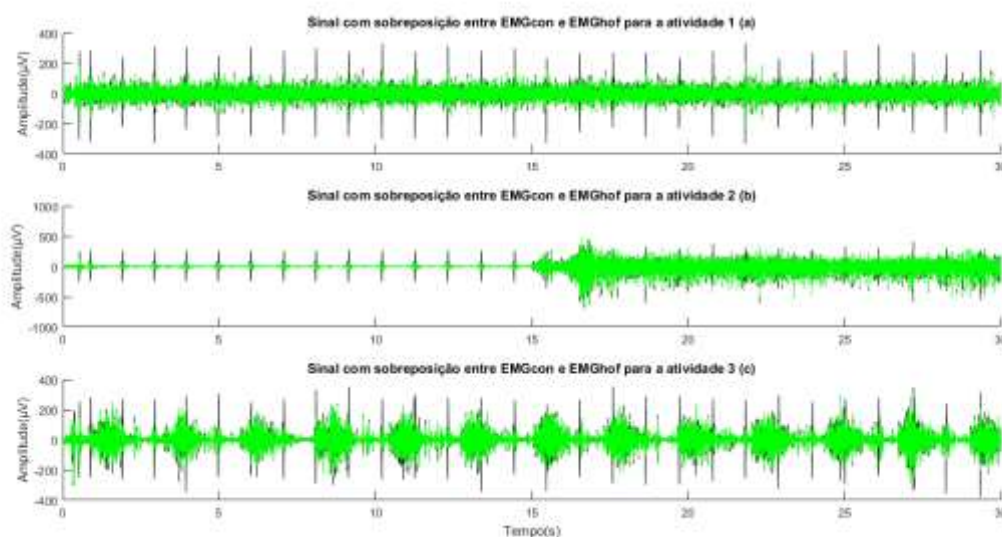
O segundo procedimento apresentado neste documento é o procedimento de Hof (Hof, 2009) os resultados podem ser exibidos segundo os parâmetros apresentados. As Figuras 10 e 11 respectivamente, como nas outras exposições, são os gráficos para o dado procedimento de filtragem aplicados nos canais do M. Bíceps Braquial direito e esquerdo sobrepondo os sinais para as referentes atividades de 1 a 3. A cor verde representa as curvas relacionadas ao procedimento de Hof.

Figura 10: Sinal com sobreposição entre EMGcon e EMGhof para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

Figura 11: Sinal com sobreposição entre EMGcon e EMGhof para o M. Bíceps Braquial esquerdo.

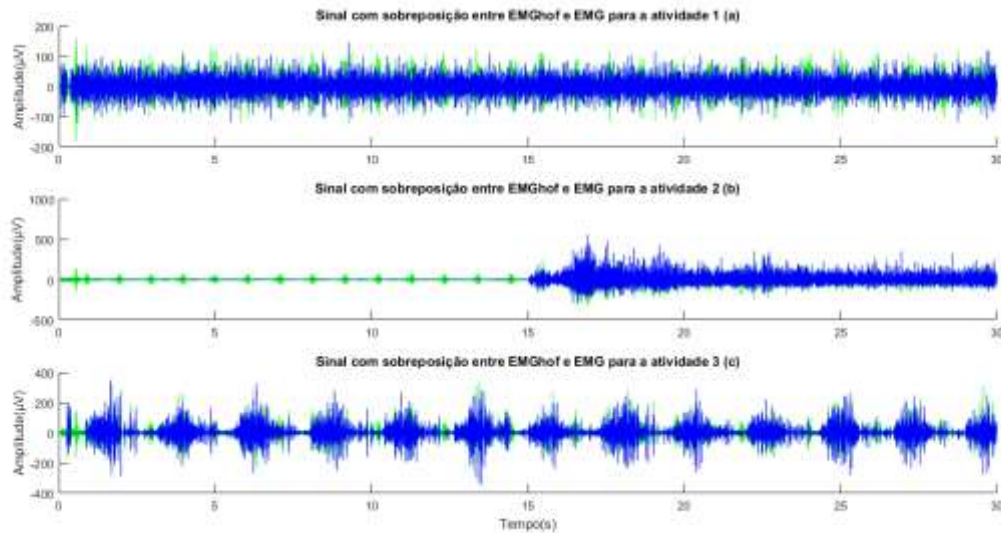


Fonte: Autor

Este procedimento apresenta alguns dados interessantes a mais para mostrar, além da sobreposição do EMGhof pelo EMG original para que seja possível observar a distorção do procedimento na Figura 12. Além do que foi mostrado previamente, existem três parâmetros que serviram para chegar ao resultado acima: o h, o ecg1 e o ec. O h representa o ajuste dos mínimos

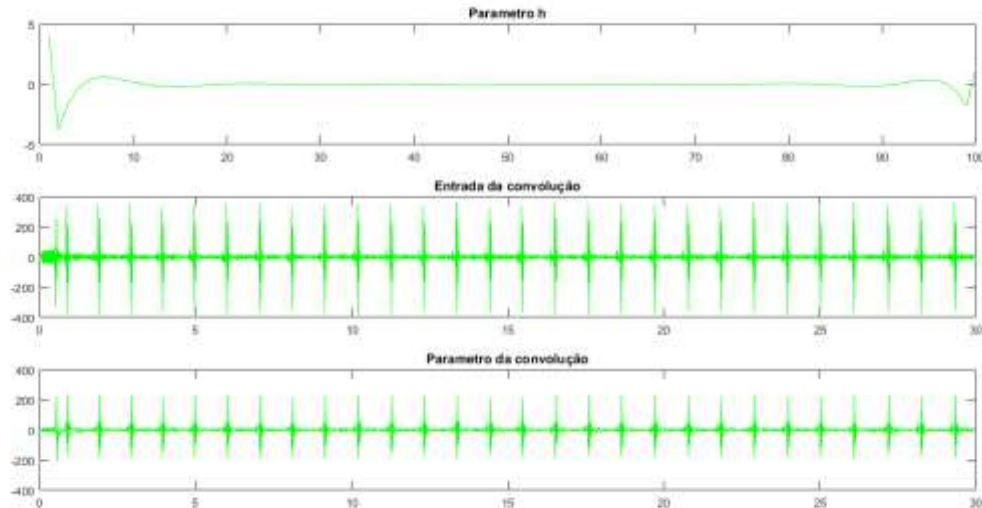
quadrados para a resposta do impulso, o ecg1 é a entrada da convolução e o ecg é o sinal de saída da convolução. Para um melhor entendimento a Figura 13 mostrará isso visualmente.

Figura 12: Sobreposição entre os sinais EMGHof e EMG para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

Figura 13: Parâmetros utilizados no procedimento de Hof.



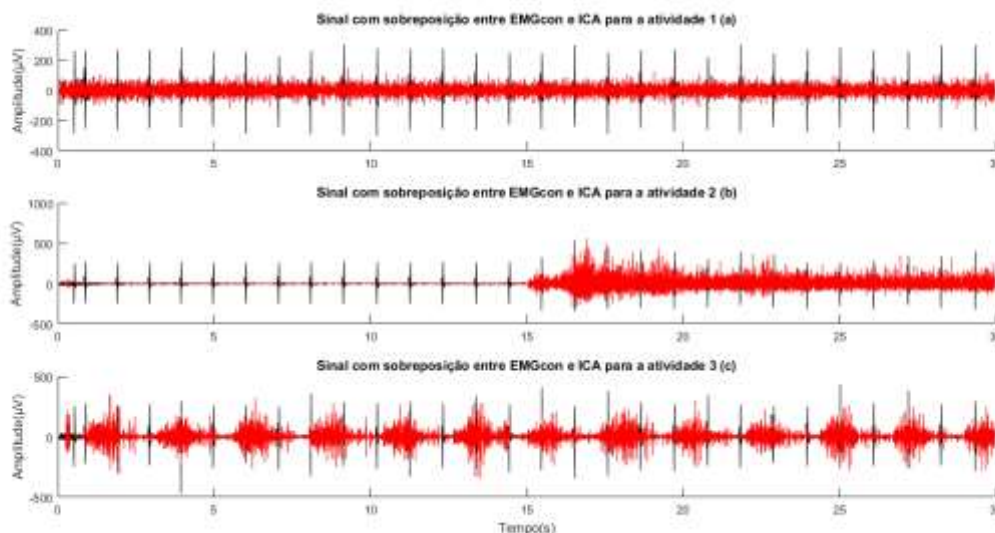
Fonte: Autor

Ao analisar as Figuras 12 e 13 pode-se observar que o ruído foi severamente atenuado em relação aos seus picos, porém ainda não da maneira desejada. Este episódio pode ser relacionado ao fato de ter sido aplicado um ganho de dez vezes no sinal ECG contaminante para facilitar sua visualização, portanto ainda existe a possibilidade de serem apresentados melhores resultados para outras aplicações, o que não é o caso proposto.

Por fim os procedimentos ICA e ICAREF. Dentre todos os procedimentos acima foram os que se mostraram mais eficazes na eliminação do ruído ECG sem que ocorram distorções na forma

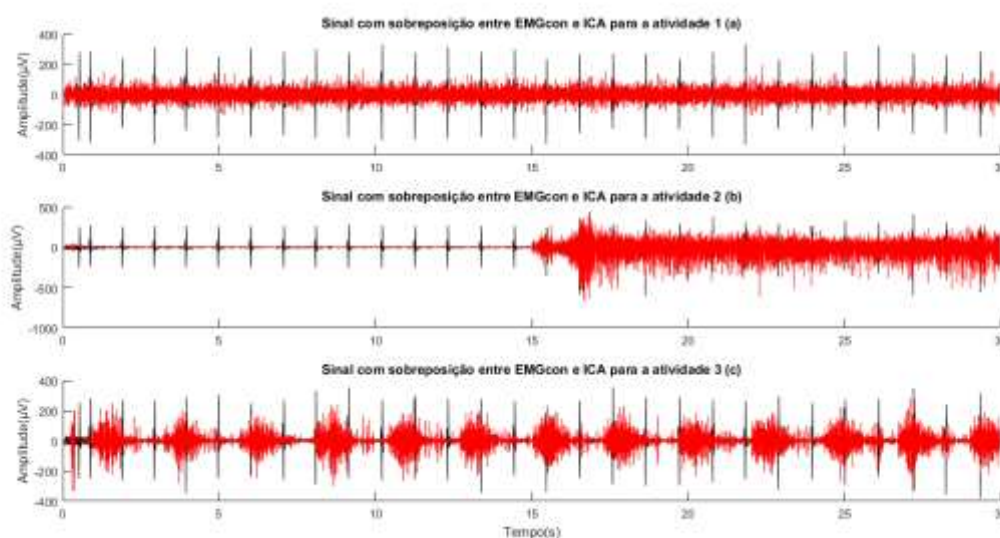
de onda original do EMG. Os resultados são impressionantes como pode ser visto nas Figuras 14, 15 e 16.

Figura 14: Sobreposição dos sinais EMGcon e ICA para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

Figura 15: Sobreposição entre os sinais EMGcon e ICA para o M. Bíceps Braquial esquerdo.

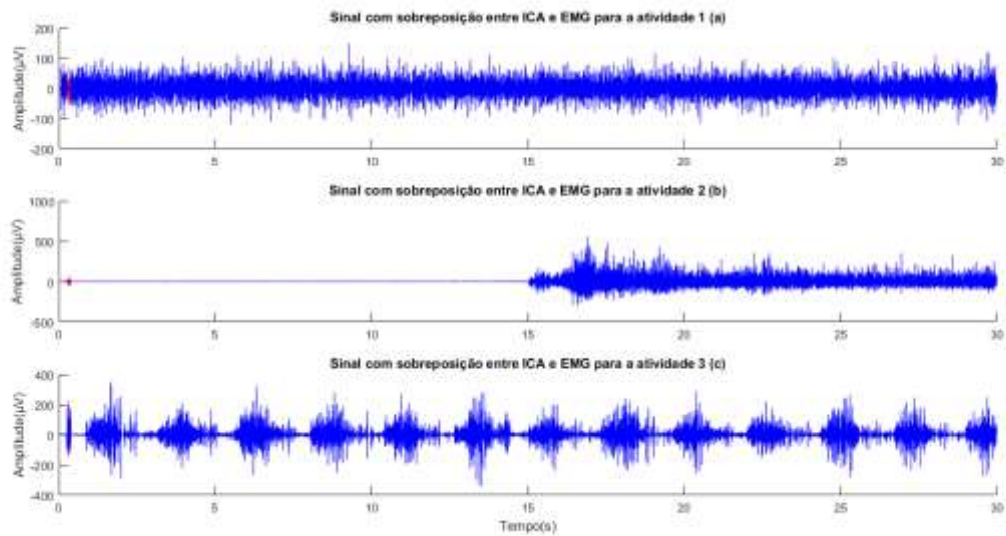


Fonte: Autor

Analisando gráfico a gráfico das Figuras 14 e 15 é evidente que a ICA removeu quase que por completo – se não completamente – o ruído ECG contido nos canais EMGcon. Além disso foi o primeiro procedimento deste trabalho a filtrar o sinal basal contido no EMGcon, causado pela amplificação do ECG contaminante antes de ser adicionado aos canais EMG originais.

Agora a última inspeção visual é comparar os canais ICA com os canais EMG originais, para aferir se a ICA distorceu a forma de onda original. Observando a Figura 16 torna-se evidente que o procedimento ICA quase não distorceu a forma de onda original.

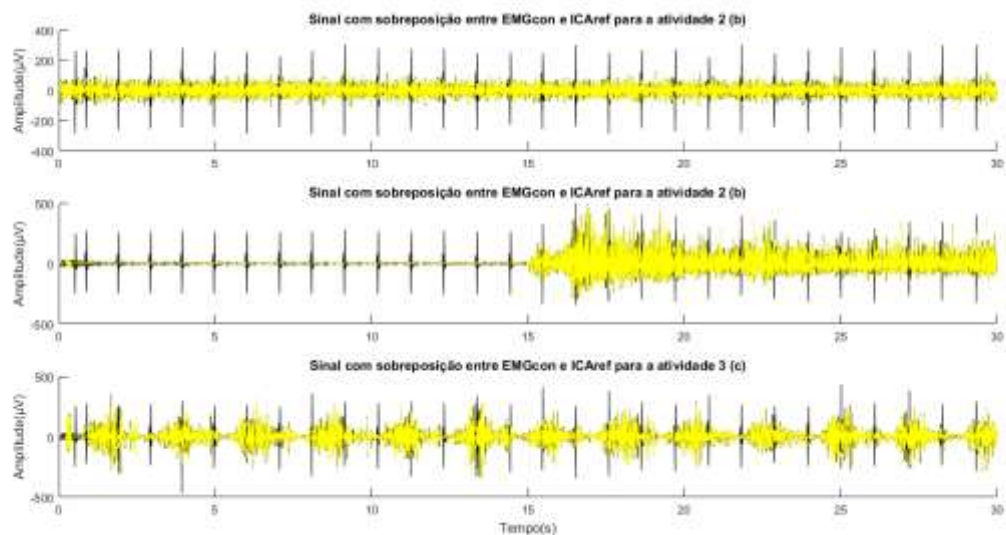
Figura 16: Sobreposição entre os sinais ICA e EMG para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

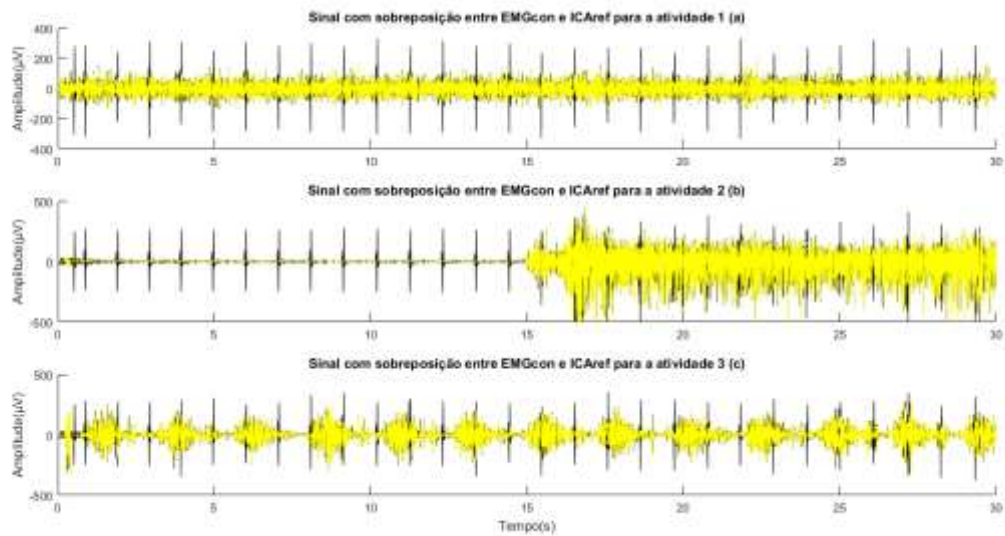
As Figuras 17, 18 e 19 apresentam os resultados obtidos para os sinais ICaref. Como eles são bem parecidos com os sinais ICA apresentados anteriormente eles serão apenas apresentados.

Figura 17: Sobreposição entre os sinais EMGcon e ICaref M. Bíceps direito.



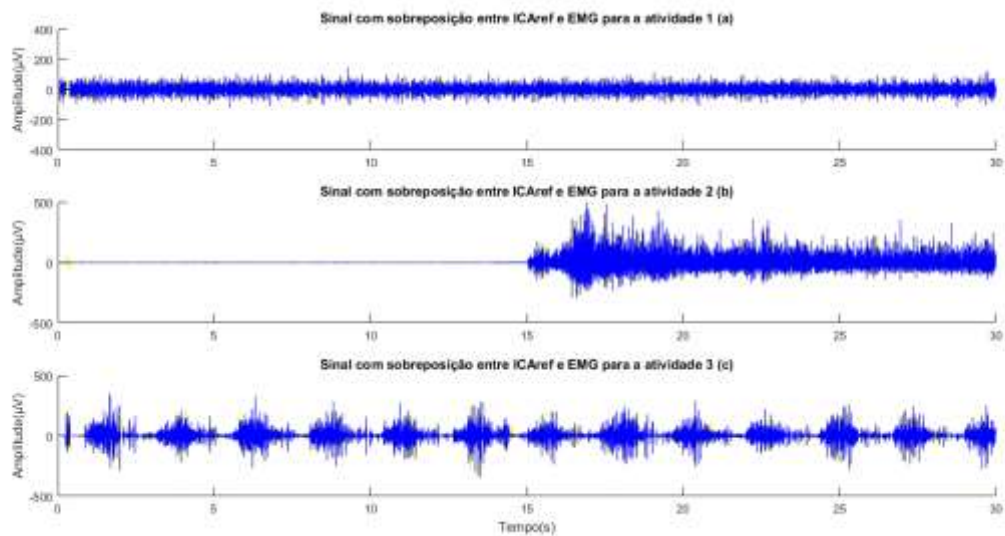
Fonte: Autor

Figura 18: Sobreposição entre os sinais EMGcon e ICaref M. Bíceps esquerdo.



Fonte: Autor

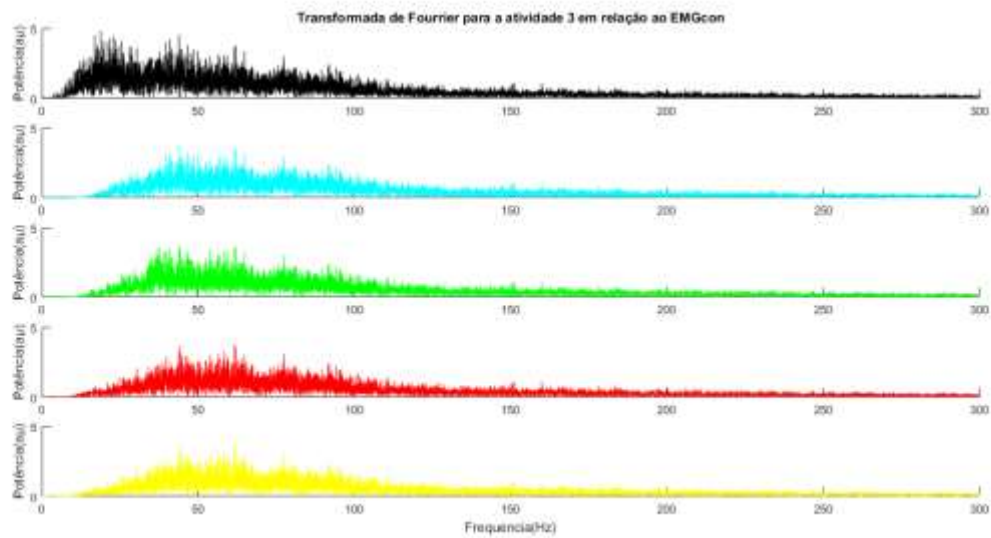
Figura 19: Sobreposição entre os sinais EMG e ICaref M. Bíceps direito.



Fonte: Autor

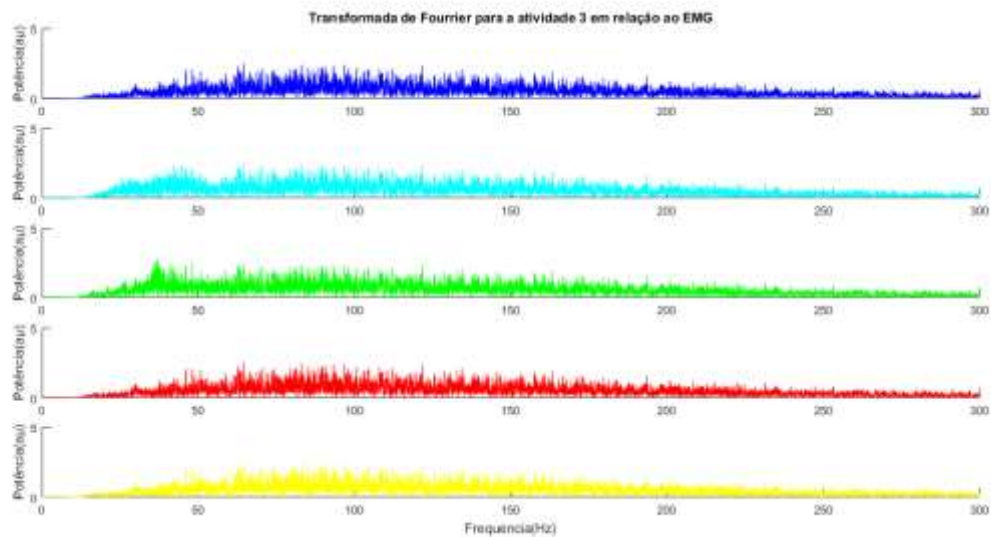
As Figuras 20 e 21 apresentam as formas de onda após a realização da Transformada de Fourier para expressar os sinais em função de suas frequências. A tarefa 3 foi selecionada para ser apresentada aqui por ser uma tarefa com alternância de características, em um momento apresenta um sinal em repouso e em outro momento apresenta um sinal contendo a atividade muscular.

Figura 20: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMGcon do M. Bíceps Braquial direito da atividade 3.



Fonte: Autor

Figura 21: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMG do M. Bíceps Braquial direito da atividade 3.



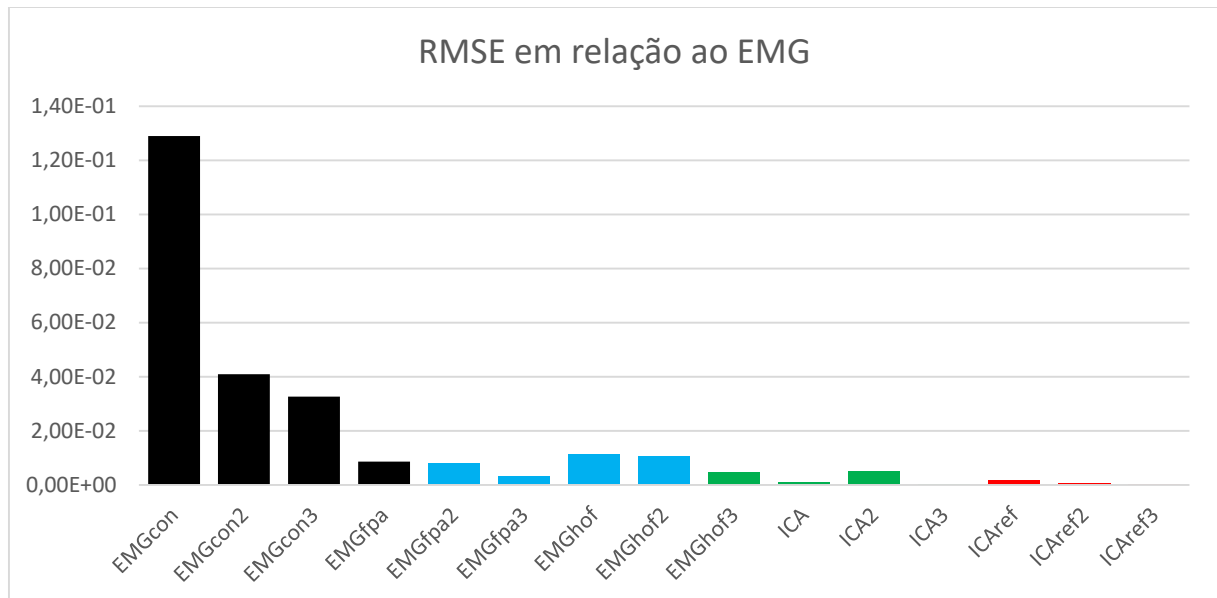
Fonte: Autor

O intervalo utilizado foi de 300Hz, o que facilita a interpretação visual dos sinais gerados. Pode-se observar que a presença de artefatos ECG nos sinais levam a uma concentração da potência do sinal em frequências abaixo de 40Hz. Este fenômeno é muito evidenciado no gráfico do sinal EMGcon na Figura 20. A contaminação por ECG gerou um acúmulo significativo nas baixas frequências do sinal EMGcon.

A Figura 21 confronta os resultados obtidos nos filtros em relação ao sinal EMG original. Pode-se observar que os procedimentos de filtragem passa alta e de Hof não conseguiram eliminar o ruído de maneira eficiente. Como pode ser observado nas frequências abaixo de 50Hz tem-se

um acúmulo de potência o que significa que o sinal ainda está contaminado. Os procedimentos baseados em ICA, como o esperado, obtiveram melhor eficiência na eliminação do ruído no EMGcon. Como sinal EMG original, os procedimentos de ICA e ICaref não possuem o acúmulo de potência em baixas frequências nem distorções aparentes em relação ao sinal EMG original o que gera evidências em favor de sua eficácia na filtragem do sinal EMGcon.

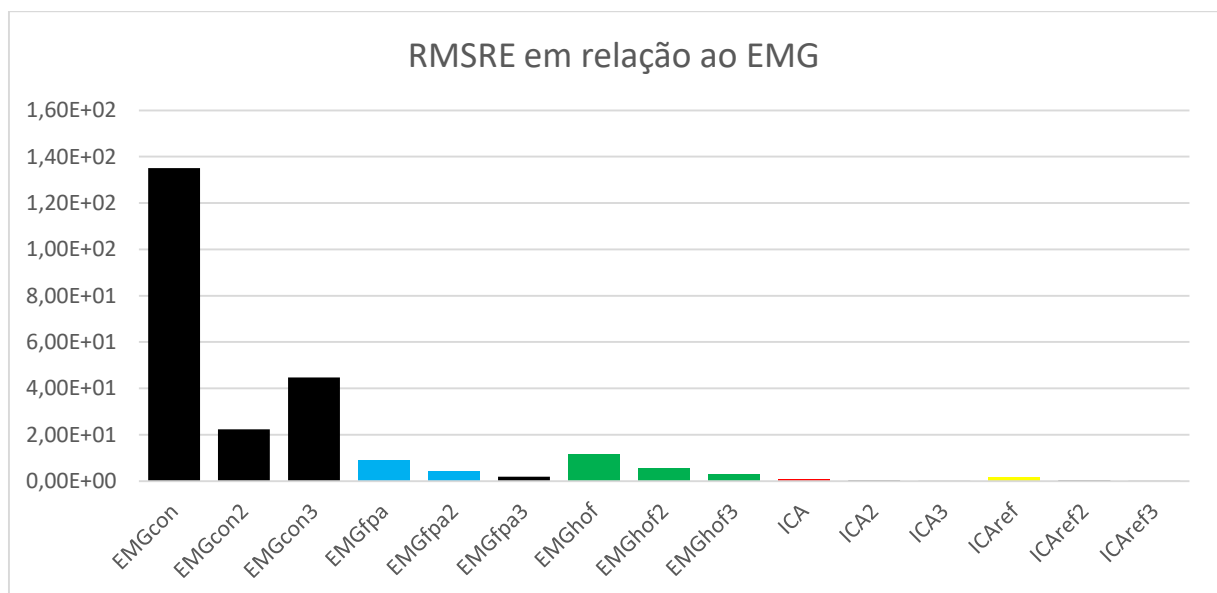
Figura 22: RMSE em relação ao EMG para todas as quatro atividades avaliadas.



Fonte: Autor

A Figura 22 tem os resultados do cálculo do erro RMS de todos os procedimentos de filtragem em relação ao sinal EMG. Ele retorna o erro quadrático, evidenciando ainda mais as diferenças quando existentes entre dois objetos de estudo. Pode ser observado que os procedimentos baseados na ICA são superiores em relação aos outros já que possuem os menores índices RMSE.

Figura 23: RMSRE em relação ao EMG para todas as quatro atividades avaliadas.

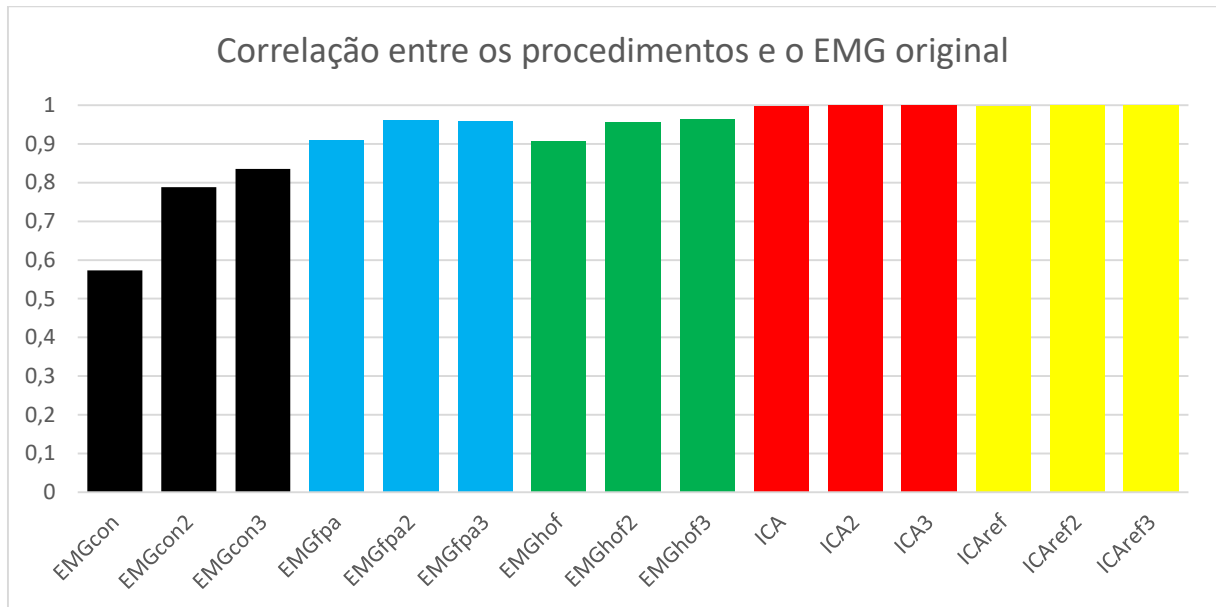


Fonte: Autor

A Figura 23 explicita o erro relativo RMS em relação ao sinal EMG. Ele retorna em valores absolutos a diferença em porcentagem entre os sinais analisados.

Como última ferramenta estatística a correlação mostra o quão associados estão os resultados obtidos em relação ao sinal EMG original que foi a referência para as análises estatísticas realizadas aqui. A Figura 24 confronta esses valores e permite a comparação visual dos resultados obtidos.

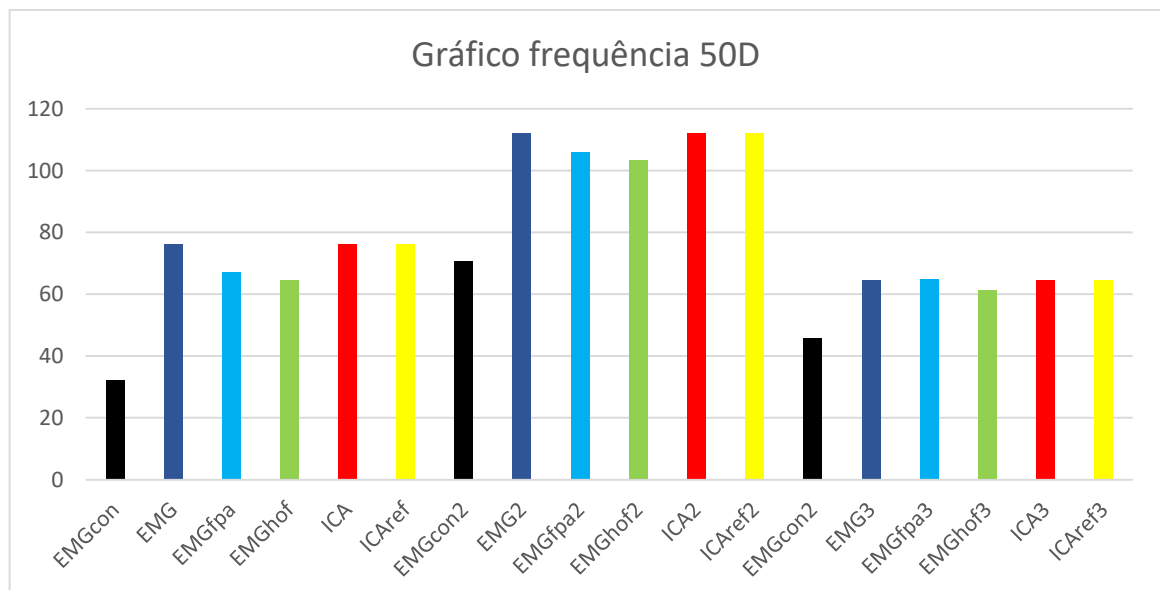
Figura 24: Gráfico de correlação entre os procedimentos de filtragem e o EMG original.



Fonte: Autor

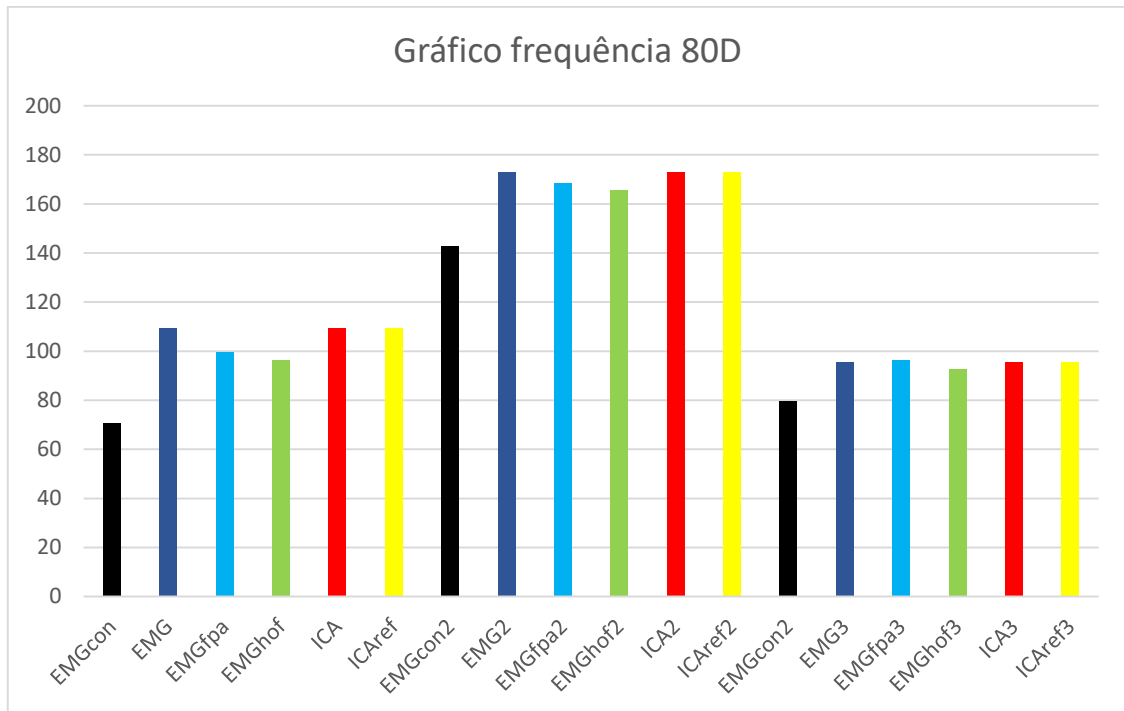
As figuras 25, 26, 27 e 28 apresentam os gráficos do acumulo de potência dos sinais. Serão eles os gráficos das frequências 50%, os das frequências 80%, os das frequências médias e os das frequências dos picos onde “D” se refere ao M. Bíceps Braquial direito.

Figura 25: Gráfico da frequência 50% para as atividades do M. Bíceps Braquial direito.



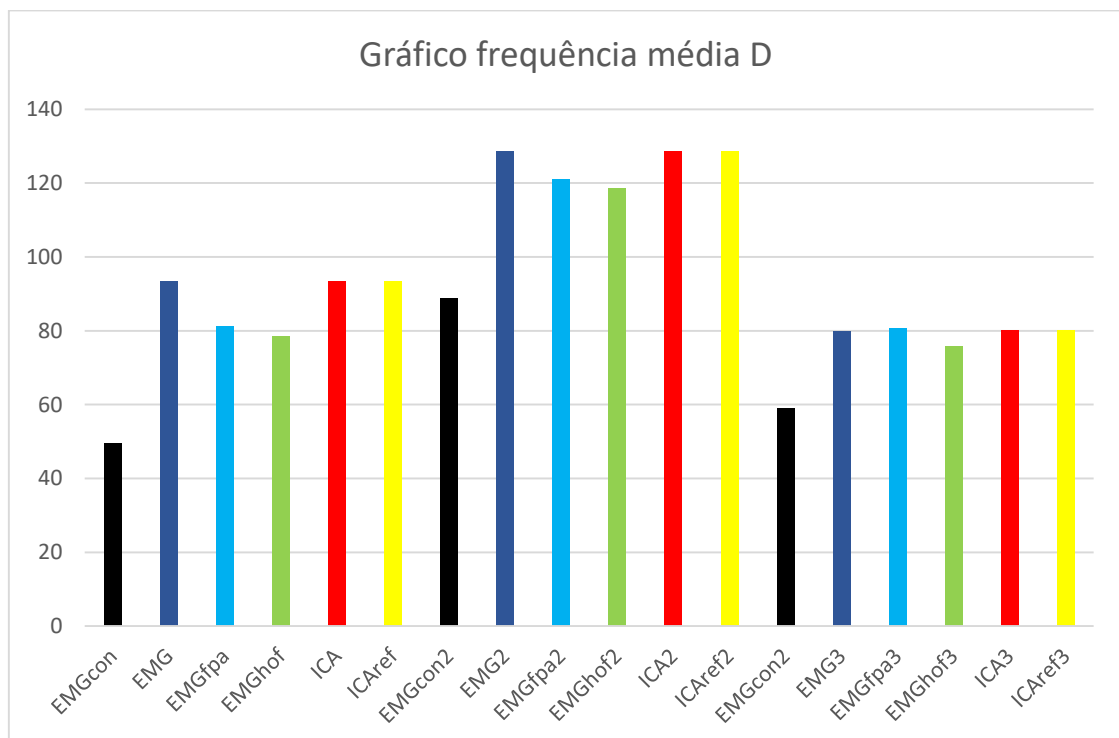
Fonte: Autor

Figura 26: Gráfico das frequências 80% para o M. Bíceps Braquial direito.



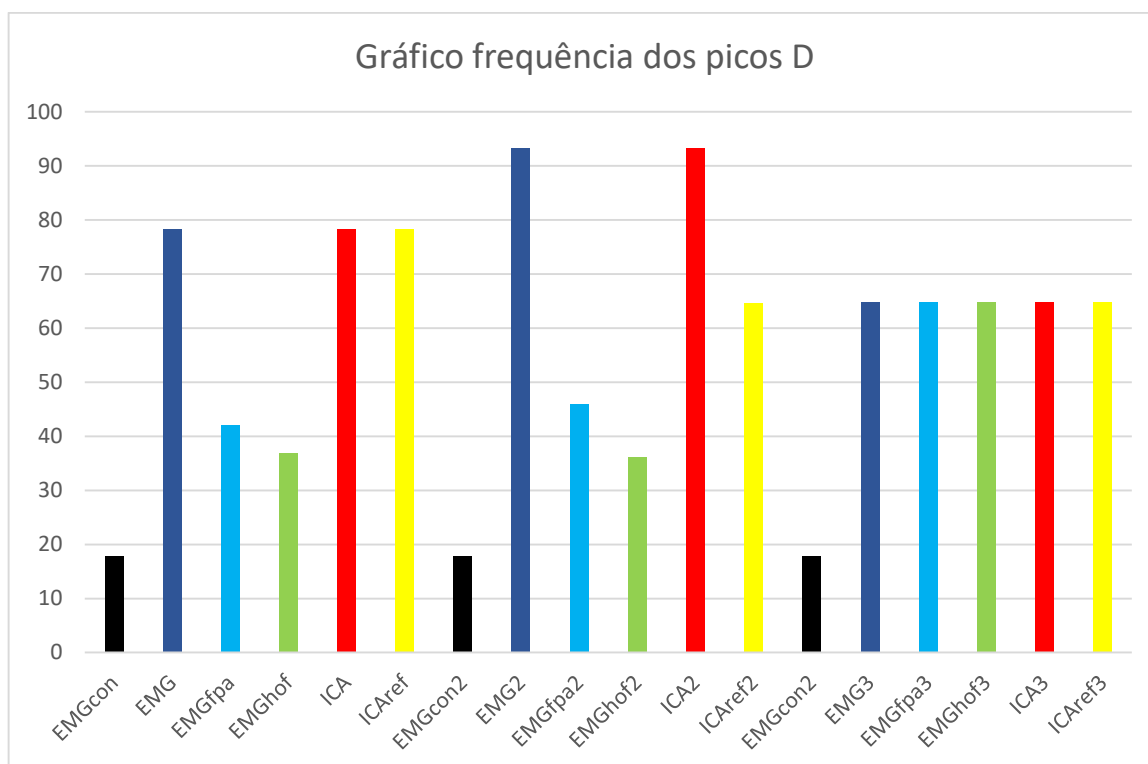
Fonte: Autor

Figura 27: Gráfico das frequências médias para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

Figura 28: Gráfico das frequências de pico para o M. Bíceps Braquial direito.



Fonte: Autor

Os dados apresentados nas Figuras 25, 26, 27 e 28 se tornam mais evidências que dão suporte a interpretação dos resultados obtidos através das filtrações. As semelhanças entre os sinais resultantes de procedimentos baseados em ICA e o sinal EMG original aumentam conforme são destacadas novas provas que fundamentam a ideia inicial desta monografia.

Os comportamentos dos procedimentos baseados em ICA seguem o esperado como já visto anteriormente nas outras figuras. A similaridade dos procedimentos de ICA e ICAREf podem ser relacionados ao modo como a referência foi definida e a quantidade de canais envolvidos na técnica, já que quando não existe uma referência de entrada o algoritmo reconstrói o ruído através de uma estimativa entre os canais de entrada.

3 CONCLUSÕES

Este trabalho avaliou e confrontou algumas técnicas de processamentos de sinais. Os procedimentos a muito utilizados pela comunidade acadêmica serão gradativamente substituídos por novas tecnologias mais eficientes na eliminação de artefatos, mais rápidos e com uma menor necessidade de intervenção realizada pelo pesquisador.

Os procedimentos de filtragem baseados na ICA se mostraram muito superiores aos outros procedimentos avaliados. Essa superioridade se deu pelo fato de que os procedimentos ICA e ICA com referência além de amenizar severamente o ruído ECG inserido no sinal EMG, permitiu que o sinal fosse reconstruído efetivamente sem que o sinal original fosse atenuado demasiadamente. Um procedimento que requer pouca intervenção de um operador, relativamente pouco processamento computacional –comparado outros procedimentos robustos que realizam muitos cálculos e ocupam muita memória volátil– e rápida entrega dos resultados.

Tendo em vista os resultados obtidos para os procedimentos envolvendo a tarefa dois, pode-se destacar uma falha nos procedimentos baseados em ICA. Mesmo após uma normalização e desdobramento médio do sinal filtrado não foi capaz de alcançar os seus índices atingidos no processamento dos sinais nas outras três tarefas.

No futuro, com uma maior disseminação desses procedimentos de filtragem, a ICA precisa possibilitar uma maior gama de formatos para os seus dados de entrada afim de facilitar o uso de algoritmos já existentes.

Para a diferenciação entre os resultados obtidos pelos procedimentos de ICA faz-se necessário um estudo com uma maior quantidade de músculos analisados e uma maior gama de canais para se realizar a contaminação dos canais EMG. O confronto dos variados resultados obtidos poderão destacar as diferenças entre os dois procedimentos e ressaltar o mais eficaz.

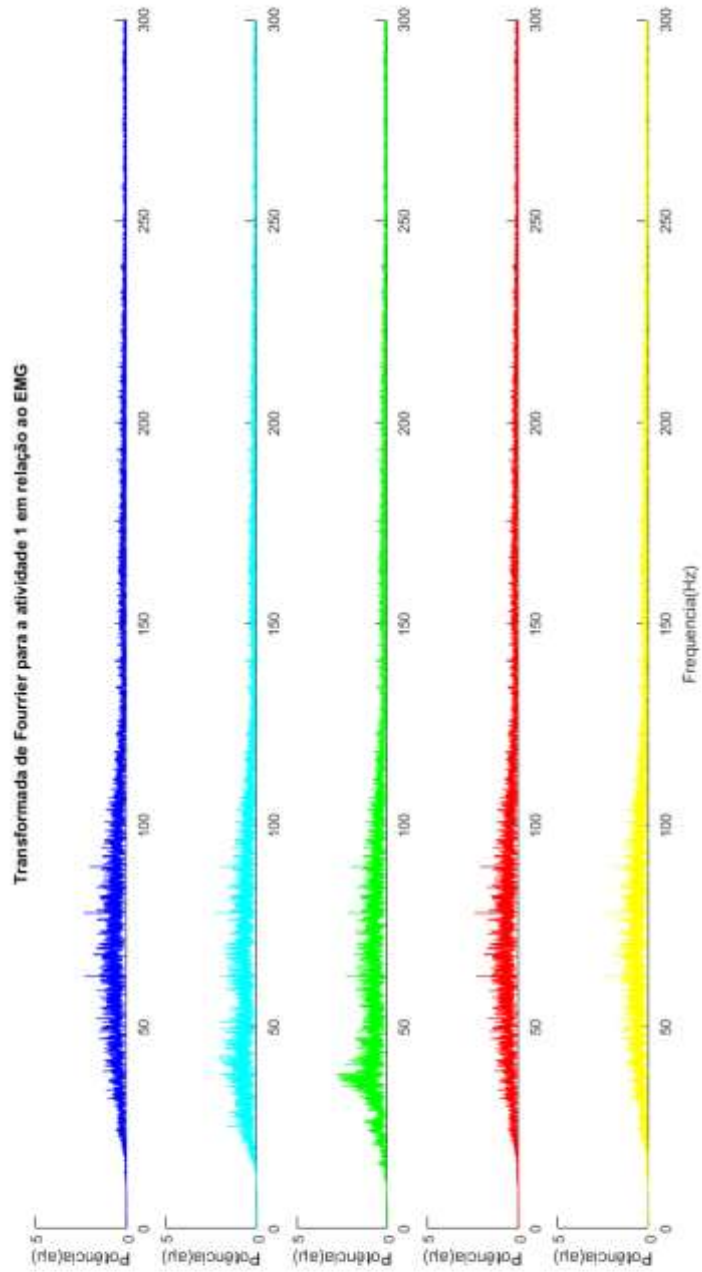
4 REFERÊNCIAS

- AMINIAN, K.; RUFFIEUX, C.; ROBERT, P. H. Filtering by adaptive sampling (FAS). **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 26, n. 6, p. 658-662, 1988.
- BARTOLO, A. et al. Analysis of diaphragm EMG signals: comparison of gating vs. subtraction for removal of ECG contamination. **Journal of applied physiology**, v. 80, n. 6, p. 1898-1902, 1996.
- BLOCH, R. Subtraction of electrocardiographic signal from respiratory electromyogram. **Journal of Applied Physiology**, v. 55, n. 2, p. 619-623, 1983.
- BRUNS, Andreas. Fourier-, Hilbert-and wavelet-based signal analysis: are they really different approaches?. **Journal of neuroscience methods**, v. 137, n. 2, p. 321-332, 2004.
- BUTLER, Heather L. et al. The interpretation of abdominal wall muscle recruitment strategies change when the electrocardiogram (ECG) is removed from the electromyogram (EMG). **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 2, p. e102-e113, 2009.
- DENG, Yuancheng et al. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: an application of the method in diaphragmatic EMG signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 47, n. 9, p. 1177-1184, 2000.
- DRAKE, Janessa DM; CALLAGHAN, Jack P. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: an evaluation of currently used removal techniques. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 16, n. 2, p. 175-187, 2006.
- HERMENS, Hermie J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.
- HOF, A. L. A simple method to remove ECG artifacts from trunk muscle EMG signals. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, p. e554-e555, 2009.
- HYVÄRINEN, Aapo; OJA, Erkki. Independent component analysis: algorithms and applications. **Neural networks**, v. 13, n. 4, p. 411-430, 2000.
- HYVÄRINEN e OJA, 2000, versão 2.1, de <http://research.ics.tkk.fi/ica/fastica>.
- JUTTEN, Christian; HERAULT, Jeanny. Blind separation of sources, part I: An adaptive algorithm based on neuromimetic architecture. **Signal processing**, v. 24, n. 1, p. 1-10, 1991.
- MAK, Joseph NF; HU, Yong; LUK, Keith DK. An automated ECG-artifact removal method for trunk muscle surface EMG recordings. **Medical engineering & physics**, v. 32, n. 8, p. 840-848, 2010.
- MAKEIG, Scott et al. Independent component analysis of electroencephalographic data. In: **Advances in neural information processing systems**. 1996. p. 145-151.
- MARQUE, C. et al. Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 15, n. 3, p. 310-315, 2005.
- REDFERN, Mark S.; HUGHES, Richard E.; CHAFFIN, Don B. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. **Clinical Biomechanics**, v. 8, n. 1, p. 44-48, 1993.
- WILLIGENBURG, Nienke W.; KINGMA, Idsart; VAN DIEËN, Jaap H. How is precision regulated in maintaining trunk posture?. **Experimental brain research**, v. 203, n. 1, p. 39-49, 2010.

WILLIGENBURG, Nienke W. et al. Removing ECG contamination from EMG recordings: A comparison of ICA-based and other filtering procedures. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 22, n. 3, p. 485-493, 2012.

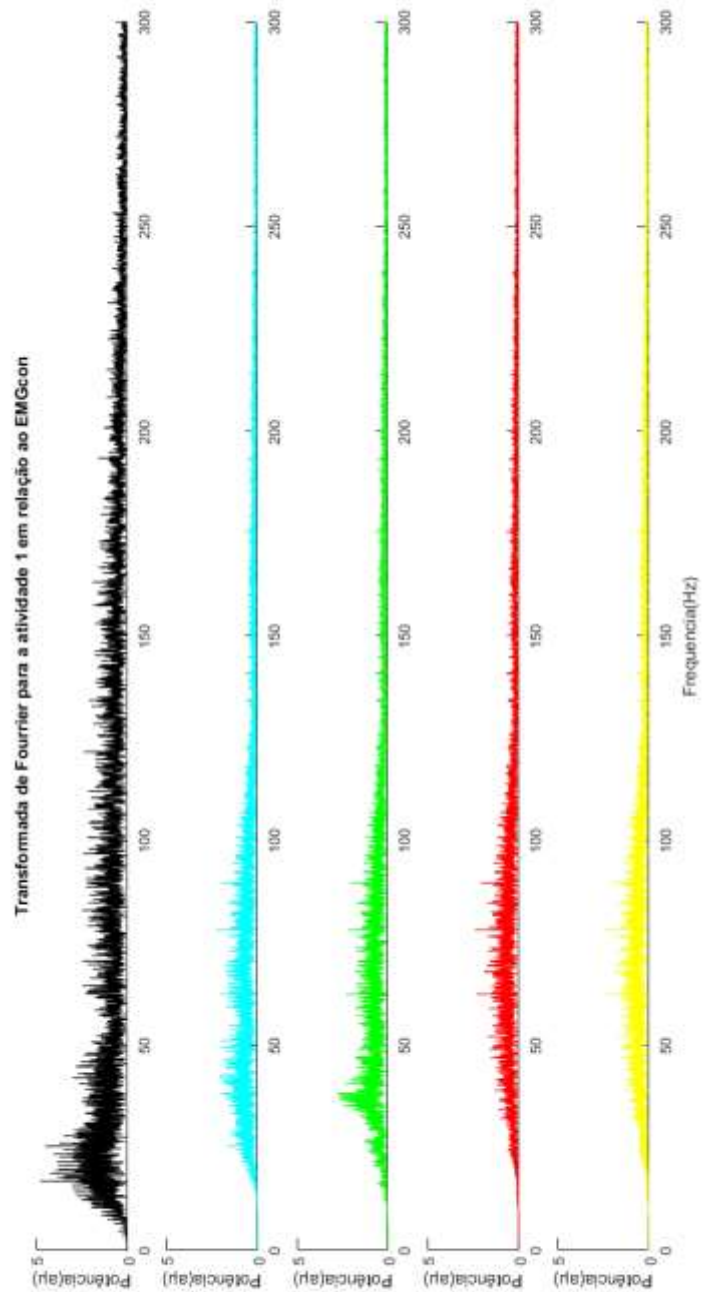
APÊNDICE I – Figuras

Figura 29: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMG do M. Biceps Braquial direito da atividade 1.



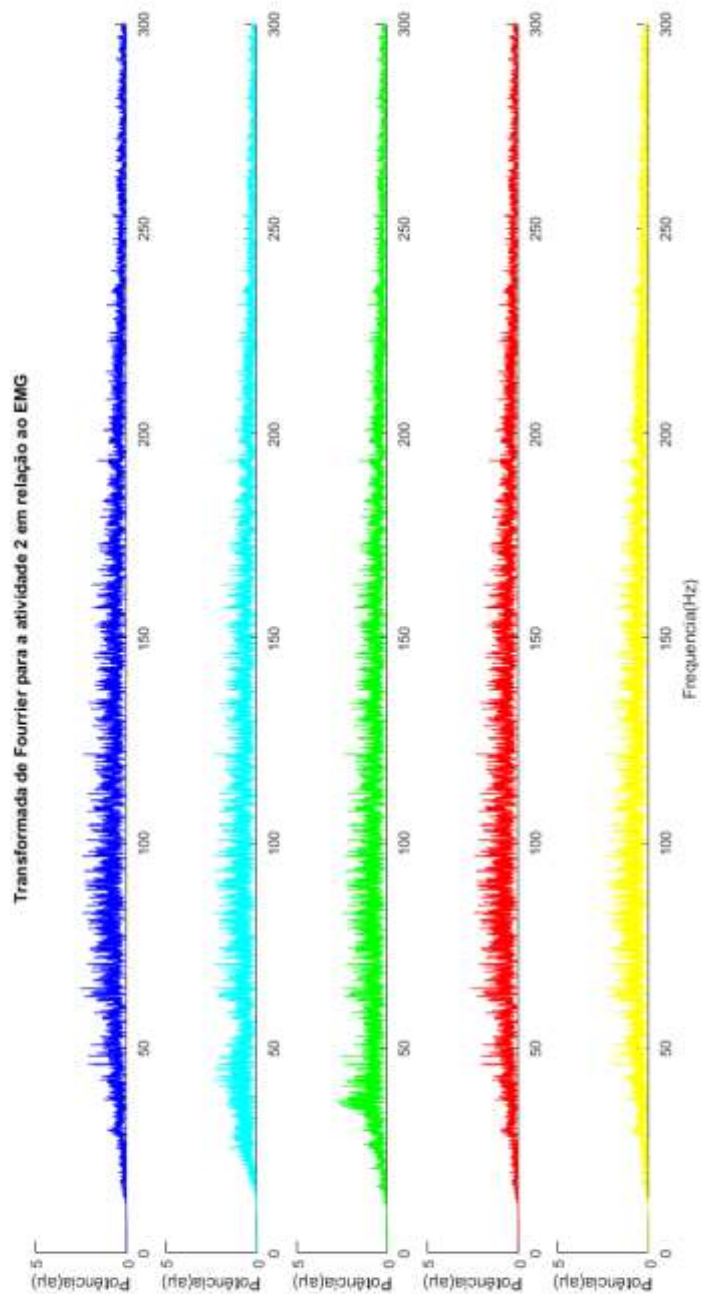
Fonte: Autor.

Figura 30: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMGcon do M. Bíceps Braquial direito da atividade 1.



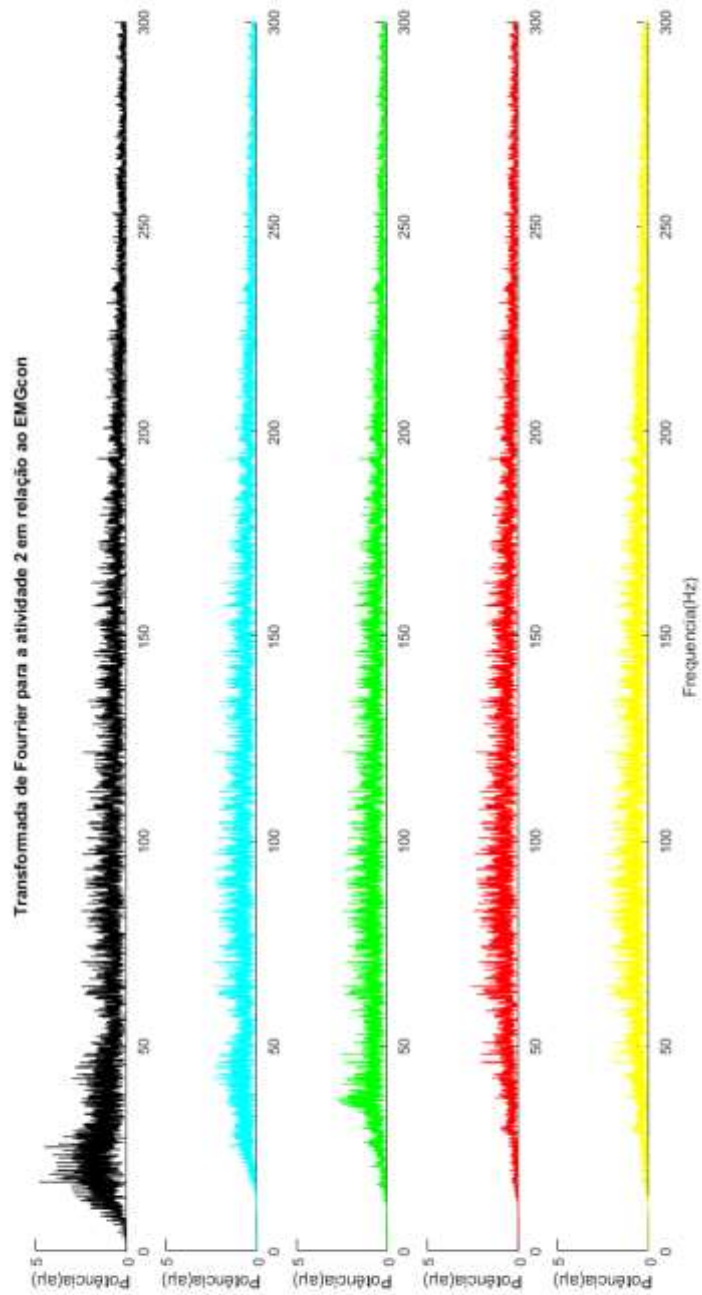
Fonte: Autor.

Figura 31: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMG do M. Bíceps Braquial direito da atividade 2.



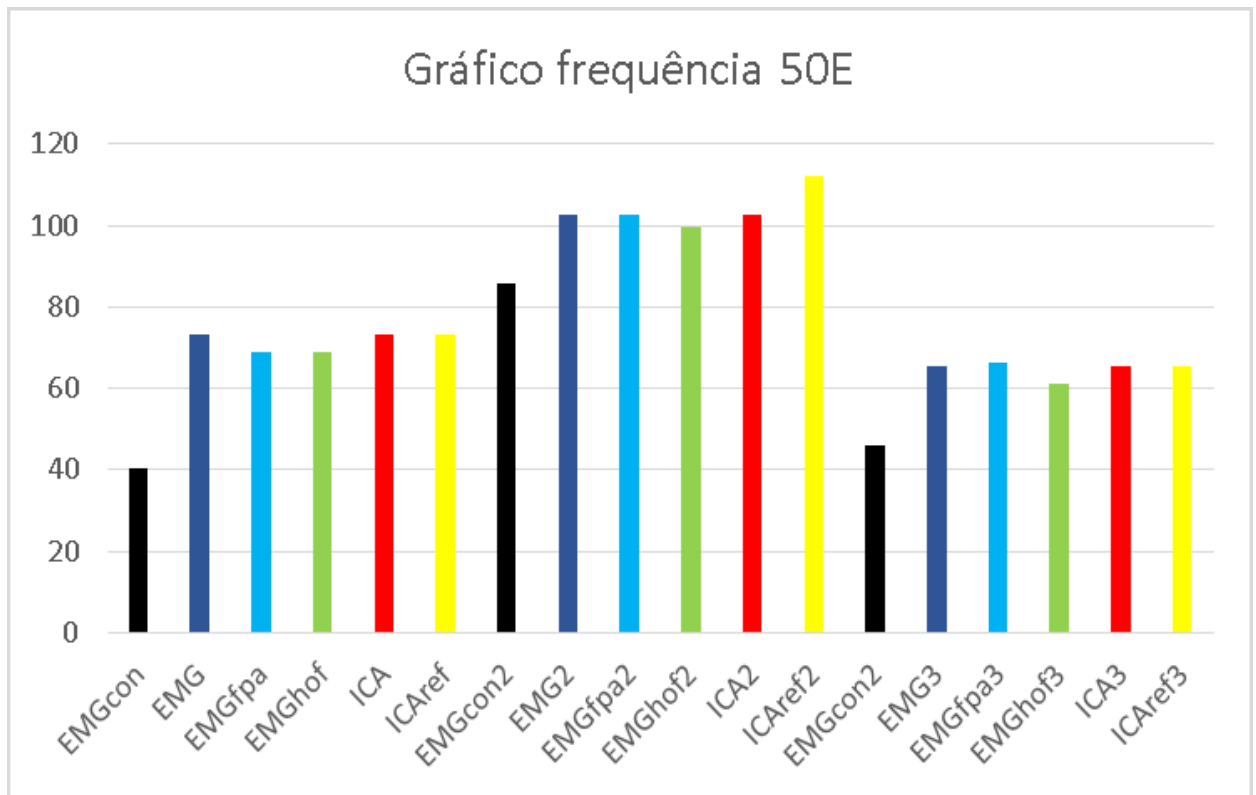
Fonte: Autor.

Figura 32: Transformadas de Fourier comparadas ao sinal EMGcon do M. Bíceps Braquial direito da atividade 2.



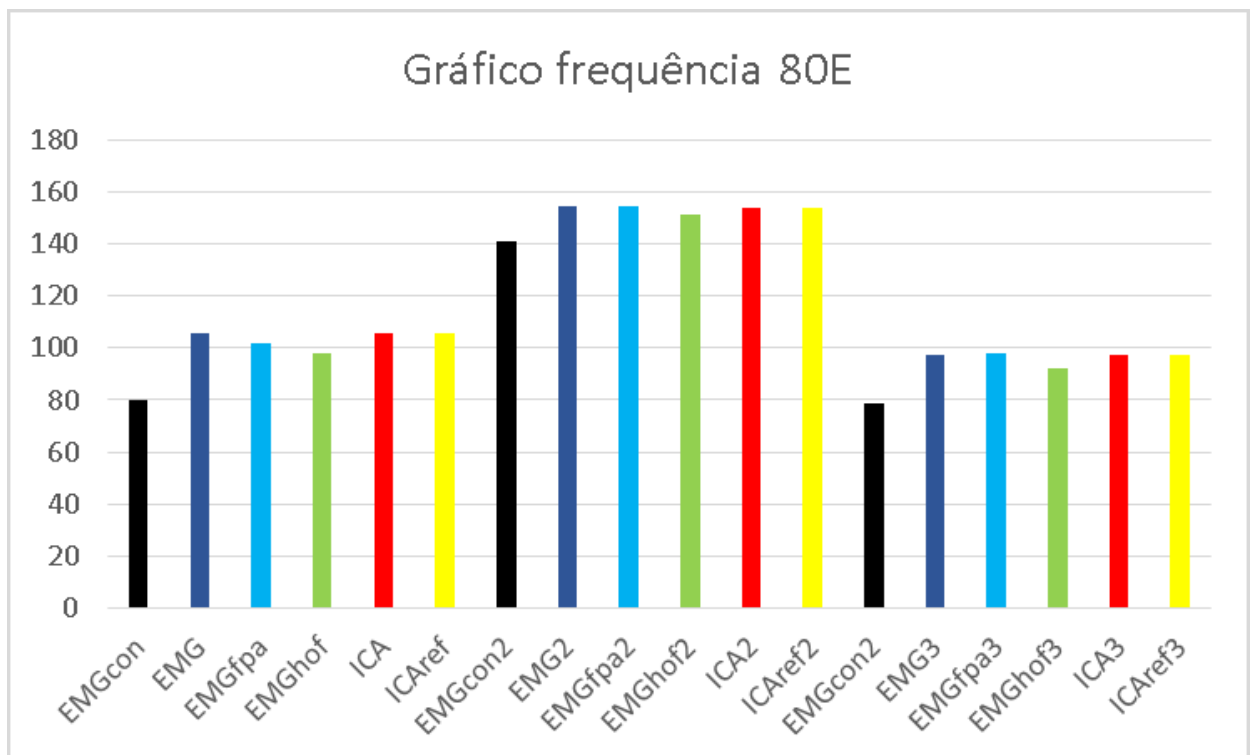
Fonte: Autor.

Figura 33: Gráfico da frequência 50% para as atividades do M. Bíceps Braquial esquerdo.



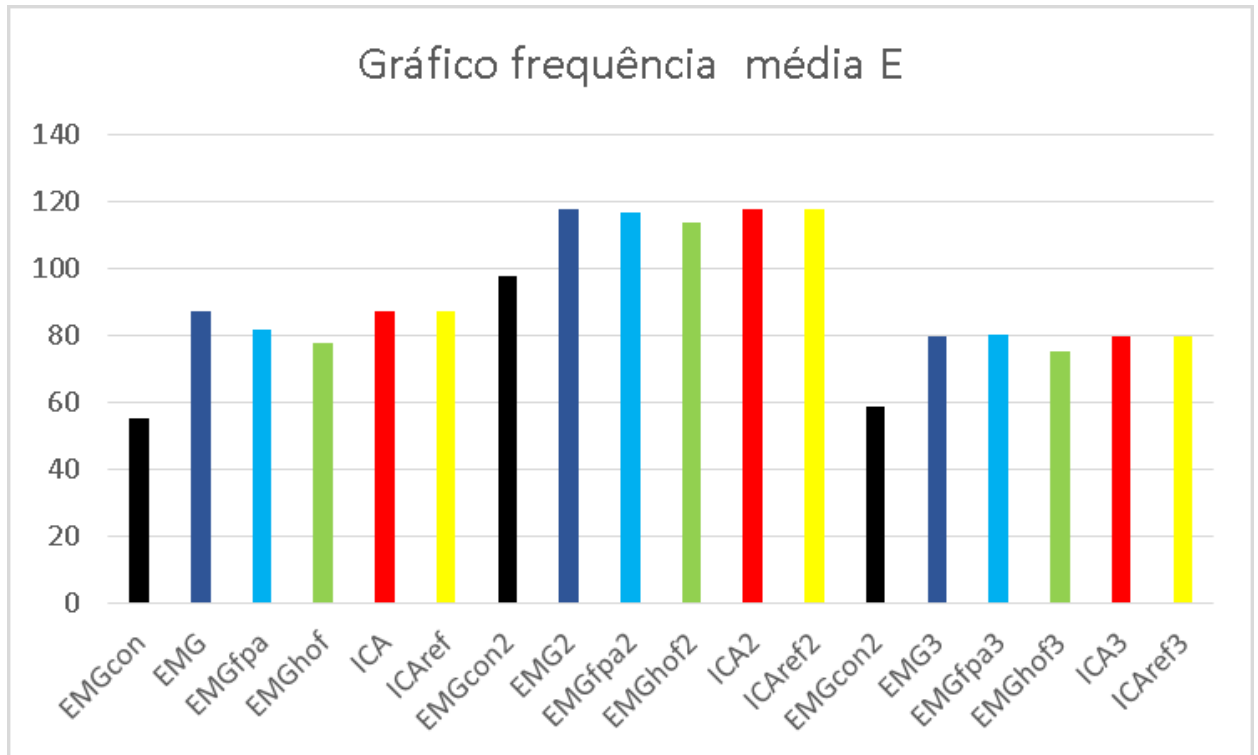
Fonte: Autor.

Figura 34: Gráfico da frequência 80% para as atividades do M. Bíceps Braquial esquerdo.



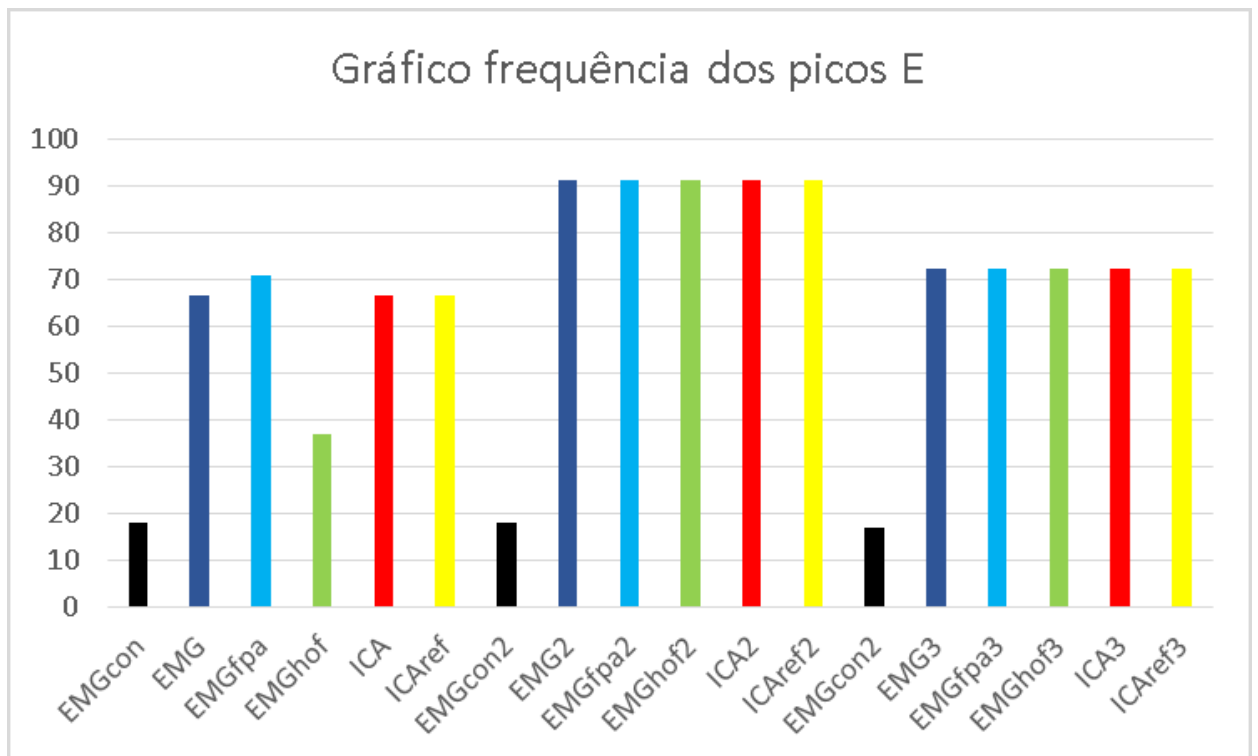
Fonte: Autor.

Figura 35: Gráfico da frequência média para as atividades do M. Bíceps Braquial esquerdo.



Fonte: Autor.

Figura 36: Gráfico da frequência de pico para as atividades do M. Bíceps Braquial esquerdo.



Fonte: Autor.