

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

CAIQUE PERES DA SILVA

**AVALIAÇÃO DE FADIGA NO QUADRÍCEPS, UTILIZANDO MMG E
BIOIMPEDÂNCIA, AO APLICAR ELETROESTIMULAÇÃO (FES – FUNCTIONAL
ELECTRICAL STIMULATION)**

Ilha Solteira

2021

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CAIQUE PERES DA SILVA

**AVALIAÇÃO DE FADIGA NO QUADRÍCEPS, UTILIZANDO MMG E
BIOIMPEDÂNCIA, AO APLICAR ELETROESTIMULAÇÃO (FES –
FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION)**

Dissertação, apresentada à Faculdade de Engenharia – UNESP – Campus Ilha Solteira, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de Conhecimento: Automação.

Marcelo Augusto Assunção Sanches
Orientador

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

S586a Silva, Caique Peres da.
Avaliação de fadiga no quadríceps, utilizando MMG e bioimpedância, ao aplicar eletroestimulação (FES – Functional Electrical Stimulation) / Caique Peres da Silva. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2021
60 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2021

Orientador: Marcelo Augusto Assunção Sanches
Inclui bibliografia

1. Bioimpedância. 2. Bioimpedância localizada. 3. Bioimpedância no quadríceps. 4. Fadiga. 5. Ponto motor. 6. Eletroestimulação.

Raiane da Silva Santos
Raiane da Silva Santos

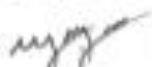
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: AVALIAÇÃO DE FADIGA NO QUADRÍCEPS, UTILIZANDO MMG E BIOIMPEDÂNCIA, AO APLICAR ELETROESTIMULAÇÃO (FES - FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION)

AUTOR: CAIQUE PERES DA SILVA

ORIENTADOR: MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP



Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP



Prof. Dr. ADALBERTO VIEIRA CORAZZA (Participação Virtual)
Departamento de Medicina e Anatomia Humana / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

Ilha Solteira, 29 de janeiro de 2021

DEDICATÓRIA

À minha família, em especial a minha Mãe Izabel (*in memoriam*), pela motivação para iniciar o curso, a minha tia Odete e minha prima Aline, pelo apoio para conseguir chegar nessa etapa estando sempre presentes nos momentos mais difíceis dessa jornada.

Dedico também ao meu orientador o Prof. Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches por todo apoio, ao Prof. Dr. Adalberto Vieira Corazza, ao Mestre e doutorando Rafael Augusto de Araujo e ao Doutor Fabian Rodrigo Castro Forero por não medirem esforços para nos ajudar na etapa final desse trabalho, ao Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho por nos instruir em diversas etapas do trabalho contribuindo com sua ampla experiência, aos meus companheiros de escrita de revisões Prof. Dr. Renan Fernandes Kozan, ao Mestre e doutorando Elcio Alteris dos Santos e a todo grupo de pesquisadores do LIEB que não hesitam em ajudar uns aos outros.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

“Treine enquanto eles dormem, estude enquanto eles se divertem, persista enquanto eles descansam, e então, viva o que eles sonham.” (Provérbio Japonês)

RESUMO

A bioimpedância é a oposição da passagem de corrente elétrica em tecidos vivos. Ao ser analisada a resposta da corrente elétrica em um meio, é possível determinar algumas características físicas, doenças e até mesmo algumas alterações do mesmo. A FES (acrônimo de Functional Electrical Stimulation), tem sido cada vez mais utilizada para auxiliar na no tratamento e fortalecimento de grupos musculares, seja de pessoas hígdas e paraplégicas, porém um grande problema é que a FES causa uma fadiga muito mais rápida que quando se executam movimentos voluntários, pois são excitadas muitas fibras ao mesmo tempo. Desta forma, o presente estudo visa analisar a fadiga muscular do músculo quadríceps femoral por meio da bioimpedância após protocolo de fadiga com FES. Neste trabalho foram realizados testes isométricos em 18 participantes saudáveis. Para verificar o nível de fadiga foi utilizada uma célula de carga, pois assim foi medido o torque e pôde-se acompanhar o decréscimo do mesmo. Foram também realizadas medições de mecanomiografia (MMG) utilizando um acelerômetro, pois a atividade muscular está ligada a fadiga. Com os resultados pôde-se observar que depois de atingir o nível de fadiga proposto, o músculo apresentou maior impedância e maior defasagem em relação aos seus valores iniciais, antes da primeira aplicação de FES.

Palavras-chave: Bioimpedância. Bioimpedância localizada. Bioimpedância no quadriceps. Fadiga. Ponto Motor. Eletroestimulação. FES. MMG.

ABSTRACT

Bioimpedance is the alternative of passing electric current through living tissues. When analyzing the response of electric current in a medium, it is possible to determine some physical characteristics, diseases and even some changes in it. FES (acronym for Functional Electrical Stimulation), has been increasingly used to assist in the treatment and strengthening of muscle groups, whether healthy or paraplegic people, but a major problem is that FES causes fatigue much faster than when perform voluntary movements, as many fibers are excited at the same time. Thus, the present study analyzes muscle fatigue of the quadriceps femoris muscle through bioimpedance after fatigue protocol with FES. In this work, isometric tests were performed on 18 healthy participants. To check the fatigue level to use a load cell, as the torque was measured and can be monitored or decreased. They were also transported by mechanomyography (MMG) using an accelerometer, as muscle activity is linked to fatigue. With the results it was possible to observe that after reaching the proposed fatigue level, the result showed greater impedance and greater lag in relation to the initial values, before the first application of FES.

Keywords: Bioimpedance. Localized bioimpedance. Bioimpedance in quadriceps. Fatigue. Motor Point. Electro-stimulation. FES. MMG.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo de bioimpedância celular.	19
Figura 2 – Exemplo de eletrodo.....	24
Figura 3 – Mapa de pontos motores.	25
Figura 4 – Identificação do ponto motor utilizando a caneta-eletrodo.	25
Figura 5 – Método da palma da mão.....	26
Figura 6 – Placa AD5933EBZ.....	28
Figura 7 – Tela do software ao realizar calibração.	29
Figura 8 – Tela do software com parâmetros utilizados	31
Figura 9 – Plataforma de testes.....	32
Figura 10 – Eletroestimulador Neurodyn II.	33
Figura 11 – Posição dos eletrodos e sensor de MMG em um dos participantes.	34
Figura 12 – Posição dos eletrodos e sistema de angulação da perna em 30°.	35
Figura 13 – Variação de torque e MMG durante a contração muscular.	40
Figura 14 – Percentual Bioimpedância a partir da primeira medição	48
Figura 15 – Teste prévio FES + bioimpedância.....	49
Figura 16 – Percentual de impedância após protocolo de fadiga.	50
Figura 17 – Percentual defasagem após protocolo de fadiga.	51
Figura 18 – Percentual de MMG após protocolo de fadiga.	52
Figura 19 – Média percentual de bioimpedância e MMG após protocolo de fadiga.	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Alguns parâmetros dos oito trabalhos cotados.	15
Tabela 2 – Teste de corrente máxima suportável de um dos voluntários.	37
Tabela 3 – Dados antropométricos coletados.....	39
Tabela 4 – Torque inicial, final e tempo até a fadiga.....	41
Tabela 5 – Torque inicial, final e tempo até a fadiga, com supressão dos valores de medição de alguns voluntários.	42
Tabela 6 – Valores absolutos MMG (Rms).	43
Tabela 7 – Valores absolutos Bioimpedância (Impedância e Defasagem).	44
Tabela 8 – Comparação antes da FES e após a fadiga	45
Tabela 9 – Comparação após identificação de corrente máxima e após a fadiga	46
Tabela 10 – KS Test.	47
Tabela 11 – Resultados correlação de Spearman.	48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AF	Ângulo de Fase
BIA	Bioelectrical Impedance Analysis
BIS	Bioimpedance Spectroscopy
FES	Functional Electrical Stimulation
MMG	Mechanomyography
RFB	Resistor Feedback
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
USB	Universal Serial Bus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (NMES).....	11
1.2 BIOIMPEDÂNCIA APLICADA NO QUADRÍCEPS.	12
1.3 OBJETIVOS	15
1.3.1 Objetivo Geral	15
1.3.2 Objetivos Específicos	16
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	17
2.1 BIOIMPEDÂNCIA	17
2.2 PROPRIEDADES ELÉTRICAS DE UM TECIDO BIOLÓGICO	18
2.3 ANÁLISE DE BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA	20
2.4 ÂNGULO DE FASE NA BIOIMPEDÂNCIA.....	23
2.5 ELETRODOS PARA BIOIMPEDÂNCIA	23
2.6 IDENTIFICAÇÃO DO PONTO MOTOR	24
3 MATERIAIS E MÉTODOS	28
3.1 INSTRUMENTAÇÃO PARA MEDIR A BIOMIMPEDÂNCIA.....	28
3.1.1 Ajustes do software AD5933	29
3.2 PLATAFORMA DE TESTES	31
3.3 PARTICIPANTES	33
3.4 PROTOCOLO DE TESTES.....	33
3.4.1 Preparação para aplicação dos testes	34
3.4.2 Medições de bioimpedância	36
3.4.3 Protocolo de identificação da corrente máxima suportável	36
3.4.4 Protocolo do teste de fadiga	37
3.4.5 Testes estatísticos	38
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	39
5 CONCLUSÃO	54
REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo é apresentada uma introdução geral, uma revisão de literatura sobre trabalhos onde se emprega bioimpedância de forma localizada e os objetivos, com o intuito de apresentar ao leitor as informações necessárias para um melhor entendimento sobre o trabalho desenvolvido.

1.1 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Na literatura é possível verificar que a técnica de exercício voluntário associada a FES (acrônimo de Functional Electrical Stimulation) pode apresentar bons resultados, tanto para a reabilitação quanto para o treinamento de atletas (PAILLARD, 2008).

A FES pode ser utilizada com a finalidade de favorecer o fortalecimento e a reeducação muscular, seja em condições patológicas, como em indivíduos saudáveis. A FES é vista como uma promessa na reabilitação de indivíduos com habilidade limitada para ativar seus músculos esqueléticos, mas também como método de treino de aumento de força e de resistência na população de atletas (GORGEY *et al.*, 2009; DI BARTOLO, 2016).

O número de unidades motoras recrutadas ao aplicar FES depende de diversos fatores, como o posicionamento (preferencialmente sobre os pontos motores do músculo), tamanho dos eletrodos (abrangendo o grupo muscular desejado), do músculo, do tecido adiposo (o qual pode influenciar sobre a passagem da corrente elétrica), o tipo do sinal de eletroestimulação (que pode ser modulado de acordo com cada finalidade), dentre outros (DEHAIL; DUCLOS; BARAT, 2008; NAGO *et al.*, 2007; PAILLARD, 2008).

A amplitude e/ou largura de pulso do sinal de eletroestimulação possui relação direta com a quantidade de unidades motoras recrutadas, ou seja, quanto maior a intensidade de eletroestimulação, mais unidades serão recrutadas, e com isso maior será força muscular produzida, entretanto, amplitudes ou largura de pulso muito altas podem gerar desconforto podendo tornar a estimulação dolorosa (KITCHEN, 2003).

Quando se utiliza FES, um maior recrutamento das fibras ocorre de forma diferente ao recrutamento natural (voluntário), o que leva a fadiga muscular em um

tempo muito menor que se fosse um movimento voluntário. O recrutamento é inverso ao voluntário, pela menor impedância ocorre à passagem da corrente elétrica, que são as fibras nervosas de maior diâmetro (DEHAIL; DUCLOS; BARAT, 2008; SOLOMONOW, 1984). Desta forma, são recrutadas preferencialmente as fibras de maior diâmetro, que são também mais rapidamente fadigáveis que as de menor diâmetro (SOLOMONOW, 1984).

A fadiga altera as características do músculo o que torna mais difícil controlar a quantidade de estímulos aplicados para gerar um determinado movimento.

1.2 BIOIMPEDÂNCIA APLICADA NO QUADRÍCEPS.

Foi realizada uma revisão de literatura com o objetivo de investigar trabalhos sobre bioimpedância, principalmente aplicada de forma localizada no músculo quadríceps.

A busca pelos trabalhos e publicações sobre o tema foi realizada nas bases: *Google Scholar*, *IEEE Xplore*, *Pubmed*, *Scopus* e *Web of Science*. Foi utilizado o idioma inglês, e os termos pesquisados foram: “*Bioimpedance Lower Limb*”, “*Bioimpedance Quadriceps*”, “*Bioimpedance Localized*”, “*Segmental Bioimpedance*”.

Após as buscas nas bases de dados, foram excluídos trabalhos duplicados e separados apenas os trabalhos onde se utiliza a bioimpedância localizada no quadríceps. Desta forma, foram selecionados apenas oito trabalhos.

Este pequeno número de trabalhos indica a necessidade de uma investigação mais abrangente para consolidar e validar os métodos.

Considerando em ordem cronológica, o primeiro artigo analisado foi Rutkove, Aaron, Shiffman (2002), que buscaram determinar como os parâmetros de bioimpedância no quadríceps femoral se alteram em pacientes com doença neuromuscular, com dois objetivos: determinar se a bioimpedância localizada fornece informações úteis, valores quantitativos da gravidade da doença e se padrões específicos da doença podem ser identificados com parâmetros de bioimpedância. A conclusão obtida pelos autores foi que os parâmetros de bioimpedância (impedância e defasagem) podem complementar estudos sobre a condução nervosa e eletromiografia de agulha no diagnóstico e tratamento de doenças neuromusculares, através das alterações em seus valores.

Byun *et al.*(2003) descreveram a possibilidade de analisar padrão de marcha a partir da variação da impedância no membro inferior ao realizar o movimento de caminhada, utilizando dois eletrodos de corrente fixados na coxa, joelho e pé, e dois eletrodos em potencial são aplicados no plano medial e posição posterior da perna em dez voluntários. Com as características da impedância medidas nos membros inferiores, concluiu-se que diferentes padrões de movimento exibem diferentes padrões e níveis de impedância.

Nescolarde *et al.*(2011), tem o objetivo de estabelecer vetores de impedância médio no corpo inteiro e em cada membro inferior antes do treinamento esportivo em dois esportes coletivos diferentes (futebol e basquetebol) e avaliar esta técnica para monitorar o estado muscular, que pode ser de interesse como marcador preditivo para avaliar lesões musculares e de acompanhamento em esportes profissionais. Observaram que a análise vetorial de bioimpedância segmentar pode contribuir na avaliação de lesões musculares. A simetria de vetores de bioimpedância segmentar em grupos musculares em membros inferiores pode ser usada para detectar alterações musculares em sua estrutura e/ou hidratação. Concluindo que este método é promissor para o acompanhamento da recuperação após lesões musculares, o que pode ser útil para determinar o retorno a prática esportiva.

Nescolarde *et al.*(2013), realizaram medições bioimpedância localizada nos músculos dos membros inferiores em jogadores profissionais de futebol antes e após lesão e durante a recuperação até o retorno ao jogo, para determinar as alterações nas variáveis de Bioimpedância (resistência (R), reatância (Xc) e ângulo de fase (AF)) em diferentes graus de lesão muscular. Neste trabalho concluiu-se que medições localizadas de bioimpedância em grupos musculares permitem a detecção de lesões nos tecidos e sua gravidade, os valores de R, Xc e AF diminuíram com o aumento da gravidade da lesão muscular, as reduções em R refletem o acúmulo de líquidos localizados e reduções em Xc e AF destacam lesão na membrana celular. O retorno próximo aos valores de Xc e AF do músculo sem lesão indicam a cicatrização da cavidade intramuscular.

Nescolarde *et al.*(2014), realizaram medições de bioimpedância localizada em três tipos pós-traumáticos de lesões em quatro jogadores profissionais de futebol. O valor de referência normal (sem lesão) foi obtido do membro contralateral não lesionado em uma localização espelhada da lesão. As variações relativas de

resistência e reatância no local da lesão foram confrontadas com os valores não lesionados. Em comparação aos valores laterais do músculo não lesionado, os parâmetros de resistência e reatância (R e X_c) diminuíram, e em apenas um tipo de lesão a resistência (R) se manteve próxima ao valor de não lesionado.

Bogónez-Franco *et al.* (2015) realizaram uma comparação de dois dispositivos analisadores de bioimpedância comerciais, medindo a impedância de três segmentos corporais diferentes. Foram medidos os segmentos localizados no quadríceps direito. Os autores concluíram que ambos os analisadores de bioimpedância funcionam bem quando as medições são realizadas quando há uma menor impedância de contato do eletrodo, ou seja, um melhor contato entre eletrodo e pele. Foi verificado também que a impedância de contato do eletrodo introduz erros, especialmente no ângulo de fase em altas frequências, especialmente ao medir baixas impedâncias. Os erros podem ser diminuídos se eletrodos de menor impedância são utilizados, por exemplo, aqueles que envolvem áreas de contato maiores.

Mascherini, Petri, Galanti (2015), verificaram o estado de condicionamento físico e a eficácia de um programa de treinamento, através do estudo da composição corporal. O objetivo foi apresentar a integração do método de bioimpedância para avaliação total e segmentar de composição corporal. Foi obtida a conclusão que usar a prega cutânea medida para estabelecer apenas massa gorda em uma população de atletas, não apresenta informações suficientes. A análise pode fazer parte de uma avaliação de composição corporal mais ampla, com peso corporal, circunferências e impedância para fornecer informações adicionais. Por outro lado, a bioimpedância estima massa isenta de gordura a partir da medição da água corporal total. Levando em conta o valor do peso corporal em 100% dos casos analisados foi possível integrar com dobras cutâneas o método de bioimpedância.

Nescolarde *et al.*(2017), quantificaram a estrutura rompida dos tecidos moles nos músculos lesionados de jogadores profissionais de futebol e correlacionou a gravidade da lesão com o tempo de retorno a campo, utilizando o percentual de alteração na resistência, reatância e ângulo de fase por medidas de bioimpedância localizada em 22 lesões musculares. Neste estudo foi observado que aumento em X_c indica proliferação e granulação epidérmica, e que X_c diminui com infecção de células. O valor R é inversamente proporcional ao fluido extracelular e diretamente proporcional ao coágulo de fibrina, portanto, a diminuição de seu valor indica uma

cicatrização bem-sucedida da ferida. Membranas saudáveis causam um atraso na passagem de corrente consequentemente maiores valores do ângulo de fase; assim a diminuição do ângulo de fase reflete que a função da membrana está prejudicada. Concluindo que a bioimpedância localizada é uma ferramenta não invasiva útil para quantificar danos nos tecidos estruturais, independentemente da quantidade de edema na classificação de sua gravidade e no acompanhamento até o retorno ao campo.

Com intuito de comparar os tipos de eletrodos, frequência, amplitude de corrente e número de participantes, dos oito trabalhos citados, foi desenvolvida a Tabela 1.

Tabela 1 – Alguns parâmetros dos oito trabalhos cotados.

Autores	Eletrodos	Frequência	Corrente	Participantes
RUTKOVE, AARON, SHIFFMAN (2002)	RJL - 45mm x 12 mm	50 kHz	Não informada	70
BYUN <i>et al.</i> (2003)	Ag-AgCl - 10 mm diâmetro	50 kHz	300 uA	10
NESCOLARDE <i>et al.</i> (2011)	Ag-AgCl - com gel	50 kHz	800 uA	14
NESCOLARDE <i>et al.</i> (2013)	de contato adesivo	50 kHz	400 uA	3
NESCOLARDE <i>et al.</i> (2014)	Ag-AgCl	50 kHz	Não informada	4
BOGÓNEZ-FRANCO <i>et al.</i> (2015)	Ag-AgCl	Sweep	77 uA e 200 uA	9
MASCHERINI, PETRI, GALANTI (2015)	de guia de alta sensibilidade	50 kHz	800 uA	59
NESCOLARDE <i>et al.</i> (2017)	Ag-AgCl	50 kHz	Não informada	18

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Como pode ser verificado na Tabela 1, a grande maioria utilizou-se eletrodo de cloreto de prata (Ag-AgCl) e sinal senoidal com frequência de 50 kHz.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Realizar um estudo para analisar as características de impedância elétrica, utilizando bioimpedância, no quadríceps, ao aplicar FES.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Verificar e comparar os valores de bioimpedância, antes da aplicação da FES, dentre os intervalos de aplicação da FES, e após a última aplicação, que será determinada pela redução do torque muscular.
- Verificar se há alguma relação entre bioimpedância e fadiga muscular no quadríceps ao aplicar FES.
- Comparar os valores de bioimpedância com valores de mecanomiografia (MMG) que serão medidos durante a aplicação de FES.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Devido ao tópico abordado ser de caráter multidisciplinar, neste capítulo é apresentada uma revisão sobre os aspectos técnicos e conceitos referentes a identificação do ponto motor e bioimpedância, com o intuito de apresentar ao leitor as informações necessárias para um melhor entendimento sobre o trabalho.

2.1 BIOIMPEDÂNCIA

Em 1911 Hoerber descobriu a dispersão de corrente beta que consiste no comportamento elétrico de tecidos em frequências médias. Em 1940, um estudo realizado por Nyober, apresentou como resultado a resistividade do sangue, medida em Ohm (SONCINI, *et al.*, 2009).

Segundo Geddes e Baker (1989), a descoberta da bioimpedância para se estipular a quantidade total de água no corpo, foi encontrada por Thomasset, no ano de 1962. Entretanto somente a partir de 1980 essa técnica foi amplamente empregada (ROCHA *et al.* 2011).

Diversos outros estudos puderam ser realizados e desenvolvidos chegando até os dias de hoje, sendo a bioimpedância elétrica (BIA) utilizada para diversos tipos de medições (SONCINI, *et al.*, 2009).

Com a crescente utilização desses conceitos e a evolução da pesquisa na área de biomédica, Thomasset utilizou a Lei de ohm para determinar a resistência do tecido cerebral, conseqüentemente a resistência de todo o corpo, ao mesmo tempo em que observava a atividade elétrica do cérebro (THOMASSET, 1997).

A BIA pode ser utilizada para diversas finalidades, como por exemplo, analisar o fluxo sanguíneo e a composição corporal (GAO; TANG, 2011), sem expor os usuários a radiações ionizantes (KYLE *et al.*, 2004a), representando um método para estimar os parâmetros corporais, atividade cardíaca, frequência respiratória, volume renal, estado da bexiga, contrações uterinas, atividades nervosas (GEDDES e BAKER, 1989), detecção precoce de câncer de mama, avaliação de câncer de pele e outras lesões cutâneas, além de auxiliar no tratamento da hipertensão arterial (GAO; TANG, 2011; TAKA, 2008; ABERG, 2004; FREIMARK, 2007; EIRAS FILHO, 1996).

Também pode ser utilizada para verificar o movimento humano detectando alterações de impedância muscular (NAKAMURA *et al* 1992, KIM *et al* 2001, CORNISH e FALLAH 2001).

2.2 PROPRIEDADES ELÉTRICAS DE UM TECIDO BIOLÓGICO

As propriedades elétricas de um tecido biológico podem estar relacionadas aos conceitos de bioimpedância ou de bioeletricidade. O primeiro diz respeito a propriedades passivas do tecido biológico ao fluxo de corrente elétrica de origem externa (GRIMNES, MARTINSEN, 2000). Já a bioeletricidade é a capacidade do tecido gerar corrente elétrica, como por exemplo, o tecido muscular cardíaco, onde a corrente tem como origem o próprio organismo, sendo então considerada como endógena (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

Outra dualidade sobre as propriedades elétricas dos tecidos biológicos é que os mesmos podem ser considerados como condutores ou dielétricos, dependendo da frequência nas quais são analisados.

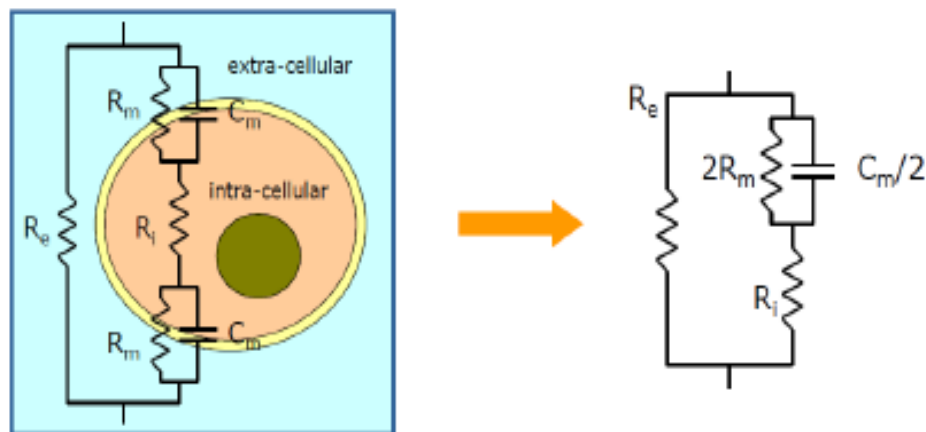
Em frequências inferiores a 10 kHz a maioria dos tecidos biológicos se comporta como condutores eletrolíticos, apresentando maior reatância capacitiva. No entanto, em frequências superiores a 50 kHz as propriedades dielétricas do tecido se tornam dominantes e sendo menos significativa a reatância e maior resistênci. Esse comportamento capacitivo ocorre em função da presença de membranas celulares estruturadas com uma bicamada lipídica com proteínas inseridas. Essas membranas circundam a célula como um todo e também as organelas presentes no citoplasma da mesma. Em frequências maiores na ordem de 18 GHz as propriedades elétricas do tecido se tornam semelhantes à água pura (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

Diversos aspectos, como tamanho da célula, densidade, forma, homogeneidade, determinam a impedância elétrica do meio celular (TEXAS INSTRUMENTS, 2013; MUMBELLI, 2015).

Nesse contexto, a impedância de um meio celular é um termo usado para descrever a combinação entre a capacitância que surge a partir das membranas celulares e a resistência R que depende do comprimento, da área transversal e da composição iônica do elemento condutor (os fluídos corporais intra e extracelulares) (TENABE, 2010).

Um circuito elétrico equivalente pode ser modelado para representar o comportamento de um tecido biológico suscetível a corrente elétrica (FORNAZARI, *et al.*, 2017). A Figura 1 ilustra um destes modelos, R_e é a resistência relacionada ao meio extracelular, R_m e C_m representam a resistência e a capacitância da membrana celular, respectivamente, à medida que R_i representa a resistência intracelular.

Figura 1 – Modelo de bioimpedância celular.



Fonte: Ivorra, (2003).

O modelo apresentado na Figura 1 é apenas um dos possíveis modelos representativos dos tecidos, um modelo simplificado, que podem chegar a formas mais complexas, conforme o detalhamento desejado do comportamento do tecido em estudo (GRINMES, MARTINSEN, 2000).

Tecidos que tem uma quantidade maior de água e menor de gordura possuem menor resistência a corrente elétrica, e tecidos que possuem menor quantidade de água e maior quantidade de gordura, tem maior resistência a passagem de corrente elétrica (CAPOIA, 2006).

Como a reatância capacitiva (X_c) é inversamente proporcional à frequência, pode-se concluir que quanto menor for a frequência maior será a reatância. Assim, ao utilizar frequências mais baixas pode ser observada uma maior defasagem na forma de onda em relação a frequências mais altas, devido a maior influência da reatância sobre a impedância total.

Se a frequência for zero, a reatância (X_c) será infinita, bloqueando totalmente a passagem de corrente pelo espaço intracelular, ou seja, a corrente não atravessará o núcleo da célula, circulando ao seu redor (MUMBELLI, 2015), em

contrapartida, quanto maior a frequência menor será a reatância. Para frequências muito altas a reatância é praticamente nula, permitindo passagem de corrente elétrica pelo espaço intracelular, ou seja, o fluxo de corrente atravessará a célula, tendo o X_c (Reatância Capacitiva) = 0 e o valor de AF (Ângulo de Defasagem) também é zero, fazendo com que a impedância não sofra nenhuma influência com a reatância, tornando assim o meio com características puramente resistivas (MUMBELLI, 2015).

Os tecidos biológicos apresentam células de tamanhos e funções muito diferentes resultando em condutividades elétricas também muito diferentes, desta forma é possível obter valores de condutividades elevadas para tecidos líquidos como o sangue (0,7 S/m até 1 MHz), e muito baixa em tecidos como a pele seca (entre 10^{-7} e 10^{-4} S/m na faixa de frequências de 1 Hz a 1 MHz) (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

Como consequência destas diferenças os tecidos biológicos não podem ser considerados homogêneos do ponto de vista elétrico (TAKA, 2008).

Em um volume contendo células circundadas por um fluido intersticial as membranas celulares são consideradas como um elemento de capacitância elevada, pois são formadas por uma camada isolante lipídica muito fina separando dois meios eletrolíticos condutores (TAKA, 2008), assim como é formado um capacitor propriamente dito.

Desta forma, em baixas frequências, medidas de impedância dos tecidos biológicos fornecem informações a respeito dos processos eletroquímicos que se desenvolvem nos tecidos biológicos e, conseqüentemente, podem ser usadas direta ou indiretamente na caracterização de tecidos ou no monitoramento de mudanças fisiológicas, patológicas ou não dos mesmos (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

2.3 ANÁLISE DE BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Um aspecto fundamental para o entendimento das propriedades elétricas do tecido biológico é a aliança entre os fenômenos químicos e físicos que ocorrem no mesmo (BARSOUKOV, MACDONALD, 2005).

Desse modo, é possível descrever fenômenos químicos associados à fisiologia de uma determinada célula interpretando suas propriedades elétricas quando submetida a um campo elétrico exógeno (BARSOUKOV, MACDONALD,

2005). Essa característica possibilita interpretar aspectos químico-fisiológicos em relação às células e a solução eletrolítica que compõe o tecido (GRIMNES, MARTINSEN, 2000). Essa descrição das propriedades elétricas de um material constituinte de um tecido biológico, vivo ou não, é denominada como Análise de Bioimpedância Elétrica (BIA, acrônimo de *Bioelectrical Impedance Analysis*).

Para o estudo dos substratos biológicos o uso de corrente contínua permite apenas avaliar as componentes resistivas. Já com a corrente alternada é possível obter informação das partes real e imaginária da impedância, e assim a caracterização do material (MORAIS, 2011).

Para a obtenção de resultados confiáveis ao se utilizar a bioimpedância de corpo inteiro para a avaliação de composição corporal, algumas orientações devem ser seguidas, como executar o procedimento com o indivíduo em posição supina (braços estendidos à frente do corpo), estar em jejum de 4 a 6 horas, de bexiga vazia, sem contato com superfície metálica, e não aplicar o método em indivíduos com membros amputados, grávidas, mulheres no período menstrual e portadores de marca-passo, entre outras recomendações (KYLE *et al.*, 2004b).

Quando na análise de bioimpedância (BIA) é empregado um sinal de excitação senoidal, dotado de apenas uma frequência, a análise é denominada monofrequencial. A frequência comumente utilizada nesse tipo de análise é de 50 kHz, por permitir deduções sobre os componentes intra e extracelular, entretanto sem possibilitar a distinção entre os mesmos (KYLE *et al.*, 2004b).

Parâmetros como a gordura, água corporal e a massa livre de gordura, podem ser medidos no modo monofrequencial utilizando-se uma frequência de 50 kHz, pois nesse nível de frequência a corrente é capaz de passar tanto pelo fluido extracelular como pelo intracelular, embora a proporção varie de tecido para tecido (KYLE *et al.*, 2004b).

A utilização de um sinal de excitação caracterizado por componentes senoidais de várias frequências, dá origem à análise denominada multifrequencial ou varredura multifrequencial, possibilitando novas conclusões com relação aos componentes intra e extracelular (KYLE *et al.*, 2004b).

Um terceiro método de análise de bioimpedância tem como característica a utilização de um sinal de excitação que possua uma ampla banda de frequências, sendo denominado como Espectroscopia de Bioimpedância Elétrica (BIS, acrônimo de *Bioimpedance Spectroscopy*). Diferentemente dos métodos mono e

multifrequencial, esse método não utiliza excitação por componente senoidal, mas sim um sinal banda larga no domínio do tempo, como forma de excitação.

Com a BIS, é possível se obter um espectro contínuo da impedância mediante aplicação da transformada de Fourier da resposta do sistema e da excitação (COSTA, 2016).

Os aparelhos comerciais de bioimpedância de corpo inteiro, com base nos valores da resistência e da reatância capacitiva utilizam equações de regressão para determinar os componentes corporais, e assim, estimar os valores de massa de gordura, massa magra e água corporal (KYLE *et al.*, 2004b).

O método mais difundido na literatura é o monofrequencial, onde a BIA gera uma corrente de até 800 μA com frequência de 50 kHz.

Com baixas frequências (até 1 kHz) a corrente passa apenas através dos fluídos extracelulares enquanto que, com frequências mais altas (500 a 800 kHz), ela penetra nas membranas celulares e passa tanto através do fluído intracelular, como do extracelular (LUKASKI, 1987).

A componente mais expressiva da impedância entre os eletrodos está associada à contribuição da impedância da pele, especificamente pelo estrato córneo, a camada mais externa da pele com espessura entre 10 μm e 1 mm (NEUMAN, 1978).

Esta contribuição pode ser minimizada por limpeza da pele, se a pele morta e seca for removida (normalmente por abrasão), se a pele for perfurada ou umedecida, se os eletrodos forem largos ou se a frequência do sinal de medida for suficientemente elevada (a influência do estrato córneo decresce com o aumento da frequência, sendo de aproximadamente 50% em 10 kHz e 10% em 100 kHz) (NEUMAN, 1978).

Considerando o corpo formado por segmentos cilíndricos, a resistência de cada segmento seria diretamente proporcional ao comprimento do segmento e inversamente proporcional a sua área. Desta forma, eliminando-se a influência da impedância da pele, a bioimpedância dos membros é muito maior que a impedância do tórax. De um modo geral a condutância entre a mão e o tórax (sem levar em conta a condutância da pele) é da ordem de 2 mS (NEUMAN, 1978).

É possível que existam pequenas variações na interface eletrodo eletrólito que podem influenciar nas medições. O uso de eletrodos de materiais diferentes também pode levar ao surgimento de uma diferença de potencial entre os eletrodos

(NEUMAN, 1978). Por todas estas razões a escolha dos eletrodos é um assunto importante quando se trata de medir a bioimpedância (TAKA, 2008).

2.4 ÂNGULO DE FASE NA BIOIMPEDÂNCIA

O ângulo de fase é um marcador de nutrição relevante clinicamente, que pode caracterizar o acréscimo de massa extracelular corporal e o decréscimo de massa celular corporal, segundo os autores provavelmente porque a nutrição está interligada tanto às alterações na integridade da membrana celular quanto às alterações no equilíbrio dos fluidos corporais (GUPTA *et al.*, 2004; SELBERG, O., SELBERG, D., 2002; BARBOSA-SILVA *et al.*, 2005; BARBOSA, 2003; MAGGIORE *et al.*, 1996).

Os ângulos de fase com valores mais baixos estão associados com baixa reatância e baixa integridade celular, ou alteração na permeabilidade seletiva da membrana. Nessa perspectiva, o ângulo de fase tem sido um indicador de prognósticos em muitas patologias, refletindo a saúde celular, onde maiores valores indicam maior integridade de membrana e melhor função celular (BARBOSA *et al.*, 2005).

Por definição, o AF (Ângulo de Fase ou defasagem) está associado diretamente com a reatância e inversamente com a resistência. O valor em indivíduos saudáveis varia de 4 a 15 graus na frequência 50 kHz na avaliação de corpo inteiro. Segundo os autores, valores maiores que 15 graus podem estar associados a maior massa celular corporal (COPPINI 1998; ELLIS *et al.* 1999; SELBERG, O., SELBERG, D., 2002; BARBOSA *et al.* 2005).

2.5 ELETRODOS PARA BIOIMPEDÂNCIA

Os eletrodos devem ser preferencialmente de materiais estáveis, pouco reagentes e biocompatíveis, para que não causem irritação aos tecidos (TAKA, 2008). Os eletrodos têm uma relevante função nos analisadores de bioimpedância, e podem ser utilizados de duas formas, tetrapolar (dois pares de eletrodos) um par como injetor de corrente (IC) e outro captador de tensão (CC), e bipolar (apenas um par de eletrodos), onde o mesmo par de eletrodos injeta a corrente e capta os resultados (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

Os eletrodos são os transdutores utilizados para a conversão de íons em elétrons e são a interface do corpo humano e a máquina, podendo ser de dois tipos, os invasivos (de agulha) e não invasivos (de superfície) (WEBSTER, 1998). Na Figura 2 é apresentado um modelo de eletrodo do tipo não invasivo (adesivo), do tipo Ag-AgCl (cloreto de prata).

Figura 2 – Exemplo de eletrodo.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

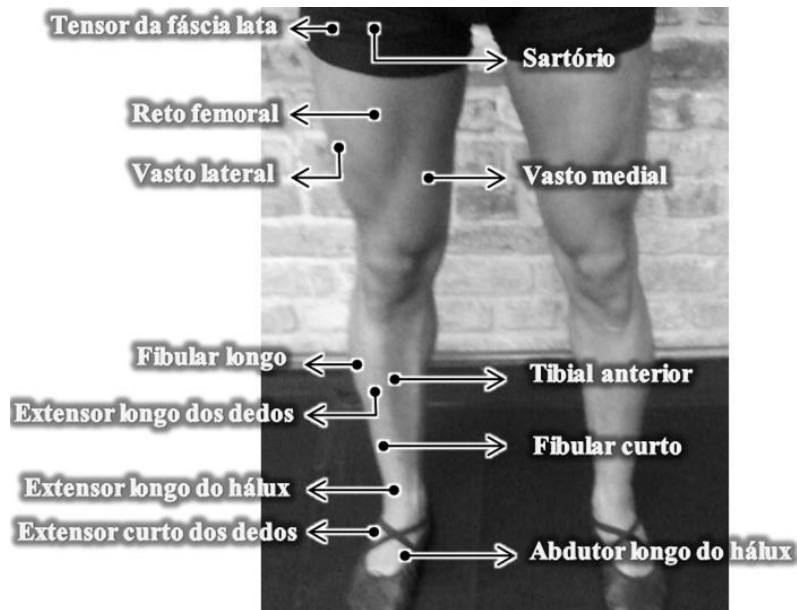
2.6 IDENTIFICAÇÃO DO PONTO MOTOR

A localização prática do ponto motor muscular depende de sua identificação eletrofisiológica e deve ser distinguida da definição anatômica do ponto de entrada motor, que é na verdade o local onde o ramo motor de um nervo se conecta no ventre muscular.

O ponto de entrada do ramo motor é frequentemente confundido e usado como sinônimo para o ponto motor eletrofisiologicamente identificado; esse equívoco comum pode induzir a adotar gráficos anatômicos com indicações topográficas de “pontos motores” (que são realmente pontos de entrada do ramo motor) como um guia para o posicionamento do eletrodo de estimulação (GOBBO, *et al.*, 2014).

Na Figura 3 tem-se um exemplo de mapa de pontos motores com vista frontal do membro inferior, onde são apresentados os pontos motores de cada músculo do membro analisado.

Figura 3 – Mapa de pontos motores.

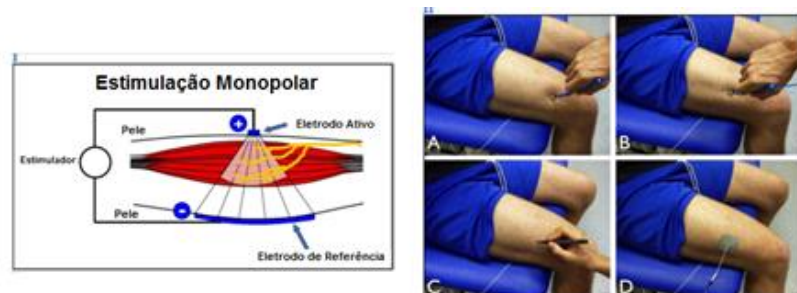


Fonte: Di Bartolo (2016), adaptado de Kitchen (2003).

Uma forma de se identificar o ponto motor é utilizando a caneta-eletrodo de estimulação. Com uma caneta, denominada de eletrodo “ativo” ou “negativo”, com uma superfície de contato de aproximadamente 1 cm², é utilizada para fazer uma varredura no músculo que se deseja identificar o ponto motor, e com o usualmente chamado de eletrodo “referência” ou “dispersivo” ou “positivo” ou “de retorno”, maior que o eletrodo ativo é posicionado sobre o músculo antagonista ou oposto ao eletrodo ativo (configuração monopolar) (GOBBO, *et al.*, 2014).

É apresentado na Figura 4 o posicionamento dos eletrodos, com o de referência posicionado oposto ao ativo, e nas figuras adicionais como é realizada a varredura com a caneta de identificação e finalizando com um eletrodo posicionado no ponto localizado.

Figura 4 – Identificação do ponto motor utilizando a caneta-eletrodo.



Fonte: Adaptado de Gobbo (2014).

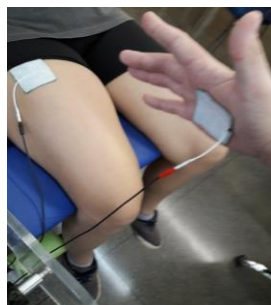
Estimulando em frequência muito baixa (1 ou 2 Hz) e intensidade (iniciando em 1 mA), usando uma onda monofásica ou bifásica com duração (largura de pulso) de 100-200 μ s para indivíduos sem problemas neurológicos; geralmente é necessária uma duração maior em casos de pacientes com patologias musculares. O operador deve pressionar levemente o eletrodo caneta em uma área específica da pele sobrejacente ao músculo alvo por 3-5 segundos, em seguida, o eletrodo caneta é movido para locais adjacentes para verificar a presença de respostas mecânicas ("contraíndo-se") (GOBBO, *et al.*, 2014).

Se nenhum local reage ao nível de corrente escolhido, a amplitude de estimulação é aumentada lentamente (com passos de 1 mA) e a varredura da pele sobre a superfície muscular é repetida até que uma clara contração do músculo seja observada ou, alternativamente, quando uma resposta mecânica de seu tendão seja percebida pela palpação manual.

Posteriormente, a corrente de estimulação é diminuída para um valor que fornece uma resposta de contração mínima que deve ser detectável apenas quando o eletrodo de caneta está exatamente voltado para o ponto motor do músculo (GOBBO, *et al.*, 2014).

Outro método utilizado por alguns profissionais é o da palma da mão, com um eletrodo adesivo fixado na palma da mão do profissional da saúde e outro posicionando em uma parte oposta (abaixo ou acima) do músculo. O procedimento de ajuste dos parâmetros é igual ao da caneta, mas agora o profissional não irá ver o músculo contrair, mas irá sentir em sua mão uma maior ou menor intensidade de formigamento. Quanto maior o formigamento, maior a corrente que passa e com isso é o ponto de menor impedância, ou seja, ponto de ativação (TEODORO, 2018). É apresentada na Figura 5 a forma de fixação dos eletrodos.

Figura 5 – Método da palma da mão.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Após o procedimento de mapeamento do ponto motor, uma colocação adequada do(s) eletrodo(s) de estimulação permite que a estimulação elétrica neuromuscular maximize a tensão, enquanto minimiza a intensidade de corrente injetada e o nível de desconforto. Se aplicado rotineiramente, espera-se que este procedimento melhore tanto a eficácia da estimulação quanto a adesão do paciente ao tratamento (GOBBO, *et al.*, 2014).

Cabe-se ressaltar, que quando se utiliza FES, o posicionamento não adequado dos eletrodos exige níveis mais altos de corrente para alcançar e excitar o ramo motor com maior excitação de fibras aferentes de dor (GOBBO, *et al.*, 2014), portanto é importante utilizar o ponto correto, pois fora do ponto será utilizada maior corrente e com isso levará mais rapidamente à fadiga.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os equipamentos, considerando os componentes de *hardware* e *software* utilizados, o método e forma de como os testes foram realizados.

Este estudo foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) e executado no Laboratório de Movimento Humano e Tecnologias Médicas (LAMOTEM) na Universidade Federal do Mato Grosso do Sul (UFMS), Câmpus Três Lagoas.

A pesquisa com voluntários foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus da UNESP de Presidente Prudente (Projeto de Pesquisa CAAE 79219317.2.1001.5402).

3.1 INSTRUMENTAÇÃO PARA MEDIR A BIOMIMPEDÂNCIA

Para a medição da bioimpedância foi utilizada a *Evaluation Board AD5933EBZ*, fabricada pela *Analog Devices*, apresentada na Figura 6.

Figura 6 – Placa AD5933EBZ.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Além do hardware, mostrado na Figura 6, há também um software para gerar a aplicação, realizar a captação, armazenar os dados e auxiliar na interpretação dos resultados.

Toda a comunicação da placa com o software e alimentação é feita pela porta USB do computador o qual o kit está instalado. A placa possui a função de usar alimentação externa, mas no caso utilizado não se fez necessário.

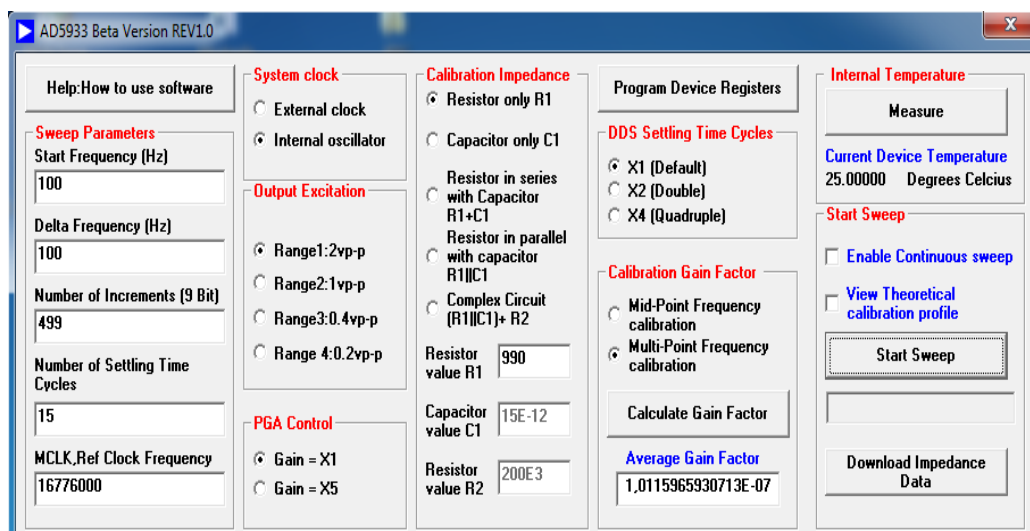
Além dos terminais de leitura de impedância, a placa possui um par de terminais para ser conectado um resistor de feedback (RFB), onde deve ser instalado um resistor com a impedância próxima do que será medido. Baseando-se na literatura, foi utilizado um resistor de precisão de 990Ω , ou seja, próximo de $1k\Omega$.

Cabe-se ressaltar que antes da utilização da placa se faz necessário realizar a calibração com um resistor de valor conhecido conectado aos terminais de leitura sempre que o mesmo é inicializado.

3.1.1 Ajustes do software AD5933

Para utilizar o software AD5933 *Beta Version REV1.0* se faz necessário a escolha de alguns parâmetros. Na Figura 7 é apresentada uma tela com as opções as que são apresentadas ao iniciar o software, apenas como o valor do resistor de calibração inserido.

Figura 7 – Tela do software ao realizar calibração.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Sweep Parameters – É selecionada a faixa de frequência de aplicação. Neste trabalho foi selecionado:

- *Start Frequency* = 100 Hz; então a varredura é iniciada com 100 Hz.
- *Delta Frequency* = 100 Hz. Desta forma serão aplicados sinais a cada 100 Hz, ou seja, 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz, e assim sucessivamente.
- *Number of Increments* = 499. Será a quantidade de incrementos, ou seja, o número de *Delta Frequency* a partir do valor inicial. Neste caso será iniciado em 100Hz e finalizado com 49900Hz (100, 200, ..., 49,9kHz).
- *Number of Setting Time Cycles* = 15. Será realizada 15 vezes a leitura escolhida nos três itens anteriores, preenchido automaticamente pelo software.
- *MCLK.Ref Clock Frequency* os valores são preenchidos automaticamente ao selecionar o tipo de *Clock* utilizado.

System Clock – Foi selecionado o *Internal Oscillator*, ou seja, é utilizado o próprio clock interno do hardware.

Output Excitation – Permite selecionar o valor de tensão pico a pico (Vpp) que será gerado e aplicado na pessoa.

PGA Control – Permite a aplicação de um ganho sobre os valores coletados, o qual foi utilizado o valor de 1 nas medições, com o intuito de obter os valores reais medidos, sem o incremento de um ganho sobre a leitura.

Calibration Impedance – Onde é inserido o tipo e os valores de uma impedância conhecida para realizar a calibração do sistema antes de efetuar qualquer medição.

Program Device Registers – Botão para registrar os dados no programa após inserir os parâmetros citados anteriormente.

DDS Setting Time Cycles – Configuração dos ciclos de tempo, parâmetro recomendado pelo fabricante manter em *X1(Default)*.

Calibration Gain Factor – Calibração do fator de ganho, onde o fabricante recomenda utilizar a opção *Mult-Point Frequency Calibration* em seguida clicar no botão *Calculate Gain Factor* abaixo para que seja calculado esse fator de ganho onde o mesmo é apresentado na caixa abaixo *Average Gain Factor*.

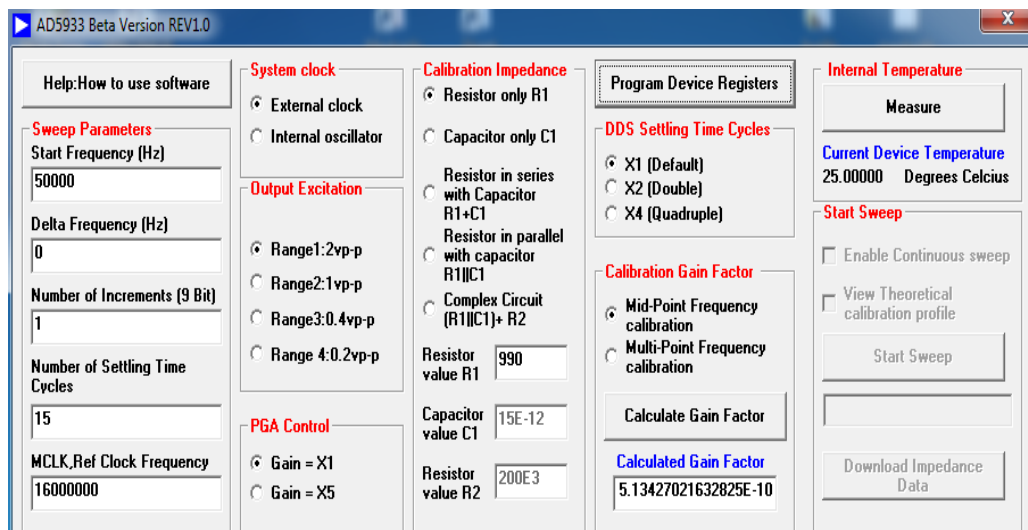
Internal Temperature – Ao clicar no botão *Measure* o software apresenta a temperatura interna do AD5933.

Start Sweep – Inicia a leitura da impedância analisada.

Após realizar a medição, ao clicar no botão **“Download Impedance Data”** localizado a direita da tela, o software gera a planilha com os valores de impedância, as quais podem ser utilizadas para gerar os gráficos para uma melhor visualização.

Na Figura 8 é apresentada uma tela com as opções que foram selecionadas para a aplicação no presente trabalho: frequência inicial: 50 kHz, delta: 0, pois foi utilizado uma frequência única e não uma varredura, incremento seria 0, mas o software aceita um mínimo de 1 então se obteve 2 medições consecutivas, a inicial e uma do incremento, as quais apresentaram o mesmo valor devido a serem realizadas instantaneamente

Figura 8 – Tela do software com parâmetros utilizados



Fonte: Elaboração do próprio autor.

3.2 PLATAFORMA DE TESTES

A plataforma é composta por uma cadeira instrumentada, uma *evaluation board para medição de bioimpedância*, um programa desenvolvido em LabView, um dispositivo de controlador myRIO-1900, um eletroestimulador Neurodyn II e uma célula de carga. Na Figura 9 tem-se uma foto do ambiente composto com os itens da plataforma de testes.

Figura 9 – Plataforma de testes.

a) Cadeira instrumentada; b) Evaluation board; c) Osciloscópio; d) Computador a qual o MyRIO está conectado; e) MyRIO; f) Eletroestimulador; g) Célula de carga.



Fonte: Elaboração do próprio autor

A cadeira instrumentada é composta por uma célula de carga, para medir a força gerada pela perna e também permite um posicionamento adequado do voluntário (KOZAN, 2012; SANCHES, 2013; JUNQUEIRA, 2013).

Foi utilizada um célula de carga de 50 Kgf (MK® Controle e Instrumentação LTDA), para registrar a força gerada pela perna, e conseqüentemente o torque.

O programa desenvolvido no LabView, juntamente com myRIO-1900, gerencia todo o sistema, controlando o tempo de aplicação da eletroestimulação, provinda do eletroestimulador comercial, o intervalo entre cada aplicação, a captação dos dados da célula de carga e do acelerômetro, que será utilizado para medir MMG.

Foi utilizado um acelerômetro de 3 eixos ADXL345 utilizado como sensor de mecanomiografia (MMG), para captura da vibração do músculo. A MMG é uma medição da soma das contribuições mecânicas feita pelos movimentos laterais da contração de fibras musculares, que pode ser registrada a partir da superfície de um músculo em contração (ARAUJO, 2020).

Para gerar os pulsos de FES, foi utilizado o eletroestimulador comercial modelo Neurodyn II, Ibramed, (Amparo, SP) (Figura 10).

Figura 10 – Eletroestimulador Neurodyn II.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

3.3 PARTICIPANTES

O presente estudo foi com uma amostra composta por 18 indivíduos do sexo masculino e idade entre 23 a 55 anos. Os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TLCE), informando-o sobre o estudo.

Para o estudo foram utilizados os seguintes critérios de inclusão: homens, não praticantes de atividades físicas, saudáveis, condições cardiovasculares normais e neurologicamente estáveis. Como critérios de exclusão foram: participantes que apresentem presença de patologias ou disfunções osteomioarticulares no membro inferior que demonstrem limitação funcional, e quadros álgicos nos últimos dois meses.

3.4 PROTOCOLO DE TESTES

Os participantes foram instruídos a não realizar atividades físicas extenuantes (grande esforço físico e dificuldade respiratória) nas últimas 48 h antes da coleta de dados.

Com o intuito de verificar uma relação entre bioimpedância e fadiga muscular, provocada pela aplicação de FES, foram realizadas medições em três momentos: antes da aplicação de FES, após a primeira etapa da aplicação de FES, etapa esta utilizada para determinar a corrente máxima de eletroestimulação, e imediatamente

após a segunda etapa, que é quando se considera que o músculo já teria um nível de fadiga.

Aproveitando também o aparato experimental, neste trabalho foi incorporada a medição de MMG, com o objetivo de verificar se há alguma relação da mecanomiografia, com a fadiga no músculo quadríceps, provocado pela aplicação de FES. Desta forma, toda vez que se aplicou FES foi medido simultaneamente o MMG.

3.4.1 Preparação para aplicação dos testes

Inicialmente, antes de posicionar os eletrodos, era realizada a tricotomia do quadríceps, utilizando um aparelho de barbear descartável, abrasão na pele, utilizando uma lixa (grão 120), e por fim a limpeza com algodão e álcool 70°.

Após a limpeza, os próximos passos foram posicionar adequadamente os sensores, como pode ser verificado na Figura 11.

Figura 11 – Posição dos eletrodos e sensor de MMG em um dos participantes.

- a) eletrodos para aplicação de FES; b) eletrodos medição de bioimpedância;
- c) cinta elástica fixando o sensor de MMG; d) cinta que fixa o tornozelo na célula de carga, para medir o torque.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

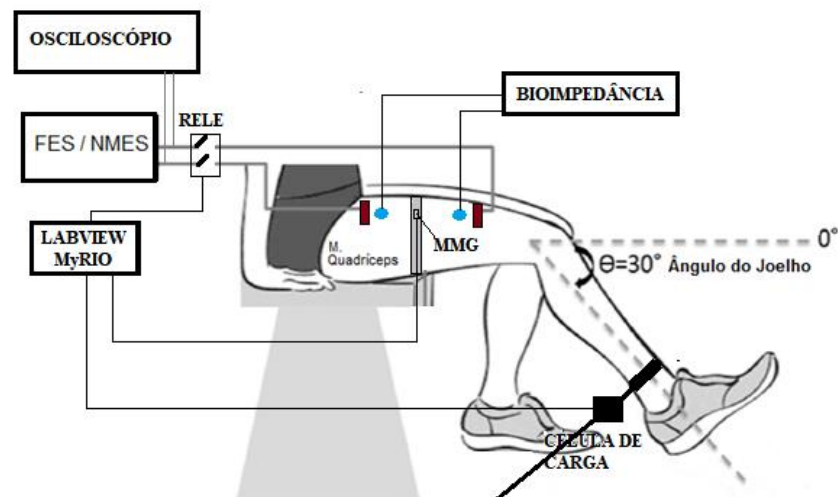
O primeiro eletrodo a ser fixado foi o de FES, e para tal, primeiro identificava-se o ponto motor, utilizando o método da palma da mão (TEODORO, 2018), e só então eram fixados. Foram utilizados eletrodos autoadesivos, com dimensão de 5x9cm.

Após colar os eletrodos de FES, posicionavam-se os eletrodos de bioimpedância, sempre centralizados com os eletrodos de FES e para o lado de dentro (Figura 11). Foram utilizados eletrodos de cloreto de prata (Ag-AgCl) com área circular de 1 cm de diâmetro.

Na sequência era posicionado o sensor de MMG, com uma cinta elástica, e centralizado entre os eletrodos de bioimpedância (Figura 11).

Após a fixação dos eletrodos, seguindo Mohamad *et al.* (2017), ajustava-se o apoio da cadeira para manter a perna em angulação de 30° em relação a horizontal (Figura 12), e então amarrava-se uma cinta no tornozelo (Figura 11) e na célula de carga, para então medir o torque, pois são testes isométricos, ou seja, com contrações musculares geradas pela FES, porém sem movimento da perna.

Figura 12 – Posição dos eletrodos e sistema de angulação da perna em 30° .



Fonte: Adaptado de Mohamad *et al.*, (2017).

3.4.2 Medições de bioimpedância

1º Medição de bioimpedância

A primeira medição foi realizada antes da aplicação de qualquer estímulo de FES.

2º Medição de bioimpedância

A segunda medição foi realizada logo após o teste de Identificação da corrente máxima suportável, cujo protocolo será descrito logo adiante.

3º Medição de bioimpedância

A terceira medição foi realizada logo após o teste de fadiga, cujo protocolo será descrito logo adiante.

Desta forma, tinha-se uma medição sem aplicação de FES, uma com pouca aplicação e outra após a fadiga.

Para as medições de bioimpedância foi ajustado um sinal senoidal com frequência de 50 kHz e com um valor de tensão de 2 Vpp, pois é o maior valor que o hardware fornece e está abaixo do limiar de percepção do participante.

3.4.3 Protocolo de identificação da corrente máxima suportável

Seguindo o trabalho de Mohamad *et al.* (2017), este protocolo é utilizado para identificar qual a amplitude de corrente máxima suportável pelo voluntário, pois cada um pode ter um valor diferente, isso depende exclusivamente de cada voluntário.

Primeiro foram ajustados os parâmetros de estimulação comuns a todos os voluntários, frequência de 35 Hz e largura de pulso de 200 μ s, seguindo os parâmetros de Mohamad *et al.* (2017).

Com os parâmetros ajustados, o próximo passo foi aplicar 2 segundos de FES (tempo ON) e esperar 30 segundos (tempo OFF), fazendo isso repetidas vezes até chegar ao ponto que o voluntário relata que para ele o máximo suportável.

Ao encontrar o valor máximo suportável, utilizavam-se os valores para montar uma tabela e após um intervalo de descanso de 2 minutos, repetir o teste, porém alterando a ordem, das amplitudes, para evitar algum tipo de viés. Seguindo de Mohamad *et al.* (2017), o segundo teste iniciava não mais do valor mais baixo, mas sim do segundo valor da lista e terminava no primeiro. No terceiro iniciava-se do 3 valor e terminava-se no segundo, como pode ser visto na Tabela 2.

Tabela 2 – Teste de corrente máxima suportável de um dos voluntários.

Sessão	Teste de corrente máxima (mA)					
1	70	80	90	100	110	120
2	80	90	100	110	120	70
3	90	100	110	120	70	80

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Neste teste eram realizadas três sessões de aplicação com intervalo de 2 minutos entre cada uma. As amplitudes máximas variaram entre 95 a 120 mA.

Para controlar exatamente o tempo ON e OFF, foi adicionado um relê na saída do eletroestimulador comercial (Neurodyn II), e desta forma os tempos eram controlados pelo LabView, que comandava o relê pelo MyRIO.

Cabe ressaltar que antes de iniciar este protocolo eram aplicados alongamentos nos grupos musculares posteriores da coxa e perna; eram realizadas duas séries de 60 segundos para cada grupo muscular.

Durante a aplicação da eletroestimulação media-se simultaneamente os sinais de mecanomiografia (MMG).

3.4.4 Protocolo do teste de fadiga

Após finalizar o protocolo de identificação da corrente máxima suportável, esperava-se 30 minutos para iniciar o teste de fadiga.

O teste de fadiga também é baseado em Mohamad *et al.* (2017). Neste teste são utilizados os seguintes parâmetros para estimulação: mantém a frequência de 35 Hz, mantém a largura de pulso de 200 μ s, e a amplitude de corrente será 90% da máxima corrente suportável identificada na etapa anterior.

Neste protocolo, também serão realizadas contrações isométricas com a mesma angulação de 30°, porém serão aplicados estímulos elétricos por 4 segundos (tempo ON) e repouso de 10 segundos (tempo OFF), fazendo isso repetidas vezes até que o torque medido seja 50% do valor medido na primeira aplicação deste protocolo de fadiga.

No final desta etapa, tem-se o tempo que o voluntário levou para chegar a fadiga, e mede-se a bioimpedância após a fadiga.

3.4.5 Testes estatísticos

Foram também realizados testes estatísticos bicaudados através do software SPSS (*Statistical Package for Social Sciences - versão 22, IBM Corp©*), com o objetivo de verificar a correlação dos valores de torque com os valores de bioimpedância, MMG e com o respectivo tempo de para chegar até a fadiga alvo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Primeiramente foi realizada uma anamnese e também a coleta de alguns dados antropométricos com o auxílio de uma balança de bioimpedância, obtendo os seguintes dados apresentados na Tabela 3:

Tabela 3 – Dados antropométricos coletados.

Participante	Idade (anos)	Altura (m)	Massa Corpórea (kg)	Massa Adiposa (%)	Massa Muscular (kg)
1	30	1,67	89,8	35,6	32,9
2	23	1,79	81,2	21,5	26,3
3	35	1,69	81,7	30,0	32,7
4	36	1,73	96,1	34,4	35,6
5	37	1,71	78,2	30,8	30,2
6	37	1,63	93,4	37,3	33,1
7	41	1,69	97,2	36,7	35,0
8	52	1,74	88,7	29,5	35,1
9	47	1,76	71,7	20,6	31,9
10	23	1,74	82,7	26,4	31,4
11	46	1,81	63,1	30,0	38,1
12	44	1,76	98,1	26,7	38,4
13	39	1,71	76,4	29,5	30,2
14	33	1,78	78,9	17,0	37,2
15	55	1,71	68,1	17,3	31,3
16	26	1,84	76,5	13,9	37,8
17	41	1,74	74,2	24,4	31,8
18	26	1,62	82,2	37,3	29,1
Média	37,3	1,73	82,1	27,7	33,2
Min.	23	1,62	63,1	13,9	26,3
Max.	55	1,84	98,1	37,3	38,4
Dp.	9,5	0,06	10,2	7,3	3,4

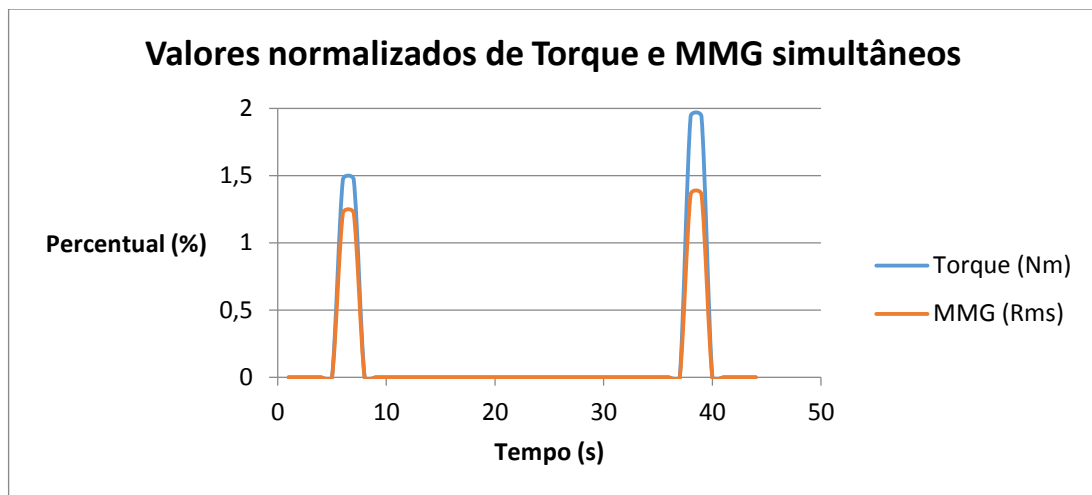
Fonte: Elaboração do próprio autor.

A massa adiposa chega a ter uma variação de 23,4% entre o mínimo e o máximo. Certamente estes valores influenciam diretamente nas atividades de cada um, porém neste caso específico, talvez seja interessante medir também a gordura localizada no quadríceps, utilizando um Adipômetro/Plicômetro, pois foi verificada, que a mesma se encontrava distribuída em outros membros e com baixo percentual no quadríceps, e outros participantes tinham baixo percentual de massa adiposa corporal, porém pareciam apresentar alta concentração no quadríceps.

Na fase de identificação da corrente máxima suportável pelo participante, os resultados das medições de torque e MMG, que foram realizadas simultaneamente com a aplicação de FES, mostraram que ao aumentar a corrente, aumentava-se o torque e também o valor RMS do sinal de MMG, igualmente mostrado em Mohamed *et al.* (2017).

Na Figura 13 são apresentados dois resultados de um dos participantes, nos momentos onde foram aplicados 80 mA, e em seguida 90 mA, mantendo a validação do método realizada por Mohamad *et al.* (2017).

Figura 13 – Variação de torque e MMG durante a contração muscular.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na tabela 4, são apresentados os valores de torque inicial, torque final e o tempo que participante levou para atingir o nível de fadiga pré-determinado, ou fadiga alvo. Este nível de fadiga foi definido no trabalho de Mohamed *et al.* (2017) e corresponde a 50% do torque medido na primeira aplicação de FES quando se utiliza a amplitude de corrente aproximadamente 90% da máxima suportável.

Tabela 4 – Torque inicial, final e tempo até a fadiga.

Participante	Torque inicial (N.m)	Torque final (N.m)	Tempo até a fadiga (s)
1	24,00	12,0	550
2	19,12	9,6	715
3	16,77	8,4	915
4	9,69	4,8	815
5	3,73	1,9	1030
6	9,35	4,7	1370
7	10,52	5,3	1785
8	0,76	0,4	235
9	2,47	1,2	1170
10	23,71	11,9	800
11	3,13	1,6	830
12	7,25	3,6	1000
13	22,35	11,2	1030
14	17,97	9,0	1370
15	8,09	4,0	335
16	21,80	10,9	480
17	28,34	14,2	1070
18	18,34	9,2	900
Média	13,7	6,9	911
Min.	0,8	0,4	235
Max.	28,3	14,2	1785
Dp.	8,6	4,3	382

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Tabela 5 têm-se os resultados apresentados na Tabela 4, porém com a supressão de alguns valores muito abaixo dos outros participantes, como se fossem possíveis pontos fora da curva, ou erro de medição. De qualquer maneira, os valores médios e desvio padrão não se alteraram tanto assim, mesmo com a supressão dos resultados destes voluntários.

Tabela 5 – Torque inicial, final e tempo até a fadiga, com supressão dos valores de medição de alguns voluntários.

Participante	Torque inicial (N.m)	Torque final (N.m)	Tempo até a fadiga (s)
1	24,00	12,0	550
2	19,12	9,6	715
3	16,77	8,4	915
4	9,69	4,8	815
5	x	x	x
6	9,35	4,7	1370
7	10,52	5,3	1785
8	x	x	x
9	x	x	x
10	23,71	11,9	800
11	x	x	x
12	7,25	3,6	1000
13	22,35	11,2	1030
14	17,97	9,0	1370
15	8,09	4,0	335
16	21,80	10,9	480
17	28,34	14,2	1070
18	18,34	9,2	900
Média	17,0	8,5	938
Min	7,3	3,6	335
Max	28,3	14,2	1785
Dp	6,8	3,4	385

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na tabela 6, são apresentados os valores RMS de MMG coletados na aplicação quando ocorreu o torque inicial, e no torque final.

Tabela 6 – Valores absolutos MMG (Rms).

Participante	MMG – Inicial Vrms	MMG – Fadiga Vrms	(Final - inicial) (%)
1	0,370	0,310	-6,0
2	0,375	0,390	1,5
3	0,110	0,125	1,5
4	0,065	0,044	-2,1
5	0,330	0,330	0,0
6	0,115	0,160	4,5
7	0,215	0,230	1,5
8	0,035	0,030	-0,5
9	0,150	0,140	-1,0
10	0,022	0,012	-1,0
11	0,095	0,090	-0,5
12	0,120	0,095	-2,5
13	0,225	0,190	-3,5
14	0,095	0,068	-2,7
15	0,080	0,070	-1,0
16	0,495	0,450	-4,5
17	0,072	0,062	-1,0
18	0,185	0,190	0,5
Média	0,175	0,166	-0,93
Min.	0,022	0,012	-6,00
Max.	0,495	0,450	4,5
Dp.	0,135	0,129	2,46

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Como pode ser observado na Tabela 6, 30% dos voluntários tiveram um aumento no valor de MMG enquanto o músculo chegou no nível de fadiga alvo. Aproximadamente 40% o valor de MMG decresceu enquanto o torque caiu, porém um decréscimo pequeno, menor ou igual a 1%, e aproximadamente 20% teve uma queda no MMG maior que 1%.

Na tabela 7, são apresentados os valores de bioimpedância (impedância e defasagem) coletados em três momentos, antes de aplicar FES naquele dia, após identificação da corrente máxima suportável, e após o protocolo de fadiga.

Tabela 7 – Valores absolutos Bioimpedância (Impedância e Defasagem).

Participante	Impedância (Ω)			Defasagem ($^\circ$)		
	Antes	Após corrente máxima	Após fadiga	Antes	Após corrente máxima	Após fadiga
1	548	535	530	24,9	19,3	19,8
2	536	524	525	25,7	21,5	20,7
3	514	508	505	25,4	22,5	22,3
4	527	522	520	22,6	20,2	19,6
5	559	552	554	25,6	23,9	23,1
6	578	552	543	33,5	29,0	29,2
7	556	548	537	22,7	20,7	19,5
8	535	526	525	27,5	24,5	24,3
9	564	558	559	15,8	15,7	15,6
10	650	624	732	23,6	22,7	27,9
11	571	552	596	24,6	21,4	27,8
12	554	537	551	30,6	27,7	36,7
13	546	595	706	22,7	21,8	25,9
14	547	529	585	26,2	23,1	30,3
15	551	539	553	29,0	26,4	30,5
16	716	650	687	26,4	22,1	26,2
17	729	666	691	26,7	24,5	26,9
18	601	621	615	20,1	21,8	22,1
Média	577	563	584	25,2	22,7	24,9
Min.	514	508	505	15,8	15,7	15,6
Max.	729	666	732	33,5	29,0	36,7
Dp.	61	47	72	3,9	3,1	5,1

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Como o objetivo de verificar os valores de bioimpedância no momento de fadiga, em relação aos valores anteriores, a partir da Tabela 7 será realizada uma comparação entre o valor inicial (antes da FES) com o momento de fadiga e na sequência o valor de bioimpedância após o teste de identificação de corrente máxima suportável, em relação a fadiga.

Na Tabela 8 o tem-se a comparação entre valor inicial da impedância (antes da FES) com a impedância no momento de fadiga.

Tabela 8 – Comparação antes da FES e após a fadiga

Participante	Impedância		Ângulo	
	(Ω)	%	($^{\circ}$)	%
1	-18	-3,3	-5,1	-20,5
2	-11	-2,1	-5	-19,5
3	-9	-1,8	-3,1	-12,2
4	-7	-1,3	-3	-13,3
5	-5	-0,9	-2,5	-9,8
6	-35	-6,1	-4,3	-12,8
7	-19	-3,4	-3,2	-14,1
8	-10	-1,9	-3,2	-11,6
9	-5	-0,9	-0,2	-1,3
10	82	12,6	4,3	18,2
11	25	4,4	3,2	13,0
12	-3	-0,5	6,1	19,9
13	160	29,3	3,2	14,1
14	38	6,9	4,1	15,6
15	2	0,4	1,5	5,2
16	-29	-4,1	-0,2	-0,8
17	-38	-5,2	0,2	0,7
18	14	2,3	2	10,0

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Verificando a tabela 8 pode-se observar que 60% diminuiu o valor da impedância na fadiga em relação ao valor inicial. De qualquer maneira não foi uma diminuição significativa, com exceção dos participantes 10 e 13, todos os outros tiveram um percentual pequeno. Já o valor de ângulo já foi mais significativo, variando de 20% a -10%. Cabe ressaltar que os valores negativos indicam que o valor na fadiga foi menor que seu valor inicial.

Na Tabela 9 o tem-se a comparação entre valor da impedância após a identificação de corrente máxima suportável com a impedância no momento de fadiga.

Tabela 9 – Comparação após identificação de corrente máxima e após a fadiga

Participante	Comparação após identificação de I _{max} e após a fadiga			
	Impedância		Ângulo	
	(Ω)	%	($^{\circ}$)	%
1	-5	-0,9	0,5	2,6
2	1	0,2	-0,8	-3,7
3	-3	-0,6	-0,2	-0,9
4	-2	-0,4	-0,6	-3,0
5	2	0,4	-0,8	-3,3
6	-9	-1,6	0,2	0,7
7	-11	-2,0	-1,2	-5,8
8	-1	-0,2	-0,2	-0,8
9	1	0,2	-0,1	-0,6
10	108	17,3	5,2	22,9
11	44	8,0	6,4	29,9
12	14	2,6	9	32,5
13	111	18,7	4,1	18,8
14	56	10,6	7,2	31,2
15	14	2,6	4,1	15,5
16	37	5,7	4,1	18,6
17	25	3,8	2,4	9,8
18	-6	-1,0	0,3	1,4

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Verificando a tabela pode-se observar que 40% diminuiu o valor da impedância na fadiga em relação ao valor após identificação de corrente máxima suportável. De qualquer maneira não foi uma diminuição significativa, com exceção dos participantes 10, 13 e 14, todos os outros tiveram um percentual pequeno. Já o valor de ângulo já foi mais significativo.

É importante dizer que foi considerado como fadiga quando chegasse a um torque de 50% do valor medido inicialmente, e com apenas 90% do valor de corrente máxima, ou seja, os dados analisados poderão ser diferentes com fadiga maior, ou seja, 40%, 30%, etc., chegando ao ponto de não mais gerar movimento, ou quase nenhum.

Seria interessante verificar o mesmo voluntário por diversas vezes, e verificar se ocorre sempre o fenômeno de aumentar ou reduzir o valor na fadiga. Desta forma, se realmente não for encontrado um padrão geral, conhecer o indivíduo poderá contribuir caso deseje fazer um controle em malha fechada, usando bioimpedância para indicar níveis de fadiga e usá-la como referência.

Primeiramente foi realizado o teste estatístico para uma amostra Kolmogorov-Smirnov Test (KS Test) para conferir o tipo de distribuição de cada uma das variáveis, relacionando os resultados obtidos em cada variável. Se $p < 0,05$ não é paramétrica e se $p \geq 0,05$ é paramétrica, os resultados do teste são apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 – KS Test.

Parâmetro	p
Impedância - Antes	0,001
Impedância - Após corrente máxima	0,001
Impedância - Após fadiga	0,005
Defasagem - Antes	0,200
Defasagem - Após corrente máxima	0,200
Defasagem - Após fadiga	0,200
MMG - Inicial	0,028
MMG - Fadiga	0,200
Torque Inicial	0,200
Tempo até a fadiga	0,200

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Se as variáveis forem paramétricas, utiliza-se o método de correlação de Pearson, se não forem, utiliza-se o método de Spearman. Com os resultados do KS Test, conclui-se a necessidade de utilizar correlações de Spearman, porque no KS Test nem todas variáveis ficaram com $p > 0,05$.

Através do método de Spearman, foi verificada a correlação do torque inicial com os dados de bioimpedância coletados antes do protocolo de fadiga e com a MMG coletada no momento do torque inicial. Também foi verificada a correlação do torque final (fadiga alvo) com os dados de bioimpedância coletados após o teste de fadiga, com a MMG no momento da fadiga e com o tempo até chegar a fadiga. Não foi feita a correlação do torque inicial com tempo, pois foi o momento de início da contagem até a fadiga, ou seja, 0 segundo. Os resultados obtidos através da correlação de Spearman são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 – Resultados correlação de Spearman.

Coeficiente de correlação com o torque				
	Impedância	Defasagem	MMG	Tempo
Antes da fadiga	0,365	-0,133	0,210	-
Após a fadiga	0,360	-0,018	0,173	-0,039

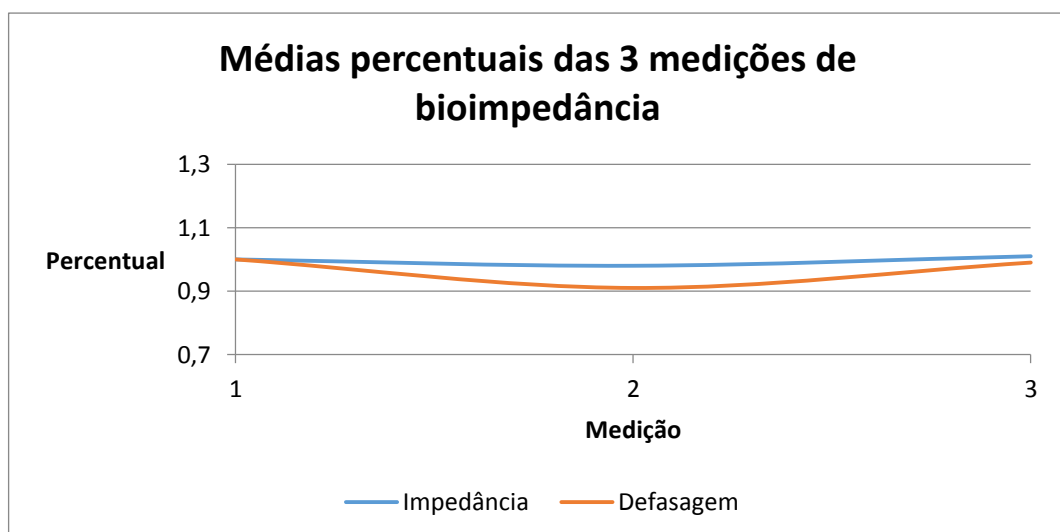
Fonte: Elaboração do próprio autor.

A correlação pode estar entre -1 e 1, Quanto mais perto de -1 ou 1, maior a correlação. Se a correlação apresenta um valor positivo é diretamente proporcional ou se apresenta valor negativo é indiretamente proporcional.

Como apresentando na Tabela 11, as correlações são baixas, com seus valores não estando próximos de -1 ou 1, mas foi possível observar algumas relações, como por exemplo: A impedância antes do teste de fadiga com o torque inicial apresentou uma relação diretamente proporcional, ou seja, voluntários com valores mais altos de impedância apresentaram uma tendência de obter maior torque inicial; já a defasagem apresentou uma correlação inversamente proporcional com o torque, ou seja, defasagens menores geram maiores torques. Também pode ser verificada uma relação da MMG com o tempo de fadiga.

Foi realizada a normalização a partir das médias dos valores de bioimpedância (impedância e defasagem) obtidos entre os 18 participantes, usando com referência os valores coletados na primeira medição (antes do protocolo de identificação da corrente máxima suportável) como 1,00 e foi plotado um gráfico comparativo das 3 medições realizadas apresentado na Figura 14.

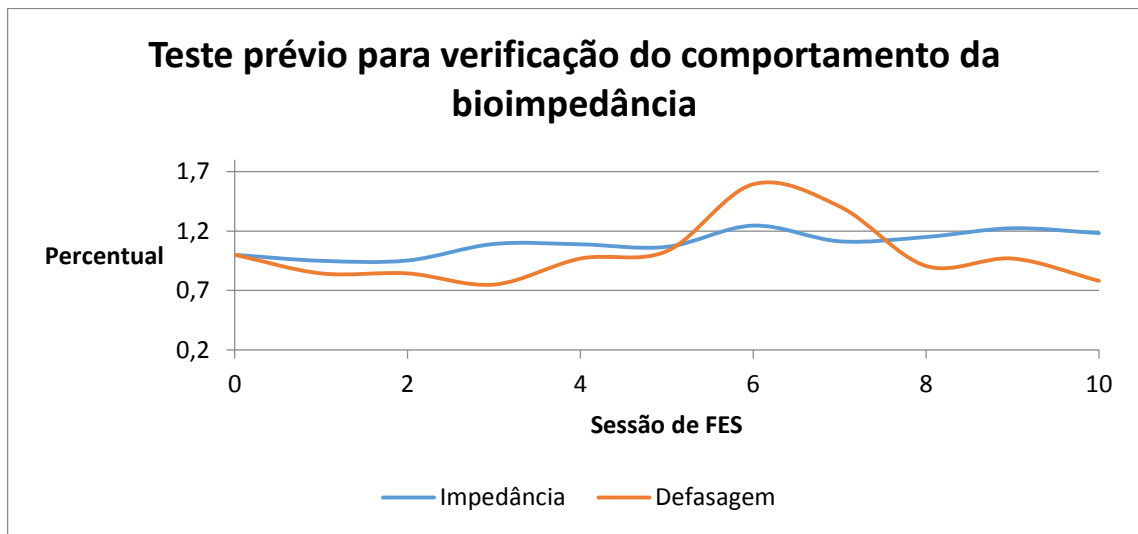
Figura 14 – Percentual Bioimpedância a partir da primeira medição



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Em ambas componentes da bioimpedância (impedância e defasagem), foram observadas que percentualmente a impedância e a defasagem apresentaram um comportamento não linear. Esse comportamento era esperado, pois foi observado em testes anteriores tal comportamento. Na figura 15 tem-se o resultado de um teste com 10 medições, porém com movimentos isotônicos.

Figura 15 – Teste prévio FES + bioimpedância.



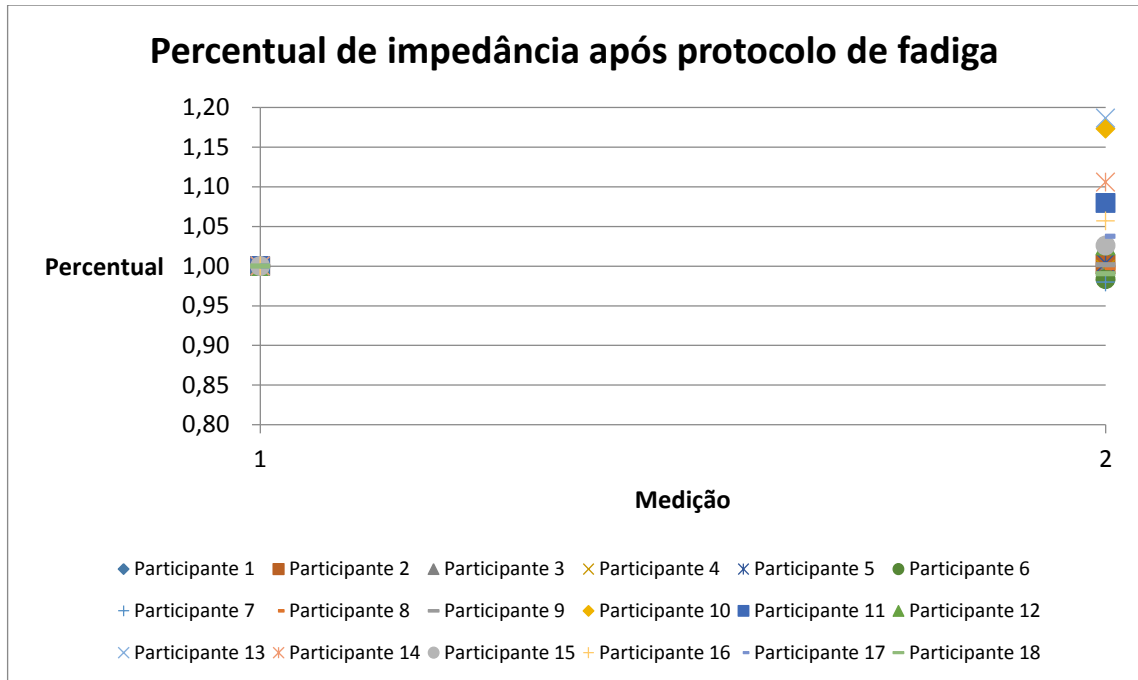
Fonte: Elaboração do próprio autor.

Devido a essas variações nos componentes de bioimpedância encontrados anteriormente, a definição do presente protocolo foi através da utilização de um método já aplicado, no caso no estudo de Mohamad *et al.* (2017), visando levar o músculo a uma fadiga-alvo, através de uma metodologia já validada, para assim observar o comportamento da bioimpedância antes e após esse protocolo.

Foi realizada a normalização a partir dos dados de bioimpedância (impedância e defasagem) e MMG coletados, usando como referência os valores coletados antes do protocolo de fadiga.

Na Figura 16, é apresentado um gráfico com a variação percentual de impedância nos 18 participantes após o protocolo de fadiga.

Figura 16 – Percentual de impedância após protocolo de fadiga.

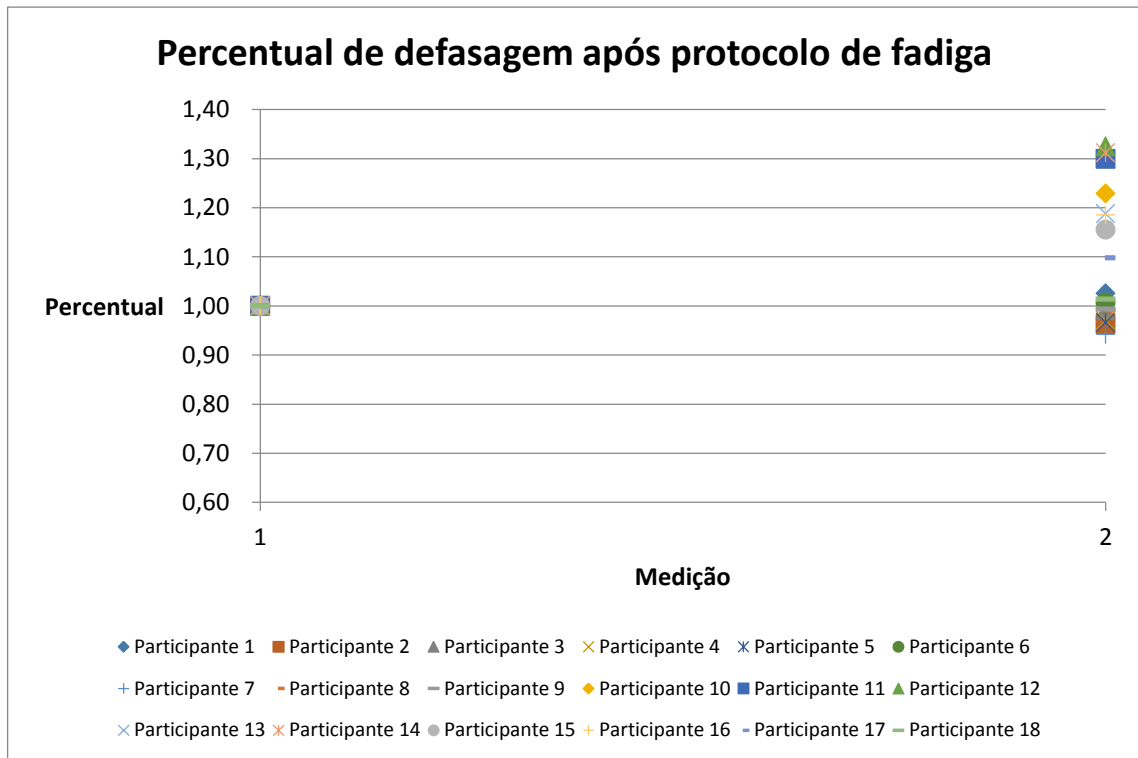


Fonte: Elaboração do próprio autor.

Foi observado que a impedância apresentou um aumento após a fadiga alvo em 11 participantes, em 5 dos participantes ela se manteve com menos de 1% abaixo do valor inicial, em 2 dos 18 participantes foi observado uma queda percentual em relação ao seu valor inicial, mas com no máximo 2% de queda. Em comparação aos casos onde se obteve aumentos em seu percentual, os valores foram até 18,6% mais altos, representando que o músculo analisado após a fadiga alvo pré-determinada apresenta uma tendência de elevação em sua impedância.

Na Figura 17, é apresentado um gráfico com a variação percentual de defasagem nos 18 participantes após o protocolo de fadiga.

Figura 17 – Percentual defasagem após protocolo de fadiga.

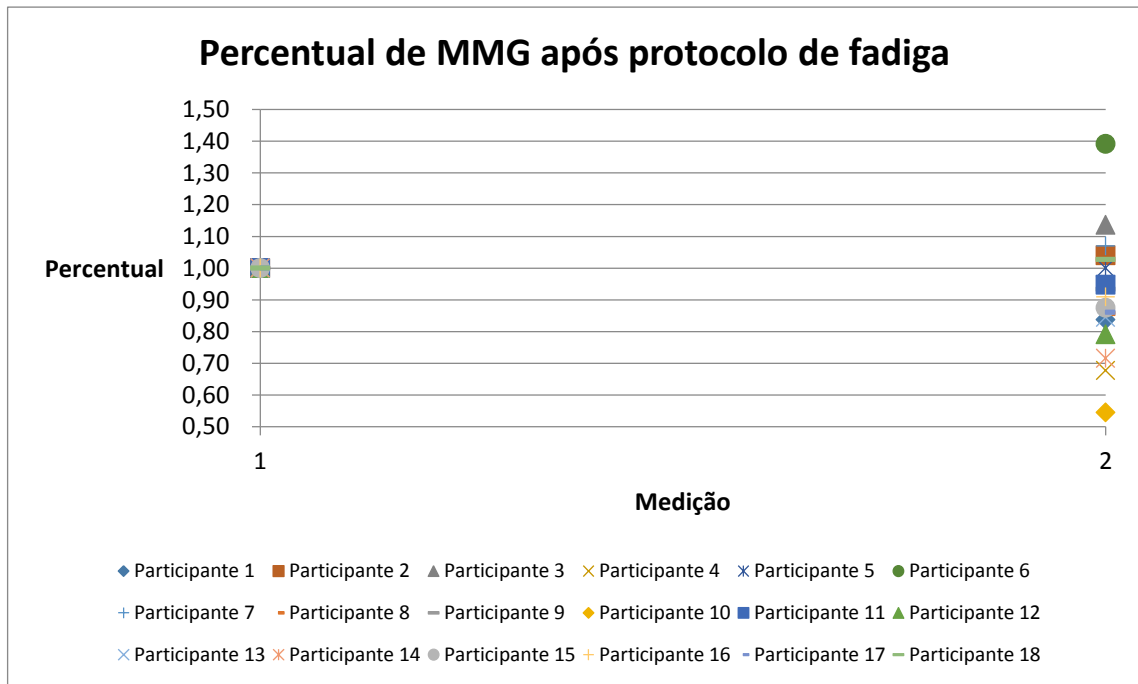


Fonte: Elaboração do próprio autor.

Foi observado que a defasagem apresentou um aumento após a fadiga alvo em 11 participantes, em 3 dos participantes ela se manteve com menos de 1% abaixo do valor inicial, em 4 dos 18 participantes foi observado uma queda percentual em relação ao seu valor inicial, mas com no máximo 5,8% de queda. Em comparação aos casos onde se obteve aumentos em seu percentual, foram obtidos valores até 32,5% mais altos, representando que o músculo analisado após a fadiga alvo pré-determinada apresenta uma tendência de elevação em sua defasagem.

Na Figura 18, é apresentado um gráfico com a variação percentual de MMG nos 18 participantes no momento da fadiga alvo, usando com referência os valores coletados no momento do torque inicial como 1,00.

Figura 18 – Percentual de MMG após protocolo de fadiga.

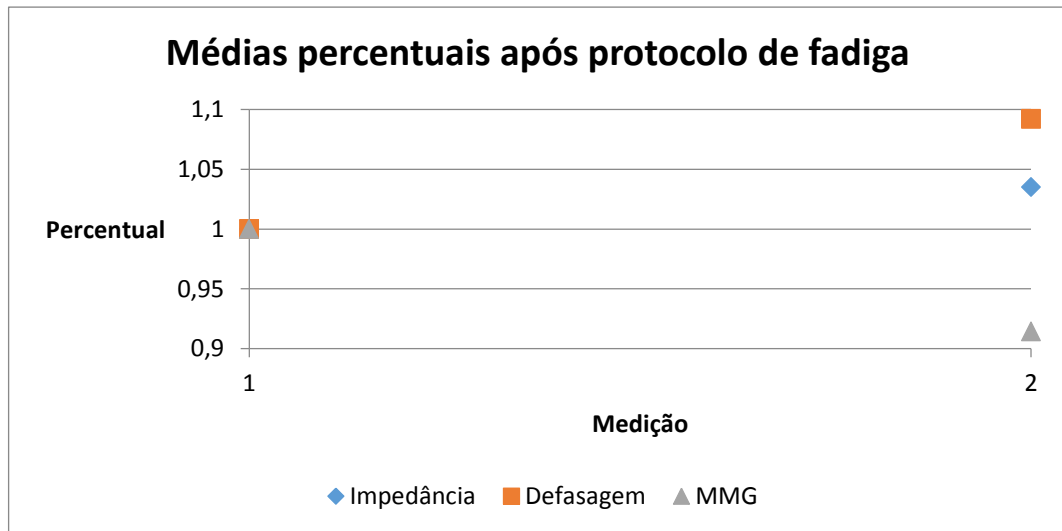


Fonte: Elaboração do próprio autor.

Foi observado que a MMG apresentou uma queda após a fadiga alvo em 12 participantes, em 1 dos participantes ela se manteve igual, em 4 dos participantes ela se manteve até 13,6% acima do valor inicial, em apenas 1 dos participantes foi observado um aumento percentual bem elevado em relação a amostra com 39,1%. Em comparação aos casos onde se obteve quedas em seu percentual, foram obtidos valores até 45,5% mais baixos, representando que o músculo analisado após a fadiga alvo pré-determinada apresenta uma tendência de queda em seus valores de MMG.

Na Figura 19, é apresentado um gráfico com as médias da variação percentual de impedância, defasagem e MMG dos 18 participantes no momento da fadiga alvo, após o protocolo de fadiga.

Figura 19 – Média percentual de bioimpedância e MMG após protocolo de fadiga.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Foi observada que em média a impedância apresentou um aumento após a fadiga alvo de 3,5%, a defasagem um aumento de 9,2% e a MMG uma queda de 8,6% em relação aos seus valores iniciais. Assim como em Mohamad *et al.* (2017) os dados de MMG, decaíram conforme o torque atingiu o momento da fadiga-alvo, já os dados de bioimpedância apresentaram uma tendência de elevação ao atingir a fadiga-alvo.

O ângulo de defasagem apresentou uma variação percentual próxima da variação da MMG no presente estudo, podendo ser utilizado como um indicador da fadiga alvo assim como em Mohamad *et al.* (2017), mas com uma grande desvantagem em relação à MMG, pois o acompanhamento da impedância não pôde ser realizado simultaneamente a aplicação da eletroestimulação devido a estar sendo aplicada outra corrente elétrica sobre o músculo podendo interferir ou até danificar o aparelho utilizado para a medição de bioimpedância no estudo.

Já a MMG realiza a coleta dos movimentos laterais da contração muscular, com um sensor posicionado sobre o músculo, registrando esses movimentos simultaneamente à aplicação da FES, podendo ser acompanhada e usada como um fator de parada imediata da eletroestimulação.

5 CONCLUSÃO

A partir dos testes de impedância e ângulo de fase, foi possível verificar as componentes resistivas e capacitivas de modelos de tecido encontrados na literatura.

Como observado na revisão bibliográfica há muitos trabalhos sobre bioimpedância, mas quando se procura bioimpedância de forma localizada, em um grupo muscular, nota-se que ainda não existem muitos; nesta pesquisa foram encontrados oito trabalhos, mesmo procurando em diversas bases internacionais. Ao adicionar eletroestimulação na busca a bioimpedância, nenhum trabalho publicado foi encontrado até o presente momento.

No estado da arte apresentado foi possível verificar que o sinal comumente utilizado para medições de bioimpedância localizada é o senoidal, monofrequencial, de 50 kHz, e o tipo de eletrodo mais utilizado são o do tipo Ag-AgCl.

Para uma correlação de massa muscular e adiposa com os valores de bioimpedância coletados no quadríceps, é necessário realizar uma avaliação localizada medindo as dobras cutâneas, pois verificando a composição corporal total não se podem obter os valores exatos de forma localizada, devido a cada indivíduo possuir sua particularidade em relação à massa muscular e gordura localizada no quadríceps.

Ao avaliar o comportamento da bioimpedância após o protocolo de fadiga, foi observado que impedância e a defasagem apresentaram uma tendência de aumento na fadiga, em relação ao seu valor inicial, enquanto o valor RMS de MMG apresentou uma queda após a fadiga.

O ângulo de defasagem, encontrado na literatura como um marcador relevante da saúde celular, apresentou uma variação mais significativa em comparação a impedância, pode-se concluir que no momento da fadiga os componentes reativos capacitivos do tecido muscular aumentam, pois são diretamente proporcionais ao ângulo de fase, que estão influenciando diretamente sobre a impedância total do músculo.

A defasagem também apresentou uma variação percentual próxima da variação da MMG, mas no caso a defasagem com um acréscimo e a MMG com um decréscimo em seus percentuais após o momento da fadiga-alvo, supondo que a mesma poderá ser utilizada como um indicador de fadiga, mas com desvantagem

em relação à MMG, pois a bioimpedância não pôde ser acompanhada simultaneamente a aplicação da FES, e sim antes e após o término do procedimento.

Para trabalhos futuros propõe-se a realização de mais testes, com mais indivíduos e repetições em mais de um dia. Realizar uma avaliação da composição tecidual do quadríceps de cada participante, para correlacionar os dados de impedância com o percentual de tecido adiposo e de massa muscular.

É importante dizer que foi considerado como fadiga quando chegasse a um torque de 50% do valor medido inicialmente, e com apenas 90% do valor de corrente máxima, ou seja, os dados analisados poderão ser diferentes com fadiga maior, ou seja, 40%, 30%, etc., chegando ao ponto de não mais gerar movimento, ou quase nenhum.

Seria interessante verificar o mesmo voluntário por diversas vezes, e verificar se ocorre sempre o fenômeno de aumentar ou reduzir o valor na fadiga. Desta forma, se realmente não for encontrado um padrão geral, conhecer o indivíduo poderá contribuir caso deseje fazer um controle em malha fechada, usando bioimpedância para indicar níveis de fadiga e usá-la como referência.

Talvez seja interessante utilizar o próprio eletrodo de FES, posicionado no ponto motor, para medir bioimpedância.

REFERÊNCIAS

- ABERG, P. E. A. Skin cancer identification using multifrequency electrical impedance - a potential screening tool. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v. 51, n. 12, dez. 2004.
- ARAUJO, R. A. **Desenvolvimento de um sistema de avaliação de fadiga muscular utilizando mecanomiografia durante a aplicação de estimulação elétrica**. 2020. f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2020.
- BARBOSA, S. M. C. Can bioelectrical impedance analysis identify malnutrition in preoperative nutrition assessment? **Nutrition**, New York, v. 5, n. 19, p.422-426, 2003.
- BARBOSA, S. M. C. *et al.* Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. **The American Journal of Clinical Nutrition**, New York, v. 1, n. 82, p. 49-52, 2005.
- BARSOUKOV, E.; MACDONALD, J. R. **Impedance spectroscopy**: theory, experiment, and applications. New York: John Wiley & Sons, 2005.
- BOCHKEZANIAN, V.; NEWTON, R. U.; TRAJANO, G. S.; VIEIRA, A.; PULVERENT, T. S.; BLAZEVICH, A. J. **Effect of tendon vibration during wide-pulse neuromuscular electrical stimulation (NMES) on muscle force production in people with spinal cord injury (SCI)**. [S. l.]: BMC Neurology, 2018.
- BOGÓNEZ-FRANCO, P.; NESCOLARDE, L.; MCADAMS E.; ROSELL-FERRER, J. Multifrequency right-side, localized and segmental BIA obtained with different bioimpedance analysers. **Physiol. Meas**, Bristol, v. 86, p. 85-106, 2015.
- BYUN, Y. H.; YOUN, D. Y.; LEE, M. G.; KIM, G. S.; SONG, C. H.; KIM, S. C.; KIM, D. W.; SONG, C. G. A New Approach for Detection of Leg Movement Using Bio-impedance Technique. *In*: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 25., 2003, [s. l.]. **Proceedings** [...] [S. l.: s. n.], 2003. p.17-21.
- CAPOIA, F. **Medição da porcentagem de gordura do corpo humano por bioimpedância**. 2006. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia da Computação) - Centro Universitário Positivo - Unicenp, Curitiba, 2006.
- COPPINI, L. Z.; BOTTONI, A.; SILVA, M. L. T.; WAITZBERG, D. L. Aplicação da análise da impedância bioelétrica na avaliação nutricional. **Revista Brasileira de Nutrição Clínica**, São Paulo, v. 13, n. 2, p. 81-9, 1998.
- CORNISH B. H.; FALLAH S. The application of bioelectrical impedance to monitor muscular activity. *In*: INT. CONF. ELECT. BIO-IMP., 11th, 2001, Oslo. **Proceedings** [...] Oslo: [s. n.], 2001. p. 637-640.

COSTA, B. J. **Determinação não invasiva do limiar de lactato por eletroscopia de bioimpedância da musculatura do membro inferior em teste progressivo com remo ergômetro.** 2016. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - COPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2016.

DEHAIL, P.; DUCLOS, C.; BARAT, M. Electrical stimulation and muscle strengthening. **Annales de Readaptation et de Medecine Physique**, Amsterdam, v. 51, n. 6, p. 441–451, 2008.

DI BARTOLO, D. C. **A estimulação elétrica neuromuscular aplicada em músculos quadríceps e esquirotibiais para melhora da performance do salto vertical.** 2016. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - COPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2016.

EIRAS FILHO, R. R. A bioimpedância torácica no tratamento direcionado da hipertensão arterial. **Revista da Sociedade de Cardiologista do Rio de Janeiro**, Botafogo, v. 9, n. 3, p. 105-112, 1996.

ELLIS, K., J.; BELL S., J.; CHERTOW G., M.; CHUMLEA W., C.; KNOX T., A.; KOTLER D., P.; LUKASKI H., C.; SCHOELLER D., A. Bioelectrical impedance methods in clinical research: a follow-up to the NIH technology assessment conference. **Nutrition**, New York, v. 15, n. 11-12, p. 874-80, 1999.

FORNAZARI, E.; LOS, N. A.; STEVAN, S. L. **Bioimpedância: Introdução e utilizações de técnicas de bioimpedância.** Ponta Grossa: SEA – Seminário de Eletrônica e Automação Ponta Grossa, 2017.

FREIMARK, D. E. A. Monitoring lung fluid content in CHF patients under intravenous diuretics treatment using bio-impedance measurements. **IOP Science**, [s. l.], v. 28, n. 7, p. S269-277, 2007.

GAO, X.; TANG, J. Human Bioelectrical impedance Measuring Method Based on Principle of Multi-frequency and Multi-segment. **Procedings Engineering**, [s. l.], p. 459-463, 2011.

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. **Principles of applied biomedical instrumentation.** [S. l.]: Hardcover, 1989.

GOBBO. *et al.* Muscle motor point identification is essential optimizing neuromuscular electrical stimulation use. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation & Physics**, [s. l.], v. 11, n. 17, 2014.

GORGEY, A. S. *et al.* Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, [s. l.], v. 39, n. 9, p. 684–692, 2009.

GRIMNES, S.; MARTINSEN, O. G. **Bioimpedance & Bioelectricity Basics.** London: Academic Press, 2000.

GUPTA, D. *et al.* Bioelectrical impedance phase angle in clinical practice: implications for prognosis in advanced colorectal cancer. **The American Journal of Clinical Nutrition**, New York, v. 6, n. 80, p.134-138, 2004.

IVORRA, A. **Bioimpedance Monitoring for physicians: an overview.** [S. l.: s. n.], 2003. p. 1-35, v. 2002.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando controlador digital.** 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013.

KIM, S., C.; NAM, K., C.; KIM, D., W.; JEONG, Y., K.; KIM, K., Y.; KIM, K., H. Human arm motion detection system for robotic teleoperation using electrical bio-impedance method. In: INT. CONF. ELECT. BIO-IMP., 11th, 2001, Oslo. **Proceedings [...]** Oslo: [s. n.], 2001. p 615–8.

KITCHEN, S. **Eletroterapia: Prática baseada em evidências.** 11 ed. São Paulo: Manole, 2003.

KOZAN, R. **Controle da perna de pessoas hípidas utilizando um controlador PID.** 2020. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2012. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/87042/kozana_rf_me_ilha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 10 jul. 2020.

KYLE, U., G.; BOSAEUS, I.; DE LORENZO, A., D.; *et al.* Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods. **Clinical nutrition**, New York, v. 23, n. 5, p. 1226–1243, 2004a.

KYLE, U., G.; BOSAEUS, I.; DE LORENZO, A., D.; DEURENBERG, P.; ELIA, M.; GÓMEZ, J., M.; HEITMANN, B., L.; SMITH, L., K.; MELCHIOR, J., C.; PIRLICH, M.; SCHARFETTER, H.; SCHOLS, A., M., W., J.; PICHARD, C.. Bioelectrical impedance analysis – part II: utilization clinical practice. **Clinical Nutrition**, New York, n. 23, p. 1430-1453, 2004b.

LUKASKI, H., C. Methods for the assessment of human body composition: Traditional and new. **The American Journal of Clinical Nutrition**, New York, v. 46, p. 537-556, 1987.

MAGGIORE, Q. *et al.* Nutritional and prognostic correlates of bioimpedance indexes in hemodialysis patients. **Kidney International**, Malden, n. 50, p. 2103-2108, 1996.

MASCHERINI, G.; PETRI, C.; GALANTI, G. Integrated total body composition and localized fat-free mass assessment. **Sport Sci Health**, [s. l.], v. 11, p. 2017-225, 2015.

MOHAMAD, N., Z.; HAMZAID, N., A.; DAVIS, G., M.; WAHAB, A., K., A.; HASNAN, N. Mechanomyography and torque during FES-Evoked Muscle Contractions to Fatigue in Individuals with Spinal Cord Injury. **Sensors**, [s. l.], v. 17, n. 17, p. 1627, 2017.

MORAIS, A. P. **Detecção de lesões de cárie por bioimpedância elétrica**. 2011. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - COPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2011.

MUMBELLI, A., D., C. **Sistema para avaliação corporal através da bioimpedância**. 2015. Monografia (Graduação em Engenharia da Computação) - UTFPR, 2015.

NAGO, T. *et al.* Muscle maintenance by volitional contraction against applied electrical stimulation. **Kurume Medical Journal**, Kurume, v. 54, n. 1–2, p. 35–40, 2007.

NAKAMURA, T.; YAMAMOTO, Y.; YAMAMOTO, T.; TSUJI, H. Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis. **Med. Biol. Eng. Comput.** **30**, [s. l.], p. 465–72, 1992.

NESCOLARDE, L.; YANGUAS, J.; LUKASKI, H.; ALOMAR, X.; ROSELL-FERRER, J.; RODAS, G. Localized bioimpedance to assess muscle injury. **Physiol. Meas.**, [s. l.], v. 34, p. 237-245, 2013.

NESCOLARDE, L.; YANGUAS, J.; LUKASKI, H.; RODAS, G.; ROSELL-FERRER, J. Localized BIA identifies structural and pathophysiological changes in soft tissue after post-traumatic injuries in soccer players. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY*, 36th, 2014, [s. l.]. **Proceedings [...]** [S. l.: s. n.], 2014. p. 3743-3746.

NESCOLARDE, L.; YANGUAS, J.; MEDINA, D.; RODAS, G.; ROSELL-FERRER, J. Assessment and follow-up of muscle injuries in athletes by bioimpedance: Preliminary results. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS BOSTON, MASSACHUSETTS USA*, 33rd, 2011, [s. l.]. **Proceedings [...]** [S. l.: s. n.], 2011. p. 1137-1140.

NESCOLARDE, L.; YANGUAS, J.; TERRICABRAS, J.; LUKASKI, H.; ALOMAR, X.; ROSELL-FERRER, J.; RODAS, G. Detection of muscle gap by L-BIA in muscle injuries: clinical prognosis. **Physiol. Meas.**, [s. l.], v. 38, p.1-9, 2017.

NEUMAN, M. R. Biopotential electrodes. *In: WEBSTER, J. G. (ed) Medical Instrumentation Application and Design*. [S. l.: s. n.], 1978.

PAILLARD, T. Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. **Sports Medicine**, Auckland, v. 38, n. 2, p. 161–177, 2008.

ROCHA, J. S. B.; ORGANDO, B. M. P.; PAIXÃO, J. A.; TUCHER, G.; POPOFF, D. A. V. Considerações sobre bioimpedância com o método para a avaliação da composição corporal. **Revista Digital**, Buenos Aires, n. 162, p. 1-7, 2011.

RUTKOVE, S., B.; AARON, R.; SHIFFMAN, C. A. Localized bioimpedance analysis in the evaluation of neuromuscular disease. **Muscle & Nerve**, New York, v. 25, n. 3, p. 390-397, 2002.

SANCHES, M. A. A. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos**. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/100289/sanches_maa_dr_ilha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 10 jul. 2020.

SELBERG, O.; SELBERG, D. Norms and correlates of bioimpedance phase angle in healthy human subjects, hospitalized patients, and patients with liver cirrhosis. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, n. 86, p. 509-516, 2002.

SOLOMONOW, M. EXTERNAL CONTROL OF THE NEUROMUSCULAR SYSTEM. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v. BME-31, n. 12, p. 752-763, 1984.

SONCINI, A. Z.; RAMLOW, R. D. **Estimativa de massa corporal por bioimpedância elétrica**. 2009. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia da Computação) – Universidade Positivo, Curitiba, 2009.

TAKA, E., N. **Transvarredura por bioimpedância: uma ferramenta para a detecção precoce do câncer de mama em mulheres jovens**. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - COPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2008.

TENABE, R. F. **Valores de referência do vetor de bioimpedância elétrica corporal total em lactentes e pré-escolares**. 2010. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Instituto Fernandes Figueira, Rio de Janeiro, 2010.

TEODORO, R. G. **Controle da posição angular da perna de voluntários hígidos e com lesão medular utilizando estimulação elétrica funcional e técnicas de controle robusto e chaveado**. 2018. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2018.

TEXAS, I. **AFE4300 Weigh Scale/Body Composition Analog Front End Performance Demonstration Kit**. [S. l.: s. n.], 2013. Disponível em: <http://www.ti.com/tool/afe4300evm-pdk>. Acesso em: 14 maio 2019.

THOMASSET, A.L. Bio-electrical impedance analysis. *In*: WEBSTER, J. G. (ed) **Medical Instrumentation Application and Design**. 3. ed. New York: John Wiley & Sons, 1998.