

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC
CENTRO DE ENGENHARIA, MODELAGEM E CIÊNCIAS APLICADAS
Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica

Lais Yuriko Morimoto Lah

**Avaliação de atividade muscular do bíceps
braquial por miografia de impedância
elétrica**

São Bernardo do Campo - SP

2017

Lais Yuriko Morimoto Lah

Avaliação de atividade muscular do bíceps braquial por miografia de impedância elétrica

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC (UFABC), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Olavo Luppi Silva

Coorientador: Prof. Dr. Harki Tanaka

São Bernardo do Campo - SP

2017

Lah, Lais Yuriko Morimoto

Avaliação de atividade muscular do bíceps braquial por miografia de impedância elétrica / Lais Yuriko Morimoto Lah - São Bernardo do Campo, Universidade Federal do ABC, 2017.

99 fls.

Orientador: Olavo Luppi Silva

Coorientador: Harki Tanaka

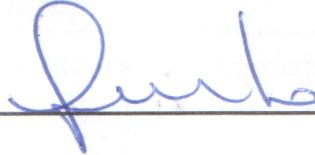
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do ABC, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2016

1. Impedância. 2. Músculo. 3. Miografia. I. Lah, Lais Yuriko Morimoto. II. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2017. III. Título: Avaliação de atividade muscular do bíceps braquial por miografia de impedância elétrica

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, de acordo com as observações levantadas pela banca no dia da defesa, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Bernardo do Campo, 01 de fevereiro de 2018.

Assinatura do autor: _____



Assinatura do orientador: _____





MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
Fundação Universidade Federal do ABC
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Avenida dos Estados, 5001 – Bairro Santa Terezinha – Santo André – SP
CEP 09210-580 · Fone: (11) 4996-0017
ppgebm@ufabc.edu.br

FOLHA DE ASSINATURAS

Assinaturas dos membros da Banca Examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Lais Yuriko Morimoto Lah, realizada em 4 de dezembro de 2017:

Prof.(a) Dr.(a) **Olayo Luppi Silva** (Universidade Federal do ABC) – Presidente

Prof.(a) Dr.(a) **Fernando Silva de Moura** (Universidade Federal do ABC) – Membro Titular

Prof.(a) Dr.(a) **Marcela Bermúdez Echeverry** (Universidade Federal do ABC) – Membro Titular

Prof.(a) Dr.(a) **Diogo Coutinho Soriano** (Universidade Federal do ABC) – Membro Suplente

Prof.(a) Dr.(a) **Daniel Boari Coelho** (Universidade Federal do ABC) – Membro Suplente

Resumo

Nos estudos realizados sobre o corpo humano e seus segmentos, observa-se a capacidade dos mesmos de responder aos sinais externos. Tais repostas podem ser avaliadas a partir de diferentes métodos existentes que são capazes de analisar e caracterizar o tecido muscular. Entre os métodos disponíveis para esta análise, encontra-se a chamada miografia de impedância elétrica (MIE), um método não invasivo capaz de realizar a análise da resposta do tecido muscular a partir da relação entre a alteração da impedância elétrica e as alterações fisiológicas e morfológicas ocorridas no mesmo. Esta técnica, entretanto, ainda apresenta algumas divergências quanto às respostas obtidas durante a contração em indivíduos saudáveis. Dessa forma, o presente estudo tem por objetivo avaliar o músculo bíceps braquial em três condições: em repouso, na contração isométrica e na contração dinâmica em sujeitos saudáveis. Tais medidas foram realizadas no músculo em questão de duas formas: transversalmente e longitudinalmente às fibras musculares, sendo que estas medidas foram realizadas simultaneamente durante toda a coleta. Os principais resultados mostraram diferenças significativas ($p < 0.05$) entre as medidas transversais e longitudinais durante o repouso, obtendo valores de amplitude ($|Z|$) e fase (θ) maiores no sentido transversal. As coletas também apresentaram uma diferença significativa ($p < 0.05$) para os valores de impedância entre o sexo masculino e feminino nas três condições e em ambas as direções (transversal e longitudinal) e uma forte correlação de Spearman ($r_s > 0.84$, $p < 0.05$) para os dados de $|Z|$ nas duas direções e a camada subcutânea de gordura. Ademais, foram observadas alterações ao longo da contração isométrica indicando a sensibilidade das medidas de MIE a alterações fisiológicas. Portanto, a investigação da resposta muscular através da MIE aponta o potencial da técnica na avaliação muscular com aplicações clínicas e desportivas.

Palavras chave: Músculo, bioimpedância, análise muscular

Abstract

In the studies carried out on the human body and its segments, is observed an ability of the body to respond to external signals. Such responses can be evaluated from different existing methods that enable us to analyze and characterize muscle tissue. Among the available methods for this analysis is the so-called electrical impedance myography (EIM), a noninvasive method capable of performing muscle tissue response analysis, from the relation between the variation of the muscular impedance and the physiological and morphological changes occurred. However, this technique still presents some divergences regarding the responses obtained during the muscular contraction. Thus, the present study aims to evaluate the biceps muscle response in three different conditions, such as: at rest, during the isometric contraction and during the dynamic contraction of healthy muscles. For this, the measurements on muscle were performed in two different electrode configuration: transversely and longitudinally to the muscle fibers. Measurements were performed simultaneously throughout the analysis. The main results were significantly different ($p < 0.05$) between transverse and longitudinal measurements during rest, obtaining larger amplitude ($|Z|$) and phase (θ) values in the transverse direction. The data also presented a significant difference ($p < 0.05$) for the impedance values between men and women in the three conditions and in both directions (transverse and longitudinal). It also presented a strong Spearman correlation ($r_s > 0.84$, $p < 0.05$) between $|Z|$ in both directions and the subcutaneous fat layer. In addition, changes were observed in the impedance along the isometric contraction indicating a sensitivity of the EIM measurements and physiological changes.

Keywords: Muscle, bioimpedance, muscular analysis

Sumário

1	Introdução	15
2	Objetivos	18
3	Fundamentos	19
3.1	Impedância	19
3.2	Impedância nos tecidos biológicos	21
3.3	Tipos de contração muscular	26
3.4	Anisotropia muscular	27
4	Revisão de bibliografia	31
4.1	Miografia por Impedância Elétrica (MIE)	31
4.1.1	Posicionamento dos eletrodos - Bíceps braquial	37
4.1.2	Análises de MIE durante a contração muscular	40
5	Método	43
5.1	Casuística	43
5.2	Medição e aquisição dos sinais	43
5.3	Coleta de dados	45
5.4	Análise e processamento dos dados	48
5.4.1	Estimação de amplitude e fase do sinal	49
5.4.2	Filtragem e cálculo da impedância	49
5.4.3	Análise de dados e estatística	50
6	Resultados e discussões	51
6.1	Perfil dos voluntários	51
6.2	Coleta dos dados do músculo em repouso	51

	9
6.3 Coleta de dados do músculo em exercício	54
6.3.1 Exercício isométrico	55
6.3.2 Exercício dinâmico	59
6.4 Dados de amplitude e fase cruzados com o perfil dos indivíduos	63
7 Considerações finais	70
A Tabela de artigos em EIM	84
B Questionário	91
C Resultados EIM	92
C.1 Exercício isométrico	92
C.2 Exercício dinâmico	95
C.3 Dados de amplitude e fase cruzados com o perfil dos indivíduos - gráficos adicionais	99

Lista de Figuras

3.1	Representação gráfica da impedância, como sendo a relação entre resistência e reatância no plano real/imaginário	20
3.2	Representação de impedância elétrica nos tecidos	22
3.3	Membrana celular - bicamada lipídica	23
3.4	Modelo elétrico para o tecido biológico	25
3.5	Caminho percorrido pela corrente elétrica em Frequências baixas (linha contínua) e Frequências Altas (linha pontilhada)	26
3.6	a) Ilustração da fibra muscular esquelética em corte longitudinal (esquerda) e transversal (direita); b) Imagem histológica de um músculo esquelético. . .	27
3.7	a) Ilustração da organização histológica do músculo.	28
3.8	a) Ilustração da disposição dos fascículos do músculo.	28
3.9	Ilustração da fibras musculares posicionada em escala retangular	29
4.1	Ilustração da técnica de análise de bioimpedância	31
4.2	Valores de resistência, reatância e fase para o intervalo de 20kHz a 1MHz . . .	33
4.3	Configurações de eletrodos: 15-30-15mm, 25-30-25mm e 35-30-35mm	34
4.4	Estudo da dependência da frequência na análise de MIE. R: resistência, X: reatância e θ : fase	34
4.5	Dispositivos para a padronização da distância dos eletrodos	35
4.6	Exemplo do efeito do posicionamento dos eletrodos nas medidas de MIE - (A) Ilustração do posicionamento, (B) Medidas de resistência e (C) Medidas de reatância	36
4.7	Posicionamento quanto a distância entre os eletrodos - a)Posicionamento distante e b)Posicionamento próximo.	38

4.8	Linhas de corrente e equipotenciais para eletrodos de corrente distante e próximos	38
5.1	Diagrama do sistema de medição e aquisição de sinais	44
5.2	Probe de eletrodos para padronização das distâncias entre os eletrodos	45
5.3	Placa auxiliar conectada ao probe de eletrodos	46
5.4	Posicionamento do probe de eletrodos	48
5.5	Posicionamento do indivíduo para a realização das coletas	48
6.1	Amplitude ($ Z $) e fase (θ) média da impedância para os indivíduos em repouso	52
6.2	Taxa de anisotropia muscular para $ Z $ e θ para os indivíduos em repouso . . .	53
6.3	$\Delta Z $ médio da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico .	55
6.4	$\Delta \theta$ médio da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico . .	55
6.5	$\Delta Z $ da impedância para o indivíduo 7 durante exercício isométrico	56
6.6	$\Delta \theta$ da impedância para o indivíduo 7 durante exercício isométrico	56
6.7	$\Delta Z $ da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico	57
6.8	$\Delta \theta$ da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico	57
6.9	Comparação entre a taxa de anisotropia muscular para $ Z $ e θ para os indivíduos em repouso e exercício isométrico	59
6.10	$\Delta Z $ médio da impedância para os indivíduos durante exercício dinâmico na direção transversal (TT) e longitudinal (LL)	60
6.11	$\Delta \theta$ médio da impedância para os indivíduos durante exercício dinâmico na direção transversal (TT) e longitudinal (LL)	60
6.12	$\Delta Z $ da impedância no exercício dinâmico	61
6.13	$\Delta \theta$ da impedância no exercício dinâmico	61
6.14	Comportamento do fluxo sanguíneo durante exercício dinâmico (Figura a) e exercício isométrico (Figura b) do ante-braço (MacDonald <i>et al.</i> , 1998, apud Tschakovsky, 2004 [1])	62
6.15	Comparação entre a taxa de anisotropia muscular para $ Z $ e θ para os indivíduos em exercício dinâmico sem carga e com carga	63
6.16	Valores de $ Z $ categorizados por sexo masculino e feminino, nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	64

6.17	Valores de $\theta(^{\circ})$ categorizados por sexo masculino e feminino, nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	64
6.18	Comparação de $ Z \times \text{IMC}$ para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	65
6.19	Comparação de $\theta \times \text{IMC}$ para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	65
6.20	$ Z \times \text{DCB}$	66
6.21	$\theta \times \text{DCB}$	67
6.22	$ Z \times \Delta_{pmt}$	68
6.23	$\theta \times \Delta_{pmt}$	69
C.1	Comparação de $ Z \times \text{IMC}$ para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	99
C.2	Comparação de $\theta \times \text{IMC}$ para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	99
C.3	Comparação de $ Z \times$ nível de atividade física para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	100
C.4	Comparação de $\theta(^{\circ}) \times$ nível de atividade física para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	100
C.5	Comparação de $ Z \times$ nível de atividade física para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	101
C.6	Comparação de $\theta(^{\circ}) \times$ nível de atividade física para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	101

Lista de Tabelas

3.1	Comparação eletrolítica dos meios extra e intracelular	22
3.2	Valores de condutividade para diferentes tecidos	24
4.1	Estudos de MIE envolvendo o músculo Bíceps braquial, posicionamento do eletrodos (EC são os eletrodos de injeção de corrente e ET os eletrodos de medição do potencial), frequência de excitação do sistema (FREQ) em kHz e tipo de análise(TA – L: Longitudinal, T: Transversal, NI: Não Informado)	39
4.2	Estudos de MIE com análise em contração muscular, sendo as colunas respectivamente: autor e ano, frequência de excitação do sistema (FREQ) em kHz, tipo de análise (L: Longitudinal ou T: Transversal), músculo analisado, número de participantes do estudos e tipo de contração (isométrica ou dinâmica)	40
4.3	Representação dos resultados obtidos nos estudos, sendo Qtd a quantidade de estudos, aumento (verde) e diminuição (vermelho) para os resultados em que os valores aumentaram ou diminuiram durante a contração em relação ao repouso, considerando frequências acima de 50kHz.	42
6.1	Perfil dos voluntários	52
6.2	Resultados do coeficiente de correlação de Spearman para os dados de $ Z $, θ e a camada subcutânea de gordura	66
6.3	Resultados do coeficiente de correlação de Spearman para os dados de $ Z $, θ e a diferença de perímetro do braço relaxado e contraído ($\Delta_{pmt}(cm)$) . .	68
A.1	Estudos envolvendo EIM	84
C.1	Dados de $\Delta Z $ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	92
C.2	Dados de $\Delta\theta$ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	94

C.3	Dados de $\Delta Z $ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	95
C.4	Dados de $\Delta\theta$ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)	97

Capítulo 1

Introdução

A miografia por impedância elétrica (MIE) é uma técnica que permite estudar o músculo mediante o comportamento da impedância elétrica. Esta é a medida do quanto um circuito se opõe à passagem de uma corrente elétrica quando uma tensão é aplicada. No caso desta medida ser realizada em tecidos biológicos, denomina-se bioimpedância [2].

A bioimpedância, portanto, analisa o comportamento das estruturas biológicas frente à passagem de corrente elétrica. Como parâmetro, a bioimpedância possibilitou avanços em ferramentas como: técnica de bioimpedância (*Bioelectrical Impedance Analysis - BIA*) que permite a avaliação da composição corporal; Pletismografia e Cardiografia por impedância, métodos que diagnosticam enfermidades pulmonares e cardiovasculares [2]; e Tomografia por impedância elétrica, técnica de imagem que permite acompanhar em tempo real alterações na ventilação e perfusão pulmonar [3]. Dessa forma, Shiffiman *et al.* (2003) [4] iniciaram estudos utilizando a BIA aplicada a uma região localizada no corpo especificada por um grupo muscular que, posteriormente, foi definida como MIE.

A MIE tem se mostrado promissora para o acompanhamento de alterações ocasionadas no músculo, que podem ser decorrentes de doenças neuromusculares [5], idade e gênero [6], dores lombares agudas [7] e exercício [8]. Em estudo realizado por Rutkove *et al.* (2007) [9], notou-se diferença significativa para o valor de fase da impedância muscular no acompanhamento da evolução de Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA). Esta diferença ocorre porque desordens neuromusculares degenerativas, tal como a ELA, afeta os neurônios motores da medula espinhal, do tronco cerebral e do encéfalo e está associada a alterações significativas na estrutura e composição muscular.

O interesse crescente deve-se ao fato da MIE ser uma técnica não invasiva, com des-

conforto mínimo ao paciente, é um equipamento portátil de fácil utilização em leitos e de baixo custo [10].

Em pesquisa realizada por Coutinho (2014) [11], que analisou o músculo durante a contração através da técnica de MIE em duas configurações (trepolar e bipolar), os resultados mostraram que a MIE é uma técnica capaz de detectar alterações fisiológicas que ocorrem durante a contração isométrica. Em artigo recente publicado por Shiffman *et al.* (2016) [12], nota-se evidências de alterações na impedância muscular durante o que autor descreve como intervalo preparatório, que seria o momento anterior a geração de força pelo músculo.

De forma geral, a MIE se baseia na medição dos potenciais gerados quando aplicada uma corrente elétrica de baixa amplitude e alta frequência na superfície da pele [13, 14]. Pautado nos valores de corrente e potenciais medidos, é possível analisar as propriedades elétricas do músculo e suas alterações seja em sua estrutura ou em mudanças fisiológicas.

A MIE é realizada usando diferentes configurações de injeção da corrente elétrica e da medição do potencial:

1. Bipolar: essa configuração utiliza um arranjo com apenas dois eletrodos, onde a corrente é injetada e os potenciais são medidos nos mesmos eletrodos.
2. Tetrapolar: essa configuração utiliza quatro eletrodos, sendo dois para a entrada e saída da corrente elétrica, e outros dois para a medição da diferença de potencial elétrico. Nessa configuração, o efeito de impedância de contato dos eletrodos são minimizados. Por esta razão, tal configuração é recomendada para medidas realizadas em MIE [15, 16].

Tanto na medição bipolar como na tetrapolar, os eletrodos podem ser fixados na superfície da pele no sentido longitudinal ou transversal às fibras musculares. A maioria dos estudos em MIE utiliza a configuração tetrapolar para evitar os efeitos de impedância de contato do eletrodo [14, 17], isto é, a impedância ocasionada pela interface entre o eletrodo e a pele. Com relação ao tipo de configuração utilizada na MIE, é possível realizar as medidas em diferentes frequências de sinal, sendo: i) monofrequencial, utiliza-se comumente 50kHz; ii) multifrequencial, isto é, abrangendo um intervalo de frequência do sinal aplicado entre 1kHz à 1MHz [14].

Entretanto, apesar dos avanços da técnica de MIE, uma revisão da literatura revela algumas questões em aberto, tais como:

1. Durante o exercício qual o comportamento da impedância? Estudos apresentam resultados divergentes quanto ao comportamento da impedância elétrica muscular (maior ou menor em relação ao repouso) durante o exercício [18, 19];
2. Qual o impacto do sangue sobre as medidas de impedância muscular no exercício? Foram encontrados poucos estudos em MIE que avaliaram a influência da perfusão sanguínea muscular sobre a impedância durante o exercício [20, 11, 21];
3. Qual a relação da impedância na medida transversal e longitudinal? Poucos estudos realizaram a análise da impedância elétrica muscular na medida transversal e longitudinal às fibras musculares de forma simultânea [22].

Portanto, o objetivo do presente trabalho é verificar a impedância elétrica muscular no bíceps braquial durante diferentes condições, tais como: i) repouso; ii) contração voluntária máxima em exercício isométrico; iii) exercício dinâmico com e sem carga. Além disso, as medidas serão realizadas simultaneamente na transversal e longitudinal às fibras musculares para avaliar a influência do posicionamento dos eletrodos.

Ademais, busca-se esclarecer as questões da relação entre a variação da bioimpedância e a variação da atividade realizada pelo grupo muscular, uma vez que a maioria dos estudos encontrados na literatura têm foco em análise clínica, ou seja, utilizam MIE para a avaliação de patologias.

Capítulo 2

Objetivos

O objetivo do presente estudo foi avaliar a variação de bioimpedância no músculo bíceps braquial em três condições distintas: I) repouso, II) contração isométrica e III) durante contrações dinâmicas. Para tanto, foram realizadas medidas de bioimpedância em duas configurações de eletrodos: transversal e longitudinal.

Capítulo 3

Fundamentos

3.1 Impedância

Segundo a teoria dos circuitos elétricos, admitindo-se um circuito excitado por uma fonte senoidal composto por bipolos passivos resistivos lineares, a relação da tensão entre seus terminais e a corrente elétrica que flui neste circuito pode ser relacionada pela Equação 3.1 [23, 24],

$$v(t) = Ri(t) \quad (3.1)$$

em que $v(t)$ é a tensão em função do tempo; R é a resistência equivalente do circuito e $i(t)$ é a corrente em função do tempo, representada por

$$v(t) = RI \cos(\omega t + \theta) = V \cos(\omega t + \theta) \quad (3.2)$$

e

$$i(t) = I \cos(\omega t), \quad (3.3)$$

na qual ω é a frequência de excitação do sistema e θ é a fase do sinal.

É possível realizar a análise do sistema em sua forma fasorial. Quando a frequência de excitação ω é constante, tensão e corrente podem ser escritos na representação fasorial. Neste caso, a lei de Ohm, pode ser escrita conforme a Equação 3.4

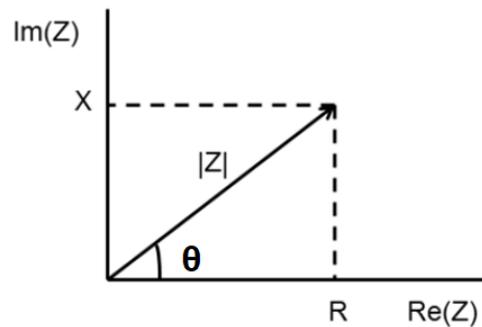
$$V = ZI, \quad (3.4)$$

em que Z é a impedância do circuito; V e I são, respectivamente, a diferença de potencial elétrico e corrente elétrica, na sua representação complexa.

A impedância Z é uma grandeza complexa, empregada no estudo de circuitos de corrente alternada, que reflete a oposição ao fluxo de corrente elétrica no circuito e a defasagem (θ) entre a tensão e a corrente. Esta pode ser expressa em sua forma retangular (Equação 3.5), e gráfica (Figura 3.1) [23, 24]:

$$Z = R + jX \quad (3.5)$$

Figura 3.1: Representação gráfica da impedância, como sendo a relação entre resistência e reatância no plano real/imaginário



A parte real de Z é chamada de resistência (R) ao passo que a parte imaginária de Z é chamada de reatância (X), e ambas são expressas em Ω . Quando a reatância é positiva, diz-se que o circuito possui uma característica indutiva e, quando ela é negativa, diz-se que o circuito possui uma característica capacitiva. A relação $V \leftrightarrow I$ para os elementos passivos do circuito é dada em sua forma fasorial no domínio da frequência como

$$\frac{V}{I} = R \quad (\text{resistores}) \quad (3.6)$$

$$\frac{V}{I} = j\omega L = X_l j \quad (\text{indutores}) \quad (3.7)$$

$$\frac{V}{I} = \frac{-j}{\omega C} = X_c j \quad (\text{capacitores}) \quad (3.8)$$

A Equação 3.6 diz respeito à impedância dos resistores; a Equação 3.7 por sua vez, aos indutores; e, por fim, a Equação 3.8 aos capacitores. Nestas equações, ω refere-se à frequência de excitação do sistema [25].

Quando realizados estudos de impedância com aplicações médicas, reatâncias positivas são consideradas irrelevantes por se acreditar que estas possuem um papel não significativo nas medidas de bioimpedância [14].

É importante identificar as características e comportamentos de resistores e capacitores, de modo a auxiliar a compreensão das variáveis que influenciam os valores de resistência e capacitância.

Considerando uma barra homogênea de comprimento L e área de seção A , a resistência pode ser expressa por

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (3.9)$$

em que ρ é uma característica intrínseca do material, denominada resistividade elétrica e que, portanto, não depende de sua geometria. Ela permite medir a oposição ao fluxo de corrente e é expressa em Ωm . Reciprocamente à resistividade, tem-se a condutividade elétrica (Equação 3.10), expressa em S/m , que indica a facilidade do material em conduzir corrente elétrica [24]

$$\sigma = \frac{1}{\rho}. \quad (3.10)$$

Já a capacitância para um par de placas metálicas planas paralelas, com distância d entre elas e área A , é expressa por

$$C = \frac{\epsilon_r \epsilon_0 A}{d}, \quad (3.11)$$

na qual ϵ_0 é a permissividade elétrica do vácuo e ϵ_r é a permissividade relativa do material situado entre as duas placas. A permissividade elétrica ϵ . Indica sua habilidade de polarização, isto é, o efeito de alinhar os dipolos no material isolante. [26]

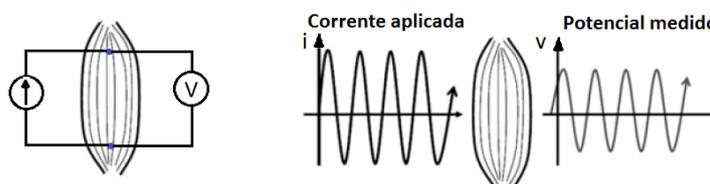
3.2 Impedância nos tecidos biológicos

Diferentemente dos estudos realizados em circuitos elétricos não biológicos, nos quais os fenômenos estão relacionados com o fluxo de elétrons, nos tecidos biológicos, a condução da corrente elétrica ocorre por meio dos íons resultantes da dissociação dos eletrólitos. Íons são espécies químicas carregadas eletricamente que podem ser classificados em ânions

ons, portadores de carga negativa, e cátions, portadores de carga positiva [27].

Dessa forma, é possível aplicar os conceitos mencionados na seção anterior para o meio biológico. A bioimpedância é a análise da impedância em tecidos biológicos. Em outras palavras, é o estudo pelo qual se avaliam as propriedades e características elétricas do tecido e seu potencial de oposição à passagem de corrente elétrica [2]. Uma das formas de se medir a bioimpedância é por meio da passagem de uma corrente elétrica conhecida e medição de seus potenciais (Figura 3.2), em que fundamentalmente todas as estruturas, fluidos extracelulares, intracelulares e membranas que estão no caminho da corrente aplicada contribuem para a bioimpedância medida [14].

Figura 3.2: Representação de impedância elétrica nos tecidos



Fonte: Adaptado de RUTKOVE, 2009, p.938. [14]

Nos seres vivos, os meios intra e extracelulares são compostos por líquidos e eletrólitos, que contêm íons livres e possibilitam a condução de corrente elétrica. Na Tabela 3.1 é possível observar a concentração de eletrólitos nos meios extra e intracelulares [2].

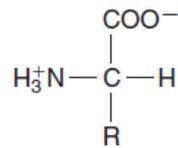
Tabela 3.1: Comparação eletrolítica dos meios extra e intracelular

Cations (meq/L)			Anions (meq/L)		
Substância	extra-celular	intra-celular	Substância	extra-celular	intra-celular
Na^+	142	10	Cl^-	103	4
K^+	4	140	HCO_3^-	24	10
Ca^{2+}	5	10^{-4}	$Proteína^-$	16	36
Mg^{2+}	2	30	$HPO_4^{2-} + SO_4^{2-}$	10	130
H^+ (pH = 7.4)	4×10^{-5}	4×10^{-5}	Ácidos orgânicos	–	–
Total	153	180	Total	153	180

Fonte: Adaptado de Grimnes e Martinsen, 2008, p.24. [2]

A medida utilizada para quantificar os eletrólitos são os miliequivalentes (meq), isto é, a milésima parte do equivalente, que corresponde à massa molecular da substância dividida por sua valência. Indica, portanto, a capacidade de um átomo se combinar com outros átomos [28].

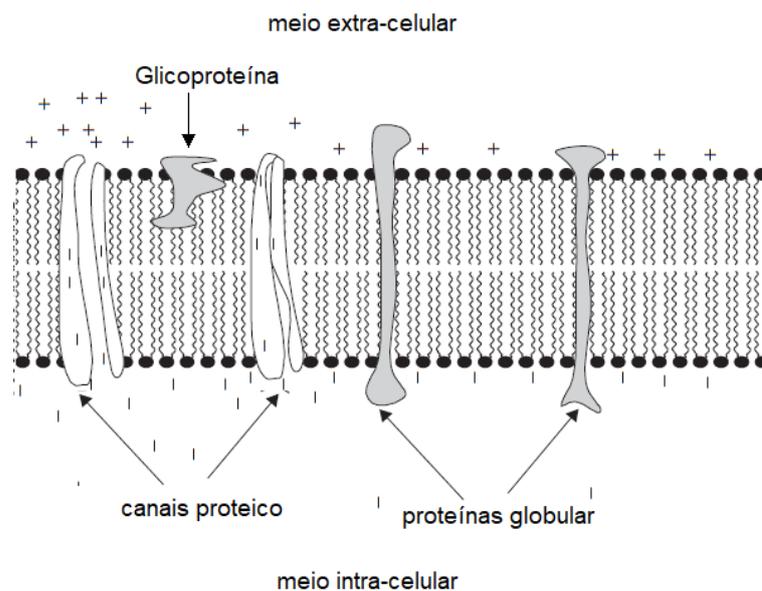
Além disso, as proteínas, que são constituídas por uma ou mais cadeias de aminoácidos, possuem o seguinte grupo químico orgânico em comum:



Este grupo está em sua forma ionizada e, em meio neutro ($\text{pH} = 7$), apresenta comportamento polar. Em valores de pH baixos (meio ácido) existe uma predominância do grupo NH_3^+ , o que estabelece uma carga líquida positiva. Para valores de pH altos (meio alcalino), a predominância será do grupo COO^- e, desta forma, o saldo será uma carga líquida negativa [2].

Assim como um grupo particular de lipídios, os lipídios polares, também apresenta a possibilidade de deslocamento de carga. Nesse grupo, é possível encontrar os fosfolipídios, que apresentam um comportamento capacitivo e são os principais componentes na formação da membrana celular. Esta é formada por uma bicamada lipídica e é uma estrutura essencial para a vida, pois estabelece uma fronteira entre os meios extra e intracelular. Do ponto de vista elétrico, a membrana celular apresenta um comportamento capacitivo e, ao mesmo tempo, condutor, pois a membrana é composta de canais que permitem a passagem de íons (Figura 3.3). A membrana possui, em média, 7nm de espessura e apresenta capacitância de aproximadamente de $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$ [2].

Figura 3.3: Membrana celular - bicamada lipídica



Fonte: Adaptado de Grimnes e Martinsen, 2008, p.140. [2]

Como os tecidos biológicos são compostos por aminoácidos, organelas, células de dife-

rentes tipos, tamanhos e funções, estes se tornam estruturas complexas e específicas, com características heterogêneas e anisotrópicas. Por isso, os diferentes tecidos apresentam diversos valores de condutividade, como a Tabela 3.2 exibe [2].

Tabela 3.2: Valores de condutividade para diferentes tecidos

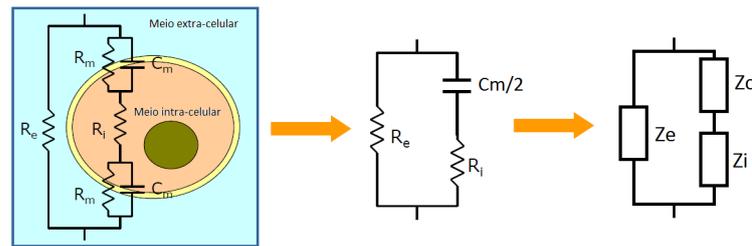
Tecido/Orgão	σ (S/m) 1Hz – 10kHz	σ (S/m) 1MHz
Tecido eptelial (seco)	10^{-7}	10^{-4}
Tecido eptelial (molhado)	10^{-5}	10^{-4}
Tecido osséo	$5 \times 10^{-3} - 6 \times 10^{-3}$	–
Pulmão	$5 \times 10^{-2} - 0.4$	0.1 – 0.6
Fígado	0.2	0.3
Tecido musculoesquelético	$5 \times 10^{-2} - 0.4$	0.6
Sangue	0.7	0.7
Gordura	$2 \times 10^{-2} - 5 \times 10^{-2}$	$2 \times 10^{-3} - 5 \times 10^{-2}$
Urina	0.5 – 2.6	0.5 – 2.6

Fonte: Adaptado de Grimnes e Martinsen, 2008, p.103. [2]

No entanto apesar dos tecidos apresentarem diferentes comportamentos para a passagem de corrente elétrica. Os tecidos possuem uma característica em comum: são formados por um conjunto de células em um meio extracelular desempenhando uma mesma função. Dessa forma, nos estudos de bioimpedância a célula é modelada da seguinte forma: 1) membrana celular: formada por uma bicamada fosfolipídica, é responsável por delimitar o ambiente celular, bem como controlar a entrada e saída de moléculas e íons da célula. Por causa destas características, é modelada como um capacitor. No entanto, apresenta diferentes comportamentos dependendo da frequência da corrente aplicada, como será visto posteriormente [2, 29]; 2) meio extra-celular: pode ser modelado como um meio resistivo cuja condutividade encontra-se em função da concentração de eletrólitos [29]; e 3) meio intracelular : também é modelado como um meio resistivo cuja concentração eletrolítica é próxima a do meio extracelular , muito embora as organelas presentes no interior da célula também influenciem a sua condutividade [29, 28].

Isto posto, pode-se modelar eletricamente o sistema composto por membrana celular e meios extra e intracelular, como mostra a Figura 3.4.

Figura 3.4: Modelo elétrico para o tecido biológico



Fonte: Adaptado de IVORRA, 2002, p.19. [29]

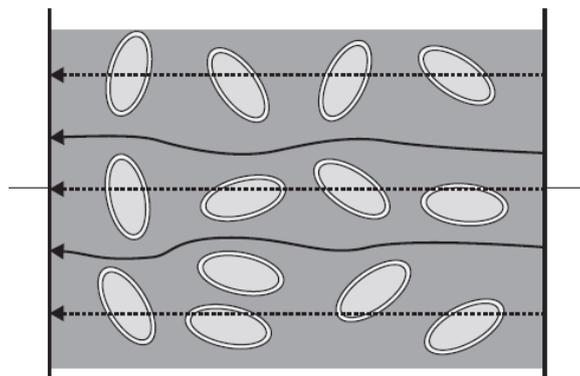
Nesta Figura, R_e refere-se à resistência extracelular; R_m , à resistência da membrana celular correspondente aos canais iônicos; C_m , à capacitância da membrana celular e R_i , à resistência intracelular da Figura 3.4. Usualmente, a resistência R_m é desconsiderada por ter valor de condutância muito baixa [29].

Baseado neste modelo simplificado da célula, a impedância equivalente pode ser encontrada por meio da Equação 3.12. A partir das Equações 3.12 e 3.8, é possível observar que, quando $\omega \rightarrow 0$, isto é, em frequências baixas ($< 1\text{kHz}$), a reatância capacitiva (X_c) do capacitor tende a ∞ , e apresenta comportamento de um circuito aberto. Isto significa que a resistência conjunta, oferecida pelo meio intracelular e pela membrana celular, passa a ficar muito alta e, como consequência, a corrente tende a circular pelo meio extracelular.

Quando $\omega \rightarrow \infty$, (frequências $> 1\text{MHz}$), $X_c \rightarrow 0$ apresenta um comportamento de curto-circuito, e a passagem da corrente ocorre por meio da membrana celular. Portanto, neste caso, parte da corrente passa pelo meio intracelular e outra parte percorre o meio extracelular (Figura 3.5) [29, 25].

$$Z_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{Z_e} + \frac{1}{Z_i + Z_c}} = \frac{1}{\frac{1}{R_e} + \frac{1}{R_i + \frac{1}{2Cj\omega}}} \quad (3.12)$$

Figura 3.5: Caminho percorrido pela corrente elétrica em Frequências baixas (linha contínua) e Frequências Altas (linha pontilhada)



Fonte: Adaptado de Grimnes e Martinsen, 2008, p.103. [2]

3.3 Tipos de contração muscular

O tecido muscular tem como função produzir força para a realização dos movimentos corporais, estabilização, regulação do volume dos órgãos, geração de calor, etc, por meio da transformação da energia química em mecânica. A contração muscular pode ser classificada em: contração isotônica (dinâmica) ou isométrica (estática) [30].

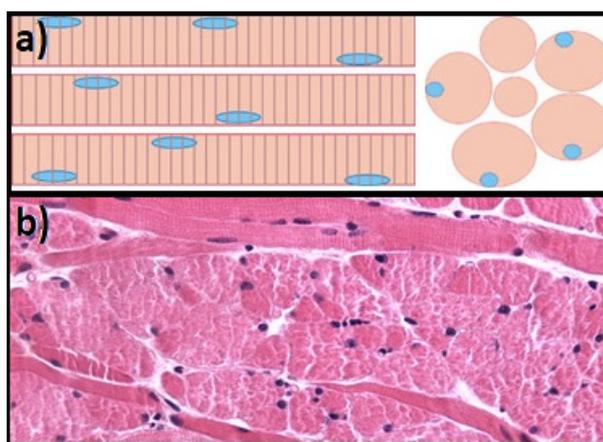
Na contração isotônica, a força produzida pelo músculo é praticamente constante e caracteriza-se pela alteração do comprimento de suas fibras e movimentação articular. Esta é subclassificada em contração concêntrica e excêntrica. Na contração concêntrica, a força gerada pelo grupo muscular é suficiente para superar a resistência imposta, o que gera um encurtamento das fibras durante a contração. Na contração excêntrica, ao contrário da concêntrica, a força exercida é menor do que a carga imposta, o que gera uma movimentação articular contrária ao movimento imposto pelo músculo e, como consequência, as fibras musculares aumentam gradualmente seu comprimento ao longo da contração [30].

Na contração isométrica, a força gerada pelo músculo é insuficiente para superar a carga imposta sobre a musculatura, o que não permite o movimento articular durante a contração. Nestas condições, não há alteração do comprimento do músculo [30].

3.4 Anisotropia muscular

O tecido muscular estriado esquelético é caracterizado por fibras compostas por células longas e em forma de cilindros (Figura 3.6). O conjunto de fibras constitui os músculos esqueléticos.

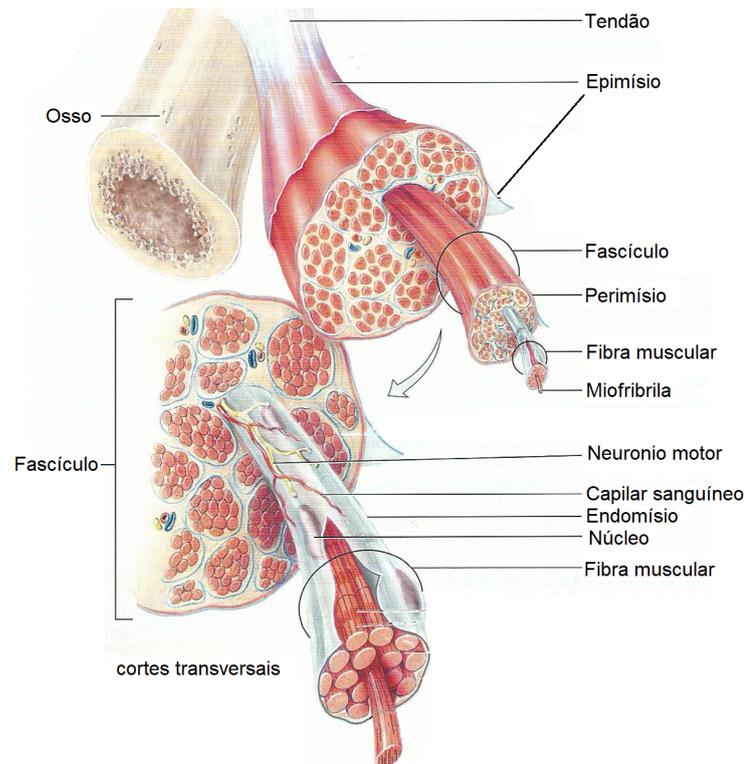
Figura 3.6: a) Ilustração da fibra muscular esquelética em corte longitudinal (esquerda) e transversal (direita); b) Imagem histológica de um músculo esquelético.



Fonte: Adaptado de ABRAHAMSOHN, 2016 [31]

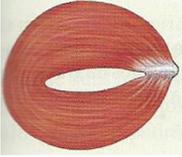
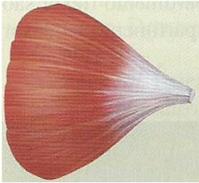
Entre as fibras musculares encontram-se tecido conjuntivo, o endomísio, vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos. Os feixes de fibras são envolvidos pelo perimísio e, ainda, há o epimísio, que envolve o músculo como um todo (Figura 3.7). Dessa forma, o músculo possui uma orientação comum para as fibras musculares. O formato e organização das fibras se diferenciam em: paralelo, fusiforme, peniforme, triangular e circular (Figura 3.8). Nos arranjos paralelo e fusiforme, as fibras encontram-se em paralelo ao eixo longitudinal do músculo e os fascículos se encontram ao longo do comprimento do músculo. No arranjo peniforme, por sua vez, as fibras se encontram em um ângulo que pode variar em até 30° e o tendão se estende por quase toda a extensão do músculo.

Figura 3.7: a) Ilustração da organização histológica do músculo.



Adaptado de TORTORA, 2002 [30]

Figura 3.8: a) Ilustração da disposição dos fascículos do músculo.

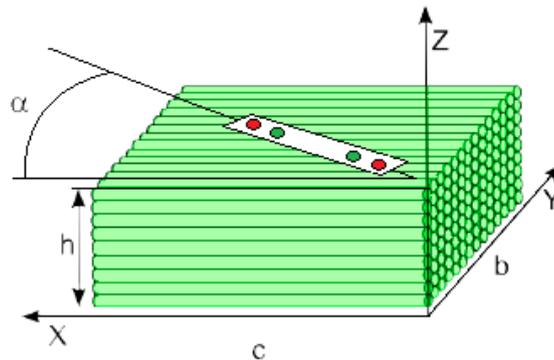
<p>a) Paralelo: fascículos paralelos ao eixo longitudinal do músculo</p>  <p>Ex: M. estilo-hióideo</p>	<p>b) Fusiforme: fascículos quase paralelos o eixo logitudinal, o músculo se afila em direção aos tendões, o diâmetro nas extremidades é menor que no ventre</p>  <p>EX: M. biceps braquial</p>
<p>c) Circular: fascículos em arranjos circulares concêntricos.</p>  <p>Ex: M. obicular do olho</p>	<p>d) Triangular: os fascículos cobrem uma grande área , convergindo no espesso tendão central.</p>  <p>Ex: M. peitoral maior</p>

Fonte: Adaptado de TORTORA, 2002 [30]

Assim, sabe-se que a anisotropia é uma característica do material, isto é, as propriedades físicas variam conforme a direção de análise. A anisotropia elétrica muscular, é caracterizada pela dependência entre o valor de impedância muscular com a direção de injeção de corrente. Esta correlaciona-se com a direção das fibras musculares. Quando a corrente for injetada paralelamente às fibras musculares, o meio apresentará uma condutividade longitudinal (σ_l) e, analogamente, quando a corrente for injetada perpendicularmente às fibras, o meio apresentará uma condutividade transversal (σ_{tr}). Sob estas condições, a condutividade elétrica será maior ao longo do eixo longitudinal às fibras musculares [32].

Ao considerar as condutividades σ_l e σ_{tr} constantes ao longo do tecido, tem-se a composição de um material homogêneo e anisotrópico. Os valores de condutividade $\sigma_{xx} = \sigma_l$, $\sigma_{yy} = \sigma_{zz} = \sigma_{tr}$, e α o ângulo entre o eixo dado pelo posicionamento dos eletrodos e o eixo X, conforme Figura 3.9.

Figura 3.9: Ilustração da fibras musculares posicionada em escala retangular



Fonte: Rodriguez, 2010, p.19. [33]

Quando $\alpha = 0^\circ$, a corrente injetada se propaga longitudinalmente as fibras musculares e tem-se:

$$\begin{bmatrix} \sigma_l & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{tr} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{tr} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zz} \end{bmatrix}$$

Ao rotacionar o tensor de condutividade longitudinal e transversal em torno do eixo Z de um ângulo α , em que $\sigma_{xy} = \sigma_{yx} \neq 0$ e, ao considerar que as condutividades compostas pelo eixo Z não são alteradas, tem-se que $\sigma_{xz} = \sigma_{zx} = \sigma_{yz} = \sigma_{zy} = 0$. A obtenção do novo tensor de condutividade será possível por meio da multiplicação pela matriz de rotação, dada por:

$$\begin{aligned} \sigma(\alpha) &= \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & 0 \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \sigma_l & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{tr} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{tr} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} \sigma_l \cos^2 \alpha + \sigma_{tr} \sin^2 \alpha & (\sigma_{tr} - \sigma_l) \cos \alpha \sin \alpha & 0 \\ (\sigma_{tr} - \sigma_l) \cos \alpha \sin \alpha & \sigma_l \cos^2 \alpha + \sigma_{tr} \sin^2 \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{tr} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Deste modo, σ_l e σ_{tr} indicam a anisotropia do tecido biológico [32, 33].

Estudos em MIE evidenciam uma maior condutividade na direção longitudinal do que na transversal. Isto decorre do fato de que a corrente passa por uma maior quantidade de membranas celulares quando flui transversalmente à orientação das fibras musculares do que quando esta corrente flui paralelamente às fibras. A anisotropia muscular pode ser medida a partir da relação entre os valores de impedância transversais e longitudinais, também conhecido como taxa de anisotropia muscular [34, 35, 36].

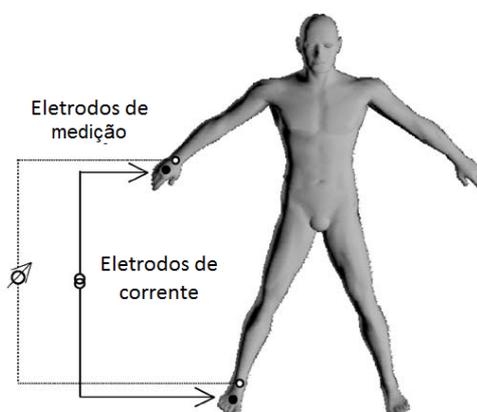
Capítulo 4

Revisão de bibliografia

4.1 Miografia por Impedância Elétrica (MIE)

A técnica de MIE foi iniciada a partir do interesse de pesquisadores em utilizar a BIA de forma localizada. A BIA é uma ferramenta de análise de composição corporal que teve início na década de 50, com o intuito de avaliar a quantidade total de água, massa muscular e gordura corporal [2, 14]. Na BIA, aplica-se uma corrente elétrica alternada na superfície da pele por intermédio de eletrodos localizados na mão e no pé do indivíduo e mede-se a diferença de potencial resultante. Tal potencial pode ser mensurado nos mesmos eletrodos de aplicação de corrente (técnica bipolar) ou por outros dois eletrodos (técnica tetrapolar). Assim, é possível estimar a impedância global do corpo entre os dois pontos medidos. Há, ainda, algumas variações de localizações dos eletrodos, como pé-pé e mão-mão (Figura 4.1).

Figura 4.1: Ilustração da técnica de análise de bioimpedância



Fonte: Adaptado de Kyle et al., 2004, p.1129. [37]

A BIA pode ser realizada utilizando uma corrente com frequência única (usualmente 50kHz) ou com múltiplas frequências (usualmente entre 1kHz e 500kHz). Esta última é conhecida como *Multi-frequency BIA*, e permite maior acurácia na análise [37]. Pode-se realizar a BIA com mais eletrodos em diferentes localizações, o que possibilita a análise de bioimpedância por segmento (*Segmental BIA*) [37]. Em 1962, Rush et al. (1962) [34] publicaram um estudo sobre a resistividade de diferentes tecidos utilizando a BIA e, na década de 70, esta técnica já estava estabelecida como uma ferramenta clínica.

Em 2003, foi encontrado na literatura o primeiro estudo que utilizava o termo MIE com o objetivo de realizar estudos com o emprego de BIA de forma localizada [4]. Anteriormente a isso, outros estudos foram publicados com o termo análise de bioimpedância localizada (*Localized BIA*). Tais estudos iniciaram-se com o propósito de obter informações mais detalhadas sobre um grupo muscular específico de forma não invasiva, haja vista que algumas patologias estão diretamente relacionadas com o tecido muscular, seu metabolismo e funcionalidade [38].

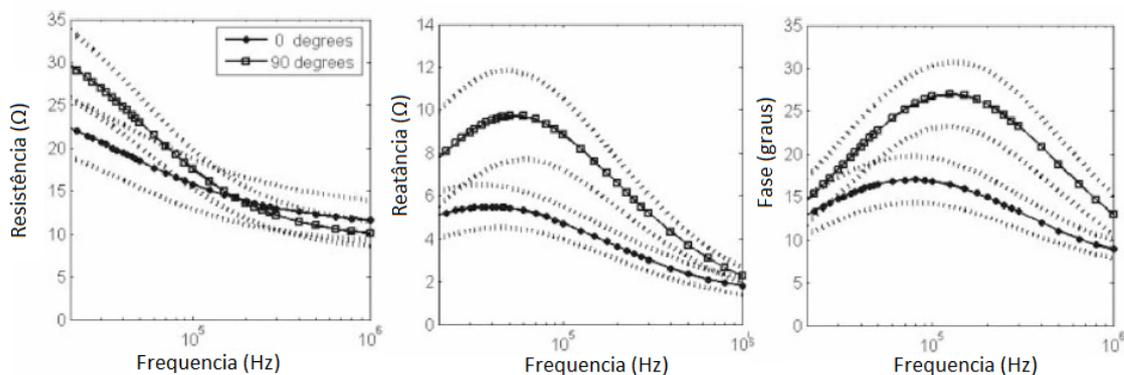
A MIE é uma técnica não invasiva de análise muscular que consiste na aplicação de eletrodos de superfície na pele. Tais eletrodos são responsáveis por injetar uma corrente elétrica de baixa intensidade (1mA a 10mA) e alta frequência (entre 1kHz a 1MHz). A partir da medição dos potenciais gerados pela passagem da corrente no músculo de estudo, realiza-se a análise do comportamento de bioimpedância. Este pode ser influenciado por diferentes fatores, como: configuração e posicionamento dos eletrodos, frequência de aplicação da corrente e tipo de atividade realizada [14, 29].

Um importante fator que influencia as análises de MIE é a orientação da medição realizada, que podem ocorrer principalmente de duas formas em relação às fibras musculares: longitudinal e transversal. A realização das análises nestes dois sentidos permite calcular uma relação de anisotropia [35], isto é, a relação entre o valor de impedância transversal e longitudinal. Esta relação tem-se mostrado um ponto importante para a utilização da MIE como ferramenta de diagnóstico, pois doenças neuromusculares e outras desordens já citadas (lesões, atrofia por desuso, etc) produzem mudanças patológicas. Tais mudanças estão relacionadas com atrofia agrupadas, desorganização das fibras e alteração do tecido adiposo. No caso de miopatias, as fibras musculares são substituídas por estruturas praticamente isotrópicas como, gorduras, tecidos conectivos e células inflamatórias. Por este motivo, o valor de anisotropia medido em um músculo que sofre miopatia tende

a ser menor que no músculo saudável [39]. Entretanto nos casos de paciente com ELA foram observados aumento da anisotropia muscular, ocasionado possivelmente pelo processo de reinervação, do qual poderia produzir um aumento da condutividade muscular em ângulos específicos da injeção da corrente e medição dos potenciais em relação as fibras [36, 40, 39].

Em 2008 [35], um estudo realizado no músculo tibial anterior, em que se variaram os tamanhos dos eletrodos (9cm, 4.5cm e 2.25cm), utilizou medidas longitudinal e transversal às fibras musculares. Os resultados mostraram que eletrodos mais longos para a aplicação da corrente obtiveram valores mais altos de anisotropia muscular, o que se deve à distribuição mais linear da corrente sobre a superfície. Além disso, o estudo realizou as coletas em um intervalo de frequência do sinal de 20kHz a 1MHz. Os resultados evidenciaram que a medida de anisotropia muscular mais destacada ocorreu a uma frequência de 125kHz, para o valor de fase da impedância (Figura 4.2).

Figura 4.2: Valores de resistência, reatância e fase para o intervalo de 20kHz a 1MHz

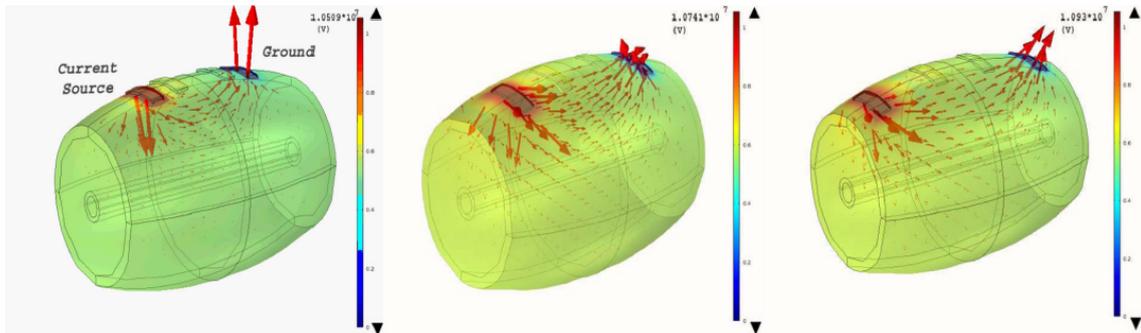


Fonte: Adaptado de CHIN et al., 2008, p.8. [35]

Por meio da simulação computacional, como mostra a Figura 4.3, o estudo fez uso do Método dos Elementos Finitos (MEF) e analisou o impacto do posicionamento dos eletrodos, da espessura da camada de gordura subcutânea e do tamanho do músculo sobre as variáveis resistência, reatância e fase da bioimpedância medida. Foi apontado que a resistência e a fase têm uma forte relação de dependência com a espessura da camada de gordura. Entretanto, alterações no tamanho do músculo não tiveram impacto expressivo sobre a bioimpedância. Na análise dos efeitos do posicionamento do eletrodos, os resultados mostraram que, para uma distância de 30mm entre os eletrodos internos (medição) e com 80mm entre os eletrodos externos (excitação), foi obtida a melhor relação para a re-

dução do impacto da espessura da camada de gordura e do tamanho do músculo sobre os valores de bioimpedância [41].

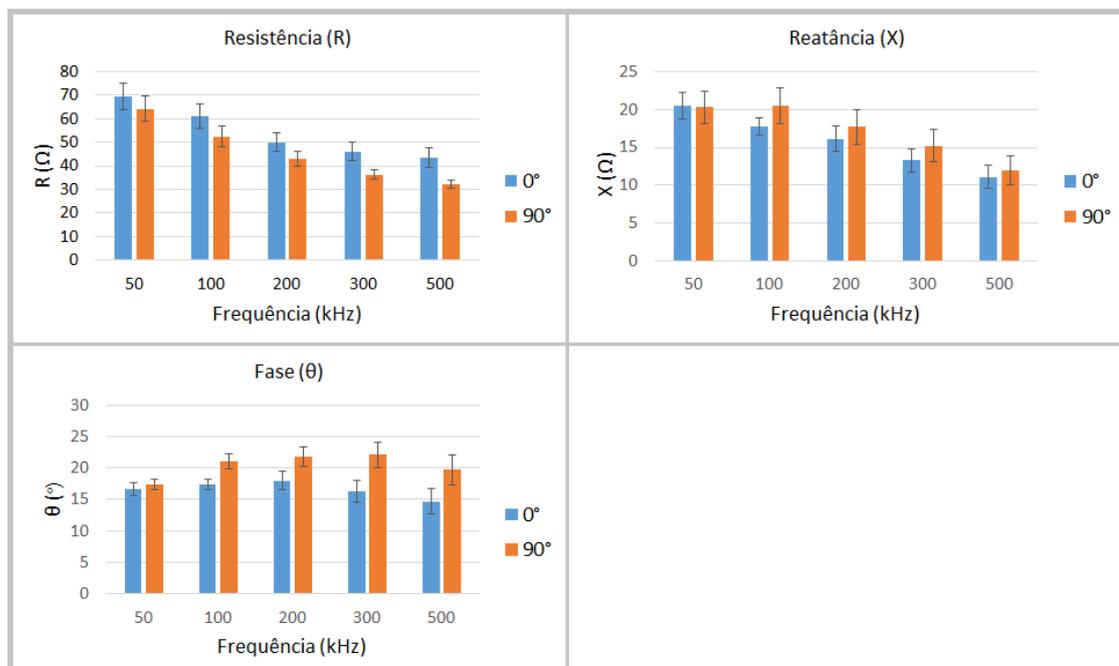
Figura 4.3: Configurações de eletrodos: 15-30-15mm, 25-30-25mm e 35-30-35mm



Fonte: JAFARPOOR et al., 2013, p.17. [41]

Outro estudo realizado em ratos no músculo gastrocnêmicos e sóleo, em 2012 [39], apresentou a relação de dependência da impedância com a frequência para a análise da alteração da anisotropia muscular. O estudo foi realizado em um intervalo de frequência de 20kHz a 1MHz, e as medidas realizadas longitudinalmente (0°) e transversalmente (90°) às fibras musculares (Figura 4.4).

Figura 4.4: Estudo da dependência da frequência na análise de MIE. R: resistência, X: reatância e θ : fase



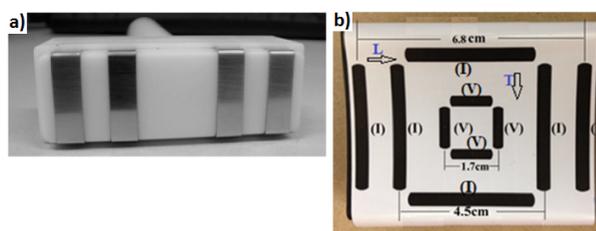
Fonte: Adaptado de Li et al., 2012, p.12. [39]

Tal como citado anteriormente, entre os fatores que podem influenciar os resultados

de MIE, encontra-se o posicionamento dos eletrodos. Em 2005, para verificar a influência do posicionamento e do tamanho dos eletrodos, um estudo foi realizado com três tamanhos diferentes de eletrodos (9cm, 4.5cm e 2.25cm). Variou-se também a distância entre os eletrodos, de modo a obter três diferentes posições no sentido longitudinal às fibras. Os músculos analisados no estudo foram o bíceps braquial e o tibial anterior. 13 diferentes indivíduos participaram do estudo. Os resultados obtidos apresentaram uma variação da bioimpedância de 14% por centímetro na fase com a alteração das distâncias entre os eletrodos [42].

Em busca da padronização das medidas, pesquisadores desenvolveram um dispositivo portátil para a MIE que permite a fixação da distância entre os eletrodos (*handheld electrode arrays - HEA*), Figura 4.5 a). Neste dispositivo, os eletrodos de aço inoxidável medem 0.75cm x 2.5cm, com distância entre os eletrodos externos (excitação) de 6cm, e 3cm entre os eletrodos internos (medição). Tais estudos mostraram que sua utilização nas medidas de MIE minimizou os erros entre coletas, bem como apresentou uma boa reprodutibilidade no teste-re-teste [22, 43, 44, 45].

Figura 4.5: Dispositivos para a padronização da distância dos eletrodos



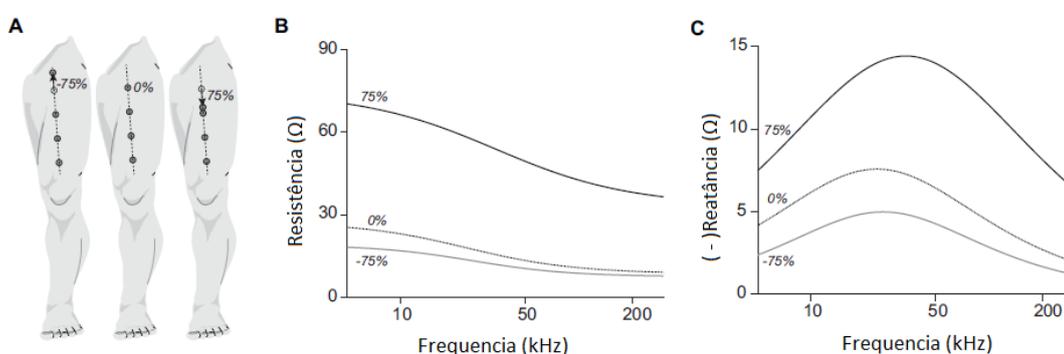
Fonte: a) Sung et al., 2013, p.9. [44] b) Li L. et al., 2016, p.3. [19]

Ademais, outro estudo [19] fez uso de dispositivos de padronização da posição dos eletrodos. Foram comparados, então, três diferentes configurações de eletrodos (Figura 4.5) b) no bíceps braquial. No mesmo estudo, analisou-se também o efeito da espessura da camada de gordura subcutânea nos valores de impedância. Os resultados indicaram que a escolha da distância dos eletrodos de injeção de corrente, bem como a direção da análise (transversal ou longitudinal) podem influenciar o impacto da espessura da camada de gordura nos valores de bioimpedância na análise muscular. Além disso, os resultados apresentaram baixo valor de correlação entre a reatância na configuração transversal às fibras e à espessura da camada de gordura subcutânea.

Em 2016, um estudo de diretrizes para o posicionamento dos eletrodos na MIE foi pu-

blicado a fim de normatizar a técnica e de analisar a reprodutibilidade dos dados de resistência e reatância para o uso da MIE como ferramenta de diagnóstico. Na Figura 4.6 é possível observar a resposta da bioimpedância ao mover os eletrodos de injeção de corrente 75% para mais próximo e mais distante dos eletrodos de medição. Mostrou-se ainda que a reprodutibilidade das medidas de MIE não depende da frequência do sinal de excitação, mas do posicionamento e distância entre os eletrodos [46].

Figura 4.6: Exemplo do efeito do posicionamento dos eletrodos nas medidas de MIE - (A) Ilustração do posicionamento, (B) Medidas de resistência e (C) Medidas de reatância



Fonte: Adaptado de SANCHEZ et al., 2016, p.2. [46]

Apesar da frequência do sinal não afetar a reprodutibilidade da técnica, em geral, utiliza-se 50kHz como frequência para estudos monofrequenciais de MIE. Isso porque, segundo [47, 14], os tecidos biológicos tendem a apresentar maior reatividade quando próximos a esta frequência.

Esper et al. (2006) [48] realizaram análises de MIE de forma multifrequencial. No estudo em questão, foram utilizadas frequências entre 2kHz e 300kHz. Os resultados mostraram que, na análise multifrequencial, foram observadas diferenças significativas entre indivíduos saudáveis e indivíduos com doenças neuromusculares. Dois anos depois, outro estudo multifrequencial publicado por Shiffman et al. (2008) [49] ampliou o intervalo de frequência utilizada até 2Mhz. O estudo demonstrou que os fenômenos de bioimpedância são mais proeminentes e observáveis até 200kHz.

Nas últimas décadas, pesquisadores têm mostrado resultados expressivos quanto à detecção do grau de severidade da ELA. No entanto, mais estudos que envolvem outras desordens musculares também têm sido desenvolvidos, tal como a avaliação de severidade de radioculopatia [42, 45]; a investigação e avaliação da tensão muscular em dor lombar

aguda [7]; estudos com distrofia muscular [50, 51, 52, 53]; distrofia muscular de Duchenne [54, 47, 55] e distonia cervical [56]. Os resultados têm evidenciado o potencial da técnica de MIE para a utilização no diagnóstico e acompanhamento de doenças e distúrbios musculares.

Entretanto, pesquisas relacionadas à análise muscular em indivíduos saudáveis, tais como: resposta fisiológica durante a atividade muscular, fadiga, lesões musculares e atrofia por desuso, apresentam um discreto número de publicações. Foram encontrados 71 estudos com MIE, que contemplam artigos, teses e dissertações, publicados entre 1999 e 2016. Dos trabalhos selecionados para esta revisão, 55% estão relacionados a distúrbios musculares; 17% abordam os efeitos da contração muscular sobre a impedância elétrica e 28% relacionam-se a aspectos da técnica, como a otimização do equipamento, processamento de sinais, entre outros. Além disso, há uma prevalência em medir a impedância muscular no sentido longitudinal ao das fibras: dos 71 estudos, apenas 10 reportaram resultados na direção transversal às fibras. No Anexo A.1, há um quadro detalhado dos artigos revisados.

4.1.1 Posicionamento dos eletrodos - Bíceps braquial

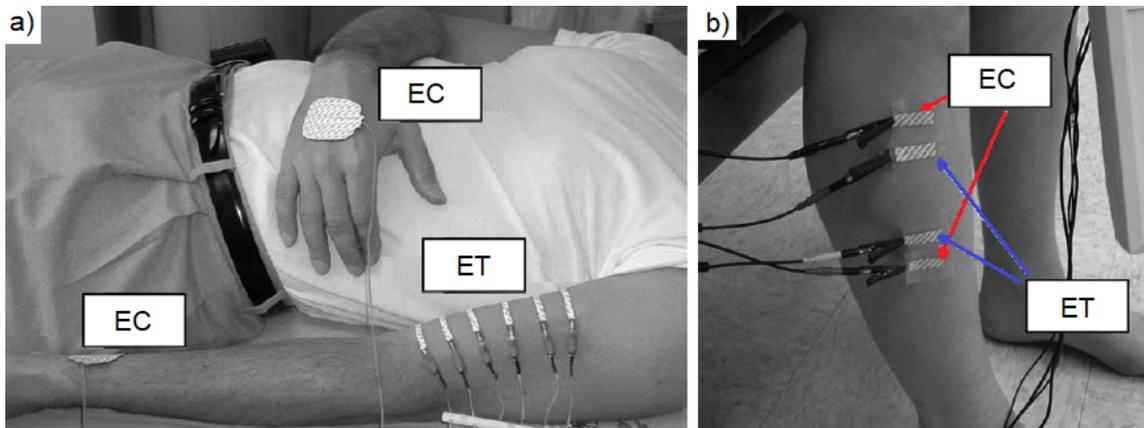
Desde o início da aplicação da MIE, foram encontrados diferentes métodos de medição para analisar a bioimpedância muscular, embora ainda não exista uma padronização. Contudo, como foi citado no tópico anterior, algumas pesquisas têm se dedicado a encontrar a melhor forma para a aquisição do sinal. Estas pesquisas concluíram que o posicionamento dos eletrodos é uma importante variável para as medidas.

Como o objeto de estudo desta dissertação é a análise do músculo bíceps braquial, foram identificados 20 trabalhos com análise de MIE neste músculo em humanos. Realizou-se uma revisão mais detalhada dos métodos utilizados nestes estudos, conforme apresentado na Tabela 4.1. Esta análise foi realizada com o objetivo de revisar os métodos utilizados, de forma a estabelecer um método mais adequado para o presente estudo.

Como observado na Tabela 4.1, por meio da técnica tetrapolar é possível realizar o posicionamento dos eletrodos de injeção (EC) de corrente em relação aos eletrodos de medição (ET) de potencial de duas formas: distantes, quando os EC estão localizados em segmentos diferentes do local de estudo, por exemplo, os EC são posicionados próximos às palmas das mãos e os ET, sobre o músculo bíceps braquial [42]; e próximos, quando os eletrodos são posicionados sobre o mesmo músculo de análise distando poucos centímetros entre

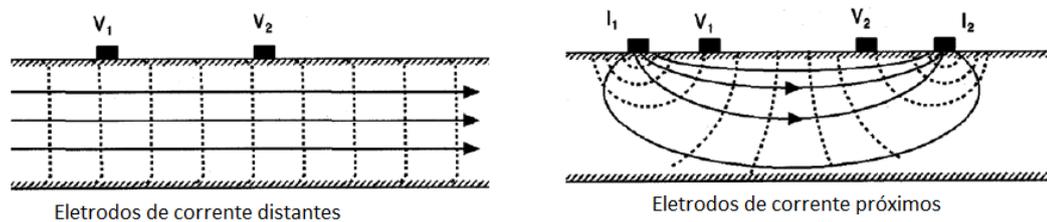
os EC e os ET [45, 6]. A Figura 4.7 ilustra os tipos de posicionamentos e a Figura 4.8 ilustra as distribuições de linhas de corrente com os diferentes posicionamentos.

Figura 4.7: Posicionamento quanto a distância entre os eletrodos - a) Posicionamento distante e b) Posicionamento próximo.



Fonte: Adaptado de Rutkove (2005 e 2010) [42, 57].

Figura 4.8: Linhas de corrente e equipotenciais para eletrodos de corrente distante e próximos



Fonte: Adaptado de SHIFFMAN et al., 2008, p.S359 [49].

Na Figura 4.8, considerou-se hipoteticamente a distribuição de corrente no corpo em dois casos: a) eletrodos distantes (imagem da esquerda) e b) eletrodos próximos (imagem da direita). A Figura 4.8 apresenta os equipotenciais (linha tracejada) gerados nos dois casos.

- o caso a: quando os eletrodos de corrente estão distantes dos eletrodos de tensão, a distribuição da corrente ocorrerá de forma mais uniforme e os sinais coletados pelos eletrodos de tensão serão determinados por correntes longitudinais, o que favorece uma relação linear entre entrada e saída [16, 49].
- No caso b: quando há uma aproximação dos eletrodos, a distribuição de corrente

será desuniforme e a medida realizada pelos eletrodos de tensão é determinada por correntes longitudinais e transversais [16, 49].

Entretanto, quando os eletrodos de corrente elétrica se encontram próximos aos eletrodos de tensão, é possível realizar a análise da MIE transversalmente às fibras musculares [49].

Tabela 4.1: Estudos de MIE envolvendo o músculo Bíceps braquial, posicionamento do eletrodos (EC são os eletrodos de injeção de corrente e ET os eletrodos de medição do potencial), frequência de excitação do sistema (FREQ) em kHz e tipo de análise (TA – L: Longitudinal, T: Transversal, NI: Não Informado)

AUTOR E ANO	POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS / TA	FREQ.(kHz)
RUTKOVE <i>et al.</i> (2005) [42]	EC: Punho esq. e mão dir. / ET: A partir da inserção distal do BB*, o primeiro eletrodo foi colocado a 2.5cm, seguido de 5 eletrodos separados por 2.5cm / L	50
ESPER <i>et al.</i> (2006) [48]	EC: Punho esq. e mão dir. / ET: A partir da inserção distal do BB*, o primeiro eletrodo foi colocado a 2.5cm, seguido de 5 eletrodos separados por 2.5cm / L	2 - 300
RUTKOVE <i>et al.</i> (2006) [58]	EC: Palmas das mãos / ET: A partir do centro da fossa antecubital, o primeiro eletrodo foi colocado a 2.5cm, seguido de 5 eletrodos separados por 2.5cm / L	50
RUTKOVE <i>et al.</i> (2007) [9]	EC: Palmas das mãos / ET: Série de 6 eletrodos ao longo do músculo / L	50
RUTKOVE <i>et al.</i> (2008) [59]	EC: Palmas das mãos / ET: V1, 2.5cm da inserção do tendão do BB e V2, 12.5cm de V1 / L	50
ZAGAR <i>et al.</i> (2008) [60]	EC: 5cm da articulação do punho dir. e esq. / ET: 2 eletrodos a 2cm do centro do músculo / L	0.3 - 75
RUTKOVE <i>et al.</i> (2010) [57]	EC: 5 cm do centro do músculo / ET: 2 cm do centro do músculo / L	10 - 500
COUTINHO <i>et al.</i> (2012) [61]	Técnica bipolar - EC e ET: 2 eletrodos posicionados a 2 cm do centro do músculo / L	1 - 500
NARAYANASWAMI <i>et al.</i> (2012) [45]	EC: 2 eletrodos a 3cm do centro do músculo / ET: 2 eletrodos a 1.5cm do centro do músculo / NI	50 - 500
KORTMAN <i>et al.</i> (2013) [6]	EC: 2 eletrodos a 3cm do centro do músculo / ET: 2 eletrodos a 1.5cm do centro do músculo (Figura 4.5 a) / NI	50
ORTH T. (2013) [21]	EC: 2 eletrodos a 2cm do centro do músculo / ET: 2 eletrodos a 1cm do centro do músculo / L	50, 100 e 150
RUTKOVE <i>et al.</i> (2013) [52]	EC: 2 eletrodos a 3cm do centro do músculo / ET: 2 eletrodos a 1.5cm do centro do músculo (Figura 4.5 a) / L	50

SHIFFMAN (2013) [62]	EC: Palmas das mãos / ET: Array de 12.5cm, com eletrodos separados por 2.5cm / L	3 - 300
COUTINHO <i>et al.</i> (2014) [63]	Técnica bipolar - EC e ET: 2 eletrodos posicionados a 2 cm do centro do músculo, distalmente e proximalmente / L	50
RUTKOVE <i>et al.</i> (2014) [54]	3 diferentes arrays: Pequeno: 4 X 1.5cm; Medio 5 X 2cm; Grande: 7 X 2.5 cm (Figura 4.5 a) / NI	50
SCHWARTZ <i>et al.</i> (2015) [47]	Tamanhos diferentes de array, dependendo do tamanho da criança (similar à Figura 4.5 a) / L e T	3 - 1000
SHKLYAR <i>et al.</i> (2015) [55]	3 diferentes arrays: Pequeno: 4 X 1.5cm; Medio 5 X 2cm; Grande: 7 X 2.5cm (Figura 4.5 a) / L	50
LI <i>et al.</i> (2016) [19]	EC: Dois pares na longitudinal, distando 4.5cm e 6.8cm. Um par na transversal distando 4.5cm / ET:Um par na longitudinal e um par na transversal distando 1.7cm (Figura 4.5 b)) / L e T	1 - 1000

Nota*: BB: biceps braquial

4.1.2 Análises de MIE durante a contração muscular

A maioria dos estudos em MIE desenvolvida ao longo das últimas décadas teve como foco análises de desordens neuromusculares, como descrito anteriormente. Apenas 17% dos estudos encontrados realizaram análises sobre as respostas obtidas na MIE em decorrência da contração muscular. A Tabela 4.2 apresenta os estudos encontrados na literatura.

Tabela 4.2: Estudos de MIE com análise em contração muscular, sendo as colunas respectivamente: autor e ano, frequência de excitação do sistema (FREQ) em kHz, tipo de análise (L: Longitudinal ou T: Transversal), músculo analisado, número de participantes do estudos e tipo de contração (isométrica ou dinâmica)

AUTOR E ANO	FREQ.(kHz)	TIPO DE ANÁLISE	MÚSCULO	Nº	TIPO DE CONTRAÇÃO
SHIFFMAN C. A. et al. (2003) [4]	50	Longitudinal	Flexores dos dedos	1	Isométrica
KASHURI H. et al. (2007) [64]	100	Longitudinal	Flexores dos dedos	6	Isométrica
KASHURI H. (2008) [65]	3 à 100	Longitudinal	Flexores dos dedos	2	Isométrica
SHIFFMAN C. A. (2016) [12]	1 à 100	Longitudinal	Flexores dos dedos	11	Isométrica

IKAI T. et al. (2007) [20]	48 à 208	Transversal	Biceps braquial	NI*	Dinâmica
ZAGAR T. et al. (2007) [18]	0.3 à 75	Longitudinal	Biceps braquial	1	Isométrica
ZAGAR T. et al. (2008) [60]	0.3 à 75	Longitudinal	Biceps braquial	1	Isométrica
RUTKOVE S. B. (2009) [14]	NI	Longitudinal	Biceps braquial	NI	NI
ORTH T. (2013) [21]	50, 100 e 150	Longitudinal	Biceps braquial	7	Isométrica
COUTINHO A. B. B. (2014) [11]	50	Longitudinal	Biceps braquial	28	Isométrica
LI L. et al. (2016) [19]	50 e 100	Longitudinal	Biceps braquial	19	Isométrica

Nota*: NI - dado não informado

Conforme os resultados obtidos nestes estudos, ainda não existe unanimidade para o comportamento da bioimpedância por MIE quando exercida contração: dois estudos apresentaram uma diminuição do módulo da impedância ($|Z|$), sendo que um estudo apresentou aumento da fase (θ) durante a contração entre 300Hz-10kHz e diminuição de θ entre 10-75kHz [18]. Enquanto o outro estudo mostrou uma diminuição de θ e, relação ao repouso [60]. Outros dois estudos, apresentaram em suas análises um aumento de $|Z|$ em relação ao repouso [11, 20], entretanto no estudo de Ikai *et al.* (2007) [20] houve uma queda de $|Z|$ após 90 segundos de exercício, mantendo-se abaixo do valor de repouso.

Na análise dos valores de resistência (R) e reatância (X) na contração muscular, dois estudos apresentaram uma diminuição de R e X quando em contração muscular do que em repouso [14, 21], Orth (2013) [21] ainda observou uma diminuição de θ entre 4-50kHz e aumento entre 50-150kHz. Além disso, cinco estudos obtiveram um aumento de R e X durante a contração isométrica do que em repouso [4, 12, 65, 64, 19]. Um estudo, identificou aumento em cinco indivíduos e diminuição em um indivíduo para R e X durante a contração em comparação ao repouso [64]. Outro estudo, ainda, detectou um aumento de 10% no valor de R e sem mudança significativa para a X quando comparado o exercício isométrico com o repouso [19].

Dos sete estudos realizados no músculo bíceps braquial, quatro apresentaram diminui-

ção da impedância na contração muscular [18, 60, 14, 21], considerando frequências acima de 50kHz e três apresentaram aumento na impedância [11, 19, 20].

A Figura 4.3 apresenta uma síntese dos resultados descritos anteriormente.

Tabela 4.3: Representação dos resultados obtidos nos estudos, sendo Qtd a quantidade de estudos, aumento (verde) e diminuição (vermelho) para os resultados em que os valores aumentaram ou diminuíram durante a contração em relação ao repouso, considerando frequências acima de 50kHz.

Qtd	$ Z (\Omega)$	$\theta(^{\circ})$	R (Ω)	X(Ω)
2	diminuiu	diminuiu	-	-
2	-	-	diminuiu	diminuiu
1	diminuiu	-	-	-
4	-	-	aumentou	aumentou
1	-	-	maior	sem diferença
1	aumentou	-	-	-

Capítulo 5

Método

5.1 Casuística

No presente estudo, foram selecionados 16 indivíduos, 7 homens e 9 mulheres, na faixa etária entre 25 e 40 anos. Os dados coletados foram: massa corporal, estatura, espessura da camada de gordura localizada (medida bicipital e tricaptal), perímetro do braço, nível de atividade física e tipo de dieta. Os resultados encontram-se na Tabela 6.1.

Os critérios para a participação da pesquisa foram: indivíduos saudáveis que não sofreram num prazo inferior à 1 ano, alguma das condições no lado em que foi feito o estudo:

1. Lesão muscular no braço ou ante-braço;
2. Lesão tendinosa aguda (ruptura ou estiramento) no ombro ou cotovelo;
3. Lesão tendinosa crônica (tendinite ou outras 7 inflamações tendíneas), cuja alta médica ou fisioterápica tenha sido obtida a menos de 1 ano da data do experimento;
4. Atrofia difusa muscular devido a imobilização do braço ou antebraço;

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal do ABC, protocolo CAAE: 44576415.9.0000.5594, com o objetivo de manter a integridade e dignidade de todos os indivíduos nessa pesquisa.

5.2 Medição e aquisição dos sinais

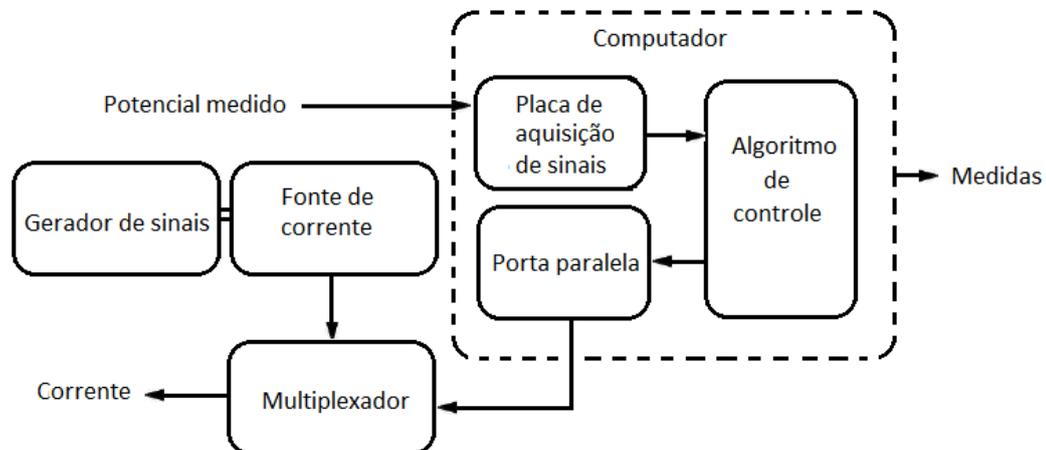
Para a realização das medidas e aquisição dos sinais, foi utilizado o equipamento de tomografia por impedância elétrica do laboratório de engenharia ambiental e biomédica

da Universidade de São Paulo com algumas adaptações necessárias para a MIE.

A aquisição dos dados foi realizada utilizando 12 dos 32 canais de medida do tomógrafo, que faz uso de uma fonte de corrente controlada por tensão conectada a um gerador de sinais (Ultra Low Distortion Waveform Generator, Model DS-360; Stanford Research Systems, 1290-D Reamwood Ave., Sunnyvale, CA 94089). Este foi configurado para gerar uma corrente alternada senoidal de 1mA à 10mA de amplitude e frequência de 125kHz. A corrente foi então multiplexada entre os canais do tomógrafo seguindo um padrão "pula 3"¹. O controle da multiplexação foi realizado por meio da porta paralela do computador.

Os sinais foram digitalizados por uma placa de aquisição de sinais (Model ICS-645, Interactive Circuits and Systems LTD, 5430 Canotek Rd, Gloucester ON, K1J 9G2, Canada) conectada ao computador, como ilustra a Figura 5.1. Tanto a fonte de corrente quanto o sistema de aquisição de sinais foram conectados a um transformador toroidal para segurança e isolamento elétrico dos voluntários. Outros detalhes sobre o hardware utilizado podem ser encontrados em Santos (2013) e Mellenthin *et al.* (2015) [66, 67].

Figura 5.1: Diagrama do sistema de medição e aquisição de sinais



Fonte: Adaptado de SANTOS, 2015, p.25 [66]

¹No padrão "pula 3" a fonte de corrente inicialmente está conectada ao canal 1 e o terra no canal 5. Depois ela é multiplexada para o canal 2 e o terra no canal 6 e assim sucessivamente.

5.3 Coleta de dados

Após convidar o voluntário a participar da pesquisa, foram realizados os seguintes procedimentos:

1. O voluntário respondeu a um questionário com perguntas que abordaram: idade, sexo, frequência de atividade física e ingestão de suplementos alimentares (Anexo B);
2. Avaliação de IMC: foram realizadas medidas de estatura (metro) e massa corporal (quilograma) com auxílio de uma fita métrica fixada na parede e uma balança digital, respectivamente;
3. Avaliação de gordura localizada: foram coletadas medidas de dobras cutâneas tricipital e bicipital de ambos os braços;
4. Avaliação do perímetro localizado: foram coletadas medidas do perímetro do braço relaxado e contraído de ambos os braços com a fita métrica;
5. Coleta dos dados de MIE.

Para a coleta de dados de MIE, foi construído um probe de eletrodos para a padronização das distâncias entre os eletrodos para todas as coletas (Figura 5.2), o mesmo possibilitou o encaixe de 8 eletrodos descartáveis de ECG (Medtrace 200 -adulto). Além disso, um circuito auxiliar foi construído sobre uma PCB para monitorar a corrente de entrada e saída. Estas correntes foram medidas a partir da queda de potencial sobre os resistores sentinelas de precisão (1%) no valor de 30Ω (Figura 5.3).

Figura 5.2: Probe de eletrodos para padronização das distâncias entre os eletrodos

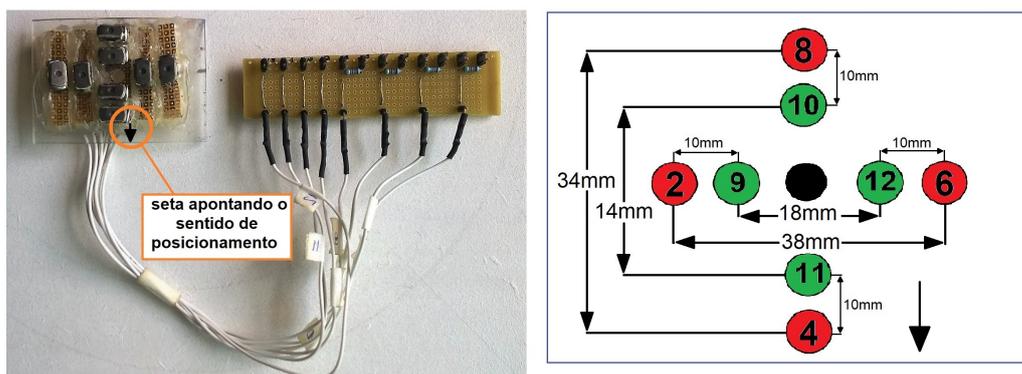
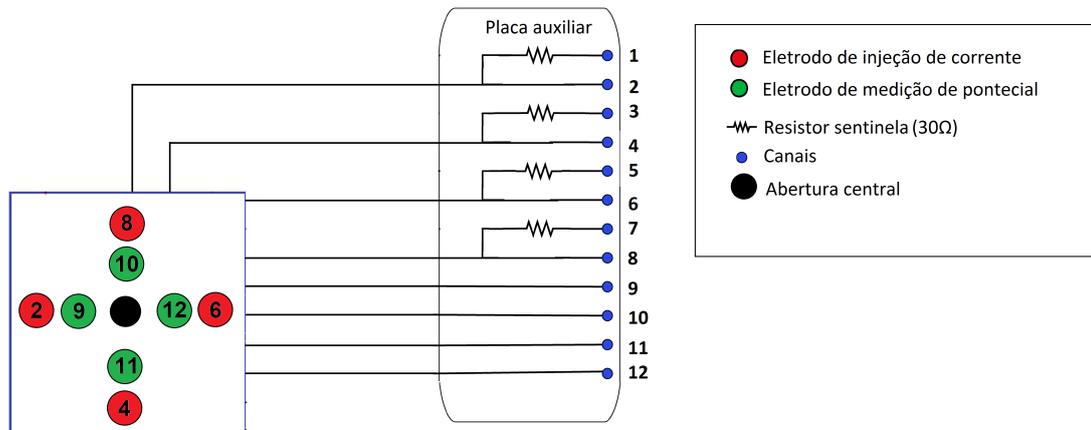


Figura 5.3: Placa auxiliar conectada ao probe de eletrodos



O protocolo do sistema de medição do experimento ocorreu da seguinte forma: primeiramente, ocorreu a injeção e aterramento da corrente através dos canais 1 e 5 respectivamente (Figura 5.3), a corrente percorreu os resistores sentinelas entre os canais 1 e 2 (corrente de entrada) e 6 e 5 (corrente de saída), o tecido foi estimulado através dos eletrodos 2 e 6 (Figura 5.3) posicionados transversalmente às fibras do músculo bíceps braquial. Enquanto quatro eletrodos, eletrodos 9, 10, 11 e 12 da Figura 5.3, estavam localizados ortogonalmente entre si de tal forma que um par de eletrodos mediu a diferença de potencial longitudinal e, o outro par, a diferença de potencial transversal em relação às fibras. Em seguida, o sinal foi multiplexado e a injeção e o aterramento da corrente foram alternados para os canais 3 e 7 (Figura 5.3). O estímulo, neste caso, passou a ser longitudinal em relação às fibras a partir dos eletrodos 4 e 8 (Figura 5.3). Concomitantemente, os outros quatro eletrodos (9, 10, 11, 12) permaneceram coletando os dados de potenciais transversal e longitudinal. O processo de multiplexação, estabilização da corrente e coleta ocorre em aproximadamente 5×10^{-3} segundos, isto significa que as medidas transversal e longitudinal ocorrem quase que simultaneamente.

Para o primeiro padrão de corrente, o potencial elétrico foi medido transversalmente às fibras entre os canais 9 e 12 e para o segundo padrão de corrente, o potencial elétrico foi medido longitudinalmente às fibras entre os canais 11 e 10. Assim, a nomenclatura para os dados medidos utilizou o seguinte padrão: TT para a análise no sentido transversal as fibras e LL na análise longitudinal as fibras. Ambas as fases descritas anteriormente foram realizadas em três situações distintas: repouso, exercício isométrico e exercício dinâmico no braço direito.

No grupo de repouso, as medidas foram coletadas durante 15 segundos aproximadamente, com o indivíduo sentado e com apoio no antebraço (Figura 5.5 a).

No grupo esforço isométrico, o indivíduo permaneceu sentado, com o apoio no braço, e solicitou-se que um esforço máximo fosse feito por 5 segundos. Uma fita foi, então, atada ao braço do voluntário de forma que este pudesse exercer máxima contração sem a movimentação do braço (Figura 5.5 a).

No grupo exercício dinâmico, por sua vez, foi pedido ao voluntário que ficasse em pé. Então, foi realizado o exercício de rosca direta, de 0 à 90 graus, em dois diferentes momentos: exercício com carga e sem carga, de forma intervalada. O exercício intervalado foi guiado por um metrônomo². O voluntário permaneceu 3 passos em repouso, seguidos de 5 passos em exercício. O movimento de contração foi repetido por três vezes seguidas, o que totalizou uma coleta de aproximadamente 25 segundos (Figura 5.5 b).

Para garantir a reprodutibilidade do experimento, elaborou-se o protocolo descrito abaixo, com base em referenciais anatomicos de cada indivíduo (Figura 5.4).

1. Solicitou-se que o voluntário se sentasse na cadeira, na posição de repouso;
2. Marcou-se uma linha entre a protuberância acromial e o tendão distal do bíceps braquial;
3. Pediu-se para que o voluntário realizasse a contração do músculo bíceps braquial;
4. Marcou-se a posição onde o perímetro do músculo era maior;
5. Marcou-se o ponto de intersecção entre a linha de maior perímetro do músculo e a linha longitudinal do item 1;
6. Centralizou-se a abertura do probe no ponto marcado.
7. Fixou-se o probe com uma faixa elástica no entorno do braço do sujeito.

²Cada passo do metrônomo equivale à 1 segundo

Figura 5.4: Posicionamento do probe de eletrodos

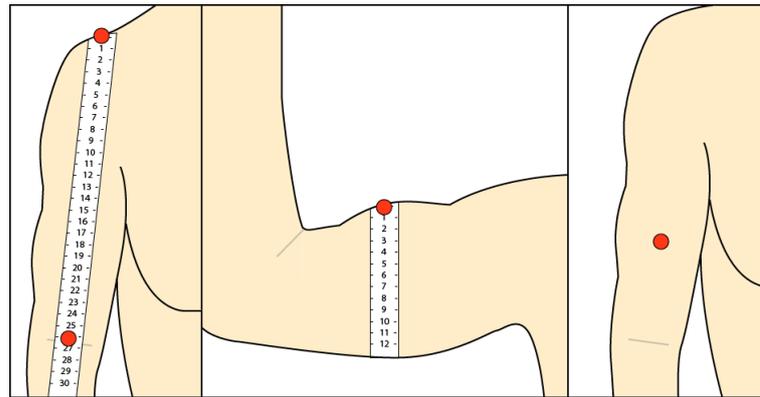
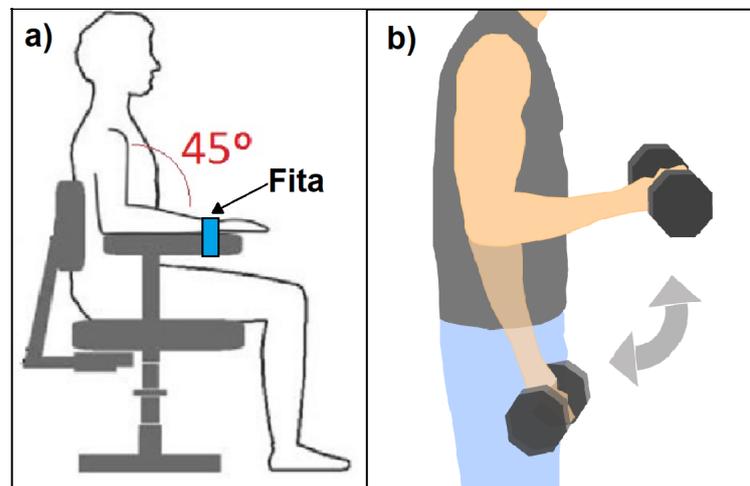


Figura 5.5: Posicionamento do indivíduo para a realização das coletas



Posteriormente ao posicionamento dos eletrodos na superfície da pele, foi aplicada uma corrente alternada de 125kHz, de aproximadamente 1mA e realizadas as medidas de potenciais, seguido da multiplexação.

Para cada um dos indivíduos recrutados, foram realizadas duas coletas, com descanso de 3 minutos entre elas, em cada situação: repouso, exercício isométrico e exercício dinâmico com e sem carga, nas direções longitudinal e transversal do braço direito.

5.4 Análise e processamento dos dados

A análise e processamento dos dados foi realizado nas seguintes etapas:

5.4.1 Estimação de amplitude e fase do sinal

Após a digitalização do potencial elétrico medido pela placa de aquisição de sinais, foi necessário obter a amplitude e fase do sinal. Este processo foi realizado através de um algoritmo de ajuste de senóide, conhecido também como demodulação do sinal. O algoritmo é baseado no método dos mínimos quadrados, que procura estimar os valores de amplitude, fase e offset do sinal senoidal a partir da comparação com um sinal senoidal conhecido, isto é, com amplitude, fase e offset definidos, utilizou o canal 1 como sinal de referência para a demodulação [66, 68].

5.4.2 Filtragem e cálculo da impedância

Em seguida, os dados foram processados em MATLAB[®]. Primeiramente os dados foram filtrados digitalmente com um filtro butterworth de ordem 7, passa baixa, com frequência de corte (f_c) em 4Hz. Posteriormente a filtragem os seguintes cálculos foram realizados:

1. Cálculo das correntes de entrada e saída: foram utilizados os dados de potenciais do canais adjacentes ao resistor sentinela. Conforme a Figura 5.3, empregou-se na Equação 5.1 os potenciais dos canais 1-2 e 3-4 para o cálculo da corrente de entrada e canais 5-6 e 7-8 para o cálculo da corrente de saída;

$$I = \frac{\Delta V}{R_{\text{sentinela}}} \quad (5.1)$$

2. Cálculo da corrente média entre as correntes de entrada e saída foi calculada através de:

$$|I_{\text{medio}}| = \frac{|I_{\text{entrada}}| + |I_{\text{saída}}|}{2} \quad (5.2)$$

$$\theta_{\text{Imedio}} = \frac{\theta_{\text{Ientrada}} + \theta_{\text{Isaída}}}{2} \quad (5.3)$$

3. Cálculo da impedância Z , a partir da razão entre a diferença de potencial entre os canais 9-12 e 10-11 da Figura 5.3 e a corrente I_{medio} (Equação 5.4).

$$Z = \frac{\Delta V}{I_{\text{medio}}} \quad (5.4)$$

5.4.3 Análise de dados e estatística

Para a análise e discussão dos resultados foram utilizados os valores absolutos, médios e desvio-padrões da impedância. Para melhor comparação entre os dados, a relação $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$ foi calculada (representação da amplitude e fase obtidos em relação ao repouso). Para isto foi considerada a média da impedância de repouso em cada coleta e subtraiu-se do respectivo sinal.

Para o cálculo da taxa de anisotropia muscular, foram considerados a média dos valores absolutos de impedância e calculada a razão entre a impedância transversal/longitudinal.

Foram considerados para o cálculo de valores médios e desvio-padrões, 5 segundos (100 amostras) no momento da contração no exercício isométrico e 2 segundos (40 amostras) de cada uma das contrações, totalizando 6 segundos (120 amostras) para o exercício dinâmico.

Além disso, conduziu-se duas diferentes análises estatísticas no programa BioEstat. A primeira análise foi utilizada para avaliar as diferenças de impedância (amplitude e fase) entre os estados relaxado, contração isométrica e contração dinâmica nas direções transversal e longitudinal. Foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido da utilização do método de comparação da média dos postos por Student-Newman-Keuls (SNK) com um intervalo de confiança de 95%. O teste de Kruskal-Wallis conhecido também como teste H é utilizado com o intuito de se comparar três ou mais populações e o teste SNK para comparar as médias dos dados par a par [69].

A segunda análise utilizada, foi o método do coeficiente de correlação de Spearman com nível de decisão alfa de 0.05, este teste auxiliou na avaliação da correlação entre as variáveis de impedância (amplitude e fase) do sinal com os dados antropométricos dos indivíduos. Este método tem o objetivo de determinar a intensidade de associação entre duas variáveis, sendo que o coeficiente r_s pode variar entre 1 a -1, em que quanto mais próximo de 1 o valor de r_s maior a correlação entre os dados, quanto mais próximo de -1 os dados uma variação em sentido oposto e caso $r_s=0$ significa que os dados não possuem nenhuma correlação [69].

Capítulo 6

Resultados e discussões

6.1 Perfil dos voluntários

Inicialmente, foram tabulados e avaliados os dados antropométricos dos voluntários da pesquisa. A Tabela 6.1 apresenta os dados de: idade (25 a 40 anos); sexo (M-masculino, F-feminino); valores normalizados de dobra cutânea bicipital (DCB); diferença do perímetro do braço quando em repouso e contraído (Δ_{pmt}); cálculo de índice de massa corpórea (IMC); avaliação de IMC segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) [70]; nível de atividade física (A-ativo, S-sedentário) e tipo de dieta (S-sem dieta específica, V-vegetariano, D-dieta balanceada com suplementação). É importante ressaltar que, em relação ao nível de atividade física, foram classificados ativos aqueles indivíduos que praticam regularmente atividade física vigorosa pelo menos três vezes na semana por, no mínimo, 20 minutos por sessão segundo Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) [71].

Conforme Tabela 6.1, foi possível observar que a média de idade foi de 30 ± 4.5 anos, sendo 7 do sexo masculino e 9 do sexo feminino (16 indivíduos no total). A maioria dos sujeitos (75%) não possuem nenhum tipo de dieta específica e estão classificados como índice eutrofia (peso adequado) de avaliação de IMC. Além disso, 56.25% dos sujeitos não realizam a prática de atividade física regular (sedentários).

6.2 Coleta dos dados do músculo em repouso

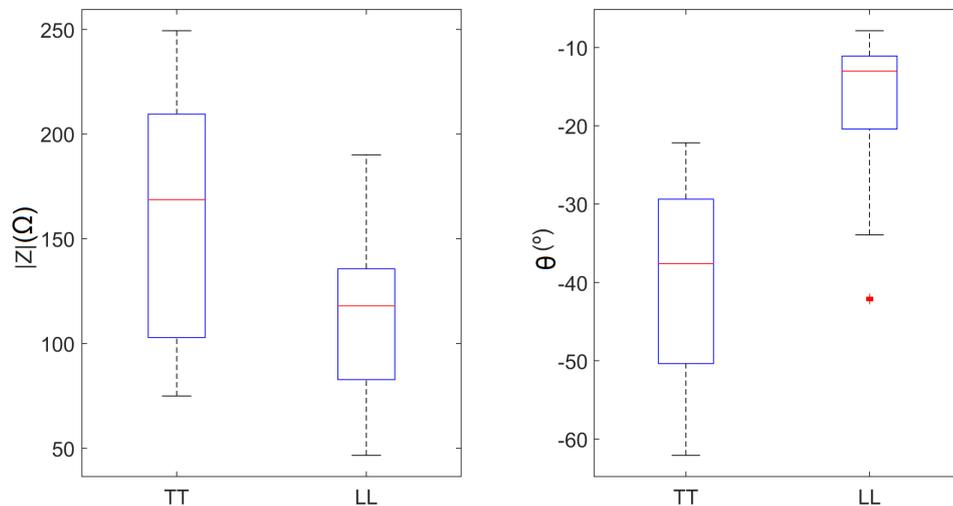
Primeiramente, foram realizadas as coletas em repouso por aproximadamente dez segundos. A Figura 6.1 mostra a amplitude ($|Z|$), fase (θ) média e seus respectivos desvios

Tabela 6.1: Perfil dos voluntários

Sujeito	Idade	Sexo	DCB	Δ_{pmt} (cm)	IMC	Avaliação IMC	Nível AF	Dieta
1	25	M	0.33	4.00	22.24	normal	A	D
2	26	M	0.33	0.80	19.66	normal	S	V
3	28	M	0.23	2.60	17.47	abaixo do peso	S	V
4	28	M	0.21	3.20	16.24	abaixo do peso	S	S
5	34	M	0.33	3.00	22.03	normal	S	S
6	39	M	0.60	4.00	24.13	normal	A	D
7	40	M	0.43	2.50	24.38	norma	A	S
8	25	F	0.87	3.30	18.56	normal	A	S
9	28	F	0.47	2.50	25.05	pré-obesidade	S	S
10	29	F	0.83	0.00	28.02	pré-obesidade	S	S
11	29	F	1.00	1.00	22.23	normal	A	S
12	30	F	0.73	1.00	23.74	normal	A	S
13	31	F	0.53	1.50	24.54	normal	A	S
14	31	F	0.60	2.00	21.38	normal	S	S
15	31	F	0.93	2.00	21.49	normal	S	S
16	31	F	0.60	0.50	23.28	normal	S	S

padrões nas configurações transversal (TT) e longitudinal (LL).

Figura 6.1: Amplitude ($|Z|$) e fase (θ) média da impedância para os indivíduos em repouso

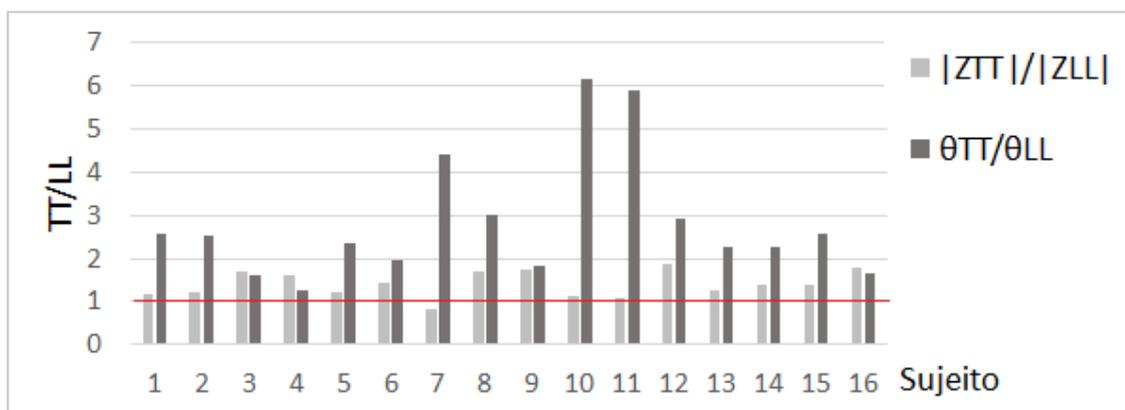


Os dados em repouso apresentaram uma diferença significativa, $p = 0.05$ para $|Z|$ e $p < 0.0001$ para θ , entre a transversal e longitudinal, em que os valores médios de $|Z|$ e θ na transversal foram maiores do que na longitudinal, o que corrobora os estudos de Kashuri (2008) [65] e Garmirian et al. (2009) [36] que avaliaram a relação de anisotropia muscular no bíceps braquial a partir dos dados de MIE coletados nos mesmos sentidos deste estudo. Isto significa que o músculo possui maior impedância na medida transversal às fibras do

que na longitudinal. Além disso, a partir da Figura 6.1, observou-se que θ é mais suscetível a mudança da direção de análise, o que reforça o estudo publicado por Chin et al. (2008) et al., em que se mostrou a fase destaca-se na frequência de 125kHz para as medidas de anisotropia muscular. Estas diferenças podem ser explicadas a partir da organização celular do músculo de estudo. Tal como visto na sessão 3.4, o músculo bíceps braquial possui um arranjo fusiforme dos fascículos, ou seja, as fibras encontram-se dispostas paralelamente ao eixo longitudinal [30]. Dessa forma, quando a corrente elétrica é aplicada na superfície da pele, esta tende a atravessar uma quantidade maior de membranas celulares na transversal do que na longitudinal, o que aumenta os valores de $|Z|$ e θ , pois, como visto anteriormente, a membrana celular apresenta um comportamento capacitivo.

Tais resultados demonstram o impacto da direção de medição no músculo sobre os valores de impedância, o que fortalecendo os estudos de anisotropia muscular.

Figura 6.2: Taxa de anisotropia muscular para $|Z|$ e θ para os indivíduos em repouso



A Figura 6.2 ilustra a relação de anisotropia. Observa-se que os valores de θ destacam-se em relação aos valores de $|Z|$. Nota-se também que apenas os indivíduos 3 e 4 possuem a relação de anisotropia menor para θ em relação à $|Z|$. Tais sujeitos apresentaram também um IMC abaixo do peso. Esses fatos mostram que existe um impacto da camada de gordura nas medidas de EIM, o que está de acordo com Chin et al. (2008) [35] e será discutido posteriormente.

Ao analisar a taxa de anisotropia muscular individualmente para cada sujeito, nota-se que apenas um indivíduo (7) apresentou uma relação de anisotropia menor que 1 (valor abaixo da linha vermelha na Figura 6.2) para $|Z|$ em contraste com um alto valor de anisotropia para θ .

É interessante observar também que quanto maior a taxa de anisotropia para θ , menor

o valor de $|Z|$. Uma possível explicação para esse resultado é através da morfologia muscular e a irrigação sanguínea no local. Segundo Tortora *et al.*(2002) [30] o tecido muscular esquelético é abundante em vasos sanguíneos. O músculo bíceps braquial, por sua vez, está próximo a vasos de grande calibre, tal como a artéria e a veia braquial. Além disso, os capilares estão localizados ao longo de cada fibra muscular, o que significa que a organização da vascularização sanguínea nos membros superiores encontra-se, preferencialmente, ao longo do eixo longitudinal. Dessa forma, como θ é influenciado pela quantidade de membranas celulares nas quais a corrente está percorrendo, a análise transversal às fibras musculares exigirá condução através de muitas membranas celulares (células musculares e sanguíneas), ou seja, a medida de fase na transversal será maior que na longitudinal, resultando em um valor maior de anisotropia (Indivíduos 7, 10 e 11 da Figura 6.2). Por outro lado, se esta corrente que está se propagando transversalmente, percorre mais vasos sanguíneos do que a corrente que se propaga longitudinalmente, a medida de amplitude na transversal sofrerá uma diminuição, pois segundo Grimnes *et al.* (2008) [2] o sangue na frequência de estudo (125kHz) é um tecido que pode ser até 14 vezes mais condutivo que o tecido muscular. Deste modo, a taxa de anisotropia para a amplitude da impedância será menor (Indivíduos 7, 10 e 11 da Figura 6.2).

6.3 Coleta de dados do músculo em exercício

A fase seguinte do estudo foi coletar as medidas de impedância durante o exercício. As coletas foram realizadas em três situações: exercício isométrico, dinâmico sem carga e dinâmico com carga.

Para a apresentação dos dados, utilizou-se os valores de $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$. No exercício isométrico foi realizada uma contração voluntária máxima (CVM) e devido a falha do equipamento, os indivíduos 2, 5 e 8 foram excluídos da análise.

No exercício dinâmico os dados foram coletados em duas condições distintas: i) Sem carga: realizou-se o movimento de rosca direta sem peso e ii) Com carga: efetuou-se o exercício de rosca direta com um peso de 3kgs. Durante as coletas em exercício dinâmico houve falha no equipamento e os dados do indivíduo 10 foram excluídos da análise.

6.3.1 Exercício isométrico

As Figuras 6.3 e 6.4 apresentam o comportamento médio de $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$ para cada sujeito durante a coleta em exercício isométrico nas direções transversal e longitudinal.

Figura 6.3: $\Delta|Z|$ médio da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico

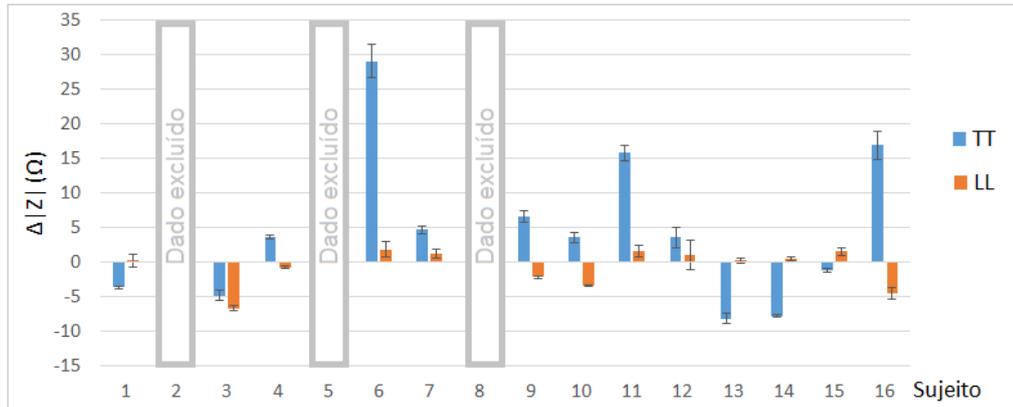
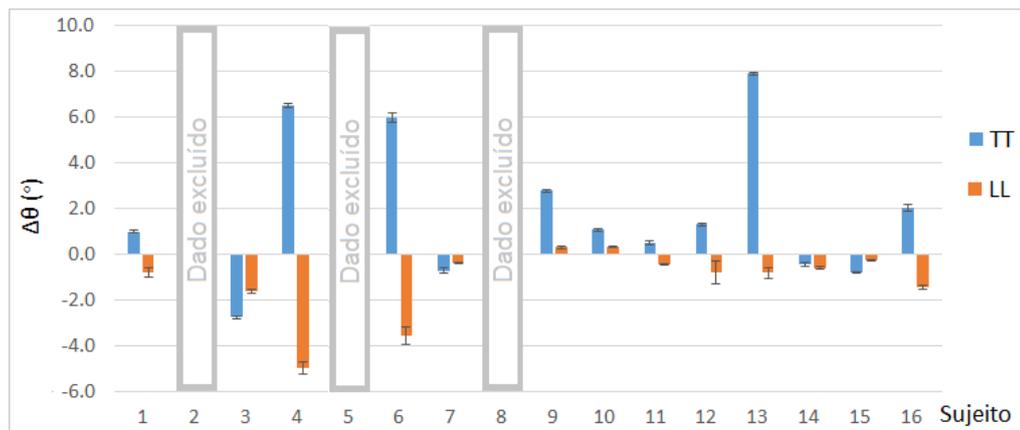


Figura 6.4: $\Delta\theta$ médio da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico



A partir das Figuras 6.3 e 6.4 nota-se uma variação do comportamento da impedância entre os indivíduos. É possível notar na Figura 6.3 que em 42% das coletas o valor médio de $\Delta|Z|$ encontra-se próximo de zero, pois durante a CVM a impedância apresentou variação ao longo do tempo.

Analisando-se as coletas em exercício ao longo do tempo, observou-se que no segundo anterior a contração, existe uma alteração abrupta entre o repouso e o início do exercício para todos os indivíduos, as Figuras 6.5 e 6.6 exemplificam os dados de $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$ ao longo da coleta. Acredita-se que esta mudança na impedância deve-se principalmente a alterações morfológicas no músculo o que ocasiona uma movimentação no local onde estão fixados os eletrodos.

Figura 6.5: $\Delta|Z|$ da impedância para o indivíduo 7 durante exercício isométrico

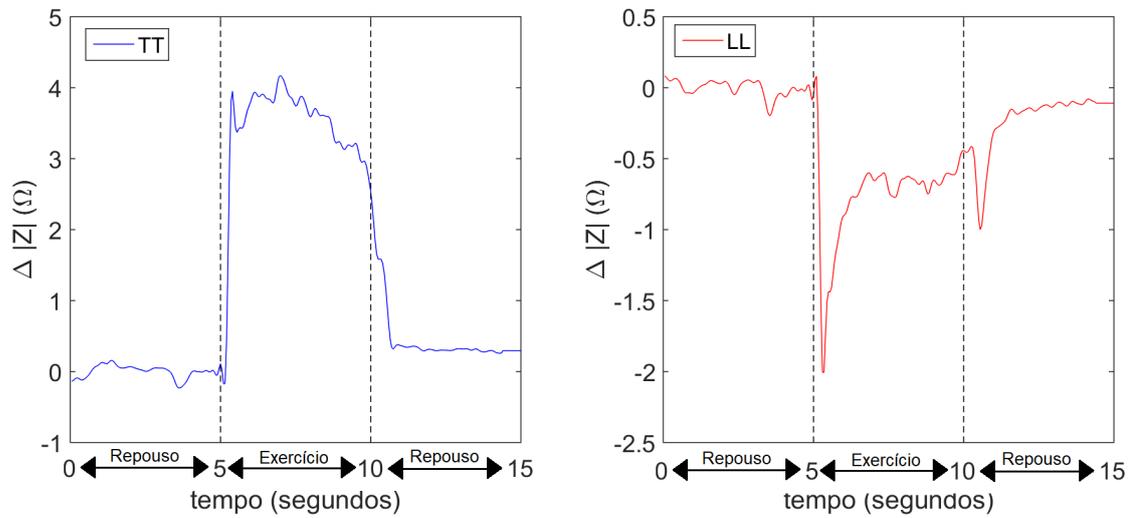
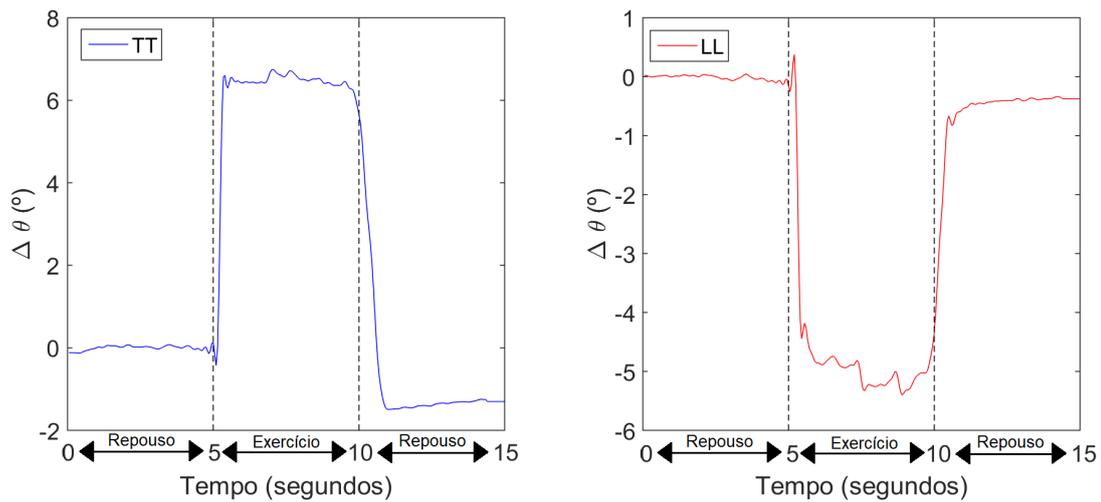


Figura 6.6: $\Delta\theta$ da impedância para o indivíduo 7 durante exercício isométrico



Entretanto, após o início e durante a contração isométrica o músculo sofre poucas alterações morfológicas. Logo, acredita-se que as mudanças observadas durante a contração devem-se às respostas fisiológicas. As Figuras 6.7 e 6.8 apresentam os dados de todos os indivíduos considerando o comportamento da impedância apenas no momento da contração isométrica.

Figura 6.7: $\Delta|Z|$ da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico

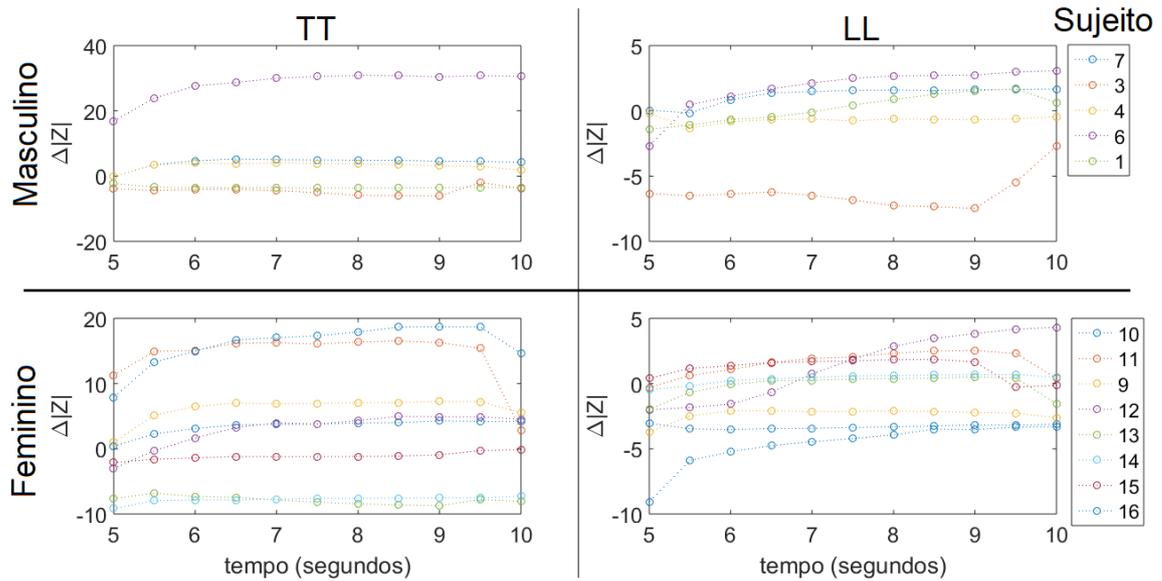
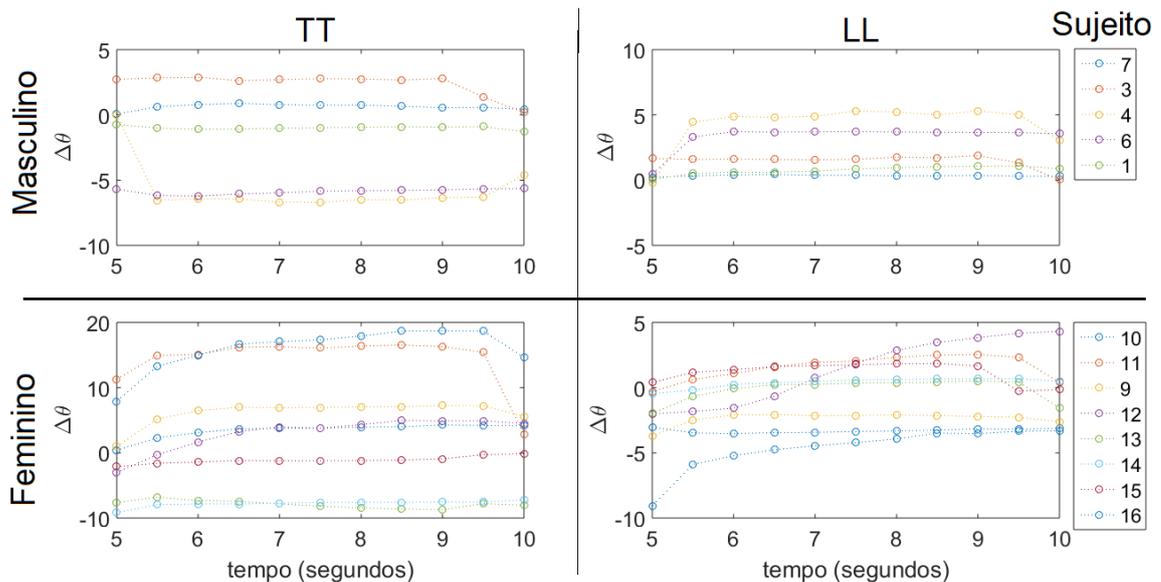


Figura 6.8: $\Delta\theta$ da impedância para os indivíduos durante exercício isométrico



A partir da Figura 6.7 observou-se que os valores de $\Delta|Z|$ na medida transversal aumentaram ao longo da contração para todos os sujeitos, enquanto que na medida longitudinal os sujeitos 4 e 10 apresentaram uma diminuição de $\Delta|Z|$.

Na análise da fase do sinal ao longo do tempo, observou-se um aumento de $\Delta\theta$ para todos os sujeitos em ambos os sentidos, com exceção do sujeitos 4 que apresentou uma diminuição da fase no início da contração no sentido transversal.

De acordo com a Figura 6.7, verifica-se que na maioria das coletas houve um aumento

de $|Z|$ no músculo no início da contração isométrica e durante toda a contração para a maioria dos indivíduos. Shiffman *et al.* (2003) [4] obteve os mesmos resultados nos primeiros 5 segundos em coletas com contração isométrica. O aumento durante a contração isométrica pode ser explicada a partir de duas diferentes hipóteses: i) alteração do fluxo sanguíneo e ii) alteração dos níveis de concentração de metabólitos.

Segundo Enoka (2008) [72], quando o músculo é ativado, ocorre um aumento da pressão intramuscular e uma diminuição do fluxo sanguíneo nos capilares que irrigam os músculos. No exercício isométrico esta pressão progride com o aumento do percentual de CVM conforme mostrou estudo de Sjøgaard (1988) [73]. Isto explicaria o aumento de $|Z|$, tendo em vista que as medidas de MIE estão sujeitas as alterações ocasionadas pelo fluxo sanguíneo, com o aumento da força exercida durante a contração e consequente aumento da pressão intramuscular, o sangue que se encontra nos capilares tende a diminuir e se distribuir em outros vasos sanguíneos de maior calibre, desta maneira o meio tende a se tornar mais resistivo.

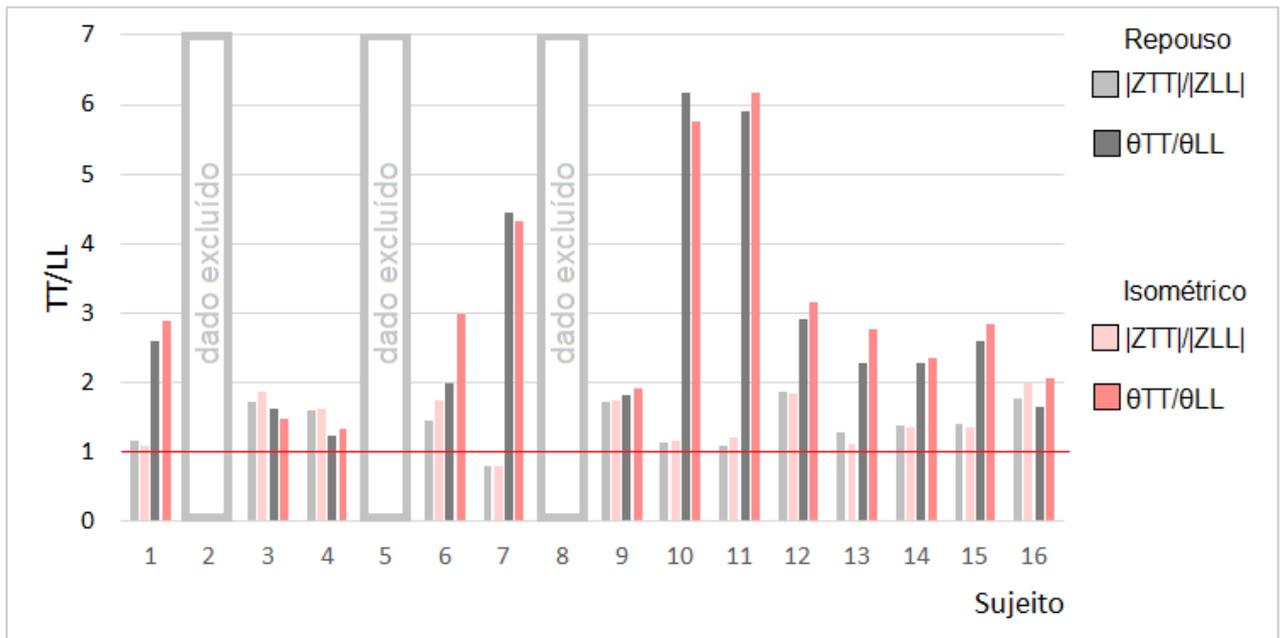
Entretanto alguns sujeitos apresentaram uma diminuição de $|Z|$ durante a contração, estes resultados podem ser justificados a partir da organização dos vasos sanguíneos. Segundo estudo de Weber *et al.* (2007)[74] encontrou uma grande variabilidade na densidade de capilares por mm^2 no tecido muscular entre os sujeitos saudáveis. Ademais, o treinamento físico produz adaptações tais como: alterações no diâmetro e calibre dos vasos sanguíneos musculares e processo de angiogênese capilar (processo de formação de novos vasos sanguíneos) [75]. Isto significa que as medidas de impedância sofrerão influências dependendo da organização dos vasos sanguíneos de cada indivíduo.

Outro fator que pode ter ocasionado o aumento da impedância durante a contração isométrica é um aumento dos níveis de fosfato inorgânico (P_i) no meio intracelular. Segundo Marieb *et al.* ([76]) a contração muscular depende da energia fornecida a partir da degradação da molécula trifosfato de adenosina (ATP) em difosfato de adenosina (ADP). Este processo conhecido como ciclo das pontes-cruzadas tem como um de seus metabólitos o P_i . Segundo Cady *et al.* (1989, apud Coutinho, 2014, p.60) durante a contração isométrica ocorreu um aumento significativo da concentração de P_i no meio intracelular, corroborando para os achados de Coutinho (2014) [11] que realizou estudos sobre a MIE durante a contração isométrica e encontrou um aumento da resistência intracelular durante a contração isométrica do músculo bíceps braquial. Tais mudanças fisiológicas

poderiam explicar o aumento da impedância durante a contração nos dados deste estudo.

A avaliação da taxa de anisotropia muscular para o exercício isométrico apresentou resultados próximos aos dados de anisotropia em repouso como mostra a figura comparativa 6.9.

Figura 6.9: Comparação entre a taxa de anisotropia muscular para $|Z|$ e θ para os indivíduos em repouso e exercício isométrico



Apesar dos dados em contração apresentarem alterações no valor impedância, a relação de anisotropia se manteve, reforçando a suposição de que as medidas estão sendo fortemente influenciadas pela mudança do fluxo sanguíneo, conservando a diferença entre as medidas transversais e longitudinais.

6.3.2 Exercício dinâmico

As Figuras 6.10 e 6.11 apresentam o comportamento médio de $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$ para cada sujeito durante a coleta em exercício dinâmico sem carga e dinâmico com carga nas direções transversal e longitudinal.

Figura 6.10: $\Delta|Z|$ médio da impedância para os indivíduos durante exercício dinâmico na direção transversal (TT) e longitudinal (LL)

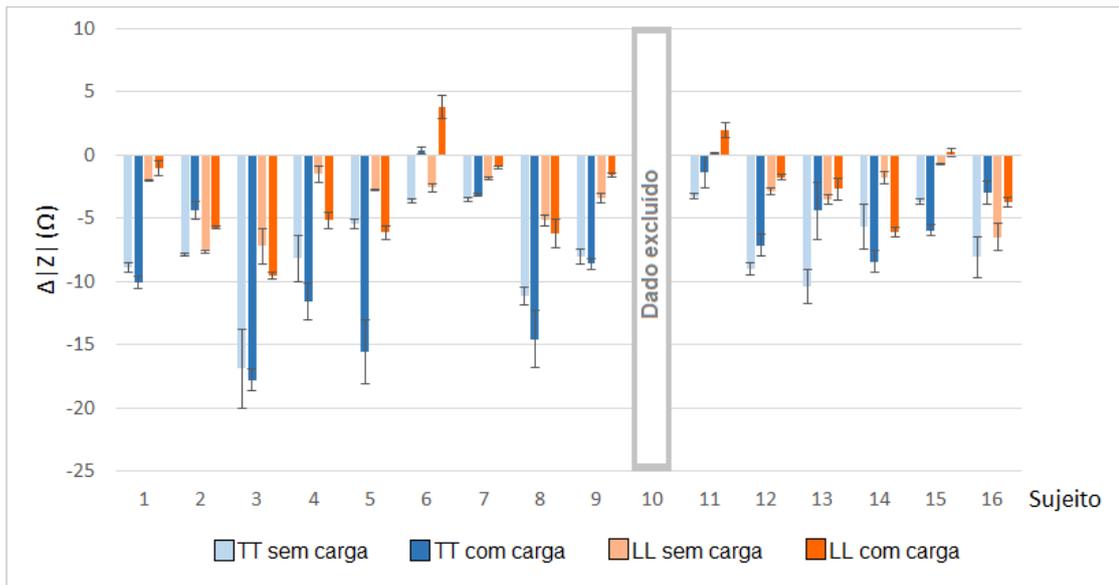
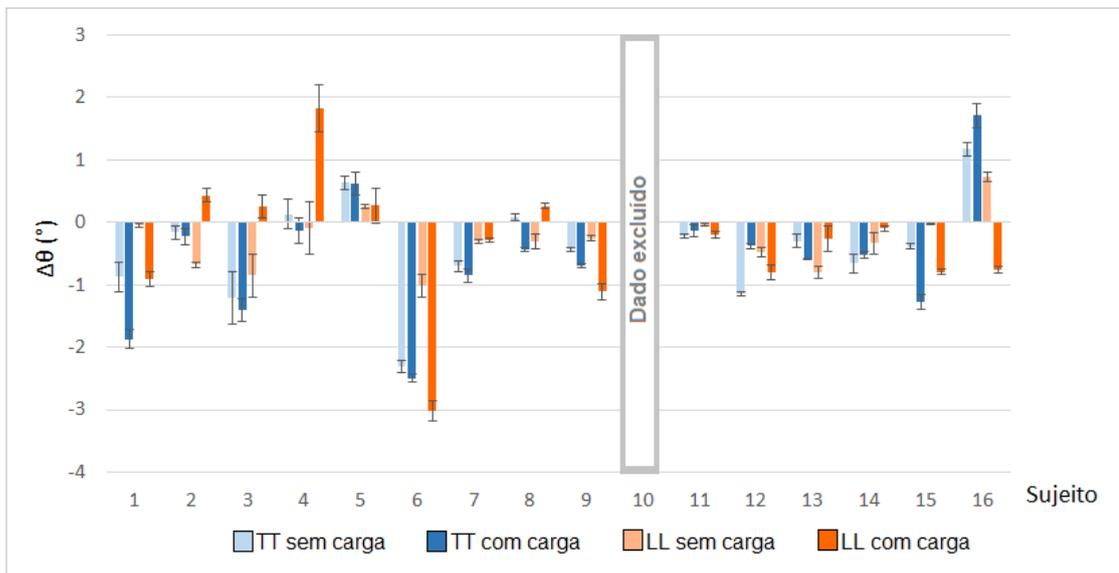


Figura 6.11: $\Delta\theta$ médio da impedância para os indivíduos durante exercício dinâmico na direção transversal (TT) e longitudinal (LL)



Considerando as medidas transversais e longitudinais, verificou-se que na contração dinâmica apenas 4% (1 sujeito) das coletas sem carga e 12% com carga obtiveram comportamento de $\Delta|Z|$ acima do repouso. Foi identificado que durante o exercício dinâmico as medidas de $\Delta|Z|$ tiveram um comportamento mais padronizado do que nas medidas em exercício isométrico. Ademais, 22% dos valores médios de $\Delta\theta$ apresentaram um comportamento maior em relação ao repouso.

Na análise da contração dinâmica ao longo do tempo, observou-se que $|Z|$ e θ variou menos no momento da contração em relação ao exercício isométrico como mostra as Figuras 6.12 e 6.13, sendo que as abreviações rep. e exe. marcam o momento do repouso (rep.) e do exercício (exe.)

Figura 6.12: $\Delta|Z|$ da impedância no exercício dinâmico

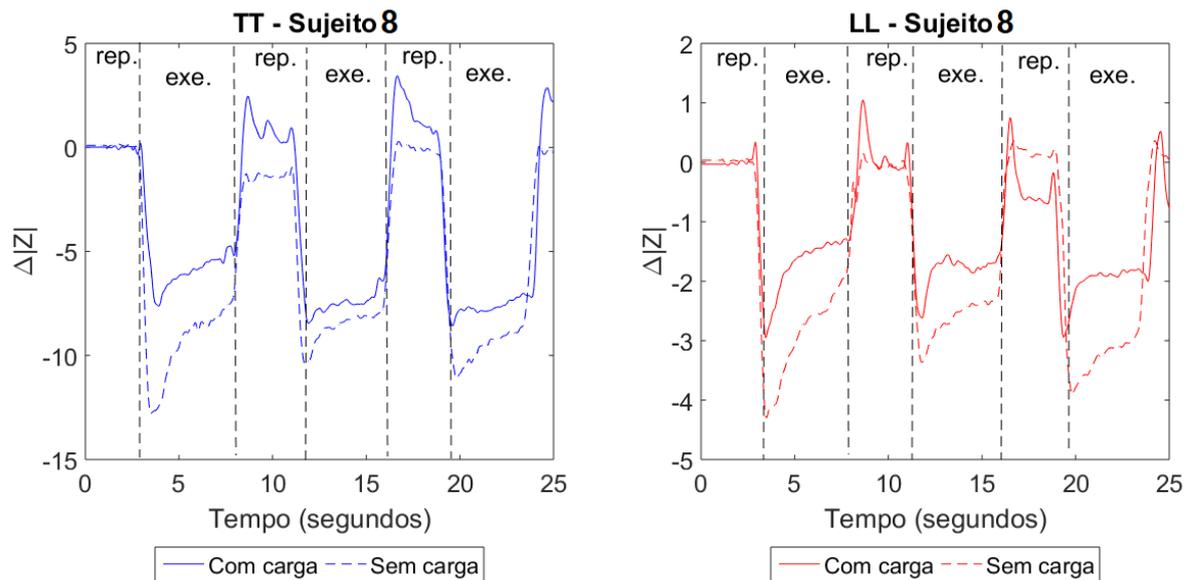
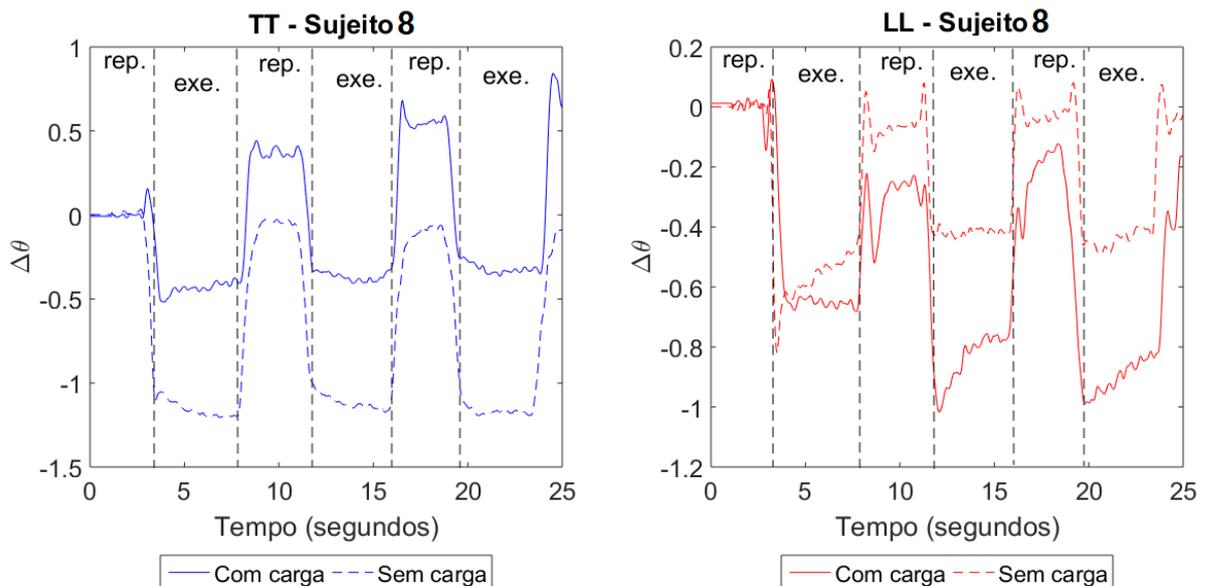


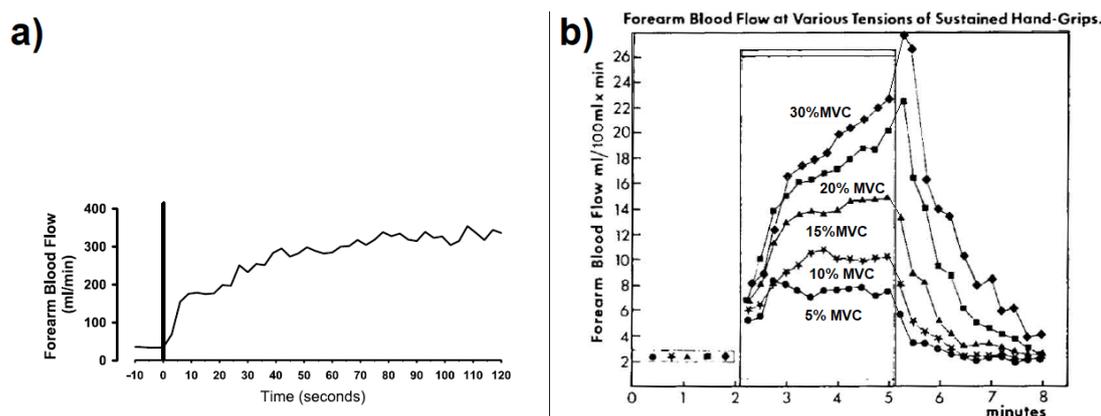
Figura 6.13: $\Delta\theta$ da impedância no exercício dinâmico



Notou-se também que a maior variação de amplitude foi encontrada durante a pri-

meira contração sem carga para a maioria dos indivíduos exceto para o sujeito 7, como mostram as Figuras 6.12 e 6.13. Tais achados, podem ser explicados a partir da resposta ao exercício dinâmico. Segundo Tschakovsky *et al.* (2004) [1] foi observado aumento do fluxo sanguíneo expressivo imediatamente após o início do exercício, seguido de um platô entre 5 e 7 segundos e uma segunda adaptação mais lenta entre 15 e 20 segundos. A Figura 6.14a ilustra a adaptação dinâmica do fluxo sanguíneo no exercício do antebraço com 20% da MCV com ciclos de 1 a 2 segundos por contração, bem como no estudo Kilbom (1976) em que foi verificada também alterações do fluxo sanguíneo em diferentes níveis de MCV (Figura 6.14b) para uma contração isométrica com três minutos de duração (início do exercício em 2 minutos) [77].

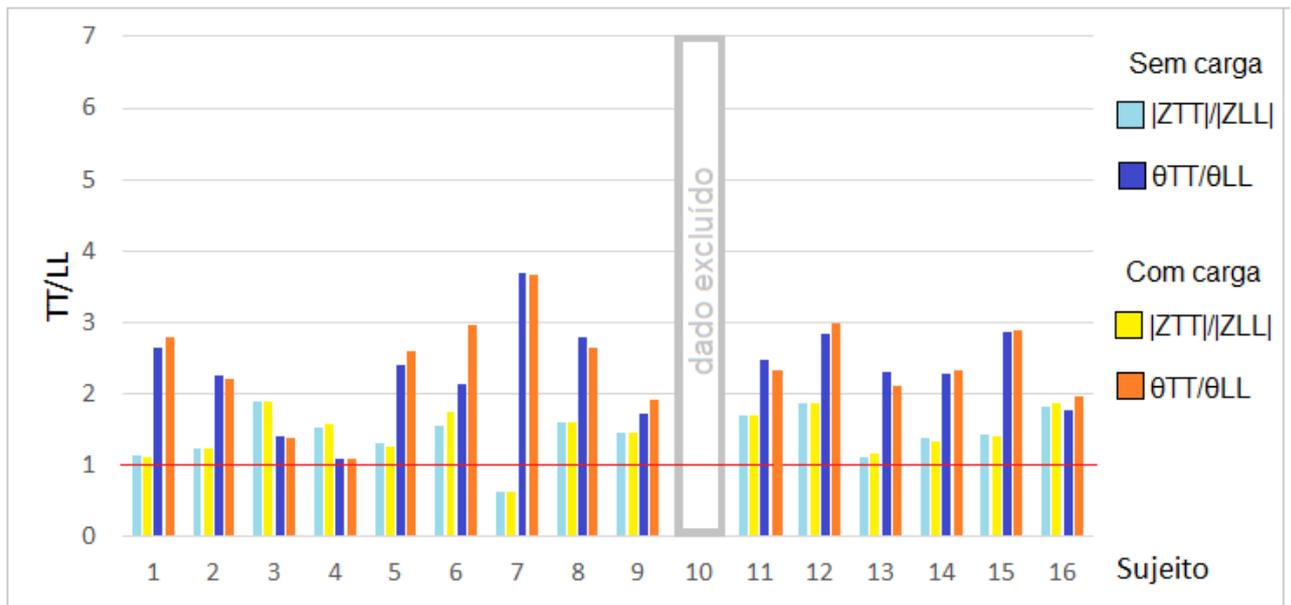
Figura 6.14: Comportamento do fluxo sanguíneo durante exercício dinâmico (Figura a) e exercício isométrico (Figura b) do ante-braço (MacDonald *et al.*, 1998, apud Tschakovsky, 2004 [1])



Por esta razão, os dados sugerem que as coletas de MIE sofrem forte influência do fluxo sanguíneo e por este motivo durante o exercício dinâmico, as alterações de impedância ocasionadas por acúmulo de metabólitos podem ser suprimidos. Entretanto, algumas alterações no momento da contração foram verificadas, tais como, um aumento de $\Delta|Z|$ para 74% dos sujeitos. O restante dos sujeitos entretanto apresentaram como comportamento a seguinte análise: o sujeito 3 teve uma baixa flutuação em torno do valor médio, sendo este o mesmo indivíduo que apresentou comportamento diferenciado para o exercício isométrico. O sujeito 6 obteve um aumento de $\Delta|Z|$ em relação ao repouso em ambas as direções com carga, este também é o sujeito que apresentou maior Δ_{pmt} e com o maior volume de treinamento físico. Os sujeitos 11 e 15 dos quais apresentaram aumento de $|Z|$ na medida longitudinal com carga são os sujeitos com maiores valores de DCB, intensificando os resultados da influência da camada subcutânea de gordura.

Na análise da anisotropia muscular (Figura 6.15) para as coletas em exercício dinâmico foi possível observar que os indivíduos 7, 10 e 11, dos quais apresentaram uma diferença acentuada da taxa de anisotropia para $|Z|$ e para θ nas análises em repouso e exercício isométrico, no exercício dinâmico estas diferenças sofreram um decréscimo, corroborando com a teoria do aumento do fluxo sanguíneo no exercício dinâmico.

Figura 6.15: Comparação entre a taxa de anisotropia muscular para $|Z|$ e θ para os indivíduos em exercício dinâmico sem carga e com carga



6.4 Dados de amplitude e fase cruzados com o perfil dos indivíduos

A partir do questionário aplicado aos participantes, foi possível realizar algumas análises quanto ao comportamento da impedância e sua relação com os dados antropométricos dos indivíduos. Primeiramente, os dados coletados foram categorizado por sexo como mostra as Figuras 6.16 e 6.17.

Figura 6.16: Valores de $|Z|$ categorizados por sexo masculino e feminino, nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

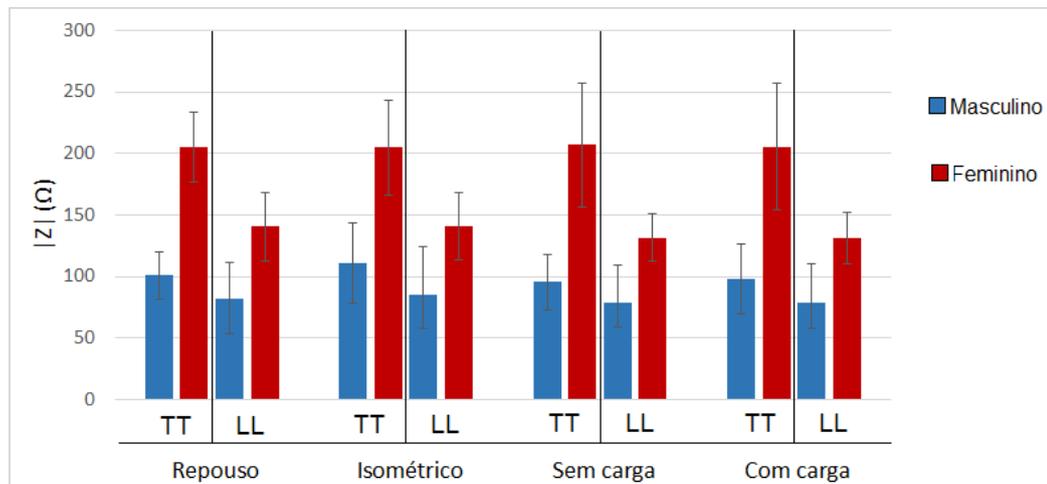
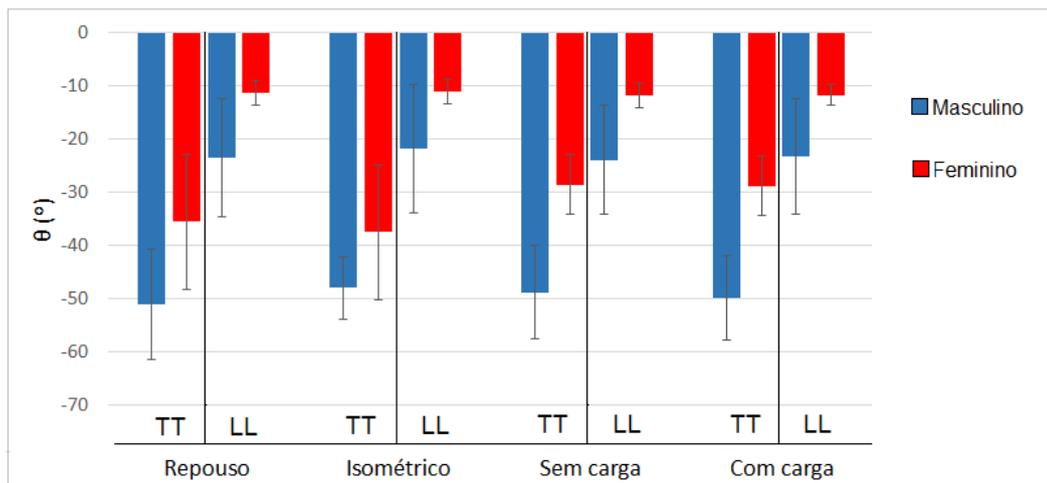


Figura 6.17: Valores de θ (°) categorizados por sexo masculino e feminino, nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)



Os dados de $|Z|$ e θ apresentaram diferenças significativas ($p < 0.05$) entre homens e mulheres em ambos os sentidos, resultados estes compatíveis com estudo de Coutinho (2014) [11]. Os valores de $|Z|$ do sexo feminino apresentaram maiores do que os do sexo masculino e o valores de θ foram menores no sexo feminino em comparação com o sexo masculino. Estas diferenças sugerem uma sensibilidade das medições frente às características antropométricas de cada indivíduo. O grupo do sexo masculino apresentou valor médio de IMC de 20.80 ± 3.1 e o sexo feminino de 23.14 ± 2.7 .

Por conseguinte, foram avaliados os dados de IMC dos dois grupos (masculino e feminino). Notou-se uma tendência de diminuição de $|Z|$ e aumento de θ no grupo masculino para os sujeitos com IMC abaixo do peso (Figuras 6.18 e 6.19). Na análise do grupo femi-

nino não foi possível observar uma tendência, pois das duas pessoas que apresentaram IMC acima do adequado, uma delas tem valor de IMC próximo ao adequado e a outra teve falha nas coletas em exercício (Figuras C.1 e C.2 em Anexo). Isto reforça as respostas encontradas por Li *et al.* (2016)[78] e Coutinho (2014) [11] dos quais obtiveram um aumento de $|Z|$ e diminuição de θ com o aumento da camada subcutânea de gordura.

Figura 6.18: Comparação de $|Z| \times$ IMC para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

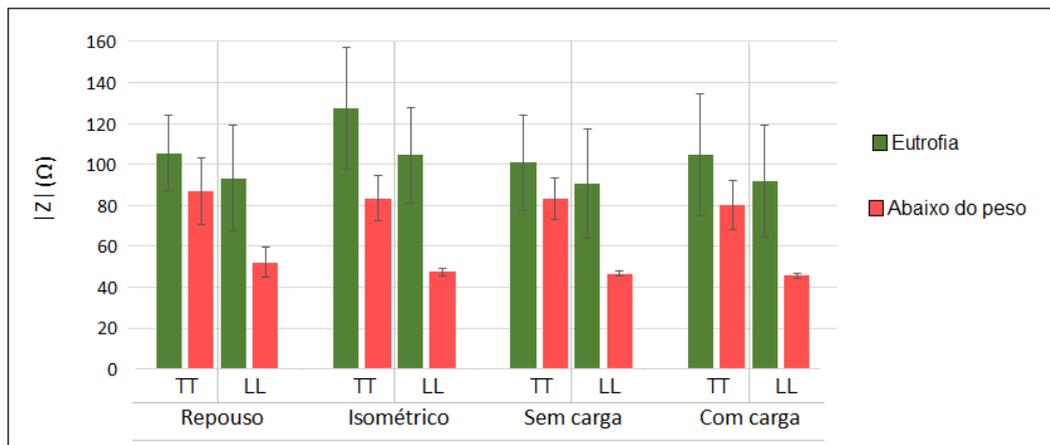
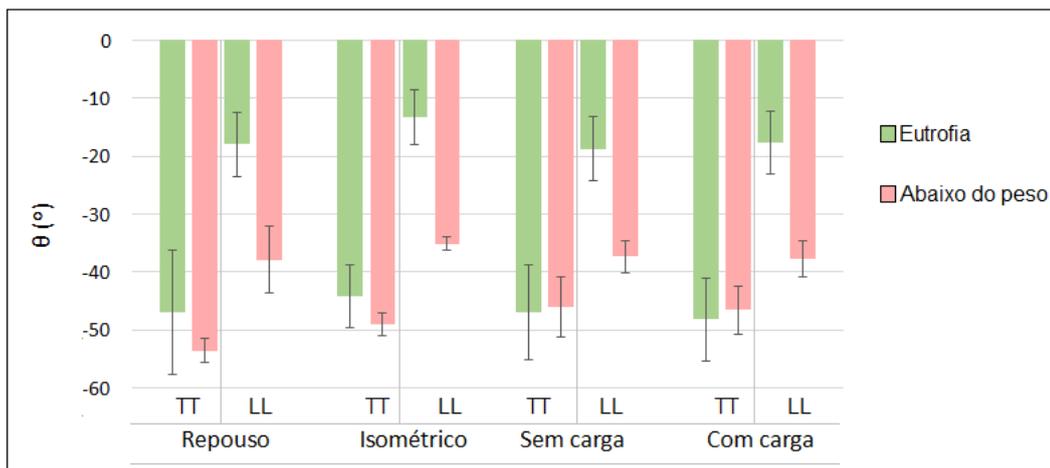


Figura 6.19: Comparação de $\theta \times$ IMC para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)



Com o objetivo de esclarecer o impacto da camada subcutânea de gordura, os dados de dobra cutânea bicipital (DCB) foram correlacionados através do método de coeficiente de correlação de Spearman (r_s) para determinar a associação entre as variáveis (Tabela 6.2). Ainda, foram gerados gráficos de dispersão entre as variáveis e traçada a linha de tendência com maior R^2 (Figuras 6.20, 6.21).

Tabela 6.2: Resultados do coeficiente de correlação de Spearman para os dados de $|Z|$, θ e a camada subcutânea de gordura

		Repouso		Isométrico		Dinâmico sem carga		Dinâmico com carga	
		TT	LL	TT	LL	TT	LL	TT	LL
$ Z $	rs	0.83	0.86	0.8	0.81	0.88	0.83	0.87	0.8
	p	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05
θ	rs	0.46	0.79	0.06	0.72	0.71	0.79	0.64	0.82
	p	0.07	<0.05	0.84	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05

Figura 6.20: $|Z| \times$ DCB

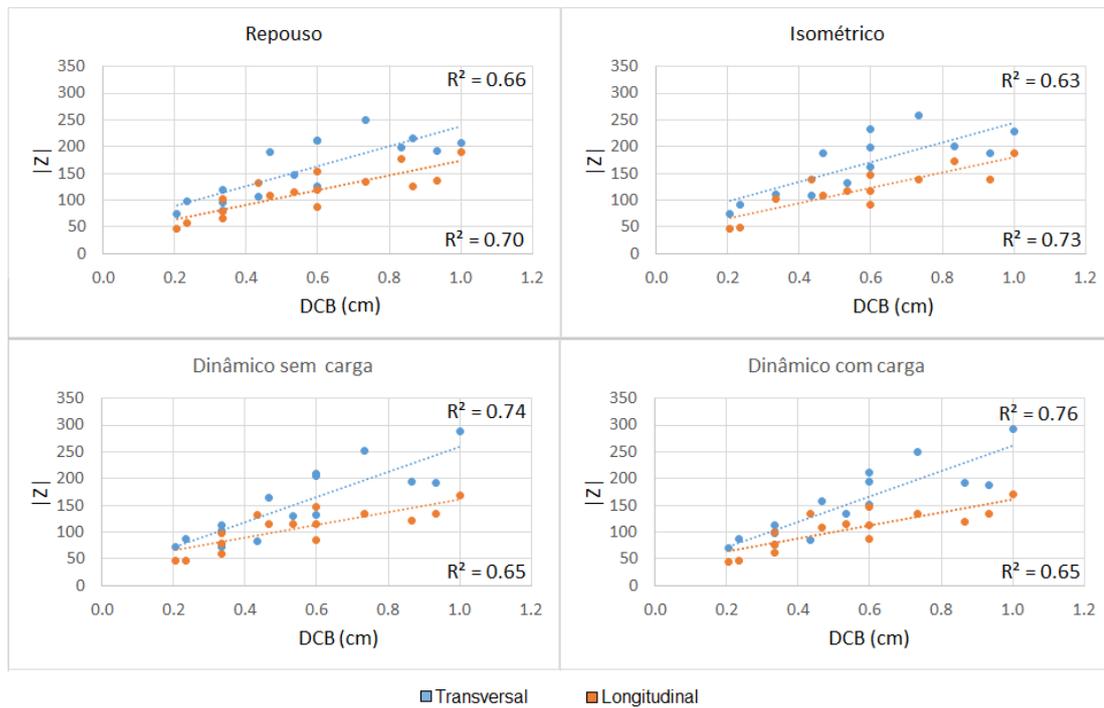
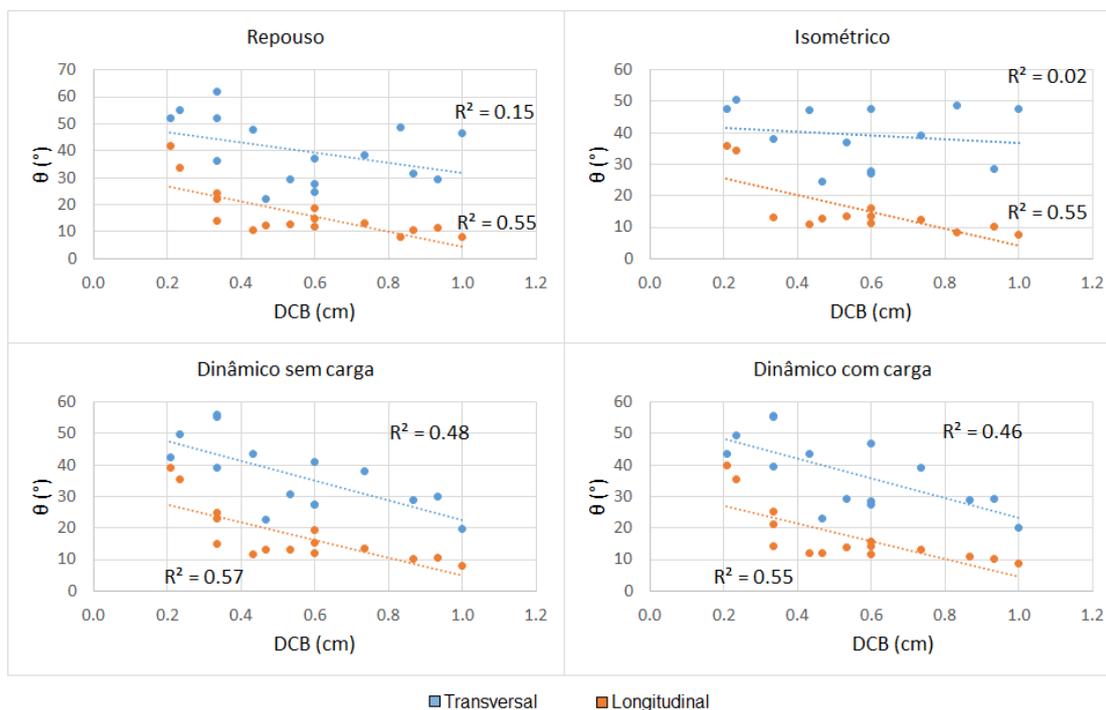


Figura 6.21: $\theta \times$ DCB

Com base nos valores de r_s obtidos na Tabela 6.2, notou-se que os valores de $|Z|$ obtiveram maiores correlações com a camada de gordura subcutânea do que os valores de fase, indicando que a variável $|Z|$ teve maior influência da camada subcutânea de gordura. O mesmo ocorre para os valores de R^2 obtidos nas Figuras 6.20 e 6.21. Observou-se que existe uma menor correlação da fase com a camada subcutânea de gordura, fortalecendo os achados do estudo publicado por Li *et al.* (2016). Os mesmos resultados foram observados para a comparação dos indivíduos ativos e sedentários. Há uma possibilidade das diferenças obtidas para esta comparação deverem-se a uma menor camada subcutânea de gordura naqueles sujeitos que praticam atividade física periodicamente (Figuras C.3, C.4, C.5 e C.6 do apêndice B.3).

Além disso, foram realizadas correlações entre a diferença de perímetro entre o braço relaxado e contraído versus os valores de impedância, em que não foram obtidas nenhuma correlação significativa (Tabela 6.3) e Figuras 6.22 e 6.23), tal como Coutinho *et al.* (2014) [63]. Este é um indicativo de uma baixa conexão entre alterações morfológicas e as análises de MIE, entretanto, os resultados apresentados anteriormente, sugerem que os resultados da MIE estão sujeitos às alterações na morfologia do músculo no momento da contração, necessitando maiores estudos sobre esta questão e outras alternativas de análise.

Tabela 6.3: Resultados do coeficiente de correlação de Spearman para os dados de $|Z|$, θ e a diferença de perímetro do braço relaxado e contraído ($\Delta_pmt(cm)$)

		Repouso		Isométrico		Dinâmico sem carga		Dinâmico com carga	
		TT	LL	TT	LL	TT	LL	TT	LL
$ Z $	rs	-0.48	-0.58	-0.82	-0.79	0.27	-0.01	0.27	-0.05
	p	0.06	<0.05	<0.05	<0.05	0.32	0.96	0.32	0.84
θ	rs	-0.14	-0.4	-0.094	-0.59	0.17	-0.15	0.12	-0.09
	p	0.06	0.12	-0.76	<0.05	0.52	0.58	0.66	0.74

Figura 6.22: $|Z| \times \Delta_pmt$

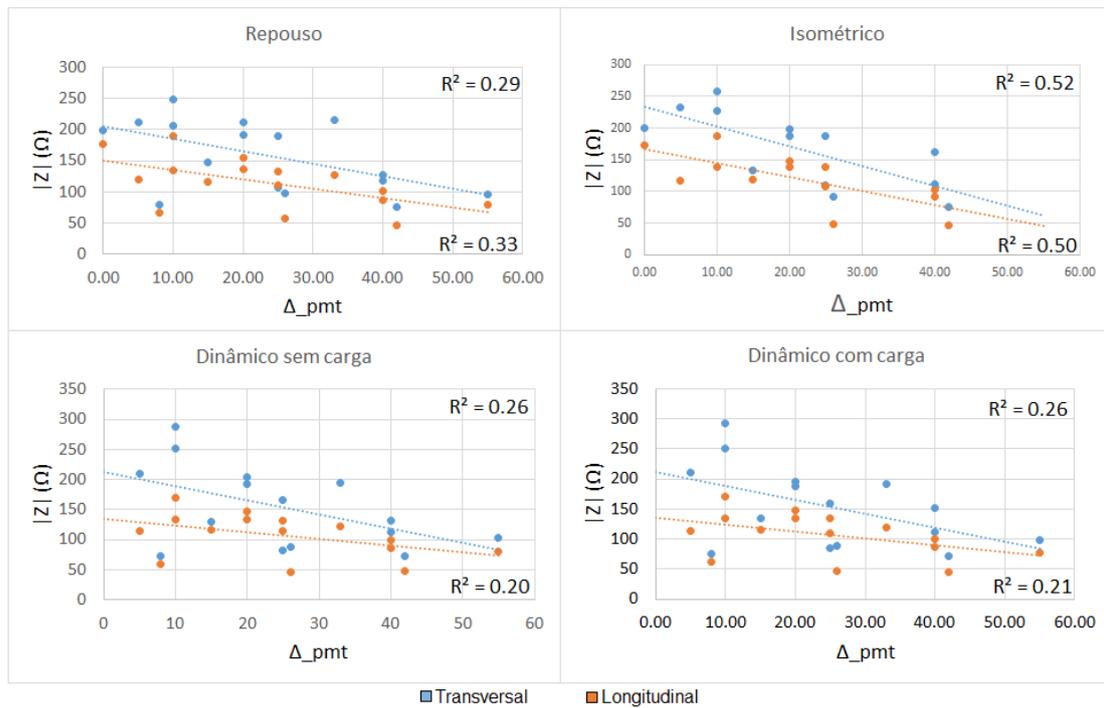
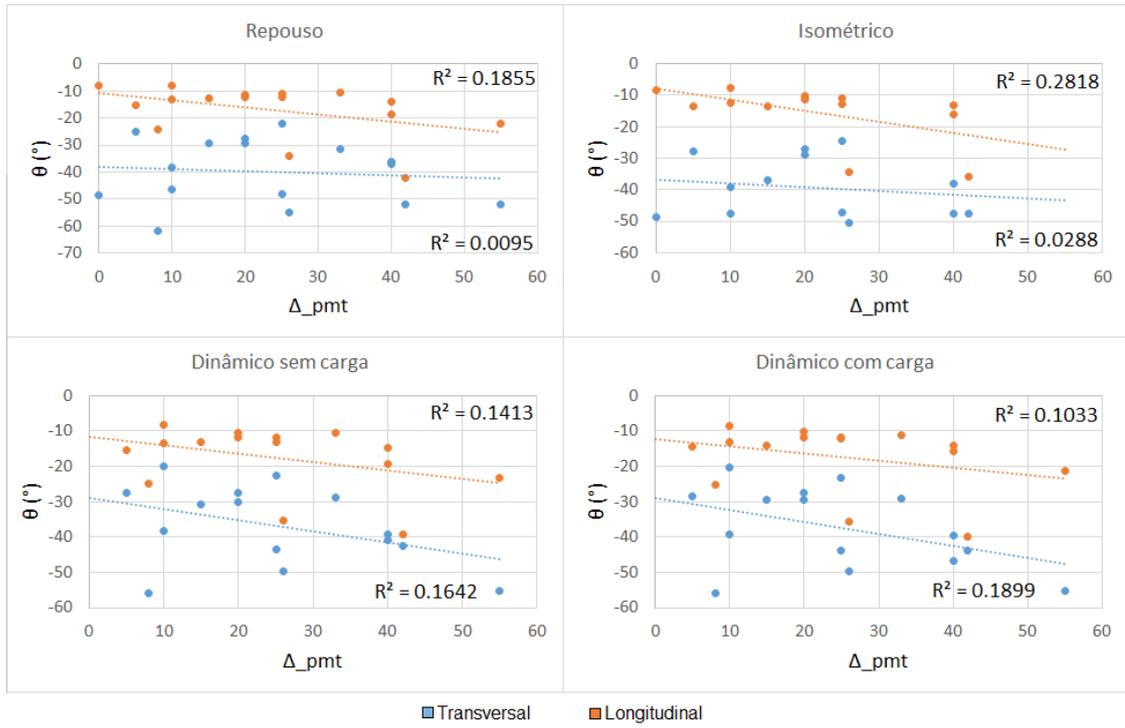


Figura 6.23: $\theta \times \Delta_{pmt}$ 

Capítulo 7

Considerações finais

A utilização da MIE para analisar os potenciais gerados quando aplicada uma corrente elétrica de baixa amplitude e alta frequência no músculo é empregado em sua maioria para avaliar questões patológicas. O uso da MIE no presente estudo teve por objetivo avaliar músculos saudáveis que buscam preencher a lacuna da literatura e estudar a resposta muscular em diferentes condições: em repouso, em exercício isométrico e exercício dinâmico. O músculo bíceps braquial foi utilizado para as análises pela sua localização e isolamento, que facilita o posicionamento do eletrodos. Além disso, a organização de sua fibras musculares (fusiforme e paralela ao eixo que une origem e inserção muscular), facilita esclarecer questões relacionadas à anisotropia muscular.

Os principais resultados encontrados na avaliação do músculo em repouso apresentou diferença significativa entre as medidas de impedância transversais e longitudinais, obtendo valores de $|Z|$ e θ maiores no sentido transversal, corroborando com os estudos de Kashuri (2008) [65] e Garmirian et al. (2009) [36]. Ademais, as diferenças entre direção transversal e longitudinal foram mais pronunciadas nas medidas de θ do que de $|Z|$. Isto parece refletir a influencia da membrana celular sobre as medidas de MIE, corroborando com o estudo de Chin *et al.* (2008) [35].

Na avaliação da impedância durante o exercício, os resultados foram: alteração abrupta da impedância entre o repouso e a contração, sugerindo que tais mudanças ocorrem principalmente à alterações morfológicas do músculo em estudo, bem como foi observado nos estudos realizados ao longo do tempo de Rutkove *et al.* (2009) [14], Shiffman *et al.* (2003) [4], Kashuri *et al.* (2007) [8] e Ikai *et al.* (2006) [20]. Entretanto, não foi possível estabelecer uma regra para tais mudanças, pois as coletas do presente estudo tiveram diferenças entre

os indivíduos, assim como três dos estudos citados anteriormente [4, 8, 20] apresentaram uma alteração positiva e um [14] apresentou alteração negativa. Contudo, após esta mudança associada a alteração morfológica, foi possível observar na maioria dos sujeitos e em ambas as direções, um incremento de $|Z|$ ao longo da contração isométrica e dinâmica. Já a fase θ teve pequenas alterações em torno do valor médio, apoiando a hipótese de que a MIE é uma ferramenta capaz de detectar alterações fisiológicas, tal como acúmulo de metabólitos no meio e alterações do fluxo sanguíneo durante a contração, corroborando com outros estudos [11, 4, 8, 20].

O presente trabalho destacou a importância da análise em contração ao longo do tempo, pois ainda é discreto o número de publicações com análise no decorrer da contração na MIE. Ademais, comparando o exercício isométrico com o dinâmico verificou-se uma forte influência do fluxo sanguíneo nas medidas de MIE, das quais podem sobrepor as alterações ocasionadas pelo acúmulo de metabólitos, em especial na fase dinâmica.

Na investigação da taxa de anisotropia muscular foi verificado que a razão das medidas transversal/longitudinal se manteve para o músculo em repouso e exercício isométrico. No entanto, durante o exercício dinâmico esta razão não se manteve, acredita-se que esta alteração da taxa de anisotropia ocorreu devido ao aumento do fluxo sanguíneo no local de análise no exercício dinâmico. No entanto, a avaliação da taxa de anisotropia muscular mostrou ser um parâmetro promissor na análise da MIE principalmente em estudos de distúrbios neuromusculares e lesões, das quais acarretam em desorganização ou alteração das fibras musculares.

As análises de impedância correlacionadas com os dados antropométricos apresentaram uma forte influência da camada subcutânea de gordura, com coeficiente de correlação de spearman acima de 0.8 ($p < 0.05$) para o valor de $|Z|$ em ambas as direções e em todas as condições impostas (repouso, exercício isométrico e exercício dinâmico). Seria interessante utilizar métodos de otimização, tal como Baidya *et al.* (2016) [79] e Jafarpoor *et al.* (2013) [41] que aplicaram o método dos elementos finitos para encontrar o posicionamento de eletrodos para aprimorar as medidas de MIE, que minimize os efeitos da camada subcutânea de gordura.

Além disso foram encontradas diferenças significativas ($p < 0.05$) para os valores de impedância entre o sexo masculino e feminino nas três condições e em ambas as direções (transversal e longitudinal) apoiando os resultados encontrados por Coutinho (2014) [11]

e Kortman *et al.* (2013) [6].

Finalmente foi possível, a partir da MIE, avaliar o bíceps braquial durante diferentes condições, contribuindo para a evolução da técnica na avaliação muscular e conclui-se que este é um método que ainda necessita maiores estudos para esclarecer o impacto das alterações fisiológicas durante o exercício, principalmente do fluxo sanguíneo. Todavia o presente trabalho mostrou que a MIE é uma ferramenta aplicável para análise muscular em suas diferentes fases, repouso, exercício isométrico e exercício dinâmico.

Referências Bibliográficas

- [1] M. E. Tschakovsky and D. D. Sheriff, "Immediate exercise hyperemia: contributions of the muscle pump vs. rapid vasodilation," *Journal of Applied Physiology*, vol. 97, no. 2, pp. 739–747, 2004.
- [2] S. Grimnes and O. G. Martinsen, *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Academic press, 2008.
- [3] J. D. Bronzino, *Medical devices and systems*. CRC Press, 2006.
- [4] C. A. Shiffman, R. Aaron, and S. B. Rutkove, "Electrical impedance of muscle during isometric contraction," *Physiological measurement*, vol. 24, no. 1, p. 213, 2003.
- [5] B. Sanchez and S. B. Rutkove, "Electrical impedance myography and its applications in neuromuscular disorders," *Neurotherapeutics*, pp. 1–12, 2016.
- [6] H. G. Kortman, S. C. Wilder, T. R. Geisbush, P. Narayanaswami, and S. B. Rutkove, "Age-and gender-associated differences in electrical impedance values of skeletal muscle," *Physiological measurement*, vol. 34, no. 12, p. 1611, 2013.
- [7] Ching *et al.*, "Characterization of the muscle electrical properties in low back pain patients by electrical impedance myography," *PLOS ONE*, no. 4, 2013.
- [8] H. Kashuri, *Anisotropy of human muscle via non invasive impedance measurements. Frequency dependence of the impedance changes during isometric contractions*. Pro-Quest, 2007.
- [9] S. B. Rutkove, H. Zhang, D. A. Schoenfeld, E. M. Raynor, J. M. Shefner, M. E. Cudkowicz, A. B. Chin, R. Aaron, and C. A. Shiffman, "Electrical impedance myography to assess outcome in amyotrophic lateral sclerosis clinical trials," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 11, pp. 2413–2418, 2007.

- [10] S. Rutkove, "Electrical impedance myography as a biomarker for als," *The Lancet Neurology*, vol. 8, no. 3, p. 226, 2009.
- [11] A. Coutinho, "Relação entre os parâmetros da espectroscopia de biomipedância e contração muscular," Master's thesis, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.
- [12] C. Shiffman, "Pre-contraction dynamic electrical impedance myography of the forearm finger flexors," *Physiological measurement*, vol. 37, no. 2, p. 291, 2016.
- [13] C. Shiffman, R. Aaron, V. Amoss, J. Therrien, and K. Coomler, "Resistivity and phase in localized bia," *Physics in medicine and biology*, vol. 44, no. 10, p. 2409, 1999.
- [14] S. B. Rutkove, "Electrical impedance myography: background, current state, and future directions," *Muscle & nerve*, vol. 40, no. 6, pp. 936–946, 2009.
- [15] B. Brown, A. Wilson, and P. Bertemes-Filho, "Bipolar and tetrapolar transfer impedance measurements from volume conductor," *Electronics Letters*, vol. 36, no. 25, pp. 2060–2062, 2000.
- [16] M. Valentinuzzi, "Bioelectrical impedance techniques in medicine. part i: Bioimpedance measurement. first section: general concepts.," *Critical reviews in biomedical engineering*, vol. 24, no. 4-6, pp. 223–255, 1996.
- [17] S. Grimnes and Ø. G. Martinsen, "Sources of error in tetrapolar impedance measurements on biomaterials and other ionic conductors," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 40, no. 1, p. 9, 2006.
- [18] T. Žagar and D. Krizaj, "Electrical impedance of relaxed and contracted skeletal muscle," in *13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography*, pp. 711–714, Springer, 2007.
- [19] L. Li, H. Shin, X. Li, S. Li, and P. Zhou, "Localized electrical impedance myography of the biceps brachii muscle during different levels of isometric contraction and fatigue," *Sensors*, vol. 16, no. 4, p. 581, 2016.
- [20] T. Ikai, R. Saigou, M. Kyoso, and M. Ishijima, "Dynamic electrical characteristics of the muscle with the fatigue during exercise," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*, pp. 622–625, Springer, 2007.

- [21] T. Orth, "Impedance changes in biceps brachii due to isometric contractions and muscle fatigue using electrical impedance myography (eim)," Master's thesis, Georgia Southern University, Georgia, 2013.
- [22] O. T. Ogunnika, M. Scharfstein, R. C. Cooper, H. Ma, J. L. Dawson, and S. B. Rutkove, "A handheld electrical impedance myography probe for the assessment of neuromuscular disease," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3566–3569, IEEE, 2008.
- [23] Y. e. a. Burian JR., *Circuitos elétricos*. Prentice Hall, 2006.
- [24] A. S. Chaves, *Física, vol. 2: curso basico para estudantes de ciências físicas e engenharias*. Chaves Editora, 2001.
- [25] H. Nussenzveig, H.; Moysés, *Curso de física básica, vol. 3: 3 eletromagnetismo*, vol. 3. ed. São Paulo, SP: Blucher, 1997.
- [26] R. Halliday, David; Resnick, *Física, v.3, vol. 3*. ed. Rio de Janeiro, RJ: LTC, 1984.
- [27] D. A. R., *Fundamentos de eletroquímica*. Edgard Blucher LTDA, 1974.
- [28] M. H. Souza and D. O. Elias, *Fundamentos da circulação extracorpórea*. Centro Editorial Alfa Rio, 2006.
- [29] A. Ivorra, "Bioimpedance monitoring for physicians: an overview," *Centre Nacional de Microelectrònica Biomedical Applications Group*, pp. 1–35, 2003.
- [30] G. J. Tortora, S. R. Grabowski, A. L. Werneck, C. A. Esbérard, and M. A. F. Passos, *Principios de anatomía y fisiología*, vol. 7. Oxford University Press, 2002.
- [31] P. A. Abrahamsohn, "Mol - microscopia online," 2016.
- [32] G. W.-Q. Roth, Bradley J., "The effects of spiral anisotropy on the electrical potential and magnetic field at the apex of the heart," *Mathematical Biosciences*, vol. 88, pp. 191–221, 1988.
- [33] S. Rodriguez, *Procedimentos de medida de condutividade in vitro para desenvolver um atlas anatomico de tomografia por impedância elétrica*. PhD thesis, Universidade de São Paulo, 2010.

- [34] S. Rush, "Methods of measuring the resistivities of anisotropic conducting media in situ," *Journal of Research of the National Bureau of Standards, Section C*, vol. 66, no. 3, 1962.
- [35] A. B. Chin, L. P. Garmirian, R. Nie, and S. B. Rutkove, "Optimizing measurement of the electrical anisotropy of muscle," *Muscle & nerve*, vol. 37, no. 5, pp. 560–565, 2008.
- [36] L. P. Garmirian, A. B. Chin, and S. B. Rutkove, "Discriminating neurogenic from myopathic disease via measurement of muscle anisotropy," *Muscle & nerve*, vol. 39, no. 1, pp. 16–24, 2009.
- [37] U. G. Kyle, I. Bosaeus, A. D. De Lorenzo, P. Deurenberg, M. Elia, J. M. Gómez, B. L. Heitmann, L. Kent-Smith, J.-C. Melchior, M. Pirlich, *et al.*, "Bioelectrical impedance analysis—part i: review of principles and methods," *Clinical nutrition*, vol. 23, no. 5, pp. 1226–1243, 2004.
- [38] R. Aaron and C. Shiffman, "Using localized impedance measurements to study muscle changes in injury and disease," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 904, no. 1, pp. 171–180, 2000.
- [39] J. Li and S. B. Rutkove, "Alteration in surface muscle electrical anisotropy in the rat *sod1* model of amyotrophic lateral sclerosis," *Clinical Neurophysiology*, vol. 123, no. 1, pp. 206–210, 2012.
- [40] M. A. Ahad, P. Narayanaswami, L. J. Kasselmann, and S. B. Rutkove, "The effect of subacute denervation on the electrical anisotropy of skeletal muscle: implications for clinical diagnostic testing," *Clinical Neurophysiology*, vol. 121, no. 6, pp. 882–886, 2010.
- [41] M. Jafarpoor, J. Li, J. K. White, and S. B. Rutkove, "Optimizing electrode configuration for electrical impedance measurements of muscle via the finite element method," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 60, no. 5, pp. 1446–1452, 2013.
- [42] S. B. Rutkove, R. A. Partida, G. J. Esper, R. Aaron, and C. A. Shiffman, "Electrode position and size in electrical impedance myography," *Clinical neurophysiology*, vol. 116, no. 2, pp. 290–299, 2005.
- [43] O. Ogunnika, S. Rutkove, H. Ma, P. Fogerson, M. Scharfstein, R. Cooper, and J. Dawson, "A portable system for the assessment of neuromuscular diseases with electrical

- impedance myography,” *Journal of medical engineering & technology*, vol. 34, no. 7-8, pp. 377–385, 2010.
- [44] M. Sung, A. J. Spieker, P. Narayanaswami, and S. B. Rutkove, “The effect of subcutaneous fat on electrical impedance myography when using a handheld electrode array: the case for measuring reactance,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 2, pp. 400–404, 2013.
- [45] P. Narayanaswami, A. J. Spieker, P. Mongiovi, J. C. Keel, S. C. Muzin, and S. B. Rutkove, “Utilizing a handheld electrode array for localized muscle impedance measurements,” *Muscle & nerve*, vol. 46, no. 2, pp. 257–263, 2012.
- [46] B. Sanchez, A. Pacheck, and S. B. Rutkove, “Guidelines to electrode positioning for human and animal electrical impedance myography research,” *Scientific Reports*, vol. 6, 2016.
- [47] S. Schwartz, T. R. Geisbush, A. Mijailovic, A. Pasternak, B. T. Darras, and S. B. Rutkove, “Optimizing electrical impedance myography measurements by using a multi-frequency ratio: a study in duchenne muscular dystrophy,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 126, no. 1, pp. 202–208, 2015.
- [48] G. J. Esper, C. A. Shiffman, R. Aaron, K. S. Lee, and S. B. Rutkove, “Assessing neuromuscular disease with multifrequency electrical impedance myography,” *Muscle & nerve*, vol. 34, no. 5, pp. 595–602, 2006.
- [49] C. A. Shiffman, H. Kashuri, and R. Aaron, “Electrical impedance myography at frequencies up to 2 mhz,” *Physiological measurement*, vol. 29, no. 6, p. S345, 2008.
- [50] J. Li, M. Jafarpoor, M. Bouxsein, and S. B. Rutkove, “Distinguishing neuromuscular disorders based on the passive electrical material properties of muscle,” *Muscle & nerve*, vol. 51, no. 1, pp. 49–55, 2015.
- [51] J. Li, B. Sanchez, and S. B. Rutkove, “The effect of profound dehydration on electrical impedance of mouseskeletal muscle,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 514–517, IEEE, 2014.

- [52] S. Rutkove and B. Darras, "Electrical impedance myography for the assessment of children with muscular dystrophy: a preliminary study," in *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 434, p. 012069, IOP Publishing, 2013.
- [53] B. Sanchez, J. Li, S. Yim, A. Pacheck, J. J. Widrick, and S. B. Rutkove, "Evaluation of electrical impedance as a biomarker of myostatin inhibition in wild type and muscular dystrophy mice," *PloS one*, vol. 10, no. 10, p. e0140521, 2015.
- [54] S. B. Rutkove, T. R. Geisbush, A. Mijailovic, I. Shklyar, A. Pasternak, N. Visyak, J. S. Wu, C. Zaidman, and B. T. Darras, "Cross-sectional evaluation of electrical impedance myography and quantitative ultrasound for the assessment of duchenne muscular dystrophy in a clinical trial setting," *Pediatric neurology*, vol. 51, no. 1, pp. 88–92, 2014.
- [55] I. Shklyar, A. Pasternak, K. Kapur, B. T. Darras, and S. B. Rutkove, "Composite biomarkers for assessing duchenne muscular dystrophy: an initial assessment," *Pediatric neurology*, vol. 52, no. 2, pp. 202–205, 2015.
- [56] C. Lungu, A. W. Tarulli, D. Tarsy, P. Mongiovi, V. G. Vanderhorst, and S. B. Rutkove, "Quantifying muscle asymmetries in cervical dystonia with electrical impedance: a preliminary assessment," *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 5, pp. 1027–1031, 2011.
- [57] S. B. Rutkove, J. M. Shefner, M. Gregas, H. Butler, J. Caracciolo, C. Lin, P. M. Fogerson, P. Mongiovi, and B. T. Darras, "Characterizing spinal muscular atrophy with electrical impedance myography," *Muscle & nerve*, vol. 42, no. 6, pp. 915–921, 2010.
- [58] S. B. Rutkove, K. S. Lee, C. A. Shiffman, and R. Aaron, "Test–retest reproducibility of 50khz linear-electrical impedance myography," *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, no. 6, pp. 1244–1248, 2006.
- [59] S. B. Rutkove, P. M. Fogerson, L. P. Garmirian, and A. W. Tarulli, "Reference values for 50-khz electrical impedance myography," *Muscle & nerve*, vol. 38, no. 3, pp. 1128–1132, 2008.
- [60] T. Zagar and D. Krizaj, "Multivariate analysis of electrical impedance spectra for relaxed and contracted skeletal muscle," *Physiological measurement*, vol. 29, no. 6, p. S365, 2008.

- [61] A. Coutinho, B. Jotta, A. Pino, and M. Souza, "Behaviour of the electrical impedance myography in isometric contraction of biceps brachii at different elbow joint angles," in *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 407, p. 012017, IOP Publishing, 2012.
- [62] C. Shiffman, "Adverse effects of near current-electrode placement in non-invasive bio-impedance measurements," *Physiological measurement*, vol. 34, no. 11, p. 1513, 2013.
- [63] A. Coutinho, B. Jotta, A. Pino, M. Souza, and P. de Engenharia Biomédica-COPPE, "Análise de parâmetros de biomimpedância em alterações de morfologia do músculo bíceps braquial em grupos de homens e mulheres," *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014*, 2014.
- [64] H. Kashuri, R. Aaron, and C. Shiffman, "Frequency dependence of forearm muscle impedance during isometric gripping contractions," in *13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography*, pp. 651–654, Springer, 2007.
- [65] H. Kashuri, *Anisotropy of human muscle via non invasive impedance measurements. Frequency dependence of the impedance changes during isometric contractions*. PhD thesis, Northeastern University Boston, 2008.
- [66] T. B. R. Santos, "Sistema de triagem de pericárdio bovino para manufatura de válvulas cardíacas por tomografia de impedância elétrica.," Master's thesis, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.
- [67] M. M. Mellenthin, J. L. Mueller, E. D. L. B. de Camargo, F. S. de Moura, S. J. Hamilton, and R. G. Lima, "The ace1 thoracic electrical impedance tomography system for ventilation and perfusion," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 4073–4076, IEEE, 2015.
- [68] J. Q. Zhang, Z. Xinmin, H. Xiao, and S. Jinwei, "Sinewave fit algorithm based on total least-squares method with application to adc effective bits measurement," *IEEE transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 46, no. 4, pp. 1026–1030, 1997.
- [69] J. H. Zar *et al.*, *Biostatistical analysis*. Pearson Education India, 1999.

- [70] “Body mass index - bmi.” <https://http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>. Accessed: 2017-10-31.
- [71] “Classificação do nível de atividade física ipaq.” https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3343547/mod_resource/content/1/IPAQ.pdf. Accessed: 2017-10-31.
- [72] R. M. Enoka, *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics, 2008.
- [73] G. Sjøgaard, G. Savard, and C. Juel, “Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue,” *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 57, no. 3, pp. 327–335, 1988.
- [74] M.-A. Weber, H. Krakowski-Roosen, W. Hildebrandt, L. Schröder, I. Ionescu, M. Krix, R. Kinscherf, P. Bachert, H.-U. Kauczor, and M. Essig, “Assessment of metabolism and microcirculation of healthy skeletal muscles by magnetic resonance and ultrasound techniques,” *Journal of Neuroimaging*, vol. 17, no. 4, pp. 323–331, 2007.
- [75] C. H. Denipoti, S. M. F. de Moraes, and L. Hernandez, “Angiogênese e exercício,” *Arquivos do Museu Dinâmico Interdisciplinar*, vol. 11, no. 1, pp. 17–22, 2013.
- [76] E. N. Marieb and K. Hoehn, *Human anatomy & physiology*. Pearson Education, 2007.
- [77] Å. Kilbom, “Circulatory adaptation during static muscular contractions: A review,” *Scandinavian journal of work, environment & health*, pp. 1–13, 1976.
- [78] L. Li, X. Li, H. Hu, H. Shin, and P. Zhou, “The effect of subcutaneous fat on electrical impedance myography: Electrode configuration and multi-frequency analyses,” *PloS one*, vol. 11, no. 5, p. e0156154, 2016.
- [79] S. Baidya and M. A. Ahad, “Assessment of optimized electrode configuration for electrical impedance myography using genetic algorithm via finite element model,” *Journal of Medical Engineering*, vol. 2016, 2016.
- [80] S. B. Rutkove, R. Aaron, and C. A. Shiffman, “Localized bioimpedance analysis in the evaluation of neuromuscular disease,” *Muscle & nerve*, vol. 25, no. 3, pp. 390–397, 2002.

- [81] S. B. Rutkove, G. J. Esper, K. S. Lee, R. Aaron, and C. A. Shiffman, "Electrical impedance myography in the detection of radiculopathy," *Muscle & nerve*, vol. 32, no. 3, pp. 335–341, 2005.
- [82] A. Chin, S. Ruehr, A. Tarulli, and S. Rutkove, "Saline-saturated balsa wood as a testing medium for rotational electrical impedance myography," in *13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography*, pp. 272–275, Springer, 2007.
- [83] A. Tarulli, A. Chin, K. Lee, and S. Rutkove, "Impact of skin-subcutaneous fat layer thickness on electrical impedance myography measurements: An initial assessment," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 11, pp. 2393–2397, 2007.
- [84] M. A. Ahad, P. M. Fogerson, G. D. Rosen, P. Narayanaswami, and S. B. Rutkove, "Electrical characteristics of rat skeletal muscle in immaturity, adulthood and after sciatic nerve injury, and their relation to muscle fiber size," *Physiological measurement*, vol. 30, no. 12, p. 1415, 2009.
- [85] M. A. Ahad and S. B. Rutkove, "Finite element analysis of electrical impedance myography in the rat hind limb," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 630–633, IEEE, 2009.
- [86] M. A. Ahad and S. B. Rutkove, "Electrical impedance myography at 50khz in the rat: technique, reproducibility, and the effects of sciatic injury and recovery," *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 8, pp. 1534–1538, 2009.
- [87] A. W. Tarulli, L. P. Garmirian, P. M. Fogerson, and S. B. Rutkove, "Localized muscle impedance abnormalities in amyotrophic lateral sclerosis," *Journal of clinical neuromuscular disease*, vol. 10, no. 3, p. 90, 2009.
- [88] A. W. Tarulli, N. Duggal, G. J. Esper, L. P. Garmirian, P. M. Fogerson, C. H. Lin, and S. B. Rutkove, "Electrical impedance myography in the assessment of disuse atrophy," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 90, no. 10, pp. 1806–1810, 2009.
- [89] L. L. Wang, A. J. Spieker, J. Li, and S. B. Rutkove, "Electrical impedance myography for monitoring motor neuron loss in the sod1 g93a amyotrophic lateral sclerosis rat," *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 12, pp. 2505–2511, 2011.

- [90] J. Li, W. L. Staats, A. Spieker, M. Sung, and S. B. Rutkove, "A technique for performing electrical impedance myography in the mouse hind limb: data in normal and als sod1 g93a animals," *PloS one*, vol. 7, no. 9, p. e45004, 2012.
- [91] S. B. Rutkove, J. B. Caress, M. S. Cartwright, T. M. Burns, J. Warder, W. S. David, N. Goyal, N. J. Maragakis, L. Clawson, M. Benatar, *et al.*, "Electrical impedance myography as a biomarker to assess als progression," *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, vol. 13, no. 5, pp. 439–445, 2012.
- [92] J. Li, T. R. Geisbush, G. D. Rosen, J. Lachey, A. Mulivor, and S. B. Rutkove, "Electrical impedance myography for the in vivo and ex vivo assessment of muscular dystrophy (mdx) mouse muscle," *Muscle & nerve*, vol. 49, no. 6, pp. 829–835, 2014.
- [93] J. Li, A. Spieker, G. Rosen, and S. Rutkove, "Electrical impedance alterations in the rat hind limb with unloading," *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, vol. 13, no. 1, p. 37, 2013.
- [94] J. Li, M. Sung, and S. B. Rutkove, "Electrophysiologic biomarkers for assessing disease progression and the effect of riluzole in sod1 g93a als mice," *PloS one*, vol. 8, no. 6, p. e65976, 2013.
- [95] L. Nescolarde, J. Yanguas, H. Lukaski, X. Alomar, J. Rosell-Ferrer, and G. Rodas, "Localized bioimpedance to assess muscle injury," *Physiological measurement*, vol. 34, no. 2, p. 237, 2013.
- [96] C. Shiffman and S. Rutkove, "Circuit modeling of the electrical impedance: I. neuromuscular disease," *Physiological measurement*, vol. 34, no. 2, p. 203, 2013.
- [97] C. Shiffman and S. Rutkove, "Circuit modeling of the electrical impedance: II. normal subjects and system reproducibility," *Physiological measurement*, vol. 34, no. 2, p. 223, 2013.
- [98] C. Shiffman, "Circuit modeling of the electrical impedance: part III. disuse following bone fracture," *Physiological measurement*, vol. 34, no. 5, p. 487, 2013.
- [99] M. Sung, J. Li, A. Spieker, J. Spatz, R. Ellman, V. Ferguson, T. Bateman, G. Rosen, M. Bouxsein, and S. B. Rutkove, "Spaceflight and hind limb unloading induce simi-

- lar changes in electrical impedance characteristics of mouse gastrocnemius muscle,” *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, vol. 13, no. 4, p. 405, 2013.
- [100] L. Nescolarde, J. Yanguas, H. Lukaski, G. Rodas, and J. Rosell-Ferrer, “Localized bia identifies structural and pathophysiological changes in soft tissue after post-traumatic injuries in soccer players,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3743–3746, IEEE, 2014.
- [101] S. Shellikeri, Y. Yunusova, J. R. Green, G. L. Pattee, J. D. Berry, S. B. Rutkove, and L. Zinman, “Electrical impedance myography in the evaluation of the tongue musculature in amyotrophic lateral sclerosis,” *Muscle & nerve*, vol. 52, no. 4, pp. 584–591, 2015.
- [102] J. Li, S. Yim, A. Pacheck, B. Sanchez, and S. B. Rutkove, “Electrical impedance myography to detect the effects of electrical muscle stimulation in wild type and mdx mice,” *PloS one*, vol. 11, no. 3, p. e0151415, 2016.
- [103] C. McIllduff, S. Yim, A. Pacheck, T. Geisbush, A. Mijailovic, and S. B. Rutkove, “An improved electrical impedance myography (eim) tongue array for use in clinical trials,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 127, no. 1, pp. 932–935, 2016.
- [104] B. Sanchez, J. Li, T. Geisbush, R. B. Bardia, and S. B. Rutkove, “Impedance alterations in healthy and diseased mice during electrically induced muscle contraction,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 8, pp. 1602–1612, 2016.
- [105] Z. Li, Y. Li, M. Liu, L. Cui, and Y. Yu, “Microneedle electrode array for electrical impedance myography to characterize neurogenic myopathy,” *Annals of biomedical engineering*, vol. 44, no. 5, pp. 1566–1575, 2016.

Apêndice A

Tabela de artigos em EIM

A Tabela A.1 apresentam estudos envolvendo EIM. Onde **FREQ**, é a frequência de excitação do sistema em kHz, **TA** é o tipo de análise realizada em relação as fibras musculares (L: Longitudinal, T: Transversal) e **TE** é o tipo de estudo, podendo ser uma análise de desordem muscular (distrofia muscular, ELA, radioculopatia, etc), de análise da contração muscular, do impacto da camada de gordura, do hardware utilizado em MIE ou análises de MIE relativos à frequências do sinal, aplicação de MEF, entre outros.

Tabela A.1: Estudos envolvendo EIM

AUTOR (ANO)	MÚSCULO	FREQ(kHz)	TA	TE
SHIFFMAN, C. A. et al. (1999) [13]	Quadriceps femural	50	L	Desordens
AARON, R. et al. (2000) [38]	Quadriceps femural	50	L	Desordens
RUTKOVE S. B. et al. (2002) [80]	Quadriceps femural	50	L	Desordens
SHIFFMAN C. A. et al. (2003) [4]	Flexor dos dedos	50	L	Contração muscular
RUTKOVE S. B. et al. (2005) [42]	Bíceps braquial; Triceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps; Tibial anterior; Gastrocnêmio medial.	50	L	Desordens

RUTKOVE S. B. et al. (2005) [81]	Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Tibial anterior.	50	L	MIE análises
ESPER G. J. et al. (2006) [48]	Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps femural; Tibial anterior; Gastrocnemio medial	2 - 300	L	Desordens
RUTKOVE S. B. et al. (2006) [58]	Bíceps braquial; Quadriceps; Tibial anterior	50	L	Desordens
CHIN, A. B. et al. (2007) [82]	NA	2 - 2000	NA	MIE análises
IKAI, T. et al. (2006) [20]	Bíceps braquial	48 - 208	T	Contração muscular
KASHURI H. et al. (2007) [64]	Flexor dos dedos	3 - 100	L	Contração muscular
RUTKOVE S. B. et al. (2007) [9]	Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps femural; Tibial anterior; Gastrocnemio medial	50	L	Desordens
TARULLI A.W. et al. (2007) [83]	Quadriceps femural	50	L	MIE análises
ZAGAR T. et al. (2007) [18]	Musculatura toraxica	300 - 75	NA	Contração muscular
CHIN, A. B. et al. (2008) [35]	Tibial anterior	20 - 1000	L e T	MIE análises
OGUNNIKA O. T. et al. (2008) [22]	NA	10 - 4000	NA	Hardware
RUTKOVE S. B. et al. (2008) [59]	Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps femural; Tibial anterior; Gastrocnemio medial	50	L	Desordens

SHIFFMAN C. A. et al. (2008) [49]	Quadriceps femural	até 2000	L	MIE análises
ZAGAR T. et al. (2008) [60]	Bíceps braquial	0.3 - 75	L	Contração muscular
AHAD, M. et al. (2009) [84]	Gastrocnêmio e sóleo	2 - 1000	L e T	Desordens
AHAD M. A. et al. (2009) [85]	Gastrocnêmio e sóleo	0.5 - 2000	L	MIE análises
AHAD M. A. et al. (2009) [86]	Gastrocnêmio e sóleo	50	L	Desordens
GARMIRIAN, L P. et al. (2009)[36]	Bíceps braquial; Tibial anterior	50	L e T	Desordens
RUTKOVE, S. B. (2009) [10]	Bíceps braquial	50	T	Desordens e contração
TARULLI A. W. et al. (2009) [87]	Tibial anterior	50	L	Desordens
TARULLI, A. W. et al. (2009) [88]	Gastrocnêmio	50	L	Desordens
AHAD, M. A. et al. (2010) [40]	Gastrocnêmio	10 - 100	L e T	Desordens
OGUNNIKA O. T. et al. (2010) [43]	NA	10 - 300	NA	Hardware
RUTKOVE S. B. et al. (2010) [80]	Bíceps braquial; Tibial anterior	10 - 500	L	Desordens
WANG L. L. et al. (2011) [89]	Bíceps braquial	10 - 500	L	Contração muscular
LUNGU C. et al. (2011) [56]	Esternocleidomastóide; Paraespinal região cervical; Porção superior do trapézio	50	L	Desordens

COUTINHO A. B. B. et al. (2012) [61]	Bíceps braquial	0.01 - 500	L	Contração muscular
LI J. et al. (2012) [90]	Gastrocnêmio	20 - 500	L e T	Desordens
LI J. et al. (2012) [39]	Gastrocnêmio	20 - 1000	L e T	Desordens
NARAYANASWAMI P. et al. (2012) [45]	Deltoide; Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Vasto medial; Tibial anterior; Gastrocnêmio medial	50 - 500	NI	Desordens
RUTKOVE S. B. et al. (2012) [91]	NA	50	NA	Desordens
CHING, C. T. et al. (2013) [7]	Paravertebral lombar	6 frequências (0.02, 25, 50, 1000, 3000, e 5000)	NI	Desordens
JAFARPOOR M. et al. (2013) [41]	Gastrocnêmio / Bíceps braquial / Bíceps braquial; Triceps braquial;	3 - 500	L e T / L / L e T	MIE análises
KORTMAN H. G. J. et al. (2013) [6]	Deltoide; Triceps braquial; Bíceps braquial; Braquioradial; Flexor dos dedos; Extensor dos dedos ; Quadriceps femural; Gastrocnêmio medial; Tibial anterior; Extensor longo do Halux	50	NI	Idade e sexo
LI J. et al. (2013) [92]	Gastrocnêmio	50	L	Desordens
LI J. et al. (2013) [93]	Membros posteriores	3 - 500	NI	Desordens
LI J. et al. (2013) [94]	Gastrocnêmio	3 - 1000	L	Desordens

NESCOLARDE, L. et al. (2013) [95]	Sobre o local da lesão	50	L	Desordens
ORTH T. (2013) [21]	Bíceps braquial	3 frequências (50, 100 e 150)	L	Contração muscular
RUTKOVE S. B. et al. (2013) [52]	Bíceps braquial; Extensor dos dedos; Abductor curto do carpo; Abductor longo do carpo; Quadriceps femoral; Tibial anterior	50	L	Desordens
SHIFFMAN C. A. et al. (2013) [62]	Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Gastrocnêmio medial; Tibial anterior; Quadriceps.	3 - 300	NI	MIE análises
SHIFFMAN C. A. (2013) [96]	Bíceps braquial; Tibial anterior	3 - 300	NI	Hardware
SHIFFMAN C. A. (2013) [97]	Bíceps braquial; Tibial anterior	3 - 300	NI	Hardware
SHIFFMAN C. A. (2013) [98]	Bíceps braquial; Tibial anterior	3 - 300	NI	Hardware
SUNG M. et al. (2013) [99]	Flexor dos dedos	3 - 1000	L	MIE análises
SUNG M. et al. (2013) [44]	Gastrocnêmio	50	L	Camada de gordura
LI J. et al. (2014) [51]	Gastrocnêmio	1 - 1000	L	Desordens
COUTINHO A. B. B. (2014) [63]	Bíceps braquial	5 - 1000	L	Contração muscular
RUTKOVE S. B. et al. (2014) [54]	Deltoide; Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps; Tibial anterior; Gastrocnêmio medial	50	L	Desordens

NESCOLARDE, L. et al. (2014) [100]	Sobre o local da lesão	50	NI	Desordens
LI J. et al. (2015) [50]	Gastrocnêmio	50	L	Desordens
SANCHEZ et al. (2015) [53]	Gastrocnêmio	8 - 1000	L	Desordens
SCHWARTZ S. et al. (2015) [47]	Deltoide; Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps; Tibial anterior; Gastrocnêmio medial	3 - 1000	L e T	Desordens
SHELLIKERI, S.; et al. (2015) [101]	Língua	50	L	Desordens
SHKLYAR I. et al. (2015) [55]	Deloide; Bíceps braquial; Flexor dos dedos; Quadriceps; Tibial anterior; Gastrocnêmio medial	50	L	Desordens
LI J. et al. (2016) [102]	Gastrocnêmio	1 - 10000	L	MIE análises
LI L. et al. (2016) [78]	Bíceps braquial	1 - 10000	L	Camada de gordura
LI L. et al. (2016) [19]	Bíceps braquial	1 - 10000	L e T	Contração muscular
MCLLDUFF C. et al. (2016) [103]	Língua	50	NI	Desordens
BAIADYA S. et al. (2016) [79]	Bíceps braquial; Triceps braquial; Braquial	10 - 1000	L e T	MIE análises
SANCHEZ B. et al. (2016) [46]	Quadriceps femural	10-200	L	MIE análises
SANCHEZ, B. et al. (2016) [5]	Tibial anterior; Quadriceps	50	L	Desordens
SANCHEZ, B. et al. (2016) [104]	Biceps femural	1 - 1000	L	Desordens

SHIFFMAN C. A. (2016) [12]	Flexor dos dedos	1 - 100	L	Contração muscular
LI Z. et al. (2016) [105]	Bíceps braquial; Tibial anterior	1 - 1000	NI	Desordens

Nota: NA: não se aplica e NI: não informado no estudo

Apêndice B

Questionário

Seguem abaixo as questões respondidas por todos os voluntários da pesquisa.

1. Nome;
2. Idade;
3. Sexo;
4. Realiza prática de atividade física?
5. Qual tipo de atividade e há quanto tempo?
6. Qual a frequência de atividade?
7. Segue algum tipo de dieta ou suplementação?

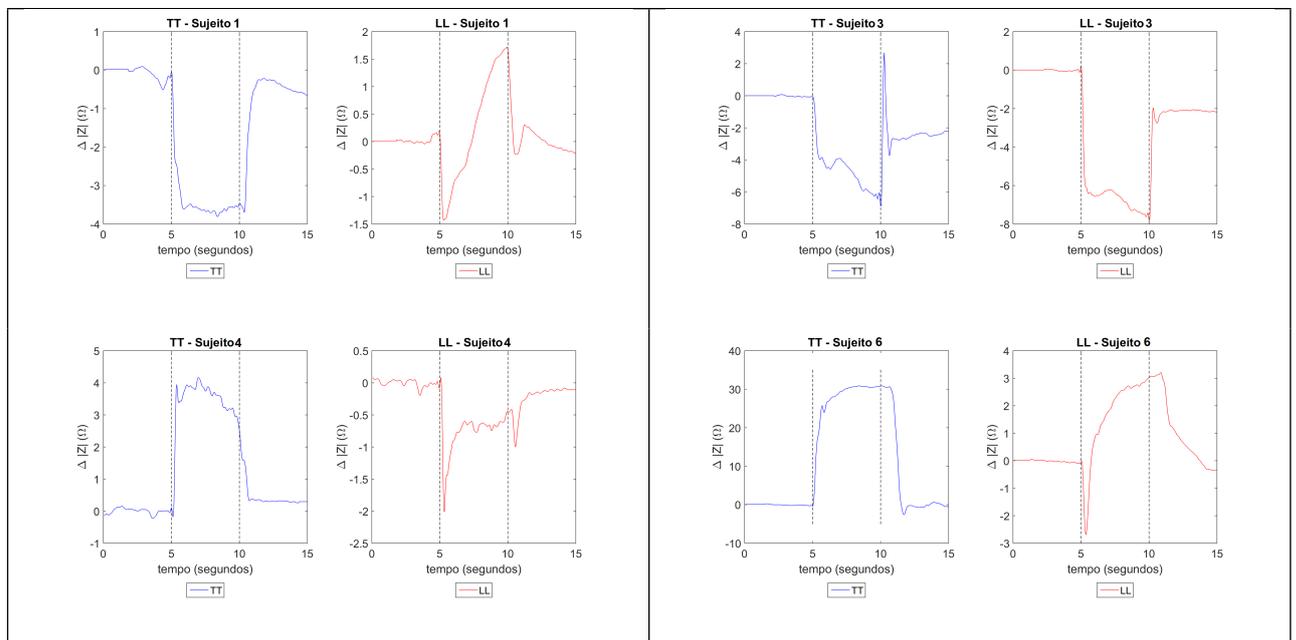
Apêndice C

Resultados EIM

C.1 Exercício isométrico

Seguem as Figuras de todos os indivíduos em exercício isométrico, considerando $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$.

Tabela C.1: Dados de $\Delta|Z|$ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)



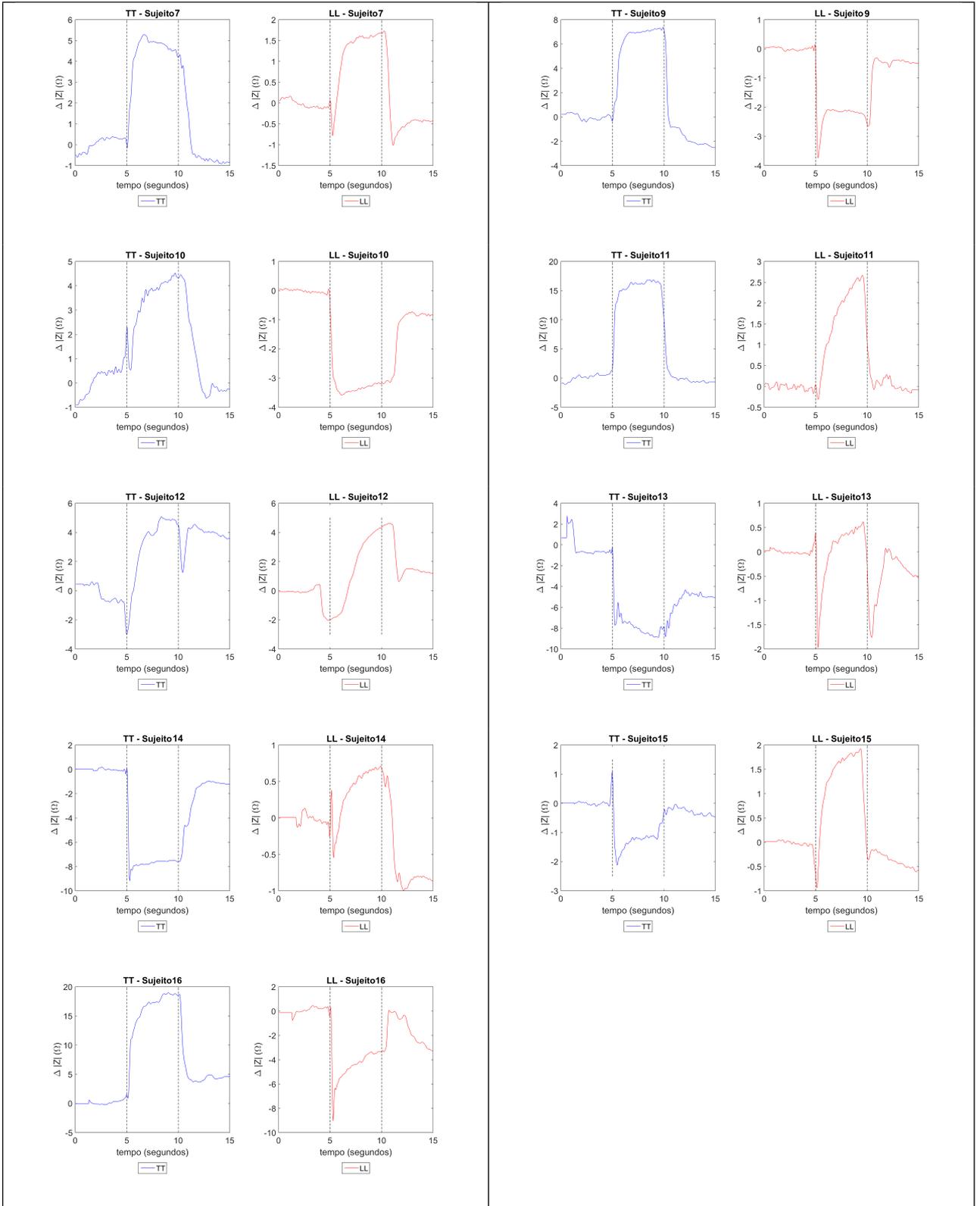
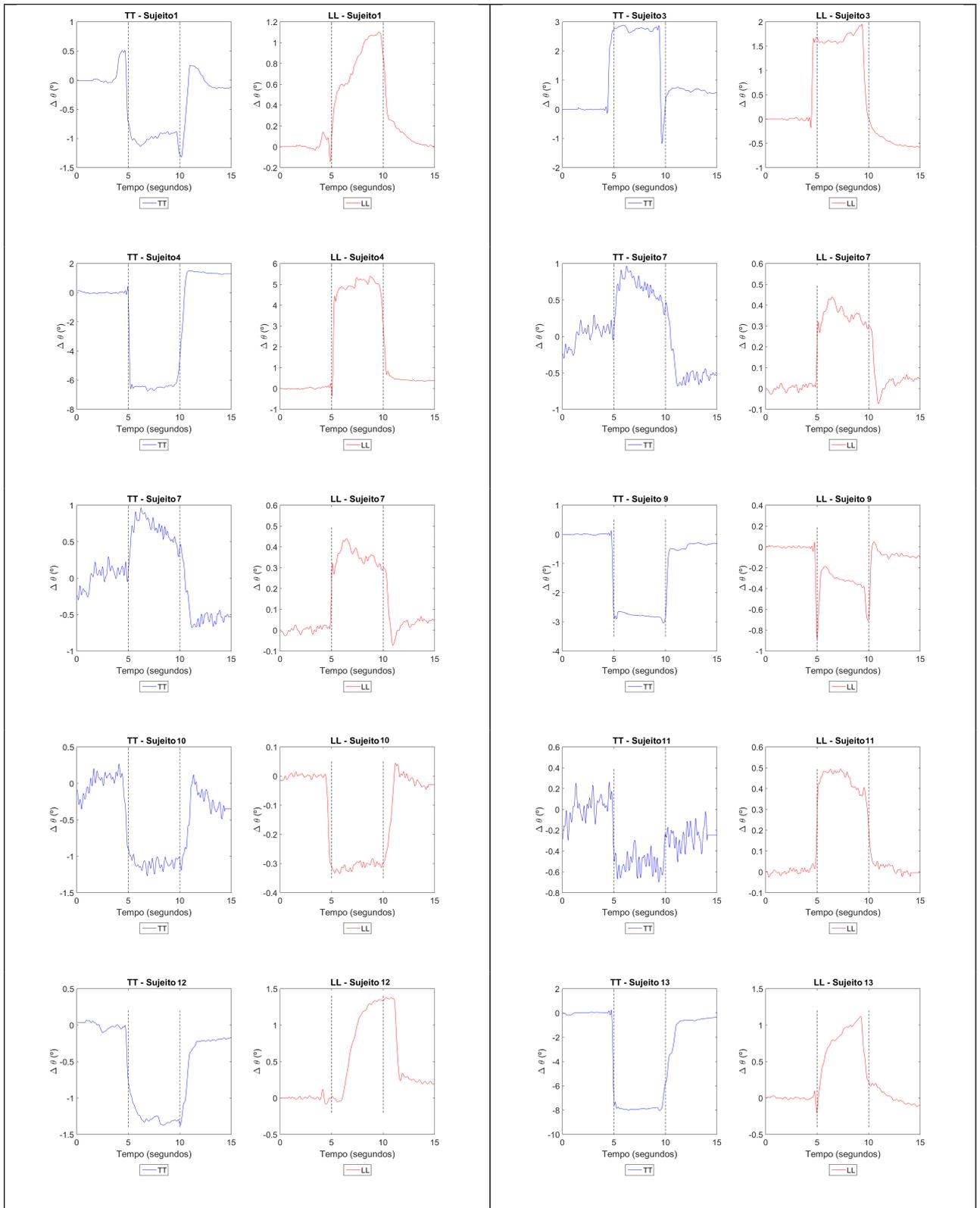
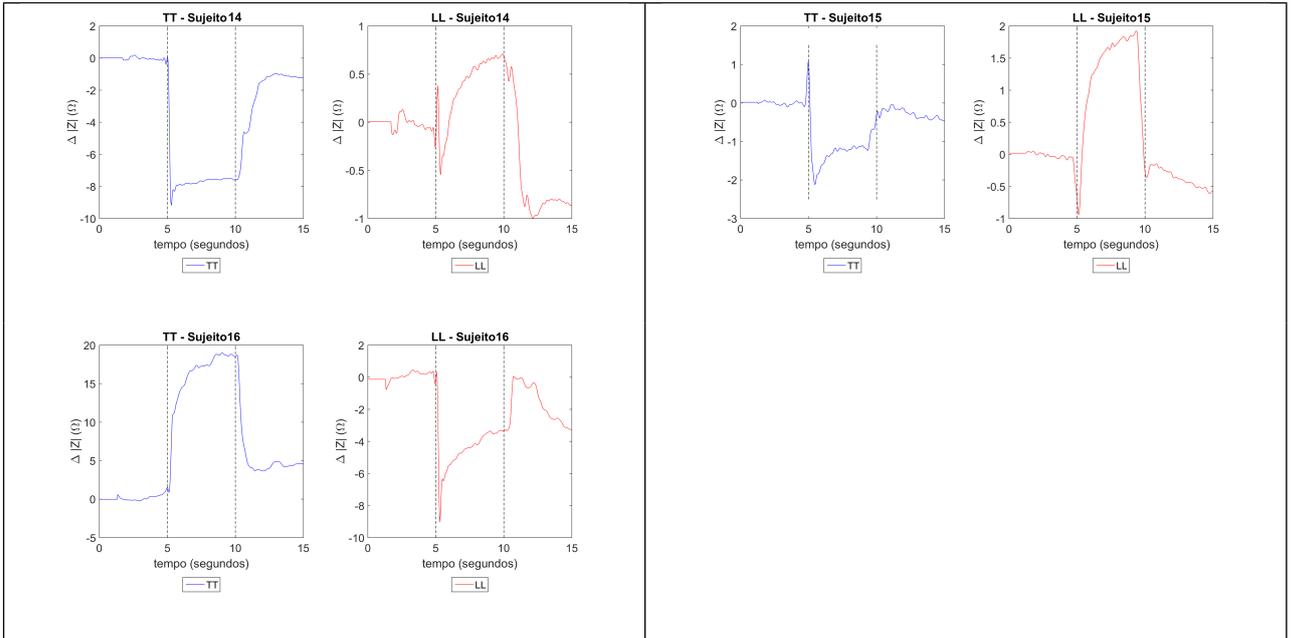


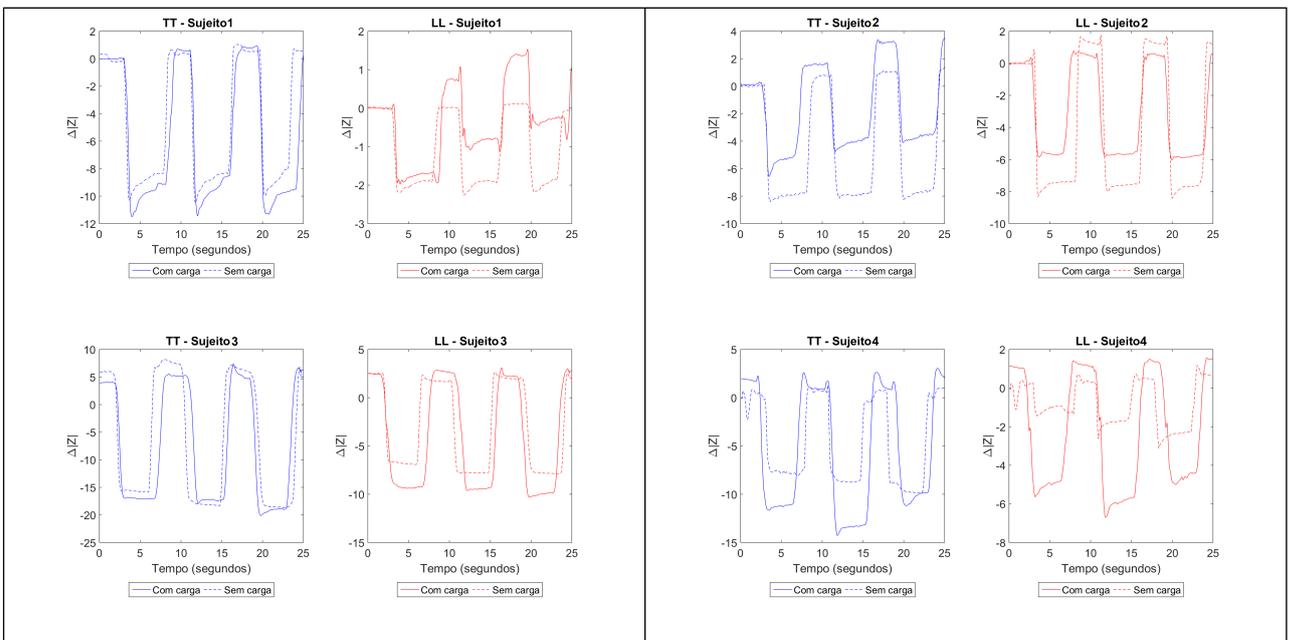
Tabela C.2: Dados de $\Delta\theta$ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

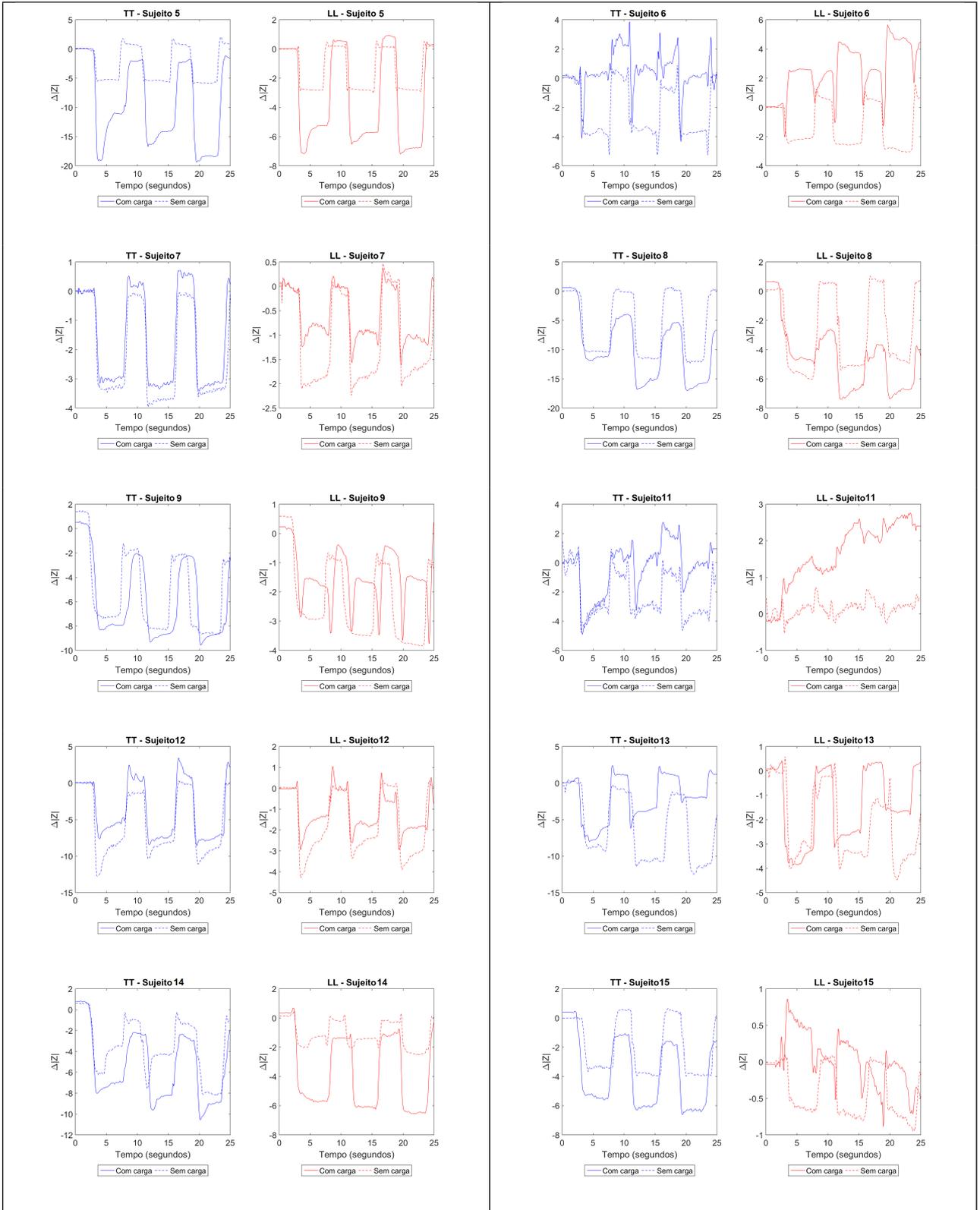


C.2 Exercício dinâmico

Seguem as Figuras de todos os indivíduos em exercício dinâmico sem carga (linha tracejada) e com carga (linha contínua), considerando $\Delta|Z|$ e $\Delta\theta$.

Tabela C.3: Dados de $\Delta|Z|$ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)





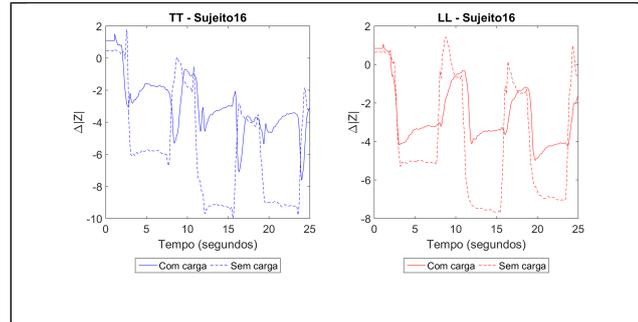
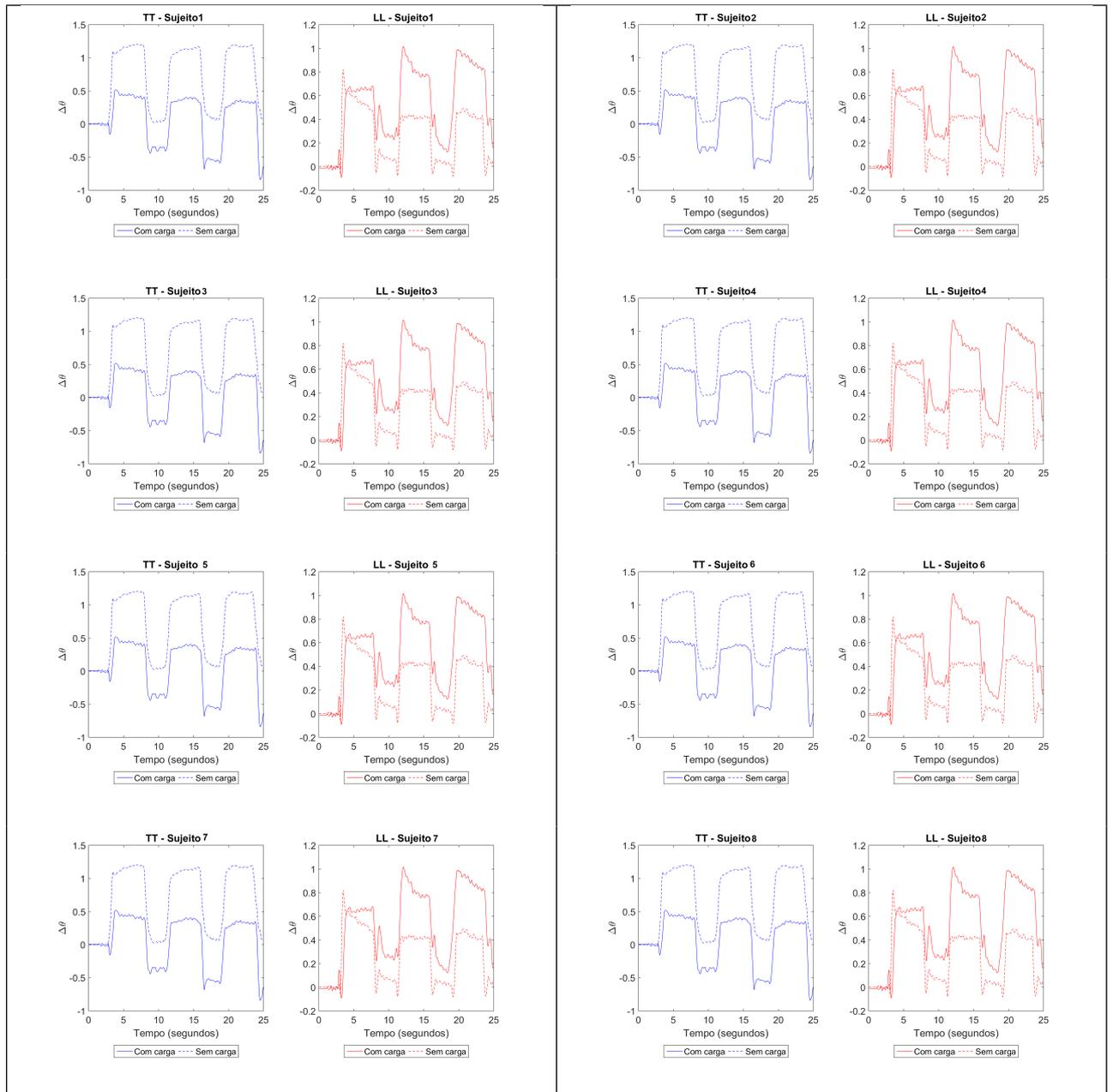
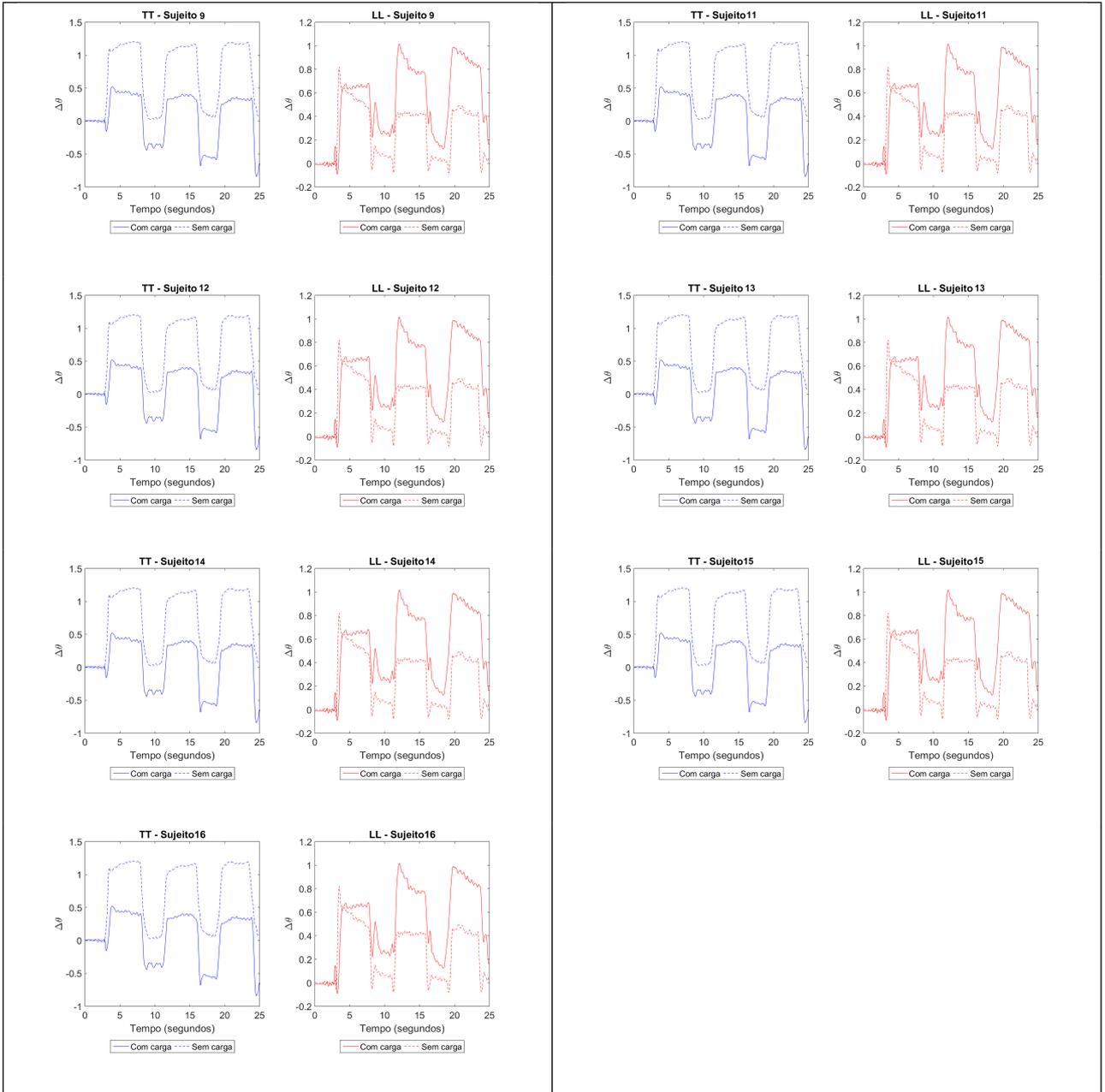


Tabela C.4: Dados de $\Delta\theta$ nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)





C.3 Dados de amplitude e fase cruzados com o perfil dos indivíduos - gráficos adicionais

Figura C.1: Comparação de $|Z| \times \text{IMC}$ para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

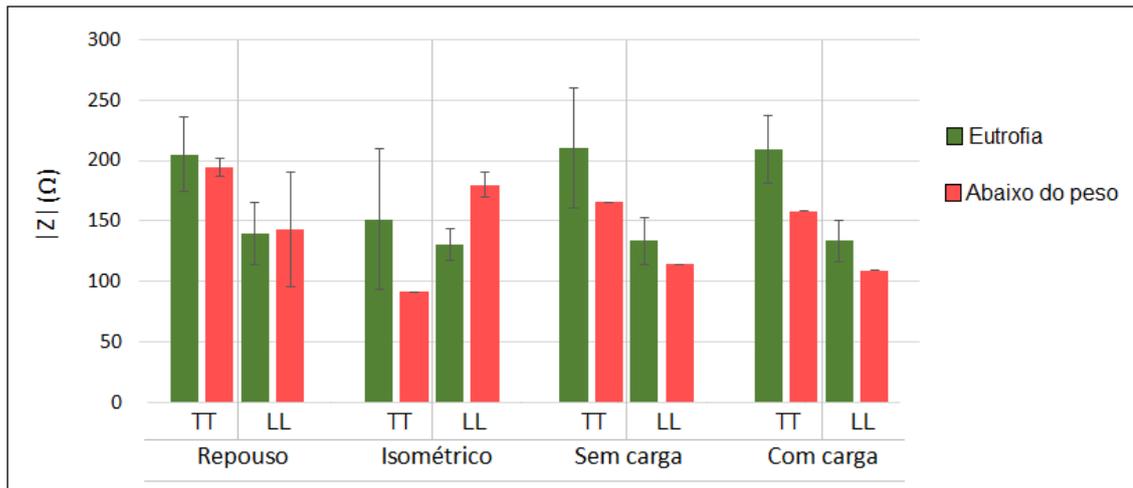


Figura C.2: Comparação de $\theta \times \text{IMC}$ para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

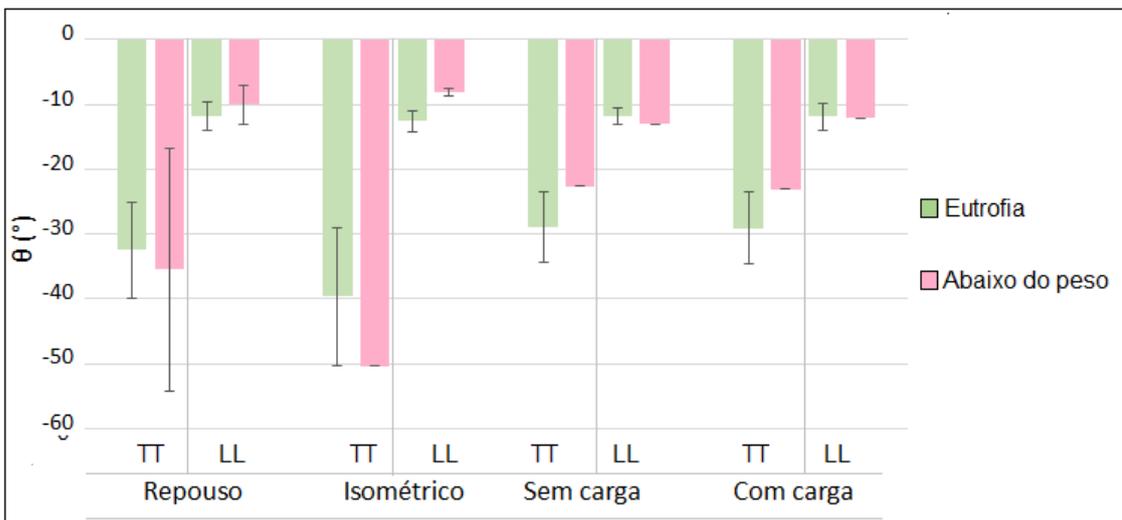


Figura C.3: Comparação de $|Z| \times$ nível de atividade física para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

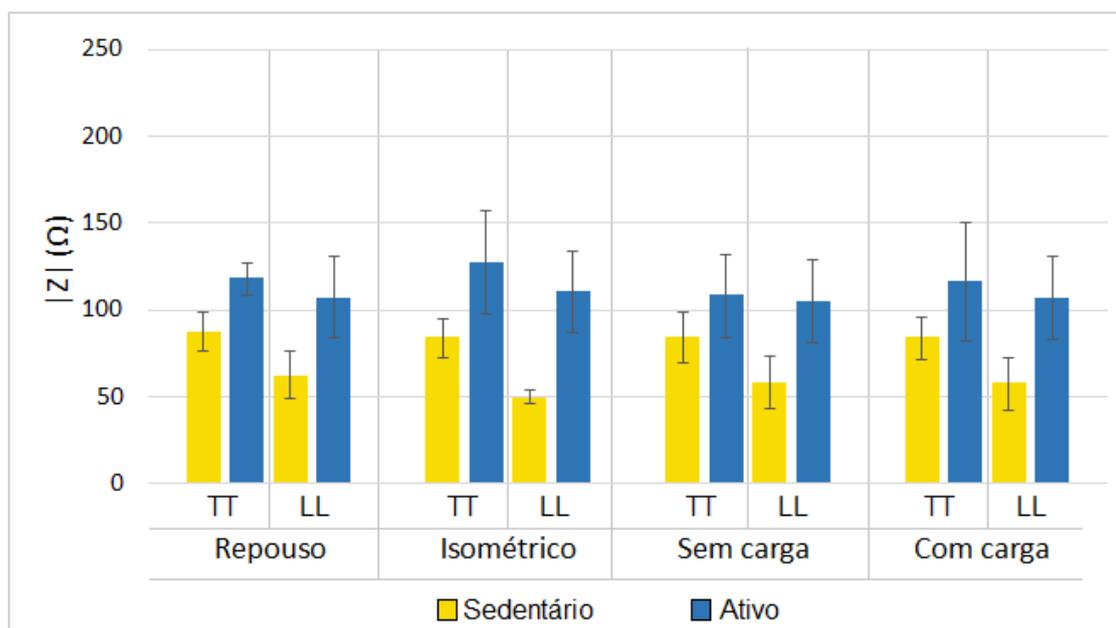


Figura C.4: Comparação de $\theta(^{\circ}) \times$ nível de atividade física para o sexo Masculino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

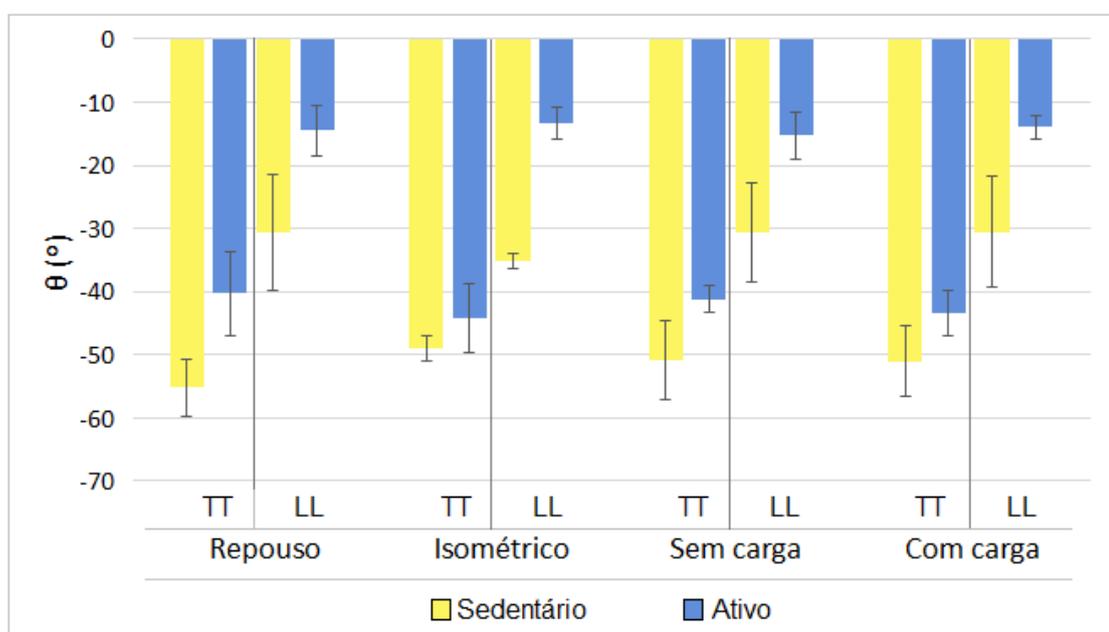


Figura C.5: Comparação de $|Z| \times$ nível de atividade física para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

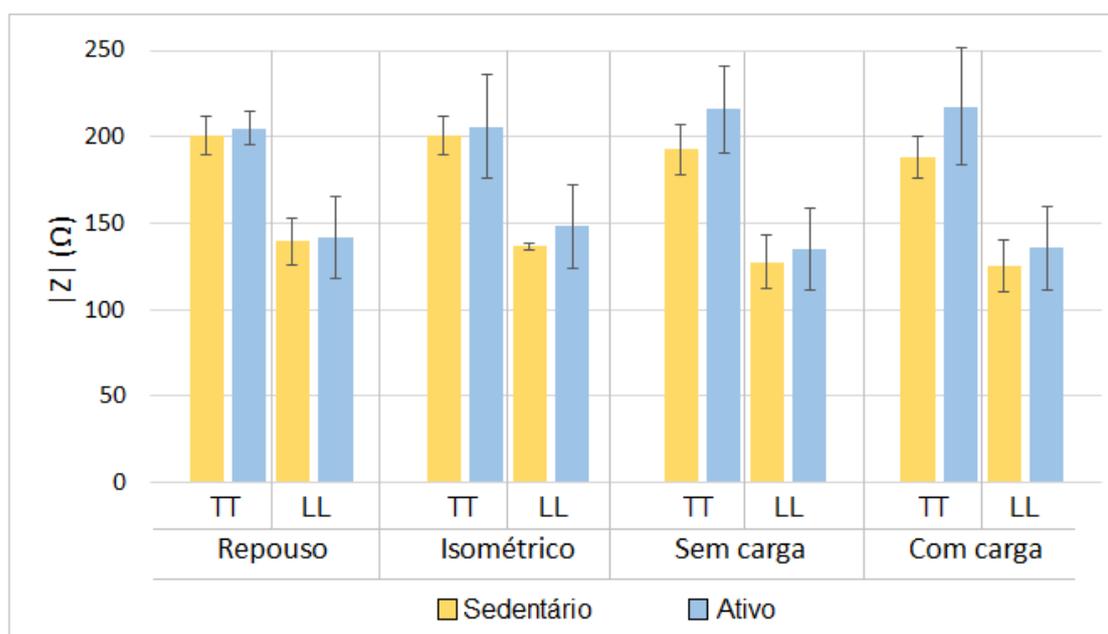


Figura C.6: Comparação de θ (°) \times nível de atividade física para o sexo Feminino nas direções transversal (TT) e longitudinal (LL)

