



UNIVERSIDADE DE LISBOA  
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



**EFEITOS DE ESTAR SENTADO, DE PÉ OU EM TRANSIÇÕES  
SENTADO/PÉ NA DINÂMICA DE ACUMULAÇÃO DE FLUIDOS NOS  
MEMBROS INFERIORES**

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em  
**EXERCÍCIO E SAÚDE**

**Orientadora:**

Professora Doutora Analiza Mónica Lopes de Almeida Silva

**Júri:**

**Presidente:**

Professor Doutor João Pedro Reis Magalhães

**Vogais:**

Professora Doutora Analiza Mónica Lopes de Almeida Silva

Professor Doutor Pedro Alexandre Barracha da Guerra Júdice

João Pedro Monteiro Breda

**2021**



## **Agradecimentos**

Na conclusão desta tese gostaria de salientar o apoio de diversas pessoas que, de alguma forma, tornaram possível a execução deste trabalho a quem demonstro, desta forma, os meus agradecimentos.

À Professora Doutora Analiza Mónica Silva pela orientação científica, pelo empenho com que acompanhou este trabalho, pela disponibilidade em tirar qualquer dúvida que surgiu no decorrer da elaboração desta tese e pelo conhecimento transmitido ao longo da dissertação, assim como, no decorrer das unidades curriculares lecionadas neste mestrado, que tanto contribuiu para que escolhesse esta área de investigação. Em adição, enalteço o método de trabalho, pautado pela exigência a par da autonomia dada. Deste modo, reconheço a sua inestimável contribuição no incremento do meu conhecimento científico, de investigação e de desenvolvimento pessoal.

Aos meus pais, Luiz Breda e Teresa Monteiro, que têm um papel preponderante na minha evolução como pessoa, desde a educação transmitida às oportunidades facultadas para o meu enriquecimento pessoal e profissional. Agradeço todo o esforço e dedicação não só no decorrer da elaboração da presente tese, mas durante todas as etapas da vida.

Ao meu irmão Diogo Breda que me acompanha e apoia ao longo de todos estes anos.

Ao Rúben Francisco pelo empenho e dedicação que demonstrou para me ajudar e aconselhar nas diversas etapas da elaboração desta tese. Foram diversas as trocas de ideias e conhecimentos que sem dúvida foram essenciais para a génese da mesma.

Ao laboratório de Exercício e Saúde que é constituído por investigadores de excelência, que sempre se mostraram disponíveis para me tirar qualquer dúvida. Foram vários os momentos de partilha que sem dúvida enriqueceram

o meu leque de conhecimentos na área da investigação. Foi um orgulho pertencer a este laboratório de excelência.

Ao João Marôco pela imensa e enriquecedora troca de ideias tanto na área científica como na área pessoal, ao longo de todos estes anos, no decurso da licenciatura e do mestrado.

Aos participantes deste estudo, que se mostraram, de forma altruísta, disponíveis para fazer parte integrante da amostra e realizar as condições experimentais.

Aos meus amigos.

## Resumo

**Introdução:** O objetivo deste estudo foi examinar os efeitos da interrupção do tempo sentado sobre a acumulação de fluidos nos membros inferiores, através da comparação entre a posição ininterrupta de pé, a posição ininterrupta sentada e a alternância entre estar de pé e estar sentado.

**Métodos:** Foram avaliados 10 homens e 10 mulheres, com uma média de idades de  $25,1 \pm 1,0$  anos e  $30,7 \pm 2,4$  anos, respectivamente. A resistência (R), a reactância (Xc) e o ângulo de fase (AnF) foram obtidos através da análise de impedância bioelétrica (BIA). A massa gorda (MG) e a massa isenta de gordura (MIG) foram determinadas pela densitometria radiológica de dupla energia (DXA).

**Resultados:** No protocolo segmentar verificaram-se diferenças significativas para a R, no segundo e terceiro tempo de medição (minutos 10 e 20), entre a condição sentada e de pé ( $-5,87 \pm 5,00$ ;  $p < 0,05$ ) e ( $-8,71 \pm 11,03$ ;  $p < 0,05$ ), e entre a condição sentada e intermitente ( $-10,43 \pm 14,52$ ;  $p < 0,05$ ) e ( $-9,29 \pm 10,34$ ;  $p < 0,05$ ), respectivamente. Para os valores de R obtidos através da análise de corpo inteiro, ajustado para a altura do segmento e altura total, verificou-se a mesma tendência.

Para os valores da Xc e AnF nos três momentos de medição, a nível total e segmentar, com e sem o ajuste para a estatura e altura do segmento, respectivamente, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre condições.

Em adição, não houve efeito de interação entre a condição\*sexo ( $p = 0,30$ ).

**Conclusão:** As condições de pé e intermitente revelaram maiores valores de R ao longo do tempo, o que significa uma menor acumulação de fluidos nos membros inferiores, em comparação com a posição sentada.

**Palavras Chave:** Comportamento sedentário; Edema dos membros inferiores; Análise de impedância bioelétrica; Resistência; Reactância; Ângulo de fase; Quebra do comportamento sedentário; Sentado; De pé; Intermitente.

## Abstract

**Introduction:** The objective of this study was to examine the effects of breaking sitting time on leg swelling, by comparing uninterrupted motionless standing, uninterrupted motionless sitting and alternating between standing and sitting.

**Methods:** A total of 10 men and 10 women were evaluated, with an average age of  $25,1 \pm 1,0$  years and  $30,7 \pm 2,4$  years, respectively. The resistance (R), reactance (Xc) and phase angle (PhA) were assessed by bioimpedance (BIA). To estimate fat mass and fat-free mass, dual energy X-ray absorptiometry (DXA) was used.

**Results:** In the segmental BIA protocol, statistical differences for R values in the second and third time of measurement (10 and 20 minutes), respectively, were observed between sitting and standing condition ( $-5,87 \pm 5,00$ ;  $p < 0,05$ ) and ( $-8,71 \pm 11,03$ ;  $p < 0,05$ ), and between the sitting and intermittent condition ( $-10,43 \pm 14,52$ ;  $p < 0,05$ ) and ( $-9,29 \pm 10,34$ ;  $p < 0,05$ ) respectively. For R values, obtained through full body analysis, adjusted for the height of segment and total height, the same trend was verified.

For Xc and PhA values in the three measurement moments, at the total and segmental level, with and without adjustment for the height and the height of the segment, respectively, no significant differences were found between conditions ( $p < 0,05$ ).

In addition, there was no interaction effect between condition\*gender ( $p = 0,30$ ).

**Conclusion:** Standing and intermittent conditions revealed higher R values over time, which means less fluid accumulation in the legs, compared to the sitting position.

**Keywords:** Sedentary behavior; Leg swelling; Bioimpedance analysis; Resistance; Reactance; Phase angle; Sitting; Standing; Sit/stand transitions; Interruption of sedentary behavior.

# Índice

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>III</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>V</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>VI</b>
<b>Índice de Figuras e Tabelas</b> .....	<b>IX</b>
Índice de figuras .....	IX
Índice de tabelas .....	X
Abreviaturas .....	<b>XI</b>
<b>1. Introdução</b> .....	<b>1</b>
<b>Revisão de Literatura</b> .....	<b>5</b>
<b>2. Edema dos membros inferiores</b> .....	<b>5</b>
2.1. Definições .....	5
2.2. Estudos experimentais .....	10
<b>3. Análise de Impedância Bioelétrica</b> .....	<b>13</b>
3.1. História e princípios.....	13
3.2. Impedância bioelétrica unifrequência.....	23
3.3. Impedância bioelétrica multifrequência .....	25
3.4. Impedância bioelétrica espectral .....	26
<b>4. Comportamento Sedentário</b> .....	<b>27</b>
4.1. Definições .....	27
4.2. Epidemiologia do sedentarismo .....	28
<b>5. Interrupção do Comportamento Sedentário</b> .....	<b>31</b>
5.1 Definições .....	31
5.2. Epidemiologia da interrupção do comportamento sedentário .....	32
5.3. Estudos experimentais e resultados de saúde .....	33
<b>6. Pertinência do Estudo</b> .....	<b>36</b>
<b>7. Metodologia</b> .....	<b>38</b>
7.1. Amostra .....	38
7.1.1. Critérios de inclusão e de exclusão dos participantes.....	38

7.1.2. Preparação .....	39
7.2. Desenho do estudo .....	40
7.3. Condições experimentais .....	40
7.4. Avaliações .....	42
7.4.1. Antropometria .....	42
7.4.2. Avaliação da composição corporal.....	43
7.4.3. Avaliações com a impedância bioelétrica e descrição da colocação dos elétrodos .....	43
7.4.4. Monitorização da pressão arterial e da frequência cardíaca.....	45
7.5. Análise estatística .....	45
<b>8. Resultados .....</b>	<b>48</b>
8.1. Características demográficas e da composição corporal .....	48
8.2. Relação entre locais de medição, tempo e condição com a resistência, reactância e ângulo de fase.....	51
8.2.1 Resistência .....	51
8.2.2. Reactância.....	53
8.2.3. Ângulo de fase.....	55
<b>9. Discussão .....</b>	<b>57</b>
9.1. Resistência.....	58
9.2. Reactância .....	60
9.3. Ângulo de fase .....	60
<b>10. Limitações e Futuras Investigações .....</b>	<b>62</b>
<b>11. Conclusão .....</b>	<b>63</b>
<b>12. Bibliografia .....</b>	<b>64</b>
<b>13. Anexos .....</b>	<b>78</b>
Anexo A – Consentimento Informado .....	79
Anexo B – PAR-Q .....	83
Anexo C – Questionário Inicial.....	84
Anexo D – Ficha de Participante.....	89

# Índice de Figuras e Tabelas

## Índice de figuras

- Figura 1** – Diagrama da derivação gráfica do ângulo de fase e a sua relação com a resistência (R), reatância ( $X_c$ ), impedância (Z) e frequência da corrente elétrica aplicada (Adaptado de (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004)). ..... 17
- Figura 2** – Princípios da BIA de acordo com as características da composição corporal. Modelo cilíndrico entre a impedância e a geometria. A resistência de um material condutor é proporcional ao seu comprimento (C) e inversamente proporcional à sua área de secção transversal (AST), tal como se verifica no corpo humano (Adaptado de (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004)). ..... 18
- Figura 3** – Corpo humano considerado como constituído por cinco cilindros, sendo eles, dois membros superiores, dois membros inferiores e o tronco, excluindo a cabeça (Adaptado de (Kushner, 1992)). ..... 19
- Figura 4** – Colocação padrão de elétrodos na mão e no punho, e no pé e no tornozelo, numa disposição tetrapolar unifrequência (UF-BIA) e multifrequência (MF-BIA) (Adaptado de (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004)). ..... 21
- Figura 5** – Agrupamento de tecnologias de bioimpedância por número de frequências, região corporal medida e análise de dados (Adaptado de (Ward, 2019)). ..... 23
- Figura 6** – Sequência de três condições experimentais, aleatoriamente selecionadas, com uma duração de 20 minutos cada. .... 41
- Figura 7** – Teste de bioimpedância (CI – Corpo Inteiro, Seg – Segmentar). ..... 42
- Figura 8** – Diferenças nos valores da resistência a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição. .... 53
- Figura 9** – Diferenças nos valores da reatância a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição. .... 54
- Figura 10** – Diferenças nos valores do ângulo de fase a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição. .... 56

## Índice de tabelas

<b>Tabela 1</b> – Características demográficas e da composição corporal dos participantes.....	49
<b>Tabela 2</b> – Valores da R, Xc e AnF medidos a nível segmentar, no segundo momento de medição (minuto 10), nas três condições experimentais (sentado, de pé e intermitente). ....	50
<b>Tabela 3</b> – Valores da R, Xc e AnF medidos a nível segmentar, no último momento de medição (minuto 20), nas três condições experimentais (sentado, de pé e intermitente). ....	50
<b>Tabela 4</b> – Valores da R e da R ajustada para a altura, a nível total e segmentar, nos três momentos de medição, nas três condições experimentais e a variação entre estes.....	52
<b>Tabela 5</b> – Valores da Xc e da Xc ajustado para a altura, a nível total e segmentar, nos três momentos de medição, nas três condições experimentais, e a variação entre estes.....	54
<b>Tabela 6</b> – Valores de AnF a nível total e segmentar, nos três momentos de medição, nas três condições experimentais, e a variação entre estes.....	55

## Abreviaturas

$\Omega$  – Ohm

$\eta^2$  – Partial Eta Squared

$\Delta$  – Variação

**ACT** – Água Corporal Total

**AEC** – Água Extracelular

**AF** – Atividade Física

**AFMV** – Atividade Física de Intensidade Moderada a Vigorosa

**AIC** – Água Intracelular

**AnF** – Ângulo de Fase

**BIA** – Análise de Impedância Bioelétrica

**BIS** – Impedância Bioelétrica Espectral

**CS** – Comportamento Sedentário

**DCV** – Doença Cardiovascular

**DP** – Desvio Padrão

**DXA** – Densitometria Radiológica de Dupla Energia

**HDL** – *High Density Lipoprotein Cholesterol*

**iAUC** – *Incremental Area Under the Curve*

**IMC** – Índice de Massa Corporal

**MET** – Equivalente Metabólico

**MF-BIA** – Impedância Bioelétrica Multifrequência

**MG** – Massa Gorda

**MI** – Membros Inferiores

**MIG** – Massa Isenta de Gordura

**MS** – Membros Superiores

**OMS** – Organização Mundial de Saúde

**PAR-Q** – *Physical Activity Readiness Questionnaire*

**QTS** – Quebra do Tempo Sedentário

**R** – Resistência

**RCT** – *Randomized Controlled Trial*

**SBRN** – *Sedentary Behavior Research Network*

**UF-BIA** – Impedância Bioelétrica Unifrequência

**Xc** – Reactância

**Z** – Impedância

# 1. Introdução

O sedentarismo tem sido descrito como um importante fator de risco de mortalidade e de morbidade na atualidade (Thivel et al., 2018). Em adição, com a evolução tecnológica, a maioria das profissões requerem que a pessoa passe grande parte do seu dia em comportamento sedentário (CS), o que leva à acumulação de líquidos nos membros inferiores (MI), aumentando os níveis de edema dos mesmos. Por conseguinte, torna-se essencial estudar este fator e encontrar estratégias eficazes para o combater (Coolidge & Wynn, 2018; Mader, 2010; Seo, Kakehashi, Tsuru, & Yoshinaga, 1996; Solomon, 2019).

A análise de impedância bioelétrica (BIA) é um método rápido, seguro e não invasivo, podendo ser utilizado para determinar parâmetros de balanço hídrico como o índice de edema, através da avaliação de forma indireta das alterações nos parâmetros brutos [resistência (R), reactância (Xc), ângulo de fase (AnF) e impedância (Z)], obtidos a partir da BIA localizada, tendo sido o foco de estudos anteriores, envolvendo pacientes em hemodiálise (Kang, Choi, Park, Cho, & Do, 2016) e com insuficiência cardíaca aguda (Yamazoe, Mizuno, Niwa, & Isobe, 2015).

A R define-se como sendo a representação da oposição oferecida pelo corpo ao fluxo de uma corrente elétrica alternada e está inversamente relacionada ao conteúdo de água e eletrólitos dos tecidos (Marini et al., 2020). A Xc representa o retardar da passagem do fluxo elétrico através do efeito da capacitância existente nas membranas celulares, superfícies de tecidos e tecidos não iónicos (Meleleo et al., 2017; Zamberlan, Feferbaum, Doria Filho, Brunow de Carvalho, & Figueiredo Delgado, 2019). Os valores de Xc dependem dos constituintes das membranas celulares e da interface entre as células. O AnF é um índice de estabilidade e integridade da célula e da distribuição de água entre os compartimentos intra e extracelular, tanto para a população em geral como especificamente para atletas (Koury, Trugo, & Torres, 2014). Em adição, o AnF tem sido utilizado como preditor da massa celular corporal, sendo assim, um indicador do estado nutricional (Koury, de Oliveira-Junior, Portugal, de Oliveira, & Donangelo, 2018; Koury et al., 2014; Norman, Stobaus, Pirlich, & Bosy-Westphal, 2012). A Z representa a oposição

total ao fluxo de uma corrente elétrica alternada. O aumento do edema diminui a Z do tecido, uma vez que o fluido é menos resistente do que outros tecidos. Assim, espera-se que quando ocorre o edema, visto que a quantidade de água extracelular (AEC) aumenta, sejam obtidos valores de R menores (Foster & Lukaski, 1996; Lukaski, Johnson, Bolonchuk, & Lykken, 1985; Sardinha, 2018).

Entre as várias investigações que têm sido feitas sobre esta temática, Hansen e os seus colaboradores verificaram que as pessoas que trabalham na posição sentada, com maior ou menor insuficiência venosa crónica, tiveram acumulação de líquidos nos MI (Chester, Rys, & Konz, 2002; Hansen, Winkel, & Jorgensen, 1998). Stick e os seus colaboradores, através da utilização de pletismografia de impedância, verificaram que metade da amostra analisada tinha registado maior crescimento do volume da perna durante o exercício do que durante um mesmo período, em posição de pé e imóveis. Adicionalmente, analisaram a variação do volume da perna ao longo do dia, tendo constatado que a maioria apresentava maior volume à noite. Concluíram que não se podia atribuir um efeito protetor à bomba muscular na acumulação de fluidos nos MI e admitiram que as contrações musculares poderiam ser responsáveis por mecanismos que estimulam o extravasamento de fluido para os tecidos (Stick, Stofen, & Witzleb, 1985). Posteriormente, utilizando um medidor de mercúrio em silástico (mercury-in-silastic), verificaram que o volume da perna era menor durante o exercício em cicloergómetro do que durante posturas imóveis em pé e sentado. Deste modo, concluíram que durante a postura imóvel, um aumento da pressão hidrostática venosa seria responsável pelo aumento da filtração transcapilar para o espaço intersticial dos tecidos dos MI. Durante o exercício, a redução do volume seria devido à diminuição da pressão de filtração, por diminuição da pressão venosa, pela remoção de linfa intersticial e de proteínas osmoticamente ativas, por aumento de fluxo linfático e ainda pela contração muscular, cuja pressão do tecido muscular neutralizaria a pressão intravascular (Stick, Grau, & Witzleb, 1989). Por conseguinte, ao apontarem o papel da contração muscular na redução do edema durante o exercício, reconhecem o efeito protetor da bomba muscular na acumulação de fluidos nos MI.

Seo e os seus colaboradores, procuraram esclarecer a dinâmica do edema das pernas, concluindo que estar sentado causa maior edema do que ficar de pé, possivelmente devido a uma maior atividade muscular aquando da postura de pé, resultando numa maior atividade da bomba muscular e maior pressão intersticial, o que pode levar à diminuição do edema das pernas (Seo et al., 1996). Por sua vez, Chester e os seus colaboradores determinaram as diferenças no edema dos MI, em três situações: sentado, de pé e utilizando uma cadeira sem apoio para as costas (inclinação do assento de 12°). Os autores verificaram que a condição onde foi utilizada uma cadeira sem apoio para as costas foi a que causou mais edema, e que estar sentado causou menos edema do que ficar de pé (Chester et al., 2002). Ambos os estudos usaram o método de impedância elétrica para determinar as mudanças no edema das pernas.

Até hoje, apenas estes dois estudos examinaram o edema das pernas usando a BIA localizada, não havendo estudos desta natureza que incluam a posição sentada imóvel com breves períodos de pé. Para além disso, nenhum estudo utilizou pequenos intervalos experimentais que permitissem aos participantes realizar o protocolo sem qualquer movimento, mimetizando de forma mais fidedigna as situações reais do nosso dia a dia. Deste modo, desenvolveu-se uma investigação que o procurasse fazer, com o objetivo de examinar os efeitos da quebra do tempo sentado ininterrupto sobre o edema das pernas, quando comparado com a posição imóvel ininterrupta de pé e a transição entre estar de pé e estar sentado.

A presente tese é composta por 12 capítulos. No capítulo 1 é apresentada a introdução à temática da tese, bem como o objetivo da mesma. Os capítulos 2, 3, 4 e 5 são constituídos pela revisão de literatura, sendo o seu foco o edema das pernas, a BIA, o CS e a interrupção do comportamento sedentário, respetivamente. Seguidamente, é apresentada a pertinência do estudo no capítulo 6. A metodologia que a este estudo concerne, onde é apresentada informação sobre a amostra utilizada, o desenho do estudo, as condições experimentais, as avaliações realizadas e a análise estatística é apresentada no capítulo 7. No capítulo 8 são apresentados os resultados do presente estudo, sendo a sua discussão fundamentada, apresentada no capítulo 9. As limitações e futuras investigações a este estudo associadas, estão presentes

no capítulo 10. As conclusões obtidas através deste estudo são apresentadas no capítulo 11. Por fim, no capítulo 12 é apresentada a bibliografia utilizada como suporte para a concepção desta tese e no capítulo 13 estão presentes os anexos utilizados para a realização do estudo.

# Revisão de Literatura

## 2. Edema dos membros inferiores

### 2.1. Definições

Ao longo do processo filogenético a nossa espécie sofreu amplas alterações morfológicas e fisiológicas. Se, por um lado, a aquisição da postura ereta e do bipedismo se revelaram determinantes para aquisições de grande relevância evolutiva como a evolução do cérebro, por outro lado, passaram a desafiar a eficácia dos MI e do sistema circulatório. Este processo evolutivo do *Homo sapiens* tem-se vindo a processar ao longo de milhares de anos, como de resto acontece nos processos evolutivos, em resposta às adaptações ambientais (Coolidge & Wynn, 2018; Shea et al., 2010). Paradoxalmente, essa evolução que se trilhou de forma lenta e gradual, permitiu uma evolução tecnológica de forma explosiva, quer no âmbito temporal quer de diversificação. Quando procedemos à análise das suas implicações ao nível sociológico, percebemos que esta evolução se tem vindo a reger por mecanismos diametralmente opostos ao da evolução biológica. O Homem tem revelado pouca compreensão sobre os constrangimentos que as suas novas formas de vida têm trazido ao seu organismo. Uma grande parte da população passou a exercer funções de trabalho e de lazer que requerem a posição de sentado ou de pé, com pouco ou muito pouco movimento, nomeadamente dos MI. Este facto, que contraria o nosso percurso evolutivo, associado a uma dieta progressivamente menos diversificada e mais calórica, entre outros fatores, trouxe uma combinação que se tem revelado nociva para a nossa saúde e qualidade de vida (Coolidge & Wynn, 2018; Mader, 2010; Solomon, 2019). São crescentes os problemas de saúde ao nível do equilíbrio homeostático, sendo os mais vulgares os problemas cardiovasculares. Para além disso, a imobilidade dos MI, que advém do CS, que está ainda associado à obesidade, distúrbios metabólicos e mortalidade por diversas causas, muito tem contribuído para esse agravamento (Patterson et al., 2018).

Devido aos elevados níveis de sedentarismo por parte das populações, surge o edema das pernas, que durante muito tempo constituía um problema

clínico mais prevalente em idosos, estando associado a dor e à diminuição da qualidade de vida, podendo ser incapacitante (Chester et al., 2002). Contudo, cada vez mais este problema tem surgido em idades mais precoces. Deste modo, reduzir o CS através da interrupção do tempo sentado prolongado, pode ser benéfico para evitar o edema das pernas.

Como referido anteriormente, há um número crescente de profissões em que o trabalho é realizado maioritariamente sentado, por largos períodos de tempo, o que leva à acumulação de líquidos nos MI (Udo, Fujimura, & Yoshinaga, 1999). Por conseguinte, torna-se essencial estudar este fator e encontrar estratégias eficazes para o combater. Entre as várias investigações que têm sido feitas sobre esta temática, por exemplo, Hansen e os seus colaboradores verificaram que as pessoas que trabalham na posição sentada, com maior ou menor insuficiência venosa crónica, tiveram acumulação de líquidos nos MI (Chester et al., 2002; Hansen et al., 1998). O edema das pernas é o tipo de edema dos MI mais frequente, sendo originado pelo aumento do fluido intersticial pobre em proteínas, como consequência do aumento da filtração capilar (Thaler, Wirnsberger, Pienaar, & Roller, 2010).

Para se perceber o mecanismo que leva ao aparecimento deste edema é importante saber, sob o ponto de vista fisiológico, a dinâmica hídrica que se processa no interior do nosso corpo. Como tal, de seguida será abordada a água corporal total (ACT) e a dinâmica dos seus compartimentos hídricos.

A água é o constituinte maioritário do corpo humano e é importante para assegurar o funcionamento fisiológico e, por conseguinte, a saúde. Esta serve como solvente para materiais orgânicos e inorgânicos, fornecendo um meio para reações bioquímicas e transporte de solutos por todo o corpo, fornecendo nutrientes e removendo resíduos (Baker & Jeukendrup, 2014).

A água corresponde a cerca de 60% da massa corporal total em um adulto, contudo, este valor pode variar entre 45% e 75% de acordo com diferentes variáveis como a idade e o sexo (Guyton, 2006). Esta variação ocorre, porque estas duas variáveis são responsáveis pela variação da quantidade de massa isenta de gordura (MIG) e massa gorda (MG) corporal. Organismos com MIG superior, apresentam valores mais elevados de água na sua constituição (Visser et al., 1997). É de salientar, que na grande maioria das vezes, o envelhecimento leva ao aumento da percentagem de tecido

adiposo, o que diminui proporcionalmente a percentagem de água (Guyton, 2006). A título de exemplo, em um homem adulto com peso médio de 70 kg, a ACT constitui cerca de 60% do seu peso corporal. Por outro lado, em uma mulher adulta, a sua ACT representa em média 50% do seu peso corporal (Guyton, 2006). Sabendo que o tecido magro é rico em água e eletrólitos e que os tecidos ósseo e adiposo são constituídos por menor quantidade dos mesmos, podemos compreender o facto supramencionado, visto que as mulheres apresentam mais MG e menos MIG que os homens (Diouf et al., 2018; Guyton, 2006; Hannan et al., 1994; Janssen, Heymsfield, Baumgartner, & Ross, 2000).

O estado de hidratação do organismo é determinante para assegurar a eficácia dos processos fisiológicos. Em situações normais, o organismo tem a capacidade de manter o volume de líquidos corporais relativamente constantes, ou seja, em equilíbrio. Este equilíbrio dinâmico é garantido pela entrada e saída de água do organismo. A água presente neste, advém principalmente da água ingerida na forma líquida e da que constitui os alimentos que ingerimos, representando 2100 mL/dia de água adicionada aos líquidos corporais. Para além disso, um menor volume, 200 mL/dia, é adicionado como resultado da oxidação de hidratos de carbono. É de salientar, que a aquisição de água difere de indivíduo para indivíduo, e na mesma pessoa varia de acordo com diferentes aspetos como o clima envolvente e o nível de atividade física (AF) (Guyton, 2006).

Por outro lado, a perda de água pelo corpo ocorre de diversas formas, sendo pelos rins, a que mais contribui para este fenómeno, representando valores de 0,5 a 20L/dia, dependendo da quantidade de água ingerida, da ingestão de eletrólitos como o sódio, o cloreto e o potássio ou da ingestão de bebidas com efeito diurético (Guyton, 2006; Urry, 2021).

Para além deste fator, o corpo ainda perde água através de outros processos como a perda insensível de água, que representa a perda constante através do processo de respiração e de difusão da água pela pele, excluindo a sudorese, correspondendo a um volume de cerca de 700 mL/dia. A perda através do suor representa cerca de 100 mL/dia, estando dependente de fatores como o nível de AF e a temperatura ambiente. Adicionalmente, a

água presente nas fezes representa uma perda de cerca de 100 mL/dia (Guyton, 2006).

Desta forma, o equilíbrio hídrico deve ser assegurado diariamente, de forma a permitir os processos fisiológicos do organismo, estando demonstrado que uma redução do estado de hidratação de 2-3%, pode prejudicar a execução destes processos, o que poderá levar a uma diminuição da força, potência e resistência muscular. Deste modo, torna-se imperioso que a dieta assegure a reposição de líquidos para garantir o equilíbrio do organismo (King, Jones & O'Hara, 2018).

A ACT que representa toda a água existente no nosso organismo, divide-se em dois compartimentos, sendo eles a água intracelular (AIC) e a AEC (Cho & Atwood, 2002; Matias et al., 2012; Silva, Fields, Heymsfield, & Sardinha, 2011). O compartimento intracelular apresenta grandes quantidades de magnésio, potássio e iões fosfato e representa cerca de 55% a 65% da ACT. O compartimento extracelular apresenta grandes quantidades de sódio, cloreto e iões bicarbonato, e representa cerca de 35% a 45% da ACT, constituindo cerca de 20% do peso corporal (Baker & Jeukendrup, 2014; Guyton, 2006). Para além disso, no que ao espaço extracelular concerne, este pode ser dividido em compartimentos de líquido intersticial e intravascular (Baker & Jeukendrup, 2014; Edelman & Leibman, 1959).

Sendo a água o principal componente do volume vascular, uma hidratação correta, apresenta-se como um aspeto fulcral, para o bom funcionamento do sistema cardiovascular, para a regulação da temperatura corporal e ainda para assegurar o metabolismo (Baker & Jeukendrup, 2014; Guyton, 2006; Heaps, Gonzalez-Alonso, & Coyle, 1994).

O líquido intersticial tem origem no sangue, dado que o plasma sanguíneo sai dos capilares atravessando o endotélio por filtração transcáпилar. A quantidade relativa de líquido existente nos dois compartimentos do espaço extracelular é determinada essencialmente pelo equilíbrio das forças hidrostáticas e coloidsmóticas (Guyton, 2006).

A proporção dos líquidos existentes entre os compartimentos intra e extracelular é determinada principalmente pelo efeito osmótico de solutos como o sódio, o cloreto e outros eletrólitos. A membrana celular apresenta baixa permeabilidade a estes iões, mas elevada permeabilidade à água, pelo

que esta se move através da membrana, com o objetivo de garantir a isotonia entre os meios intra e extracelular (Guyton, 2006; Urry, 2021).

Há ainda a considerar o líquido transcelular, que compreende os fluidos existentes nos espaços sinoviais, peritoneais, pericárdicos, intraoculares e o líquido cefalorraquidiano, representando valores de 1 a 2 litros da ACT (Guyton, 2006).

A AEC tem como principais funções facilitar e controlar o movimento de eletrólitos, permitir o fornecimento de oxigénio às células e a eliminação das toxinas resultantes dos processos metabólicos intracelulares. Por outro lado, a AIC tem como principais funções, permitir a eficácia dos processos metabólicos e permitir que moléculas nela dissolvidas sejam transportadas entre os diferentes organelos intracelulares (Guyton, 2006). A variação do volume celular, resultante do processo de osmose, pode fornecer informações sobre os processos metabólicos que estão a decorrer. Vários autores associam a condição de turgescência ao anabolismo e a plasmólise ao catabolismo (Haussinger, Lang, & Gerok, 1994; Haussinger, Roth, Lang, & Gerok, 1993; Lang et al., 1998).

Todas as células são delimitadas por uma membrana citoplasmática que constitui uma barreira entre os meios intra e extracelular. A natureza seletivamente permeável da membrana celular, permite o movimento de alguns solutos e impede o movimento de outros, influenciando o volume e a integridade celular (Goodhead & MacMillan, 2017).

A osmose constitui o movimento de água através da membrana, a favor do seu gradiente osmótico (Feher & Ford, 1995; Goodhead & MacMillan, 2017; Guyton, 2006). Ao nível da membrana citoplasmática, existem proteínas canal, as aquaporinas, que permitem a passagem das moléculas de água de acordo com o seu potencial hídrico. A descoberta destas proteínas integradas, permitiu melhorar o conhecimento de como a água se move entre os compartimentos extra e intracelular (Guyton, 2006; Macey, 1984; Urry, 2021). Se houver uma ingestão deficitária de água ou uma elevada transpiração, o volume do plasma sanguíneo diminui e, por conseguinte, a concentração de iões aumenta, o que faz aumentar a pressão osmótica. Ao nível do hipotálamo, existem osmorreceptores que detetam as alterações do volume e da osmolaridade do sangue, estimulando a hipófise a libertar a hormona

antidiurética. Esta hormona atua sobre as células dos tubos coletores do rim, fazendo aumentar a permeabilidade à água. As aquaporinas são, desta forma, estimuladas a permitir a reabsorção de água, o que leva à reposição do volume do plasma e à diminuição da pressão osmótica do sangue (Goodhead & MacMillan, 2017; Guyton, 2006; Macey, 1984; Urry, 2021).

O edema surge quando ocorrem perturbações na manutenção do equilíbrio da água entre estes dois compartimentos, e ele será tanto mais expressivo quanto maior for a amplitude desta perturbação (Little & Ginsburg, 1984). Esta homeostasia hídrica só será alcançada, através do equilíbrio no gradiente entre as pressões hidrostáticas intra e extravascular, das diferenças nas pressões oncóticas dentro do espaço intersticial e plasma e da permeabilidade hídrica da parede dos vasos sanguíneos (Cho & Atwood, 2002).

As causas patológicas mais comuns associadas ao edema bilateral da perna são a insuficiência venosa crónica, linfedema, trombose venosa profunda, insuficiência cardíaca congestiva, disfunção renal, insuficiência hepática, distúrbio da tiroide, perda de proteínas causada pela enteropatia, tumor pélvico, hipertensão pulmonar, uso de drogas e edema de estase (Thaler et al., 2010). Todavia, para além disso, a bomba muscular originada pela contração muscular, a pressão hidrostática, a inibição da circulação feita pela pressão do assento ao estar sentado e a alta pressão intersticial causada pela contração muscular, também têm revelado afetar a taxa de edema das pernas (Seo et al., 1996).

## **2.2. Estudos experimentais**

Seo e os seus colaboradores, estudaram o edema das pernas em uma população de 12 pessoas sem varizes, lesões na perna ou qualquer patologia que levasse ao edema das pernas, através das alterações verificadas nos valores da Z, medidos através da BIA durante o trabalho, de pé e sentado, sem restringir o movimento das pernas. Os participantes realizaram três condições experimentais diferentes, estar de pé, estar sentado em uma

cadeira almofadada e estar sentado em uma cadeira comum. Os autores determinaram que a média e desvio padrão (DP) dos fluidos que levam ao edema das pernas, depois de uma hora de trabalho, foram de  $5,8 \pm 3,9\%$  quando a condição foi estar de pé,  $8,2 \pm 4,7\%$  quando a condição foi estar sentado em uma cadeira almofadada e  $9,7 \pm 7,5\%$  quando a condição foi estar sentado em uma cadeira comum. Os autores concluíram que os valores do edema das pernas foram maiores na posição sentada do que de pé, visto que para manter a posição de pé tem de haver contração muscular, diminuindo a acumulação de fluidos (Seo et al., 1996).

Winkel estudou o efeito das pausas intercaladas com o movimento dos MI sobre o edema das pernas em 3 mulheres saudáveis. As participantes realizaram duas condições experimentais diferentes de nove dias cada. Na primeira condição experimental, as participantes realizaram uma caminhada de dois minutos a cada quinze minutos decorridos, na segunda condição experimental, estiveram permanentemente sentadas, exceto durante o almoço e em dois intervalos. Os resultados mostraram valores de edema das pernas menores na condição do grupo experimental (1,8-2,7%), quando comparados com a condição normal de inatividade (grupo controle (3,4-5,5%)), medidos através de pletismografia. Deste modo, concluiu-se que realizar exercícios de pernas de modo intermitente permite reduzir o edema das mesmas, em pessoas sujeitas a longos períodos de tempo sentado (Winkel, 1981).

Em um estudo similar, Lin e os seus colaboradores estudaram a eficácia que o movimento das pernas tem na redução do edema destas e na redução do desconforto das extremidades dos MI em 10 homens saudáveis e sem historial de problemas de saúde a nível musculoesquelético e cardiovascular. Essa população de dez homens realizou três condições experimentais, compostas por 50 minutos de pé, seguidos por 10 minutos de descanso. No período de tempo de pé, os participantes realizaram um de três movimentos de pernas: sem movimento (sem mudança de postura); movimento dos tornozelos (duas vezes 2 minutos cada); e movimento da anca (duas vezes 2 minutos cada). Os autores quando compararam as alterações das circunferências da coxa e da perna na condição de postura de pé de forma prolongada sem nenhum movimento, com a condição de estar de pé de forma

prolongada, mas com movimento do tornozelo e da anca, constataram diferenças significativas nesses valores. As alterações das circunferências da coxa e da perna apresentaram valores de 1,22% e de 1,32%, respectivamente, para a primeira condição e valores de 0,61% e 0,80%, respectivamente, para a segunda condição. Os resultados observados permitiram que os autores concluíssem que movimentar as pernas por curtos períodos de tempo após ficar 30 minutos de pé, reduz o desconforto e o edema das extremidades dos MI, por facilitar o retorno do sangue venoso ao coração (Lin, Chen, & Cho, 2012).

Apenas um estudo não foi ao encontro das conclusões prévias. Chester e os seus colaboradores, através da utilização da BIA, determinaram as diferenças no edema dos MI, em três situações: sentado, de pé e utilizando uma cadeira sem apoio para as costas (inclinação do assento de 12°), em 18 adultos saudáveis. Os autores verificaram que a condição onde foi utilizada uma cadeira sem apoio para as costas foi a que causou mais edema, e que estar sentado causou menos edema do que ficar de pé (Chester et al., 2002).

Após a análise destes estudos, podemos concluir que realizar movimentos ou estar em posições que levem à contração muscular dos MI leva a uma diminuição da acumulação de líquidos nos mesmos, devido à ação da bomba muscular.

## 3. Análise de Impedância Bioelétrica

### 3.1. História e princípios

As propriedades elétricas dos tecidos que constituem o nosso corpo, essenciais para a BIA, começaram a ser descritas em 1871, tendo com o decorrer do tempo sido estudados uma maior quantidade dos mesmos, utilizando uma maior diversidade de frequências (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004).

A BIA foi introduzida por Lukaski em 1985, como um método simples de estimar a composição corporal (Lukaski et al., 1985).

Thomasset conduziu os estudos originais usando medições de impedância elétrica como o índice de ACT, através da utilização de agulhas inseridas por via subcutânea (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004; Thomasset, 1963). Nyboer e Hoffer e os seus colaboradores apresentaram pela primeira vez a técnica de eletrodo de quatro superfícies BIA (Hoffer, Meador, & Simpson, 1969; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). Os fundamentos da BIA foram estabelecidos, tendo Hoffer e os seus colaboradores definido uma relação entre Z corporal total e ACT. As primeiras BIA disponíveis no mercado foram as de unifrequência. Apenas na década de 1990 os analisadores multifrequência foram incluídos (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004).

Os aparelhos de BIA funcionam através da passagem de corrente elétrica de baixa intensidade pelos tecidos biológicos. Esta passagem tem como condutor a AIC e a AEC. Entre os tecidos biológicos existem uns que são condutores e outros que não são condutores de corrente elétrica, sendo a R causada por estes à passagem desta, o fundamento base deste procedimento. Deste modo, a passagem da corrente elétrica é afetada pela R e pela  $X_c$  dos tecidos, que são os parâmetros brutos da BIA. Ao implementar estes parâmetros em equações específicas, obtêm-se as variáveis da composição corporal (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004; Norman et al., 2012; Ward, 2019).

Sendo a R causada pelos tecidos biológicos à passagem da corrente elétrica o fundamento base da BIA, torna-se fundamental a definição e explicação deste termo. Este define-se como sendo a representação da oposição oferecida pelo corpo ao fluxo de uma corrente elétrica alternada e está inversamente relacionada ao conteúdo de água e eletrólitos dos tecidos, sendo expresso em ohms ( $\Omega$ ) (Marini et al., 2020). A R que o corpo humano oferece à passagem da corrente elétrica é proporcional ao comprimento do condutor e inversamente proporcional à sua área transversal. Desta forma, pessoas com uma área de corte transversal menor e pessoas altas irão apresentar valores de R mais elevados (Diouf et al., 2018; Ward, 2019).

Adicionalmente, sabemos que os tecidos que constituem o nosso organismo não influenciam a passagem da corrente elétrica de igual forma. Em sistemas biológicos, a condução elétrica está relacionada com a distribuição iônica e de água no condutor (Lukaski et al., 1985). Sendo o tecido magro rico em água e eletrólitos, apresenta-se como um bom condutor de corrente elétrica, e por consequência, apresenta baixos valores de R (Hannan et al., 1994). Por outro lado, o tecido ósseo e adiposo ao serem constituídos por menor quantidade de água e eletrólitos, são piores condutores elétricos, apresentando valores de R mais elevados (Diouf et al., 2018; Ward, 2019). Por conseguinte, este método, ao avaliar a diferença na transmissão da corrente elétrica, permite distinguir esses componentes do organismo (Anderson, Erceg, & Schroeder, 2012).

A  $X_c$  representa o retardar da passagem do fluxo elétrico através do efeito da capacitância existente nas membranas celulares, superfícies de tecidos e tecidos não iônicos (Meleleo et al., 2017; Zamberlan et al., 2019). Os valores de  $X_c$ , expressos em  $\Omega$ , dependem dos constituintes das membranas celulares e da interface entre as células. Por conseguinte, o seu valor está diretamente correlacionado com a densidade celular (condição celular hipertrófica, normotrófica ou atrófica) e inversamente correlacionado com a integridade das membranas celulares (Meleleo et al., 2017).

A BIA é um método prático e não invasivo, que estima a MG, a MIG, o volume do músculo esquelético e a distribuição de fluidos corporais na totalidade do corpo, bem como nos diferentes segmentos que o constituem (Foucart, De Decker, Sioen, De Henauw, & Michels, 2017; Lukaski et al., 1985;

Marini et al., 2020; Ward, 2012; Zamberlan et al., 2019). Assim, é possível avaliar a composição corporal e o estado nutricional e de hidratação dos indivíduos (Koury et al., 2014).

Para além disso, a BIA apresenta ainda outras vantagens de utilização, por ser um processo relativamente pouco oneroso, não expor a pessoa à radiação ionizante e ser portátil, permitindo que o teste possa ser realizado em diferentes locais (Kim & Kim, 2013; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004).

Quando é aplicada uma corrente elétrica com uma baixa frequência de, por exemplo 5 KHz, esta não tem capacidade para ultrapassar a membrana citoplasmática, não permitindo o efeito de capacitância da mesma. Isto leva a que os valores de  $X_c$  sejam mínimos. Contudo, quando uma maior frequência é aplicada de, por exemplo 500 KHz, esta consegue penetrar a membrana citoplasmática e atingir o espaço intracelular. Visto que a membrana celular tem a capacidade de atrasar a passagem da corrente elétrica dentro de um leque de frequências, valores maiores de  $X_c$  irão ser obtidos (W. Chumlea et al., 2005).

Este pico máximo de  $X_c$  verifica-se quando a frequência da corrente elétrica se encontra por volta dos 50 KHz. Contudo, se a frequência deste estímulo elétrico continuar a aumentar, a capacitância da membrana celular diminui e a corrente elétrica ultrapassa os tecidos corporais de igual forma (Qin, Bowen, James, & Chen, 2020; Ward, 2019).

Através dos valores da  $R$  e da  $X_c$ , obtém-se o valor da  $Z$ , pela expressão  $Z^2 = R^2 + X_c^2$ . A  $Z$  é descrita como a oposição que um condutor de corrente elétrica oferece a esta, a uma determina frequência (Foster & Lukaski, 1996; Sardinha, 2018).

Deste modo surge o vetor  $Z$ , que representa a oposição total que o corpo humano oferece à passagem da corrente elétrica, sendo a combinação da  $R$  e da  $X_c$ . Este vetor avalia o estado de hidratação e pode ser usado como uma medida de controlo de qualidade, para a interpretação correta dos resultados da BIA (Koury et al., 2014).

A vantagem mais relevante da BIA prende-se com o seu potencial em avaliar a pessoa, a partir da medição direta deste vetor, não dependendo de

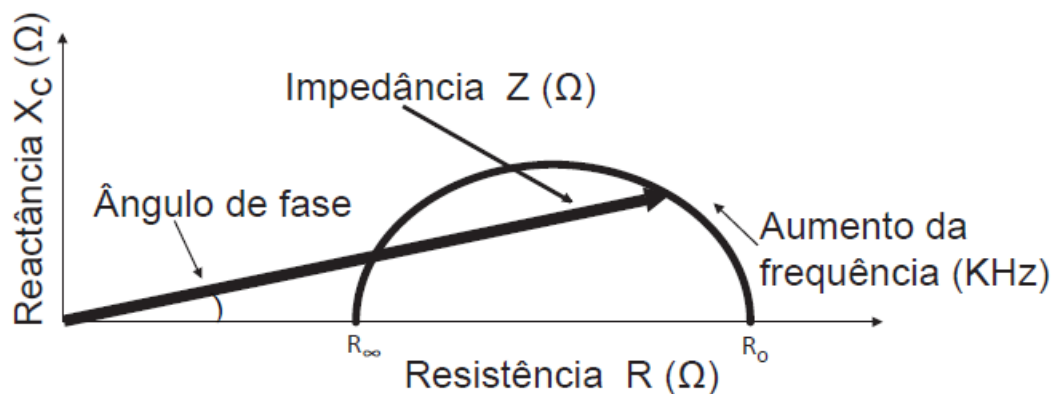
equações ou modelos (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004).

Para além disso, o ângulo que este vetor forma com o vetor R é designado AnF, sendo calculado pela expressão  $AnF = \text{Arctang}(Xc/R) \times 180^\circ/\pi$ . É possível verificar que o valor da Xc é fulcral devido ao facto de o AnF ser mais sensível à sua variação, quando comparado ao valor da R. Deste modo, uma mudança nos valores da R pode não ser suficiente para alterar de forma significativa os valores do AnF, contrariamente a uma mudança nos valores da Xc (Bosy-Westphal et al., 2006; Nescolarde et al., 2017; Sardinha, 2018).

O AnF é um índice de estabilidade e integridade da célula e da distribuição de água entre os compartimentos intra e extracelular, tanto para a população em geral como especificamente para atletas. Em adição, o AnF tem sido utilizado como indicador de massa celular corporal, sendo assim, um indicador do estado nutricional (Koury et al., 2018; Koury et al., 2014; Norman et al., 2012).

Um AnF mais alto sugere grande quantidade de membranas celulares intactas, enquanto que um AnF mais baixo sugere morte celular ou diminuição da integridade das mesmas (Norman et al., 2012). No campo clínico, os parâmetros brutos da BIA, nomeadamente o AnF, foram correlacionados de forma negativa com o edema (avaliado pela razão AEC/ACT) (Miura et al., 2019). Além disso, Nescolarde e os seus colaboradores verificaram que as lesões musculares causam reduções nos valores da R, da Xc e do AnF, sendo que estas mudanças permitem inferir que houve rutura da membrana celular, o que leva a alterações dos compartimentos hídricos (Nescolarde et al., 2013). Adicionalmente, em indivíduos saudáveis, o AnF normalmente varia entre 5° e 7°, contudo, valores acima de 9,5° podem ser encontrados em atletas (Bosy-Westphal et al., 2006; Norman et al., 2012; Torres, Oliveira, Oliveira-Junior, Gonçalves, & Koury, 2008). Em adultos saudáveis, o AnF tem como principais determinantes a idade, o sexo e o índice de massa corporal (IMC). Ele diminui com o aumentar da idade devido à diminuição da Xc, causada pela perda de massa muscular e um aumento da R devido à diminuição da água corporal, pela perda de MIG e incremento da MG (Dittmar, 2003; Gunn et al., 2008; Norman et al., 2012).

Por estas razões, a determinação do AnF tem revelado cada vez maior importância, tanto a nível clínico como a nível desportivo, visto que é um método não invasivo, objetivo e rápido (menos de 2 minutos) para a determinação do estado nutricional e de morbidade em pacientes. É de realçar que é de igual forma um indicador de sobrevida e do nível de hidratação, é um biomarcador da força e resistência muscular e está relacionado com a inflamação (Lukaski, 2013; Marini et al., 2020; Miura et al., 2019; Sardinha, 2018). Os conceitos acima mencionados, podem ser observados graficamente na figura 1.



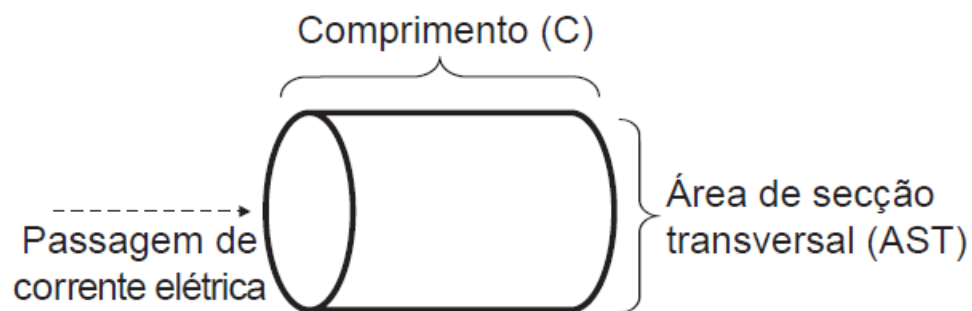
**Figura 1** – Diagrama da derivação gráfica do ângulo de fase e a sua relação com a resistência (R), reatância (Xc), impedância (Z) e frequência da corrente elétrica aplicada (Adaptado de (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004)).

Como mencionado anteriormente, quando uma corrente elétrica é aplicada no corpo, esta desloca-se na sua maioria pelos tecidos condutores, sendo estes os que apresentam maiores quantidades de água (MIG). O volume do compartimento condutor é descrito pela expressão:

$$V = \rho \frac{l^2}{R}$$

Onde V representa o volume, R a resistência,  $l$  o comprimento do condutor e  $\rho$  a resistividade do tecido condutor, que devido às diferenças na composição dos vários tecidos, apresenta variações inter e intra indivíduo. Esta é a base das equações de predição para os parâmetros da composição

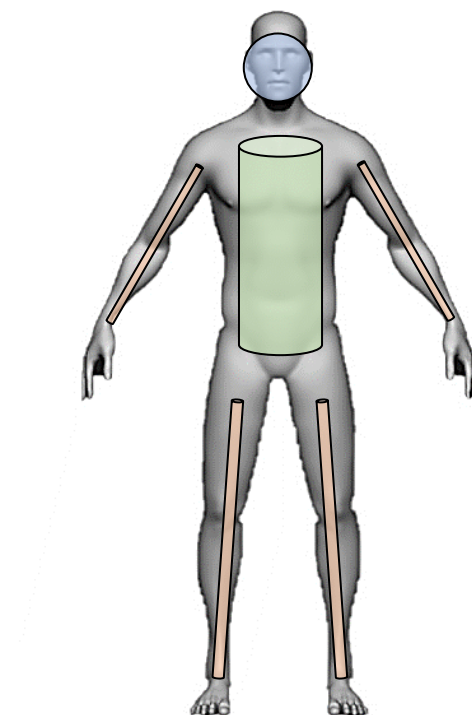
corporal, com base em medições de todo o corpo. Esta equação de predição pode incorporar outras variáveis preditoras, como o peso a idade e o sexo, em uma regressão múltipla. Os erros preditivos explicam-se, em parte, pela utilização de uma constante para o valor de  $\rho$  e pelas variações inter e intra indivíduo (W. C. Chumlea, Baumgartner, & Roche, 1988; Elia & Ward, 1999; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004; Ward, 2019).



**Figura 2** – Princípios da BIA de acordo com as características da composição corporal. Modelo cilíndrico entre a impedância e a geometria. A resistência de um material condutor é proporcional ao seu comprimento (C) e inversamente proporcional à sua área de secção transversal (AST), tal como se verifica no corpo humano (Adaptado de (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004)).

Esta equação é baseada nas propriedades elétricas de um cilindro. Deste modo, a BIA funciona, supondo que o corpo humano é constituído por um único cilindro (Figura 2). Este conceito é pouco rigoroso, visto que o corpo humano é considerado composto por cinco cilindros interconectados, designadamente os dois membros superiores (MS), os dois MI e o tronco, onde a cabeça é excluída (Figura 3) (Ellis et al., 1999; Ward, 2012). Deste modo, se a R dos segmentos for medida separadamente, o volume é calculado a partir da seguinte equação:

$$V_{total} = 2V_{arm} + 2V_{leg} + V_{trunk}$$



**Figura 3** – Corpo humano considerado como constituído por cinco cilindros, sendo eles, dois membros superiores, dois membros inferiores e o tronco, excluindo a cabeça (Adaptado de (Kushner, 1992)).

Se substituirmos o volume dos braços, das pernas e do tronco nesta equação pela expressão 1, obtemos a expressão que prevê o volume total do corpo, através da soma das medições da Z dos segmentos, que é seguidamente demonstrada. Contudo, assume-se que as resistividades dos segmentos individuais são os mesmos, o que não poderá acontecer, devido às suas diferenças na área de secção transversal e no seu comprimento (Ward, 2012).

$$V_{total} = 2 \left( \rho \frac{l^2}{R} \right)_{arm} + 2 \left( \rho \frac{l^2}{R} \right)_{leg} + 2 \left( \rho \frac{l^2}{R} \right)_{trunk}$$

De forma a que uma padronização nos procedimentos da BIA seja conseguida, e visto que uma lacuna deste método é aceitar uma constante de proporcionalidade em relação à resistividade do corpo ou segmento corporal, foram recomendados alguns parâmetros que devem ser cumpridos na realização dos mesmos, para aumentar a viabilidade em estudos científicos.

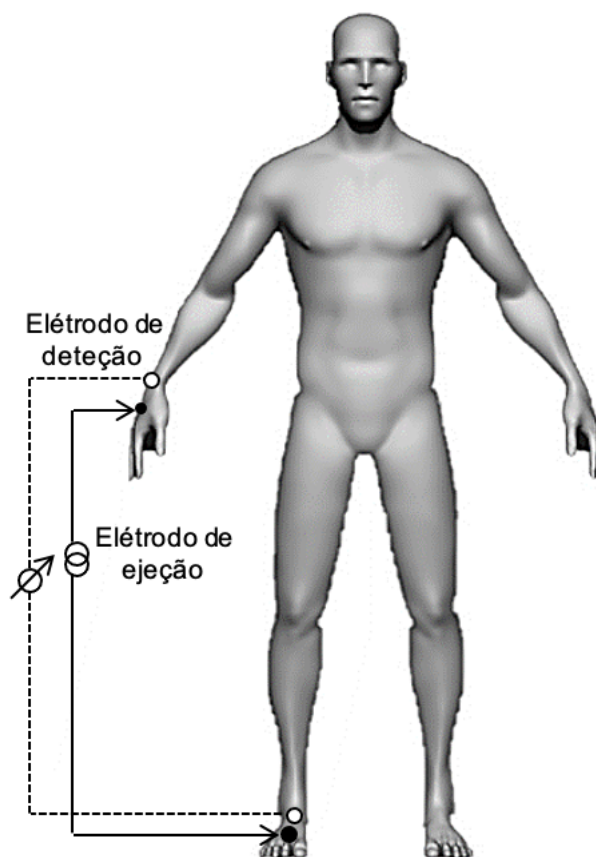
Deste modo, o avaliado antes do início do teste deve estar deitado em decúbito dorsal pelo menos 10 minutos. Contudo, diversos instrumentos de medição que têm sido comercializados, exigem que o sujeito se encontre de pé, o que poderá fazer com que ocorram erros de estimação, por levar a uma maior acumulação de fluidos nos MI. Visto que a adução dos MI e MS poderá levar a alterações no percurso da corrente elétrica, o que diminui os valores da Z, durante a realização do teste, estes devem-se encontrar abduzidos entre 30° a 45°. Quando este procedimento não é conseguido, deve recorrer-se à utilização de roupas isolantes. Para além disso, o avaliado deve-se encontrar com a bexiga vazia, de preferência em jejum, mas não desidratado, visto que estes parâmetros podem levar a um aumento do volume corporal, que consequentemente resulta em valores de Z errados (Ellis et al., 1999).

Exercícios extenuantes não deverão ser realizados até 8 horas antes do exame, visto que poderá levar a alterações no fluxo sanguíneo e à desidratação. O consumo de álcool e a utilização de substâncias diuréticas antes do exame, também não deverá ocorrer. Durante a realização do teste, o examinado não deverá possuir adereços de metal, visto que poderá levar a alterações na condutibilidade da corrente elétrica. Nas mulheres o ciclo menstrual pode levar a alterações no estado de hidratação, pelo que uma padronização do ciclo deverá ser tomada em conta no momento das avaliações. Visto que é após o acordar que variações menores são notadas no metabolismo de repouso, o teste deverá ser feito nesta altura, aumentando assim a sua reprodutibilidade. Para além disso, as condições ambientais devem ser consentâneas com a manutenção da temperatura corporal nos valores normais (Ellis et al., 1999).

Um valor preciso da estatura do avaliado é essencial, visto ser necessário para a aplicação em muitas equações de previsão, por ser utilizada como comprimento do condutor da corrente elétrica. Um erro nesta medição poderá levar a erros de 1,0 L no valor de ACT. Quando o estudo em causa é longitudinal, o valor da estatura deverá ser de uma única estimativa, exceto se se verificarem claras alterações na estatura do indivíduo (Ellis et al., 1999).

Quanto ao posicionamento dos elétrodos de uma forma tetrapolar, estes devem ser colocados na mão e no punho, e no pé e no tornozelo (Figura 4). A superfície da pele onde estes se irão encontrar deve ser limpa com álcool e

a sua colocação deve ser precisa, visto que o deslocamento de apenas 1,0 cm pode levar a alterações de 2% ou mais no valor da R (Ellis et al., 1999).

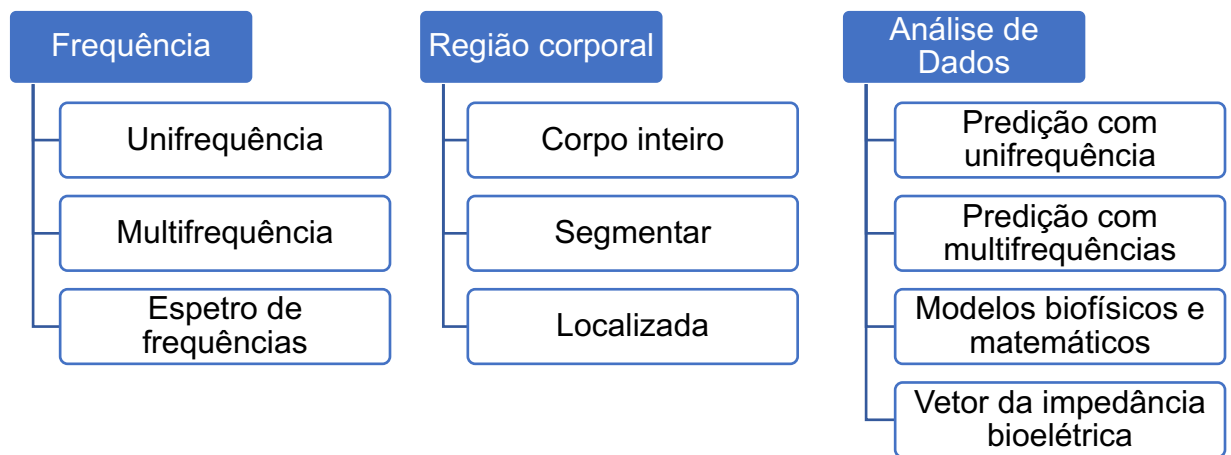


**Figura 4** – Colocação padrão de eletrodos na mão e no punho, e no pé e no tornozelo, numa disposição tetrapolar unifrequência (UF-BIA) e multifrequência (MF-BIA) (Adaptado de (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004)).

Evidência prévia aponta para correlações superiores a 0,95 entre a BIA e métodos de diluição e entre a BIA e a densitometria radiológica de dupla energia (DXA), para a avaliação da ACT e da MIG, respectivamente (Castizo-Olier et al., 2018; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004; Matias et al., 2013; Matias et al., 2012; Quiterio et al., 2009). Para além disso, vários estudos de validação demonstraram uma relação sólida entre a Z corporal e o volume de fluido, contudo, a sua validade e precisão de previsão são específicas de cada população e podem ser afetadas por diversos fatores como o sexo, doenças, raça, etnia, grau de excesso de peso e estado de hidratação (Foucart et al., 2017). Para além disso, foram detetados erros padrão nas melhores equações de regressão BIA de, 3-8%

para a ACT e 3-6% para a MIG, sendo ambos considerados muito grandes para serem usados em ambiente clínico. Na prática desportiva, estes erros são especialmente relevantes, visto que, por exemplo, processos de desidratação inferiores a esses erros padrão, que podem afetar negativamente o desempenho desportivo, podem não ser detetados adequadamente (Castizo-Olier et al., 2018; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Manuel Gomez, et al., 2004). Deste modo, com o intuito de minimizar ao máximo estes erros, é essencial a execução rigorosa dos procedimentos padronizados, mencionados anteriormente (Ward, 2019).

Como mencionado na história da BIA, inicialmente apenas se utilizavam as impedâncias bioelétricas unifrequência (UF-BIA). Com a evolução tecnológica, outros equipamentos BIA foram surgindo. Hoje em dia, deparamo-nos com um leque muito abrangente de BIA, que vão desde unifrequência, a multifrequências fixas ou através de um espectro de frequências (Ward, 2019). Deste modo, é possível realizar uma separação das mesmas, através do número de frequências que emitem (unifrequência, multifrequência ou espectro de frequências), da região corporal que medem (corpo inteiro, segmento corporal ou focal) ou da análise de dados que executam (predição com unifrequência, com multifrequência, por modelos biofísicos e matemáticos ou pelo vetor da impedância bioelétrica) (Figura 5) (Ward, 2019). Tendo sido o foco do presente estudo a análise segmentar, torna-se essencial uma breve explicação deste método. Nos últimos anos, verificou-se um desenvolvimento notável das técnicas de BIA segmentar, devido à disponibilidade de analisadores simples de utilizar e protocolos de medição simplificados. Este método tem sido bem validado e cada vez mais utilizado em diferentes áreas, fornecendo uma predição indireta da composição corporal. Deste modo, a BIA segmentar é um método prático para estimar a MG, a MIG e a distribuição de fluidos dos segmentos corporais (Ward, 2012).



**Figura 5** – Agrupamento de tecnologias de impedância bioelétrica por número de frequências, região corporal medida e análise de dados (Adaptado de (Ward, 2019)).

### 3.2. Impedância bioelétrica unifrequência

A UF-BIA atua unicamente a uma frequência de 50 KHz. Esta corrente elétrica é passada entre os elétrodos que são colocados na zona superficial da mão e do pé de forma tetrapolar. Contudo, na utilização de outros equipamentos, a colocação dos elétrodos é feita pé a pé ou mão a mão, numa disposição bipolar (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). Em adição, como reportado nos estudos de Jiménez, Sato e Mally e seus respetivos colaboradores, a UF-BIA pode ser utilizada para avaliações a nível segmentar (Jimenez et al., 2012; Mally, Trentmann, Heller, & Dittmar, 2011; Sato, Demura, Kitabayashi, & Noguchi, 2007).

Com este procedimento são retirados os valores brutos da R e da Xc, que levam à estimação de diferentes componentes corporais, através de equações de regressão estatística, onde esses valores fornecidos pelas medições da UF-BIA são introduzidos (Earthman, Traughber, Dobratz, & Howell, 2007).

Contudo, visto que esta BIA atua a uma frequência de 50 KHz, a penetração da corrente elétrica na membrana celular é reduzida, fazendo com que a deteção de alterações na AIC não seja possível (Castizo-Olier et al.,

2018). Deste modo, este método não mede de forma direta a ACT, mas através da soma ponderada da R causada à passagem da corrente elétrica na AIC e na AEC (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). Por conseguinte, se existirem problemas de saúde como, insuficiência renal, edema, obesidade entre outros, que levam a alterações no rácio de AEC/AIC, o cálculo da ACT vai ser pouco rigoroso (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). Em adição, a ACT pode ser estimada em diferentes populações através de equações específicas para cada população, onde os valores brutos retirados da BIA são colocados, como realizado no estudo de Matthie e dos seus colaboradores (Matthie et al., 1998).

Quando o cálculo da MIG é feito tendo em conta os níveis de ACT, se estes se encontrarem pouco rigorosos, os valores da MIG refletirão essa falta de rigor. Para além disso, quando não existem problemas de saúde que alterem o estado de hidratação, levando a erros no valor da ACT, é possível obter os valores da MIG, onde é assumido que há uma hidratação constante de 73,2% (Mulasi, Kuchnia, Cole, & Earthman, 2015). Após o cálculo da MIG e do peso corporal é possível calcular a MG através da subtração da MIG ao peso corporal. No entanto, esta assunção de hidratação constante pode levar a erros de estimação dos valores da MIG, visto que os níveis de hidratação inter indivíduo são diferentes, o que faz com que este método não seja válido, quando existem níveis de hidratação alterados de forma significativa (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). Em adição, também é possível realizar o cálculo da MIG através de equações de regressão, onde o valor da R medido através da BIA é colocado. Deste modo, é possível determinar o MIG sem assumir os níveis de ACT (Shizgal, 1990).

### **3.3. Impedância bioelétrica multifrequência**

Foi demonstrado que a  $Z$  é amplamente dependente da distribuição da AIC e da AEC e que a 50 KHz, uma parte da corrente elétrica é incapaz de penetrar as membranas celulares, passando na sua grande maioria pelo espaço extracelular. Este facto leva a que os valores de  $Z$  sejam obtidos na sua maioria pela AEC, não sendo possível distinguir os diferentes compartimentos hídricos (W. Chumlea et al., 2005; Yamada et al., 2017).

Por conseguinte, tornou-se essencial descobrir mecanismos que permitissem que a corrente elétrica penetrasse a membrana das células, possibilitando a condução desta pelos fluidos intracelulares. Desta forma, é possível prever os volumes de fluidos intra e extracelular, o que leva ao melhoramento da predição da ACT (Hannan et al., 1994).

Deste modo, verifica-se que a  $R$  à passagem da corrente elétrica a frequências inferiores, como por exemplo 1 e 5 KHz, é oferecida maioritariamente pelo espaço extracelular, enquanto que ao serem introduzidas frequências mais altas, como por exemplo 100, 200 ou 500 KHz, podendo ir até 1000 KHz, a  $R$  à passagem da corrente elétrica é oferecida pela ACT, levando a que a AIC seja calculada através da subtração da AEC à ACT (Mulasi et al., 2015; Tinsley, Moore, Silva, & Sardinha, 2020).

Para colmatar o problema supramencionado surgiu a impedância bioelétrica multifrequência (MF-BIA). Esta não se restringe à utilização de apenas uma frequência, mas sim a um leque alargado das mesmas (1, 5, 50, 100, 200 e 500KHz), permitindo estimar a MIG, a ACT a AIC e a AEC (Hannan et al., 1994; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004).

### **3.4. Impedância bioelétrica espectral**

A impedância bioelétrica espectral (BIS) funciona através de um espectro de frequências, que na maioria das vezes varia entre 5 KHz a 1000 KHz. Diversos estudos de validação foram conduzidos para estimar a AEC, AIC e ACT, através da utilização deste equipamento (Bartok & Schoeller, 2004; De Lorenzo, Andreoli, Matthie, & Withers, 1997; Earthman et al., 2007; Matias et al., 2013).

A BIS não recorre à utilização de equações de regressão estatística, mas sim a modelos físicos, matemáticos e equações de mistura (modelo Cole-Cole e fórmula de Hanai) para obter relações entre a R e os compartimentos hídricos (Moon, 2013).

Este método de análise Cole & Cole determina os valores da R e da  $X_c$  para frequências de zero e infinito, com o intuito de obter os valores da Z, que permitirão o cálculo da R intracelular e extracelular, para obter os valores da AEC e da AIC. Preferencialmente, recorre-se ao gráfico Cole & Cole de reactância vs resistência, por apresentar a vantagem de num único gráfico aparecerem todos os dados de Z medidos e facilitar a identificação de valores discrepantes. Apesar do método de análise Cole & Cole apresentar vantagens, este não entra em consideração com a existência de tecidos não condutores como os tecidos ósseo e adiposo (Earthman et al., 2007; Thomas, Ward, & Cornish, 1998).

O modelo de Hanai vem colmatar os constrangimentos do método acima referido. Este baseia-se num modelo teórico, que descreve a condutividade num corpo heterogéneo, que compreende material condutor e não condutor. Para o organismo humano este já entra em consideração com a existência de tecidos condutores e não condutores, melhorando a precisão dos valores de AEC, AIC e ACT (Earthman et al., 2007).

## 4. Comportamento Sedentário

### 4.1. Definições

Como citado por Tremblay e os seus colaboradores a *Sedentary Behavior Research Network* (SBRN) propõe como definição de CS qualquer comportamento realizado quando se está acordado, que seja caracterizado por um dispêndio energético inferior a 1,5 equivalentes metabólicos (MET), numa postura sentada ou reclinada. É de salientar que nesta definição estão presentes dois componentes diferentes que são o dispêndio energético e a postura (Tremblay et al., 2017).

O sedentarismo tem sido descrito como um importante fator de risco de mortalidade e de morbilidade na atualidade (Thivel et al., 2018). Os avanços tecnológicos têm vindo a proporcionar de forma crescente uma oferta de aparelhos mecânicos e eletrónicos, que substituem muitas tarefas humanas, e que munidos de controlos remotos, permitem ou estimulam as pessoas a permanecerem muito tempo sentadas. Também ao nível do trabalho temos vindo a assistir ao longo do tempo ao aumento do sedentarismo. Na atualidade, passámos a ter no vocabulário da nossa vida quotidiana o teletrabalho. Este de residual no passado, passou a uma ampla implementação. De forma paradoxal, toda esta evolução visa a melhoria da vida humana, no entanto, a médio/longo prazo revela-se inimiga da nossa espécie. Por conseguinte, o estudo do CS e a adoção de estratégias para combatê-lo torna-se fundamental e imperioso (David W Dunstan, Healy, Sugiyama, & Owen, 2010; D. W. Dunstan et al., 2012; Patterson et al., 2018; Wilmot et al., 2012).

Em 2008 surgiu o termo fisiologia da inatividade, que afirma que ficar sentado demasiado tempo não é o mesmo que falta de realização de exercício físico, trazendo as suas próprias consequências metabólicas (Hamilton, Healy, Dunstan, Zderic, & Owen, 2008). Considerando, como vimos anteriormente, que o desenvolvimento tecnológico leva ao aumento do sedentarismo e da inatividade física, torna-se essencial a correta perceção de ambos os termos, por parte da comunidade científica.

Anos depois, Van der Ploeg e o seu colaborador corroboraram o estudo de Hamilton e dos seus colaboradores, afirmando que a inatividade física e o CS são conceitos diferentes. Os autores ilustram essa afirmação com um exemplo, indicando que se uma pessoa passar a maioria do seu dia em CS, mas se correr por exemplo 30 minutos, esteve na realidade em CS ao longo do dia, mas não foi fisicamente inativa e vice-versa. Para além disso, uma pessoa que atinja a recomendação de 150 a 300 minutos/semana de atividade física de intensidade moderada (AFMV) ou 75 a 150 minutos de atividade física de intensidade vigorosa, não significa que ao longo do dia a maior parte do seu comportamento não seja sedentário (Bull et al., 2020; van der Ploeg & Hillsdon, 2017).

As recomendações de AF supramencionadas de 150 a 300 minutos/semana de AF de intensidade moderada ou de 75 a 150 minutos/semana de AF de intensidade vigorosa, são bem conhecidas por parte da comunidade científica (Bull et al., 2020).

Contudo, ainda não foi alcançado um consenso sobre as recomendações das diretrizes para CS. Visto que, de acordo com alguns estudos, o sedentarismo é um indicador relevante de mortalidade e de morbilidade, Ku e os seus colaboradores afirmam que é necessário estimular a população adulta a permanecer menos de 9 horas diárias em CS (Ku, Steptoe, Liao, Hsueh, & Chen, 2018).

## **4.2. Epidemiologia do sedentarismo**

A comunidade científica reconhece o CS como um importante fator de risco para a saúde das populações, sendo adotado em países tecnologicamente evoluídos e com grande poder económico. Por conseguinte, torna-se essencial monitorizar a sua prevalência para melhor o combater.

Hallal e os seus colaboradores através de dados do Eurobarómetro, de inquéritos e da abordagem da STEPwise da Organização Mundial de Saúde

(OMS) para controlo de fatores de risco para a doença crónica, avaliaram e posteriormente procederam a uma análise comparativa do tempo sentado em 66 países com alto e com baixo poder económico. Estes investigadores determinaram que, em média, 41,5% da população mundial está quatro ou mais horas do dia sentada. Para além disso, foram encontrados diferentes valores entre as regiões da OMS, tendo verificado que a Europa apresenta uma percentagem de 64,1% de adultos a despender mais de quatro horas do dia sentados (Hallal et al., 2012).

Igualmente a nível europeu Loyen e os seus colaboradores encontraram uma mediana de tempo sentado de cinco horas por dia. Para além disso, em toda a Europa, 18,5 % dos inquiridos relatou sentar-se mais de 7,5 horas por dia. É de salientar que os países do sul da Europa relataram menos tempo sentado em comparação com os países do norte da Europa. Em relação ao nosso país, estes mesmos autores determinaram uma mediana de tempo sentado de 180 minutos por dia (Loyen, van der Ploeg, Bauman, Brug, & Lakerveld, 2016).

Indo ao encontro do estudo de Loyen e dos seus colaboradores, Bennie e os seus colaboradores examinaram de forma subjetiva a prevalência e as correlações do tempo sentado em 32 países europeus. Com os dados recolhidos de 27637 adultos com idades compreendidas entre 15 e 98 anos, concluíram que, na generalidade, o tempo médio semanal sentado foi de 309 min/dia. Para além disso, determinaram que estes valores de sedentarismo variavam consideravelmente entre os diversos países europeus, sendo os adultos dos países do noroeste da Europa os que passavam mais tempo sentados (Bennie et al., 2013).

Em todos estes estudos foram utilizados métodos subjetivos (questionários ou diários), que segundo Hills e os seus colaboradores poderão ser menos precisos do que os métodos objetivos (acelerometria) (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014). Para contornar esses problemas, Loyen e os seus colaboradores realizaram um estudo onde foi utilizada a acelerometria, concluindo que em média os participantes eram sedentários 530 minutos/dia, dos quais 23% acumulavam mais de 10 horas diárias de sedentarismo e 72% não atendiam às recomendações de AF de 150 minutos por semana de AFMV (Loyen et al., 2017). A nível nacional, Baptista e os seus colaboradores

realizaram um estudo transversal, onde avaliaram a percentagem da população portuguesa que atingia as recomendações dos níveis de AF. Da análise dos resultados deste estudo, os autores afirmaram que apenas 36% dos jovens dos 10-11 anos e 4% dos jovens dos 16-17 anos foram considerados suficientemente ativos, atingindo a recomendação de 60 minutos por dia de AF de moderada ou de alta intensidade. Para além disso, afirmaram que o percentual de pessoas adultas que atingiu 30 minutos por dia de AF de intensidade moderada ou maior foi de 70% em pessoas dos 18 aos 64 anos e de 35% em pessoas com mais de 64 anos. Por fim, em relação a períodos de 10 ou mais minutos por dia de intensidade alta ou moderada, a prevalência foi de 4%-6%, 7%-9%, ~3% para as idades dos 18-39 anos, dos 40-64 anos e mais de 65 anos, respetivamente (Baptista et al., 2012). Santos e os seus colaboradores com vista a complementar o conhecimento já existente, realizaram um estudo em uma população de 4575 portugueses, tendo sido determinado que as mulheres adolescentes, adultas e idosas apresentavam 61,1%, 56,5% e 63,8% de CS, respetivamente. No que diz respeito aos homens adolescentes, adultos e idosos os autores determinaram que 57,7%, 60,2% e 65,2% apresentavam CS, respetivamente (Santos et al., 2018).

## 5. Interrupção do Comportamento Sedentário

### 5.1 Definições

Para que seja possível diminuir ou anular os níveis de edema das pernas é essencial interromper o CS de forma regular e sistemática.

É reconhecido pela maioria da comunidade científica, que realizar AF de forma regular é uma das formas de prevenção e gestão de doenças crónicas (David W Dunstan et al., 2010; Reiner, Niermann, Jekauc, & Woll, 2013).

Um grupo de membros da SBRN, com o intuito de clarificar algumas definições, realizaram em 2017 um modelo concetual e definições consensuais do CS e termos relacionados ao mesmo, facilitando a comunicação e a compreensão destes aspetos, entre a população que se dedica a este estudo.

Altenburg e o seu colaborador recomendaram que um intervalo de CS deve ser definido como um período mínimo de tempo sedentário ininterrupto (Altenburg & Chinapaw, 2015). Para além disso, estes mesmos autores definem a quebra do comportamento sedentário, como um período de tempo não sedentário entre dois episódios sedentários (Altenburg & Chinapaw, 2015; Tremblay et al., 2017).

Tremblay e os seus colaboradores introduziram o termo CS, possibilitando a classificação da posição de pé, que se divide em duas vertentes, “de pé passivo” e “de pé ativo”. O primeiro é um comportamento estacionário não sedentário  $\leq 2,0$  METs e o segundo é uma AF estacionária  $> 2,0$  METs (Tremblay et al., 2017).

## 5.2. Epidemiologia da interrupção do comportamento sedentário

Hallal e os seus colaboradores relataram os níveis de AF em todo o mundo, através da coleta de dados em adultos (15 anos ou mais) de 122 países, e em adolescentes (13-15 anos) de 105 países. Os autores constataram que 31,1% dos adultos são fisicamente inativos, e que 80,3% dos adolescentes realizam menos de 60 minutos de AFMV por dia (Hallal et al., 2012). Santos e os seus colaboradores descreveram os padrões do tempo sedentário ao longo da vida. A amostra do estudo foi constituída por adolescentes, adultos e idosos portugueses. Os autores afirmaram que a quebra do tempo sedentário (QTS) no sexo masculino diminui com o aumento da idade. Ao analisar-se o número de QTS por dia, verifica-se que durante a adolescência (86,6 QTS/dia) e na idade adulta (86,0 QTS/dia) existem valores elevados de QTS, com uma diminuição mais acentuada na idade adulta mais velha (70,5 QTS/dia). Em relação à população feminina, a QTS apresenta valores elevados na adolescência (86,9 QTS/dia) e na idade adulta (90,1 QTS/dia), verificando-se uma diminuição na idade adulta mais velha (77,9 QTS/dia) (Santos et al., 2018). Outro estudo conduzido por Arundell e os seus colaboradores sobre o tempo sentado e pausas em oito períodos diferentes do dia, foi realizado em um grupo de adolescentes australianos. Os investigadores constataram que estes passavam dois terços das horas em que estavam acordados sentados. A identificação de quais os períodos do dia em que os adolescentes passam mais tempo em CS, permite criar estratégias para o combater (Arundell, Salmon, Koorts, Contardo Ayala, & Timperio, 2019). Em 2018, Chen e os seus colaboradores ao realizarem um estudo com uma população japonesa, que estabelecia a comparação entre diversas faixas etárias (40-64 anos; 65-74 anos e  $\geq 75$  anos), verificaram que à medida que a idade aumenta, o número de QTS diminui. Para além disso, concluíram que apenas 34,8% dos participantes atingiam as diretrizes dos níveis de AF (Chen et al., 2018).

Deste modo, verifica-se que os baixos níveis de CS são frequentes e transversais a ambos os sexos e a todas as faixas etárias, ainda que com graus de prevalência diversificados.

### 5.3. Estudos experimentais e resultados de saúde

Como já referido anteriormente, é consensual na comunidade científica, que substituir o CS por AF leva a importantes benefícios para a saúde. Com o intuito de aumentar a fiabilidade destas conclusões, alguns estudos como os RCT (*randomized controlled trial* - estudo clínico com distribuição aleatória e grupo de controlo) têm aumentado, para determinar em que aspetos a substituição do CS por outras AF traz benefícios. Com a identificação do setor da população mais suscetível de apresentar CS, a comunidade científica ficará mais capacitada para encontrar soluções para o mitigar.

Duvivier e os seus colaboradores estudaram a variação da sensibilidade à insulina e os valores de lípidos plasmáticos, numa amostra de 18 pessoas saudáveis com  $21 \pm 2$  anos, sujeitos a três regimes de AF durante 4 dias, tendo sido aleatoriamente selecionados. Os regimes constavam em passar 14 horas por dia sentado (regime sentado), estar sentado 13h por dia e substituir 1h do tempo sentado por AF vigorosa (regime de exercício) e substituir 6 horas do tempo sentado por 4 horas a andar e 2 horas de pé (regime de AF de intensidade mínima). Através da análise dos resultados, observou-se que os níveis circulantes de triglicédeos, colesterol não HDL e da apolipoproteína B no regime de AF de mínima intensidade, reduziram de forma significativa, quando comparados aos níveis obtidos no regime sentado. Para além disso, os autores determinaram que as pessoas que passam a maioria do tempo sentadas, não conseguem compensar de forma significativa os efeitos negativos dessa inatividade, nos valores de lípidos plasmáticos e nos níveis de insulina, mesmo que executem 1h de AF diária (Duvivier et al., 2013).

Dunstan e os seus colaboradores através de um *crossover trial*, realizaram um estudo idêntico, com o objetivo de determinar qual a situação experimental mais benéfica relativamente à glicose pós-prandial e aos níveis de insulina. Deste modo, comparou-se os efeitos de estar sentado ininterruptamente com interromper o tempo sedentário através de breves sessões de caminhada de leve intensidade e com interromper o tempo sedentário através de breves sessões de caminhada de intensidade moderada. Para este estudo foi utilizada uma amostra de 19 adultos obesos

ou com sobrepeso, com idades compreendidas entre os 45 e 65 anos. Os participantes realizaram três condições experimentais: 1) estar de pé ininterruptamente; 2) estar sentado e realizar uma caminhada de 2 minutos de leve intensidade a cada 20 minutos decorridos; e 3) estar sentado e realizar uma caminhada de 2 minutos de moderada intensidade a cada 20 minutos decorridos. Os autores concluíram que houve um decréscimo de 24,1% para a área incremental sob a curva para a insulina (iAUC), quando se realizou a caminhada de leve intensidade e de 29,6%, quando se realizou a caminhada de moderada intensidade, quando comparadas a estar sentado de forma ininterrupta. Para a média de insulina iAUC, os autores verificaram reduções de 23% após as condições experimentais que integravam AF de leve ou moderada intensidade, quando comparado a estar sentado ininterruptamente. Com estes resultados, foi possível concluir que a glicose pós-prandial e os níveis de insulina em adultos obesos ou com excesso de peso diminuem, quando se interrompe o tempo sentado com pequenos intervalos a andar com intensidade leve ou moderada (D. W. Dunstan et al., 2012).

De forma similar, Thorp e os seus colaboradores estudaram os efeitos na glicose pós-prandial na insulina e na resposta aos triglicérides, quando a amostra reduziu o tempo sentado, alternando entre estar sentado e estar de pé em intervalos de 30 minutos. Os resultados demonstraram que a glicose pós-prandial foi afetada de forma benéfica por esta alteração. Para além disso, não foram registadas diferenças significativas na insulina sérica e triglicérides plasmáticos, quando as mesmas condições experimentais foram aplicadas (Thorp et al., 2014).

Para complementar a descoberta de Dustan e Thorp e dos seus respetivos colaboradores, Benatti e os seus colaboradores realizaram um estudo em 14 homens adultos, inativos e saudáveis, concluindo que 30 minutos de AFMV não reduziu a resposta à glicémia pós-prandial, durante o dia da intervenção e no dia subsequente. Contudo, essa redução foi observada quando se substituiu o tempo sentado de forma prolongada por estar de pé sem movimento (Benatti et al., 2017).

Em um *crossover trial* de 2015, Bailey e o seu colaborador estudaram os efeitos de interromper grandes intervalos de tempo sentado, com estar de pé ou andar com intensidade leve, sobre os marcadores de risco

cardiometabólicos. Com este objetivo, sujeitaram 10 adultos não obesos à realização de três condições experimentais: 1) estar de pé ininterruptamente; 2) estar sentado e ficar de pé 2 minutos a cada 20 minutos decorridos; e 3) estar sentado e realizar uma caminhada de leve intensidade a cada 20 minutos. Os autores concluíram que a redução da doença cardiometabólica é possível, através do efeito benéfico à resposta à glicose AUC pós-prandial, quando se opta por breves interrupções do tempo sentado com 2 minutos de caminhada de intensidade leve, a cada 20 minutos decorridos. No entanto, revelou-se não haver efeitos significativos na saúde cardiometabólica, quando o tempo sentado é interrompido apenas por pequenos intervalos de pé (Bailey & Locke, 2015). Em um estudo similar, Pulsford e os seus colaboradores corroboraram as descobertas de Bailey e dos seus colaboradores, ao observarem que em homens inativos, sem problemas metabólicos, os níveis de insulina pós-prandial e de glicose podiam ser beneficiados se interrompessem a sessão prolongada de inatividade, com breves sessões de caminhada de intensidade leve (Pulsford, Blackwell, Hillsdon, & Kos, 2017).

## 6. Pertinência do Estudo

O sedentarismo tem sido descrito como um importante fator de risco de mortalidade e de morbidade na atualidade (Thivel et al., 2018). Em adição, com a evolução tecnológica, a maioria das profissões requer que a pessoa passe grande parte do seu dia em CS, o que leva à acumulação de fluidos extracelulares nos MI. Por conseguinte, minimizar o impacto do CS na suscetibilidade de contribuir para uma maior acumulação de fluidos nos MI é relevante para a saúde. A interrupção frequente do CS é uma estratégia que pode ser usada na diminuição da exposição prolongada ao CS, mas o seu impacto ao nível da acumulação de fluidos nos MI ainda não foi estudado. Entre as várias investigações que têm sido feitas sobre esta temática, Hansen e os seus colaboradores verificaram que as pessoas que trabalham na posição sentada, com maior ou menor insuficiência venosa crónica, apresentaram acumulação de fluidos nos MI, medidos através de pletismografia (Hansen et al., 1998).

A BIA é um método rápido, seguro e não invasivo, podendo ser utilizado para determinar a acumulação de fluidos de forma indireta, a partir das alterações nos parâmetros brutos ( $R$ ,  $X_c$ ,  $AnF$  e  $Z$ ), obtidos a partir da BIA localizada, tendo sido o foco de estudos anteriores, envolvendo pacientes em hemodiálise (Kang et al., 2016) e com insuficiência cardíaca aguda (Yamazoe et al., 2015).

Até hoje, apenas dois estudos examinaram a acumulação de fluidos dos MI usando a BIA localizada, sendo as conclusões dos mesmos contraditórias. Em adição, não há estudos desta natureza que incluam a posição sentada imóvel com breves períodos de pé. Para além disso, nenhum estudo utilizou pequenos intervalos experimentais que permitissem aos participantes realizar o protocolo sem qualquer movimento, mimetizando de forma mais fidedigna as situações reais do nosso dia a dia. Deste modo, desenvolveu-se uma investigação que o procurasse fazer, com o objetivo de examinar os efeitos da interrupção do tempo sentado prolongado sobre a acumulação de fluidos dos MI, quando comparado com a posição imóvel ininterrupta de pé e a transição entre estar de pé e estar sentado. Embora ficar de pé pareça ser

melhor do que estar sentado para evitar o edema dos MI (Seo et al., 1996), sabemos que ficar de pé muito tempo está associado a diversos problemas de saúde (Waters & Dick, 2015). Nesta perspetiva, formula-se a hipótese de que uma transição entre a posição de sentado e a posição de pé resulta numa maior bomba muscular, facilitando o retorno venoso, o que leva a uma menor acumulação de fluidos nos MI, em comparação com estar sentado e de pé ininterruptamente.

Por conseguinte, o objetivo deste estudo é analisar quais os efeitos que estar sentado, estar de pé e alternar entre a posição de pé e a posição de sentado podem ter sobre a acumulação de fluidos nos MI.

## 7. Metodologia

### 7.1. Amostra

Um total de 20 participantes saudáveis, de ambos os sexos, foram selecionados. O seu recrutamento foi realizado através de *emails*, base de dados já existentes e afixação de cartazes na Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Lisboa. Folhetos e posters foram criados, onde constava o objetivo do estudo, os procedimentos a executar e as medidas de segurança dos participantes. Após o recrutamento, determinou-se os potenciais participantes, através de questões realizadas por *email*, com o intuito de verificar se estes cumpriam os critérios de inclusão ou se se incluíam em algum critério de exclusão. Para além disso, verificou-se se estes tinham disponibilidade para comparecer de forma assídua na faculdade, para a realização do estudo. Durante o processo de seleção, foi obtido o consentimento informado de cada participante. Todos os procedimentos do estudo foram aceites e aprovados pelo Comité de Ética da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa (CEFMH *Approval Number*: 7/2020).

#### 7.1.1. Critérios de inclusão e de exclusão dos participantes

Para ser parte integrante da amostra, os participantes interessados apresentaram:

- 1) A ausência de toma de qualquer tipo de medicação durante o período em que se desenvolvesse a recolha de dados; 2) uma idade compreendida entre 18 e 40 anos; 3) No caso das mulheres, apresentar um ciclo menstrual normal (autorrelato) e serem avaliadas na fase luteínica. Em adição, as pessoas que reportassem inabilidade para permanecer 20 minutos sem mover os MI, fossem incapazes de fornecer o consentimento informado ou comunicar com o staff, não pudessem comparecer no dia do teste, às medições da avaliação e às

sessões de intervenção na FMH-UL, tivessem um consumo abusivo de bebidas alcoólicas <12 meses, fossem fumadores, utilizassem contraceptivos orais, possuíssem próteses mecânicas, estivessem grávidas ou planeassem engravidar nos 8 meses seguintes, tivessem estado grávidas nos 6 meses anteriores à intervenção, tivessem diabetes, varizes nos MI ou historial a este nível, colapso, síncope, ciclos menstruais irregulares, doença cardiovascular (DCV) ou doenças neurológicas e outras condições médicas conhecidas que afetem o estado de hidratação foram excluídas.

### **7.1.2. Preparação**

Com o intuito de que as avaliações fossem realizadas de forma criteriosa, foi pedido aos participantes a execução de alguns procedimentos tais como:

- Preenchimento do consentimento informado de forma antecipada à realização dos testes, com o objetivo de os informar sobre possíveis riscos associados à investigação em causa;
- Permanecerem em jejum;
- Não terem realizado exercício físico nas 12 horas antecedentes aos testes;
- Não terem consumido bebidas alcoólicas nas 24 horas antecedentes aos testes;
- Encontrarem-se num estado de hidratação normal, com a bexiga e os intestinos vazios.

Os testes foram realizados a cada participante em um só momento. Para todos estes procedimentos serem respeitados, todas as avaliações foram

realizadas de manhã, num período compreendido entre as 7:00 h e as 13:00 h, após um jejum noturno de líquidos e de sólidos. Adicionalmente, estes foram executados sempre pelos mesmos profissionais, com o intuito de minimizar os erros de medição.

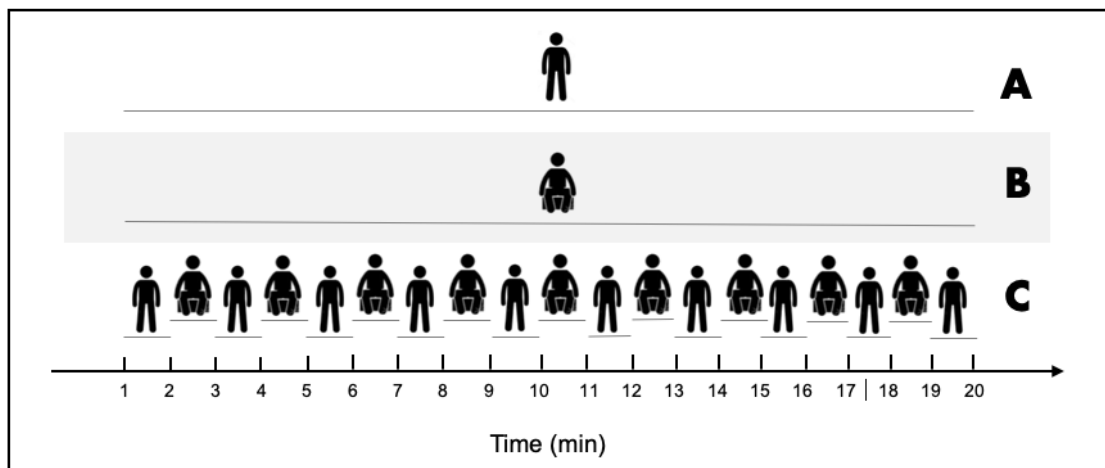
## **7.2. Desenho do estudo**

Um estudo clínico com distribuição aleatória do tipo cruzado, foi realizado em uma população de adultos saudáveis. Todo o procedimento experimental decorreu na Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa. Antes da intervenção, a saúde geral e a capacidade de participar no estudo foram avaliadas. A saúde cardiovascular foi avaliada através de um questionário designado *Physical Activity Readiness Questionnaire* (PAR-Q) (Deborah Riebe, 2018).

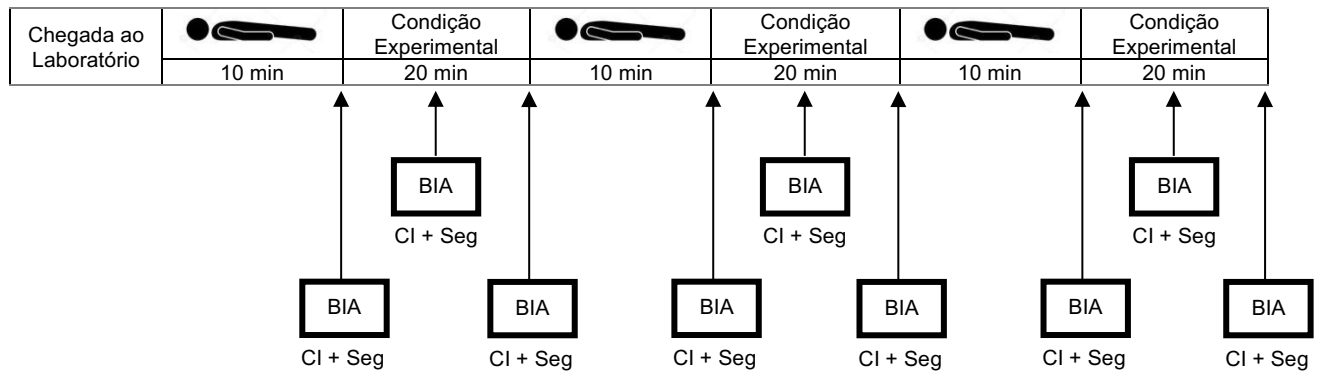
## **7.3. Condições experimentais**

No presente estudo, a intervenção consistiu na realização de 3 condições experimentais, 20 minutos cada, separadas por 10 minutos de repouso, com a ordem aleatoriamente selecionada. As condições experimentais foram: A) 20 minutos de pé, sem realizar qualquer movimento, onde os participantes tinham de ter os braços no prolongamento do corpo e os seus pés afastados à largura dos ombros; B) 20 minutos sentado, sem realizar qualquer movimento, onde os participantes deveriam colocar as palmas das mãos em cima das coxas e ter os pés afastados à largura dos ombros; C) 20 minutos em que os participantes realizaram transições a cada minuto entre estar sentado e estar de pé, começando na posição de pé (com as mesmas regras acima mencionadas para a posição sentada e de pé) (Figura 6). Antes da

primeira e entre a segunda e a terceira condições experimentais sorteadas, o participante permaneceu 10 minutos em repouso, deitado em uma maca, com o intuito de restabelecer os valores basais de acumulação de líquidos nos MI (Figura 7). Este foi o tempo considerado necessário para restabelecer os valores basais de acumulação de fluidos (Kushner, Gudivaka, & Schoeller, 1996). A realização de todas as condições experimentais e intervalos de repouso a elas associadas, tiveram a duração mínima de 1 hora e 30 minutos. A sequência das condições experimentais foi conhecida através de um sorteio. Todos os detalhes importantes das condições experimentais como postura correta, procedimentos e sequência de execução, foram explicados aos participantes antes do início da experiência, sendo sistematicamente monitorizados, para garantir a sua correta execução. Durante os testes foi dado feedback aos participantes, o tempo foi controlado, e a recolha dos dados realizada.



**Figura 6** – Sequência de três condições experimentais, aleatoriamente selecionadas, com uma duração de 20 minutos cada.



**Figura 7** – Teste de impedância bioelétrica (CI – Corpo Inteiro, Seg – Segmentar).

## 7.4. Avaliações

Para a realização das avaliações, foi pedido aos participantes para vestirem roupa confortável. Para além disso, no decorrer das condições experimentais, não foi permitida a utilização de roupas apertadas e metais (cintos, brincos, anéis, colares e pulseiras). Os participantes realizaram as condições experimentais em uma plataforma apropriada, onde se encontravam sem calçado e meias. Todas as avaliações foram realizadas em uma sala com uma temperatura entre 22 e 25 °C (Melo et al., 2016).

### 7.4.1. Antropometria

O peso dos participantes foi medido com aproximação de 0,01 kg, usando uma balança. A estatura foi medida com aproximação de 0,1 cm através de um estadiômetro (Seca, Hamburgo, Alemanha). O IMC foi calculado através da expressão  $\text{peso (Kg)} / \text{altura}^2 \text{ (m)}$ . A altura do segmento corporal avaliado (distância entre o tornozelo e a patela), foi medida com uma fita métrica. Esta medição foi realizada estando o participante com o joelho fletido e o tornozelo com um ângulo de 90°.

#### **7.4.2. Avaliação da composição corporal**

Para calcular a MG, a massa isenta de gordura e osso e o conteúdo mineral ósseo, a nível total e regional, utilizou-se a DXA (Hologic Explorer-W, Waltham, USA). Um exame de corpo inteiro foi realizado, onde se mediu simultaneamente a atenuação de pulsos de raio-X entre os 70 e 140kV e a frequência das linhas, para cada pixel da imagem scanizada. Os participantes permaneceram deitados em decúbito dorsal na plataforma de avaliação do equipamento. O exame de corpo inteiro teve a duração de aproximadamente sete minutos. Anteriormente no nosso laboratório foi avaliada o coeficiente de variação, com base em dez participantes, para a MG e MIG de 2,5 e 1,1%, respetivamente (Matias et al., 2012).

#### **7.4.3. Avaliações com a impedância bioelétrica e descrição da colocação dos elétrodos**

A BIA (AKERN BIA 101/BIVA PRO) foi utilizada para obter os valores da R, da Xc e do AnF. Estes valores foram medidos no início (minuto 0), no meio (minuto 10) e no fim (minuto 20) de cada condição experimental.

Deste modo, são retirados os valores brutos da R e da Xc, que levam à estimação da ACT e da AEC, através de equações de regressão múltipla, onde esses valores fornecidos pelas medições da UF-BIA são introduzidos (Earthman et al., 2007; Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). A AIC foi estimada através da diferença da AEC à ACT.

Antes do início do teste, foi pedido aos participantes para se deitarem em uma posição de supinação, com os seus braços e pernas abduzidos com um ângulo de 45° durante 10 minutos. Uma corrente alternada de 240  $\mu$ ARMS a 50 kHz foi introduzida no elétrodo distal de cada par (elétrodo ejetor), e a diminuição da voltagem que ocorre quando esta atravessa o músculo foi medida utilizando o elétrodo proximal (elétrodo recetor). Foi realizada a BIA a nível total (corpo inteiro) e segmentar (perna). O teste de corpo inteiro foi realizado colocando dois elétrodos na mão direita (um na superfície dorsal do punho, no processo estilóide da ulna e o outro na superfície dorsal do terceiro

metacarpo da mão) e dois elétrodos no pé direito (um no tornozelo colocado na linha média entre os maléolos medial e lateral e outro na superfície dorsal do terceiro metatarso do pé). Para o teste a nível segmentar, foram colocados quatro elétrodos no lado direito do corpo, na seguinte ordem: o primeiro elétrodo distal foi colocado abaixo do polo inferior da patela e o elétrodo proximal correspondente na superfície dorsal do punho, no processo estiloide da ulna, os outros dois elétrodos foram colocados um no tornozelo, na linha média entre os maléolos medial e lateral e outro na superfície dorsal do terceiro metatarso do pé. Antes de cada teste, a validade técnica do instrumento BIA foi determinada com um circuito de precisão ( $R = 383 \Omega$  e capacitância =  $46 \Omega$ ). Os valores de R e  $X_c$  medidos, estavam dentro da tolerância do circuito de precisão ( $\leq 10 \Omega$  e  $\leq 5 \Omega$ , respetivamente). A confiabilidade biológica determinada no laboratório de Exercício e Saúde da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa, em 10 participantes, através da utilização de elétrodos de baixa impedância (Impedimed, 139 IU0GELTD, Pinkenba, QLD, Austrália) foi de 0,3% e 0,9% para R e  $X_c$ , respetivamente (Matias et al., 2016).

#### **7.4.4. Monitorização da pressão arterial e da frequência cardíaca**

A pressão arterial e a frequência cardíaca foram medidas através de um esfigmomanómetro (HEM-907-E, Omron, Tokyo, Japan), com o participante sentado e de pé, antes do início do protocolo. Em adição, durante a condição experimental, estas mesmas variáveis foram medidas a cada 5 minutos. O teste seria interrompido se ocorresse uma diminuição de 20 mmHg na pressão arterial sistólica ou uma diminuição de 10 mmHg na pressão arterial diastólica (Shaw et al., 2017).

#### **7.5. Análise estatística**

Em primeiro lugar, antes da intervenção, para o cálculo do tamanho da amostra, foi considerado um erro tipo I de 5% e uma potência de 80% (utilizando o *software GPower* versão 3.1.9.2). Para detetar um tamanho do efeito de 0,5 para diferenças estatisticamente significativas nos parâmetros avaliados, conforme relatado em outro estudo (Seo et al., 1996), um total de 23 participantes foi selecionado. Contudo, devido à pandemia Covid-19, apenas foram avaliados um total de 20 participantes.

Concluída a recolha de dados, e com o intuito de obter uma melhor organização e estruturação dos mesmos, foi realizada a passagem destes para o *Microsoft Excel para Mac*, Versão 16.45, formato “.xlsx”. De seguida, para a realização do tratamento estatístico, estes mesmos dados foram colocados no programa *IBM SPSS statistics* versão 25.0 (IBM, Chicago, Illinois, USA) para MacOS.

A estatística descritiva foi determinada para as variáveis, idade, peso, estatura, IMC, MG, MIG, percentagem de massa gorda (médias, DP, mínimos e máximos, para a população masculina, para a população feminina e para o total dos participantes). De seguida, foram calculados os valores médios e respetivos DP das variáveis R, Xc e AnF, medidos a nível segmentar, no

segundo e terceiro momentos de medição, minuto 10 e 20 respectivamente, nas 3 condições experimentais (sentado, de pé e intermitente).

As diferenças entre as três condições, nos três momentos de medição, a nível total e segmentar, com e sem a estandardização para a estatura do participante e altura do segmento avaliado, respetivamente, foram examinadas através da utilização do teste estatístico, ANOVA de medidas repetidas com três fatores (tempo, condição e sexo), onde foi verificado se existia interação entre eles, como também o seu efeito isolado e ainda a ordem das condições, sendo de realçar que o sexo foi colocado como fator fixo. Na presença de efeitos de interação ou efeitos principais significativos, foram executadas as comparações ajustadas utilizando o teste de *Dunn-Bonferroni*.

Através da utilização da ANOVA de medidas repetidas com três fatores, foi possível saber se as variações dos valores da R, da Xc e do AnF, medidas a nível total, apresentavam a mesma tendência das variações medidas a nível segmentar. Deste modo, foi possível verificar se o fator zona de medição interferia ou não na resposta da R, Xc e AnF. Para além disso, ainda foi possível verificar se o tempo de repouso (10 minutos) foi suficiente para restabelecer os valores basais, através da análise dos dados recolhidos no primeiro minuto de medição (antes da intervenção - minuto 0). Como referido anteriormente, visto que a corrente elétrica se desloca mais rapidamente na MIG do que na MG, o sexo foi acrescentado como um fator fixo entre sujeitos, para ver possíveis diferenças entre homens e mulheres. Para a utilização do procedimento estatístico supramencionado, foram verificados os pressupostos a ele associados, como a normalidade, a homogeneidade de variâncias e a condição de esfericidade.

Para estudar a normalidade das variáveis utilizou-se o teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Para verificar a homogeneidade de variâncias foi utilizado o teste de *Levene*. O teste de *Mauchly* foi utilizado para testar a esfericidade, e visto que este pressuposto foi fortemente violado, os efeitos de interação foram obtidos através da análise da Manova (*Pillai's Trace*), uma vez que esta não requer este mesmo pressuposto. Em adição, como as diferenças nos valores de R entre sexos, podem ser justificados pelas diferenças na composição corporal entre homens e mulheres, foi verificado se

existiam diferenças estatisticamente significativas entre sexos para a MG e para a MIG, através da utilização do Teste t de amostras independentes. Para a correta utilização deste teste estatístico, foram verificados os pressupostos a ele associados, a normalidade e a homogeneidade de variâncias.

Para os testes estatísticos realizados foi considerado um  $p < 0.05$  como significância estatística.

## 8. Resultados

Inicialmente, serão indicados os dados demográficos e da composição corporal dos participantes deste estudo. Seguidamente, serão apresentados os resultados respeitantes à R, à Xc e ao AnF, medidos no corpo inteiro e de forma segmentar (perna), em três condições distintas (de pé, sentado e intermitente), em três momentos diferentes (minuto 0, minuto 10 e minuto 20).

### 8.1. Características demográficas e da composição corporal

A amostra foi constituída por 20 participantes, dos quais 10 homens e 10 mulheres, com uma média de idades de  $25,1 \pm 1,0$  anos e  $30,7 \pm 2,4$  anos, respetivamente (Total:  $27,9 \pm 1,4$  anos). A massa corporal média dos homens foi de  $73,7 \pm 3,0$  kg e das mulheres foi de  $73,6 \pm 8,3$  kg (Total:  $73,6 \pm 4,3$  kg). A média da estatura dos homens foi de  $173,6 \pm 1,9$  m e das mulheres foi de  $166,5 \pm 1,3$  m (Total:  $170,0 \pm 1,4$  m). Consequentemente, o valor médio do IMC dos homens foi de  $24,4 \pm 0,7$  kg/m<sup>2</sup> e o das mulheres foi de  $26,3 \pm 2,6$  kg/m<sup>2</sup> (Total:  $25,4 \pm 1,3$  kg/m<sup>2</sup>). Quanto ao valor da MIG o valor médio dos homens foi de  $58,2 \pm 2,3$  kg e das mulheres foi de  $46,7 \pm 3,1$  kg (Total:  $52,4 \pm 2,3$  Kg). Ao que à MG concerne, o valor médio dos homens foi de  $14,6 \pm 1,5$  kg e das mulheres foi de  $25,8 \pm 5,4$  kg (Total:  $20,2 \pm 3,0$  Kg). O valor médio da percentagem de massa gorda dos homens foi de  $19,7 \pm 1,5$  % e das mulheres foi de  $32,3 \pm 3,5$  % (Total:  $26,0 \pm 2,4$  %). Para além disso, foi realizado um Teste t de amostras independentes, com o intuito de verificar se existiram diferenças estatisticamente significativas para a MG e MIG entre homens e mulheres. Deste modo, verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre sexos para a MG,  $t(10,3) = -1,98$ ;  $p = 0,08$ . Por outro lado, ao que à MIG concerne, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre sexos  $t(18) = 3,03$ ;  $p = 0,007$ .

Os valores das médias, DP, mínimos e máximos, das diferentes variáveis da estatística descritiva, para a totalidade dos participantes, bem como para cada sexo, podem ser observados através da tabela 1.

Em adição, é possível verificar que o sexo masculino apresenta valores inferiores de R, medidos a nível segmentar, no segundo e terceiro momento de medição (minuto 10 e 20), nas três condições experimentais, quando comparado ao sexo feminino, não sendo esta diferença estatisticamente significativa (Tabelas 2 e 3).

**Tabela 1** – Características demográficas e da composição corporal dos participantes.

Variáveis	Masculino N = 10				Feminino N = 10				Total N = 20			
	Média	DP	Mín	Máx	Média	DP	Mín	Máx	Média	DP	Mín	Máx
Idade (anos)	25,1	3,3	21	32	30,7	7,5	21	42	27,9	6,3	21	42
Massa Corporal (kg)	73,7	9,42	58,6	93,4	73,6	26,4	48,2	140,8	73,6	19,3	48,2	140,8
Estatura (cm)	173,6	5,99	165,0	183,8	166,5	4,22	160,4	173,7	170,0	6,2	160,4	183,8
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,4	2,4	21,5	28,1	26,3	8,3	17,6	46,7	25,4	6,0	17,6	46,7
MG (kg)	14,6	4,6	8,9	22,0	25,8	17,2	8,5	64,7	20,2	13,6	8,5	64,7
MIG (kg)	58,2	7,2	45,1	70,2	46,7	9,7	3,8	72,8	52,4	10,2	38,2	72,8
P MG (%)	19,7	4,9	12,2	28,1	32,3	11,1	15,4	48,2	26,0	10,6	12,2	48,2

**Abreviaturas:** IMC, Índice de Massa Corporal; MG, Massa Gorda; MIG, Massa Isenta de Gordura; P MG, Percentagem de Massa Gorda; DP, Desvio Padrão; Mín, Mínimo; Máx, Máximo.

**Tabela 2** – Valores da R, Xc e AnF medidos a nível segmentar, no segundo momento de medição (minuto 10), nas três condições experimentais (sentado, de pé e intermitente).

Variáveis	Masculino N = 10	Feminino N = 10	Total N = 20
R Sentado ( $\Omega$ )	133,90 $\pm$ 5,57	146,02 $\pm$ 17,66	139,96 $\pm$ 18,26
R de Pé ( $\Omega$ )	141,08 $\pm$ 18,55	150,58 $\pm$ 18,62	145,83 $\pm$ 18,74
R Intermitente ( $\Omega$ )	148,05 $\pm$ 8,17	152,74 $\pm$ 18,49	150,39 $\pm$ 22,00
Xc Sentado ( $\Omega$ )	12,79 $\pm$ 3,30	12,20 $\pm$ 2,33	12,50 $\pm$ 2,80
Xc de Pé ( $\Omega$ )	11,52 $\pm$ 3,82	13,71 $\pm$ 4,49	12,62 $\pm$ 4,21
Xc Intermitente ( $\Omega$ )	14,93 $\pm$ 7,21	12,75 $\pm$ 3,42	13,84 $\pm$ 5,61
AnF Sentado ( $^\circ$ )	5,47 $\pm$ 1,22	4,77 $\pm$ 0,72	5,12 $\pm$ 1,04
AnF de Pé ( $^\circ$ )	4,71 $\pm$ 1,48	5,15 $\pm$ 1,37	4,93 $\pm$ 1,41
AnF Intermitente ( $^\circ$ )	5,61 $\pm$ 1,83	4,73 $\pm$ 1,01	5,17 $\pm$ 1,51

Os valores são apresentados sob a forma de média  $\pm$  desvio padrão.

**Abreviaturas:** R, Resistência; Xc, Reactância; AnF, Ângulo de Fase.

**Tabela 3** – Valores da R, Xc e AnF medidos a nível segmentar, no último momento de medição (minuto 20), nas três condições experimentais (sentado, de pé e intermitente).

Variáveis	Masculino N = 10	Feminino N = 10	Total N = 20
R Sentado ( $\Omega$ )	128,20 $\pm$ 17,40	144,96 $\pm$ 17,74	136,58 $\pm$ 19,14
R de Pé ( $\Omega$ )	140,43 $\pm$ 20,07	150,15 $\pm$ 17,50	145,29 $\pm$ 18,99
R Intermitente ( $\Omega$ )	139,55 $\pm$ 16,48	152,18 $\pm$ 17,98	145,87 $\pm$ 17,99
Xc Sentado ( $\Omega$ )	13,35 $\pm$ 2,70	12,38 $\pm$ 3,74	12,87 $\pm$ 3,21
Xc de Pé ( $\Omega$ )	12,61 $\pm$ 3,03	11,93 $\pm$ 4,48	12,27 $\pm$ 3,74
Xc Intermitente ( $\Omega$ )	12,03 $\pm$ 4,95	11,98 $\pm$ 3,14	12,01 $\pm$ 4,03
AnF Sentado ( $^\circ$ )	5,96 $\pm$ 0,99	4,87 $\pm$ 1,32	5,41 $\pm$ 1,27
AnF de Pé ( $^\circ$ )	5,14 $\pm$ 1,10	4,49 $\pm$ 1,54	4,82 $\pm$ 1,34
AnF Intermitente ( $^\circ$ )	5,04 $\pm$ 2,27	4,49 $\pm$ 0,97	4,76 $\pm$ 1,72

Os valores são apresentados sob a forma de média  $\pm$  desvio padrão.

**Abreviaturas:** R, Resistência; Xc, Reactância; AnF, Ângulo de Fase.

## 8.2. Relação entre locais de medição, tempo e condição com a resistência, reactância e ângulo de fase

### 8.2.1 Resistência

Relativamente à variável R a nível segmentar, verificou-se um efeito de interação significativo entre condição\*tempo,  $F(4,00;15,00) = 3,93$ ;  $p = 0,02$ ;  $\eta^2 = 0,51$ .

No primeiro tempo de medição (minuto 0), apesar de existir um efeito de interação entre a condição e o tempo, verificou-se que não há diferenças estatisticamente significativas para os valores da R entre condições (entre a condição sentada e de pé ( $p = 0,47$ ), entre a condição sentada e intermitente ( $p = 0,84$ ) e entre a condição de pé e intermitente ( $p = 1,00$ )).

No segundo tempo de medição (minuto 10), verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre a condição sentada e de pé ( $p < 0,001$ ), e entre a condição sentada e intermitente ( $p = 0,01$ ), contudo, estas mesmas diferenças não foram significativas quando se compara a posição de pé com a posição intermitente ( $p = 0,72$ ). Verificou-se uma diminuição da R quando se compara a condição sentada com a condição de pé ( $M = -5,87$ ), com um intervalo de confiança de 95% (-8,82; -2,92). Essa diferença foi mais acentuada quando se compara a condição sentada com a condição intermitente ( $M = -10,43$ ), com um intervalo de confiança de 95% (-19,00; -1,87). A diferença foi mínima quando se compara a condição de pé com a condição intermitente ( $M = -4,56$ ), com um intervalo de confiança de 95% (-14,45; 5,32).

Relativamente ao terceiro tempo de medição (minuto 20), verificaram-se igualmente diferenças estatisticamente significativas entre a condição sentada e de pé ( $p = 0,007$ ), e entre a condição sentada e intermitente ( $p = 0,002$ ), contudo, estas mesmas diferenças não foram significativas quando se compara a posição de pé com a posição intermitente ( $p = 1,00$ ). Verificou-se uma diminuição da R quando se compara a condição sentada com a condição de pé ( $M = -8,71$ ), com um intervalo de confiança de 95% (-15,22; -2,20). Essa diferença foi ligeiramente mais acentuada quando se compara a condição sentada com a condição intermitente ( $M = -9,29$ ), com um intervalo de

confiança de 95% (-15,38; -3,19). A diferença foi mínima quando se compara a condição de pé com a condição intermitente ( $M = -0,58$ ), com um intervalo de confiança de 95% (-5,57; 4,42).

Quando se realiza a mesma análise estatística para os valores de R obtidos através da análise de corpo inteiro, ajustado para a altura do segmento avaliado e estatura do participante, verifica-se a mesma tendência acima mencionada.

Todos os valores da R obtidos neste estudo, como as diferenças destes valores entre condições, nos três momentos de medição, podem ser observados na tabela 4. Para além disso, é possível observar as diferenças nos valores da R a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição, através do gráfico da figura 8.

Por fim, é de notar que não houve um efeito de interação entre a condição\*sexo,  $F(1,18) = 1,13$ ;  $p = 0,30$ ;  $\eta^2 = 0,06$ .

**Tabela 4** – Valores da R e da R ajustada para a altura, a nível total e segmentar, nos três momentos de medição, nas três condições experimentais e a variação entre estes.

		T (min)	Sentado (S)	Pé (P)	Intermitente (I)	$\Delta S-\Delta P$	$\Delta S-\Delta I$	$\Delta P-\Delta I$
Total	R	Baseline	545,37 ± 114,80	546,96 ± 119,99	546,65 ± 120,35			
		10	398,83 ± 138,46#	531,39 ± 112,25#	535,79 ± 113,15#	-132,56 ± 150,62*	-136,96 ± 154,15*	-4,40 ± 9,48
		20	378,37 ± 115,25§	520,28 ± 90,38§	515,48 ± 130,09	-141,91 ± 133,54*	-137,11 ± 153,66*	4,80 ± 83,7
	R/Alt	Baseline	3,23 ± 0,76	3,24 ± 0,76	3,23 ± 0,76			
		10	2,36 ± 0,85#	3,14 ± 0,72#	3,17 ± 0,72#	-0,78 ± 0,89*	-0,81 ± 0,94*	-0,03 ± 0,04
		20	2,24 ± 0,72§	3,07 ± 0,58	3,05 ± 0,80	-0,83 ± 0,80*	-0,81 ± 0,94*	0,02 ± 0,49
Segmentar	R	Baseline	153,95 ± 20,26	155,84 ± 19,86	162,77 ± 44,41			
		10	139,96 ± 17,62#	145,83 ± 18,60#	150,39 ± 22,45	-5,87 ± 5,01*	-10,43 ± 14,53*	-4,56 ± 16,77
		20	136,58 ± 17,57§	145,29 ± 18,83§	145,87 ± 17,26	-8,71 ± 11,05*	-9,29 ± 10,33*	-0,58 ± 8,50
	R/Alt seg	Baseline	4,34 ± 0,67	4,38 ± 0,67	4,59 ± 1,43			
		10	3,93 ± 0,58#	4,09 ± 0,63#	4,23 ± 0,76	-0,15 ± 0,18*	-0,30 ± 0,49*	-0,14 ± 0,58
		20	3,84 ± 0,63§	4,09 ± 0,63§	4,09 ± 0,63	-0,25 ± 0,36*	-0,25 ± 0,36*	-0,003 ± 0,31

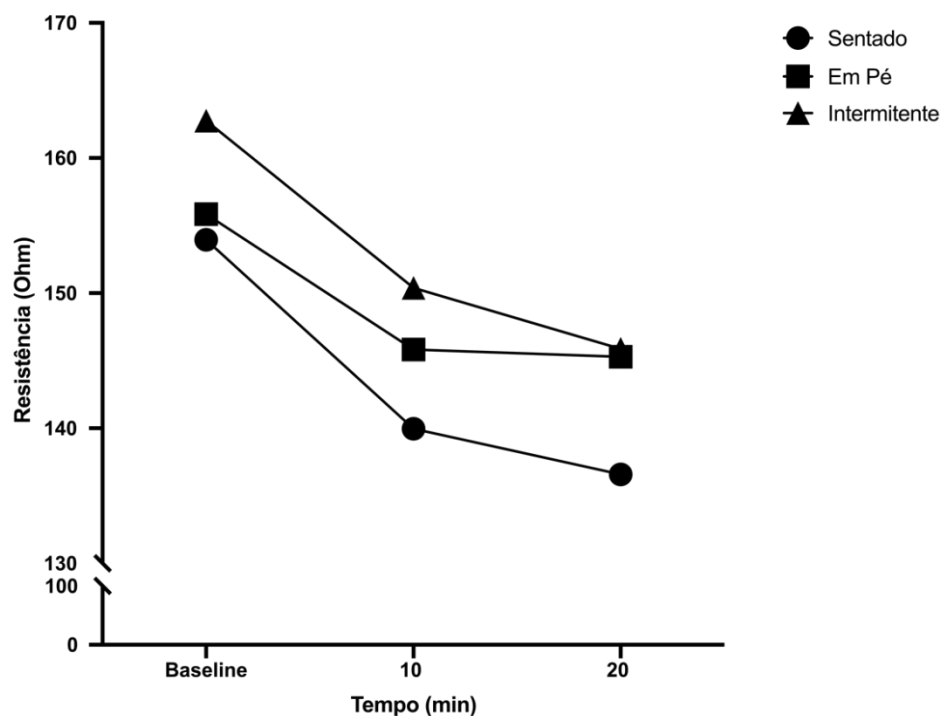
Os valores são apresentados sob a forma de média ± desvio padrão.

**Abreviaturas:** R, Resistência; Alt, Altura; Alt seg, Altura do segmento, S, Sentado; P, de Pé; I, Intermitente; T - Tempo de Medição;  $\Delta S-\Delta P$ , Variação entre estar sentado e estar de pé;  $\Delta S-\Delta I$ , Variação entre estar sentado e intermitente;  $\Delta P-\Delta I$ , Variação entre estar de pé e intermitente.

\* - Diferenças estatisticamente significativas entre condições ( $p < 0,05$ ).

# - Diferenças estatisticamente significativas entre medição na baseline e medição no minuto 10 ( $p < 0,05$ ).

§ - Diferenças estatisticamente significativas entre medição na baseline e medição no minuto 20 ( $p < 0,05$ ).



**Figura 8** – Diferenças nos valores da resistência a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição.

### 8.2.2. Reactância

Relativamente à variável  $X_c$  a nível segmentar, verificou-se um efeito de interação significativo para a variável principal tempo  $F(2,00;17,00) = 33,74$ ;  $p = 0,00$ ;  $\eta^2 = 0,80$ . Contudo, verificou-se que não há efeitos de interação entre condição\*tempo  $F(4,00;15,00) = 0,97$ ;  $p = 0,45$ ;  $\eta^2 = 0,21$  e não existem diferenças estatisticamente significativas entre as três condições, nos três momentos de medição, como se pode observar na tabela 5.

Quando se realiza a mesma análise estatística para os valores da  $X_c$  obtidos através da análise de corpo inteiro, ajustado para a altura do segmento avaliado e estatura do participante, verifica-se a mesma tendência acima mencionada.

**Tabela 5** – Valores da Xc e da Xc ajustado para a altura, a nível total e segmentar, nos três momentos de medição, nas três condições experimentais, e a variação entre estes.

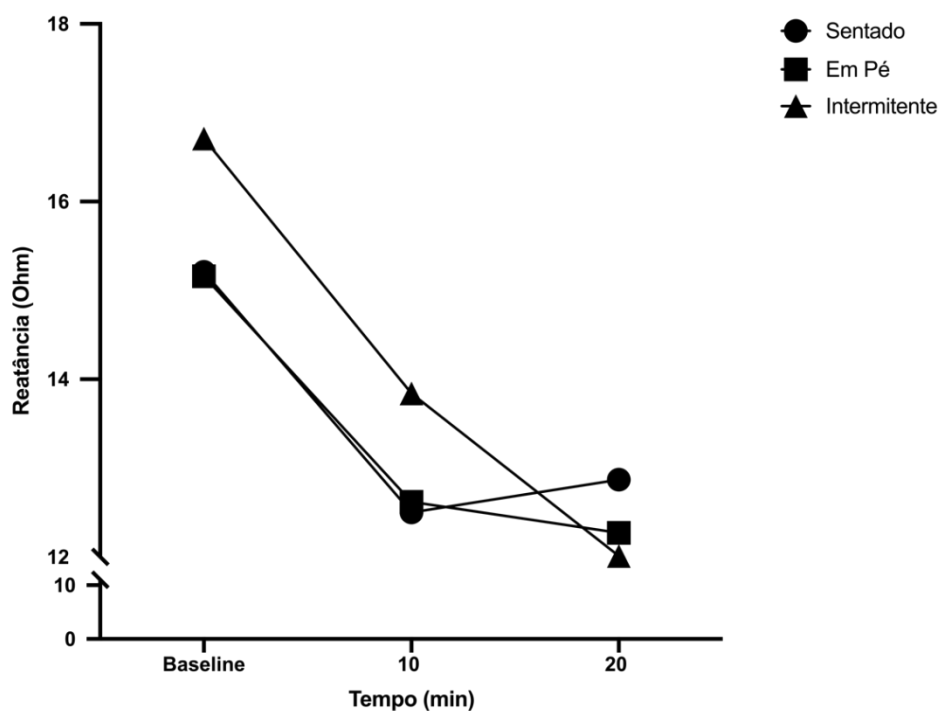
		T (min)	Sentado	Pé	Intermitente	$\Delta S-\Delta P$	$\Delta S-\Delta I$	$\Delta P-\Delta I$
Total	Xc	Baseline	61,70 ± 14,58	63,92 ± 16,32	63,99 ± 17,62			
		10	62,65 ± 12,92	60,19 ± 17,71#	57,11 ± 16,86#	2,47 ± 19,81	5,54 ± 17,57	3,08 ± 9,39
		20	69,04 ± 25,04	60,99 ± 25,63	62,25 ± 17,58	8,05 ± 30,95	6,79 ± 25,49	-1,26 ± 15,03
	Xc/Alt	Baseline	0,36 ± 0,09	0,38 ± 0,09	0,38 ± 0,13			
		10	0,37 ± 0,09	0,36 ± 0,13#	0,34 ± 0,09#	0,01 ± 0,13	0,03 ± 0,09	0,02 ± 0,04
		20	0,41 ± 0,13	0,36 ± 0,18	0,37 ± 0,09	0,05 ± 0,18	0,04 ± 0,13	-0,01 ± 0,09
Segmentar	Xc	Baseline	15,21 ± 3,40	15,16 ± 5,37	16,71 ± 5,41			
		10	12,50 ± 2,86#	12,62 ± 4,16#	13,84 ± 5,63	-0,13 ± 3,04	-1,35 ± 4,20	-1,22 ± 5,78
		20	12,87 ± 3,26§	12,27 ± 3,85§	12,01 ± 4,16§	0,60 ± 3,31	0,86 ± 2,68	0,27 ± 3,98
	Xc/Alt	Baseline	0,43 ± 0,13	0,42 ± 0,18	0,48 ± 0,18			
		10	0,35 ± 0,09#	0,35 ± 0,13#	0,37 ± 0,18	0,004 ± 0,09	-0,03 ± 0,13	-0,03 ± 0,18
		20	0,35 ± 0,09§	0,35 ± 0,13	0,33 ± 0,13§	0,001 ± 0,09	0,03 ± 0,09	0,02 ± 0,13

Os valores são apresentados sob a forma de média ± desvio padrão.

**Abreviaturas:** R, Resistência; Alt, Altura; Alt seg, Altura do segmento, S, Sentado; P, de Pé; I, Intermitente; T - Tempo de Medição;  $\Delta S-\Delta P$ , Variação entre estar sentado e estar de pé;  $\Delta S-\Delta I$ , Variação entre estar sentado e intermitente;  $\Delta P-\Delta I$ , Variação entre estar de pé e intermitente.

# - Diferenças estatisticamente significativas entre medição na baseline e medição no minuto 10 ( $p < 0,05$ ).

§ - Diferenças estatisticamente significativas entre medição na baseline e medição no minuto 20 ( $p < 0,05$ ).



**Figura 9** – Diferenças nos valores da reactância a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição.

### 8.2.3. Ângulo de fase

Relativamente à variável AnF a nível segmentar, verificou-se um efeito de interação significativo para a variável principal tempo  $F(2,00;17,00) = 5,31$ ;  $p = 0,02$ ;  $\eta^2 = 0,39$ . Contudo, verificou-se que não há efeitos de interação entre condição\*tempo  $F(4,00;15,00) = 1,23$ ;  $p = 0,34$ ;  $\eta^2 = 0,25$  e não existem diferenças estatisticamente significativas entre as três condições, nos três momentos de medição, como se pode observar na tabela 6.

Quando se realiza a mesma análise estatística para os valores do AnF obtidos através da análise de corpo inteiro, verifica-se a mesma tendência acima mencionada.

**Tabela 6** – Valores de AnF a nível total e segmentar, nos três momentos de medição, nas três condições experimentais, e a variação entre estes.

		T (min)	Sentado	Pé	Intermitente	$\Delta S-\Delta P$	$\Delta S-\Delta I$	$\Delta P-\Delta I$
Total	AnF	Baseline	6,55 ± 0,76	6,76 ± 1,12	6,73 ± 1,12			
		10	9,85 ± 3,26#	6,48 ± 0,98	6,08 ± 1,07	3,37 ± 3,22*	3,77 ± 3,09*	0,40 ± 1,16
		20	11,05 ± 3,31§	6,63 ± 1,83	7,23 ± 2,59	4,42 ± 3,44*	3,82 ± 4,34*	-0,60 ± 2,82
Segmentar	AnF	Baseline	5,69 ± 1,21	5,61 ± 2,06	5,90 ± 1,52			
		10	5,12 ± 1,03#	4,93 ± 1,43	5,17 ± 1,48	0,19 ± 1,21	-0,05 ± 0,94	-0,24 ± 1,48
		20	5,41 ± 1,16	4,82 ± 1,34	4,76 ± 1,74§	0,60 ± 1,39	0,65 ± 1,39	0,05 ± 1,74

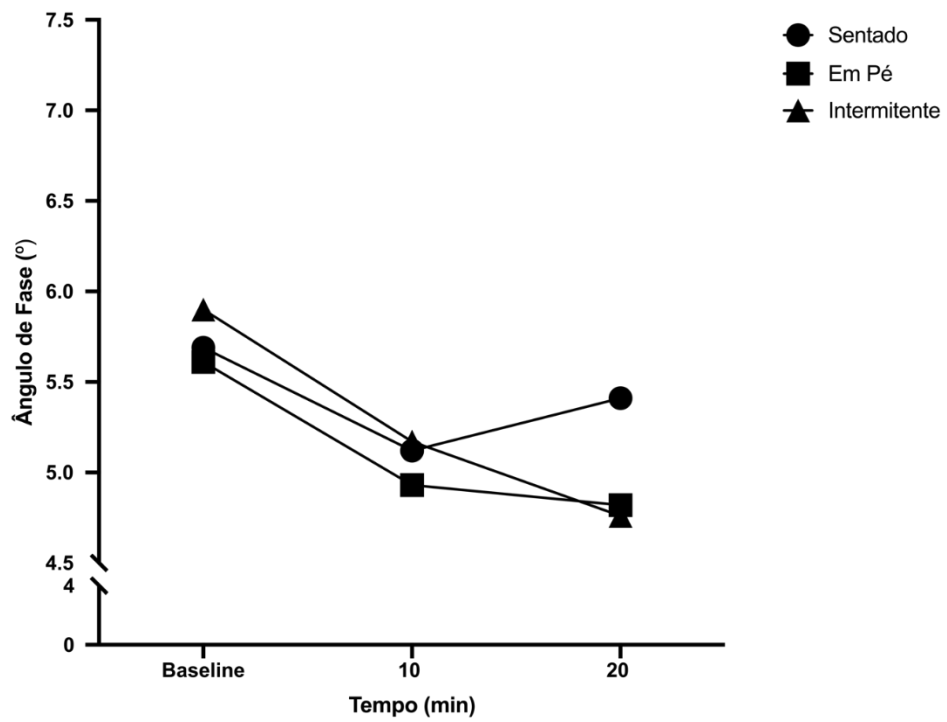
Os valores são apresentados sob a forma de média ± desvio padrão.

**Abreviaturas:** AnF, Ângulo de Fase; S, Sentado; P, de Pé; I, Intermitente; T - Tempo de Medição;  $\Delta S-\Delta P$ , Variação entre estar sentado e estar de pé;  $\Delta S-\Delta I$ , Variação entre estar sentado e intermitente;  $\Delta P-\Delta I$ , Variação entre estar de pé e intermitente.

\* - Diferenças estatisticamente significativas entre condições ( $p < 0,05$ ).

# - Diferenças estatisticamente significativas entre medição na baseline e medição no minuto 10 ( $p < 0,05$ ).

§ - Diferenças estatisticamente significativas entre medição na baseline e medição no minuto 20 ( $p < 0,05$ ).



**Figura 10** – Diferenças nos valores do ângulo de fase a nível segmentar, entre as três condições experimentais, nos três momentos de medição.

## 9. Discussão

Os principais resultados deste estudo foram: 1) A condição intermitente e de pé são as que apresentam melhores resultados para uma diminuição dos níveis de acumulação de fluidos nas pernas, quando comparadas à posição sentada, devido a uma maior ação da bomba muscular; 2) Não existem diferenças significativas entre a posição de pé e a posição intermitente no que concerne a uma diminuição dos níveis de acumulação de fluidos nas pernas.

Até hoje, apenas dois estudos examinaram a acumulação de fluidos nas pernas usando a BIA localizada, não havendo estudos desta natureza que incluam a posição sentada imóvel com breves períodos de pé. Em adição, nenhum estudo utilizou pequenos intervalos experimentais, que permitissem aos participantes realizar o protocolo sem qualquer movimento, mimetizando de forma mais fidedigna as situações reais do nosso dia a dia. Deste modo, desenvolveu-se uma investigação que o procurasse fazer, com o objetivo de examinar os efeitos da quebra do tempo sentado ininterrupto sobre a acumulação de fluidos nas pernas, quando comparados com a posição imóvel ininterrupta de pé e a transição entre estar de pé e estar sentado. Por conseguinte, foi utilizada a técnica de BIA, para obter os valores das variáveis R, Xc, e AnF, numa amostra constituída por 20 adultos de ambos os sexos. Para além disso, os valores da R e da Xc a nível total e segmentar, foram normalizados para a estatura do participante e para o comprimento do segmento avaliado respetivamente, em concordância com outros estudos como o de Bosy-Westphal e os seus colaboradores (Bosy-Westphal, Danielzik, Dorhofer, Piccoli, & Muller, 2005).

Em primeiro lugar, os tecidos que constituem o nosso organismo não influenciam a passagem da corrente elétrica de igual forma. Em sistemas biológicos, a condução elétrica está relacionada com a distribuição iónica e de água no condutor (Lukaski et al., 1985). O tecido magro que é rico em água e eletrólitos, apresenta-se como um bom condutor da corrente elétrica e por consequência apresenta baixos valores de R (Hannan et al., 1994). Por outro lado, os tecidos ósseo e adiposo ao serem constituídos por menor quantidade de água e eletrólitos, são piores condutores elétricos, apresentando, consequentemente, valores de R mais elevados (Diouf et al., 2018; Ward,

2019). Em adição, as mulheres apresentam mais gordura corporal e menos MIG que os homens (Diouf et al., 2018; Guyton, 2006; Hannan et al., 1994; Janssen et al., 2000), algo que se verificou também na amostra deste estudo, podendo ser observado na tabela 1. Por conseguinte, seria de esperar que o sexo feminino apresentasse valores de R maiores. Deste modo, o sexo foi explorado como um fator fixo, para avaliar as diferenças entre homens e mulheres, para a variável R. No presente estudo, não se verificaram diferenças significativas para os valores da R entre sexos. Adicionalmente, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre sexos para a MG. Esta descoberta pode ser a explicação para o facto de não existirem diferenças estatisticamente significativas para os valores de R entre sexos. É de salientar, que possivelmente não foram verificadas diferenças significativas para os valores da R entre sexos, devido ao facto de o número de participantes ser reduzido, já que o tamanho da amostra foi determinado considerando homens e mulheres em conjunto.

### **9.1. Resistência**

A R define-se como sendo a representação à oposição oferecida pelo corpo ao fluxo de uma corrente elétrica alternada, estando inversamente relacionada ao conteúdo de água e de eletrólitos dos tecidos (Kyle, Bosaeus, De Lorenzo, Deurenberg, Elia, Gomez, et al., 2004). Deste modo, quanto maior forem os níveis de acumulação de fluidos nas pernas, maior será a quantidade de água existente e consequentemente menor será o valor da R e vice-versa.

No primeiro tempo de medição (minuto 0), verificou-se que não há diferenças significativas entre condições para os valores da R medidos no minuto 0. Deste modo, é possível concluir que os 10 minutos prévios de repouso entre condições, que tinham como objetivo equilibrar os fluidos corporais, foram suficientes para garantir semelhantes valores de R, antes de cada condição. No segundo e terceiro tempos de medição (minuto 10 e 20),

verificaram-se diferenças significativas entre a condição sentada e de pé, e entre a condição sentada e intermitente, contudo, estas mesmas diferenças não foram significativas quando se realizou a comparação entre a posição de pé e a posição intermitente.

Desta forma, conclui-se que as condições de pé e intermitente são mais benéficas para uma menor acumulação de fluidos nas pernas, em comparação com a condição sentada. Estes resultados estão de acordo com Seo e os seus colaboradores, que concluíram que estar sentado causa maior edema do que ficar de pé, possivelmente devido a uma menor atividade muscular, já que de pé, verifica-se maior atividade da bomba muscular e maior pressão intersticial, diminuindo o edema das pernas (Seo et al., 1996). Contudo, embora ficar de pé seja melhor do que estar sentado para evitar o edema das pernas (Seo et al., 1996), sabemos que ficar de pé muito tempo está associado a uma série de resultados de saúde potencialmente graves, como dor lombar e nas pernas, problemas cardiovasculares, fadiga e desconforto (Waters & Dick, 2015). Entre as condições de pé e intermitente não se verificaram diferenças significativas para os valores de R, verificando-se que estas condições são as mais benéficas para a obtenção de menores valores desta variável, o que significa uma menor acumulação de líquidos nas pernas, não levando à acumulação de fluidos nas mesmas. Visto que a posição de pé está associada a diversos problemas de saúde como comprovado por Waters e o seu colaborador (Waters & Dick, 2015), conclui-se que optar pela quebra do tempo sentado ininterrupto, com a alteração da posição entre estar de pé e estar sentado, leva a níveis de edema das pernas mais baixos, evitando problemas de saúde a esta condição associados, ao invés do que ocorre na posição de pé. Paralelamente, a condição intermitente está associada a um maior dispêndio energético, constituindo-se como uma alternativa na redução do tempo passado em CS (Judice, Hamilton, Sardinha, Zderic, & Silva, 2016).

## 9.2. Reactância

A  $X_c$  é o retardar parte da passagem do fluxo elétrico, através do efeito da capacitância existente nas membranas celulares, superfícies de tecidos e tecidos não iônicos (Meleleo et al., 2017; Zamberlan et al., 2019). Os valores da  $X_c$  dependem dos constituintes das membranas celulares e da interface entre as células. Por conseguinte, o seu valor está diretamente correlacionado com a densidade celular (condição celular hipertrófica, normotrófica ou atrófica) e inversamente correlacionado com a integridade das membranas celulares (Meleleo et al., 2017). Deste modo, a acumulação de fluidos não está diretamente relacionado com os valores de  $X_c$ .

Este estudo corroborou essas conclusões, não tendo sido encontradas diferenças significativas entre as três condições, nos três momentos de medição.

## 9.3. Ângulo de fase

O ângulo que o vetor Z forma com o vetor R é designado AnF. Este é um índice de estabilidade e integridade da célula e da distribuição de água entre os compartimentos intra e extracelular, tanto em estudos clínicos como em atletas. Para além disso, o AnF tem sido utilizado como preditor de massa celular corporal, sendo deste modo utilizado como indicador no estado nutricional (Koury et al., 2018; Koury et al., 2014; Norman et al., 2012).

Como supramencionado, verificaram-se diferenças significativas nos valores da R, contudo, essas mesmas diferenças não se verificaram para os valores da  $X_c$ .

Visto que o valor do AnF é calculado pela expressão  $AnF = \text{Arctang}(X_c/R) \times 180^\circ/\pi$ , observa-se que este está depende dos valores da R e da  $X_c$ , e tendo em conta que para os valores da R se verificaram diferenças significativas, seria de esperar que estas mesmas diferenças se notassem para o AnF (Barbosa-Silva, Barros, Wang, Heymsfield, & Pierson, 2005). Contudo, não

foram encontradas diferenças significativas entre as três condições, nos três momentos de medição para os valores do AnF.

A explicação prende-se com o facto de o valor da  $X_c$  ser fulcral, visto que o AnF é mais sensível à sua variação, quando comparado ao valor da R. Por conseguinte, uma mudança nos valores da R pode não ser suficiente para alterar os valores do AnF de forma significativa, contrariamente ao que ocorre aquando uma mudança nos valores da  $X_c$  (Bosy-Westphal et al., 2006; Nescolarde et al., 2017; Ribeiro et al., 2017; Sardinha, 2018).

## **10. Limitações e Futuras Investigações**

Devido à pandemia Covid-19 a metodologia deste estudo, foi comprometida, designadamente no tamanho da amostra. Deste modo, em vez dos 23 participantes necessários para a realização do mesmo, apenas foram avaliados um total de 20.

Em adição, a dificuldade sentida em permanecer 20 minutos de forma imóvel de pé, devido à acumulação de fadiga, levou alguns participantes a realizarem inadvertidamente ligeiros movimentos com os MI, o que pode ter ocasionado contração muscular. É de salientar que este efeito da bomba muscular, pode ter sido responsável por alterações nos níveis de acumulação de fluidos, podendo-se ter obtido, conseqüentemente, valores de R não esperados.

O facto da idade dos participantes estar compreendido entre 18-40 anos, não permite extrapolar os resultados para outras faixas etárias. Deste modo, no futuro será necessário realizar esta investigação com outras faixas etárias. Para além disso, este estudo apresenta efeitos agudos entre as condições e os efeitos crónicos exigirão pesquisas adicionais. Por fim, é necessário determinar se a interrupção do tempo prolongado sentado evita o edema da parte inferior do corpo no longo prazo.

## **11. Conclusão**

No presente estudo, realizado em uma população adulta, verificou-se que estar de pé e alternar intermitentemente entre estar sentado e estar de pé resulta, pelo meio de uma maior bomba muscular, em uma diminuição mais acentuada da acumulação de fluidos nos MI, em comparação com estar sentado ininterruptamente. As condições de pé e intermitente revelaram maiores valores de R, o que significa uma menor acumulação de fluidos nos MI, possivelmente pela maior atividade muscular, que facilita o retorno venoso.

A evidência que resultou deste estudo reforça a importância de interromper com frequência os CS no âmbito da promoção de saúde pública.

## 12. Bibliografia

- Altenburg, T. M., & Chinapaw, M. J. (2015). Bouts and breaks in children's sedentary time: currently used operational definitions and recommendations for future research. *Prev Med, 77*, 1-3. doi:10.1016/j.ypmed.2015.04.019
- Anderson, L. J., Erceg, D. N., & Schroeder, E. T. (2012). Utility of multifrequency bioelectrical impedance compared with dual-energy x-ray absorptiometry for assessment of total and regional body composition varies between men and women. *Nutr Res, 32*(7), 479-485. doi:10.1016/j.nutres.2012.05.009
- Arundell, L., Salmon, J., Koorts, H., Contardo Ayala, A. M., & Timperio, A. (2019). Exploring when and how adolescents sit: cross-sectional analysis of activPAL-measured patterns of daily sitting time, bouts and breaks. *BMC Public Health, 19*(1), 653. doi:10.1186/s12889-019-6960-5
- Bailey, D. P., & Locke, C. D. (2015). Breaking up prolonged sitting with light-intensity walking improves postprandial glycemia, but breaking up sitting with standing does not. *J Sci Med Sport, 18*(3), 294-298. doi:10.1016/j.jsams.2014.03.008
- Baker, L. B., & Jeukendrup, A. E. (2014). Optimal composition of fluid-replacement beverages. *Compr Physiol, 4*(2), 575-620. doi:10.1002/cphy.c130014
- Baptista, F., Santos, D. A., Silva, A. M., Mota, J., Santos, R., Vale, S., . . . Sardinha, L. B. (2012). Prevalence of the Portuguese population attaining sufficient physical activity. *Med Sci Sports Exerc, 44*(3), 466-473. doi:10.1249/MSS.0b013e318230e441
- Barbosa-Silva, M. C., Barros, A. J., Wang, J., Heymsfield, S. B., & Pierson, R. N., Jr. (2005). Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. *Am J Clin Nutr, 82*(1), 49-52. doi:10.1093/ajcn.82.1.49
- Bartok, C., & Schoeller, D. A. (2004). Estimation of segmental muscle volume by bioelectrical impedance spectroscopy. *J Appl Physiol (1985), 96*(1), 161-166. doi:10.1152/jappphysiol.00686.2002

- Benatti, F. B., Larsen, S. A., Kofoed, K., Nielsen, S. T., Harder-Lauridsen, N. M., Lyngbaek, M. P., . . . Ried-Larsen, M. (2017). Intermittent Standing but not a Moderate Exercise Bout Reduces Postprandial Glycemia. *Med Sci Sports Exerc*, 49(11), 2305-2314. doi:10.1249/MSS.0000000000001354
- Bennie, J. A., Chau, J. Y., van der Ploeg, H. P., Stamatakis, E., Do, A., & Bauman, A. (2013). The prevalence and correlates of sitting in European adults - a comparison of 32 Eurobarometer-participating countries. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 10, 107. doi:10.1186/1479-5868-10-107
- Bosy-Westphal, A., Danielzik, S., Dorhofer, R. P., Later, W., Wiese, S., & Muller, M. J. (2006). Phase angle from bioelectrical impedance analysis: population reference values by age, sex, and body mass index. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*, 30(4), 309-316. doi:10.1177/0148607106030004309
- Bosy-Westphal, A., Danielzik, S., Dorhofer, R. P., Piccoli, A., & Muller, M. J. (2005). Patterns of bioelectrical impedance vector distribution by body mass index and age: implications for body-composition analysis. *Am J Clin Nutr*, 82(1), 60-68. doi:10.1093/ajcn.82.1.60
- Bull, F. C., Al-Ansari, S. S., Biddle, S., Borodulin, K., Buman, M. P., Cardon, G., . . . Willumsen, J. F. (2020). World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. *Br J Sports Med*, 54(24), 1451-1462. doi:10.1136/bjsports-2020-102955
- Castizo-Olier, J., Iruiria, A., Jemni, M., Carrasco-Marginet, M., Fernandez-Garcia, R., & Rodriguez, F. A. (2018). Bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) in sport and exercise: Systematic review and future perspectives. *PLoS One*, 13(6), e0197957. doi:10.1371/journal.pone.0197957
- Chen, T., Kishimoto, H., Honda, T., Hata, J., Yoshida, D., Mukai, N., . . . Kumagai, S. (2018). Patterns and Levels of Sedentary Behavior and Physical Activity in a General Japanese Population: The Hisayama Study. *J Epidemiol*, 28(5), 260-265. doi:10.2188/jea.JE20170012

- Chester, M. R., Rys, M. J., & Konz, S. A. (2002). Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29(5), 289-296.
- Cho, S., & Atwood, J. E. (2002). Peripheral edema. *Am J Med*, 113(7), 580-586. doi:10.1016/s0002-9343(02)01322-0
- Chumlea, W., Sun, S., Heymsfield, S., Lohman, T., Wang, Z., & Going, S. (2005). Human body composition. In *Human Kinetics* (pp. 79-88): ch. 6: Bioelectrical Impedance Analysis.
- Chumlea, W. C., Baumgartner, R. N., & Roche, A. F. (1988). Specific resistivity used to estimate fat-free mass from segmental body measures of bioelectric impedance. *Am J Clin Nutr*, 48(1), 7-15. doi:10.1093/ajcn/48.1.7
- Coolidge, F. L., & Wynn, T. G. (2018). *The rise of Homo sapiens: The evolution of modern thinking*: Oxford University Press.
- De Lorenzo, A., Andreoli, A., Matthie, J., & Withers, P. (1997). Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *J Appl Physiol* (1985), 82(5), 1542-1558. doi:10.1152/jappl.1997.82.5.1542
- Deborah Riebe, J. E., Gary Liguori, Meir Magal. (2018). ACSM's guidelines for exercise testing and prescription 10th. *American College of Sports Medicine*.
- Diouf, A., Diongue, O., Nde, M., Idohou-Dossou, N., Thiam, M., & Wade, S. (2018). Validity of bioelectrical impedance analysis in predicting total body water and adiposity among Senegalese school-aged children. *PLoS One*, 13(10), e0204486. doi:10.1371/journal.pone.0204486
- Dittmar, M. (2003). Reliability and variability of bioimpedance measures in normal adults: effects of age, gender, and body mass. *Am J Phys Anthropol*, 122(4), 361-370. doi:10.1002/ajpa.10301
- Dunstan, D. W., Healy, G. N., Sugiyama, T., & Owen, N. (2010). Too much sitting and metabolic risk—has modern technology caught up with us. *European Endocrinology*, 6(1), 19-23.
- Dunstan, D. W., Kingwell, B. A., Larsen, R., Healy, G. N., Cerin, E., Hamilton, M. T., . . . Owen, N. (2012). Breaking up prolonged sitting reduces

- postprandial glucose and insulin responses. *Diabetes Care*, 35(5), 976-983. doi:10.2337/dc11-1931
- Duvivier, B. M., Schaper, N. C., Bremers, M. A., van Crombrugge, G., Menheere, P. P., Kars, M., & Savelberg, H. H. (2013). Minimal intensity physical activity (standing and walking) of longer duration improves insulin action and plasma lipids more than shorter periods of moderate to vigorous exercise (cycling) in sedentary subjects when energy expenditure is comparable. *PLoS One*, 8(2), e55542. doi:10.1371/journal.pone.0055542
- Earthman, C., Traugher, D., Dobratz, J., & Howell, W. (2007). Bioimpedance spectroscopy for clinical assessment of fluid distribution and body cell mass. *Nutr Clin Pract*, 22(4), 389-405. doi:10.1177/0115426507022004389
- Edelman, I. S., & Leibman, J. (1959). Anatomy of body water and electrolytes. *Am J Med*, 27, 256-277. doi:10.1016/0002-9343(59)90346-8
- Elia, M., & Ward, L. C. (1999). New techniques in nutritional assessment: body composition methods. *Proc Nutr Soc*, 58(1), 33-38. doi:10.1079/pns19990005
- Ellis, K. J., Bell, S. J., Chertow, G. M., Chumlea, W. C., Knox, T. A., Kotler, D. P., . . . Schoeller, D. A. (1999). Bioelectrical impedance methods in clinical research: a follow-up to the NIH Technology Assessment Conference. *Nutrition*, 15(11-12), 874-880. doi:10.1016/s0899-9007(99)00147-1
- Feher, J. J., & Ford, G. D. (1995). A simple student laboratory on osmotic flow, osmotic pressure, and the reflection coefficient. *Am J Physiol*, 268(6 Pt 3), S10-20. doi:10.1152/advances.1995.268.6.S10
- Foster, K. R., & Lukaski, H. C. (1996). Whole-body impedance--what does it measure? *Am J Clin Nutr*, 64(3 Suppl), 388S-396S. doi:10.1093/ajcn/64.3.388S
- Foucart, L., De Decker, A., Sioen, I., De Henauw, S., & Michels, N. (2017). Hand-to-foot bioelectrical impedance analysis to measure fat mass in healthy children: A comparison with air-displacement plethysmography. *Nutr Diet*, 74(5), 516-520. doi:10.1111/1747-0080.12345

- Goodhead, L. K., & MacMillan, F. M. (2017). Measuring osmosis and hemolysis of red blood cells. *Adv Physiol Educ*, 41(2), 298-305. doi:10.1152/advan.00083.2016
- Gunn, S. M., Halbert, J. A., Giles, L. C., Stepien, J. M., Miller, M. D., & Crotty, M. (2008). Bioelectrical phase angle values in a clinical sample of ambulatory rehabilitation patients. *Dyn Med*, 7, 14. doi:10.1186/1476-5918-7-14
- Guyton, A. C. (2006). *Tratado de fisiologia médica*: Elsevier Brasil.
- Hallal, P. C., Andersen, L. B., Bull, F. C., Guthold, R., Haskell, W., Ekelund, U., & Lancet Physical Activity Series Working, G. (2012). Global physical activity levels: surveillance progress, pitfalls, and prospects. *Lancet*, 380(9838), 247-257. doi:10.1016/S0140-6736(12)60646-1
- Hamilton, M. T., Healy, G. N., Dunstan, D. W., Zderic, T. W., & Owen, N. (2008). Too Little Exercise and Too Much Sitting: Inactivity Physiology and the Need for New Recommendations on Sedentary Behavior. *Curr Cardiovasc Risk Rep*, 2(4), 292-298. doi:10.1007/s12170-008-0054-8
- Hannan, W. J., Cowen, S. J., Fearon, K. C., Plester, C. E., Falconer, J. S., & Richardson, R. A. (1994). Evaluation of multi-frequency bio-impedance analysis for the assessment of extracellular and total body water in surgical patients. *Clin Sci (Lond)*, 86(4), 479-485. doi:10.1042/cs0860479
- Hansen, L., Winkel, J., & Jorgensen, K. (1998). Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. *Appl Ergon*, 29(3), 217-224. doi:10.1016/s0003-6870(97)00062-8
- Haussinger, D., Lang, F., & Gerok, W. (1994). Regulation of cell function by the cellular hydration state. *Am J Physiol*, 267(3 Pt 1), E343-355. doi:10.1152/ajpendo.1994.267.3.E343
- Haussinger, D., Roth, E., Lang, F., & Gerok, W. (1993). Cellular hydration state: an important determinant of protein catabolism in health and disease. *Lancet*, 341(8856), 1330-1332. doi:10.1016/0140-6736(93)90828-5

- Heaps, C. L., Gonzalez-Alonso, J., & Coyle, E. F. (1994). Hypohydration causes cardiovascular drift without reducing blood volume. *Int J Sports Med*, 15(2), 74-79. doi:10.1055/s-2007-1021023
- Hills, A. P., Mokhtar, N., & Byrne, N. M. (2014). Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Front Nutr*, 1, 5. doi:10.3389/fnut.2014.00005
- Hoffer, E. C., Meador, C. K., & Simpson, D. C. (1969). Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *J Appl Physiol*, 27(4), 531-534. doi:10.1152/jappl.1969.27.4.531
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Baumgartner, R. N., & Ross, R. (2000). Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol* (1985), 89(2), 465-471. doi:10.1152/jappl.2000.89.2.465
- Jimenez, A., Omana, W., Flores, L., Coves, M. J., Bellido, D., Perea, V., & Vidal, J. (2012). Prediction of whole-body and segmental body composition by bioelectrical impedance in morbidly obese subjects. *Obes Surg*, 22(4), 587-593. doi:10.1007/s11695-011-0570-3
- Judice, P. B., Hamilton, M. T., Sardinha, L. B., Zderic, T. W., & Silva, A. M. (2016). What is the metabolic and energy cost of sitting, standing and sit/stand transitions? *Eur J Appl Physiol*, 116(2), 263-273. doi:10.1007/s00421-015-3279-5
- Kang, S. H., Choi, E. W., Park, J. W., Cho, K. H., & Do, J. Y. (2016). Clinical Significance of the Edema Index in Incident Peritoneal Dialysis Patients. *PLoS One*, 11(1), e0147070. doi:10.1371/journal.pone.0147070
- Kim, M., & Kim, H. (2013). Accuracy of segmental multi-frequency bioelectrical impedance analysis for assessing whole-body and appendicular fat mass and lean soft tissue mass in frail women aged 75 years and older. *Eur J Clin Nutr*, 67(4), 395-400. doi:10.1038/ejcn.2013.9
- Koury, J. C., de Oliveira-Junior, A. V., Portugal, M. R. C., de Oliveira, K. J. F., & Donangelo, C. M. (2018). Bioimpedance parameters in adolescent athletes in relation to bone maturity and biochemical zinc indices. *J Trace Elem Med Biol*, 46, 26-31. doi:10.1016/j.jtemb.2017.11.003

- Koury, J. C., Trugo, N. M., & Torres, A. G. (2014). Phase angle and bioelectrical impedance vectors in adolescent and adult male athletes. *Int J Sports Physiol Perform*, 9(5), 798-804. doi:10.1123/ijsp.2013-0397
- Ku, P. W., Steptoe, A., Liao, Y., Hsueh, M. C., & Chen, L. J. (2018). A cut-off of daily sedentary time and all-cause mortality in adults: a meta-regression analysis involving more than 1 million participants. *BMC Med*, 16(1), 74. doi:10.1186/s12916-018-1062-2
- Kushner, R. F. (1992). Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications. *J Am Coll Nutr*, 11(2), 199-209. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1578098>
- Kushner, R. F., Gudivaka, R., & Schoeller, D. A. (1996). Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurements. *Am J Clin Nutr*, 64(3 Suppl), 423S-427S. doi:10.1093/ajcn/64.3.423S
- Kyle, U. G., Bosaeus, I., De Lorenzo, A. D., Deurenberg, P., Elia, M., Gomez, J. M., . . . Composition of the, E. W. G. (2004). Bioelectrical impedance analysis--part I: review of principles and methods. *Clin Nutr*, 23(5), 1226-1243. doi:10.1016/j.clnu.2004.06.004
- Kyle, U. G., Bosaeus, I., De Lorenzo, A. D., Deurenberg, P., Elia, M., Manuel Gomez, J., . . . Espen. (2004). Bioelectrical impedance analysis-part II: utilization in clinical practice. *Clin Nutr*, 23(6), 1430-1453. doi:10.1016/j.clnu.2004.09.012
- Lang, F., Busch, G. L., Ritter, M., Volkl, H., Waldegger, S., Gulbins, E., & Haussinger, D. (1998). Functional significance of cell volume regulatory mechanisms. *Physiol Rev*, 78(1), 247-306. doi:10.1152/physrev.1998.78.1.247
- Lin, Y. H., Chen, C. Y., & Cho, M. H. (2012). Effectiveness of leg movement in reducing leg swelling and discomfort in lower extremities. *Appl Ergon*, 43(6), 1033-1037. doi:10.1016/j.apergo.2012.03.002
- Little, R. C., & Ginsburg, J. M. (1984). The physiologic basis for clinical edema. *Arch Intern Med*, 144(8), 1661-1664. doi:10.1001/archinte.144.8.1661
- Loyen, A., Clarke-Cornwell, A. M., Anderssen, S. A., Hagstromer, M., Sardinha, L. B., Sundquist, K., . . . van der Ploeg, H. P. (2017). Sedentary Time and Physical Activity Surveillance Through

- Accelerometer Pooling in Four European Countries. *Sports Med*, 47(7), 1421-1435. doi:10.1007/s40279-016-0658-y
- Loyen, A., van der Ploeg, H. P., Bauman, A., Brug, J., & Lakerveld, J. (2016). European Sitting Championship: Prevalence and Correlates of Self-Reported Sitting Time in the 28 European Union Member States. *PLoS One*, 11(3), e0149320. doi:10.1371/journal.pone.0149320
- Lukaski, H. C. (2013). Evolution of bioimpedance: a circuitous journey from estimation of physiological function to assessment of body composition and a return to clinical research. *Eur J Clin Nutr*, 67 Suppl 1, S2-9. doi:10.1038/ejcn.2012.149
- Lukaski, H. C., Johnson, P. E., Bolonchuk, W. W., & Lykken, G. I. (1985). Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr*, 41(4), 810-817. doi:10.1093/ajcn/41.4.810
- Macey, R. I. (1984). Transport of water and urea in red blood cells. *Am J Physiol*, 246(3 Pt 1), C195-203. doi:10.1152/ajpcell.1984.246.3.C195
- Mader, S. S. (2010). *Biology* (T. McGraw-Hill Ed. 10th ed.).
- Mally, K., Trentmann, J., Heller, M., & Dittmar, M. (2011). Reliability and accuracy of segmental bioelectrical impedance analysis for assessing muscle and fat mass in older Europeans: a comparison with dual-energy X-ray absorptiometry. *Eur J Appl Physiol*, 111(8), 1879-1887. doi:10.1007/s00421-010-1795-x
- Marini, E., Campa, F., Buffa, R., Stagi, S., Matias, C. N., Toselli, S., . . . Silva, A. M. (2020). Phase angle and bioelectrical impedance vector analysis in the evaluation of body composition in athletes. *Clin Nutr*, 39(2), 447-454. doi:10.1016/j.clnu.2019.02.016
- Matias, C. N., Judice, P. B., Santos, D. A., Magalhaes, J. P., Minderico, C. S., Fields, D. A., . . . Silva, A. M. (2016). Suitability of Bioelectrical Based Methods to Assess Water Compartments in Recreational and Elite Athletes. *J Am Coll Nutr*, 35(5), 413-421. doi:10.1080/07315724.2015.1058198
- Matias, C. N., Santos, D. A., Goncalves, E. M., Fields, D. A., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2013). Is bioelectrical impedance spectroscopy accurate

- in estimating total body water and its compartments in elite athletes? *Ann Hum Biol*, 40(2), 152-156. doi:10.3109/03014460.2012.750684
- Matias, C. N., Silva, A. M., Santos, D. A., Gobbo, L. A., Schoeller, D. A., & Sardinha, L. B. (2012). Validity of extracellular water assessment with saliva samples using plasma as the reference biological fluid. *Biomed Chromatogr*, 26(11), 1348-1352. doi:10.1002/bmc.2702
- Matthie, J., Zarowitz, B., De Lorenzo, A., Andreoli, A., Katzarski, K., Pan, G., & Withers, P. (1998). Analytic assessment of the various bioimpedance methods used to estimate body water. *J Appl Physiol* (1985), 84(5), 1801-1816. doi:10.1152/jappl.1998.84.5.1801
- Medicine, A. C. o. S. (2013). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Meleleo, D., Bartolomeo, N., Cassano, L., Nitti, A., Susca, G., Mastrototaro, G., . . . Ciccone, M. M. (2017). Evaluation of body composition with bioimpedance. A comparison between athletic and non-athletic children. *Eur J Sport Sci*, 17(6), 710-719. doi:10.1080/17461391.2017.1291750
- Melo, X., Fernhall, B., Santos, D. A., Pinto, R., Pimenta, N. M., Sardinha, L. B., & Santa-Clara, H. (2016). The acute effect of maximal exercise on central and peripheral arterial stiffness indices and hemodynamics in children and adults. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 41(3), 266-276.
- Miura, T., Matsumoto, Y., Kawaguchi, T., Masuda, Y., Okizaki, A., Koga, H., . . . Morita, T. (2019). Low Phase Angle Is Correlated With Worse General Condition in Patients with Advanced Cancer. *Nutr Cancer*, 71(1), 83-88. doi:10.1080/01635581.2018.1557216
- Moon, J. R. (2013). Body composition in athletes and sports nutrition: an examination of the bioimpedance analysis technique. *Eur J Clin Nutr*, 67 Suppl 1, S54-59. doi:10.1038/ejcn.2012.165
- Mulasi, U., Kuchnia, A. J., Cole, A. J., & Earthman, C. P. (2015). Bioimpedance at the bedside: current applications, limitations, and opportunities. *Nutr Clin Pract*, 30(2), 180-193. doi:10.1177/0884533614568155

- Nescolarde, L., Yanguas, J., Lukaski, H., Alomar, X., Rosell-Ferrer, J., & Rodas, G. (2013). Localized bioimpedance to assess muscle injury. *Physiol Meas*, *34*(2), 237-245. doi:10.1088/0967-3334/34/2/237
- Nescolarde, L., Yanguas, J., Terricabras, J., Lukaski, H., Alomar, X., Rosell-Ferrer, J., & Rodas, G. (2017). Detection of muscle gap by L-BIA in muscle injuries: clinical prognosis. *Physiol Meas*, *38*(7), L1-L9. doi:10.1088/1361-6579/aa7243
- Norman, K., Stobaus, N., Pirlich, M., & Bosy-Westphal, A. (2012). Bioelectrical phase angle and impedance vector analysis--clinical relevance and applicability of impedance parameters. *Clin Nutr*, *31*(6), 854-861. doi:10.1016/j.clnu.2012.05.008
- Patterson, R., McNamara, E., Tainio, M., de Sa, T. H., Smith, A. D., Sharp, S. J., . . . Wijndaele, K. (2018). Sedentary behaviour and risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and incident type 2 diabetes: a systematic review and dose response meta-analysis. *Eur J Epidemiol*, *33*(9), 811-829. doi:10.1007/s10654-018-0380-1
- Pulsford, R. M., Blackwell, J., Hillsdon, M., & Kos, K. (2017). Intermittent walking, but not standing, improves postprandial insulin and glucose relative to sustained sitting: A randomised cross-over study in inactive middle-aged men. *J Sci Med Sport*, *20*(3), 278-283. doi:10.1016/j.jsams.2016.08.012
- Qin, E. S., Bowen, M. J., James, S. L., & Chen, W. F. (2020). Multi-segment bioimpedance can assess patients with bilateral lymphedema. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, *73*(2), 328-336. doi:10.1016/j.bjps.2019.06.041
- Quiterio, A. L., Silva, A. M., Minderico, C. S., Carnero, E. A., Fields, D. A., & Sardinha, L. B. (2009). Total body water measurements in adolescent athletes: a comparison of six field methods with deuterium dilution. *J Strength Cond Res*, *23*(4), 1225-1237. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a9ec39
- Reiner, M., Niermann, C., Jekauc, D., & Woll, A. (2013). Long-term health benefits of physical activity--a systematic review of longitudinal studies. *BMC Public Health*, *13*, 813. doi:10.1186/1471-2458-13-813
- Ribeiro, A. S., Avelar, A., Dos Santos, L., Silva, A. M., Gobbo, L. A., Schoenfeld, B. J., . . . Cyrino, E. S. (2017). Hypertrophy-type

- Resistance Training Improves Phase Angle in Young Adult Men and Women. *Int J Sports Med*, 38(1), 35-40. doi:10.1055/s-0042-102788
- Santos, D. A., Judice, P. B., Magalhaes, J. P., Correia, I. R., Silva, A. M., Baptista, F., & Sardinha, L. B. (2018). Patterns of accelerometer-derived sedentary time across the lifespan. *J Sports Sci*, 36(24), 2809-2817. doi:10.1080/02640414.2018.1474537
- Sardinha, L. B. (2018). Physiology of exercise and phase angle: another look at BIA. *Eur J Clin Nutr*, 72(9), 1323-1327. doi:10.1038/s41430-018-0215-x
- Sato, S., Demura, S., Kitabayashi, T., & Noguchi, T. (2007). Segmental body composition assessment for obese Japanese adults by single-frequency bioelectrical impedance analysis with 8-point contact electrodes. *J Physiol Anthropol*, 26(5), 533-540. doi:10.2114/jpa2.26.533
- Seo, A., Kakehashi, M., Tsuru, S., & Yoshinaga, F. (1996). Leg swelling during continuous standing and sitting work without restricting leg movement. *Journal of occupational health*, 38(4), 186-189.
- Shaw, B. H., Garland, E. M., Black, B. K., Paranjape, S. Y., Shibao, C. A., Okamoto, L. E., . . . Raj, S. R. (2017). Optimal diagnostic thresholds for diagnosis of orthostatic hypotension with a 'sit-to-stand test'. *J Hypertens*, 35(5), 1019-1025. doi:10.1097/HJH.0000000000001265
- Shea, J. J., Adler, D., Barham, L., Conard, N. J., Eren, M. I., Lombard, M., . . . Tryon, C. A. (2010). Homo sapiens is as Homo sapiens was: Behavioral variability versus "behavioral modernity" in Paleolithic archaeology. *Current anthropology*, 52(1), 000-000.
- Shizgal, H. M. (1990). Validation of the measurement of body composition from whole body bioelectric impedance. *Infusionstherapie*, 17 Suppl 3, 67-74. doi:10.1159/000222559
- Silva, A. M., Fields, D. A., Heymsfield, S. B., & Sardinha, L. B. (2011). Relationship between changes in total-body water and fluid distribution with maximal forearm strength in elite judo athletes. *J Strength Cond Res*, 25(9), 2488-2495. doi:10.1519/JSC.0b013e3181fb3dfb
- Solomon, E. P., Martin, C. E., Martin, D. W., Berg, L. R. (2019). *Biology* (C. Learning Ed. 11th ed.).

- Stick, C., Grau, H., & Witzleb, E. (1989). On the edema-preventing effect of the calf muscle pump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 59(1-2), 39-47. doi:10.1007/BF02396578
- Stick, C., Stofen, P., & Witzleb, E. (1985). On physiological edema in man's lower extremity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 54(4), 442-449. doi:10.1007/BF02337192
- Thaler, H., Wirnsberger, G., Pienaar, S., & Roller, R. (2010). Bilateral leg edema in the elderly. Clinical considerations and treatment options. *European Geriatric Medicine*, 1(6), 353-357.
- Thivel, D., Tremblay, A., Genin, P. M., Panahi, S., Riviere, D., & Duclos, M. (2018). Physical Activity, Inactivity, and Sedentary Behaviors: Definitions and Implications in Occupational Health. *Front Public Health*, 6, 288. doi:10.3389/fpubh.2018.00288
- Thomas, B. J., Ward, L. C., & Cornish, B. H. (1998). Bioimpedance spectrometry in the determination of body water compartments: accuracy and clinical significance. *Appl Radiat Isot*, 49(5-6), 447-455. doi:10.1016/s0969-8043(97)00052-3
- Thomasset, A. (1963). [Bio-electric properties of tissues. Estimation by measurement of impedance of extracellular ionic strength and intracellular ionic strength in the clinic]. *Lyon Med*, 209, 1325-1350. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13981120>
- Thorp, A. A., Kingwell, B. A., Sethi, P., Hammond, L., Owen, N., & Dunstan, D. W. (2014). Alternating bouts of sitting and standing attenuate postprandial glucose responses. *Med Sci Sports Exerc*, 46(11), 2053-2061. doi:10.1249/MSS.0000000000000337
- Tinsley, G. M., Moore, M. L., Silva, A. M., & Sardinha, L. B. (2020). Cross-sectional and longitudinal agreement between two multifrequency bioimpedance devices for resistance, reactance, and phase angle values. *European journal of clinical nutrition*, 74(6), 900-911.
- Torres, A. G., Oliveira, K. J., Oliveira-Junior, A. V., Gonçalves, M. C., & Koury, J. C. (2008). Biological determinants of phase angle among Brazilian elite athletes. *Proceedings of the Nutrition Society*, 67(OCE8).
- Tremblay, M. S., Aubert, S., Barnes, J. D., Saunders, T. J., Carson, V., Latimer-Cheung, A. E., . . . Participants, S. T. C. P. (2017). Sedentary

- Behavior Research Network (SBRN) - Terminology Consensus Project process and outcome. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 14(1), 75. doi:10.1186/s12966-017-0525-8
- Udo, H., Fujimura, M., & Yoshinaga, F. (1999). The effect of a tilting seat on back, lower back and legs during sitting work. *Ind Health*, 37(4), 369-381. doi:10.2486/indhealth.37.369
- Urry, L. A., Cain, M. L., Wasserman, S. A., Minorsky, P. V., Orr, R. B. (2021). *Campbell Biology* (Pearson Ed. 12th ed.).
- van der Ploeg, H. P., & Hillsdon, M. (2017). Is sedentary behaviour just physical inactivity by another name? *Int J Behav Nutr Phys Act*, 14(1), 142. doi:10.1186/s12966-017-0601-0
- Visser, M., Gallagher, D., Deurenberg, P., Wang, J., Pierson, R. N., Jr., & Heymsfield, S. B. (1997). Density of fat-free body mass: relationship with race, age, and level of body fatness. *Am J Physiol*, 272(5 Pt 1), E781-787. doi:10.1152/ajpendo.1997.272.5.E781
- Ward, L. C. (2012). Segmental bioelectrical impedance analysis: an update. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, 15(5), 424-429. doi:10.1097/MCO.0b013e328356b944
- Ward, L. C. (2019). Bioelectrical impedance analysis for body composition assessment: reflections on accuracy, clinical utility, and standardisation. *Eur J Clin Nutr*, 73(2), 194-199. doi:10.1038/s41430-018-0335-3
- Waters, T. R., & Dick, R. B. (2015). Evidence of health risks associated with prolonged standing at work and intervention effectiveness. *Rehabil Nurs*, 40(3), 148-165. doi:10.1002/rnj.166
- Wilmot, E. G., Edwardson, C. L., Achana, F. A., Davies, M. J., Gorely, T., Gray, L. J., . . . Biddle, S. J. (2012). Sedentary time in adults and the association with diabetes, cardiovascular disease and death: systematic review and meta-analysis. *Diabetologia*, 55(11), 2895-2905. doi:10.1007/s00125-012-2677-z
- Winkel, J. (1981). Swelling of the lower leg in sedentary work--a pilot study. *J Hum Ergol (Tokyo)*, 10(2), 139-149. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7052213>

- Yamada, Y., Nishizawa, M., Uchiyama, T., Kasahara, Y., Shindo, M., Miyachi, M., & Tanaka, S. (2017). Developing and Validating an Age-Independent Equation Using Multi-Frequency Bioelectrical Impedance Analysis for Estimation of Appendicular Skeletal Muscle Mass and Establishing a Cutoff for Sarcopenia. *Int J Environ Res Public Health*, *14*(7). doi:10.3390/ijerph14070809
- Yamazoe, M., Mizuno, A., Niwa, K., & Isobe, M. (2015). Edema index measured by bioelectrical impedance analysis as a predictor of fluid reduction needed to remove clinical congestion in acute heart failure. *Int J Cardiol*, *201*, 190-192. doi:10.1016/j.ijcard.2015.07.086
- Zamberlan, P., Feferbaum, R. A. P. o. P., Doria Filho, U., Brunow de Carvalho, W. F. P. o. P., & Figueiredo Delgado, A. A. P. o. P. (2019). Bioelectrical Impedance Phase Angle and Morbidity and Mortality in Critically Ill Children. *Nutr Clin Pract*, *34*(1), 163-171. doi:10.1002/ncp.10201

## **13. Anexos**

## Anexo A – Consentimento Informado



### CONSELHO DE ÉTICA DA FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA

#### **CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA INVESTIGAÇÃO CIENTÍFICA COM SERES HUMANOS**

**Título do projeto ou estudo:** Efeitos de estar sentado, em pé ou em transições sentado/pé na dinâmica de acumulação de fluidos nos membros inferiores.

**Objetivo geral do estudo:** Examinar os efeitos da quebra do tempo sentado ininterrupto sobre o edema das pernas, quando comparado com a posição imóvel ininterrupta de pé e a transição entre estar de pé e estar sentado.

**Pessoa responsável pelo projeto:** Professora Doutora Analiza Mónica Silva

**Instituição de acolhimento:** Laboratório de Exercício e Saúde, Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa.

O presente documento designado Consentimento Informado, Livre e Esclarecido, contém informação importante em relação ao estudo para o qual foi abordado/a, bem como o que esperar se decidir participar no mesmo. Leia atentamente toda a informação aqui contida. Deve sentir-se inteiramente livre para colocar qualquer questão, assim como para discutir com terceiros (amigos, familiares) a decisão da sua participação neste estudo.

#### **Informação geral**

Está a ser convidado (a) a participar num projeto de investigação, que pretende analisar o efeito de três intervenções, para verificar se pequenas interrupções no tempo sedentário podem prevenir o edema na parte inferior do corpo. Visto ser elegível para este estudo, nesta fase serão realizadas avaliações da sua composição corporal e quantidade de líquido existente nos membros inferiores.

Como cumpriu os critérios estipulados pelo estudo, compromete-se através deste documento, a participar neste estudo e a completá-lo.
<b>Qual a duração esperada da minha participação?</b>
A sessão de recolha de dados terá uma duração de 120 minutos (2h).
<b>Quais os procedimentos do estudo em que vou participar?</b>
<p>Para o estudo é necessário que esteja em jejum, que não tenha praticado exercício físico nas 24h anteriores nem ingerido álcool ou cafeína nas 12h anteriores ao teste. Primeiramente, realizar-se-á a impedância bioelétrica (BIA). O teste de corpo inteiro será realizado através da colocação de quatro eléctrodos nas superfícies dorsais do pé e tornozelo direito e no punho e mão direito. Para a BIA localizada, quatro eléctrodos serão colocados pela ordem seguinte: o primeiro eléctrodo distal será colocado abaixo do polo inferior da patela e o eléctrodo proximal correspondente no punho, os outros dois eléctrodos serão colocados nas superfícies dorsais do pé direito e do tornozelo.</p> <p>Através da colocação destes eléctrodos, é permitida a passagem de uma corrente que percorre o corpo com uma baixa voltagem. Através desta avaliação serão obtidos parâmetros físicos como a resistência, reactância, impedância, ângulo de fase e estimativa dos compartimentos de água intra e extracelulares. Serão colocados eléctrodos no seu membro inferior pelo que pedimos que no dia da avaliação não use brincos, relógio, ou qualquer material que contenha metal na sua constituição. Antes de iniciar o teste, ficará 10 minutos numa posição deitada, e após esse período irá passar pelas três situações distintas do protocolo, para avaliar a existência de edema nos membros inferiores. Cada uma dessas situações terá a duração de 20 minutos, com um período de descanso de 10 minutos entre elas, semelhante ao descanso inicial. Para obter a massa gorda, massa magra e conteúdo mineral ósseo, total e regional, será utilizada a densitometria radiológica de dupla energia (DXA). Será realizado um scan de corpo inteiro, que inclui a emissão de um raio-x de dupla energia com uma duração aproximada de 7 minutos.</p>
<b>A minha participação é voluntária?</b>
A sua participação é voluntária e pode recusar-se a participar. Caso decida participar neste estudo é importante ter conhecimento que pode desistir a qualquer momento, sem qualquer tipo de consequência para si. No caso de decidir abandonar o estudo, a sua relação com a Faculdade de Motricidade Humana (FMH) e com os investigadores não será afetada.
<b>Quais os possíveis benefícios da minha participação?</b>

<p>Terminadas as avaliações e os respetivos procedimentos analíticos, serão disponibilizados relatórios detalhados acerca da sua composição corporal e ainda consciencialização acerca dos efeitos adversos de estar sentado durante um longo período de tempo.</p>
<p align="center"><b>Quais os possíveis riscos da minha participação?</b></p>
<p>Para a realização da BIA, será pedido que o participante venha em jejum, o que pode causar algum desconforto. A DXA tem uma radiação mínima, inferior a uma viagem de avião intercontinental. Os testes implicam alguma disponibilidade do seu tempo e recursos financeiros nas deslocações aos locais de avaliação.</p>
<p align="center"><b>Quem assume a responsabilidade no caso de um evento negativo?</b></p>
<p>Investigador principal.</p>
<p align="center"><b>Há cobertura por uma companhia de seguros?</b></p>
<p>Não será feito um seguro de grupos de acidentes pessoais para avaliações na FMH.</p>
<p align="center"><b>Quem deve ser contactado em caso de urgência?</b></p>
<p>Analiza Mónica Silva</p>
<p align="center"><b>Como é assegurada a confidencialidade dos dados?</b></p>
<p>A informação obtida neste estudo será utilizada apenas pela equipa de investigação, sendo garantido o anonimato dos participantes e a confidencialidade dos dados.</p>
<p align="center"><b>O que acontecerá aos dados quando a investigação terminar?</b></p>
<p>Os dados serão guardados numa base de dados SPSS e Excel no servidor da Faculdade de Motricidade Humana afeto ao Laboratório de Exercício e Saúde. Os documentos em suporte de papel serão destruídos após a construção da matriz de tratamento dos dados.</p>
<p align="center"><b>Como irão os resultados do estudo ser divulgados e com que finalidades?</b></p>
<p>Os dados serão tratados na sua globalidade de forma anónima. Os resultados serão divulgados aos participantes do estudo através de sessões de grupo e à comunidade científica por meio de congressos e publicações de artigos.</p>
<p align="center"><b>Em caso de dúvidas quem devo contactar?</b></p>
<p>Para qualquer questão relacionada com a sua participação neste estudo, por favor, contactar: Analiza Mónica Silva, email: <a href="mailto:analiza@fmh.ulisboa.pt">analiza@fmh.ulisboa.pt</a> ; tel: 962903643</p>

## **Assinatura do Consentimento Informado, Livre e Esclarecido**

Li (ou alguém leu para mim) o presente documento e estou consciente do que esperar quanto à minha participação no estudo (Efeitos de estar sentado, em pé ou em transições sentado/pé na dinâmica de acumulação de fluidos nos membros inferiores). Tive a oportunidade de colocar todas as questões e as respostas esclareceram todas as minhas dúvidas. Deste modo, aceito voluntariamente participar neste estudo. Foi-me dada uma cópia deste documento.

---

**Nome do participante**

---

**Assinatura do participante**

---

**Data**

---

**Nome do representante legal do  
participante  
(se aplicável)**

---

**Grau de relação com o participante**

### **Investigador/Equipa de Investigação**

Os aspetos mais importantes deste estudo foram explicados ao participante ou ao seu representante, antes de solicitar a sua assinatura. Uma cópia deste documento ser-lhe-á fornecida.

---

**Nome da pessoa que obtém o  
consentimento**


---

**Assinatura da pessoa que obtém o  
consentimento**

---

**Data**

## Anexo B – PAR-Q

Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q (revisão em 2002)		PAR-Q & YOU (Questionário para pessoas com idades entre os 15 e os 69 anos)	
<p>A prática de atividade física regular é divertida e saudável, sendo que todos os dias existem cada vez mais indivíduos que se tornam mais ativos. Ser mais ativo é muito seguro para a maioria das pessoas. No entanto, algumas pessoas devem consultar o seu médico antes de se tornarem muito mais fisicamente ativas. Se pretende tornar-se muito mais ativo do que é neste momento, comece por responder às sete questões que se seguem. Se tem uma idade compreendida entre os 15 e os 69 anos, o PAR-Q indicará se necessita de consultar um médico antes de iniciar a sua atividade física. Se tem mais de 69 anos de idade e não está habituado a ser muito ativo, deve consultar o seu médico.</p> <p>O senso comum é o melhor guia para responder a estas questões. Por favor leia as questões cuidadosamente e responda a cada uma delas com sinceridade, colocando uma cruz no SIM ou no NÃO.</p>			
SIM	NÃO		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1 - Alguma vez o seu médico lhe disse que tem um problema cardíaco e que apenas deve praticar atividade física recomendada por um médico?	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2 - Sente dores no peito quando pratica atividade física?	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3 - No mês passado, sentiu dores no peito enquanto não praticava atividade física?	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4 - Perde o equilíbrio devido a tonturas ou alguma vez ficou inconsciente?	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5 - Tem algum problema ósseo ou articular (ex.: coluna, joelho ou coxa) que poderá piorar devido a alterações na sua atividade física?	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6 - O seu médico encontra-se atualmente a prescrever-lhe algum medicamento para a pressão arterial ou para problemas cardíacos?	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7 - Conhece qualquer outra razão pela qual não deveria praticar atividade física?	
Se respondeu SIM a uma ou mais questões		<p>Fale com o seu médico por telefone ou pessoalmente ANTES de aumentar a sua atividade física ou ANTES de fazer uma avaliação da condição física. Conte ao seu médico que respondeu ao PAR-Q e quais as questões que respondeu SIM.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Deve poder fazer qualquer atividade que deseje, desde que comece lentamente e vá aumentando gradualmente. Ou, poderá necessitar restringir as suas atividades àquelas que sejam seguras para si. Fale com o seu médico acerca do tipo de atividade que pretende praticar e siga o seu conselho.</li> <li>• Procure informar-se sobre quais os programas que são seguros para si e que o podem ajudar.</li> </ul>	
<p>Se respondeu NÃO a todas as questões: Se respondeu honestamente NÃO a todas as questões do PAR-Q, pode com alguma certeza:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Começar a aumentar a sua atividade física: comece lentamente e vá aumentando gradualmente. Este é o caminho mais seguro e fácil a seguir.</li> <li>• Efetuar uma avaliação física: esta é uma excelente forma para determinar a sua condição física, de modo a planear a melhor forma para viver ativamente. Recomenda-se igualmente, que faça a avaliação da sua pressão arterial. Se os valores forem superiores a 144/94, consulte o seu médico antes de se tornar muito mais ativo fisicamente.</li> </ul>			<p>Adie o aumento da sua atividade física:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Se não se sente bem devido a uma doença temporária, tais como constipação ou febre - espere até se sentir melhor; ou</li> <li>• Se está ou poderá estar grávida - fale com o seu médico antes de se tornar mais ativa.</li> </ul>
			<p><b>Nota:</b> Se a sua saúde se alterar de forma a que passe a responder SIM a alguma das sete questões, informe o seu profissional de Exercício ou de Saúde. Pergunte se deverá alterar o seu plano de atividade física.</p>
<p>Nota informativa sobre o PAR-Q: A <i>Canadian Society for Exercise Physiology, Health Canada</i>, e os seus agentes não assumem qualquer responsabilidade pelos praticantes de atividade física, e em caso de dúvida após responder a este questionário consulte o seu médico antes de começar a praticar atividade física.</p>			
<p><b>Não são permitidas alterações. O questionário deveser fotocopiado e utilizado na sua forma integral.</b></p>			
<p><b>Nota:</b> se o PAR-Q é disponibilizado a uma pessoa antes do início de um programa de atividade física ou de uma avaliação da condição física, esta secção poderá ser utilizada para fins legais ou administrativos.</p>			
<p>“Li, percebi e completei este questionário. Todas as dúvidas que tinha foram respondidas de forma satisfatória”.</p>			
NOME:			
ASSINATURA:		DATA:	
ASSINATURA DO ENCARREGADO DE EDUCAÇÃO (menores de idade):		TESTEMUNHA:	
<p><b>Nota:</b> esta autorização para a atividade física é válida para um máximo de 12 meses a partir da data em que o questionário foi preenchido e tornar-se-á inválido se a sua condição se alterar de forma a que passe a responder SIM a qualquer das sete questões.</p>			

Questionário PAR-Q & YOU (*Physical Activity Readiness Questionnaire*)  
Adaptado para língua portuguesa (Medicine, 2013)

## Anexo C – Questionário Inicial

### Questionário inicial

O seguinte questionário enquadra-se no estudo, realizado na FMH-UL, sobre os efeitos de estar sentado, em pé ou em transições sentado/pé na dinâmica de acumulação de fluidos nos membros inferiores.

\*Obrigatório

1. Nome (completo) \*

---

2. Contacto telefónico \*

---

3. Idade \*

---

4. Peso \*

---

5. Altura \*

---

6. Sexo \*

*Marcar apenas uma oval.*

Masculino

Feminino

7. Consegue permanecer 20 minutos sem mover os membros inferiores? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

8. Tem capacidade de dar o consentimento informado e de comunicar com a equipa do estudo? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

9. Consegue comparecer às avaliações e participar nas sessões de intervenção na FMH-UL?

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

10. Consumo de álcool > 14 bebidas por semana \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

11. Fumador/ deixou de fumar <6 meses \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

12. Presença de próteses mecânicas \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

13. Gravidez ou intenção de engravidar nos próximos 8 meses \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não  
 Não se aplica

14. Esteve grávida nos últimos 6 meses ou amamenta? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não  
 Não se aplica

15. Toma algum tipo de medicação? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

16. Se sim, qual?

---

17. Presença de diabetes \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

18. Presença de varizes nos membros inferiores ou histórico familiar \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

19. Presença de doença cardiovascular \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

20. Presença de lipotimia (perda de força muscular, sem necessariamente perda de consciência) \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

21. Presença de síncope (perda de consciência súbita e breve com perda do tônus postural seguida de restabelecimento espontâneo) \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

22. Presença de doença neurológica (Alzheimer, Parkinson...) \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não

23. Presença de ciclos menstruais irregulares \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não  
 Não se aplica

24. Utilização de contraceptivos orais \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim  
 Não  
 Não se aplica

Obrigado pela sua colaboração.

## Anexo D – Ficha de Participante



ID PARTICIPANTE

<b>Nome:</b>		Data da aval.: __/__/__	
_____		_____	
Idade: ____	Sexo: F <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/>	Etnia: ____	Data da nasc.: __/__/__
Contacto: _____			

COMPOSIÇÃO CORPORAL		
M. corporal (kg): ____	Estatura (cm): ____	IMC: ____
	<b>PA INICIAL</b>	
	Sentado	Bipedal
PA Sistólica		
PA Diastólica		
BPM		

**Nota:**

A – Pé

B – Sentado

C – Intermitente

(começa sentado)

CONDIÇÃO – A  B  C

CONDIÇÃO		AKERN - 50Khz		IMPEDIMED - 50Khz		IMPEDIMED - 5Khz	
		R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )	R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )	R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )
INICIAL (0 min. repouso)	TOT						
	SEG						
INTERMÉDIA (10 min. condição)	TOT						
	SEG						
FINAL (20 min. condição)	TOT						
	SEG						

CONDIÇÃO – A  B  C

CONDIÇÃO		AKERN - 50Khz		IMPEDIMED - 50Khz		IMPEDIMED - 5Khz	
		R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )	R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )	R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )
INICIAL (0 min. repouso)	TOT						
	SEG						
INTERMÉDIA (10 min. condição)	TOT						
	SEG						
FINAL (20 min. condição)	TOT						
	SEG						

CONDIÇÃO – A  B  C

CONDIÇÃO		AKERN - 50Khz		IMPEDIMED - 50Khz		IMPEDIMED - 5Khz	
		R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )	R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )	R ( $\Omega$ )	X ( $\Omega$ )
INICIAL (0 min. repouso)	TOT						
	SEG						
INTERMÉDIA (10 min. condição)	TOT						
	SEG						
FINAL (20 min. condição)	TOT						
	SEG						

PA AO LONGO DA CONDIÇÃO

CONDIÇÃO		Tempo (minutos)		
		1	5	15
A <input type="checkbox"/> B <input type="checkbox"/> C <input type="checkbox"/>	PA Sistólica			
	PA Diastólica			
	BPM			
A <input type="checkbox"/> B <input type="checkbox"/> C <input type="checkbox"/>	PA Sistólica			
	PA Diastólica			
	BPM			
A <input type="checkbox"/> B <input type="checkbox"/> C <input type="checkbox"/>	PA Sistólica			
	PA Diastólica			
	BPM			