

UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO

HUGO BARCELO OLIVEIRA

USO DE TECNOLOGIA PARA AUXILIAR NA AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO
FISIOTERAPÊUTICA DO MEMBRO SUPERIOR

UBERABA

2022

HUGO BARCELO OLIVEIRA

**USO DE TECNOLOGIA PARA AUXILIAR NA AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO
FISIOTERAPÊUTICA DO MEMBRO SUPERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Linha de Pesquisa 1: Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica do Sistema Musculoesquelético, pela Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia.

Orientadora: Prof. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes.

Coorientador: Prof Dr Vinicius Abrão da Silva Marques.

UBERABA

2022

Catálogo na fonte:

Biblioteca da Universidade Federal do Triângulo Mineiro

O47u Oliveira, Hugo Barcelo
Uso de tecnologia para auxiliar na avaliação e intervenção fisioterapêutica do membro superior / Hugo Barcelo Oliveira. -- 2022.
55 f. : il., graf., tab.

Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) -- Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Uberaba, MG, 2022

Orientadora: Profa. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes
Coorientador: Prof. Dr. Vinicius Abrão da Silva Marques

1. Extremidade superior. 2. Mãos. 3. Reabilitação. 4. Contração isométrica. 5. Computação em informática médica. I. Fernandes, Luciane Fernanda Rodrigues Martinho. II. Universidade Federal do Triângulo Mineiro.
III. Título.

CDU 617.576

HUGO BARCELO OLIVEIRA

**USO DE TECNOLOGIA PARA AUXILIAR NA INTERVENÇÃO
FISIOTERAPÊUTICA DO MEMBRO SUPERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Linha de Pesquisa 1: Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica do Sistema Musculoesquelético, pela Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes.

Coorientador: Prof Dr Vinicius Abrão da Silva Marques.

23 de Março de 2022

Banca Examinadora

Prof^ª. Dr^ª. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes

Prof^ª. Dr^ª. Denise Martineli Rossi

Prof. Dr. José Marques Novo Júnior

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me abençoar com saúde e por todas as oportunidades que me foram apresentadas ao longo dos anos para que pudesse seguir os estudos e chegar até aqui.

Agradeço a toda minha família por não poupar esforços na missão de proporcionar boas condições de estudos e me incentivar a permanecer estudando.

Agradeço eternamente a minha orientadora, Luciane Fernandes, por me acolher mesmo sendo de um curso diferente, me proporcionando novas possibilidades para aplicação de técnicas aprendidas em meu curso de formação, fazendo com que abrisse meus olhos para novas áreas do conhecimento.

Agradeço a colega Amanda Simão por ceder suas coletas de eletromiografia para a conclusão deste trabalho

Por fim, agradeço a todas as pessoas que cruzaram o meu caminho durante esta vida e contribuíram positivamente, ajudando a me tornar a pessoa que sou hoje.

“It is not knowledge, but the act of learning, not possession but the act of getting there, which grants the greatest enjoyment.”

Carl Friederich Gauss

“Ensina a criança no caminho em que deve andar, e, ainda quando for velho, não se desviará dele”

Provérbios 22:6

RESUMO

Este trabalho está dividido em dois subprojetos: o primeiro corresponde a patente de um protótipo de equipamento destinado a auxiliar fisioterapeutas na reabilitação sensorial das mãos, o pedido de patente foi enviado ao INPI com o auxílio do NIT (Núcleo de Inovação Tecnológica) da UFTM, recebendo o seguinte identificador de número de processo: BR 10 2021 008565 7. O equipamento tem como finalidade o auxílio na reabilitação sensorial de pacientes que sofreram lesões dos nervos ulnar e mediano e que possuem alteração na sensibilidade da mão. O segundo projeto corresponde à análise matemática (com utilização de softwares numéricos) de sinais dinamométricos da curva Força-Tempo gerada por uma tarefa de preensão palmar isométrica máxima e sinais eletromiográficos de quatro músculos envolvidos diretamente na preensão palmar: Extensor Ulnar do Carpo (EUC), Extensor Radial Longo do Carpo (ERLC), Flexor Ulnar do Carpo (FUC) e Flexor Superficial de Dedos (FSD). Em ambas as análises, buscou-se encontrar um padrão temporal que pudesse indicar o início do decréscimo de força de preensão palmar. Essa informação é de fundamental importância para que o fisioterapeuta possa escolher o tempo de manutenção da força durante a realização de exercícios para reabilitação da mão. Diversas técnicas matemáticas foram aplicadas aos sinais na tentativa de encontrar um padrão de repetição que pudesse revelar a perda da força de preensão palmar. Tais métodos consistem em encontrar o intervalo de tempo que antecede a queda da curva de força isométrica a valores inferiores ao seu Valor Eficaz (Root Mean Square - RMS) durante um teste isométrico, e identificar o instante em que ocorre o menor valor da frequência mediana do sinal eletromiográfico dentro da tarefa proposta. A coleta de dados de dinamometria foi realizada em ambas às mãos de homens e mulheres assintomáticos (22 ± 2 anos) e a coleta de dados de eletromiografia foi realizada em ambas as mãos somente em mulheres assintomáticas (42 ± 13 anos). Os resultados estatísticos da dinamometria indicaram que, com um nível de significância de 5%, o tempo do início do teste até o início do decaimento da força foi de aproximadamente 7 segundos, e os resultados dos dados eletromiográficos, indicaram que, com um nível de significância de 5%, o tempo do início do teste até a aparição do menor valor da frequência mediana no intervalo, foi de aproximadamente 10 segundos. Ambos os resultados encontrados estão dentro do intervalo de tempo sugerido pela literatura (de 6 a 10 segundos) para a realização de exercícios isométricos com a finalidade de fortalecimento muscular.

Palavras chave: Extremidade Superior. Mãos. Contração Isométrica. Fadiga Muscular. Reabilitação. Análise de Dados. Computação em Informática Médica.

ABSTRACT

This work is divided into two subprojects: the first corresponds to a patent of a prototype equipment intended to assist physical therapists in the sensory rehabilitation of the hands, the patent application was sent to INPI with the aid of the NIT (Núcleo de Inovação Tecnológica) of the UFTM, receiving the following process number identifier: BR 10 2021 008565 7. The equipment intend to assist the sensory rehabilitation of patients who suffer damage the ulnar and median nerves and who present changes in hand sensitivity. The second project corresponds to a mathematical analysis (using numerical software) of dynamometric signals from the Force-Time curve generated by a maximal palm isometric pressure task and electromyographic signals from four muscles directly involved in palmar pressure: Ulnar Carpal Extensor (UCE), Long Radial Carpal Extensor (LRCE), Ulnar Carpal Flexor (UCF) and Superficial Finger Flexor (SFF). In both analyses, it was tried to find a temporal pattern that could indicate the beginning of the decrease in hand grip strength. This information has fundamental importance to that the physical therapist can choose the time to maintain strength during the performance of exercises for hand rehabilitation. Several mathematical techniques were applied to the signs in an attempt to find a repetition pattern that could reveal the loss of grip strength. Such methods consist of finding the time interval that precedes the fall of the isometric force curve to values below its Effective Value (Root Mean Square - RMS) during an isometric test, and identifying the instant where the lowest value of the median frequency of the electromyographic signal within the proposed task. Dynamometry data collection was performed on both hands of asymptomatic men and women (22 ± 2 years) and electromyography data collection was performed on both hands only in asymptomatic women (42 ± 13 years). The statistical results of the dynamometry indicated that, with a level of significance of 5%, the time from the beginning of the test to the beginning of the decay of the force was approximately 7 seconds, and the results of the electromyographic data, indicated that, with a level of 5% significance, the time from the beginning of the test to the appearance of the lowest median frequency value in the interval was approximately 10 seconds. Both results found are within the time interval suggested by the literature (from 6 to 10 seconds) for performing isometric exercises with the purpose of muscle strengthening.

Keywords: Upper Extremity. Hand. Isometric Contraction. Muscle Fatigue. Rehabilitation. Data Analysis. Medical Informatics Computing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Regiões Inervadas pelos nervos mediano, radial e ulnar.....	15
Figura 2 – Curva força-tempo de um dos voluntários do sexo masculino com grande semelhança da curva ideal (muito próximo ao teórico) segundo Sketchman (2007).	24
Figura 3 - Curvas de Força de voluntário homem que apresentou grande oscilação de força durante a realização do teste	25
Figura 4 - Curva de Força com esforço máximo tardio (voluntário homem).....	25
Figura 5 - Exemplo do espectrograma do sinal de dinamometria (mãos esquerda e direita de um mesmo voluntário).	27
Figura 6 - Exemplo de gráfico de Integração numérica cumulativo obtidos das mão esquerda e direita de um mesmo voluntário.....	28
Figura 7 – Taxa de Geração de Força, representada pela derivada de primeira ordem do sinal de força isométrica máxima sustentado por 30 segundos para as mãos esquerda e direita de um mesmo voluntário.	29
Figura 8 - Gráficos da análise “RMS Janelado” e “RMS Total” das mãos esquerda e direita de um mesmo indivíduo.....	30
Figura 9 - Gráfico indicando o posicionamento do primeiro ponto onde a curva “RMS Janelado” foi inferior ao seu valor de “RMS Total”.	31
Figura 10 - Sinal Eletromiográfico Bruto (RAW EMG) de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	32
Figura 11 - Sinal Eletromiográfico Bruto Aparado na região de atividade muscular, de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	33
Figura 12 - Curva de atenuação do filtro Butterworth passa baixa 10Hz para cálculo da Curva Envoltória.....	34
Figura 13 - Curva de atenuação do filtro Butterworth passa banda 20Hz e 500Hz para filtragem do sinal eletromiográfico.....	35
Figura 14 - Sinal Eletromiográfico Retificado e Curva Envoltória de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	36
Figura 15 - Espectro da frequências do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	37
Figura 16 – Curvas RMS (Root Mean Square – Valor Eficaz) Janelada e Total do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima. .	38
Figura 17- Densidade Espectral de Energia (PSD - Power Spectral Density) do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima. (Escala linear)	39
Figura 18 - Densidade Espectral de Energia (PSD - Power Spectral Density) do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima. (Gráfico na escala de decibéis).....	39
Figura 19 - Relação entre frequência Mediana e Força em uma tarefa Isométrica	40
Figura 20 - Frequência Mediana Janelada e Total do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	41
Figura 21 – Espectrograma do sinal de eletromiografia de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	42
Figura 22 - Vista em perspectiva do Espectrograma do sinal de eletromiografia de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Aplicação do teste de normalidade de Shapiro-Wilk às variáveis do estudo.	44
Tabela 2 - Teste de Normalidade para as Frequências Medianas dos sinais de eletromiografia.....	45
Tabela 3 - Teste de Normalidade para os Tempos de aparição dos menores valores de Frequências Medianas dos sinais de eletromiografia	45
Tabela 4 - Análise Intragrupo, entre os lados direito e esquerdo de um mesmo voluntário.	46
Tabela 5 - Análise Intergrupos, entre os mesmos membros de ambos os sexos.	46
Tabela 6 – Análise entre os músculos da mão direita e esquerda utilizando o Teste T para às variáveis normais.	47
Tabela 7 - Análise entre os músculos da mão direita e esquerda utilizando Teste Wilcoxon aplicado às variáveis de Frequência Mediana não normais	47
Tabela 8 - Análise entre os tempos para que os músculos da mão direita e esquerda alcancem seus valores de frequência mediana mínimos, utilizando o Teste T pareado.	48
Tabela 9 - Tipos de teste aplicados para comparação entre as variáveis e conclusões estatísticas com um nível de significância de $\alpha=5\%$	48
Tabela 10 - Valores obtidos através do rotina computacional aplicada ao grupo de participantes do sexo Masculino.....	53
Tabela 11 – Valores obtidos através do rotina computacional aplicada ao grupo de participantes do sexo feminino.	54
Tabela 12- Valores obtidos através da rotina computacional nos músculos ERC e FUC.....	55
Tabela 13 - Valores obtidos através da rotina computacional nos músculos EUC e FSD.	56

LISTA DE SIGLAS

FFT – Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)

IC – Intervalo de Confiança

NIT – Núcleo de Inovação Tecnológica

ME – Membro Esquerdo

MD – Membro Direito

ONSET – Início da ativação muscular

OFFSET – Final da ativação muscular

RMS – Root Mean Square (Raiz Média Quadrática)

SPSS - Statistical Package for the Social Sciences

SENIAN - Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles

EUC - Extensor Ulnar do Carpo

ERLC - Extensor Radial Longo do Carpo

FUC - Flexor Ulnar do Carpo

FSD - Flexor Superficial de Dedos.

SUMÁRIO

1. APRESENTAÇÃO	13
2. Subprojeto 1	14
TÍTULO: DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PARA REABILITAÇÃO SENSORIAL DAS MÃOS COM USO DO SOM.	14
2.1 INTRODUÇÃO	14
2.2 OBJETIVO	15
2.3 MÉTODOS	15
2.4 RESULTADOS	16
2.5 REFERÊNCIAS.....	17
3. Subprojeto 2	18
TÍTULO: ANÁLISE DA CURVA FORÇA-TEMPO E DA FREQUÊNCIA MEDIANA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE DURANTE A PREENSÃO PALMAR ISOMÉTRICA PARA ESTIMAÇÃO DE UM INTERVALO DE TEMPO PARA FORTALECIMENTO MUSCULAR.....	18
3.1 INTRODUÇÃO	18
3.2 OBJETIVOS	20
3.3 METODOLOGIA	20
3.3.1 Sujeitos da pesquisa.....	20
3.3.2 Procedimentos	21
3.3.3 Equipamentos	22
3.3.4 Processamento dos dados	23
3.3.5 Análise Dinamométrica	23
3.3.5.1 Análise no domínio do tempo (DINAMOMETRIA)	23
3.3.5.2 Análise no domínio da frequência e espectograma (DINAMOMETRIA).....	26
3.3.5.3 Análise da integral cumulativa do sinal.....	27
3.3.5.4 Análise da taxa de geração de força (derivada de 1ª ordem).....	28
3.3.5.5 Análise do sinal RMS da curva Força-Tempo.....	29
3.3.6 Análise Eletromiográfica.....	31
3.3.6.1 Sinal Eletromiográfico Bruto (Eletromiografia).....	31
3.3.6.2. Filtragem do sinal eletromiográfico (Eletromiografia)	33
3.3.6.3. Sinal Retificado e Curva Envoltória (Eletromiografia).....	35
3.3.6.4. Domínio da frequência – Transformada de Fourier (Eletromiografia)	36
3.3.6.5. Valor Eficaz – RMS (Root Mean Square) (Eletromiografia)	37
3.3.6.6. Densidade Espectral De Energia (PSD- Power Spectral Density) (Eletromiografia).....	38

3.3.6.7 - Frequência Mediana (Median Frequency) (Eletromiografia).....	40
3.3.6.8 – Espectograma (Eletromiografia)	42
3.3.7 Análise dos dados	43
3.3.7.1- Análise dos dados de Dinamometria.....	43
3.3.7.2- Análise dos dados de Eletromiografia	44
3.4 RESULTADOS	45
3.4.1 Resultados para a análise dinamométrica.....	45
3.4.2 Resultados para a análise eletromiográfica	46
3.5 DISCUSSÃO.....	49
3.6 CONCLUSÕES.....	50
3.7 Referências	51
4. ANEXOS.....	53

1. APRESENTAÇÃO

Esse estudo foi desenvolvido com o Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Reabilitação da Mão e do Membro Superior (GEPMÃO/UFTM), junto ao do Programa de Pós-Graduação Strictu Sensu, nível mestrado, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro/UFTM e Universidade Federal de Uberlândia/UFU, sob a orientação da Profa. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes.

O objetivo geral do estudo é desenvolver equipamentos e rotinas de processamento de sinais biológicos para auxiliar na avaliação e intervenção fisioterapêutica do membro superior e se justifica pela necessidade de novos instrumentos para reabilitação e também de se utilizar métodos computacionais para análise de sinais biológicos para compreensão dos movimentos articulares após uma doença ou trauma, análise dos resultados de intervenção e para análise de sinais biológicos para prescrição de exercícios.

Para a apresentação do estudo, esse projeto está dividido em 2 subprojetos que serão descritos na sequência a seguir: a) **Subprojeto 1**: que corresponde ao desenvolvimento de um protótipo de equipamento destinado a auxiliar fisioterapeutas na reabilitação sensorial da mão e b) **Subprojeto 2**: que corresponde à análise matemática de sinais biológicos, com utilização de softwares numéricos, de sinais dinamométricos (curva força-tempo) gerados por uma tarefa de preensão palmar isométrica máxima e sinais eletromiográficos (de quatro músculos envolvidos na preensão palmar) e na tentativa de encontrar um intervalo de tempo que possa indicar o início do decréscimo de força da mão.

2. SUBPROJETO 1

TÍTULO: DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PARA REABILITAÇÃO SENSORIAL DAS MÃOS COM USO DO SOM.

2.1 INTRODUÇÃO

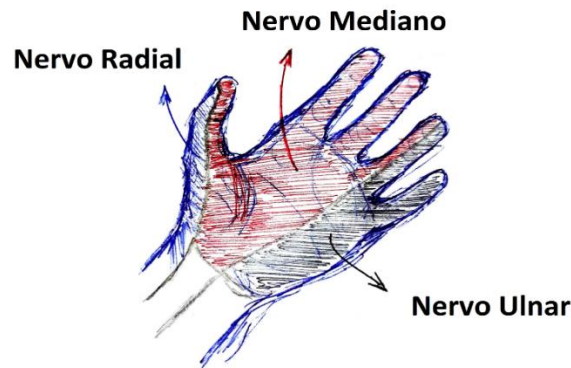
A reabilitação da sensibilidade da mão é um tipo de estudo ainda pouco divulgado que visa auxiliar pacientes que sofreram lesões nervosas (em especial de nervos ulnar e mediano – Figura 1) a recuperarem a sensibilidade do membro afetado através da reorganização do córtex cerebral (MENDES et al, 2011).

Um modelo de luva para reabilitação sensorial foi desenvolvido por Rosen e Lundborg (ROSÉN; LUNDBORG, 2003) com o objetivo de otimizar a recuperação sensorial de um paciente após uma cirurgia de reparação do nervo ulnar e mediano, entretanto este equipamento apresentava algumas limitações funcionais que foram a causa do desenvolvimento deste protótipo. Durante a busca de anterioridade foram encontrados os seguintes aparelhos: US2009048539A1, JPH1115469A e CN109394505A.

O equipamento proposto foi desenvolvido a partir de melhorias adicionadas aos modelos utilizados nos estudos de Mendes (MENDES et al, 2011) e Rosen e Lundborg (ROSÉN; LUNDBORG, 2003). Os autores utilizaram a técnica conhecida como “Sensibilidade Artificial” (ROSÉN; LUNDBORG, 2003) como feedback ao estímulo tátil no membro lesionado, neste caso a audição é utilizada como “input” de informações provenientes do toque da mão no meio externo. A proposta de utilização de estímulos auditivos para estimular a sensibilidade da mão ainda é pouco conhecida, porém já foram descritos resultados positivos. A proposta deste estudo foi desenvolver um equipamento de baixo custo e que possa ser utilizado por todos os tamanhos de mãos para que mais pesquisas relacionadas a este tema possam ser desenvolvidas.

Seu princípio de funcionamento se baseia no reconhecimento de diversos tipos de texturas através dos diferentes ruídos sonoros emitidos ao serem tocadas, podendo ser aplicadas nos campos da Fisioterapia, Terapia Ocupacional e até mesmo na Oftalmologia, em pessoas com deficiência visual.

Figura 1 - Regiões Inervadas pelos nervos mediano, radial e ulnar.



Fonte: Do Autor, 2021.

2.2 OBJETIVO

Desenvolver um equipamento para auxiliar fisioterapeutas e profissionais da saúde na tarefa de estimular a recuperação da sensibilidade da mão de pacientes após lesões nervosas periféricas.

2.3 MÉTODOS

A partir da descrição dos aparelhos utilizados pelos estudos, verificou-se que poderiam ser realizadas melhorias a fim de diminuir o custo do equipamento e torná-lo mais sanitizável, podendo ser utilizado por diversos usuários.

A primeira melhoria avaliada foi a alteração da forma do instrumento, visto que os aparelhos de Mendes e Lundborg se apresentavam como luvas com microfones, conectados aos dedos, com um amplificador externo conectado a fones de ouvido. O formato de luva restringe seu uso ao tamanho da mão, sendo necessários diferentes tamanhos de luvas para diferentes tamanhos de mãos. A segunda melhoria avaliada foi a de que o formato de vestimenta anatômica poderia atrapalhar o processo de reabilitação, visto que o tecido bloqueia completamente o contato da epiderme dessensibilizada do paciente com a superfície que se deseja sentir. Além disso, a utilização de uma vestimenta anatômica pode distorcer/disfarçar o som do atrito entre superfície escolhida e o tecido da luva, devido a semelhança entre eles, e por justamente não se tratar da pele humana. A terceira melhoria diz respeito a saniticidade do equipamento visto que uma luva não consegue atender a quesitos de higiene e limpeza. Uma vestimenta anatômica se suja rapidamente com as contaminações do ambiente e com os fluidos/odores do usuário, tornando o equipamento extremamente pessoal e intransferível.

Além das desvantagens supracitadas, os equipamentos possuem grande fragilidade mecânica e elevada suscetibilidade a interferências e ruídos externos pois a comunicação entre os sensores e os circuitos amplificadores é feita através de fiação exposta conectada ao tecido.

O instrumento proposto soluciona os problemas apresentados, pois apresenta a possibilidade do contato direto da mão do usuário com as superfícies conectadas a ele, permitindo uma experiência mais orgânica, funcional e real. Apresenta características superiores de sanicidade, pois pode ser higienizado com a utilização de produtos químicos e/ou autoclave hospitalar, e apresenta elevada robustez estrutural pois protege mecanicamente todos os componentes internos, desde sensores e cabearios até circuitos eletrônicos e alimentação, tudo encapsulado em uma estrutura rígida, apresentando também blindagem eletrostática para diminuir ruídos eletromagnéticos durante seu uso.

2.4 RESULTADOS

Como resultado das melhorias implementadas, o novo equipamento para reabilitação sensorial com uso do som, apresenta um chassi rígido com tampa inferior removível para troca de baterias. Externamente, possui duas barras laterais que têm a finalidade de fixar diferentes tipos de tecidos ou papéis com texturas diferentes sobre a superfície do aparelho. Possui um botão liga e desliga, potenciômetro para ajuste do volume e conector de saída de áudio, todos ligados internamente a um circuito eletrônico amplificador. O sensor é fixado internamente à estrutura do aparelho para captar as vibrações mecânicas da estrutura, e apresenta a vantagem de não captar a voz humana e nem ruídos externos conduzidos pelo ar, captando apenas as vibrações mecânicas geradas pelo contato da pele do paciente com a textura fixada à superfície do aparelho.

Até o momento, foram enviados ao INPI o “Desenho do Equipamento”, o “Relatório Descritivo”, as “Reivindicações da Patente” e o “Resumo da Invenção”, recebendo o identificador de processo INPI: BR 10 2021 008565 7. Futuramente, serão necessários testes reais com pacientes com lesões nervosas para avaliar a funcionalidade do aparelho, visto que ele ainda não foi testado clinicamente. Como o pedido ainda está em análise pelo INPI, não serão divulgadas imagens detalhadas ou informações minuciosas do aparelho para evitar problemas de cópia de patente.

2.5 REFERÊNCIAS

ROSÉN B, LUNDBORG G.; Early use of artificial sensibility to improve sensory recovery after repair of the median and ulnar nerve. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2003;37(1):54-7. doi: 10.1080/alp.37.1.54.57. PMID: 12625396.

MENDES, R M et al;. Reeducação da sensibilidade da mão: desenvolvimento de um modelo de luva sensorial. **Acta ortop. bras.**, São Paulo , v. 19, n. 5, p. 289-292, 2011 .

<https://patents.google.com/patent/US20090048539A1/en>

<https://patents.google.com/patent/JPH1115469A/en?q=JPH1115469A>

<https://patents.google.com/patent/CN109394505A/en?q=CN109394505A>

3. SUBPROJETO 2

TÍTULO: ANÁLISE DA CURVA FORÇA-TEMPO E DA FREQUÊNCIA MEDIANA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE DURANTE A PREENSÃO PALMAR ISOMÉTRICA PARA ESTIMAÇÃO DE UM INTERVALO DE TEMPO PARA FORTALECIMENTO MUSCULAR

3.1 INTRODUÇÃO

O teste de força de preensão palmar isométrica sustentada máxima mede a força externa máxima exercida pela mão contra a empunhadura de um dinamômetro durante uma única contração isométrica voluntária ao longo de um determinado período tempo. É o método mais utilizado para avaliar a funcionalidade das mãos. Esse teste permite diagnosticar doenças, programar exercícios e monitorar o progresso da força muscular durante um programa de reabilitação de modo a reduzir custos com falsos diagnósticos (SKETCHMAN, 2007; KAMIMURA, 2001; DEMURA, 2001).

Alguns autores como Hakkinen (1985) e Moritani e DeVries (1979) fazem uso do teste de força juntamente a Eletromiografia (EMG) da musculatura para encontrar a relação entre elas durante o fortalecimento, entretanto, a utilização do EMG requer maior técnica para aquisição e interpretação sinais musculares, tornando o procedimento mais difícil de ser realizado (GILBERT, 1983). Assim, a análise de testes de força isométrica é mais acessível à maioria dos profissionais da fisioterapia devido ao menor custo deste equipamento, dessa forma é conveniente investigar a utilização da curva de força isométrica como fonte de diagnósticos para reabilitação.

O teste de força de preensão palmar isométrica sustentada máxima é realizado com o uso de um dinamômetro especializado para a anatomia da mão, sua célula de carga captura esforços mecânicos (força) que são convertidos em sinais elétricos (Volts), traçando uma curva força-tempo com a “Força de Contração Muscular” no eixo “y” (ordenadas) e o “Tempo de Preensão” no eixo “x” (abscissas). (SKETCHMAN, 2007).

A curva força-tempo isométrica teórica é dividida em três etapas: a primeira é denominada “Fase de Geração de Força” e é caracterizada por um rápido aumento inicial que gera um pico máximo de força, a segunda é chamada “Fase de Platô” que é uma breve fase de sustentação da força após o pico de força ter sido atingido, em seguida ocorre a terceira fase chamada “Fase de Decaimento de Força” (ou “Fase de Fadiga”) onde ocorre a diminuição gradual da força (SKETCHMAN et al, 2011).

Em pacientes com traumas do punho e da mão, a avaliação da geração de força e do recrutamento muscular permite aos profissionais da área, fornecer terapias mais eficazes para a reabilitação e fortalecimento. (GREDE, 2013). Nesse contexto, os exercícios isométricos são um grande aliado para o condicionamento físico, ganho de força e para reabilitação fisioterapêutica. A relação entre a carga da resistência isométrica e o tempo de manutenção da isometria durante a realização de exercícios é um fator importante para a prescrição dos exercícios (KISNER; COLBY, 2005), pois quanto maior o tempo de isometria maior será a redução da capacidade do músculo em gerar força ou realizar trabalho.

Kisner e Colby (2005) recomendam a realização de exercícios isométricos com intervalos de duração de pelo menos 6 segundos e não mais que 10 segundos, com o objetivo de obter mudanças adaptativas para melhorar o desempenho da musculatura estática, aumentando a estabilidade articular e reduzindo a ocorrência de câimbras. Entretanto esse tempo sugerido pelos autores é para exercícios isométricos de qualquer músculo. Considerando que a preensão palmar é uma tarefa realizada principalmente por músculos intrínsecos e extrínsecos da mão, além da estabilidade dos músculos do punho, esse tempo sugerido é o mesmo para uma tarefa tão complexa? Em vista disso, torna-se importante a realização da avaliação da força sustentada de preensão palmar objetivando avaliar a condição muscular previamente à realização de protocolos de fortalecimento isométrico para a mão.

Este estudo explora uma nova e potencial proposta para identificar o melhor tempo de isometria para uma prescrição mais segura de exercícios para a reabilitação da mão. Este é um fator importante que pode influenciar na reabilitação de pacientes com lesões ou fraturas do punho e da mão, uma vez que as estratégias de recrutamento de unidades motoras são mais lentas que em pessoas sem lesão e, que se não quantificado corretamente pode aumentar o risco a desenvolverem novas lesões musculares e influenciar negativamente no ganho de força desses pacientes. Para identificação deste tempo, foram analisadas as curvas de força-tempo de testes de força de preensão palmar isométrica sustentada máxima, juntamente com as análises eletromiográficas da frequência mediana dos músculos envolvidos nesta atividade. Foram utilizadas diversas ferramentas matemáticas na tentativa de detectar as variações de esforço e sinais de descréscimo da força muscular durante o teste de preensão palmar, indicando que o valor RMS da curva Força-Tempo pode apresentar forte correlação com o início da fadiga muscular.

As hipóteses que norteiam este estudo são: 1) Existem diferenças no tempo de decréscimo da força em relação ao sexo e dominância da mão e se estas variáveis devem ser levadas em consideração para prescrição do tempo de isometria nos exercícios de fortalecimento dos músculos do punho e da mão. 2) Existe relação entre a duração do tempo ideal de treinamento e o intervalo de tempo que a força demora para atingir valores inferiores ao valor da amplitude média calculada pelo Root Mean Square (RMS). 3) Existe relação entre o tempo de surgimento dos menores valores de frequências medianas dos sinais eletromiográficos dos músculos envolvidos na preensão palmar e a diminuição da força a valores inferiores ao seu valor RMS.

3.2 OBJETIVOS

Aplicar técnicas de processamento de sinais aos sinais biológicos: curva Força-Tempo e Sinais Eletromiográficos de Superfície de grupos musculares envolvidos em exercícios de preensão palmar isométrica máxima, visando à detecção do início do decréscimo da força de preensão, utilizando a curva RMS dos sinais dinamométricos e a curva da frequência mediana dos sinais eletromiográficos.

Propor métodos que auxiliem especialistas da área de terapia da mão na escolha adequada do tempo de isometria para prescrição de exercícios de fortalecimento da musculatura do punho e da mão, para pacientes com lesões e fraturas desta região.

3.3 METODOLOGIA

3.3.1 Sujeitos da pesquisa

Três grupos distintos foram analisados neste estudo: 19 homens (média de idade de 22 ± 2 anos) e 21 mulheres (média de idade de 22 ± 2 anos) participaram do estudo envolvendo a análise de Dinamometria e 19 mulheres (média de idade de 42 ± 13 anos) participaram do estudo envolvendo a análise de Eletromiografia. Os critérios de inclusão, para o grupo de avaliação da Dinamometria, foram adultos de ambos os gêneros com idade de 18-30 anos, que não praticavam nenhum tipo de exercício físico para os membros superiores nos últimos seis meses e ausência de lesões musculoesqueléticas nos membros superiores. Para o grupo de avaliação da Eletromiografia, os critérios de avaliação foram a ausência de lesões nas mãos e lesões nerológicas. Previamente a realização do teste, todos os sujeitos leram e assinaram o

Termo de Consentimento Livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, parecer 3.039.056 e CAAE: 58751916.3.0000.5154.

3.3.2 Procedimentos

3.3.2.1 Análise Dinamométrica

Os grupos de sujeitos que participaram das amostragens dinamométrica, foram instruídos a realizar o teste de força de preensão palmar sustentada isométrica máxima por 30 segundos, nas mãos direita e esquerda. Antes da avaliação foi realizada uma adaptação ao teste, no qual o sujeito recebeu instruções e realizou o teste por 5 segundos. O feedback visual foi fornecido durante todo o teste e foi o mesmo para todos os sujeitos. O software do computador apresentou barras horizontais na tela para facilitar a visualização da produção de força do sujeito e a duração do teste.

Todas as coletas foram realizadas por fisioterapeutas previamente treinados e as instruções verbais, gravadas e padronizadas, foram dadas da seguinte forma: “Esta tarefa testará sua força de preensão sustentada isométrica máxima. Quando eu disser “vai”, dê o máximo da sua força de uma forma contínua. Enquanto eu estiver dizendo “força”, “força” você continua dando o seu máximo. Tenha cuidado para não soltar a ferramenta enquanto estiver segurando-a. O teste consistirá de uma tarefa de esforço máximo que testará sua força de preensão durante um período de 30 segundos. Continue segurando até que eu diga para você parar. Antes do teste, vou perguntar "Você está pronto?" e, em seguida, avisá-lo que vamos começar. Pare imediatamente se sentir qualquer dor ou desconforto incomum em qualquer momento do teste. Você tem alguma pergunta? Você está pronto? “Vai!”, “força”, “força” “mantém”...”mantém” ...”pronto, pode descansar”.

Para as avaliações, os sujeitos estavam posicionados sentados em uma cadeira ajustável sem apoios, os pés estavam totalmente apoiados no chão, os quadris e os joelhos mantidos em aproximadamente 90 graus e a região do tronco posterior apoiada no encosto da cadeira. O ombro da extremidade testada foi aduzido, cotovelo fletido a 90 graus e antebraço e punho em neutro segundo a posição de teste recomendada pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (FESS, 1992; FESS; MORAN, 1981). A empunhadura do dinamômetro foi utilizada na posição 3 para homens e 2 para mulheres, segundo Fernandes et al, (2011). Os sujeitos foram

instruídos a manter essa posição durante todos os testes e foram lembrados e corrigidos pelos investigadores conforme necessário.

3.3.2.2 Análise Eletromiográfica

O grupo de sujeito que participou das amostragens eletromiográficas, foram instruídos a realizar o teste de força de preensão palmar sustentada isométrica máxima com quatro sensores eletromiográficos sem fios, posicionados segundo o protocolo Perotto (PEROTTO; DELAGI;HAMMOND, 2011) sobre os seguintes grupos musculares envolvidos na preensão palmar: Extensor Ulnar do Carpo (EUC), Extensor Radial Longo do Carpo (ERLC), Flexor Ulnar do Carpo (FUC) e Flexor Superficial de Dedos (FSD). A superfície da pele onde os sensores foram posicionados, foi limpa e preparada segundo os protocolos da SENIAN (Surface Electromyography for the NON-invasive Assessment of Muscles) (HERMENS et al, 1997).

3.3.3 Equipamentos

Para as medidas de força das análises Dinamométricas, utilizou-se o dinamômetro G200 E-link Hand Kit e a interface modelo H500, ambos da marca Biometrics®. O dinamômetro é configurado da mesma forma que o dinamômetro Jamar® padrão. Ele é calibrado e projetado para trabalhar em compressão usando apenas tecnologia de célula de carga de precisão. Isso aumenta a sensibilidade e a acurácia da medição, mesmo quando uma força muito baixa é aplicada. O dinamômetro tem acurácia melhor que 1% da carga nominal e seu intervalo de medição é de 0,1 a 90 kg. O software de Avaliação da Extremidade Superior (EWS) foi utilizado para medir a força de preensão durante a sustentação da força isométrica ao longo do tempo. Os dados foram coletados em quilograma força (kgf) e convertidos para Newtons (N), e taxa de amostragem utilizada foi de 20Hz.

Para a Análise Eletromiográfica, foi utilizado o equipamento DELSYS®, modelo DSY-DS-T01-8, com quatro sensores wireless. O software utilizado para a amostragem foi o TRIGNO®, realizando a coleta simultânea dos quatro canais com uma taxa de amostragem de 2.000 Hz cada.

3.3.4 Processamento dos dados

Para a análise dinamométrica, foi realizado o teste de força de preensão palmar sustentada máxima por 30 segundos nas mãos esquerda e direita de voluntários homens e mulheres. Os dados foram processados em uma rotina do programa Matlab® (The MathWorks Inc., USA) e Octave (GNU), utilizando-se uma rotina própria elaborada pelos autores, para tentar extrair diversas informações matemáticas dos sinais adquiridos na tentativa de encontrar algum tipo de padrão que indicasse o início da fadiga da musculatura dos sujeitos dos estudos.

Para a análise eletromiográfica, foram realizadas amostras simultâneas dos quatro grupos musculares, todas com durações de aproximadamente quinze segundos de preensão palmar isométrica máxima. Os dados foram tratados com software MATLAB®: primeiramente foi realizado o “corte” do sinal eletromiográfico em seu início e fim (onset e offset respectivamente) de maneira visual; foi aplicado um filtro passa baixo de 10Hz para determinação da Curva Envolvória (MARCHETTI; DUARTE, 2006); posteriormente, o sinal passou por um filtro passa-banda Butterworth de quarta ordem com frequências de corte de 20Hz e 500 Hz (MARCHETTI; DUARTE, 2006); o sinal foi tratado com a Transformada de Fourier (função FFT – Fast Fourier Transform) para análise do sinal no Domínio da Frequência (ROBERTSON et al; 2014). As curvas RMS (janelada e total) do sinal eletromiográfico, foi calculada para análise da oscilação do Valor Eficaz da ativação muscular com o decorrer da atividade (MARCHETTI; DUARTE, 2006) (BOYLESTAD;1997). Para a análise da variação da frequência mediana durante a atividade, foram calculadas as curvas de Densidade Espectral de Energia (PSD – Power Spectral Density) (BENDAT PIERSOL; 2000) (OPPENHEIM; SCHAFFER; 1999) para posterior cálculo da frequência mediana (STULEN; DeLUCA; 1981). Finalmente foi construído um espectrograma do sinal eletromiográfico para que fosse possível observar as variações das frequências presentes no sinal com o decorrer da atividade.

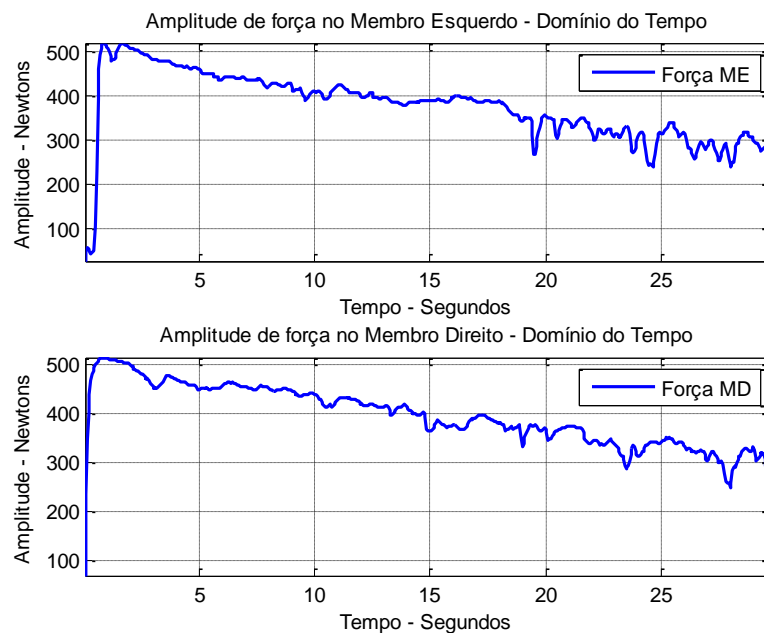
3.3.5 Análise Dinamométrica

3.3.5.1 Análise no domínio do tempo (DINAMOMETRIA)

A primeira informação exibida pelo programa é a representação gráfica do esforço isométrico no decorrer dos 30 segundos de amostragem (Figura 2). Através desta análise

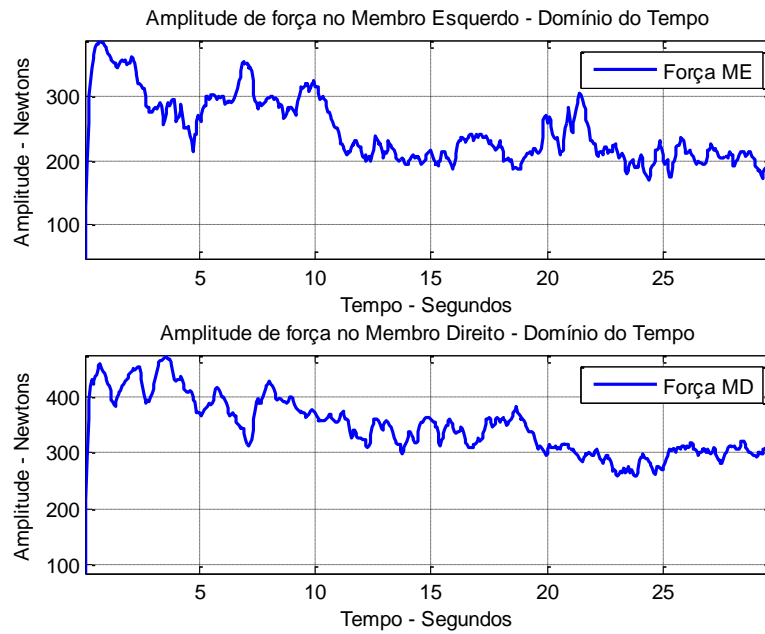
visual, pôde-se observar que cada participante apresentou uma curva de esforço isométrico diferente, com grandes oscilações durante sua execução (Figura 3), apresentando diminuição considerável da força até que os trinta segundos fossem atingidos sendo que nem sempre o esforço máximo foi atingido logo durante os primeiros segundos do teste (Figura 4), como também foi constatado por Júnior (1998). A seguir são apresentados diversos gráficos com as curvas Força-Tempo de esforço isométrico de diferentes voluntários homens, para ambas as mãos:

Figura 2 – Curva força-tempo de um dos voluntários do sexo masculino com grande semelhança da curva ideal (muito próximo ao teórico) segundo Sketchman (2007).



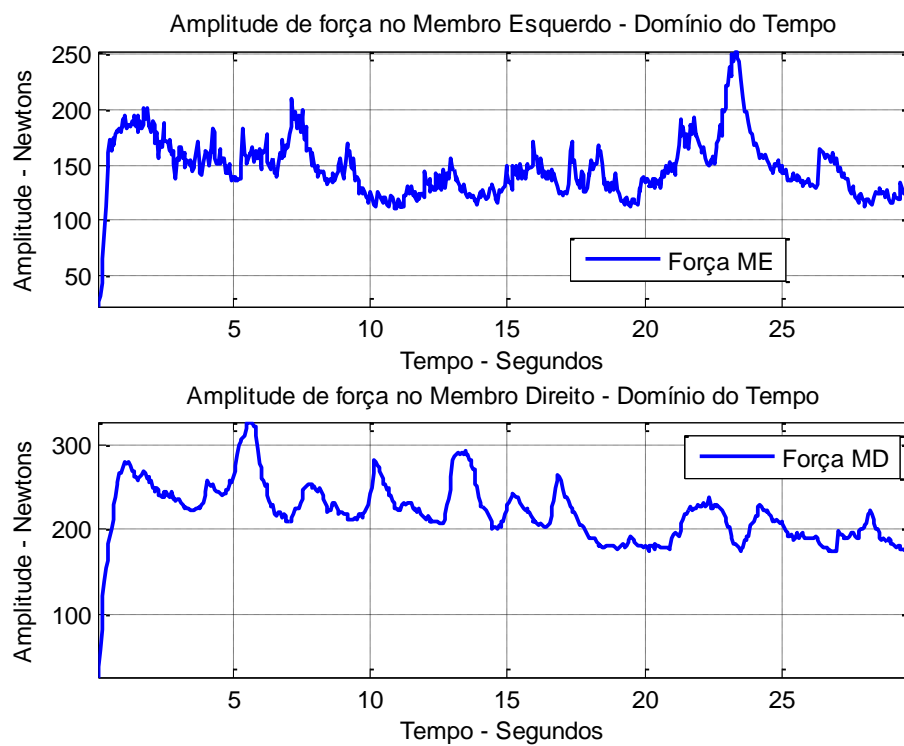
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Figura 3 - Curvas de Força de voluntário homem que apresentou grande oscilação de força durante a realização do teste



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Figura 4 - Curva de Força com esforço máximo tardio (voluntário homem).



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Após a análise visual das curvas Força-Tempo de voluntários de ambos os sexos, observou-se que as curvas das mãos esquerda e direita apresentaram formatos bastante semelhantes entre si, desconsiderando-se os valores atingidos que diferem devido a dominância lateral de cada voluntário.

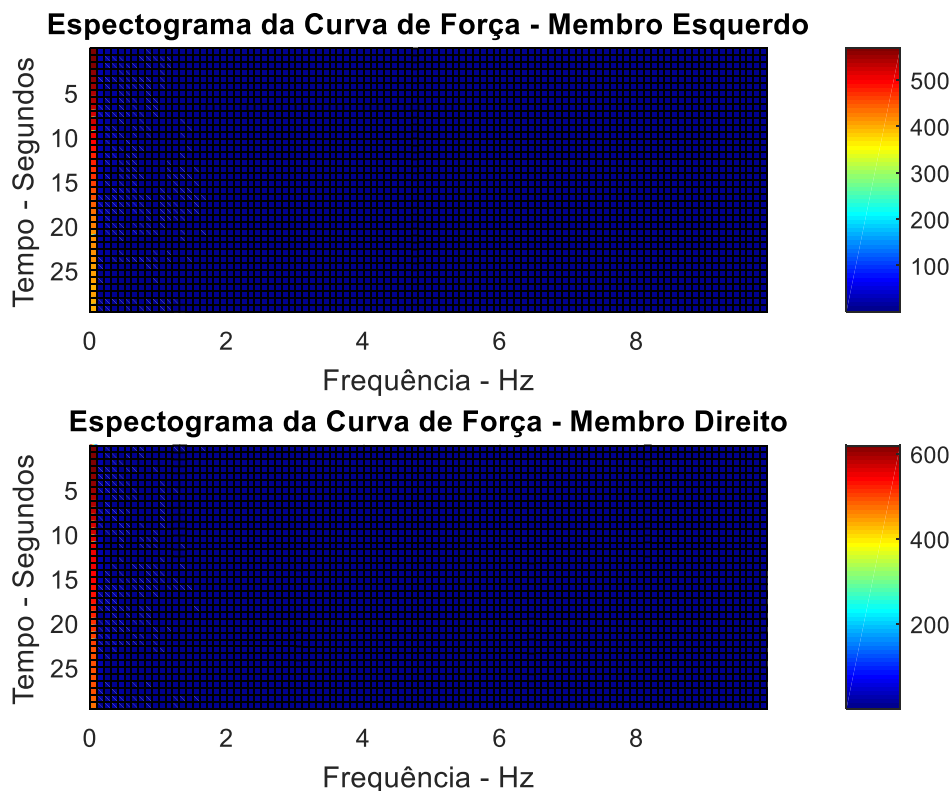
Tal semelhança entre membros também foi verificada por (Moritani; DeVries, 1979) que perceberam significativos ganhos de força em membros não treinados de voluntários que treinavam o membro oposto, indicando que “fatores neurais” que comandam um determinado membro podem influenciar o outro.

3.3.5.2 Análise no domínio da frequência e espectograma (DINAMOMETRIA)

Baseando-se em estudos que avaliam alterações nos sinais eletromiográficos durante treinamentos de força (HAKKINEN et al, 1985), cogitou-se a hipótese da aparição de frequências distintas no sinal no decorrer dos testes de força isométrica nos voluntários. Dessa forma foi elaborada uma rotina capaz de dividir o tempo de aquisição do sinal em intervalos iguais e crescentes para fazer a Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform - FFT) varrendo o sinal de maneira progressiva a procura de alterações gradativas na frequência, gerando assim um espectograma do sinal eletromiográfico (Figura 5).

Como a taxa de amostragem utilizada para captura do sinal foi de 20Hz, utilizando o teorema de Niquist (BENDAT; PIERSOL, 2000), só é possível observar frequências com até 10Hz que poderiam surgir durante a execução do exercício.

Figura 5 - Exemplo do espectrograma do sinal de dinamometria (mãos esquerda e direita de um mesmo voluntário).



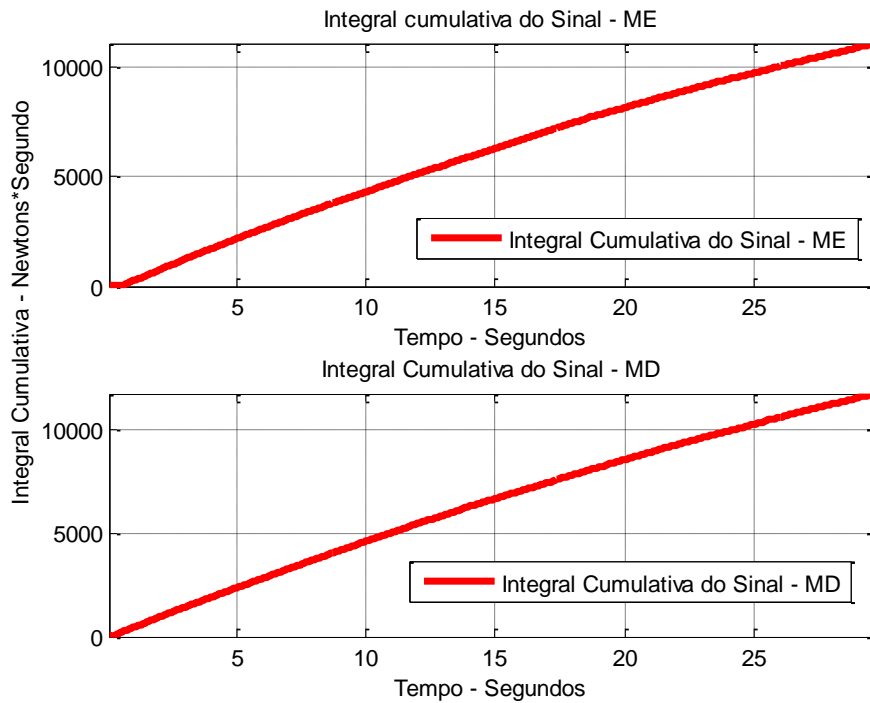
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Entretanto, como pode ser observado nos espectrogramas (Figura 5), não foi percebido o surgimento de novas frequências durante a realização da atividade. O sinal apresenta frequência aproximadamente nula em sua totalidade, desde o início até o fim da atividade.

3.3.5.3 Análise da integral cumulativa do sinal

Baseando-se em estudos de sinais eletromiográficos que avaliam os níveis de ruído e instantes de tempo de Onset e Offset (início e fim da ativação muscular) (MARCHETTI; DUARTE, 2006)., a terceira hipótese avaliada foi a de que a integração cumulativa do sinal do esforço isométrico máximo (Figura 6) pudesse revelar alguma informação a respeito da região onde haveria um declínio significativo do esforço, já que esta função calcula o somatório da área inferior ao gráfico à medida que este vai sendo traçado (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Figura 6 - Exemplo de gráfico de Integração numérica cumulativo obtidos das mão esquerda e direita de um mesmo voluntário..



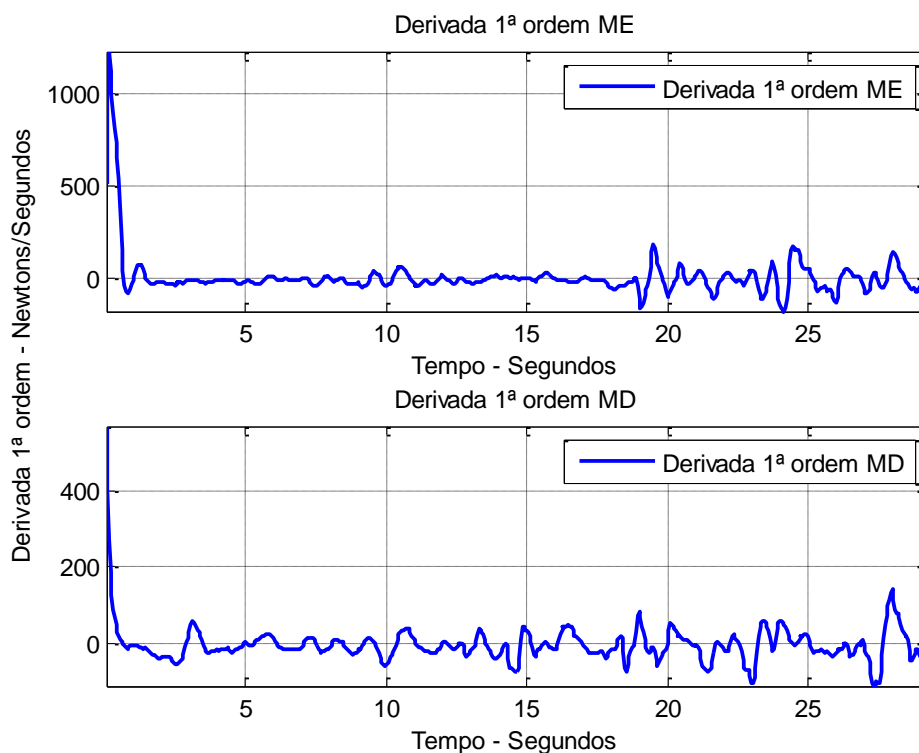
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Entretanto, os gráficos não apresentaram nenhuma informação relevante já que a curva Força-Tempo nunca está próxima de zero (o que tornaria o sinal da curva da integral cumulativa uma constante), sendo assim este tipo de gráfico sempre se assemelha a uma equação de primeira ordem para as análises de todos os voluntários.

3.3.5.4 Análise da taxa de geração de força (derivada de 1ª ordem)

Também foram calculadas as derivadas de 1º ordem das curvas de força-tempo, de ambos os membros para averiguar quais pontos apresentariam menores taxa de Geração de Força, o que, possivelmente, indicaria que houve perda significativa da força, indicando um possível início da fadiga (Figura 7). Os pontos mais elevados das curvas representam as maiores taxas de geração de força, os pontos com valores próximos ou iguais a zero indicam a sustentação da força isométrica e as regiões com menores valores representam as maiores perdas de força.

Figura 7 – Taxa de Geração de Força, representada pela derivada de primeira ordem do sinal de força isométrica máxima sustentado por 30 segundos para as mãos esquerda e direita de um mesmo voluntário.



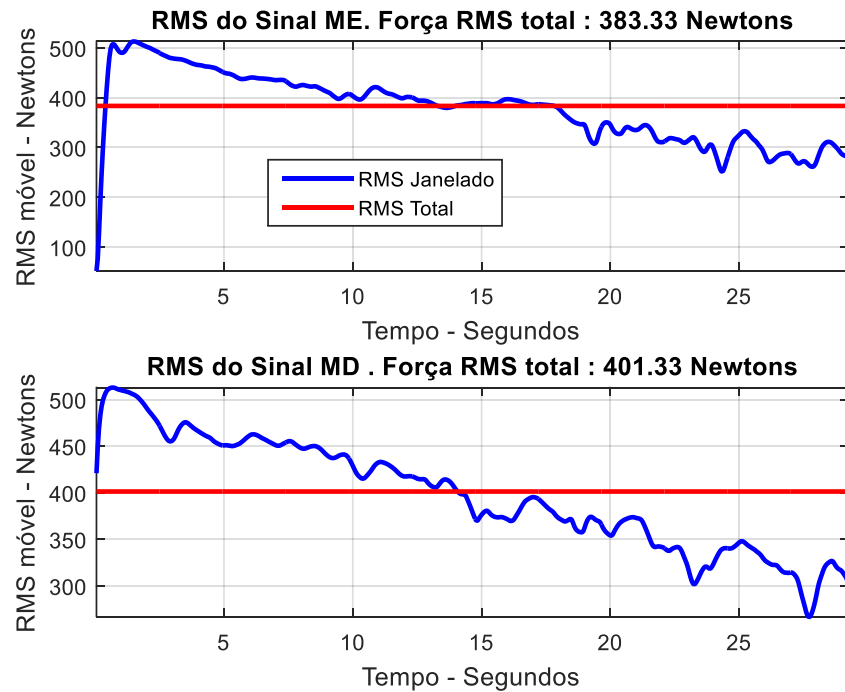
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Entretanto, com as grandes irregularidades presentes nos sinais das diversas amostras, não foi possível estabelecer visualmente um padrão que indicasse uma similaridade temporal na perda significativa de força entre as amostras.

3.3.5.5 Análise do sinal RMS da curva Força-Tempo

Como última análise numérica do sinal dinamométrico, foram calculados dois tipos de Curvas RMS (Root Mean Square) das amostras: o “RMS Total” do sinal durante todo o seu intervalo (resultando em um único valor representado pela reta em vermelho) e o “RMS Móvel (ou Janelado)” do sinal (Figura 8), um tipo de técnica proveniente de análises de Sinais Eletromiográficos de Superfície, que pode auxiliar na análise deste tipo de sinal de força isométrica, pois é capaz de mostrar as alterações da curva força-tempo em relação ao seu “Valor Eficaz”, pois calcula o RMS em curtos intervalos de tempo (chamados “Janelas”) mostrando as oscilações de força efetiva durante o teste (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Figura 8 - Gráficos da análise “RMS Janelado” e “RMS Total” das mãos esquerda e direita de um mesmo indivíduo.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

A fórmula utilizada para calcular o valor do RMS Total e para o RMS Janelado foi a seguinte (BOYLESTAD, 1997):

$$F_{eficaz} = \sqrt{\frac{\int_{t_1}^{t_2} f(t)^2 dt}{T}}$$

Onde:

t_1 = é o ponto inicial do intervalo da amostra;

t_2 = é o ponto final do intervalo da amostra;

$f(t)$ = é a variável independente (o sinal da força);

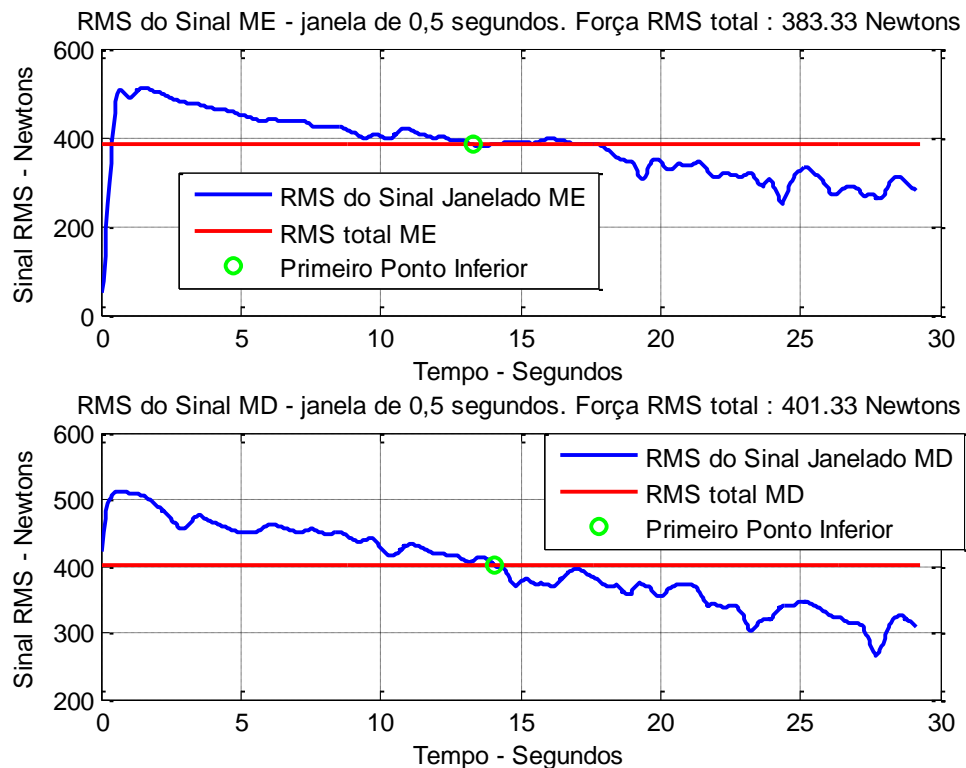
$T=t_2 - t_1$ é o intervalo de tempo entre o início e o final da amostra.

Para o caso do cálculo do RMS Total o intervalo de tempo de toda a amostra foi utilizado como T. Para o caso do cálculo do RMS Janelado, um intervalo de tempo de meio segundo foi utilizado para suavizar o sinal e atenuar eventuais interferências e/ou possíveis ruídos que poderiam atrapalhar o processamento do sinal.

A partir do cruzamento dos gráficos do sinal “RMS Total” (curva em vermelho) e “RMS Janelado” (curva em azul) durante a descida do sinal de RMS Janelado (Figura 9), foi

possível identificar um ponto de cruzamento (representado por um círculo verde) que marca o primeiro ponto onde o sinal RMS Janelado é inferior ao sinal de RMS Total, podendo indicar um possível início de perda de rendimento da força, indicando (hipoteticamente) um princípio de fadiga. Posteriormente serão feitas algumas análises estatísticas para tentar extrair maiores informações a respeito desse ponto em particular em cada uma das amostras, comparando os membros esquerdo e direito de um mesmo voluntário (aqui chamada de Análise Intragrupo) e os membros direito e esquerdo dos dois grupos (aqui chamada de Análise Intergrupos).

Figura 9 - Gráfico indicando o posicionamento do primeiro ponto onde a curva “RMS Janelado” foi inferior ao seu valor de “RMS Total”.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

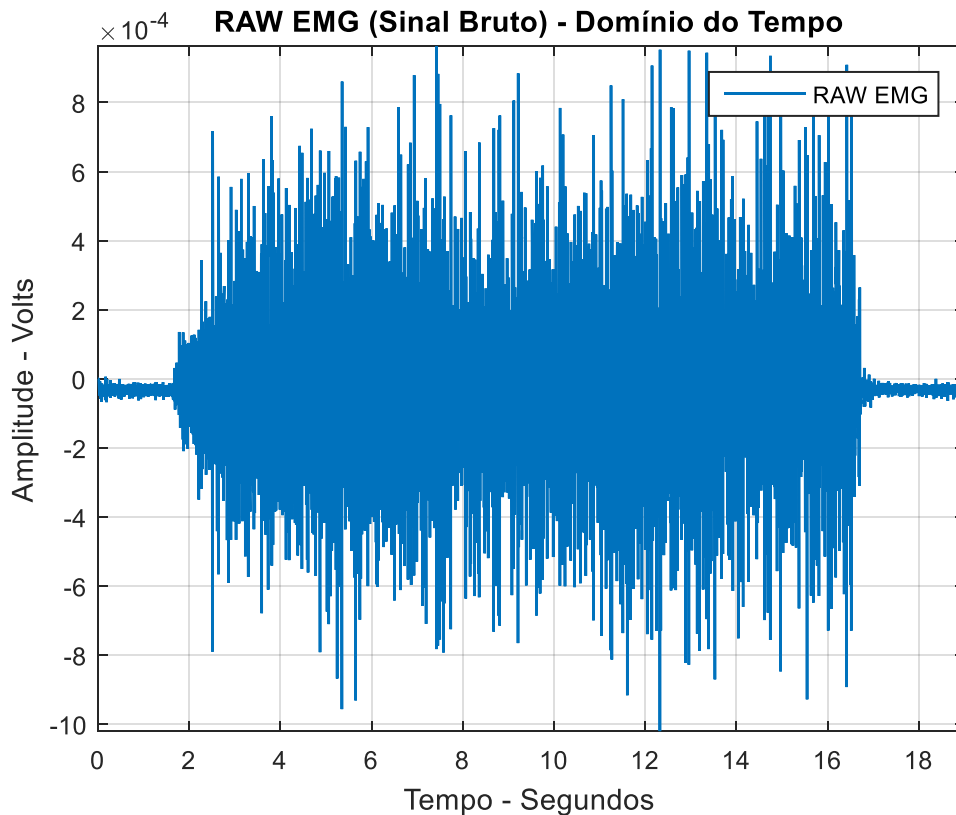
3.3.6 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

3.3.6.1 Sinal Eletromiográfico Bruto (Eletromiografia)

Como primeira análise dos sinais eletromiográficos dos quatro grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima, foi realizado a plotagem do sinal (Figura

10) e posterior corte do sinal (Figura 11), para determinação do início e fim da ativação muscular, através do método visual, para que os ruídos anteriores e posteriores à realização da tarefa de preensão isométrica não interferissem nos resultados finais.

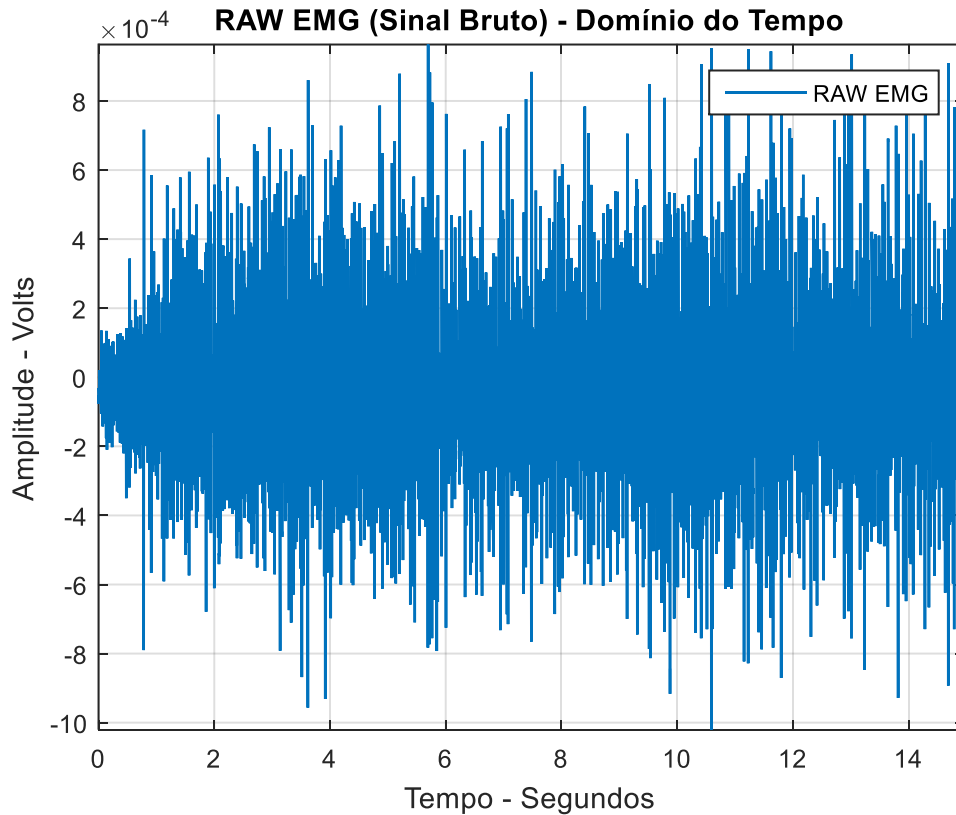
Figura 10 - Sinal Eletromiográfico Bruto (RAW EMG) de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Logo após o corte (Figura 11), o sinal passou por uma sequência de rotinas numéricas no programa Matlab®, com o objetivo de revelar suas características mais importantes descritas na literatura especializada (BASMAJIAN; DeLUCA; 1985) e (ROBERTSON et al; 2014)

Figura 11 - Sinal Eletromiográfico Bruto Aparado na região de atividade muscular, de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.



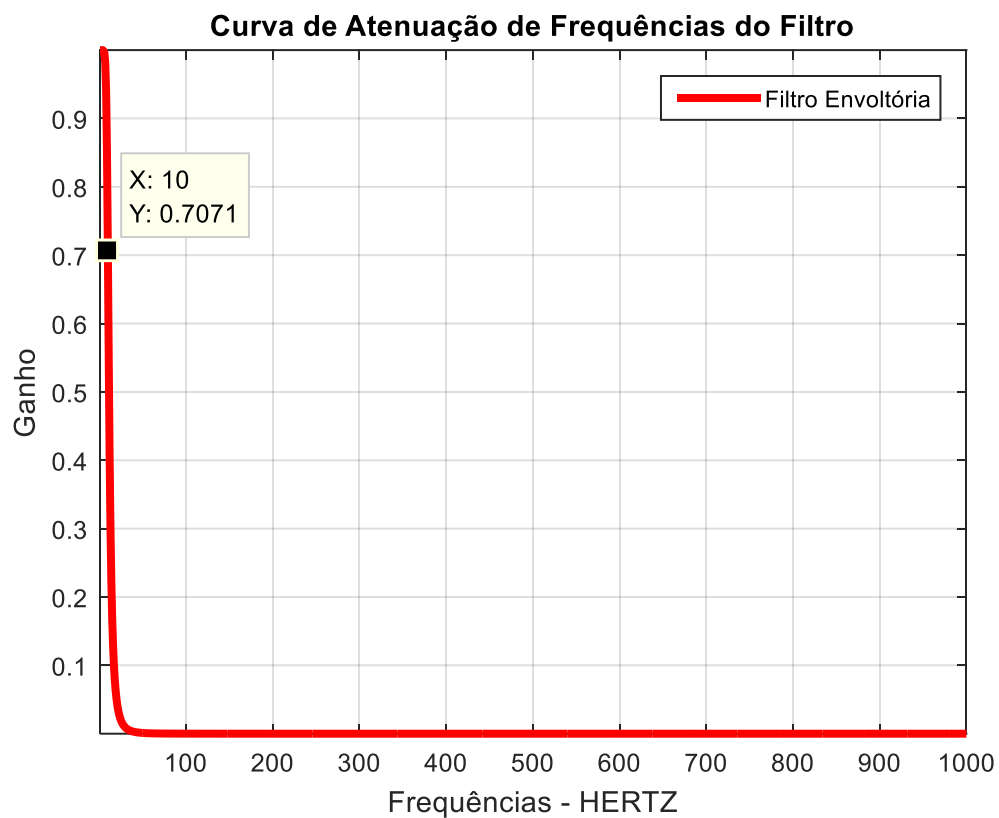
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

.3.6.2. Filtragem do sinal eletromiográfico (Eletromiografia)

Após o corte do sinal, os dados foram retificados utilizando-se a retificação de onda completa para manter a energia do sinal (BASMAJIAN; DeLUCA; 1985) (a porção negativa do sinal foi rebatida para a região positiva, mantendo-se tanto a porção positiva quanto a porção negativa do sinal) para posterior realização da filtragem. O sinal aparado e retificado passou então por dois tipos de filtros distintos: o primeiro filtro foi utilizado para gerar a Curva Envoltória do Sinal e o segundo filtro foi utilizado para realização da determinação da curva RMS do sinal, Densidade Espectral de Energia (PSD), cálculo da Frequência Mediana e de seu Espectrograma (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O primeiro filtro corresponde a um filtro passa baixa de quarta ordem, com frequência de corte de 10 Hz (ROBERSTSON et al; 2014). A frequência de corte corresponde a frequência em que o filtro gera uma atenuação de -3db (decibel) corresponde a multiplicar sinal por um fator 0,707 (BOYLESTAD; 1997) – Figura 12.

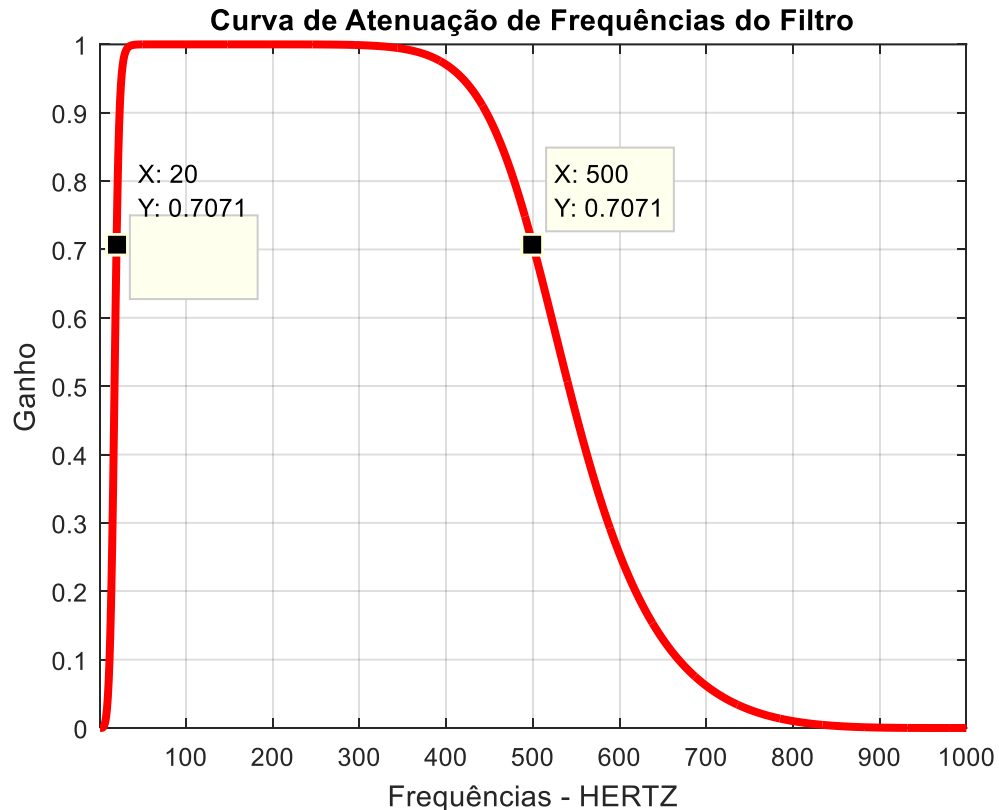
Figura 12 - Curva de atenuação do filtro Butterworth passa baixa 10Hz para cálculo da Curva Envoltória.



Fonte: Elaborado pelo autore, 2021.

O segundo filtro corresponde a um filtro passa banda de quarta ordem, com frequência de corte de 20 Hz (passa alta) e 500Hz (passa-baixa) (MARCHETTI; DUARTE, 2006) – Figura 13.

Figura 13 - Curva de atenuação do filtro Butterworth passa banda 20Hz e 500Hz para filtragem do sinal eletromiográfico.

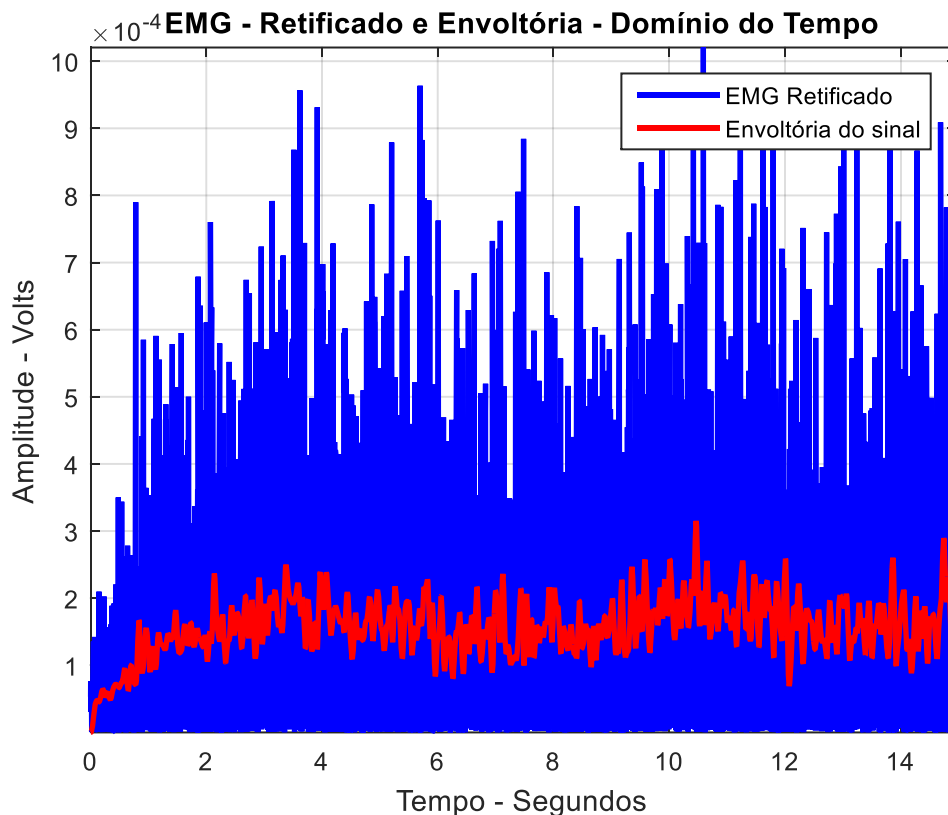


Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.3.6.3. Sinal Retificado e Curva Envoltória (Eletromiografia)

Logo após a filtragem, a curva do sinal retificado (retificação de onda completa) foi plotada juntamente com o gráfico da Curva Envoltória (Figura 14), que mede o volume da atividade eletromiográfica (ROBERTSON et al; 2014), para comparação entre as baixas frequências (Curva Envoltória com frequências inferiores a 10Hz) e as altas frequências (Sinal retificado com frequências entre 20Hz e 500Hz).

Figura 14 - Sinal Eletromiográfico Retificado e Curva Envoltória de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.



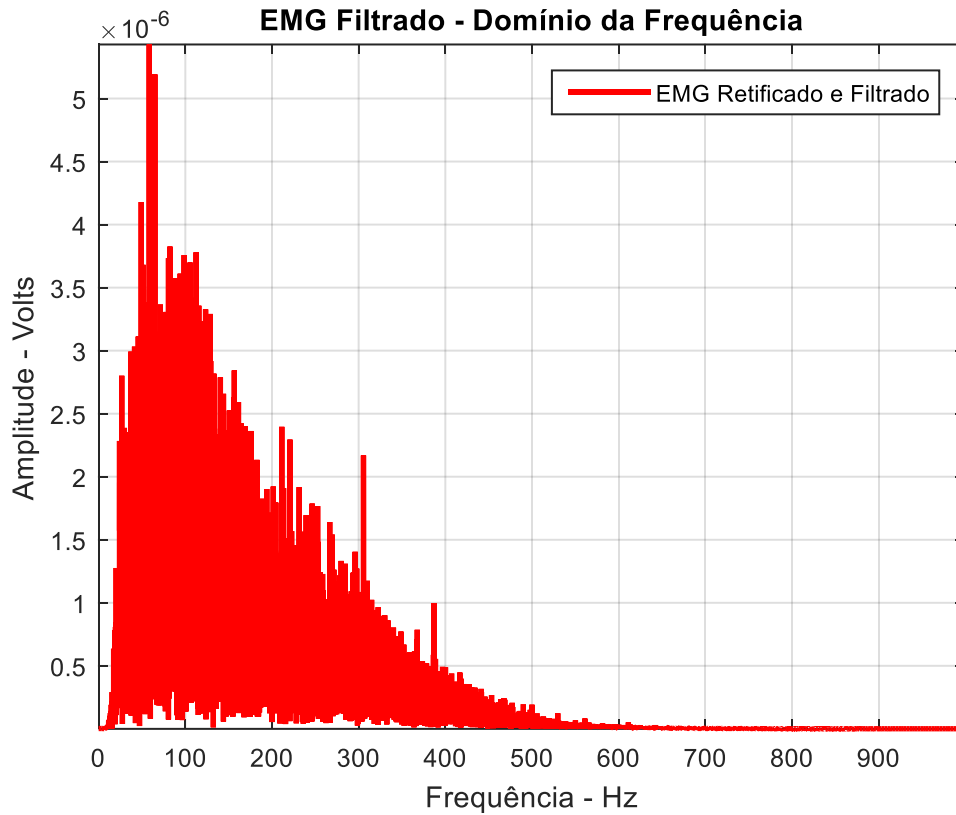
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.3.6.4. Domínio da frequência – Transformada de Fourier (Eletromiografia)

Após passar pelo filtro passa-banda (20Hz e 500Hz) o sinal foi tratado com a Transformada Rápida de Fourier (FFT - Fast Fourier Transform) para que as frequências pudessem ser avaliadas (Figura 15). Como a taxa de amostragem utilizada para captura do sinal foi de 2.000Hz, pelo o teorema de Niquist (BENDAT; PIERSOL, 2000), só foi possível observar frequências de até 1.000Hz.

O espectro das frequências geralmente é utilizado para avaliar a taxa de disparo das unidades motoras (MARCHETTI; DUARTE, 2006), entretanto, este não foi o foco principal neste estudo. O cálculo da FFT teve como função principal, encontrar a Densidade Espectral de Energia (PSD – Power Spectral Density), pois a partir dela é que a curva da Frequência Mediana pôde ser gerada.

Figura 15 - Espectro da frequências do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.

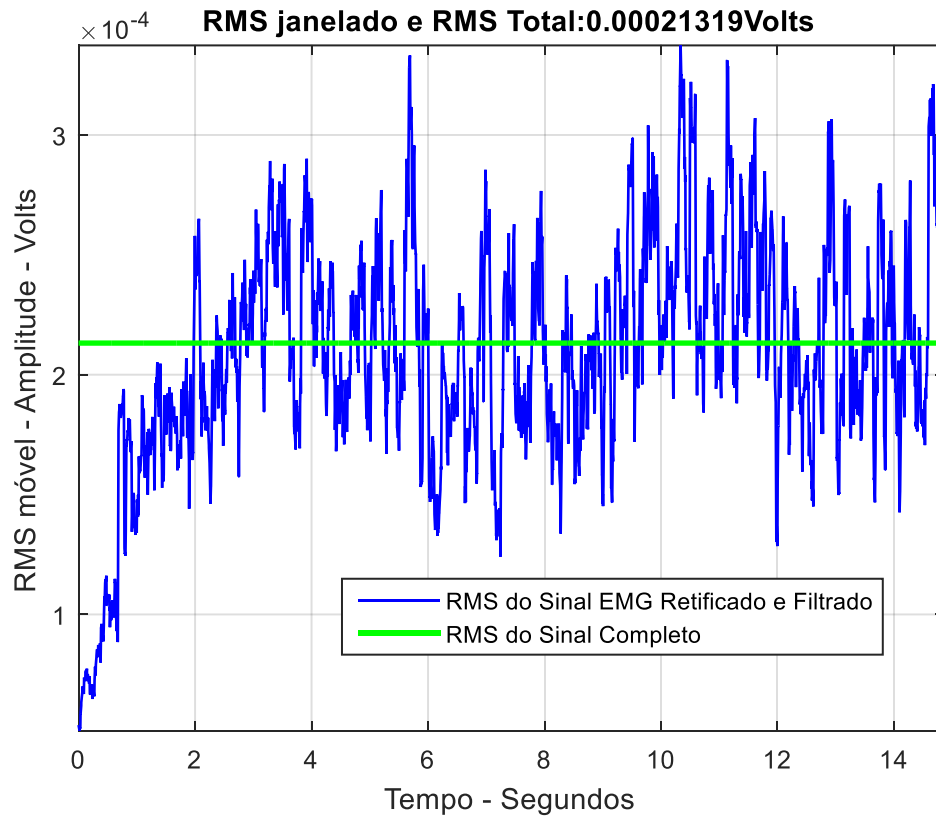


Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.3.6.5. Valor Eficaz – RMS (Root Mean Square) (Eletromiografia)

A curva RMS do sinal eletromiográfico representa o valor eficaz do sinal durante a realização da atividade muscular de preensão palmar, e foi calculada para comparar, visualmente, se há relação entre os valores RMS e Frequências Medianas (Figura 16).

Figura 16 – Curvas RMS (Root Mean Square – Valor Eficaz) Janelada e Total do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na prensão palmar isométrica máxima.

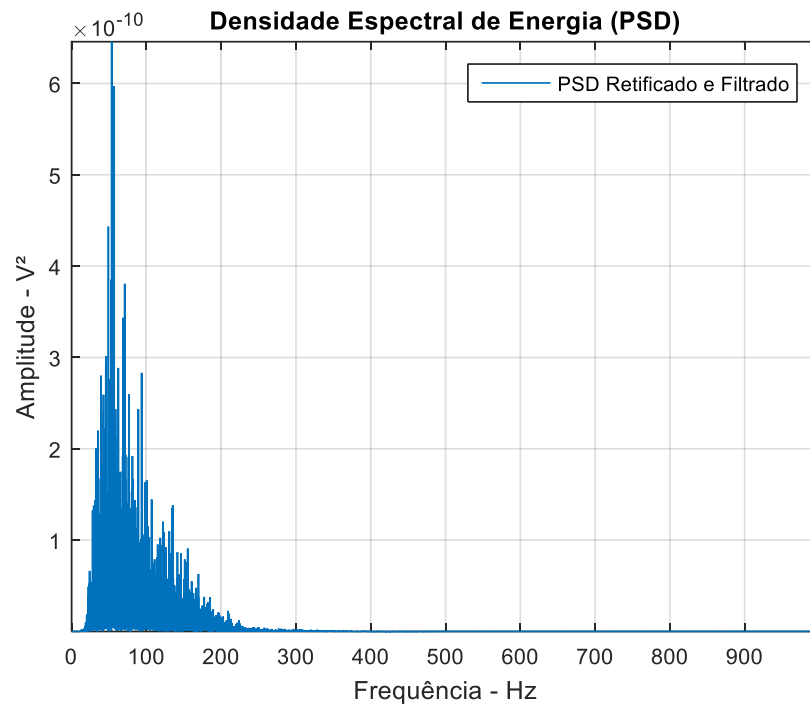


Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.3.6.6. Densidade Espectral De Energia (PSD- Power Spectral Density) (Eletromiografia)

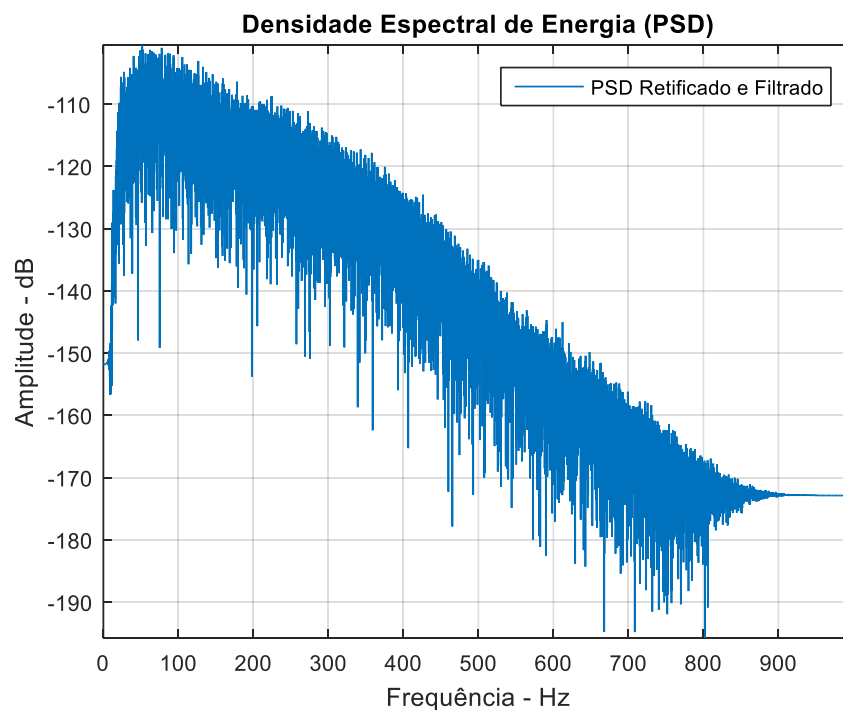
A Densidade Espectral de Energia representa a energia do sinal em cada uma das frequências (MARCHETTI; DUARTE, 2006) dentro do limite determinado pelo Teorema de Niquist, neste caso, podendo ser observada até 1.000Hz. Essas curvas foram calculadas para posterior geração da curva de frequência Mediana – Figuras 17 e 18.

Figura 17- Densidade Espectral de Energia (PSD - Power Spectral Density) do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima. (Escala linear)



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Figura 18 - Densidade Espectral de Energia (PSD - Power Spectral Density) do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima. (Gráfico na escala de decibéis).



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

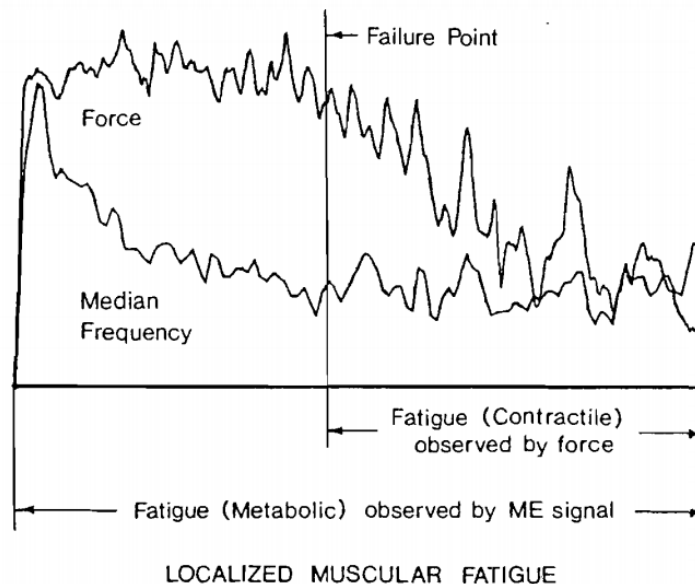
3.3.6.7 - Frequência Mediana (Median Frequency) (Eletromiografia)

A Frequência Mediana é a frequência que divide a curva da Densidade Espectral em duas regiões de mesma energia (STULEN; DeLUCA; 1981). Esta curva de Frequências Medianas geralmente é utilizada para avaliar as alterações que ocorrem nas fibras musculares durante a realização do exercício (ROBERTSON et al; 2014).

Segundo DeLUCA (1984) a fadiga fisiológica é gerada por contrações musculares sustentadas, que podem gerar tremor e dor localizada, e a frequência mediana do sinal de eletromiografia do músculo tracionado, pode fornecer uma boa representação dos eventos bioquímicos do músculo.

DeLUCA (1984) também afirma que durante contrações sustentadas, as componentes de baixa frequência do sinal eletromiográfico aumentam e o sinal do EMG começa a se deslocar para as regiões de baixa frequência, tal fato também foi observado no estudo de STULEN e DeLUCA (1981) – Figura 19.

Figura 19 - Relação entre frequência Mediana e Força em uma tarefa Isométrica



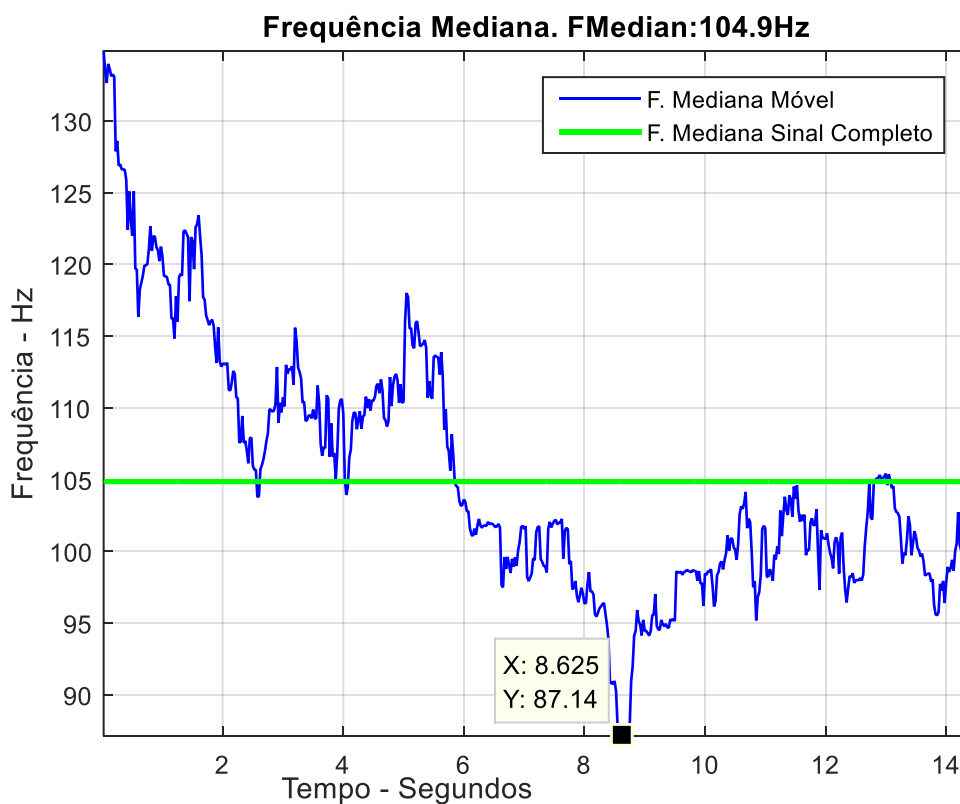
Fonte: DeLUCA, 1984

A partir das informações supracitadas, foram realizados os cálculos das frequências medianas do sinal de EMG de músculos envolvidos na preensão palmar. Para isso foram calculadas: a “Frequência Mediana do Sinal Completo” e a “Frequência Mediana Janelada” – Figura 20.

Para o cálculo da “Frequência Mediana do Sinal Completo”, todos os pontos da amostra foram utilizados na transformada de Fourier, Densidade Espectral e por fim foi calculado um único valor de frequência mediana que corresponde a todo o intervalo da preensão palmar sustentada máxima.

Para o cálculo da “Frequência Mediana Janelada”, o sinal foi dividido em pequenas partes e a transformada de Fourier, Densidade Espectral e Cálculo da frequência mediana foram realizados diversas vezes consecutivamente a fim de que fosse possível acompanhar a oscilação da frequência mediana durante toda a atividade. O intervalo de amostragem do janelamento foi de 1 segundo e o incremento foi de 25 milésimos de segundo, sendo assim o primeiro intervalo foi de (0-1) segundos, o segundo intervalo foi de (0.025-1.025) segundos, o terceiro intervalo foi de (0.05-1,05) segundos, e assim sucessivamente até a finalização do tempo de amostragem.

Figura 20 - Frequência Mediana Janelada e Total do sinal eletromiográfico de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.



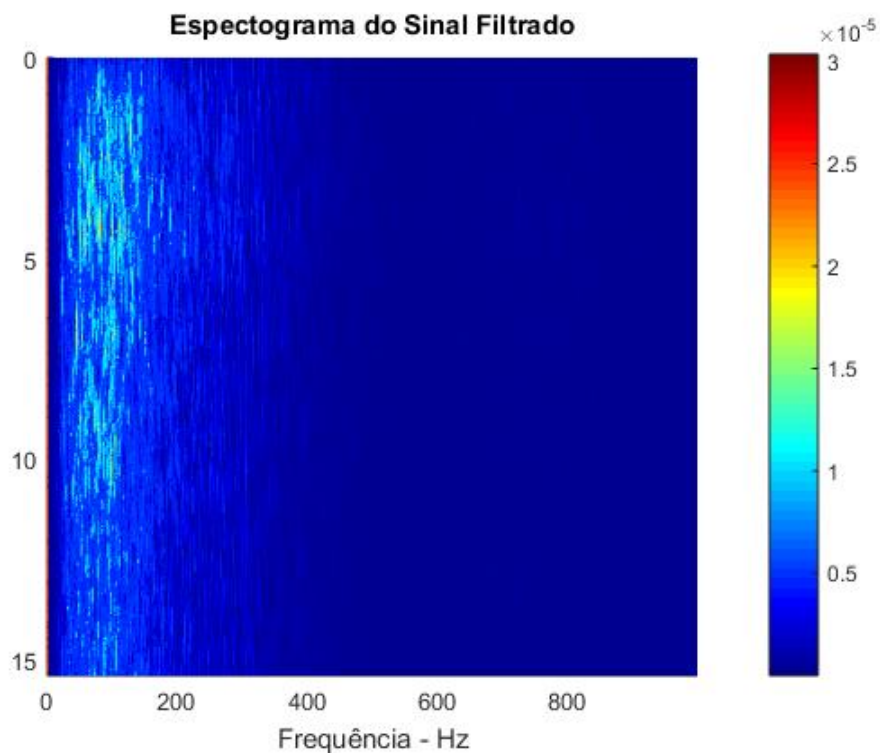
Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Apesar das diversas oscilações no valor da frequência mediana janelada, o menor valor encontrado após o início da atividade, dentro do intervalo da isometria, foi utilizado como um possível indicador de fadiga.

3.3.6.8 – ESPECTOGRAMA (Eletromiografia)

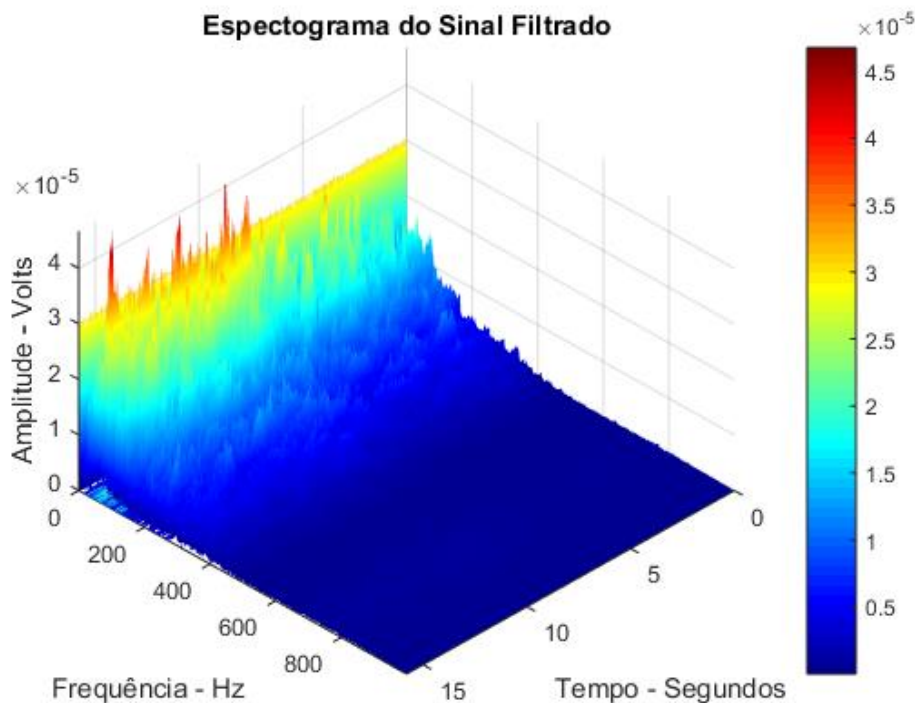
Por fim, por se tratar de uma amostra de um sinal não estacionário, decidiu-se construir um espectograma para averiguar se as haveria uma redução nos valores das frequências do sinal com o decorrer da tarefa, como previsto por DeLUCA (1984). Assim, o eixo 'x' representa as frequências presentes no sinal, o eixo 'y' representa o tempo de aparição das frequências e o eixo 'z' representa a amplitude do sinal – Figura 21 e 22.

Figura 21 – Espectograma do sinal de eletromiografia de um dos grupos musculares envolvidos na prensão palmar isométrica máxima.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Figura 22 - Vista em perspectiva do Espectograma do sinal de eletromiografia de um dos grupos musculares envolvidos na preensão palmar isométrica máxima.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.3.7 Análise dos dados

3.3.7.1- Análise dos dados de Dinamometria

A partir dos dados dinamométricos do teste de força de preensão palmar sustentada isométrica máxima, foi possível identificar o instante de tempo onde a curva da força RMS janelada atingiu valores inferiores ao valor RMS de toda a amostragem, possivelmente indicando um primeiro momento de perda rendimento da preensão.

Todos os dados coletados foram digitados (Tabelas 10 e 11 nos anexos), e a análise estatística foi realizada no programa Statistical Package for the Social Sciences (SPSS®). Os dados foram submetidos a análise descritiva e inferencial, com nível de significância de 5%. As variáveis descritivas foram apresentadas em média e desvio padrão. Na análise inferencial, para verificação da normalidade, utilizou-se tanto o teste de Shapiro-Wilk, para avaliar a viabilidade de utilização de testes estatísticos paramétricos. A seguir é apresentada a Tabela 1 com os valores obtidos nos testes de normalidade:

Tabela 1 - Aplicação do teste de normalidade de Shapiro-Wilk às variáveis do estudo.

Membro	Variáveis	Homens	Mulheres
		Valor p	Valor p
Esquerdo	Tempo	0,268	0,324
Direito	Tempo	0,791	0,564

Fonte: Elaborado pelos autores, 2021.

Como ambas as variáveis dos dois grupos de voluntários apresentaram normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk (valor de $p > 0,05$), foram utilizados testes paramétricos para realização das análises estatísticas. Foi aplicado o “Teste t para dados pareados” (entre membros direito e esquerdo) na análise intragrupos (comparação entre os membros de um mesmo indivíduo), e foi aplicado o “Teste t para amostras independentes” na análise intergrupo (comparação do mesmo membro de homens e mulheres). A seção de resultados apresenta as Tabelas 4 e 5 como os valores obtidos com as análises estatísticas.

3.3.7.2- Análise dos dados de Eletromiografia

Após tratar os dados de eletromiografia das mãos direita e esquerda do grupo amostrado com a rotina do programa numérico, foram extraídas duas informações principais para comparação com os resultados provenientes da análise de dinamometria: a frequência mediana de todo o sinal e os valores dos tempos onde a frequência mediana janelada atingiu seu menor valor dentro da amostra – Tabelas 12 e 13. Os dados foram organizados em tabelas e tratados com o programa Statistical Package for the Social Sciences (SPSS®) para comparação entre os valores obtidos entre os membros direito e esquerdo da mesma voluntária.

Para verificar quais técnicas estatísticas seriam utilizadas, foi aplicado o Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk às variáveis (Tabela 2 e 3). Para as variáveis consideradas Normais pelo teste (valor de $p > 0,05$), foi utilizado o teste “Teste t para dados pareados” (entre membros direito e esquerdo) (com nível de significância de 5%), já para as variáveis não normais, foi utilizado o “Teste Wilcoxon” (entre membros direito e esquerdo – com nível de significância de 5%).

Tabela 2 - Teste de Normalidade para as Frequências Medianas dos sinais de eletromiografia.

Testes de Normalidade – Frequência Mediana	
	Shapiro-Wilk
	Valor p
F_Mediana_Total_Direita_ERC_canal_1	0,616
F_Mediana_Total_Esquerda_ERC_canal_1	0,515
F_Mediana_Total_Direita_FUC_canal_2	0,370
F_Mediana_Total_Esquerda_FUC_canal_2	0,000
F_Mediana_Total_Direita_EUC_canal_3	0,049
F_Mediana_Total_Esquerda_EUC_canal_3	0,190
F_Mediana_Total_Direita_FSD_canal_4	0,163
F_Mediana_Total_Esquerda_FSD_canal_4	0,341

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Tabela 3 - Teste de Normalidade para os Tempos de aparição dos menores valores de Frequências Medianas dos sinais de eletromiografia

Testes de Normalidade - Tempo	
	Shapiro-Wilk
	Valor p
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_ERC_canal_1	0,879
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_ERC_canal_1	0,410
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_FUC_canal_2	0,131
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_FUC_canal_2	0,376
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_EUC_canal_3	0,611
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_EUC_canal_3	0,100
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_FSD_canal_4	0,131
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_FSD_canal_4	0,051

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.4 RESULTADOS

3.4.1 Resultados para a análise dinamométrica

Para a análise dinamométrica foram analisadas as forças de prensão palmar sustentada máxima por 30 segundos de ambos os membros (dominante e não dominante) de homens e mulheres. A partir desses dados foi possível plotar simultaneamente as curvas de Força RMS Janelada e Força RMS Total para ambos os membros. Com base nesses gráficos calculou-se o tempo de prensão até o momento em que o valor da força RMS Janelada decaísse até atingir

um valor inferior a seu próprio valor RMS Total. Nas Tabelas 4 e 5 são apresentados as médias e os desvios padrão das variáveis, os limites inferior e superior e o valor p para as variáveis “Tempo Membro Esquerdo” e “Tempo Membro Direito”, realizados com uma significância de $\alpha=5\%$, fornecidas pelo software SPSS.

Tabela 4 - Análise Intragrupo, entre os lados direito e esquerdo de um mesmo voluntário.

Variável	Participante	Membro	Média (DP) (segundos)	IC 95% (da Diferença)		Valor P
				Limite Inferior	Limite Superior	
Tempo	Homens	Esquerdo	7,50 ± 3,69	-1,40	1,14	0,834
		Direito	7,63 ± 2,93			
	Mulheres	Esquerdo	7,70 ± 3,07	-1,44	1,53	0,947
		Direito	7,65 ± 3,11			

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Tabela 5 - Análise Intergrupos, entre os mesmos membros de ambos os sexos.

Variável	Membro	Participante	Média (DP) (segundos)	IC 95% (da Diferença)		Valor P
				Limite Inferior	Limite Superior	
Tempo	Esquerdo	Homens	7,50±3,69	-2,37	1,96	0,851
		Mulheres	7,70±3,06			
	Direito	Homens	7,63±2,93	-1,96	1,91	0,979
		Mulheres	7,65±3,11			

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.4.2 Resultados para a análise eletromiográfica

Na análise dos dados da eletromiografia, foram analisados os comportamentos eletromiográficos de quatro grupos musculares distintos envolvidos na preensão palmar sustentada máxima por 15 segundos de ambos os membros (dominante e não dominante) de mulheres. A partir dos resultados obtidos pelo teste de normalidade de Shapiro-Wilk, foi possível escolher quais métodos (paramétricos ou não paramétricos) seriam utilizados para realização das análises estatísticas.

Os dados da Frequência Mediana de todo o sinal resultaram em duas variáveis normais (onde foram aplicados o Teste t emparelhado) e duas variáveis não normais (onde foram aplicados o

teste de Wilcoxon). Já os valores de Tempo para o sinal atingir seu menor valor de frequência mediana, resultaram em todas as variáveis normais, sendo utilizado o Teste T pareado para todas as amostras. Nas Tabelas 6, 7 e 8 são apresentados os valores obtidos para as médias e os desvios padrão das variáveis, os limites inferiores e superiores e o “valor p” para as variáveis, realizados com uma significância de $\alpha=5\%$, fornecidas pelo software SPSS. A Tabela 9 apresenta um resumo com os resultados dos testes estatísticos:

Tabela 6 – Análise entre os músculos da mão direita e esquerda utilizando o Teste T para às variáveis normais.

Variáveis	Média (DP) (Hertz)	IC 95% (da Diferença)		Valor P
		Limite Inferior	Limite Superior	
F_Mediana_Total_Direita_ERC_canal_1	100,36±18,93	-7,93	14,89	0,53
F_Mediana_Total_Esquerda_ERC_canal_1	96,88±19,24			
F_Mediana_Total_Direita_FSD_canal_4	78,83±14,61	-7,89	3,99	0,50
F_Mediana_Total_Esquerda_FSD_canal_4	80,77±13,67			

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Tabela 7 - Análise entre os músculos da mão direita e esquerda utilizando Teste Wilcoxon aplicado às variáveis de Frequência Mediana não normais

Variáveis	Média (DP) (Hertz)	Valor P
F_Mediana_Total_Direita_FUC_canal_2	74,25±11,28	0,212
F_Mediana_Total_Esquerda_FUC_canal_2	75,45±24,51	
F_Mediana_Total_Direita_FSD_canal_3	93,19±20,36	0,012
F_Mediana_Total_Esquerda_FSD_canal_3	83,08±14,99	

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Tabela 8 - Análise entre os tempos para que os músculos da mão direita e esquerda alcancem seus valores de frequência mediana mínimos, utilizando o Teste T pareado.

Variáveis	Média (DP)	IC 95% (da Diferença)		Valor P
		Limite Inferior	Limite Superior	
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_ERC_canal_1	10,79±3,04	-0,59	3,12	0,17
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_ERC_canal_1	9,52±3,06			
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_FUC_canal_2	9,59±3,21	-2,26	1,61	0,73
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_FUC_canal_2	9,92±2,87			
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_EUC_canal_3	10,22±2,77	-0,77	2,16	0,33
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_EUC_canal_3	9,52±2,66			
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_FSD_canal_4	9,77±3,29	-3,82	0,90	0,21
Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_FSD_canal_4	11,23±2,39			

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

Tabela 9 - Tipos de teste aplicados para comparação entre as variáveis e conclusões estatísticas com um nível de significância de $\alpha=5\%$.

Variáveis Comparadas	Tipo de Teste	Conclusão
F_Mediana_Total_Direita_ERC_canal_1 - F_Mediana_Total_Esquerda_ERC_canal_1	Teste T Pareado	Não há diferenças significativas
F_Mediana_Total_Direita_FUC_canal_2 - F_Mediana_Total_Esquerda_FUC_canal_2	Teste de Wilcoxon	Não há diferenças significativas
F_Mediana_Total_Direita_EUC_canal_3 - F_Mediana_Total_Esquerda_EUC_canal_3	Teste de Wilcoxon	Há diferenças significativas
F_Mediana_Total_Direita_FSD_canal_4 - F_Mediana_Total_Esquerda_FSD_canal_4	Teste T Pareado	Não há diferenças significativas
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_ERC_canal_1 - Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_ERC_canal_1	Teste T Pareado	Não há diferenças significativas
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_FUC_canal_2 - Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_FUC_canal_2	Teste T Pareado	Não há diferenças significativas
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_EUC_canal_3 - Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_EUC_canal_3	Teste T Pareado	Não há diferenças significativas
Menor_Tempo_F_Mediana_Direito_FSD_canal_4 - Menor_Tempo_F_Mediana_Esquerdo_FSD_canal_4	Teste T Pareado	Não há diferenças significativas

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

3.5 DISCUSSÃO

Após a análise estatística dos dados provenientes do processamento dos sinais dinamométricos, pôde-se perceber que as variáveis de “Tempo” (apresentados na Tabelas 4 e Tabela 5) não apresentaram diferenças significativas na comparação entre os dois membros do mesmo indivíduo (em ambos os sexos) e também não apresentaram diferenças significativas na comparação do mesmo membro entre os sexos.

Esse fato pode indicar que a utilização das curvas RMS do sinal de força isométrica possivelmente podem ser bons parâmetros para avaliar o início da perda significativa de força para ambos os membros (dominante e não dominante) de ambos grupos, já que o próprio indivíduo gera seu parâmetro de comparação.

Foram analisados os sinais eletromiográficos como forma de complementar o estudo. Os valores de frequência mediana foram utilizados pois a literatura utiliza tal variável como indicador da fadiga muscular, o que poderia fornecer bons parâmetros para identificar um possível início de fadiga. Os resultados estatísticos das análises dos sinais eletromiográficos, indicaram que as Frequências Medianas atingiram seus menores valores com um tempo de aproximadamente de 10 segundos, mesmo que as amostras coletadas tenham tido um valor médio de aproximadamente 15 segundos. Entretanto, deve-se levar em consideração que as populações amostradas apresentam considerável diferença de idade pois fazem parte de bancos de dados distintos.

Os valores das frequências medianas totais dos sinais foram ligeiramente diferentes entre os quatro músculos analisados, variando desde de aproximadamente 75Hz até 100Hz, segundo (ROBERTSON; et al; 2014) esse valor é de aproximadamente 100Hz, mostrando que os valores obtidos pelo estudo foram bem próximos dos valores teóricos, considerando-se o fato de a amostra possuir poucos indivíduos e a análise comparar músculos de tamanhos distintos.

Os valores encontrados na análise dinamométrica foram de aproximadamente 7 segundos de duração, enquanto os valores encontrados na análise eletromiográficas dos quatro músculos envolvidos na preensão palmar foram de aproximadamente 10 segundos. Tais valores estão dentro do intervalo de tempo recomendado por Kisner (KISNER; 2005) que corresponde a um intervalo de pelo menos 6 segundos e não mais que 10 segundos para indivíduos saudáveis.

3.6 CONCLUSÕES

Os métodos aplicados neste estudo estimaram que o tempo médio de sustentação da força isométrica (em indivíduos saudáveis) está entre 7 e 10 segundos, intervalo muito próximo ao proposto pela literatura que está entre 6 e 10 segundos, para gerar fortalecimento.

Devido à grande variabilidade encontrada entre as variáveis obtidas dos sujeitos que participaram do estudo, percebe-se que não é prudente indicar a unicidade de um mesmo valor temporal de exercício para todos os indivíduos, sendo mais prudente a utilização dos dados de cada sujeito para prescrever seu próprio tempo de exercício, em especial para indivíduos sintomáticos. Esse tempo pode ser um parâmetro determinante para a prescrição de exercícios isométricos para treino de força muscular máxima dos membros dominante e não dominante, de homens e mulheres, porém são necessárias avaliações individualizadas para prescrever o tempo de isometria que é seguro para cada sujeito.

Sugere-se que, futuramente, sejam realizados mais estudos com um maior número de sujeitos e com a amostragem simultânea de dinamometria e eletromiografia no mesmo paciente, para que os gráficos possam ser gerados em uma mesma base de tempo, para que possam ser realizadas mais observações sobre essa temática.

3.7 REFERÊNCIAS

- BENDAT. J S; PIERSOL. A.G.; Random Data: Analysis and Measurement Procedures (3rd. ed.). John Wiley & Sons, Inc., USA, 2000.
- BOYLESTAD, Robert L.. "Introdução à Análise de Circuitos." 10ª ed. São Paulo: Pearson. 848 p.; 1997; São Paulo
- CASTILHO, J. E. Apostila de Cálculo Numérico. www.castilho.prof.ufu.br, UFU, 2002.
- BASMAJIAN. J. V.; DeLUCA C. J.; Muscles alive: Their Functions Revealed by Electromyography; Baltimore; Willians & Wilkins; 1985
- De LUCA, C.J.; Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Critical Review in Biomedical Engineering, v. 11, n. 4, p. 251-279, 1984.
(<https://www.delucafoundation.org/download/bibliography/de-luca/026.pdf> < Acesso em 03 de maio de 2021)
- DEMURA S, YAMAJI S, NAGASAWA Y, IKEMOTO Y, SHIMADA S. Force developmental phase and reliability in explosive and voluntary grip exertions. *Percept Mot Skills*. 2001 Jun;92(3 Pt 2):1009-21. doi: 10.2466/pms.2001.92.3c.1009. PMID: 11565909.
- DEMURA S, NAKADA M, NAGASAWA Y. Gender difference in subjective muscle-fatigue sensation during sustained muscle force exertion. *Tohoku J Exp Med*. 2008 Jul;215(3):287-94. doi: 10.1620/tjem.215.287. PMID: 18648189.
- FERNANDES LFRM, BERTONCELLO D, PINHEIRO NM, ET AL. Correlações entre força de preensão manual e variáveis antropométricas da mão de jovens adultos. *Fisioter E Pesqui* 2011; 18: 151–156.
- FESS EE. Grip Strength. 2nd ed. Chicago: American Society of Hand Therapists, 1992.
- FESS EE, MORAN CA. Clinical assessment recommendations. Philadelphia: American Society of Hand Therapists, 1981.
- GILBERT JC, KNOWLTON RG. Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. *Am J Phys Med*. 1983 Jun;62(3):135-44. PMID: 6859248.
- GREDE, J C; "Measuring Outcomes of Rehabilitation Among Persons with Upper Extremity Traumatic Injuries" (2013).Theses and Dissertations. Paper 496. University of Wisconsin Milwaukee
- HÄKKINEN K, ALÉN M, KOMI PV. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand*. 1985 Dec;125(4):573-85. doi: 10.1111/j.1748-1716.1985.tb07760.x. PMID: 4091001.
- HERMENS. H. J.; FRERIKS. B.; MERLETTI. R., STEGEMAN. D. F.; BLOK. J.; RAU. G.; DISSELHORST-KLUG. C.; HÄGG. G.; European Recommendations for Surface ElectroMyography. V 5, 1997.
- JÚNIOR, J. M. N; “Teste de Preensão Isométrica da mão: Metodologias e Implicações Fisiológicas”;Tese de Doutorado Apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação – UNICAMP. Campinas, 1998.

KAMIMURA T, IKUTA Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. *J Rehabil Med* 2001; 33: 225–229.

KISNER C. Exercícios terapêuticos : fundamentos e técnicas. 4th ed. Barueri (SP): Manole, 2005.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. "Laboratório de Biofísica. Instrumentação em Eletromiografia."; Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006. 29 p.

MARQUES. V. A. S.; "Capítulo 1 e Capítulo 3 - Instrumentação"; Universidade federal do Triângulo Mineiro; Notas de Aula da disciplina de Instrumentação; 2014

MORITANI T, DEVRIES HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med.* 1979 Jun;58(3):115-30. PMID: 453338.

OPPENHEIM. A. V.; SCHAFER. R. W.; Discrete-Time Signal Processing; New Jersey: Prentice Hall Signal Processing Series, 1999.

PEROTTO, A. O.; DELAGI, E. F.; HAMMOND, P. B. Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk. 5ª Ed. Springfield, 2011.

ROBERTSON. D.G E.; CALDWELL. G. E.; HAMILL. J.; KAMEN. G.; WHITTLESEY. S. N.; Research Methods in Biomechanics; United States: Human Kinetics, 2014.

SHECHTMAN O, SINDHU BS, DAVENPORT PW. Using the force-time curve to detect maximal grip strength effort. *J Hand Ther.* 2007 Jan-Mar;20(1):37-47; quiz 48. doi: 10.1197/j.jht.2006.10.006. PMID: 17254907.

SILVA. A. F. G.; GUERREIRO. S. L. G. G.; PAOLINELLI. S. M. R. Manual para elaboração de trabalhos acadêmicos baseado nas normas de documentação da ABNT / Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Biblioteca Central. 3. ed. -- Uberaba, MG, 2019. 139 pag.

STULEN. F. B.; DeLUCA. C. J.; Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1981 Jul; 28(7):515-23. doi: 10.1109/TBME.1981.324738. PMID: 7275132. (Acessado em 03 de junho de 2021).

VIITASALO. J. H. T.; KOMI. P. V.; Signal characteristics of EMG during fatigue. *Europ. J. Appl. Physiol.* 37, 111–121 (1977). <https://doi.org/10.1007/BF00421697> (Acessado em 04 de julho de 2021).

<https://samcon.be/Samcon/attachments/121098000000328270/121098000010093133.pdf> (Acessado em 20 de janeiro de 2021).

4. ANEXOS

Tabela 10 - Valores obtidos através do rotina computacional aplicada ao grupo de participantes do sexo Masculino.

Participantes Homens	Esquerda	Direita
	Tempo_ME	Tempo_ME
1	2,95	9,70
2	4,25	6,50
3	12,75	9,65
4	11,40	7,70
5	4,55	6,35
6	5,70	8,30
7	9,05	7,65
8	1,80	5,00
9	4,85	2,20
10	2,65	2,90
11	6,00	8,35
12	11,35	12,55
13	12,35	10,10
14	4,75	4,70
15	13,30	14,10
16	7,05	6,65
17	9,30	8,15
18	8,10	6,35
19	10,35	8,05
Médias	7,50	7,63
Desvio Padrão	3,69	2,93

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.
Tempo em segundos.

Tabela 11 – Valores obtidos através do rotina computacional aplicada ao grupo de participantes do sexo feminino.

Participantes Mulheres	Mão Esquerda	Mão Direita
	Tempo_ME	Tempo_ME
1	2,00	4,35
2	4,45	4,90
3	12,05	13,25
4	8,15	5,45
5	7,90	6,00
6	11,80	6,60
7	7,55	7,40
8	9,50	9,15
9	10,30	9,35
10	5,10	8,45
11	9,80	7,70
12	11,40	5,05
13	8,85	14,95
14	8,85	8,15
15	2,00	2,65
16	9,25	4,75
17	5,35	10,85
18	11,25	9,80
19	4,10	3,65
20	6,45	9,25
21	5,65	9,05
Médias	7,70	7,65
Desvio Padrão	3,07	3,11

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.
Tempo em segundos.

Tabela 12- Valores obtidos através da rotina computacional nos músculos ERC e FUC.

Paciente	Canal 1 - Extensor Radial do Carpo				Canal 2 - Flexor Ulnar do Carpo			
	Frequência Mediana de todo o Sinal - Direita*	Frequência Mediana de todo o Sinal - Esquerda*	Tempo Menor valor F_Mediana Direita*	Tempo Menor valor F_Mediana Esquerda*	Frequência Mediana de todo o Sinal - Direita*	Frequência Mediana de todo o Sinal - Esquerda*	Tempo Menor valor F_Mediana Direita*	Tempo Menor valor F_Mediana Esquerda*
1	130,60	107,90	8,83	5,95	83,40	78,20	6,35	6,18
2	119,10	90,10	4,20	5,10	65,20	72,50	4,73	11,07
3	73,00	74,60	7,65	12,53	72,30	64,10	6,73	11,70
4	104,90	122,00	8,63	8,93	72,20	66,20	9,13	12,18
5	85,50	129,70	16,90	12,88	78,60	82,90	9,23	11,28
6	87,80	97,80	8,55	9,10	82,80	71,70	8,13	3,78
7	116,20	94,30	9,88	5,55	78,50	70,80	13,23	9,05
8	74,20	98,40	14,65	12,33	73,60	69,00	14,10	6,73
9	95,20	120,10	11,70	8,70	103,90	77,80	11,33	8,35
10	120,00	132,00	7,65	14,77	69,20	61,40	13,07	13,92
11	92,50	86,50	13,95	9,78	80,00	62,50	10,77	13,88
12	127,20	79,60	9,95	9,35	78,20	53,50	7,60	10,17
13	108,90	110,80	13,90	8,48	75,60	78,00	7,08	9,88
14	122,10	97,30	13,87	9,13	74,30	96,40	13,63	9,05
15	105,20	66,30	10,85	4,23	65,90	166,70	4,45	11,13
16	97,60	85,60	12,70	9,80	60,20	62,90	13,42	9,98
17	88,00	94,20	9,75	13,42	55,20	57,70	13,08	12,00
18	67,20	73,20	9,80	13,38	56,70	58,30	9,95	13,02
19	91,60	80,30	11,55	7,55	84,90	83,00	6,28	5,05
Média	100,36	96,88	10,79	9,52	74,25	75,45	9,59	9,91
Desvio Padrão	18,93	19,24	3,04	3,06	11,28	24,51	3,21	2,87

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

*Unidades de Frequência em Hertz e unidades de tempo em Segundos

Tabela 13 - Valores obtidos através da rotina computacional nos músculos EUC e FSD.

Paciente	Canal 3 -Extensor Ulnar do Carpo				Canal 4 - Flexor Superior de Dedos			
	Frequência Mediana de todo o Sinal - Direita*	Frequência Mediana de todo o Sinal - Esquerda*	Tempo Menor valor F_Mediana Direita*	Tempo Menor valor F_Mediana Esquerda*	Frequência Mediana de todo o Sinal - Direita*	Frequência Mediana de todo o Sinal - Esquerda*	Tempo Menor valor F_Mediana Direita*	Tempo Menor valor F_Mediana Esquerda*
1	115,00	94,60	11,48	10,38	89,30	80,80	13,25	9,65
2	146,10	98,90	6,35	4,03	81,60	80,50	7,93	10,50
3	95,00	91,90	8,25	11,63	119,60	90,70	7,65	12,75
4	107,20	116,80	4,35	9,90	89,50	101,30	5,30	13,50
5	80,40	91,20	14,00	10,93	80,90	97,70	11,88	13,73
6	72,40	77,30	14,07	11,47	74,70	76,70	9,60	11,67
7	80,00	85,10	9,90	9,55	82,10	74,90	5,75	9,23
8	92,80	69,10	8,65	4,43	72,50	72,90	11,35	9,60
9	104,90	86,20	10,60	13,30	87,80	95,50	13,63	9,05
10	127,90	97,50	12,80	9,93	82,90	97,80	13,88	5,15
11	95,50	73,80	10,70	10,70	94,10	72,50	13,80	11,03
12	84,40	69,90	12,55	8,00	55,30	51,50	5,18	12,60
13	95,70	81,30	9,80	9,28	73,50	83,80	9,58	13,07
14	71,00	69,70	13,37	9,18	73,60	72,60	13,60	13,15
15	82,00	70,00	12,10	11,95	60,90	64,70	7,20	11,75
16	79,80	71,10	11,78	9,13	72,70	79,30	4,00	13,82
17	70,30	63,90	7,98	5,05	63,60	70,10	12,52	7,38
18	72,20	65,20	9,28	13,45	60,60	69,70	10,38	13,72
19	98,10	105,10	6,13	8,63	82,50	101,70	9,13	12,02
Média	93,19	83,08	10,22	9,52	78,83	80,77	9,77	11,23
Desvio Padrão	20,36	14,99	2,77	2,67	14,61	13,67	3,29	2,39

Fonte: Elaborado pelo autor, 2021.

*Unidades de Frequência em Hertz e unidades de tempo em Segundos