



CATÓLICA
ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

**CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO
FÍSICA E DA PERFORMANCE
DESPORTIVA UTILIZANDO
ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA
ELÉTRICA**

por

Francisca Machado Monteiro

Janeiro 2019



CATÓLICA
ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Tese apresentada à Escola Superior de Biotecnologia da
Universidade Católica Portuguesa para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

por

Francisca Machado Monteiro

Local: Escola Superior de Biotecnologia, Universidade Católica Portuguesa

Orientação: António C. Ferreira – Orientador/ Ana Pimenta - Co-Orientadora

Janeiro 2019

Resumo

A análise e classificação da condição física e da performance desportiva constituem uma necessidade emergente e cada vez mais requerida, daí que a recolha de informação relevante e o seu processamento sejam essenciais para apoiar uma gestão orientada e personalizada da dieta e do treino praticados pelos atletas. Neste trabalho, é proposta uma metodologia que permite realizar a monitorização dos atletas em *point-of-care*, baseada na técnica de espectroscopia de impedância elétrica (EIS), a partir da qual se pretende classificar o nível de esforço exigido durante uma sessão de treino, em função da dieta implementada e do tipo de treino realizado. Além disso, esta metodologia visa a avaliação dos efeitos isolado e combinado dos fatores referidos, com o objetivo de compreender que alterações ocorrem ao nível dos tecidos biológicos e dos fluídos corporais nos atletas de *Crossfit* sob análise, durante as sessões de treino.

A metodologia proposta inclui a avaliação de diferentes abordagens de processamento e a análise estatística dos dados obtidos após aplicação das mesmas, análise esta que permitiu aferir qual o processamento mais adequado para as avaliações a efetuar, qual o intervalo de frequência que permite obter resultados mais satisfatórios e, por fim, qual ou quais as frequências que permitem diferenciar as dietas implementadas e os treinos praticados e avaliar o efeito combinado destes fatores.

O método discriminativo utilizado permitiu verificar que a autocorrelação do sinal no intervalo de 48000-52000 Hz permite diferenciar os momentos anterior e posterior ao treino com significância estatística e, apesar de se ter concluído que não havia interação entre a dieta e o treino praticados, foi possível detetar diferenças estatisticamente significativas entre as dietas, quando analisadas as componentes dos sinais de EIS adquiridos em todas as frequências avaliadas entre 49700 e 51800 Hz, assim como para a soma total da energia espectral enfatizada, e entre os treinos praticados, para todas as frequências contidas no intervalo de 48500-52000 Hz e para a soma total da energia enfatizada do sinal. Posto isto, o presente estudo veio demonstrar que, a partir dos espectros de impedância adquiridos pelo sensor AD5933, é possível discriminar as alterações nos valores de impedância induzidas pelo esforço exigido pelo treino e caracterizar os efeitos isolado e combinado, da dieta e do tipo de treino praticados.

palavras-chave: *classificação, condição física, espectroscopia de impedância elétrica, performance desportiva*

Abstract

The analysis and classification of physical condition and sports performance are an evolving and increasingly required need, hence the gathering of relevant information and its processing are essential to support a guided and customized diet and training management by the athletes. In this work, a methodology based on electrical impedance spectroscopy (EIS) that allows the point-of-care monitoring of these athletes is proposed, which is intended to classify the level of effort required on a training session, according to the implemented diet and the training. Furthermore, this methodology aims the evaluation of the isolated and combined effects of the referred factors, in order to understand which alterations occur in the biological tissues and body fluids of Crossfit athletes under analysis, during the training sessions.

The proposed methodology includes an evaluation of different processing approaches and the statistic analysis of data, that allows the understanding about which is the most suitable processing method, which is the frequency range that comes whit the best results, and, finally, which are the frequencies that differentiate the implemented diets and the training, as well as the combined effect of both of these factors.

The applied discriminative method found that the autocorrelation of the signal in the range of 48000-52000 Hz allows the differentiation of the previous and the latest moments of the training sessions with high statistical significance and, despite the fact that it has been concluded that there was no interaction between the diets and the type of training, it was possible to detect some statistically significant differences between diets when the signal components in the range of 48500-52000 Hz were analyzed, as for the sum of the total spectral energy, and between the training sessions for all the signal components in the tested range, as for the sum of total spectral energy. Therefore, the present study shows that it is possible to discriminate the alterations in the impedance data, induced by the effort demanded on a training session, and to characterize the isolated and combined effects of the hold diet and training, from the impedance spectra acquired using the AD5933 sensor.

keywords: classification, electrical impedance spectroscopy, physical condition, sport performance

Agradecimentos

Sem esquecer todos quantos contribuíram para a realização deste trabalho e a quem expresso o meu reconhecimento, quero, no entanto, manifestar especial gratidão:

Ao Professor António César Ferreira, meu orientador, que partilhou comigo a vontade de arriscar e me ensinou a olhar para lá do óbvio e do mais fácil. Agradeço por todos os seus ensinamentos, pelo apoio, pela motivação, pelos seus muitos conselhos, pela partilha de experiências e, acima de tudo, pela confiança.

À Professora Ana Pimenta, minha co-orientadora, pelo seu conhecimento, entrega e dedicação na concretização de todo o projeto. O seu incentivo fez com que eu nunca deixasse de acreditar em mim.

Aos Professores Pedro Carvalho, Miguel Velhote e Rui Barros, que demonstraram prontamente interesse em contribuir para a realização e revisão deste trabalho.

Ao Professor Pedro Rodrigues, um especial agradecimento por todas horas passadas a debater ideias, a pensar em alternativas e a encontrar soluções. Sem ele, este trabalho não teria o mesmo valor.

À Vera Moreira e ao Hugo Horta, responsáveis pela *Crossfit OpenBox*, por me permitirem usufruir do seu espaço e incentivarem os seus atletas a participar. O seu apoio e confiança foram imprescindíveis para a concretização de todo este estudo.

Aos atletas participantes, pela sua disponibilidade durante o período de estudo, quer na realização das medições, quer na aplicação das dietas.

Ao Augusto Rodrigues, pela preciosa colaboração na concretização prática do trabalho, nomeadamente na conceção das dietas implementadas. Sem ele, este estudo não teria sido possível.

Ao Zé Rui, amigo e companheiro que sempre acreditou e me apoiou incondicionalmente.

Por último, um especial agradecimento aos meus pais e irmão, que estiveram sempre presentes, ainda que à distância. A motivação, o afeto e o apoio que me dedicaram durante todos os momentos, sobretudo nos mais difíceis, foram fundamentais para a concretização deste trabalho.

Índice

| | |
|--|-------------|
| Resumo | iii |
| Abstract | v |
| Agradecimentos | vii |
| Lista de figuras | xi |
| Lista de tabelas | xiii |
| 1.1. Contextualização..... | 1 |
| 1.2. Objetivos..... | 3 |
| 1.3. Enquadramento teórico | 4 |
| 1.3.1. Condição física e performance desportiva | 4 |
| i) Definições..... | 4 |
| ii) Fisiologia do exercício físico | 5 |
| iii) Bioenergética do exercício físico | 6 |
| iv) Gestão energética e performance desportiva..... | 9 |
| v) A modalidade do <i>Crossfit</i> | 14 |
| 1.3.2. Bioimpedância elétrica | 16 |
| i) Fundamentos teóricos da impedância elétrica..... | 16 |
| ii) Impedância dos tecidos biológicos..... | 18 |
| iii) Composição e estrutura dos tecidos biológicos | 19 |
| iv) Frequência do sinal elétrico..... | 20 |
| v) Medições de impedância elétrica | 22 |
| v) Análise de impedância bioelétrica (BIA) | 23 |
| vii) Espectroscopia de impedância elétrica (EIS)..... | 24 |
| viii) Potencial da EIS para classificar a condição física e a performance desportiva | 28 |
| 1.3.3. Tratamento e análise dos dados de impedância | 29 |
| i) Organização dos dados | 30 |
| ii) Pré-processamento dos dados..... | 31 |
| iii) Processamento dos dados | 31 |
| iv) Método discriminativo | 32 |
| 1.4. Revisão da literatura..... | 36 |
| 1.4.1. Aplicações biomédicas da EIS | 36 |
| 1.4.2. Dispositivos médicos de EIS..... | 43 |
| 2. Materiais e Métodos | 46 |

| | |
|---|------------|
| 2.1. Desenho experimental | 46 |
| 2.2. Caracterização da população sob estudo | 47 |
| 2.3. Avaliações por Espetroscopia de Impedância Elétrica (EIS)..... | 47 |
| 2.3.1. Sistema de medição | 48 |
| 2.3.2. Aquisição dos sinais de EIS | 48 |
| 2.2. Avaliação da glicemia | 49 |
| 2.3. Tratamento e análise dos dados..... | 50 |
| 2.5.1. Organização e pré-processamento dos dados..... | 50 |
| 2.5.2. Processamento dos dados | 51 |
| 2.5.3. Método discriminativo | 52 |
| 3. Resultados e Discussão..... | 56 |
| 3.1. Aplicabilidade do sensor: análise prévia..... | 56 |
| 3.2. Análise inicial dos espectros de impedância..... | 56 |
| 3.3. Método discriminativo | 58 |
| 3.3.1. Análise estatística multivariada..... | 58 |
| 3.3.2. Análise estatística univariada | 72 |
| 4. Conclusão | 78 |
| 5. Perspetivas Futuras..... | 80 |
| 6. Apêndices | 81 |
| 7. Bibliografia | 114 |

Lista de figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1.1. Sistemas energéticos requisitados pelo músculo esquelético em função da duração da atividade física realizada..... | 8 |
| Figura 1.2. Substratos energéticos utilizados para diferentes intensidades de exercício, expressa pela % de carga máxima..... | 13 |
| Figura 1.3. – Representação geométrica: a) da fórmula de Euler e b) da impedância elétrica..... | 17 |
| Figura 1.4. – Modelação da bioimpedância elétrica de uma célula suspensa no ECF e respetivo circuito elétrico equivalente. | 18 |
| Figura 1.5. – Modelo 2D da estrutura P-L-P da membrana celular..... | 19 |
| Figura 1.6. – Condução da corrente elétrica através dos tecidos biológicos: a) para sinais de baixa frequência e b) para sinais de elevada frequência..... | 20 |
| Figura 1.7. – Regiões de dispersão dependentes da frequência..... | 21 |
| Figura 1.8. – Condutividade dos tecidos a) muscular e b) de gordura..... | 23 |
| Figura 1.9. – Representação da tabela bilinear dos dados..... | 30 |
| Figura 2.1. – Aquisição do sinal de EIS..... | 49 |
| Figura 2.2. - Esquema da metodologia desenvolvida para o tratamento e análise dos dados..... | 50 |
| Figura 3.1. – PCA dos dados obtidos na análise prévia, para PC1: a) scores; e b) loadings..... | 56 |
| Figura 3.2. - Espectros de impedância a) antes da aplicação de qualquer pré-processamento; b) depois da aplicação do pré-processamento logarítmico; c) depois da remoção da componente de 50 kHz..... | 57 |
| Figura 3.3. – <i>Scores</i> do PCA dos dados organizados em função dos momentos anterior e posterior ao treino, no conjunto de todas as recolhas efetuadas, nas componentes principais 1 e 2 (PC1 e PC2)..... | 58 |
| Figura 3.4. – <i>Loadings</i> do PCA dos dados organizados em função das dietas implementadas, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino em atletas com acompanhamento nutricional, em a) PC1; e b) PC2..... | 58 |
| Figura 3.5. – <i>Scores</i> do PCA dos dados organizados em função das dietas implementadas, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino em atletas com acompanhamento nutricional, em PC1 e PC2..... | 59 |

| | |
|--|----|
| Figura 3.6. – <i>Loadings</i> do PCA dos dados organizados em função das dietas implementadas, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino em atletas com acompanhamento nutricional, em a) PC1; e b) PC2..... | 60 |
| Figura 3.7. – <i>Scores</i> do PCA dos dados organizados em função dos treinos praticados, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino, em PC1 e PC2..... | 60 |
| Figura 3.8. – <i>Scores</i> do PCA dos dados organizados em função dos treinos praticados, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino, em a) PC1; e b) PC2..... | 61 |
| Figura 3.9. – Exemplo do <i>output</i> devolvido pelo software com as estatísticas do teste de Wilcoxon aplicado aos dados de energia espectral, para o atleta AAM..... | 62 |
| Figura 3.10. – Visualização gráfica da interação entre a dieta e o treino por aplicação da ANOVA–dois fatores: a) para 51000 Hz; b) para a soma das componentes do sinal.... | 76 |

Lista de tabelas

| | |
|---|-------|
| Tabela 1.1. Caracterização dos sistemas energéticos do músculo esquelético..... | 7 |
| Tabela 1.2. Disponibilidade e rendimento energético dos substratos utilizados no músculo..... | 11 |
| Tabela 1.3. – Outras técnicas de impedância elétrica utilizadas em medicina..... | 26-27 |
| Tabela 1.4. - Descrição dos testes estatísticos aplicados..... | 34-35 |
| Tabela 1.5. – Aplicações biomédicas da EIS..... | 37-42 |
| Tabela 1.6. - Dispositivos médicos de EIS disponíveis no mercado..... | 44-45 |
| Tabela 2.1. - Descrição dos diferentes grupos associados a cada dieta..... | 46 |
| Tabela 2.2. - Aplicação dos testes estatísticos de Wilcoxon, Kruskal-Wallis e <i>t-student</i> para amostras emparelhadas nos dados obtidos após cada uma das abordagens das métricas avaliadas..... | 54 |
| Tabela 3.1. – Valores de prova obtidos para o teste de Wilcoxon aplicado aos dados de energia espectral..... | 62-63 |
| Tabela 3.2. – Estatísticas descritivas e do teste de Kruskal-Wallis aplicado aos dados de energia espectral, para o conjunto de todas as medições realizadas, em que cada grupo está associado a apenas um atleta..... | 64 |
| Tabela 3.3. – Estatísticas descritivas e do teste de <i>t-student</i> para amostras emparelhadas aplicado aos dados de energia espectral, para o conjunto de todas as medições realizadas antes e depois do treino..... | 65 |
| Tabela 3.4. – Valores de prova obtidos para o teste de Wilcoxon aplicado aos dados dos espectros originais..... | 66 |
| Tabela 3.5. - Estatísticas descritivas e do teste de Kruskal-Wallis aplicado aos dados dos espectros originais, para o conjunto de todas as medições realizadas, em que cada grupo está associado a apenas um atleta..... | 68 |
| Tabela 3.6. - Estatísticas descritivas e do teste de <i>t-student</i> para amostras emparelhadas aplicado aos dados de energia espectral, para o conjunto de todas as medições realizadas antes e depois do treino..... | 68 |
| Tabela 3.7. – Valores de prova obtidos para o teste de Wilcoxon aplicado aos dados da energia espectral enfatizada..... | 69-70 |

| | |
|---|----|
| Tabela 3.8. - Estatísticas descritivas e do teste de Kruskal-Wallis aplicado aos dados de energia espectral enfatizada, para o conjunto de todas as medições realizadas, em que cada grupo está associado a apenas um atleta..... | 71 |
| Tabela 3.9. - Estatísticas descritivas e do teste de <i>t-student</i> para amostras emparelhadas aplicado aos dados de energia espectral, para o conjunto de todas as medições realizadas antes e depois do treino..... | 72 |
| Tabela 3.10. - Estatísticas descritivas e de teste da ANOVA aplicada aos dados de energia espectral enfatizada, para avaliar o efeito da dieta no intervalo de 48500 – 52000 Hz..... | 73 |
| Tabela 3.11. - Estatísticas descritivas e de teste da ANOVA aplicada aos dados de energia espectral enfatizada, para avaliar o efeito do treino no intervalo de 48500 – 52000 Hz..... | 74 |
| Tabela 3.12. - Estatísticas descritivas e de teste da ANOVA aplicada aos dados de energia espectral enfatizada, para avaliar o efeito combinado das dietas e dos treinos praticados no intervalo de 48500 – 52000 Hz..... | 75 |

Abreviaturas

ADP – Adenosina Difosfato

ANOVA – *Analysis of Variance* – Análise da Variância

ATP – Adenosina Trifosfato

BIA – *Bioimpedance Analysis* – Análise da Bioimpedância

BIVA – *Bioelectrical Impedance Vector Analysis* - Análise do Vetor de Impedância Bioelétrica

BMI – *Body Mass Index* - Índice de Massa Corporal

CFE – Condicionamento Físico Exigente

CP – Creatina Fosfato

ECF – *Extracellular Fluid* - Fluido extracelular

EIM – *Electrical Impedance Miography* - Miografia de Impedância Elétrica

EIS – Espectroscopia de Impedância Elétrica

EIT – *Electrical Impedance Tomography* - Tomografia de Impedância Elétrica

FFM – *Fat Free Mass* – Massa Livre de Gordura

FM – *Fat Mass* - Massa Gorda

ICF – *Intracellular Fluid* - Fluido intracelular

ICG – *Impedance Cardiography* - Cardiografia por Impedância

IPG – *Impedance Plethysmography* - Pletismografia de Impedância

MF-BIA – *Multiple Frequency - Bioelectrical Impedance Analysis* – Análise da Impedância Bioelétrica em Múltiplas Frequências

p – *p-value* - valor de prova

PAR-Q – Questionário de Prontidão para a Atividade Física

PCA – *Principal Components Analysis* – Análise das Componentes Principais

SF-BIA – *Single Frequency - Bioimpedance Analysis* - Análise da Impedância Bioelétrica numa Única Frequência

TBW – *Total Body Water* – Total de Água Corporal

VO_{2max} – Volume de Oxigénio Máximo

WOD – *Workout Of the Day* – Treino do Dia

1. Introdução

1.1. Contextualização

O desporto, seja ele de alto rendimento ou de recreação, é um fenómeno de expressão mundial com importância económica e social bastante significativa. De facto, as diversas áreas da Ciência do Desporto têm-se dedicado a identificar e interpretar o perfil de exigências específicas de cada modalidade desportiva, com o objetivo constante de desafiar os limites da performance humana, contribuindo para a qualidade crescente dos processos e critérios de seleção de atletas, o desenvolvimento de métodos de treino mais eficazes e uma exaustiva preparação das competições¹. Por este motivo, a análise e classificação da condição física e da performance desportiva constituem uma necessidade emergente e cada vez mais requerida, na medida em que permitem um constante ajuste e melhoramento das práticas relativas ao treino e à nutrição dos atletas. Neste sentido, a recolha de informação relevante, tanto nos momentos de treino como em competição, e o seu processamento possibilitam a configuração de modelos de atividade, aptidão e bem-estar dos desportistas, a identificação de procedimentos que afetem de forma positiva ou negativa a sua prestação, a promoção do desenvolvimento de métodos de treino que garantam não só a segurança do ponto de vista da saúde, mas também uma melhor gestão do esforço e da dieta e o reconhecimento de tendências evolutivas das diferentes modalidades desportivas².

De facto, tem-se vindo a verificar um crescimento da investigação neste domínio, com o objetivo de continuar a potenciar a performance dos atletas, nas diversas modalidades desportivas. Procura-se, assim, orientar não só o treino, mas também a dieta dos desportistas, a fim de otimizar o seu rendimento, com base no *feedback* fornecido pelo seu próprio metabolismo. Este interesse tem-se tornado cada vez mais evidente, não só no contexto competitivo, mas também durante a prática desportiva que vise a implementação de um estilo de vida saudável, em que o controlo e monitorização das atividades realizadas por estes indivíduos não é tão exigente e regulada. Neste contexto, é necessário atender às expectativas destes indivíduos relativas à prática de atividade física e à gestão da sua dieta sem que a sua saúde e bem-estar sejam comprometidos. De facto, desde sempre que os treinadores, *personal trainers* e os próprios atletas analisam a performance desportiva de forma subjetiva, tomando decisões baseadas nessa subjetividade. A verdade é que a informação disponível durante o treino e a competição é muito extensa e diversa, além de que as ações praticadas

decorrem num ambiente muito dinâmico, o que dificulta a recolha de dados e, numa fase posterior, a intervenção. Por estes motivos, surge a necessidade de recorrer a sistemas de análise e classificação mais rigorosos e objetivos que sustentem as decisões tomadas pelos orientadores.

Tradicionalmente, a deteção e quantificação dos biomarcadores associados ao exercício físico, como são exemplos o lactato, a glucose, o cortisol, o cálcio, a creatina cinase, entre outros, constituíam a principal metodologia de avaliação da performance, do progresso do treino e de condições patológicas associadas à prática desportiva³⁻⁵. Ainda hoje, estes parâmetros moleculares constituem ferramentas úteis para a avaliação e monitorização não só da saúde dos atletas, sejam eles profissionais ou amadores, mas também da condição física, permitindo apoiar a gestão do esforço realizada nos momentos de treino. No entanto, a determinação da concentração dos referidos compostos exige a utilização de dispositivos muito precisos e sofisticados⁶⁻¹¹, os quais são consideravelmente mais caros relativamente ao proposto neste trabalho. Além disso, a classificação da condição física e da performance utilizando um único parâmetro molecular é insuficiente e pouco ajustada, conduzindo a avaliações pouco rigorosas³. Mais ainda, esta abordagem implica a comparação dos valores medidos com valores de referência, os quais não estão devidamente definidos para as diferentes modalidades desportivas³, podendo facilmente conduzir a classificações inadequadas e a interpretações erradas dos resultados. Por este motivo, adotar uma metodologia que não se baseia na identificação ou quantificação de um composto associado à prática de exercício físico, mas sim numa grandeza que reflita o conjunto de alterações induzidas pela sua prática e pela dieta implementada pelo atleta, demonstra um enorme potencial para classificar a condição física de cada indivíduo e, assim, otimizar a sua performance desportiva.

A grandeza correlacionada neste trabalho com a condição física e com a performance dos atletas foi a bioimpedância elétrica, a qual pode ser sucintamente descrita como a resistência produzida pelos tecidos biológicos aquando da passagem de corrente elétrica através dos mesmos¹²⁻¹⁴. Sendo o corpo humano uma estrutura complexa composta por vários tecidos biológicos organizados num arranjo tridimensional, a forma como as diferentes células se dispõem e a sua composição definem o tipo de tecido biológico em que estas se inserem, determinando as propriedades físico-químicas dos mesmos e as suas funcionalidades^{12,13}. Desta forma, a partir da análise da bioimpedância elétrica, é possível inferir acerca do estado funcional

do conjunto dos sistemas fisiológicos (musculoesquelético, cardiorrespiratório, etc.) envolvidos na performance desportiva e na condição física de um atleta. Na verdade, as técnicas de bioimpedância elétrica possuem um grande potencial como métodos de monitorização das alterações induzidas pelo exercício, já que permitem obter informação relativa à caracterização e composição desses mesmos tecidos, assim como dos diversos processos metabólicos e fisiológicos a ocorrer em paralelo que, no seu conjunto, permitem caracterizar mais detalhadamente o estado de saúde e, daí, a condição física do indivíduo^{12,14}.

Assim, para realizar a avaliação que constitui o objetivo deste trabalho, é proposta uma metodologia que permite realizar a monitorização dos atletas em *point-of-care*, isto é, em tempo real e no local da prática desportiva, baseada na técnica de espectroscopia de impedância elétrica (EIS). A utilização de uma técnica de espectroscopia possibilita a captura de um conjunto de dados relativos ao sujeito sob análise, numa gama alargada de frequências, otimizando a probabilidade da recolha de informação valiosa no contexto em que este trabalho se insere. Esta avaliação é realizada de uma forma não-direcionada, ou seja, que não visa a análise do comportamento de variáveis pré-definidas, mas sim num contexto mais amplo e abrangente, em que qualquer variável poderá ser correlacionada com as condições a que os indivíduos estão sujeitos. Além disso, o tratamento dos dados realizado permitirá reconhecer quais as frequências, de entre as várias testadas, que melhor separa e classifica as amostras analisadas.

Posto isto, neste estudo é proposta uma metodologia não-invasiva, indolor, fácil de utilizar, economicamente acessível, mas assertiva, que consiste na captura de um conjunto de dados dispostos em espectros de bioimpedância elétrica. Considera-se que a mesma constitui uma excelente oportunidade para a monitorização do estado saúde e do bem-estar dos indivíduos, essencial no contexto da Medicina e da Ciência Desportiva como método de classificação da condição física e da performance desportiva.

1.2. Objetivos

O objetivo primário deste trabalho é avaliar o potencial da técnica de espectroscopia de bioimpedância elétrica para classificar o nível de esforço exigido, em função da dieta implementada e do tipo de treino realizado, com base nas alterações detetadas pelo sistema de medição utilizado. O processamento dos dados obtidos visa, assim, correlacionar os estados fisiológicos e metabólicos codificados nos espectros captados com padrões de desempenho e de bem-estar, com o intuito de otimizar a

gestão da adequabilidade do treino e do regime alimentar adotados. Pretende-se, assim, realizar a prova princípio do sistema de medição utilizado, demonstrando a sua capacidade de classificar as alterações nos valores de impedância induzidas pelos fatores referidos.

Em segundo lugar, este trabalho visa avaliar o efeito isolado e combinado da dieta e do tipo de treino realizados, com o intuito de compreender que alterações ocorrem ao nível dos tecidos biológicos e dos fluídos corporais nos atletas de *Crossfit* sob análise, após a prática de uma sessão de treino.

1.3. Enquadramento teórico

1.3.1. Condição física e performance desportiva

Neste capítulo, são apresentadas as definições dos conceitos que lhe dão título, seguidas da exposição breve, mas representativa da fisiologia do exercício físico, onde é descrita a mobilização dos diferentes substratos energéticos de acordo com o tipo de exercício realizado, salientando a influência das características do exercício e das dietas implementadas na condição física e na performance desportiva dos atletas. Além disso, são expostas as etapas do processo stress-resposta-adaptação e os fatores que o condicionam. Neste ponto, é discutido o paradoxo relativo à exigência física que é necessário incutir durante a prática do exercício, como forma de induzir o aperfeiçoamento da condição física e da performance desportiva, sem que se comprometa a segurança do atleta no que respeita à sua saúde e bem-estar. Mais ainda, são esclarecidos os aspetos fundamentais a analisar relativos à gestão energética exigida para alcançar a performance pretendida, nomeadamente no que toca ao esforço e ao regime alimentar adotados pelo atleta. Por fim, introduz-se a modalidade que é alvo de estudo neste trabalho, o *Crossfit*, esclarecendo-se os aspetos que a definem e o motivo pelo qual foi escolhida.

i) Definições

A condição física pode ser entendida como a predisposição para a prática de uma determinada atividade física, seja ela uma tarefa do quotidiano ou exercício físico planeado e estruturado, com um dado nível de desempenho, sem apresentar cansaço físico e mental que impeçam a sua concretização^{15,16}. É, por isso, um conceito complexo intimamente relacionado com a saúde e com a qualidade de vida e composto por vários componentes interdependentes, nomeadamente o estado de *fitness*, estado de saúde,

sexo, idade e fatores psicológicos e emocionais¹⁶. O estado de *fitness*, por sua vez, contempla um conjunto de atributos, como a capacidade cardiovascular, força, agilidade, resistência aeróbia, composição corporal, flexibilidade, entre outros^{3,17,18}, que influenciam o conceito mais geral e abrangente de “condição física”.

Associada aos conceitos previamente abordados, a performance desportiva de um atleta consiste na sua prestação ou proeza desportivas¹⁹, sendo este o resultado de uma mistura complexa da função bioquímica, de fatores emocionais e de técnicas de treino²⁰.

Assim, esclarecidos os conceitos-chave essenciais para o desenvolvimento deste trabalho, poderão ser descritos os aspetos fundamentais a ter em conta para proceder à análise e classificação de estados fisiológicos e metabólicos associados aos mesmos.

ii) Fisiologia do exercício físico

A fisiologia do exercício físico é o estudo da função dos organismos e das suas partes durante a prática de exercício físico, o qual integra conhecimentos de anatomia, bioquímica, biologia molecular e biofísica²¹. De facto, o exercício físico constitui um processo complexo, no qual é induzido um stress ou estimulação que, de acordo com o conjunto de fatores condicionantes que o definem, desencadeiam uma resposta por parte do organismo, no sentido de satisfazer as necessidades de energia, produzindo adaptações metabólicas e fisiológicas que permitem ao atleta tolerar e superar os desafios impostos pela referida estimulação²¹. Este processo é conhecido por ciclo stress-resposta-adaptação²¹. Assim, fisiologicamente, o propósito de treinar é induzir um stress no organismo que o vai incitar a adaptar-se, desenvolvendo novas capacidades psicofísicas, ou melhorando-as, de forma a otimizar a performance^{21,22}. De facto, o exercício físico só traz benefícios se impelir a adaptação do organismo no sentido de superar o stress induzido pelo esforço. No entanto, se o stress induzido for demasiado e o organismo não tiver capacidade para o tolerar, podem resultar lesões, ou até mesmo a síndrome de *overtraining*²¹, condição caracterizada por uma sensação de exaustão crónica, perda de condicionamento físico com perda de força e rendimento, entre outras manifestações, as quais resultam do aumento do volume ou intensidade do treino que impelem uma taxa de estimulação superior à de recuperação do organismo, fruto de uma exigência metabólica e fisiológica excessiva²³⁻²⁵. Por este motivo, é essencial que o stress induzido no organismo pela prática de exercício físico seja apropriado para as características do atleta, não só para otimizar a sua performance, mas também para não comprometer o seu bem-estar e a sua saúde. Tendo em conta o referido, compreende-se

a necessidade de desenvolver uma metodologia que permita obter um *feedback* personalizado e baseado nas alterações metabólicas e fisiológicas despoletadas pelo treino e pela dieta, maximizando a adaptação e otimizando a performance desportiva.

Neste sentido, importa compreender quais os fatores de que dependem as respostas metabólicas e fisiológicas desencadeadas pelo exercício físico, salientando-se a intensidade, duração, frequência, tipo de treino, nível de treino do atleta, tipologia das fibras recrutadas durante o exercício e os fatores externos, como a dieta implementada, a temperatura e estado de *fitness* do atleta^{3-5,26-28}. De facto, o corpo humano pode ser entendido como uma máquina, cujo trabalho está dependente do conjunto de variáveis enumeradas anteriormente. O complexo sistema desta máquina baseia-se na conversão de uma forma de energia, nomeadamente energia química, obtida a partir dos alimentos, noutras, como energia mecânica e calorífica. Tal como numa máquina, ao exigir a realização de exercício com maior intensidade e/ou durante mais tempo, está inerente um maior consumo de energia por parte das células e tecidos, despoletando um aumento da taxa metabólica^{21,22}. Ora, ao metabolismo associado à obtenção de energia para a satisfação das funções vitais, assim como para a prática de atividades motoras durante o exercício físico, está associada uma série de reações catabólicas regidas pelos princípios da bioenergética, a qual controla e limita a performance desportiva^{21,22}.

iii) Bioenergética do exercício físico

Todo o exercício físico é um evento energético, pelo que compreender de que forma o organismo adquire, converte, armazena e utiliza energia constitui um elemento-chave para a concretização dos objetivos deste trabalho. Para isso, é necessário que exista, em cada célula, uma substância que armazene energia e que consiga cedê-la quando assim for exigido, fornecendo energia para as mais diversas reações. A maioria dos organismos possui em grande parte das suas células a substância que assume este papel, designada por adenosina trifosfato (ATP)^{21,22}. A produção de ATP no músculo esquelético pode ser realizada por três sistemas, nomeadamente o sistema imediato da fosfocreatina, o sistema glicolítico e o sistema oxidativo. Estes sistemas funcionam sob diferentes condições, estando dependentes do conjunto de fatores que caracterizam o exercício físico anteriormente referidos.

Começando pela primeira via utilizada para a produção de energia, e apesar de o ATP ser o intermediário químico mais comum, constata-se que grande parte da energia celular se encontra armazenada sob a forma de creatina fosfato (CP). De facto, por

intermédio da enzima creatina cinase, é removido o grupo fosfato da CP, o qual é cedido à adenosina difosfato (ADP), produzindo ATP. Este é o mecanismo mais rápido e determinante no fornecimento de energia nos primeiros segundos da prática do exercício físico^{21,22}.

Apesar da importância deste sistema nos momentos iniciais da atividade física, as reservas de ATP e CP são relativamente limitadas, o que implica a utilização de vias de obtenção de energia alternativas quando a necessidade de energia se mantém. Aí, a reconstituição de ATP requer a ativação de sistemas energéticos que, através de processos catabólicos altamente rentáveis, alimentam os músculos esqueléticos – os sistemas glicolítico e oxidativo^{21,22}. Quanto ao primeiro, as fontes de energia são a glucose – monossacarídeo utilizado como substrato energético e intermediário metabólico – e o glicogénio – polímero de glucose que constitui a principal reserva energética das células animais, inclusive musculares²¹. À quebra destas moléculas dá-se o nome de glicólise e glicogenólise, respetivamente^{21,22}. No entanto, a energia produzida por esta via é escassa e insuficiente para atividades com duração superior a 1 minuto, pelo que há a necessidade de recorrer ao metabolismo oxidativo^{21,22}. Esta via permite obter uma quantidade significativamente maior de energia comparativamente com o sistema glicolítico, mesmo quando utiliza o mesmo substrato energético, nomeadamente a glucose (36 moléculas de ATP pela via oxidativa e 2 pela via glicolítica, por cada molécula de glucose)^{21,22}. Ainda assim, os sistemas energéticos imediato e glicolítico são muito importantes durante a fase inicial do exercício físico, já que são rapidamente ativados, garantido o fornecimento de energia para a ativação do sistema oxidativo, a qual é bastante lenta, além de possuir um ritmo de produção muito baixo, mesmo quando está totalmente ativada²¹. A **Tabela 1.1.** resume as principais características dos sistemas energéticos do músculo esquelético abordados e enumera o conjunto de condições sob as quais os mesmos são ativados.

Tabela 1.1. Caracterização dos sistemas energéticos do músculo esquelético²¹.

| | Substrato energético utilizado | Local de reserva | Timing de atuação | Potência máxima (kcal/min) | Utilização de oxigénio |
|----------------------------|---------------------------------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| Sistema imediato | ATP e CP | Músculo | 20 s iniciais | 36 | Anaeróbio |
| Sistema glicolítico | Glucose e glicogénio | Músculo | 10 s – 1 min | 16 | Anaeróbio |

| | | | | | |
|--------------------------|--|--|-------------------|----|---------|
| Sistema oxidativo | Glucose, glicogénio, lípidos e aminoácidos | Músculo, sangue, fígado e tecido adiposo | A partir dos 30 s | 10 | Aeróbio |
|--------------------------|--|--|-------------------|----|---------|

Tal como indicado na tabela, os sistemas energéticos podem ser classificados com base na utilização de oxigénio. De facto, enquanto que os sistemas imediato e glicolítico são considerados anaeróbios, já que não utilizam oxigénio, o sistema oxidativo constitui um sistema aeróbio, dada o facto de requerer oxigénio para a sua ativação ^{21,22}. Além disso, é possível verificar que cada um dos sistemas referidos não atua isoladamente, já que existem fases do exercício em que ocorre uma ativação simultânea de mais de um sistema. A **Figura 1.1.** esclarece a relação entre os sistemas energéticos requisitados no músculo esquelético, em função da duração da atividade física realizada.

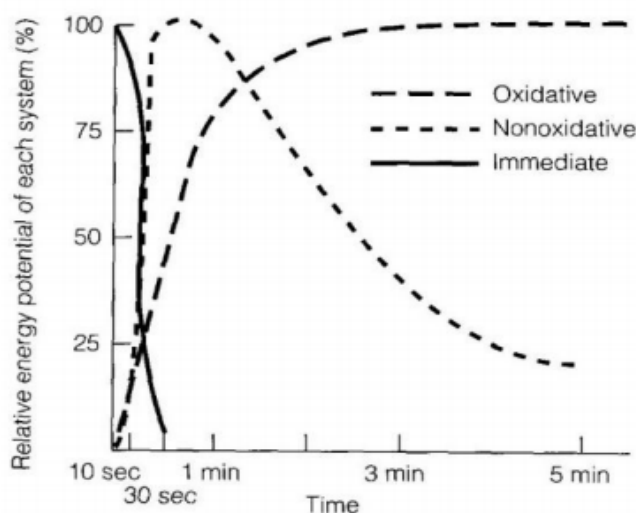


Figura 1.1. Sistemas energéticos requisitados pelo músculo esquelético em função da duração da atividade física realizada²¹.

Atendendo à figura, o sistema imediato permanece ativado durante os primeiros segundos de prática da atividade física, seguindo-se o sistema glicolítico e, por fim, o oxidativo. De facto, verifica-se que mais de 90% do requisito de energia é atendido pela via anaeróbia nos primeiros 30 segundos de atividade, ao passo que, após o primeiro minuto, mais de 50% da energia é obtida aerobiamente^{3,18,21}. Na fase do exercício entre os 30 segundos a 1 min, as necessidades de energia são satisfeitas pelas vias anaeróbia e aeróbia^{3,18,21}. Assim, durante a prática de exercício físico, a produção de energia nunca é realizada por um único sistema, mas sim pelo conjunto de dois ou mais sistemas que atuam em simultâneo^{3,5,21}, sendo que, de acordo com as características do exercício, a obtenção de energia por uma das vias predomina relativamente à outra, em função da disponibilidade de substrato energético e da exigência de energia^{21,22}.

Além do que foi referido, a análise da **Tabela 1.1.** permite ainda verificar que a gordura e os aminoácidos são apenas passíveis de serem usados como substratos energéticos pelo sistema oxidativo. Ainda assim, estes substratos são fundamentais para produção de energia durante a prática de exercício físico, principalmente quando a glucose se esgota^{3,21,22}. Este facto torna evidente a influência não só da dieta, mas também do esforço implicado durante a prática de exercício físico no metabolismo dos atletas, com impacto direto na condição física e na performance desportiva.

iv) Gestão energética e performance desportiva

A capacidade muscular para a realização de um determinado exercício físico é limitada pelo desempenho dos três sistemas energéticos referidos e, conseqüentemente, pela disponibilidade de substratos energéticos, de O₂ e dos sistemas enzimáticos ativados^{21,22}. Por este motivo, o processo de treino e o regime alimentar adotados requerem conhecimento não só acerca dos requisitos metabólicos da atividade a praticar, mas também das características fisiológicas do próprio atleta^{21,22,29}.

Assim, e apesar de existirem vários fatores que condicionam a condição física e, conseqüentemente, a performance desportiva, o esforço realizado durante a prática de exercício físico e a nutrição constituem os principais aspetos intervenientes nos processos de preparação e manutenção da condição física pretendida^{22,29-31}. Desta forma, o treino e a alimentação de cada atleta, seja ele profissional ou amador, devem maximizar o impacto positivo destes fatores na sua condição física, permitindo a intervenção orientada nos mesmos, de forma a otimizar a sua performance desportiva, de acordo com as metas e objetivos delineados em cada caso. De realçar que, embora os fatores referidos produzam um efeito direto na condição física de forma independente, é o conjunto dos dois que permite induzir um impacto maior no metabolismo inerente ao exercício físico, sendo por isso essencial gerir este conjunto de forma equilibrada e apoiada^{22,23,29-31}. Assim, é importante compreender de que forma as características do treino realizado influenciam os substratos energéticos recrutados, cuja disponibilidade está profundamente dependente da alimentação praticada.

✓ Alimentação

No manual do Programa Nacional para a Promoção da Alimentação Saudável Nutrição no Desporto, publicado pela Direção-Geral da Saúde em 2016²⁹, é indicado que “A alimentação influencia significativamente o rendimento desportivo. (...) o que

comemos vai determinar não só a quantidade, mas também a qualidade energética e nutricional. Tendo em conta que a ferramenta de trabalho de um atleta é o seu próprio corpo, e que o seu desempenho desportivo é influenciado pelo seu estado nutricional, uma alimentação correta e adaptada aos objetivos desportivos torna-se fundamental. Neste texto, o termo ‘atleta’ não se refere apenas ao atleta profissional, mas também a todos aqueles que praticam desporto de uma forma regular, com objetivos desportivos definidos e que têm como objetivo a maximização do desempenho desportivo. (...) Para maximizar o rendimento físico e mental, o atleta deverá cumprir as necessidades energéticas e nutricionais necessárias para suportar o seu programa de treino e os momentos de competição. (...) Deverá também adotar estratégias nutricionais específicas antes, durante e após o exercício de forma a promover os processos de adaptação induzidos pelo treino e a recuperação entre sessões de treino/competição.”. Desta citação depreende-se que a nutrição desempenha um papel essencial na evolução do desportista, não só como forma de assegurar o desempenho das suas funções vitais, mas também para que consiga responder e superar as exigências do treino e da competição. Um dos autores do mesmo manual, especialista português em nutrição desportiva, Vítor Hugo Teixeira (2016)³⁰, esclarece ainda que o papel da nutrição no desporto é “otimizar a adaptação e minimizar o risco de lesões”. De facto, a alimentação que um atleta pratica durante a fase competitiva determina as adaptações fisiológicas desencadeadas em resposta ao stress induzido e, conseqüentemente, o seu rendimento desportivo, pelo que o mesmo autor esclarece ainda que “o treino só termina quando a seguir o atleta come”, salientando a imperatividade de gerir a alimentação em função das suas exigências metabólicas.

Como a grande maioria dos eventos atléticos, sejam treinos ou competições, possuem uma duração superior a 1 minuto, o principal sistema energético envolvido na produção de energia no músculo esquelético é o oxidativo. Como já referido, as potenciais fontes de energia deste sistema são os glúcidos, as gorduras e os aminoácidos^{21,22}, pelo que é pertinente perceber o que difere durante a utilização destes substratos, nomeadamente no que concerne à disponibilidade, mecanismos, capacidade e resistência dos respetivos substratos no rendimento energético de cada processo. No que toca aos glúcidos, e mais concretamente no caso da glucose, sabe-se que esta é extensamente metabolizada pelos mecanismos glicolíticos, além de desempenhar um papel fundamental no sistema oxidativo²¹. De facto, os músculos contêm reservas de glicogénio que podem ser restituídas a partir da glucose existente em circulação, assim

como pode ocorrer a conversão do glicogénio armazenado no fígado em glucose que, por sua vez, pode ser conduzida aos músculos e reposta na forma de glicogénio muscular^{21,22}. Quanto às gorduras, estas só podem ser catalisadas recorrendo a processos oxidativos. A quantidade de energia produzida por esta via é consideravelmente superior à produzida utilizando os restantes substratos energéticos, mesmo quando se trata de ácidos gordos de cadeias médias e pequenas. Analogamente ao que acontece com as gorduras, os aminoácidos também só podem ser catalisados por processos oxidativos. Contudo, antes desta oxidação, é necessário remover o resíduo azotado que compõe os aminoácidos, o qual é geralmente substituído por outro composto, num processo denominado por transaminação, ou, no caso do glutamato, removido no fígado através de uma desaminação oxidativa²¹. De facto, o contributo do catabolismo dos aminoácidos só tem algum significado durante o exercício prolongado, quando ocorre uma carência acentuada de glicogénio e, mesmo neste caso, o seu catabolismo não assegura mais de 5-10% do dispêndio energético total^{21,32}. A **Tabela 1.2.** clarifica a discrepância existente no que respeita ao rendimento energético dos diferentes substratos energéticos e à disponibilidade dos mesmos.

Tabela 1.2. Disponibilidade e rendimento energético dos substratos utilizados no músculo^{21,22}.

| | Disponibilidade (kcal) | Rendimento energético por molécula de substrato |
|--|------------------------|--|
| Glicogénio muscular | 480 - 1200 | 36 moléculas de ATP por molécula de glucose |
| Glicogénio hepático | 280 - 400 | 36 moléculas de ATP por molécula de glucose |
| Gordura (triglicéridos no tecido adiposo) | 80 500 - 141 000 | 129 moléculas de ATP por molécula de palmitato |
| Proteínas | 24 000 | 15 moléculas de ATP por molécula de alanina, com piruvato como intermediário |

Legenda: O palmitato é um ácido gordo de tamanho médio e comumente oxidado no músculo esquelético. A alanina é um aminoácido frequentemente regenerado a partir do piruvato, no músculo esquelético, e transportada até ao fígado, onde é reconvertida em glucose.

A diferença no rendimento energético da degradação dos diferentes substratos energéticos é significativa, verificando-se que a oxidação de gordura constitui a via mais rentável. Além disso, a gordura constitui o substrato energético que está disponível durante mais tempo, dada a maior quantidade de reservas corporais existente face às de glucose e proteínas^{21,22}. De facto, o aumento da taxa do metabolismo oxidativo constitui uma adaptação positiva ao treino, o que se reflete numa maior capacidade de oxidar gordura por parte dos atletas, poupando a glucose disponível e permitindo um aproveitamento mais eficiente da mesma, nomeadamente para a produção de energia nos momentos iniciais da atividade^{21,32}.

✓ **Esforço**

A prática de uma dada atividade desportiva pressupõe um conjunto de alterações metabólicas características do tipo de exercícios realizados, entre as quais os substratos utilizados, que influenciam diretamente os efeitos induzidos no organismo^{21,22,33}. É importante compreender que o esforço imprimido num treino, o qual está essencialmente dependente da intensidade, duração e tipo de exercícios praticados³³, deve ser ajustado às características de cada atleta e planeado com base no objetivo que se pretende alcançar.

Para quantificar a intensidade do exercício praticado, é comumente utilizado o VO_{2max} , parâmetro que pode ser definido como a quantidade máxima de oxigénio que o corpo é capaz de utilizar durante a prática de exercício físico^{32,33}. De facto, verifica-se que, à medida que a intensidade do exercício físico aumenta, ocorre também um aumento do volume de oxigénio consumido. No entanto, esta relação não é sempre linear, já que existe uma quantidade máxima de oxigénio que o corpo tem capacidade de consumir, a qual se denomina por VO_{2max} ^{32,33}. Assim, o esforço induzido pela prática de exercício físico pode ser avaliado de acordo com a intensidade imprimida no mesmo, a qual é quantificada utilizando o referido parâmetro.

Na **Figura 1.2.** é possível analisar a forma como diferentes intensidades do exercício praticado afetam o substrato energético recrutado para a produção de energia.

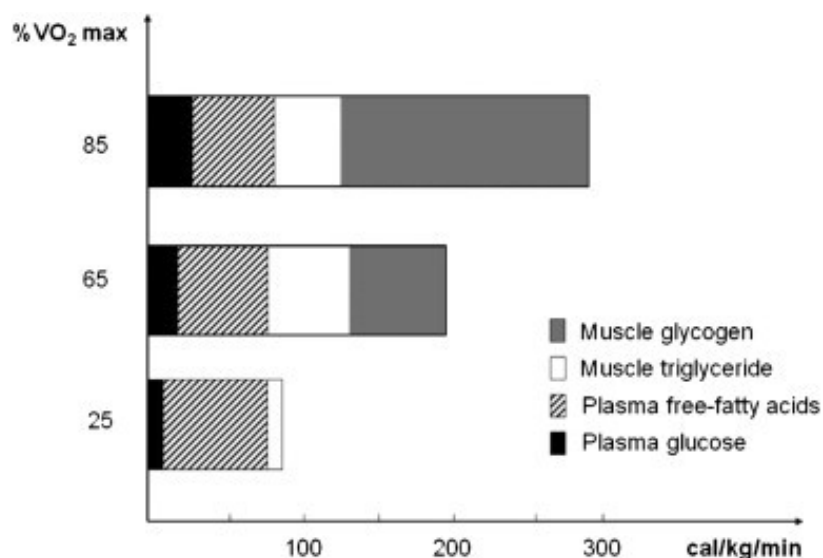


Figura 1.2. Substratos energéticos utilizados para diferentes intensidades de exercício, expressa pelo VO_{2max} ³².

A análise do gráfico representado na figura permite verificar que, tal como fora dito anteriormente, os glúcidos e a gordura constituem os principais substratos energéticos utilizados durante a prática de exercício físico e que, à medida que a intensidade do exercício aumenta, aumenta também a utilização de glúcidos, enquanto que a quantidade de gordura utilizada é superior para intensidades de 65 e 85 de % VO_{2max} . De facto, é reportado na literatura que o VO_{2max} de 65% corresponde à intensidade na qual a oxidação de gordura é máxima, sendo que, para intensidades superiores à referida, os glúcidos constituem o principal substrato energético recrutado^{21,33}. Mais ainda, para uma intensidade moderada (VO_{2max} de 55 e 70%), é essencialmente trabalhado o estado de *fitness* relativo à capacidade aeróbia, isto é, a otimização da capacidade cardiovascular e da resistência³³. Exercícios com intensidades correspondentes a VO_{2max} superior a 80% induzem um impacto maior no organismo do atleta (o aumento do stress induzido tem como consequência uma maior adaptação do organismo, como abordado anteriormente), estando mais associado à maximização da performance, sendo, por isso, mais utilizado no condicionamento físico e em treinos no período de competição^{32,33}.

Mais ainda, no que concerne à tipologia do treino, esta está dependente do tipo de exercícios aí realizados. Assim, o esforço implicado nesta realização permite classificá-los como exercícios do tipo exaustivos e não-exaustivos⁵. Enquanto que os exercícios do tipo não-exaustivo incluem aqueles cuja intensidade é de moderada a vigorosa, realizados por um período de tempo concordante com as características do praticante,

que lhe permitam realizar as atividades e recuperar das mesmas de uma forma sustentável e, por isso, saudável, os primeiros incluem exercícios agudos, prolongados e com um período de exercitação muito vigorosa, com o designado *non-functional overreaching* (ponto a partir do qual a recuperação é realizada a um ritmo mais lento do que o estímulo desenvolvido durante o treino, levando à fadiga³⁴). Interessa compreender que os limites desta classificação são relativos, na medida em que são dependentes da condição física do atleta, assim como, mais uma vez, da intensidade e duração do exercício realizado⁵.

Dada esta alternância de substrato energético a utilizar em cada fase do exercício e consoante o estado de *fitness* de cada atleta, é evidente a necessidade de avaliar as respostas metabólicas e fisiológicas desencadeadas pelas diferentes dietas implementadas e pelo tipo de treino realizado na condição física e, conseqüentemente, na performance desportiva dos atletas. Para o efeito, é sugerida a metodologia proposta neste trabalho, a qual permite monitorizar este impacto de uma forma fácil, não-invasiva, economicamente acessível, mas rigorosa, adequada para um sistema de *point-of-care*. No contexto deste trabalho, esta metodologia foi testada num grupo de atletas de *Crossfit*, modalidade apresentada de seguida.

v) A modalidade do *Crossfit*

Tendo em conta que, neste estudo, o efeito da dieta e do treino serão avaliados num conjunto de atletas de *Crossfit*, e dado o facto de esta modalidade ser relativamente recente, é importante esclarecer em que consiste, mais concretamente no que respeita ao tipo de exercícios realizados, às exigências metabólicas associadas e às alterações induzidas pela sua prática.

O *Crossfit* é um programa de condicionamento físico exigente (CFE) criado em 2000 que tem vindo a ganhar muitos aderentes ao longo dos últimos anos^{35,36}. A prática desta atividade tem como finalidade otimizar as diversas capacidades físicas, depreendendo-se benefícios funcionais (aumento da força muscular, da capacidade cardiorrespiratória, entre outros) e metabólicos, através da execução de exercícios funcionais a uma elevada intensidade, constante ou variável^{35,36}.

O interesse acerca do estudo desta atividade é sustentado por dois argumentos principais: 1) apesar da popularidade conquistada nos últimos anos, ainda foram publicados poucos estudos realizados sobre as alterações metabólicas e fisiológicas induzidas por uma sessão de treino de *Crossfit*, ou por um conjunto de sessões, ao longo

do tempo^{35,36}; 2) dada a elevada intensidade a que os exercícios são realizados, prevê-se que as alterações anteriormente referidas sejam significativas e facilmente detetáveis pela metodologia proposta. De facto, tratando-se de uma modalidade de intensidade exigente, espera-se que, tanto do ponto de vista crónico como agudo³⁵⁻³⁷, o *Crossfit* promova alterações substanciais nas funções cardiovascular, respiratória e neuromuscular, induzindo modificações na composição corporal, hormonais, inflamatórias, do estado de redox, entre outras^{35,36}.

Cada sessão de treino desta modalidade combina movimentos de elevada intensidade realizados de forma rápida, com repetições sucessivas e tempo de recuperação limitado ou inexistente³⁷, com vista ao desenvolvimento de força ou à melhoria de uma habilidade relativa a algum movimento específico. Os movimentos realizados podem estar associados a três tipos de exercícios distintos³⁷: de condicionamento metabólico (MetCon) monoestrutural – exercícios frequentemente referidos como cardiovasculares, ou simplesmente “cardio”, que visam o desenvolvimento de fadiga, podendo ser predominantemente aeróbios ou anaeróbios, dependendo do objetivo a alcançar³⁷. São exemplos correr, nadar, andar de bicicleta, saltar à corda, etc.; gímnicos – exercícios que utilizam o peso corporal como única carga, por exemplo flexões, agachamentos, elevações, saltos, etc.³⁷; e de levantamento de pesos, os quais exigem o controlo de cargas externas, como *kettlebells*, movimentos com bolas medicinais, etc.³⁷. Ao conjunto de componentes que constituem um treino dá-se o nome de WOD, do inglês, *workout of the day*, que significa “treino do dia”³⁵⁻³⁷. De acordo com a combinação dos diferentes tipos de exercícios praticados no WOD, este pode ser classificado em simples ou *singlet*, se for constituído apenas por um exercício dos mencionados, ou complexo, se possuir mais do que um exercício – *couplet* se possuir dois exercícios distintos e *triplet* se for constituído por três. Mais ainda, quando o treino se baseia na realização de um ou mais circuitos, em que cada atleta executa cada movimento uma única vez, este WOD é designado por *chipper*. Todos estes conceitos serão importantes para compreender a descrição dos treinos efetuada.

Apesar das melhorias na capacidade cardiovascular e no estado de *fitness* evidentes nos praticantes de *Crossfit*³⁵⁻³⁷, o facto de existir uma grande variedade de rotinas nesta modalidade, mais concretamente quanto a diferentes tipos de exercícios, velocidade dos movimentos, intensidade, ativação seletiva de diferentes grupos musculares, etc., aliado à falta de metodologias de monitorização e avaliação da adequabilidade do treino realizado, são aspetos que dificultam o entendimento acerca

das adaptações despoletadas no organismo produzidas como resposta ao stress induzido por esta atividade³⁶. Por este motivo, este trabalho tenta caracterizar estas respostas e adaptações metabólicas e fisiológicas através da metodologia proposta, permitindo uma melhor compreensão e, assim, capacidade de intervenção nos momentos de treino.

1.3.2. Bioimpedância elétrica

Neste capítulo é inicialmente realizado um esclarecimento relativamente aos fundamentos da grandeza elétrica bioimpedância. Mais ainda, são expostas as diferentes técnicas baseadas no estudo dos dados de impedância, assim como se relatam as principais aplicações dessas mesmas técnicas, os fatores que podem condicionar as avaliações realizadas e antecipam-se os métodos de processamento e análise dos dados a realizar sobre os espectros de impedância.

i) Fundamentos teóricos da impedância elétrica

A impedância elétrica, Z , de um material pode ser descrita como a oposição à passagem de corrente elétrica variável através desse material, sendo esta oposição uma função da intensidade da corrente (I) e da tensão elétrica (V) aplicada na superfície de contacto entre os eléctrodos e o sujeito sob análise^{12-14,38}. Estes três parâmetros (Z , I e V) são dependentes da frequência (f_i) do sinal elétrico aplicado^{12,13}, tal como evidenciado na Equação 1.1..

$$Z(f_i) = \frac{V(f_i)}{I(f_i)} \quad \text{Equação 1.1.}$$

Esta grandeza elétrica é, assim, definida como a razão entre a tensão e a corrente elétrica, no domínio das frequências. Assim, em função do sinal de corrente ou tensão elétricos aplicados, o complexo de impedância pode ser expresso na sua forma polar, relacionando a amplitude e fase do mesmo sinal, como evidenciado na Equação 1.2.³⁸.

$$Z = |Z| e^{j \cdot \arg(Z)} \quad \text{Equação 1.2.}$$

Em que:

- $|Z|$ é a magnitude do complexo da impedância ou a razão entre a amplitude da tensão elétrica e a amplitude da corrente elétrica;
- $\arg(Z)$ é a fase do complexo de impedância ou o desfasamento entre a corrente e a tensão elétrica;
- j corresponde à unidade imaginária.

Enquanto número complexo, a impedância é composta por uma parte real, correspondente à resistência, R , do material, e outra imaginária, relativa à reatância, X , do mesmo material, fruto dos efeitos produzidos na formação de um campo elétrico (reatância capacitiva) e magnético (reatância indutiva)^{13,14,38}. De facto, ao analisar a representação geométrica da impedância enquanto número complexo evidenciada na **Figura 1.3.**, é possível relacionar as funções trigonométricas e exponenciais que caracterizam esta grandeza elétrica de uma forma rápida e clara, aplicando a fórmula de Euler (Equação 1.3.)^{39,40}.

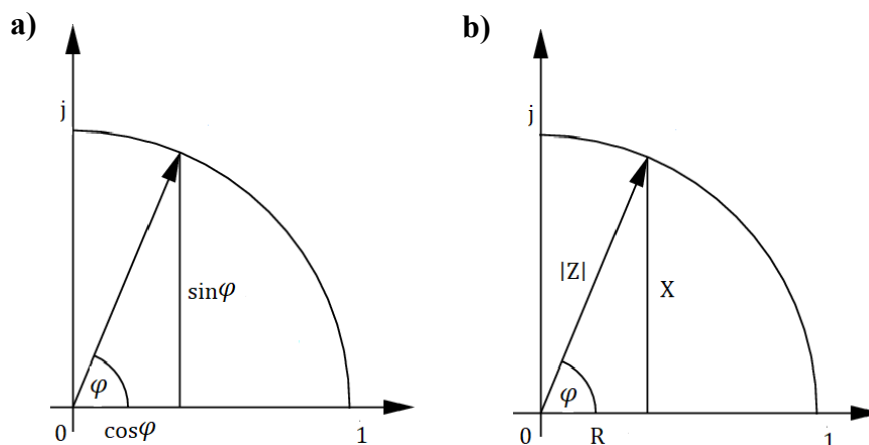


Figura 1.3. – Representação geométrica: **a)** da fórmula de Euler⁴⁰ e **b)** da impedância elétrica.

$$e^{j\varphi} = \cos \varphi + j \operatorname{sen} \varphi \quad \text{Equação 1.3.}$$

Assim sendo, além da forma polar, a impedância pode também ser descrita segundo a forma Cartesiana, como apresentado nas Equações 1.4., 1.5. e 1.6.^{14,39-41}.

$$Z = R + jX \quad \text{Equação 1.4.}$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad \text{Equação 1.5.}$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left(\frac{X}{R} \right) \quad \text{Equação 1.6.}$$

Posto isto, a impedância elétrica de qualquer material, biológico ou não, pode ser calculada segundo as equações previamente expostas. Além disso, as restantes variáveis também podem ser determinadas através das relações estabelecidas, o que possibilita a análise integral dos dados recolhidos.

ii) Impedância dos tecidos biológicos

Como já referido, o corpo humano, assim como todos os seres vivos, possui células e tecidos arranjados num espaço tridimensional^{12,13}, em que todas as células contém fluídos intracelulares (ICF), membrana celular e estão suspensas em fluídos extracelulares (ECF). Estes três componentes são um reflexo do estado fisiológico e fisiológico^{14,42} dos tecidos biológicos e definem os comportamentos resultantes da circulação de uma corrente elétrica variável através dos mesmos, mais precisamente de diferentes oposições à sua passagem, propriedade que se denomina, no caso dos tecidos vivos, como bioimpedância elétrica^{12-14,37}.

Com o intuito de descrever os constituintes bioelétricos de uma célula ou tecido como um conjunto de componentes eletrônicos, as células animais são comumente modeladas utilizando um circuito equivalente proposto por Frickle e expandido por Cole¹³ (**Figura 1.4.**), o qual permite analisar as propriedades dos tecidos biológicos em função da sua resposta de impedância^{13,14,38,41,42}.

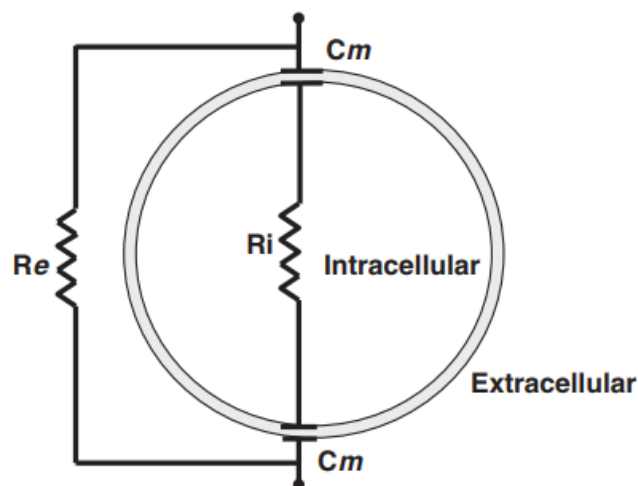


Figura 1.4. – Modelação da bioimpedância elétrica de uma célula suspensa no ECF e respetivo circuito elétrico equivalente. Adaptado de Lukaski (2013)⁴³.

Tal como é possível notar pela análise da **Figura 1.4.**, os tecidos biológicos podem ser representados como circuitos elétricos, modelados por um conjunto de resistências (fluídos corporais) e condensadores (membranas celulares)^{13,14,41}, em que a resistência do ECF (R_e) se dispõe paralelamente à resistência do ICF (R_i) e à capacitância da membrana celular (C_m). Esta modelação permite compreender melhor os diferentes comportamentos apresentados pelo sinal elétrico aquando da interação com os tecidos.

Assim sendo, quando por eles circula uma corrente elétrica alternada de frequência f , os constituintes dos tecidos biológicos produzem efeitos capacitivos e resistivos que dependem tanto da composição, estrutura e estado de saúde dos tecidos, como da frequência do sinal aplicado^{12-14,38,43}. Consequentemente, uma célula suspensa no ECF produz um complexo de impedância elétrica que é função da Re , Ri , Cm e f , o qual pode ser modelado utilizando o circuito elétrico equivalente representado na **Figura 1.4.**^{13,43}.

iii) Composição e estrutura dos tecidos biológicos

As análises de bioimpedância elétrica em sistemas vivos baseiam-se na proporção inversa entre a impedância elétrica medida e a quantidade total de água corporal (TBW), relação esta que determina a via condutora da corrente elétrica^{12,14,41}. A TBW inclui os ICF e ECF, sendo que cada um destes fluídos possui uma grande quantidade de diferentes iões – os iões predominantes no ICF são o K^+ e o PO^4 , enquanto que ECF contém uma enorme quantidade de iões Na^+ e Cl^- , os quais são determinantes nas propriedades elétricas dos tecidos biológicos³⁸.

Assim, a composição dos ICF, ECF e da membrana celular define as propriedades elétricas destes componentes, o que faz com que respondam diferenciadamente ao sinal de corrente alternada. Enquanto que os ICF e ECF são compostos por soluções iônicas, como referido, e por materiais altamente condutores, constituindo, por isso, percursos de elevada condutividade (baixa impedância)^{12-14,40}, as membranas celulares são formadas por uma bicamada lipídica não-condutora entre duas camadas proteicas condutoras^{12,13}, como é possível visualizar na **Figura 1.5.**

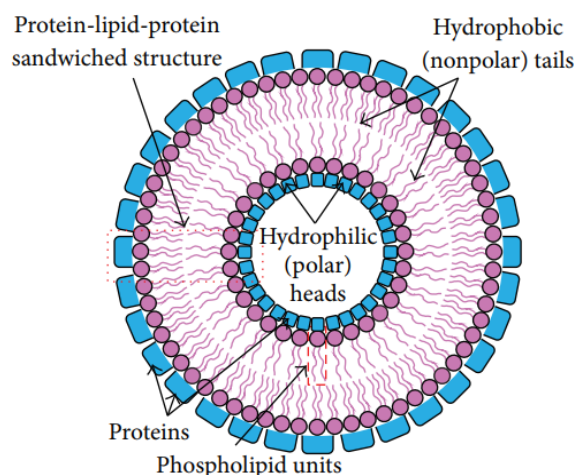


Figura 1.5. – Modelo 2D da estrutura P-L-P da membrana celular. Adaptado de Bera (2014)¹².

Esta estrutura proteína-lípido-proteína (estrutura P-L-P) produz um efeito capacitivo quando é percorrida por uma corrente elétrica variável, pelo que as membranas celulares possuem uma elevada impedância elétrica a sinais elétricos de baixa frequência.

iv) Frequência do sinal elétrico

O referido efeito da corrente elétrica quando interage com as membranas celulares é influenciado pela frequência do sinal aplicado, a qual define o percurso realizado pelo mesmo. É possível visualizar este efeito analisando a **Figura 1.6.**

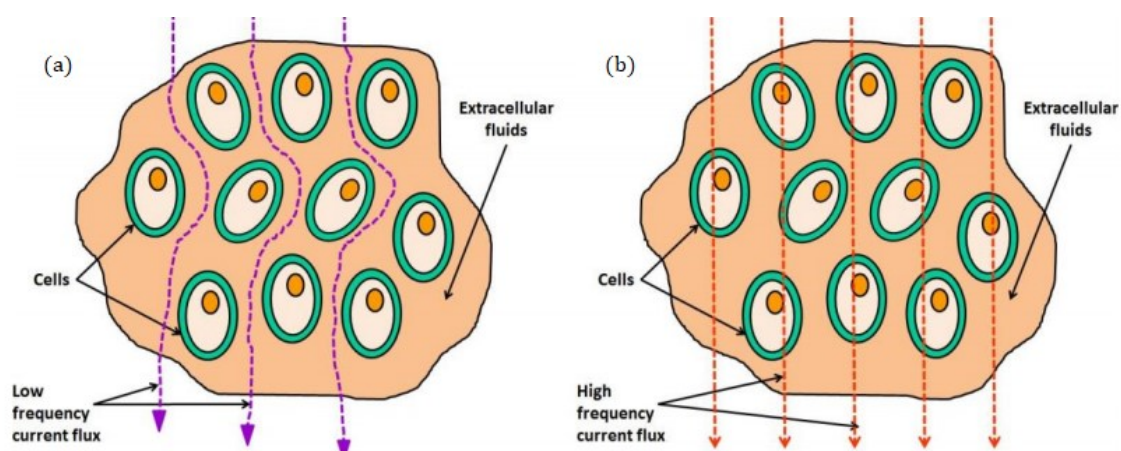


Figura 1.6. – Condução da corrente elétrica através dos tecidos biológicos: **a)** para sinais de baixa frequência e **b)** para sinais de elevada frequência. Adaptado de Bera (2018)¹³.

Assim, é possível perceber que, para baixas frequências, o sinal elétrico passa principalmente através do ECF, enquanto que, para elevadas frequências, a corrente elétrica consegue atravessar as membranas celulares, passando através das células pelo ICF^{12,13,41,43}.

Desta forma, percebendo que a resposta da bioimpedância elétrica é função da frequência do sinal aplicado, é fundamental escolher uma região de teste adequada para a informação que se pretende extrair dos dados de impedância. Posto isto, a questão que se coloca é como escolher a gama de frequências adequada de acordo com os dados que se pretendem recolher. Mais ainda, é necessário ter em conta em que região de dispersão as medições de impedância se vão realizar, de forma a compreender melhor que fenómenos bioelétricos explicam os dados obtidos.

As primeiras medições de bioimpedância elétrica eram realizadas numa única frequência de sinal, método conhecido como *Single Frequency Bioimpedance Analysis*,

SF-BIA³⁸. Este continua a ser o método mais utilizado para estimar a composição corporal, utilizando um sinal elétrico com 50 kHz de frequência, considerada como a frequência ótima para a predição da TBW em medições de bioimpedância elétrica^{12,14,38}. No entanto, como já referido, medições de impedância elétrica utilizando sinais elétricos com múltiplas frequências, *Multiple Frequency Bioimpedance Analysis*, MF-BIA, permitem obter mais informação relativamente à análise do comportamento da impedância segundo uma frequência apenas, potenciando a extração de informação de interesse^{12,14}. Por este motivo, a análise de bioimpedância em múltiplas frequências tem sido vastamente utilizada na investigação de métodos não-invasivos para a monitorização do estado fisiológico e patológico dos indivíduos, já que permite realizar uma caracterização tecidual rigorosa, em tempo real^{12,41}.

Por outro lado, ao realizar medições de bioimpedância elétrica em várias frequências em organismos vivos, neste caso em seres humanos, as alterações celulares e moleculares ocorridas devem estar refletidas nos espectros de bioimpedância elétrica obtidos, de forma a ser possível correlacionar esses dados com padrões característicos dos diferentes estados fisiológicos e metabólicos. Mais ainda, esta abordagem permite aferir, após a análise e processamento dos dados, quais as frequências responsáveis pela separação e diferenciação entre amostras, o que possibilita a análise mais minuciosa das mesmas, tornando a avaliação na sua totalidade mais robusta. Por este motivo, é pertinente conhecer a região de dispersão em que as medições de impedância são realizadas, de forma a perceber os fenómenos elétricos que as afetam. O gráfico representado na **Figura 1.7.** permite visualizar o comportamento da impedância em função da frequência do sinal de corrente e as diferentes regiões de dispersão dependentes da frequência:

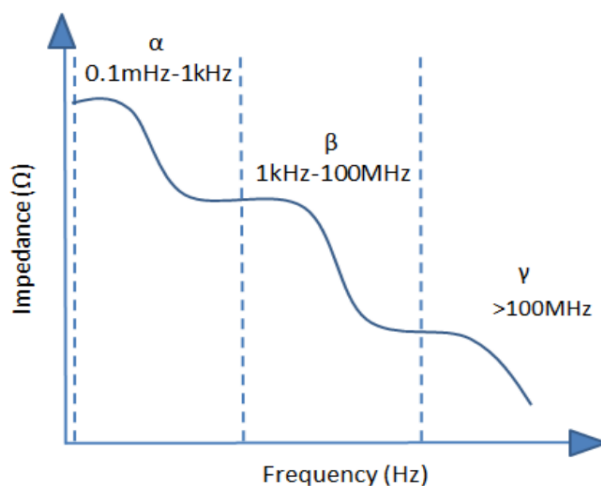


Figura 1.7. – Regiões de dispersão dependentes da frequência³⁸.

Como é possível notar pela análise da figura, ocorre uma diminuição da impedância com o aumento da frequência do sinal elétrico. Mais ainda, pode-se verificar que^{38,44}:

- dispersão α : ocorre tipicamente desde a corrente contínua (0 Hz) até 1 kHz e é causada pela capacitância e polarização interfacial na membrana, que impede o fluxo de íons entre os espaços intra e extracelulares;
- dispersão β : ocorre para frequência de 1 kHz a 100 MHz e resulta da diminuição da capacitância das membranas celulares para esta gama de frequências;
- dispersão γ : ocorre para frequências superiores a 100 MHz e é devida ao relaxamento dos dipolos de água nas células.

Tendo em conta que as regiões de dispersão α e β são as mais relevantes para aplicações médicas, já que a maioria das alterações nas propriedades elétricas dos tecidos corporais, como é o caso da pele (local de colocação dos elétrodos), se manifestam nestas regiões^{38,44}, determinou-se que as medições de bioimpedância elétrica seriam realizadas numa delas. Dada a utilização de um sinal elétrico com 50 kHz na SF-BIA para a estimativa da composição corporal, e tendo em consideração que este trabalho visa a obtenção de padrões de impedância que reflitam estados fisiológicos e metabólicos de interesse para a avaliação da condição física e da performance desportiva, determinou-se que a gama de frequências a analisar seria dos 45 kHz aos 55 kHz, a qual se insere na região de dispersão β .

v) Medições de impedância elétrica

A impedância elétrica de um corpo é estimada medindo a queda de tensão nos tecidos biológicos quando estes são percorridos por uma corrente elétrica. Quando se pretende medir a impedância elétrica de um tecido biológico, é aplicada uma tensão elétrica através de um conjunto de elétrodos colocados na superfície do tecido biológico que se pretende analisar, que faz com que estes tecidos sejam percorridos por uma corrente elétrica alternada sinusoidal de baixa amplitude e frequência^{12,13,38,41,43}. No caso das análises de bioimpedância elétrica em seres humanos, os elétrodos são colocados sobre a pele e as medições de bioimpedância são realizadas utilizando corrente alternada e nunca corrente direta, de forma a não induzir danos nos tecidos biológicos^{12,13,38}.

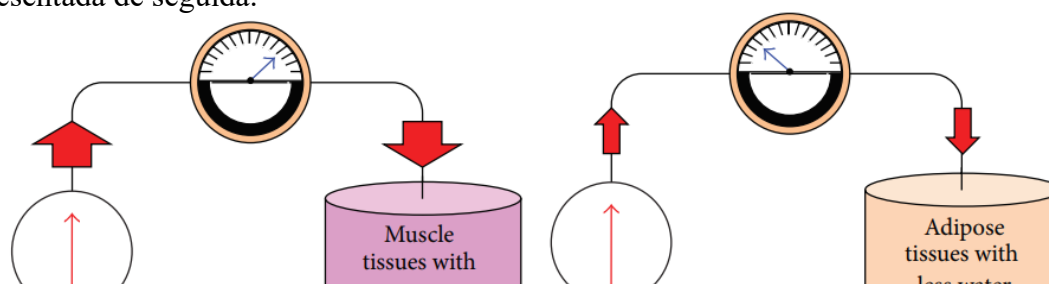
Existem diferentes métodos para realizar medições de bioimpedância elétrica, os quais são utilizados de acordo com os dados que pretendem recolher e com a finalidade a que as avaliações se destinam. Segue uma explicação mais detalhada das técnicas de bioimpedância mais utilizadas no contexto médico, sucedendo-se uma enumeração de outras abordagens utilizadas para realizar avaliações de bioimpedância elétrica.

v) Análise de impedância bioelétrica (BIA)

A BIA foi usada pela primeira vez por William Mills, no Alasca, em 1981, com o intuito de avaliar o estado de hidratação dos soldados da Marinha em ambientes de elevada altitude e baixas temperaturas¹², tendo sido publicado o primeiro trabalho sobre BIA e a determinação da composição corporal 4 anos depois, em 1985, por Lukaski e seus colaboradores¹².

Esta é uma técnica que permite avaliar a composição corporal de um qualquer corpo biológico, através da medição da bioimpedância elétrica apresentada por esse mesmo corpo quando um sinal de corrente elétrica alternada o atravessa, sendo, por isso, uma função das propriedades dos tecidos que o constituem e das características do sinal elétrico aplicado^{12,14,45}. Assim, a BIA permite determinar a bioimpedância elétrica de partes específicas do corpo às quais os elétrodos estão ligados e cuja composição se pretende analisar⁴³. Esses dados podem ser posteriormente utilizados para estimar a composição corporal.

Para estimar a composição corporal através dos valores de impedância obtidos pela BIA, é necessário aplicar equações de predição dos respetivos parâmetros antropométricos, nomeadamente a massa livre de gordura (FFM) e a massa gorda (FM), entre outros. As diferentes composições destes compartimentos corporais induzem diferenças na condutividade elétrica dos mesmos - componentes do corpo humano como músculo, osso e água, que constituem a FFM, são essencialmente compostos pelo ECF, ICF e eletrólitos, pelo que apresentam elevada condutividade elétrica e, por isso, baixa impedância elétrica^{12,14,45}. Por outro lado, a FM representa a massa dos tecidos de gordura, isto é, dos tecidos adiposos contendo células de gordura, as quais constituem um tipo único de células contendo materiais com baixa condutividade e elevada impedância elétricas^{12,14,45}. É possível visualizar esta relação entre a quantidade de água existente nos tecidos e a bioimpedância elétrica por eles produzida na **Figura 1.8.**, apresentada de seguida.



Elevada condutividade elétrica
Baixa bioimpedância elétrica
a)

Baixa condutividade elétrica
Elevada bioimpedância elétrica
b)

Figura 1.8. – Condutividade dos tecidos **a)** muscular e **b)** de gordura¹².

Assim, através dos valores de impedância medidos e da aplicação das equações de predição, é possível calcular os valores de FFM e FM, estimando, desta forma, a composição corporal dos indivíduos sob análise.

vii) Espectroscopia de impedância elétrica (EIS)

A EIS é um método alternativo de avaliação de parâmetros biológicos através da medição da impedância dos tecidos, que, ao contrário da MF-BIA, realiza um varrimento numa gama de frequências, obtendo um sinal contínuo, ao invés de determinar o valor de impedância para um conjunto de frequências pré-selecionadas (usualmente, as avaliações de MF-BIA são realizadas entre duas a seis frequências⁴¹). Além disso, a técnica de EIS usa uma modelação matemática não-linear para ajustar os dados obtidos pelo sistema de medição^{13,42,44}, modelação esta que permite estimar o complexo de impedância elétrica e o ângulo de fase de um sujeito sob análise para a gama pré-definida de frequências^{12,13,38,42}. De salientar que, quando usada para avaliar a composição corporal, a técnica de EIS permite calcular as variáveis do modelo de Cole anteriormente referido (*Re*, *Ri* e *Cm*), as quais podem ser utilizadas para estimar o volumes dos fluídos corporais^{13,14,38,41,42}.

Assim, como em qualquer técnica de espectroscopia, é descrito o comportamento de uma grandeza física contínua em função, neste caso, da frequência do sinal elétrico aplicado, comportamento este cujo resultado gráfico se designa espectro. Este espectro constitui o reflexo de um conjunto de vetores contendo a informação recolhida acerca dos valores de cada variável medidos nas diferentes amostras^{12,13,42}, os quais representam padrões correlacionáveis com as propriedades físico-químicas das mesmas. No caso específico da EIS, por ser realizado um varrimento numa gama de frequência

predefinida, avalia-se de que forma a impedância elétrica varia com a frequência e quais as alterações fisiológicas e metabólicas passíveis de serem detetadas não para uma frequência particular, mas sim numa gama alargada de frequências. Mais ainda, a análise desses mesmos vetores é feita de forma não direcionada, criando a oportunidade de os classificar com base em variáveis desconhecidas responsáveis pela separação, e não segundo parâmetros predefinidos que se pretendam relacionar com as alterações causadas. Esta abordagem possibilita a realização de uma análise menos restrita e mais completa, o que permite obter perfis correlacionáveis com estados de saúde e bem-estar, decorrentes das alterações fisiológicas e metabólicas mencionadas.

Dado o potencial da técnica de BIA para avaliar a composição corporal, considerou-se a análise espectral dos dados de bioimpedância elétrica como uma ótima oportunidade para classificar estados de saúde e bem-estar correlacionáveis com a condição física e a performance desportiva, já que a nutrição e a prática de exercício físico, constituem dois dos fatores que mais condicionam os referidos parâmetros.

a. Outras técnicas de impedância elétrica

Existem diversas outras técnicas e métodos de impedância além da BIA e da EIS com variadas aplicações na medicina, tanto na monitorização de estados clínicos como no diagnóstico e prognóstico de doenças. Algumas das técnicas referidas são apresentadas na **Tabela 1.3.**, com indicação das suas possíveis aplicações, fundamentos das avaliações de impedância e especificidades técnicas dos dispositivos de medição.

Tabela 1.3. – Outras técnicas de impedância elétrica utilizadas em medicina^{12,14,43,45-49}.

| Técnica de Bioimpedância Elétrica | Exemplos de aplicações | Fundamento das avaliações | Especificidades técnicas |
|------------------------------------|---|--|--|
| Pletismografia de Impedância (IPG) | <ul style="list-style-type: none"> • Diagnóstico precoce de arteriosclerose; • Detecção de trombozes em veias profundas; • Detecção de insuficiência venosa ou arterial; • Detecção de coágulos sanguíneos. | <p>Mede pequenas alterações no volume de sangue através das alterações dos valores de impedância medidos para avaliar o estado de saúde dos tecidos corporais.</p> | <p>Sinal elétrico com uma frequência de 50 kHz e baixa amplitude (<1 mA).</p> |
| Cardiografia por Impedância (ICG) | <ul style="list-style-type: none"> • Cálculo de diversos parâmetros hemodinâmicos (volume cardíaco, SVR, VI, STR, PEP, entre outros); • Monitorização do estado de saúde dos tecidos cardíacos; • Detecção de dilatações auriculares e outras disfunções cardiovasculares. | <p>Calcula alterações no volume de sangue na região transtorácica ao longo do tempo a partir das alterações de bioimpedância elétrica detetadas.</p> | <p>Sinal de corrente elétrica alternada, com amplitude baixa (<1 mA) e constante, na gama de frequências dos 20-100 kHz e</p> |

| | | | |
|---|--|--|---|
| Tomografia de Impedância Elétrica (EIT) | <ul style="list-style-type: none"> • Avaliação e monitorização da função pulmonar; • Diagnóstico precoce de danos cerebrais; • Detecção e localização de regiões cerebrais danificadas; • Monitorização do funcionamento gástrico; • Diagnóstico precoce do cancro da mama. | Reconstrói imagens representativas da resistividade e capacitância elétricas de um dado domínio condutor a partir dos potenciais desenvolvidos na superfície de colocação dos elétrodos decorrentes da aplicação do sinal de corrente. | Sinal de corrente elétrica de amplitude constante e numa gama de frequências de 50-500 kHz. |
| Análise do Vetor de Impedância Bioelétrica (BIVA) | <ul style="list-style-type: none"> • Classificação e quantificação da hidratação dos tecidos biológicos; • Quantificação da massa de tecido mole; • Apoio na prescrição de ultrafiltração durante a diálise; • Avaliação da sobrecarga de volume em pacientes com falência cardíaca aguda. • Discriminação de dispneia cardíaca e pulmonar. | Utiliza os valores de resistência e reatância do sinal elétrico de 50 kHz, normalizados de acordo com a altura e representado num gráfico de R vs X, produzindo um vetor com informação acerca da TBW e do estado de hidratação dos tecidos. | Sinal de corrente de baixa amplitude e com frequência de 50 kHz. |

Legenda: SVR – *Systemic vascular resistance*; VI – *Velocity index*; STR – *Systolic time ratio*; PEP – *Preejection period*.

viii) Potencial da EIS para classificar a condição física e a performance desportiva

A escolha da EIS para classificar a condição física e a performance desportiva através da obtenção de padrões correlacionáveis com estados fisiológicos e metabólicos deveu-se, em primeiro lugar, ao facto de a impedância ser uma propriedade elétrica influenciada por alterações da constituição e funcionalidade dos tecidos biológicos e dos fluídos corporais, como descrito anteriormente, e, em segundo lugar, pela sua vasta utilização na Medicina como meio para avaliar várias condições clínicas com impacto na condição física^{38,49} e, conseqüentemente, na performance desportiva, como um todo. Entre elas, a monitorização do excesso de gordura corporal, da diabetes, de desequilíbrios no estado de hidratação e até mesmo na quantificação da dor e do nível de esforço^{38,459}.

Quanto ao prognóstico de condições associadas ao excesso de gordura corporal, como é o caso da obesidade, doenças cardiovasculares, ósseas e até musculares, a técnica de BIA é, hoje em dia, vastamente utilizada para avaliar a composição corporal através da estimativa da FFM e FM, como já referido^{12-14,38,41,43,45}. No contexto da Ciência Desportiva, esta determinação é igualmente importante, já que existe uma razão entre estes dois parâmetros que, de acordo com a modalidade desportiva em questão e com o papel que o atleta desempenha, proporcionam uma maior aptidão para a prática desportiva e para o rendimento máximo^{50,51}. Desta forma, a utilização de EIS para obter padrões que reflitam essa ponderação aparenta ser adequada.

Adicionalmente, as avaliações de bioimpedância elétrica possibilitam o diagnóstico e monitorização da diabetes de uma forma não-invasiva, já que permitem estimar a concentração de glucose no sangue através dos valores de impedância medidos na pele¹³. Constatou-se que uma diminuição do nível de glucose sanguínea provoca um aumento da bioimpedância elétrica medida, assim como um aumento desta concentração no sangue coincide com valores inferiores de impedância^{38,52,53}. Assim, a utilização da EIS para extrair padrões correlacionáveis com estados metabólicos como hipoglicemia e hiperglicemia, altamente relacionados com a performance desportiva, constitui uma excelente oportunidade a explorar neste trabalho.

O estado de hidratação de cada indivíduo constitui um reflexo dos volumes dos fluídos corporais já mencionados (ECF e ICF), os quais estão, por sua vez, altamente relacionados com a massa livre de gordura (FFM) e com a massa gorda (FM), dada a sua composição^{12-14,43}. Assim, os referidos volumes podem ser determinados por

equações de predição, a partir dos valores de impedância medidos. Ora, vários trabalhos publicados relatam a utilização da técnica de MF-BIA para avaliar o estado de hidratação dos tecidos e, conseqüentemente, de cada indivíduo^{12,54-56}. Assim, estando este estado fisiológico tão relacionado com a performance desportiva do atleta, a sua avaliação no passado recorrendo a técnicas de impedância constitui também um argumento para a sua utilização neste trabalho.

Finalmente, a possibilidade de localização e quantificação da dor e do nível de esforço induzido, através da medição do valor de impedância da pele, também constitui uma excelente oportunidade para a concretização dos objetivos deste trabalho^{38,57}. De facto, o aumento da transpiração e da atividade cardiovascular provoca alterações nos valores de impedância observados, a partir das quais é possível quantificar a dor associada à região do corpo sob análise³⁸. Existe, ainda, uma técnica designada por Miografia de Impedância Elétrica (EIM), a qual consiste num método de avaliação não-invasiva do estado de saúde de um músculo ou grupo de músculos, através do seu valor de impedância. Esta metodologia permite a avaliação da degradação do tecido muscular durante a progressão de uma doença, a identificação de uma atrofia ou desorganização de fibras musculares, a deteção de depósitos de gordura e tecido conjuntivo, assim como inflamações, entre outras condições, recolhendo o conjunto de todas estas informações como um todo, na forma de um espectro de impedância representada em função da frequência do sinal aplicado⁵⁸. Estudos realizados recorrendo a esta técnica demonstram que os valores objetivos de dor estimados pelas avaliações de impedância são significativamente correlacionáveis com os valores subjetivos de dor reportados pelos sujeitos sob estudo^{38,59,60}.

Assim, com base nas aplicações médicas da bioimpedância elétrica anteriormente referidas, considera-se que a utilização da técnica de EIS para a classificação de estados metabólicos e fisiológicos correlacionáveis com a condição física e com a performance desportiva constitui uma ótima oportunidade para melhorar a capacidade de monitorização e intervenção no treino e na dieta, utilizando uma metodologia não-invasiva, indolor, rápida e mais acessível do que as abordagens já disponíveis no mercado^{61,62}.

1.3.3. Tratamento e análise dos dados de impedância

Tal como já referido, a classificação que este trabalho tem como objetivo realizar é baseada nas respostas dadas pelos tecidos biológicos e dos fluídos corporais aquando

da aplicação de um sinal de corrente elétrica de baixa amplitude e num amplo intervalo de frequências. Estas respostas encontram-se codificadas nos espectros de bioimpedância elétrica obtidos e refletem um conjunto complexo de fenómenos a acontecer paralela e consecutivamente, informação esta que necessita de ser devidamente adquirida, organizada e processada, de forma a transformar os dados recolhidos em informação útil e aplicável na prática, permitindo a sua posterior análise e interpretação. Assim, é apresentado o modelo de organização dos dados seguido, os métodos de pré-processamento utilizados para remover o ruído e para normalizar os dados adquiridos e os processamentos aplicados nos mesmos. Além disso, são também expostas as análises estatísticas efetuadas. Dada a enorme quantidade de dados recolhidos, foram aplicadas técnicas de redução da dimensionalidade que permitissem comprimir os dados e extrair a informação relevante dos mesmos. Por fim, é apresentada a análise estatística multivariada e univariada, a qual foi realizada recorrendo a diversos testes estatísticos utilizados para avaliar a significância das diferenças existentes entre os dados de impedância recolhidos antes e depois do treino, entre atletas, entre dietas e entre treinos. Este foi, portanto, o método discriminativo utilizado neste trabalho, o qual constitui a classificação efetuada. Os fundamentos teóricos associados a cada uma das técnicas de processamento e análise realizadas são expostas de seguida.

i) Organização dos dados

Os dados de impedância adquiridos foram organizados numa matriz – a tabela bilinear dos dados –, contendo as n frequências avaliadas dispostas em colunas e as m amostras em linhas, como se pode notar na **Figura 1.9.**

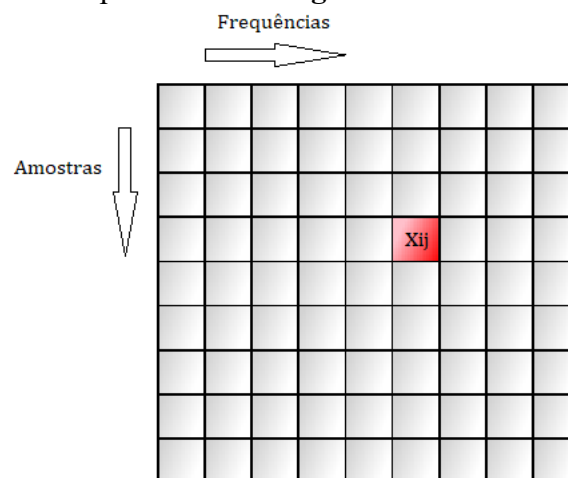


Figura 1.9. – Representação da tabela bilinear dos dados.

Os métodos de pré-processamento, processamento e análise estatística seguidamente expostos foram aplicados na tabela bilinear de dados construída.

ii) Pré-processamento dos dados

O pré-processamento dos dados adquiridos pelo sistema de medição utilizado é essencial para viabilizar, numa fase posterior, a sua análise e interpretação. De facto, dada a sensibilidade do instrumento de medição utilizado para a aquisição de dados contendo informação de interesse para o estudo a realizar, é normal que o mesmo também capte alterações do ambiente que o rodeia para além do sinal de interesse. A esta informação indesejada e involuntariamente captada pelo sistema de medição dá-se o nome de ruído, o qual contamina o sinal que se pretende analisar, comprometendo a precisão dos resultados obtidos. Por este motivo, é essencial recorrer a métodos de pré-processamento, os quais corrigem estas interferências causadoras de variação na aquisição dos dados, permitindo a sua posterior análise, interpretação e utilização para apoiar a classificação pretendida.

Existem vários tipos de pré-processamentos que produzem diferentes transformações nos dados, os quais devem ser seleccionados de acordo com as características dos próprios dados e com a informação que se pretende obter⁶³. Neste trabalho, foram aplicados dois tipos de pré-processamento: a normalização dos dados por aplicação de uma função logarítmica e a remoção da componente frequencial de 50 kHz.

O primeiro visa o reescalonamento dos dados, ou seja, o ajuste da escala dos valores de cada atributo no sentido de reduzir a amplitude do intervalo considerado, diminuindo a redundância dos dados e, conseqüentemente, o enviesamento da análise^{63,64}.

Quanto à remoção da componente de 50 kHz, esta foi realizada por se considerar que produzia artefactos, já que se verificava que, nesta componente, o sinal apresentava uma enorme variabilidade, o que introduziria erros na análise e comprometeria a resolução das restantes componentes do sinal.

iii) Processamento dos dados

O processamento dos dados foi realizado recorrendo a duas abordagens, de forma a averiguar qual delas conduzia a uma melhor discriminação das respetivas recolhas. As

métricas calculadas foram a energia espectral total e de diferentes intervalos de frequência e a energia enfatizada das componentes diferenciadoras do sinal.

A primeira métrica referida foi extraída calculando a soma dos quadrados das componentes do sinal de EIS, $Esp_i(f)$, para $i = 1, 2, \dots, n$, como apresentado na Equação 1.8., a qual reflete a energia total, E_∞ , associada ao mesmo.

$$E_\infty = \sum_{i=1}^n [Esp(f)]^2 \quad \text{Equação 1.7.}$$

Para enfatizar as componentes diferenciadoras do sinal, foi realizada uma autocorrelação do sinal frequencial, com o intuito de destacar as componentes igualmente espaçadas que se repetem, as quais são características de cada atleta, atenuando o ruído, já que este se repete a uma cadência muito superior relativamente aos padrões anteriormente referidos, ao longo do tempo. O cálculo da autocorrelação de um sinal descrito no domínio das frequências, $Esp(f)$, é realizado aplicando a média do produto em duas frequências, f_i e f_{i+v} , em que v representa o incremento frequencial entre as duas componentes do sinal, como apresentado de seguida:

$$F_{Esp}(f_i, f_i + v) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N Esp_m(f_i) * Esp_m(f_i + v) \quad \text{Equação 1.8.}$$

em que $F_{Esp}(f_i, f_i + v)$ é a função de autocorrelação entre as componentes f_i e $f_i + v$ do sinal⁶⁵. De facto, a autocorrelação permite avaliar o grau de relacionamento linear entre o próprio sinal (Esp) e as suas componentes frequenciais ($y_i = y_1, y_2, \dots, y_n$), ao longo do domínio frequencial, para as n frequências analisadas. O grau de relacionamento entre o sinal e as suas componentes pode ser avaliada a partir dos respetivos coeficientes de correlação, dados por:

$$R_{y_i, y_{i+1}} = \frac{Esp_{y_i, y_{i+1}}}{\sqrt{Esp_{y_i, y_i} * Esp_{y_{i+1}, y_{i+1}}}} \quad \text{Equação 1.9.}$$

iv) Método discriminativo

A análise estatística multivariada que constitui o método discriminativo utilizado permitiu analisar várias relações entre diferentes amostras em simultâneo, com o objetivo de sumariar, reduzir e interpretar um conjunto de dados. O método mais adequado, em cada caso, foi escolhido de acordo com o tipo de dados e com as questões a que se pretende dar resposta⁶⁶. Após a realização da análise multivariada, a partir da

qual foi possível perceber qual o processamento mais adequado para as avaliações a efetuar e qual o intervalo de frequência que permitia obter resultados mais satisfatórios, foi aplicada uma análise univariada, de forma a averiguar qual ou quais as frequências que permitem diferenciar as dietas implementadas, os treinos praticados e aferir qual o efeito combinado entre estes fatores.

Neste trabalho foram utilizadas duas abordagens para realizar a análise multivariada: uma de correlação, *Principal Components Analysis* (PCA), a qual explica a variância verificada entre as variáveis sob análise, dando uma ideia da tendência da distribuição dos dados; e outra de diferença, que avalia as variáveis consoante as diferenças encontradas entre grupos, por comparação das suas médias/medianas – teste de *t-student* para amostras emparelhadas, teste de Wilcoxon e teste de Kruskal-Wallis. A análise estatística univariada foi efetuada recorrendo ao teste da *Analysis of Variance* (ANOVA). Na **Tabela 1.4.** é realizada uma breve descrição dos testes estatísticos aplicados, mais concretamente o objetivo da sua aplicação, os fundamentos matemáticos inerentes e as suas condições de aplicabilidade.

Tabela 1.4. Descrição dos testes estatísticos aplicados⁶⁶⁻⁷⁰.

| Teste estatístico | Método de análise | Condições de aplicabilidade | Aplicação no trabalho |
|--|--|--|---|
| <i>Principal Components Analysis (PCA)</i> | <ul style="list-style-type: none"> • Reconhecimento estatístico de padrões de forma não-supervisionada; • Compressão os dados nas suas componentes principais (conjunto menor de variáveis que maximizam a taxa de diminuição da variância) e redução da sua dimensionalidade; • Explica o máximo da variância verificada com o mínimo de componentes possível; • Visualização dos dados de uma forma estatisticamente representativa; | <ul style="list-style-type: none"> • Amostras independentes | <p>Transformação dos dados de cada espectro representados nas 101 frequências testadas, de forma a que possam ser representados num número menor de componentes principais, mantendo a informação intrínseca dos mesmos e promovendo a sua interpretação.</p> |
| <i>Análise da variância (ANOVA)</i> | <ul style="list-style-type: none"> • Teste de hipóteses paramétrico para comparação do valor esperado ou da variância de mais do que uma população; • Identificação dos fatores que originam a dispersão dos dados e avaliação da contribuição de cada um deles; • Avaliação a variabilidade dentro de cada grupo e entre grupos – requer a aplicação de testes de comparação múltipla (neste trabalho, foi utilizado o teste de Tukey). | <ul style="list-style-type: none"> • Os dados devem incidir explicitamente sobre um parâmetro relativo às populações sob estudo, seja a média, variância ou outro • Dados em escala de intervalo ou rácio; <ul style="list-style-type: none"> • Amostras independentes; • Distribuição normal dos dados; • Homocedasticidade da variância. | <p>Avaliação da significância das diferenças entre os efeitos induzidos pelos treinos praticados, pelas dietas implementadas (ANOVA I) e pelo efeito combinado de ambos (ANOVA II), nos dados de EIS recolhidos.</p> |

| | | | |
|--|---|--|--|
| <p>Teste de <i>t</i>-student para amostras emparelhadas</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Teste de hipóteses paramétrico para avaliação da diferença entre os valores esperados de duas amostras de pequenas dimensões; • Avaliação do efeito de uma perturbação num dado indivíduo, por comparação dos momentos anterior e posterior à indução da perturbação. | <ul style="list-style-type: none"> • Os dados devem incidir explicitamente sobre um parâmetro relativo às populações sob estudo, neste caso, a média; • Dados em escala de intervalo ou rácio; <ul style="list-style-type: none"> • Amostras emparelhadas; • Distribuição normal dos dados. | <p>Avaliação do efeito do treino nos dados de impedância recolhidos, por comparação do conjunto de todas as recolhas efetuadas antes e depois do treino.</p> |
| <p>Teste de Wilcoxon</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Teste de hipóteses não-paramétrico para comparação de duas amostras emparelhadas, a partir da mediana populacional – parâmetro menos influenciado por valores extremos; • Avaliação da magnitude das diferenças. | <ul style="list-style-type: none"> • Os dados devem incidir explicitamente sobre um parâmetro relativo às populações sob estudo, neste caso, a mediana; • Os parâmetros comparados têm de ser provenientes de populações contínuas e simétricas; • Amostras emparelhadas; | <p>Avaliação da hipótese de que o treino induziu uma alteração estatisticamente significativa nos dados de impedância recolhidos, através da comparação dos dados relativos aos momentos anterior e posterior ao treino, em cada atleta.</p> |
| <p>Teste de Kruskal-Wallis</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Teste de hipóteses semelhante à ANOVA, utilizado quando a hipótese de normalidade da distribuição dos erros é rejeitada e/ou perante amostras de pequenas dimensões; • Avaliação da significância estatística da diferença entre as médias dos grupos de amostras independentes; | <ul style="list-style-type: none"> • Distribuição dos dados em cada grupo possui uma forma similar, não necessariamente normal; <ul style="list-style-type: none"> • Amostras independentes; • Igualdade das variâncias, quando as dimensões amostrais são muito diferentes. | <p>Comparação dos dados relativos aos diferentes atletas, considerando todas as recolhas efetuadas antes e depois do treino, de forma a averiguar se os dados de impedância permitem distingui-los.</p> |

1.4. Revisão da literatura

Dado o facto de a tecnologia de EIS permitir avaliações tão rápidas, simples e não-invasivas, desde há vários anos que se têm vindo a realizar estudos, e consequentes otimizações das tecnologias, no sentido de melhorar a aplicabilidade e precisão das mesmas, tendo-se tornado, por isso, uma abordagem vastamente utilizada em aplicações biomédicas, nomeadamente para a realização de medições fisiológicas e sua monitorização, caracterização de tecidos, diagnóstico e prognóstico de doenças, entre outros^{12-14,38,41,44,45,49}. Nesta secção, serão indicadas as aplicações biomédicas desta técnica, assim como os dispositivos disponíveis no mercado baseados na mesma.

1.4.1. Aplicações biomédicas da EIS

De forma a sumariar as diferentes aplicações biomédicas da EIS desenvolvidas até hoje, foi construída a **Tabela 1.5.** contendo a informação relativa a cada uma delas, organizada por ano de início de utilização, referindo a doença ou condição cujo diagnóstico e prognóstico permite realizar, as alterações que são detetadas no processo de avaliação e de que forma foi utilizada, em estudos recentes, para monitorizar ou examinar a referida doença ou condição. É ainda pertinente salientar que alguns dos estudos e desenvolvimentos realizados no que toca a aplicações biomédicas da técnica de EIS se sobrepõem, mais concretamente no que concerne à deteção e monitorização de tecidos malignos e à deteção de biomoléculas, como se poderá verificar pela análise da referida tabela.

Tabela 1.5. – Aplicações biomédicas da EIS^{13,38,71-121}.

| Começo da aplicação | Doença / Condição | Observações | Estado da arte |
|---------------------|-------------------------------|--|---|
| 1990 | Cancro da mama | Foi medida a impedância elétrica de tumores mamários <i>in vivo</i> utilizando um método de três eletrodos de agulha inseridos no tumor, tendo-se concluído que as constantes dielétricas e a condutividade do tecido mamário canceroso diferia do saudável. | Em 2018, foi realizado um estudo cujo objetivo era determinar a eficiência da combinação de duas técnicas de diagnóstico do cancro da mama, culminando na conceção de uma sonda de Tomografia Ótica Difusa (TOD) e EIS, capaz de monitorizar de forma não-invasiva e em tempo real a atividade dos tecidos <i>in vivo</i> . |
| 1991 | Infeções virais e bacterianas | Em 1991, foram reportados os primeiros avanços na deteção de infeções utilizando a técnica de EIS, mais concretamente na identificação de alterações no ICF, ECF e TBW associadas ao Síndrome de Imunodeficiência Adquirida (SIDA) - infeção por HIV. Em 2000, foi detetado um aumento da razão entre ECF e ICF com o aumento da severidade da Febre Hemorrágica da Dengue (FDH), em crianças – infeção pelo vírus da dengue. | Os estudos mais recentes (2016) focados na deteção, diagnóstico e monitorização terapêutica da infeção por HIV relatam a utilização de biossensores de EIS com filmes de poliéster flexíveis. Em 2018, foi desenvolvido um imunossensor impedimétrico de alta performance para deteção do anticorpo do vírus da dengue, usando nanotubos de carbono. Ainda no mesmo ano, foi desenvolvida uma metodologia para a identificação e caracterização de <i>Staphylococcus aureus</i> , num sistema de baixo custo, utilizado em cenários de infeções bacterianas nos tratos urinário, respiratório e ainda em feridas. |

| | | | |
|------|-------------------|---|--|
| 1992 | Irritação da Pele | Avaliação local não-invasiva com profundidade controlada do estado da pele para estimativa do índice de irritação da mesma, a partir dos valores de impedância medidos. | Em 2017, foi desenvolvido um dispositivo de EIS, na Universidade da Califórnia, destinado à monitorização de úlceras de pressão, feridas crônicas cutâneas, entre outras condições, para a identificação de regiões de elevado risco para a ocorrência das mesmas. |
| 1994 | Tecidos Malignos | Realização da primeira diferenciação de tecidos benignos e malignos provenientes de diferentes órgãos do corpo humano utilizando a técnica de EIS. Neste estudo, foram avaliados tecidos provenientes da mama, músculo, rim, bexiga, fígado, nódulos linfáticos, pâncreas, testículos, cólon e pulmões. | Ao longo dos anos, vários avanços foram realizados no que toca ao diagnóstico e monitorização do cancro nos mais diversos sistemas de órgãos, nomeadamente no cancro da mama, pele, bexiga, pulmões, etc.. Alguns destes tipos específicos de cancro são abordados detalhadamente nesta coleção de aplicações. |
| 1996 | Lesões Orais | A avaliação da resistência elétrica produzida pelos dentes permitiu inferir acerca do estado de saúde dos mesmos, nomeadamente para a deteção de cáries. | Desde 2014 que se realizam avaliações de impedância para discriminar mucosa saudável de tecido canceroso. Mais ainda, a EIS permite monitorizar a função salivar, a qual é afetada durante a radioterapia. Um estudo de 2018 revela o potencial da técnica de EIS para deteção de cáries dentárias oclusais. |

| | | | |
|-------------|---|---|--|
| 1997 | Cancro da Pele | A monitorização do estado de saúde da pele utilizando EIS permitiu verificar que os tecidos cutâneos com melanoma ou outros tipos de cancro revelam valores mais baixos de impedância quando comparados com tecidos cutâneos saudáveis normais. | Em 2014 foi lançado um dispositivo de EIS chamado Nevisense, da SciBase (referido mais à frente), que integra os dados de impedância com imagens dermatoscópicas, permitindo a monitorização e comparação de várias lesões da pele ao longo do tempo, num único formato. Em 2018, um estudo realizado no sentido de comparar a técnica de EIS (utilizando precisamente o dispositivo supramencionado) com as técnicas convencionais de diagnóstico do melanoma da pele demonstrou que a EIS produz uma menor incidência de falsos negativos e que existia uma correlação entre os valores de impedância e o estado patológico da doença. |
| 1998 | Doenças Cardiovasculares | Monitorização e deteção de isquemia através da alteração causadas pelo stress induzido nos tecidos durante a interrupção da perfusão ou hipertermia, refletidas nos valores de impedância. | Foi recentemente testada uma metodologia de espectroscopia de impedância microeletroquímica (μ EIS) para avaliar alterações nas células endoteliais vasculares durante o stress isquémico. (2018) |
| 1999 | Apoio à Biopsia | A medição da bioimpedância elétrica <i>ex vivo</i> de tecidos normais e cancerosos permite distingui-los, o que evidencia o seu potencial como método complementar da biópsia. | O acoplamento de um sensor de impedância elétrica à agulha da biopsia (2018) permite a monitorização de múltiplos tecidos em simultâneo durante o processo de biópsia, possibilitando a deteção de tecidos malignos e, assim, o diagnóstico precoce do cancro. |
| 2000 | Neoplasia Intraepitelial Cervical (NIC) | Foi usada uma sonda com 4 elétrodos de ouro para avaliar o estado do cérvix feminino com EIS, permitindo a realização de testes de rastreio da NIC. | Desde 2013 que é utilizada para apoiar a colposcopia, já que permite melhorar o tratamento dos pacientes ao diminuir as taxas de intervenção nos mesmos. Em 2018, foi desenvolvida uma nova sonda de EIS com múltiplos elétrodos, destinada ao rastreio do estado avançado da NIC. |

| | | | |
|------|----------------------------------|---|---|
| 2002 | Hemodiálise crónica | Deteção de alterações no estado de hidratação e da composição dos fluidos corporais, com aumento da razão entre o ECF e o peso. | Vários estudos levados a cabo no ano de 2018 com doentes renais praticantes de hemodiálise utilizam a técnica de EIS para avaliar o estado nutricional e o volume de fluidos corporais, dada a enorme correlação entre estes parâmetros e os valores de impedância medidos. |
| 2002 | Cancro da bexiga | As alterações induzidas pela passagem da corrente eléctrica através da mucosa detetadas foram usadas para diferenciar diversas anomalias patológicas no urotélio, nomeadamente o cancro da bexiga. | Em 2018, foi realizado um estudo focado na diferenciação de linhas celulares do urotélio humano normais e cancerosas, utilizando um dispositivo de μ EIS. |
| 2002 | Edema e Linfoedema | A acumulação de líquidos típica dos edemas pode ser monitorizada utilizando a técnica de EIS, permitindo o diagnóstico e monitorização de condições como edema pulmonar, linfoedemas, anomalias no urotélio ou até insuficiências cardíacas. | Em 2011, foi proposto que a razão entre a resistência dos fluidos intra e extracelular pode fornecer esclarecimentos essenciais para o diagnóstico de linfoedemas periféricos. Mais ainda, em 2018 foi publicado um estudo em que é reportada a caracterização do processo de acumulação de fluidos em linfoedemas nos membros a partir dos valores de impedância medidos, em doentes com cancro da mama. |
| 2002 | Anomalias na Composição Corporal | Apesar de a técnica de BIA ser já vastamente utilizada para avaliar a composição corporal através da estimativa do volume de fluidos corporais, a EIS começa, nesta altura, a ser validada como método para a avaliação da composição corporal. | Um estudo realizado em 2018 com culturistas permitiu concluir que o modelo multicompartimental assumido na técnica de EIS produz melhores estimativas relativamente à quantidade de água corporal e, conseqüentemente, à FM e FFM, relativamente a técnicas que realizam avaliações pontuais, como é o caso da SF-BIA e da densitometria de raios-X com dupla energia (DXA). |
| 2003 | Distúrbios gastrointestinais | Deteção de um aumento do ECF e manutenção do ICF e TBW em indivíduos extremamente afetados por distúrbios gastrointestinais. | Foi desenvolvido muito recentemente (2018) um imunossensor para a deteção de um biomarcador |

| | | | |
|------|-------------------------|--|--|
| | | | relacionado com o cancro, utilizando a técnica de EIS. Este biomarcador está associado ao cancro do trato gastrointestinal, pulmonar e da mama. |
| 2003 | Diabetes | Relação de proporcionalidade inversa entre o valor de impedância medido e o valor da concentração de glucose, no sangue. | Foi desenvolvido um biossensor de EIS para monitorização da glicemia altamente sensível e preciso na deteção da insulina. (2017) |
| 2003 | Hibridização de DNA | Foram detetadas variações nos espectros de impedância após hibridização do DNA, graças à diminuição da capacitância do ouro presente nos elétrodos do sensor, induzida pelas interações moleculares decorridas no processo de hibridização. | Em 2018, foi desenvolvido um biossensor capaz de detetar a presença da bactéria causadora da tuberculose (MTB) após imobilização da sequência de DNA num PAN (<i>paper-based analytical device</i>), através das alterações dos valores de impedância medidos. |
| 2003 | Deteção de Biomoléculas | Há já vários anos que a técnica de EIS é usada para a deteção não-direcionada de eventos de ligação na superfície do transdutor e para a caracterização das alterações ocorridas ao nível das superfícies durante a imobilização de biomoléculas (DNA, antígenos, anticorpos, enzimas) na superfície dos elétrodos, graças às alterações na capacitância e resistência aí verificadas. | Em 2010, foi levado a cabo um estudo no qual se desenvolveu um sistema de deteção ultrasensível composto por arrays de nanotubos de carbono contendo um revestimento polimérico não-condutor nas extremidades, desenhado para reconhecer proteínas com uma sensibilidade na ordem dos subpicogramas por litro, utilizando a técnica de EIS. Além disso, num estudo realizado em 2018 foi sintetizado um copolímero com cadeias laterais divisíveis para o desenvolvimento de um novo imunossensor. Apesar de ser estável em água, o polímero mostrou ser instável em meio ácido ou após ligação aos antígenos, o que desencadeia alterações na fase da impedância. |

| | | | |
|------|---|---|--|
| 2007 | Lesões no Sistema Nervoso Central (SNC) | Neste ano, foi realizado um estudo que avaliava o efeito da estimulação cerebral profunda (DBS) na impedância medida nos elétrodos, tendo-se verificado que uma estimulação cerebral clinicamente significativa produz uma rápida diminuição da impedância medida, com extensas alterações na composição dos tecidos, permitindo a monitorização desta estimulação no contexto clínico, com recurso à técnica de EIS. | Em 2018, foi desenvolvido um sistema de medição composto por um imunossensor de um composto de grafeno altamente sensível, capaz de detetar a proteína fibrilar glial acídica (GFAP), encontrada no sangue e fluido cerebrospinal em indivíduos com lesões na medula espinal. |
| 2008 | Anorexia Nervosa | Diminuição acentuada da razão entre a massa de células corporal (BCM) e o quadrado da altura. | Hoje em dia, a EIS continua a ser vastamente utilizada em estudos focados na caracterização do estado nutricional, inclusive no acompanhamento de indivíduos com distúrbios alimentares. |
| 2009 | Stress psíquico | Alterações no reflexo psico-galvânico (PGR) detetadas utilizando um sistema de microelétrodos de <i>interdigitated array</i> (IDA). | Em 2017 foi desenvolvido um dispositivo <i>wearable</i> que avalia a concentração de cortisol, altamente associada ao stress, no suor transdérmico, a partir dos dados de impedância medidos por espectroscopia. Este dispositivo portátil poderá permitir um diagnóstico valioso em doentes de alto risco como obesos, hipertensos, entre outros. |
| 2013 | Nódulos na Tireoide | Num estudo publicado em 2013 foi proposto um sistema de ressonância com EIS (REIS) para a classificação de nódulos na tireoide, o qual permite discriminar nódulos benignos e malignos no mesmo órgão, diminuindo o número de cirurgias necessárias para a realização do diagnóstico. | Em 2018, foi desenvolvida uma agulha hipodérmica contendo um sensor de EIS, a qual possibilita o melhoramento do rigor da deteção de tecidos tiroideais cancerosos durante os processos de biópsia e cirurgia. |

1.4.2. Dispositivos médicos de EIS

De forma a esclarecer quais os dispositivos médicos de EIS disponíveis no mercado, foi também construída a **Tabela 1.6.**, na qual é possível consultar estes mesmos dispositivos, organizados por ano de lançamento, o seu fabricante, algumas das especificações técnicas dos mesmos e as áreas de aplicação em que são utilizados.

Tabela 1.6. Dispositivos médicos de EIS disponíveis no mercado^{41,122-129}.

| Ano de lançamento | Dispositivo e Fabricante | Especificações técnicas | Áreas de aplicação |
|--------------------------|--|--|--|
| 2005 | SFB7 ImpediMed, Carlsbad, EUA | Realiza medições em 256 frequências, na gama dos 4-1000 kHz. | <ul style="list-style-type: none"> • Avaliação da composição corporal (FM, FFM); |
| 2009 | Body Composition Monitor Fresenius Medical Care, Bad Homburg, Alemanha | Opera em 50 frequências, dos 5-1000 kHz. | <ul style="list-style-type: none"> • Avaliação do estado de hidratação, em particular durante o processo de diálise; <ul style="list-style-type: none"> • Análise da distribuição da ureia no organismo; • Quantificação e distribuição dos fluidos corporais; • Avaliação da composição corporal (FM, FFM, BCM). |
| 2014 | Nevisense EIS SciBase, Estocolmo, Suécia. | Opera entre as frequências de 1 kHz e 2.5 MHz. | <ul style="list-style-type: none"> • Detecção de melanomas através da integração dos dados de impedância com imagens dermatoscópicas. |
| 2014 | Bodystat Multiscan 5000 Bodystat Ltd. Douglas, Reino Unido | Atua numa gama de frequências dos 5-1000 kHz. | <ul style="list-style-type: none"> • Medição do peso seco, durante a diálise; • Detecção e monitorização de linfedemas; • Avaliação da composição corporal (FM, FFM, massa muscular, etc.); <ul style="list-style-type: none"> • Avaliação do estado de hidratação; • Monitorização da saúde celular. |
| 2017 | seca mVSA 535 seca GmbH & Co. KG., Hamburgo, Alemanha | Realiza um varrimento nas frequências de 1-500 kHz. | <ul style="list-style-type: none"> • Medição personalizada dos sinais vitais (pressão arterial, SpO₂, pulsação e temperatura); • Avaliação da composição corporal (TBW, FM, massa muscular). |

2017

SOZO
ImpediMed, Carlsbad, EUA

Opera em 256 frequências, dos
3-1000 kHz.

- Avaliação individualizada da composição corporal através do estado dos fluídos corporais (ICF, ECF e TBW);
 - Detecção e monitorização de linfoedemas;
 - Caracterização tecidual.
-

2. Materiais e Métodos

2.1. Desenho experimental

Este estudo foi realizado numa amostra de conveniência composta por 77 atletas que frequentam a *Crossfit Openbox*, localizada no Grande Porto, durante um período de 2 semanas.

O estudo compreendeu uma recolha dos dados relativos à massa corporal e altura dos participantes, a aquisição dos espectros de impedância elétrica relativos a cada atleta, nos momentos anteriores e posteriores a cada sessão de treino e, por fim, uma avaliação da glicemia dos mesmos, após cada sessão de treino.

Com o intuito de averiguar qual o impacto das dietas já praticadas pelos atletas nos espectros de impedância obtidos, foram considerados quatro grupos, três deles associados a um regime alimentar específico e um último contendo os atletas que não possuem acompanhamento nutricional. Na **Tabela 2.1.**, é possível consultar o número de participantes que implementava cada um dos regimes alimentares propostos, assim como aqueles que não possuíam acompanhamento nutricional. Além disso, apresenta-se a proporção entre macronutrientes que caracteriza cada uma das dietas implementadas, tal como valores relativos à massa corporal e índice de massa corporal (IMC) médios, associadas a cada grupo.

Tabela 2.1. Descrição dos diferentes grupos associados a cada dieta.

| Dieta implementada | Proporção de macronutrientes | Número de atletas constituintes | Massa corporal média (kg) | BMI médio (kg/m ²) |
|--------------------------------|------------------------------|---------------------------------|---------------------------|--------------------------------|
| Normal | 40:30:30 | 17 | 71.70 | 24.79 |
| Low carb | 20:50:30 | 7 | 70.71 | 26.95 |
| Cetogénica | 10:40:50 | 5 | 91.00 | 27.97 |
| Sem acompanhamento nutricional | - | 48 | 80.91 | 24.61 |

Legenda: A dieta designada como “normal” é assim nomeada por ser a mais comumente aplicada em desportistas. A *low carb* é caracterizada, tal como o nome indica, por um baixo teor em hidratos de carbono, anteriormente referidos como glúcidos. A dieta cetogénica é uma dieta com teor muito baixo de glúcidos, os quais são substituídos essencialmente por alimentos ricos em gordura. A proporção de macronutrientes é dada por glúcidos:proteína:gordura.

Todo o processo de conceção das dietas referidas e de supervisão dos procedimentos executados foi realizado por um nutricionista familiarizado com a modalidade em questão e que acompanha os participantes há vários meses, Dr. Augusto Rodrigues.

Relativamente às sessões de treino realizadas, é possível consultar a descrição de cada uma delas, com referência ao tipo de exercícios realizados e às exigências metabólicas associadas, no **Apêndice I**.

2.2. Caracterização da população sob estudo

A população sob estudo continha elementos de ambos os géneros (23 do sexo feminino e 54 do sexo masculino) e apresentava uma média de idades de 36 anos. Os atletas foram inquiridos acerca da sua massa corporal e altura, sendo que a recolha destes parâmetros permitiu calcular o índice de massa corporal (BMI) de cada atleta, em kg/m^2 . A partir destes dados, foi possível verificar que a massa corporal média da população sob estudo era de 78.58 kg e o BMI médio de 26.08 kg/m^2 .

Todos os atletas envolvidos neste estudo participaram de forma voluntária, tendo sido elucidados acerca dos objetivos e procedimentos inerentes, via oral e escrita. O Consentimento Informado, Esclarecido e Livre assinado pelos participantes foi redigido de acordo com o estabelecido na Declaração de Helsínquia e na Convenção de Oviedo. Além disso, antes do início do estudo, todos os participantes responderam a um questionário relativo à sua prontidão para a atividade física (PAR-Q) e, no fim do período de avaliações, também preencheram um outro documento relativo ao cumprimento dos termos que lhes foram expostos *a priori*. Estes documentos podem ser consultados nos **Apêndices II, III e IV**, respetivamente. Consentiram, assim, com a recolha de dados realizada, assim como com o seu processamento, utilização para efeitos do presente trabalho e manutenção até ao final do período de destinado à entrega do mesmo à respetiva instituição, após o qual a investigadora se compromete a destruí-los.

O presente estudo foi submetido à Comissão de Ética do Centro Regional do Porto da Universidade Católica Portuguesa (CRP-UCP).

2.3. Avaliações por Espetroscopia de Impedância Elétrica (EIS)

De forma a obter espectros contendo padrões característicos dos diferentes estados metabólicos e níveis de rendimento, foram realizadas medições utilizando um sistema de EIS. De seguida, é realizada uma descrição deste sistema, mais precisamente do sistema de elétrodos que o constitui e do circuito integrado utilizado. Mais ainda, é detalhado o procedimento inerente às medições efetuadas com este sistema, expondo, finalmente, o tratamento dos dados aplicado.

2.3.1. Sistema de medição

O sistema de medição utilizado foi um circuito integrado de EIS, EVAL-AD5933, a par do respetivo *software* Eval-AD5933 (Analog Devices, Massachusetts, Estados Unidos da América), a partir do qual é possível definir as opções de aquisição pretendidas, nomeadamente o intervalo de frequências a considerar e os incrementos de frequência realizados em cada recolha, o que, por sua vez, permitiu definir as frequências específicas a analisar, além de efetuar a interface gráfica com o utilizador, permitindo-lhe controlar as operações realizadas e efetuar uma análise inicial do sinal recolhido. Além disso, este *software* permite personalizar os dados dos componentes eletrónicos do circuito, possibilitando o ajuste das medições em função dos componentes alterados. Em cada recolha, o *software* devolve o ganho do circuito e a temperatura do sensor, de forma a garantir as condições ideais para a realização das medições.

As medições de bioimpedância elétrica podem ser realizadas utilizando dois sistemas de elétrodos que, tal como o nome indica, são diferenciados de acordo com o número de elétrodos utilizado: sistema de dois elétrodos ou sistema de quatro elétrodos¹². Neste trabalho, foi utilizado o primeiro sistema de elétrodos referido, no qual o sinal elétrico é aplicado e a tensão elétrica produzida é medida através do mesmo par de elétrodos. Este método induz um erro resultante da impedância de contacto, que resulta numa diminuição do valor da tensão elétrica medida¹². Sendo este um erro sistemático, o tratamento dos dados e a análise estatística realizados na fase posterior à sua aquisição atenuaram o efeito produzido por este erro, pelo que os resultados obtidos não foram comprometidos.

2.3.2. Aquisição dos sinais de EIS

Neste estudo, foram capturados 1457 espectros de bioimpedância elétrica, como apresentado na **Figura 2.1.**, respeitando o seguinte protocolo:

1. Colocação das mãos sobre a mesa onde se encontrava o sistema de aquisição (sensor de espectroscopia de impedância + computador com *software* de aquisição), com as palmas das mãos voltadas para baixo, mantendo uma distância de 1 a 10 cm entre as mãos;
2. Limpeza da região de aplicação dos elétrodos de superfície, nomeadamente a região posterior das mãos compreendida entre os corpos dos ossos do 1º e do 2º metacarpos, utilizando um disco de algodão embebido em álcool etílico 96%;

3. Aplicação de uma porção aproximadamente esférica de gel condutor com cerca de 0.5 cm de diâmetro sobre a pele do atleta, na região supramencionada;
4. Transmissão de cerca de metade da porção de gel condutor da mão onde fora colocada para a outra mão, sem o espalhar;
5. Colocação dos elétrodos de superfície do sensor de EIS sobre as porções de gel condutor, em cada uma das mãos, mantendo-as apoiadas sobre a mesa.
6. Aquisição dos espectros de impedância elétrica, em duplicado.

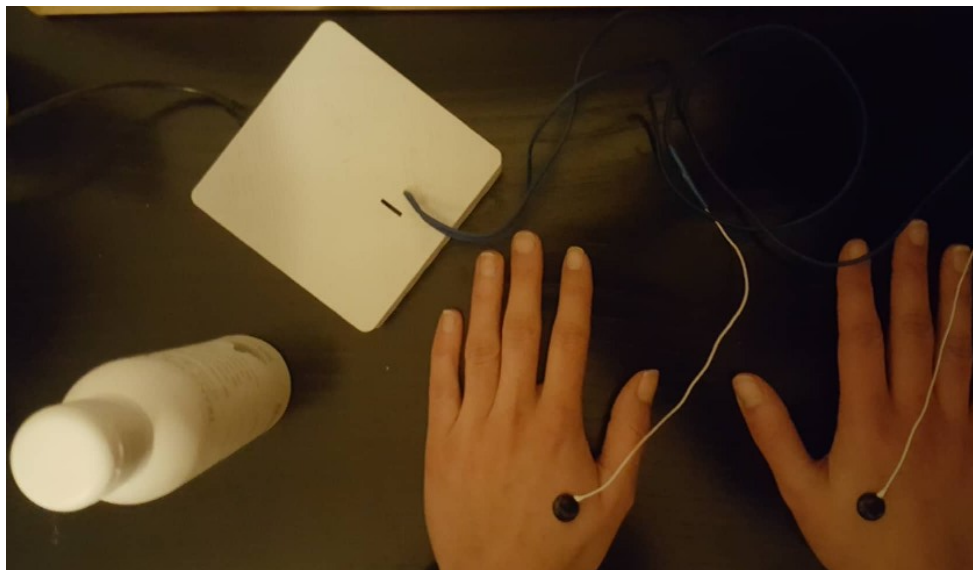


Figura 2.1. – Aquisição do sinal de EIS.

2.4. Avaliação da glicemia

Além da aquisição dos espectros de impedância elétrica relativos a cada participante, foi avaliada a glicemia dos mesmos no fim de cada sessão de treino, com o intuito de contextualizar a ocorrência de uma possível hipoglicemia ou hiperglicemia e de fornecer um *feedback* aos atletas relativamente à necessidade de consumo de mais ou menos alimentos antes/durante o treino, em função dos valores de glicemia obtidos e da informação cedida pelo atleta relativamente a como este se sentia após o treino.

As avaliações de glicemia foram realizadas adotando a seguinte metodologia:

1. Limpeza do dedo no qual a picada é realizada, utilizando um disco de algodão embebido em álcool etílico 96%;
2. Preparação da caneta de lancetas, descartando a lanceta previamente utilizada e colocando uma nova. Cada lanceta descartada foi colocada num contentor de resíduos hospitalares de risco específico, grupo IV, indicado para materiais perfurantes;

3. Colocação de uma nova fita de medição no equipamento utilizado - *FreeStyle Precision Neo* (Abbott, Chicago, Estados Unidos da América). Esperar até que apareça uma gota no *display* do dispositivo, sinal de que este está pronto para realizar a medição da glicemia;

4. Colheita de sangue capilar (cerca de 0.6 μL por medição), utilizando a caneta de lancetas referida;

5. Aproximação do dispositivo de medição contendo a respetiva fita ao dedo do participantes e recolha do sangue capilar;

6. Visualização e registo do valor da concentração de glucose sanguínea, em mg/dL.

O facto de cada um dos materiais ser descartável e conservado em local próprio após sua utilização previne qualquer tipo de contaminação, garantindo que todo o processo realizado não apresenta qualquer risco para os participantes, nem para o ambiente.

2.5. Tratamento e análise dos dados

Para este estudo, foi delineada uma metodologia para a realização do tratamento e análise dos dados, a qual pode ser representada no esquema que se segue.

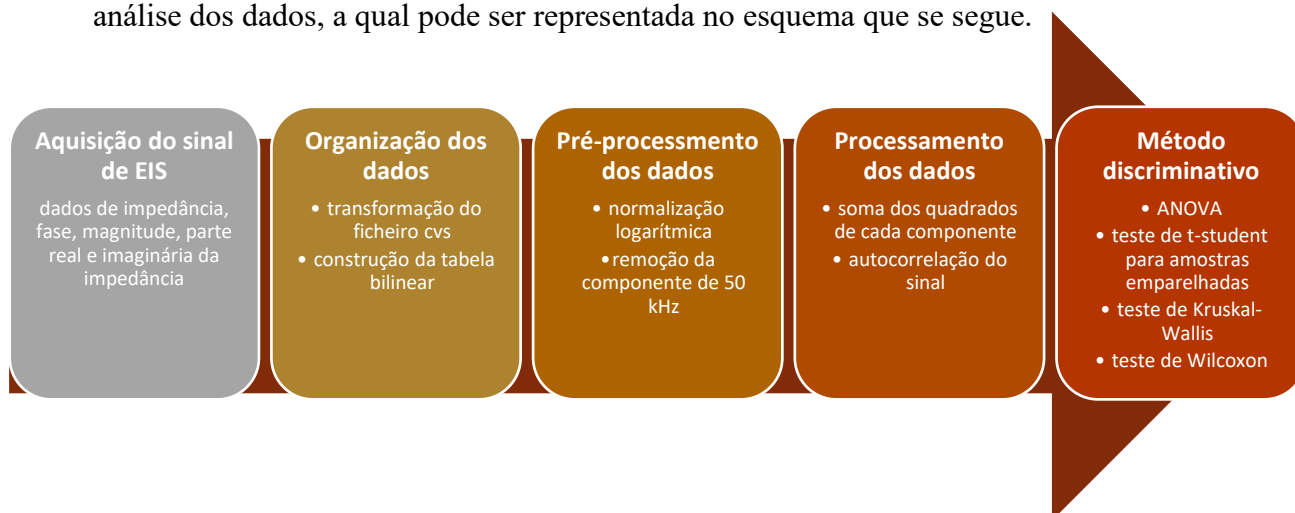


Figura 2.2. – Esquema da metodologia desenvolvida para o tratamento e análise dos dados.

Posto isto, a metodologia foi adotada como descrito de seguida.

2.5.1. Organização e pré-processamento dos dados

Todos estes processos de registo, armazenamento e processamento dos dados foram realizados com recurso a aplicações informáticas, nomeadamente o Matlab, versão R2017b (MathWorks, Novo México, Estados Unidos da América) e o Microsoft

Office Excel, versão 16.0 (Microsoft Corporation, Novo México, Estados Unidos da América), os quais permitiram organizar os dados e realizar o conjunto de operações necessárias para o seu pré-processamento e processamento.

Como cada sinal de EIS era adquirido num ficheiro csv contendo a informação relativa aos dados de impedância, magnitude, parte real, imaginária e fase da impedância, foi necessário compilá-los e organizá-los em função das variáveis a analisar. Os dados relativos à magnitude e à parte imaginária da impedância foram utilizados para realizar a normalização dos dados, aplicando a expressão indicada na Equação 2.1. em todas as recolhas.

$$\log(\text{magnitude}) / \text{imaginário} \quad \text{Equação 2.1.}$$

Estes processos de organização e normalização dos dados foram efetuados utilizando o código *main.m*, apresentado no **Apêndice V**. Este procedimento permitiu, então, construir a tabela bilinear dos dados, como indicado no tópico **1.3.2.5.1.**

De seguida, procedeu-se à remoção da componente do sinal relativa à frequência de 50 kHz, eliminando a respetiva coluna contendo os dados recolhidos para esta frequência.

2.5.2. Processamento dos dados

A energia espectral foi extraída calculando a soma dos quadrados de cada valor da tabela bilinear, por recolha, obtendo-se uma métrica do espectro que reflete a energia total associada ao mesmo. Depois desta etapa, procedeu-se à normalização dos dados contidos em cada uma das tabelas bilineares, de forma a tornar comparáveis as métricas relativas a cada componente do sinal. Esta etapa foi realizada dividindo cada valor da mesma pela respetiva energia espectral total, obtendo-se um novo espectro descrito no mesmo domínio frequencial considerado à partida.

A energia espectral enfatizada das componentes diferenciadoras do sinal foi estimada fazendo a autocorrelação do sinal frequencial, aplicando a função *xcorr* do Matlab¹³⁰, a qual permite obter uma estimativa da autocorrelação do sinal. Equação 2.2. processado, obtida segundo expresso de seguida:

$$\hat{R}_{xx}(m) = E\{x_{n+m}x_n^*\} = E\{x_nx_{n-m}^*\},$$

em que $-\infty < n < +\infty$, o asterisco denota a conjugação complexa e E corresponde ao valor do operador esperado. Esta função de correlação requer uma normalização prévia, sendo que o vetor devolvido tem elementos dados por:

Equação 2.3.

$$vetor(m) = \hat{R}_{xx}(m - N),$$

em que $m = 1, 2, \dots, N/2$.

Com o intuito de averiguar se existia algum intervalo de frequências que permitia diferenciar mais eficazmente os momentos anterior e posterior ao treino comparativamente com todo o espectro, ou seja, com todas as frequências consideradas, foi realizada uma divisão da gama de frequências inicial em três intervalos de frequência (45000-48400 Hz, 48500-52000 Hz e 52100-55000 Hz). Para cada intervalo, foi então calculada uma única métrica, procedendo ao somatório das componentes do espectro relativas a cada um dos intervalos, aplicando:

$$\sum_{45000}^{48400} Esp(f) \quad \text{Equação 2.4.}$$

$$\sum_{48500}^{52000} Esp(f) \quad \text{Equação 2.5.}$$

$$\sum_{52100}^{55000} Esp(f) \quad \text{Equação 2.6.}$$

Assim, após serem calculados os parâmetros respeitantes a cada um dos três intervalos de frequência, para cada uma das recolhas, procedeu-se à análise estatística dos mesmos.

2.5.3. Método discriminativo

De forma a garantir a significância estatística das análises efetuadas, foram considerados apenas os atletas que realizaram 15 ou mais medições, durante o período de estudo. Posto isto, dos 77 atletas inicialmente considerados, apenas foram analisados os dados de 49 atletas.

Com o intuito de realizar uma visualização inicial da tendência da distribuição dos dados, foi utilizada a técnica de PCA, recorrendo à PLS Toolbox do Matlab, versão R2013b (MathWorks, Novo México, Estados Unidos da América). Esta abordagem foi aplicada a diferentes conjuntos dos dados pré-processados, de forma a distinguir as distribuições dos mesmos em função dos momentos das recolhas (anterior e posterior ao treino) no conjunto total de recolhas, dos momentos das recolhas em cada treino, das dietas implementadas e dos treinos praticados. A análise dos *scores* do PCA permitiu

inferir acerca da tendência da distribuição dos dados, enquanto que, a partir dos respetivos *loadings*, foi possível verificar quais as frequências com maior preponderância na separação efetuada.

A aplicação dos testes estatísticos utilizados neste trabalho foi realizada recorrendo ao *software* IBM SPSS, versão Statistics 24 (IBM, Nova Iorque, Estados Unidos da América), com o intuito de comparar os dados recolhidos antes e depois do treino, as diferentes dietas implementadas e os treinos realizados. Para isso, foram realizadas diversas análises, utilizando diferentes testes estatísticos, como sugerido no SPSS - Guia de Utilização, dos autores Alexandre Pereira e Teresa Patrício (2016)⁷³, como detalhado de seguida. As referidas análises foram realizadas para um nível de significância de 5%.

2.5.3.1. Análise estatística multivariada

Começou-se por verificar se o treino induziu alguma alteração estatisticamente significativa nos dados de impedância recolhidos, em cada atleta, aplicando o teste de Wilcoxon. Como este teste possui como condição de aplicabilidade o facto de as diferenças entre os grupos analisados terem de apresentar uma distribuição simétrica, em primeiro lugar, foi necessário verificar se esta condição é assegurada. Para isso, calcularam-se as diferenças entre os pares de dados (dados de impedância antes e depois do treino) e avaliou-se a assimetria dos dados da diferença, para a qual foi obtida a respetiva estatística e desvio-padrão. Aplicando o quociente destes valores, obteve-se o valor que definiu se a distribuição das diferenças era ou não simétrica: se o valor absoluto deste quociente estivesse compreendido entre 0 e 2, então a distribuição era simétrica e pôde ser aplicado o teste de Wilcoxon; caso contrário, não se cumpria a condição de aplicabilidade deste teste, demonstrando que o mesmo não era adequado para avaliar, neste caso, o efeito do treino em cada atleta. Quando aplicado, o teste de Wilcoxon devolveu o valor da significância estatística da diferença, a partir do qual se conclui acerca do efeito do treino nos espectros de impedância obtidos.

Seguidamente, foram compilados todos os espectros relativos a cada atleta e compararam-se, de forma independente, os dados recolhidos entre diferentes atletas. Para isso, foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, a partir do qual foi possível comparar as referidas amostras independentes. A comparação do valor de significância estatística obtido com o valor de prova (*p*) permite avaliar se, para os

diferentes atletas, os padrões extraídos dos sinais captados pelo sensor de EIS possuem diferenças estatisticamente significativas.

Após a referida análise, foram comparadas todas as recolhas efetuadas antes e depois do treino, utilizando o teste de *t-student* para amostras emparelhadas. Tratando-se de um teste paramétrico, seria necessário avaliar se estava assegurada a normalidade da diferença entre dados de impedância recolhidos antes e depois do treino. No entanto, caso se verifique que, ao avaliar a simetria da distribuição, esta é simétrica, segundo o Teorema do Limite Central, o facto de as amostras possuírem uma dimensão amostral superior a 10 possibilita a aplicação de testes paramétricos, caso as restantes condições de aplicabilidade sejam cumpridas^{72,73}. A visualização dos respetivos histogramas permite perceber se se trata de uma distribuição simétrica. Além disso, tratando-se de amostras emparelhadas, a dimensão das amostras a analisar é igual, pelo que não é necessário avaliar a homocedasticidade da variância. Assim, aplicou-se o teste de *t-student* para amostras emparelhadas e o valor de prova obtido permitiu inferir acerca da significância estatística da diferença entre as médias das métricas associadas às recolhas realizadas antes e depois do treino.

As três análises estatísticas referidas acima foram realizadas sobre os dados de impedância tratados de formas diferentes, após aplicação dos pré-processamentos abordados: espectros originais; energia espectral; e energia espectral enfatizada. Mais ainda, cada análise foi realizada para o espectro total, assim como para os três intervalos de frequência mencionados, de forma a averiguar qual das quatro situações permite obter melhores resultados. De forma a sumariar a metodologia seguida aplicando o conjunto de testes referidos até ao momento, foi construída uma tabela de dupla entrada que esquematiza o conjunto de 9 testes estatísticos realizados, aplicados ao espectro total e cada um dos três intervalos definidos.

Tabela 2.2. - Aplicação dos testes estatísticos de Wilcoxon, Kruskal-Wallis e *t-student* para amostras emparelhadas nos dados obtidos a partir de cada um dos processamentos avaliados.

| | Originais (O) | Energia Espectral (EE) | Energia Espectral Enfatizada (EEE) |
|---|---------------|------------------------|------------------------------------|
| Teste de Wilcoxon (W) | W → O | W → EE | W → EEE |
| Teste de Kruskal-Wallis (KW) | W → O | W → EE | W → EEE |
| Teste <i>t-student</i> para amostras emparelhadas (t) | t → O | t → EE | t → EEE |

2.5.3.2. Análise estatística univariada

Com base nos resultados obtidos para cada um dos processamentos realizados, foi escolhido aquele sobre o qual se realizaram os restantes testes estatísticos, para avaliar o efeito da dieta, dos treinos e do efeito combinado de ambos nos sinais de EIS adquiridos, detetado para as frequências que constituem o intervalo selecionado.

Assim, posteriormente, de forma a comparar o efeito da dieta nos atletas com acompanhamento nutricional, foi utilizada a ANOVA - um fator. Como, ao contrário da situação anterior, a dimensão amostral dos grupos é superior a 50, mesmo quando a distribuição dos dados era assimétrica, foi possível aplicar novamente testes paramétricos para realizar a sua análise estatística, já que, para a referida dimensão amostral, se considera que a distribuição dos dados é normal⁶⁹. Mais ainda, e como já referido, o facto de a amostra de maior dimensão não ser superior ao dobro da de menor dimensão, torna o requisito relativo à homocedasticidade da variância irrelevante. Assim, aplicou-se o teste da ANOVA nos dados relativos apenas aos momentos posteriores ao treino, a partir do qual foi obtido o respetivo valor de prova, que permite avaliar se as perturbações induzidas produzem um efeito estatisticamente significativo detetável pelo sensor de EIS utilizado. Quando o valor de prova obtido foi menor do que o nível de significância imposto, realizaram-se comparações múltiplas recorrendo ao teste de Tukey, de forma a averiguar entre que grupos havia diferenças significativas.

Além das análises estatísticas já referidas, com o intuito de comparar os diferentes treinos de forma a perceber se houve treinos semelhantes, mais concretamente se o nível de esforço exigido foi o mesmo, se o tipo de exercícios praticados foi semelhante e se as exigências metabólicas diferiam entre treinos, foi aplicado novamente o teste da ANOVA – um fator, recorrendo ao procedimento já descrito relativo a este teste.

Por fim, para averiguar o efeito conjunto do treino e da dieta, de forma a perceber se existe interação entre a dieta praticada e o tipo de treino realizado nos dados de impedância recolhidos, foi utilizada a ANOVA – dois fatores. Este teste possui as mesmas condições de aplicabilidade da ANOVA – um fator, pelo que se deve proceder de igual forma para avaliar o seu cumprimento. No SPSS, a aplicação da ANOVA – dois fatores foi realizada formulando um modelo linear geral com uma única variável⁷³. Para este teste, foi obtida a representação gráfica dos resultados, de forma a facilitar a análise da interação entre as duas variáveis independentes.

3. Resultados e Discussão

3.1. Aplicabilidade do sensor: análise prévia

De forma a avaliar a aplicabilidade do sensor de EIS utilizado antes de se iniciar o estudo descrito no presente trabalho, procedeu-se à monitorização de um indivíduo diabético em vários momentos do dia. A aplicação do PCA sobre os dados pré-processados com a função logarítmica, como apresentado neste trabalho, permitiu diferenciar os momentos anterior (lado positivo do PC1) e posterior (lado negativo de PC1) às refeições, além de terem sido obtidos valores muito discrepantes durante a ocorrência de uma hipoglicemia (recolhas 10, 11 e 12). Estes resultados são apresentados na **Figura 3.1.**

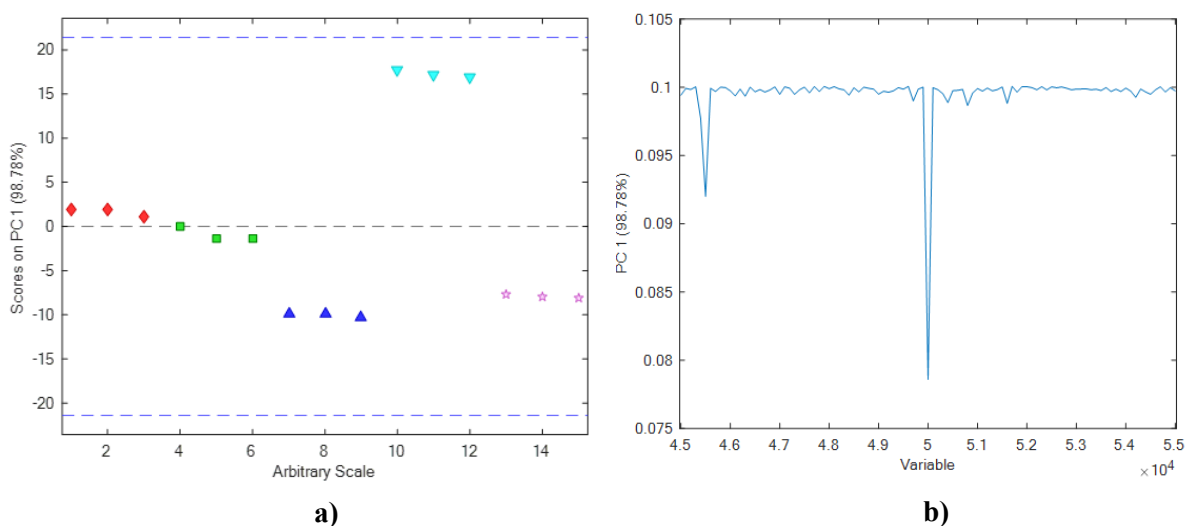


Figura 3.1. – PCA dos dados obtidos na análise prévia, para PC1: **a)** scores; e **b)** loadings.

Tendo em conta que o sensor permite discriminar estes episódios, considerou-se que possuía potencial para diferenciar alterações metabólicas e fisiológicas ocorridas ao nível dos tecidos e dos fluídos biológicos correlacionáveis com o contexto nutricional e com o esforço realizado, pelo que se avançou para a análise num conjunto numeroso de atletas.

3.2. Análise inicial dos espetros de impedância

De forma a avaliar o efeito do conjunto de pré-processamentos aplicados, podem ser comparados os espetros de impedância antes e depois da aplicação dos mesmos, a partir da análise da **Figura 3.2.**

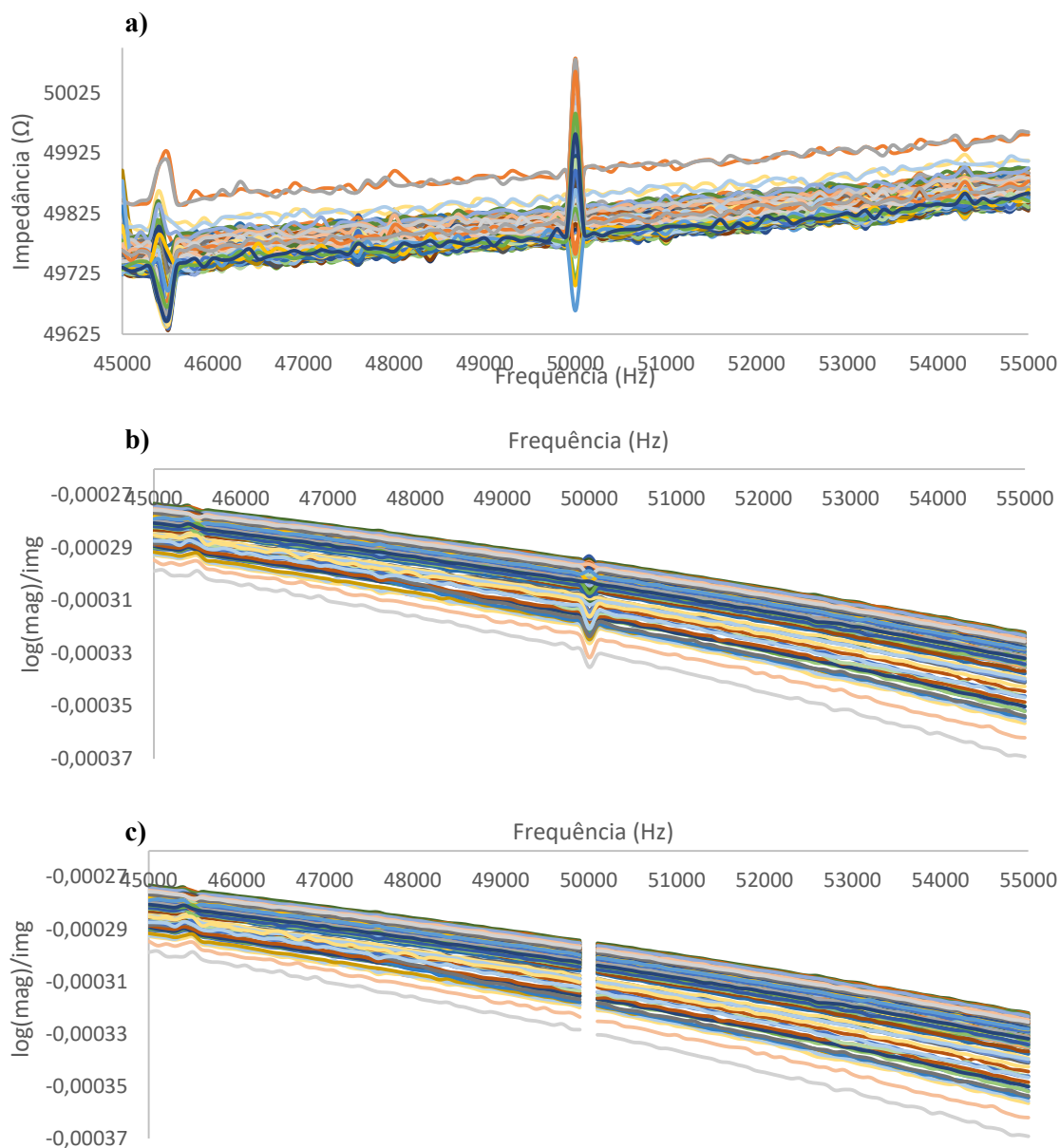


Figura 3.2. - Espectros de impedância **a)** antes da aplicação de qualquer pré-processamento; **b)** depois da aplicação do pré-processamento logarítmico; **c)** depois da remoção da componente de 50 kHz.

Como é possível notar pela análise da figura, o pré-processamento logarítmico permitiu redimensionar a escala de valores considerada e remover parcialmente o ruído que afetava o sinal. Mais ainda, como é possível verificar pelas **Figuras 3.2. a)** e **3.2. b)**, a componente do sinal em 50 kHz apresentava uma enorme variabilidade entre as diversas recolhas, comprometendo a resolução das restantes componentes do sinal, pelo que se considerou que se tratava de artefacto, tendo sido, por isso, removida. Assim, os espectros de impedância recolhidos, após aplicação dos pré-processamento referidos, passaram a possuir uma maior resolução, além do facto de as componentes frequenciais

de interesse do sinal terem sido enfatizadas, suavizando o ruído captado, o que facilitou o seu processamento e, posteriormente, a análise dos resultados obtidos.

3.3. Método discriminativo

3.3.1. Análise estatística multivariada

A aplicação da técnica de PCA no conjunto de dados pré-processados, organizados em função dos momentos das recolhas (anterior e posterior ao treino) no conjunto total de recolhas, das dietas implementadas e dos treinos praticados, permitiu obter os respectivos *scores* e *loadings*, apresentados de seguida.

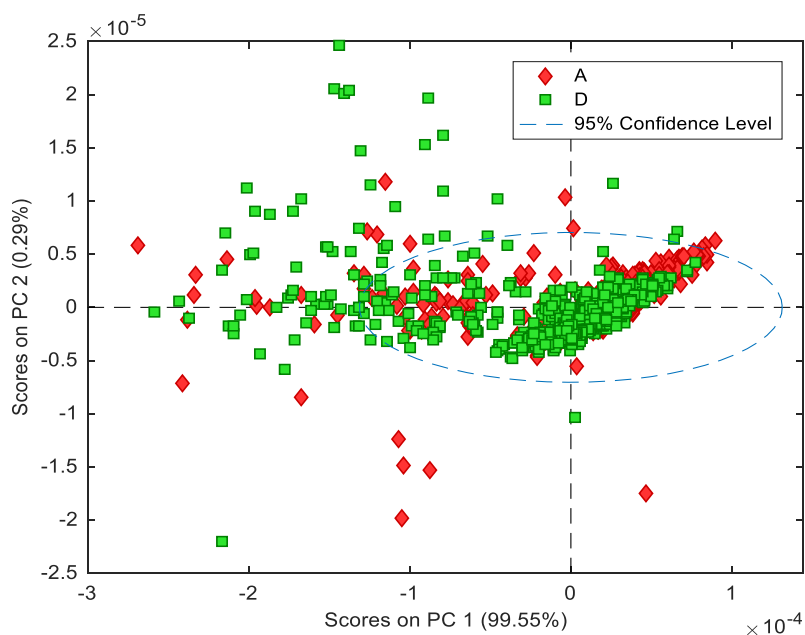


Figura 3.3. – *Scores* do PCA dos dados organizados em função dos momentos anterior e posterior ao treino, no conjunto de todas as recolhas efetuadas, nas componentes principais 1 e 2 (PC1 e PC2). **Legenda:** A – antes dos treino; D – depois do treino.

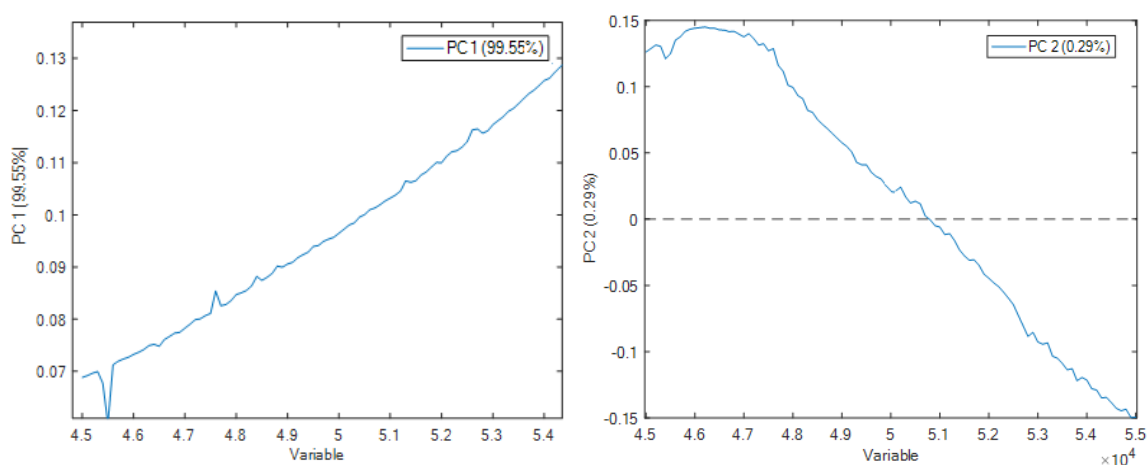


Figura 3.4. – *Loadings* do PCA dos dados organizados em função dos momentos anterior e posterior ao treino, no conjunto de todas as recolhas efetuadas, em PC1 e PC2.

A partir dos *scores* do PCA apresentados e analisando o conjunto mais concentrado de pontos localizados nos lados positivo de PC1 e negativo de PC2, pode dizer-se que parece existir um deslocamento das recolhas efetuadas depois do treino no sentido negativo dos eixos da PC1 e PC2, ou seja, o conjunto de valores relativos aos momentos anterior ao treino parece distribuir-se numa região correspondente a valores mais elevados destas componentes relativamente aos dados dos momentos posteriores ao treino. Face aos resultados obtidos, é plausível considerar que o treino induz um conjunto de alterações na composição dos tecidos e nos fluídos corporais, os quais foram detetados pelo sensor de EIS utilizado. Pode ainda notar-se que a primeira componente principal (PC1) é responsável por 99.55% da separação efetuada, sendo que o conjunto das duas componentes principais representadas justifica 99.84% da separação total. A análise dos *loadings* permite perceber que, na PC1, a separação é efetuada de acordo com as diferenças encontradas nos dados relativos a uma frequência compreendida entre 45400 e 45600 Hz, sendo que se verifica que esta contribui para o deslocamento dos dados para a região negativa da referida componente, enquanto as restantes frequências o fazem no sentido positivo desta componente. De facto, pode notar-se que as frequências mais altas são aquelas que mais contribuem para esta separação.

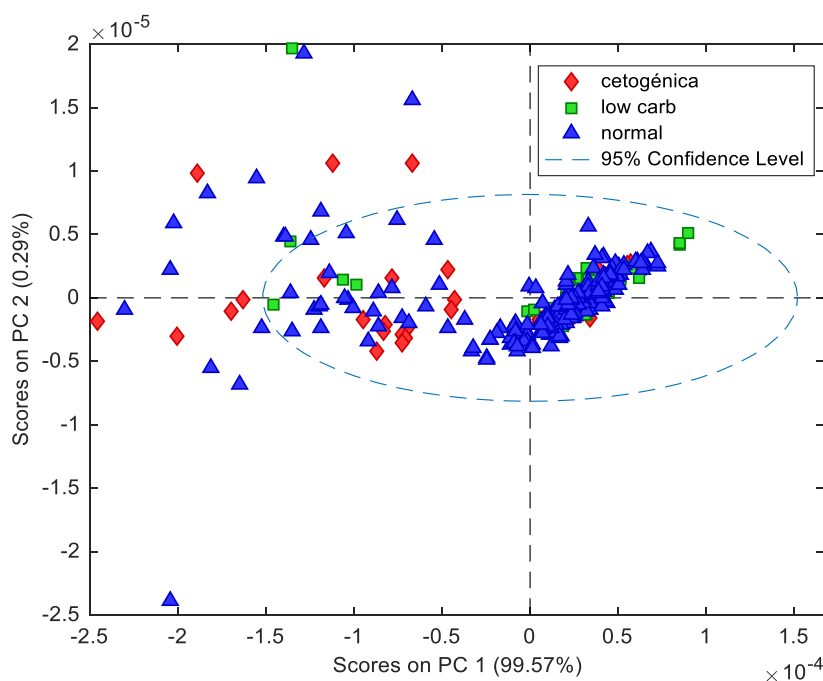


Figura 3.5. – *Scores* do PCA dos dados organizados em função das dietas implementadas, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino em atletas com acompanhamento nutricional, em PC1 e PC2.

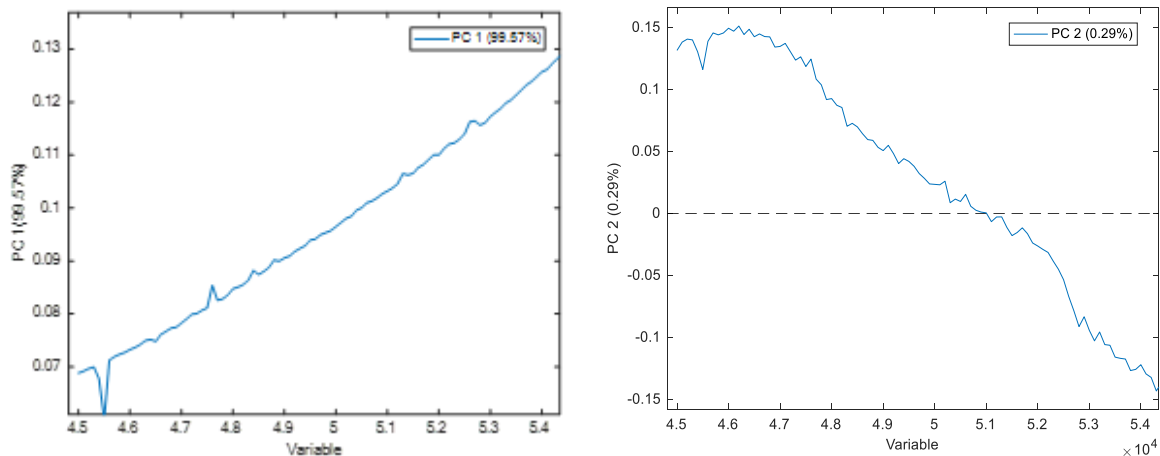


Figura 3.6. – *Loadings* do PCA dos dados organizados em função das dietas implementadas, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino em atletas com acompanhamento nutricional, em PC1 e PC2.

De entre os atletas com acompanhamento nutricional, verificou-se os dados relativos às três dietas analisadas se concentravam na região positiva de PC1, junto à origem do referencial, apesar de este facto ser mais evidente para os dados relativos à dieta normal relativamente aos restantes. Além disso, pode notar-se que os dados respeitantes à dieta cetogénica e à dieta normal apresentam uma dispersão superior à *low carb*. Mais ainda, constata-se novamente que a PC1 é a principal responsável pela separação efetuada, representando 99.57% da mesma. Quanto aos *loadings*, pode notar-se um comportamento muito semelhante ao verificado para a separação dos momentos anterior e posterior ao treino.

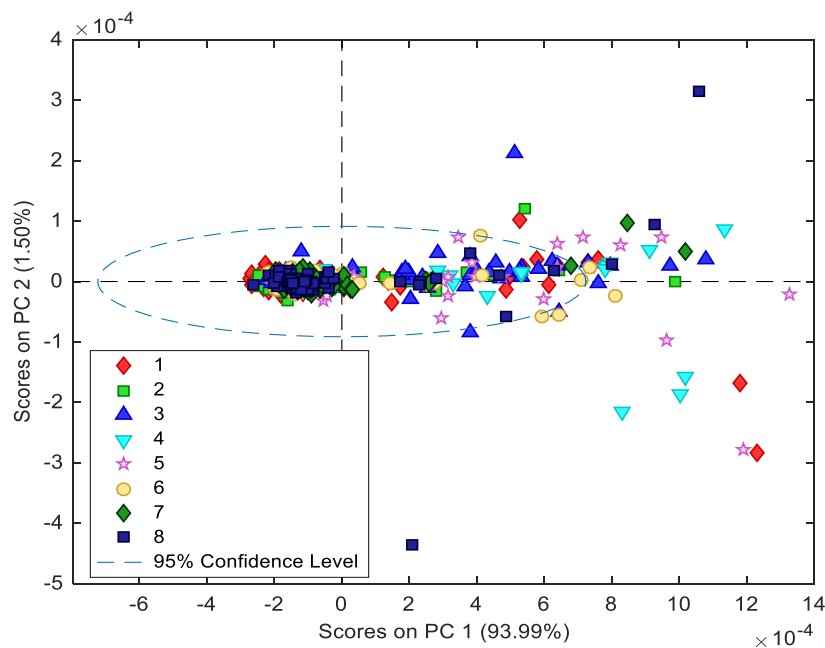


Figura 3.7. – *Scores* do PCA dos dados organizados em função dos treinos praticados, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino, em PC1 e PC2.

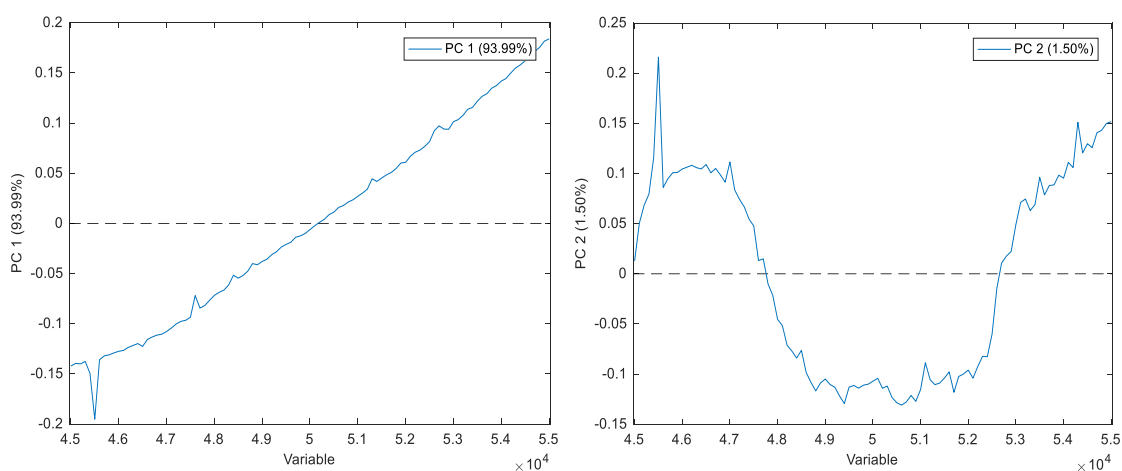


Figura 3.8. – *Loadings* do PCA dos dados organizados em função dos treinos praticados, no conjunto de todas as recolhas efetuadas depois do treino, em PC1 e PC2.

A análise do *score* deste PCA permite verificar que os dados se concentram essencialmente nos quadrantes em que a PC1 é negativa, ocorrendo também uma dispersão dos dados no sentido positivo da mesma componente. A análise visual dos *scores* não permite detetar qualquer separação evidente, pelo que se considera que esta abordagem não possibilita a distinção de conjuntos de dados relativos a treinos específicos.

Seguidamente, foram aplicados os testes estatísticos apresentados na **Tabela 2.2.** nos diversos segmentos dos sinais de EIS processados, tanto nos dados da energia espectral e da energia espectral enfatizada, como nos espectros pré-processados: no espectro total e em cada um dos três intervalos de frequência avaliados (45000-48400 Hz, 48500-52000 Hz e 52100-55000 Hz), de forma a averiguar qual das quatro situações permite obter melhores resultados.

3.2.1.1. Energia Espectral

Relativamente à energia espectral calculada aplicando a soma dos quadrados dos valores de impedância de cada recolha, e começando por analisar os dados obtidos para o teste de Wilcoxon, cuja aplicação teve como finalidade aferir se o treino induziu algum efeito estatisticamente significativo nos dados de impedância, as estatísticas de teste foram devolvidas pelo *software* utilizado como apresentado na **Figura 3.9.**

Estadísticas de teste^a

| | Soma_D_Int1 | Soma_D_Int2 | Soma_D_Int3 | Soma_Total_D_Int1 - Soma_Total_A_Int2 |
|-----------------------------------|---------------------|--------------------|--------------------|---------------------------------------|
| | Soma_A_Int1 | Soma_A_Int2 | Soma_A_Int3 | |
| Z | -1,400 ^b | -,700 ^c | -,980 ^c | -,143 ^c |
| Significância Assint. (Bilateral) | ,161 | ,484 | ,327 | ,886 |

a. Teste de Postos Assinados por Wilcoxon

b. Com base em postos positivos.

c. Com base em postos negativos.

Figura 3.9. - Exemplo do *output* devolvido pelo software com as estatísticas do teste de Wilcoxon aplicado aos dados de energia espectral, para o atleta AAM.

Os resultados deste teste estatístico para todos os atletas, para os três intervalos de frequência considerados e para o espectro total, encontram-se apresentados na **Tabela 3.1.** Os valores obtidos para a avaliação da assimetria da distribuição para cada um dos intervalos e para o espectro total podem ser consultados no **Apêndice VI.**

Tabela 3.1. – Valores de prova obtidos para o teste de Wilcoxon aplicado aos dados de energia espectral.

| Atleta | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|--------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------|
| AAM | 0.161 | 0.484 | 0.327 | 0.886 |
| AB | 0.272 | 0.209 | 0.308 | 0.789 |
| AC | 1 | 0.889 | 1 | 0.954 |
| ACF | 1 | 0.695 | 0.695 | 0.789 |
| AS | 0.007 | 0.959 | 0.007 | 0.975 |
| AT | 0.012 | 1 | 0.012 | 0.977 |
| AV | 0.721 | 0.333 | 0.646 | 0.781 |
| BC | 0.001 | 0.875 | 0.001 | 0.965 |
| BT | 0.386 | 0.285 | 0.386 | 0.829 |
| CA | 0.799 | 0.878 | 0.959 | 0.910 |
| CP | 0.06 | 0.583 | 0.034 | 0.730 |
| CS | 0.221 | 0.001 | 0.245 | 0.002 |
| CS2 | 0.009 | 0.594 | 0.019 | 0.587 |
| DD | 0.015 | 0.008 | 0.021 | 0.013 |
| DS | 0.017 | 0.674 | 0.012 | 0.954 |
| ED | 0.209 | 0.002 | 0.209 | 0.003 |
| FAP | 0.213 | 0.248 | 0.213 | 0.782 |
| FM | 0.826 | 0.001 | 0.875 | 0.002 |
| FMM | 0.959 | 0.114 | 0.721 | 0.614 |
| FMS | 0.003 | 0.084 | 0.003 | 0.544 |
| FVM | 0.463 | 0.753 | 0.917 | 0.879 |
| JB | 0.064 | 0.300 | 0.096 | 0.722 |
| JM | 0.123 | 0.889 | 0.208 | 0.819 |
| LD | 0.445 | 0.333 | 0.386 | 0.673 |
| MB | 0.308 | 0.347 | 0.480 | 0.937 |

| | | | | |
|-----|-------|-------|-------|-------|
| MF | 0.779 | 0.012 | 0.161 | 0.002 |
| MN | 0.005 | 0.203 | 0.005 | 0.318 |
| MQ | 0.012 | 0.695 | 0.012 | 0.937 |
| NA | 0.53 | 0.53 | 0.53 | 0.850 |
| NFS | 1 | 0.012 | 0.889 | 0.021 |
| NV | 0.069 | 0.123 | 0.069 | 0.648 |
| OR | 0.182 | 0.002 | 0.182 | 0.005 |
| PF | 0.583 | 0.136 | 0.48 | 0.730 |
| PN | 0.878 | 0.005 | 0.878 | 0.010 |
| PP | 0.099 | 0.158 | 0.084 | 0.618 |
| PPS | 0.303 | 0.551 | 0.511 | 0.005 |
| PT | 0.041 | 0.695 | 0.023 | 0.962 |
| RiS | 0.002 | 0.347 | 0.003 | 0.802 |
| RMS | 0.028 | 0.173 | 0.028 | 0.845 |
| SG | 0.674 | 0.484 | 0.674 | 0.864 |
| SL | 0.041 | 0.875 | 0.041 | 0.912 |
| SR | 0.575 | 0.575 | 0.646 | 0.658 |
| TA | 0.019 | 0.530 | 0.019 | 0.912 |
| TF | 0.501 | 0.079 | 0.836 | 0.854 |
| TFM | 0.779 | 0.263 | 0.674 | 0.607 |
| TM | 0.255 | 0.278 | 0.642 | 0.984 |
| TS | 0.069 | 0.001 | 0.001 | 0.615 |
| VM | 0.987 | 0.117 | 0.754 | 0.158 |
| VS | 0.215 | 0.023 | 0.438 | 0.580 |

Legenda: A vermelho encontram-se marcados os valores para os quais não foi cumprida a condição de simetria. A verde estão marcados os valores para os quais o valor de prova é inferior ao nível de significância assumido.

A análise desta tabela permite verificar que qualquer um dos três intervalos considerados apresenta, para o conjunto de todos os atletas, um número distribuições assimétricas superior ao do espectro total, o que deverá estar relacionado com o facto de cada grupo ser composto pelo triplo dos valores quando análise é realizada para todo o espectro, relativamente a cada um dos intervalos. De facto, é possível notar que, para os intervalos 1, 2 e 3, cerca de 49%, 51% e 49% das distribuições são simétricas e existem 7, 5 e 8 situações em que o valor de prova (p) obtido é inferior ao nível de significância ($p < 0.05$) de 5%, respetivamente, enquanto que, para o espectro total, cerca de 78% das distribuições são simétricas e verifica-se que em 8 situações é rejeitada a hipótese nula de igualdade dos valores esperados das amostras relativas a antes e depois do treino. Para estes casos, considera-se que existem diferenças significativas entre os dados de impedância recolhidos antes e depois do treino, para os respetivos atletas, nas condições consideradas.

Embora o espectro total apresente uma quantidade de distribuições simétricas muito superior às obtidas para cada um dos intervalos testados e apesar de apresentar o mesmo número de situações em que se rejeita a hipótese nula de igualdade dos valores esperados nos momentos anterior e posterior ao treino, uma análise mais minuciosa da **Tabela 3.1.** permite verificar que os intervalos analisados permitem diferenciar com uma significância estatística maior os momentos referidos relativamente ao espectro total, já que os valores de prova obtidos são significativamente mais próximos do nível de significância, na maioria das situações avaliadas. De facto, para um grau de confiança de 75%, do qual se depreende um nível de significância de 25%, observa-se que a hipótese nula é rejeitada em 14, 12 e 14 situações para os intervalos 1, 2 e 3, respetivamente, enquanto que, nos espectros totais e para o mesmo nível de significância, em apenas 9 dos casos é rejeitada a hipótese nula, um valor muito semelhante ao considerado para um grau de confiança de 95%.

Além do referido, interessa ressaltar que das oito situações em que se considerou que existiam diferenças significativas para o intervalo 3, sete delas coincidem com as diferenças encontradas para o intervalo 1, ou seja, verificam-se para os mesmos atletas.

De seguida, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para avaliar se existiam diferenças significativas entre os dados relativos a cada um dos atletas, tendo-se obtido as respetivas estatísticas de teste, apresentadas na **Tabela 3.2.**

Tabela 3.2. - Estatísticas descritivas e do teste de Kruskal-Wallis aplicado aos dados de energia espectral, para o conjunto de todas as medições realizadas, em que cada grupo está associado a apenas um atleta.

| Segmento do espectro | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|--|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|
| Média | 0.311709742 | 0.350213955 | 0.338076303 | 0.335323779 |
| Desvio-padrão | 0.001965628 | 0.00026441 | 0.001996073 | 0.013508184 |
| Significância estatística assintótica | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 1.000 |

O facto de o valor de prova obtido para os intervalos de frequência ser muito próximo de 0 ($p < 0.05$) permite inferir que os dados de impedância recolhidos relativos aos diferentes atletas possuem diferenças significativas, o que demonstra que estes dados possibilitam a distinção dos mesmos, ou seja, que os sinais de EIS adquiridos pelo sensor testado possuem padrões característicos do indivíduo do qual foram recolhidos. Pelo contrário, o valor de prova obtido para o espectro total significa que não existem diferenças significativas entre os dados recolhidos antes e após a realização do

treino quando considerada a totalidade do espectro de impedância. Estes dados comprovam a pertinência da análise de trechos mais pequenos do sinal, uma vez que esta abordagem permite obter uma melhor resolução do mesmo e, daí, uma melhor capacidade de discriminar os momentos referidos.

Posteriormente, a aplicação do teste de *t-student* para amostras emparelhadas deve ser precedida da análise da simetria da distribuição das diferenças entre os momentos anterior e posterior ao treino. Para isso, recorreu-se à visualização dos histogramas relativos a estas distribuições, tendo-se obtido os resultados apresentados no **Apêndice VII**.

Assegurado o cumprimento da condição de simetria do Teorema do Limite Central que permite assumir que os dados apresentam uma distribuição normal, foi aplicado o teste de *t-student* para amostras emparelhadas. Os resultados obtidos por aplicação deste teste, utilizado para comparar as médias do conjunto total de recolhas realizadas antes e depois do treino relativas a cada atleta, são apresentados na **Tabela 3.3.**

Tabela 3.3. - Estatísticas descritivas e do teste de *t-student* para amostras emparelhadas aplicado aos dados de energia espectral, para o conjunto de todas as medições realizadas antes e depois do treino.

| Segmento do espectro | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|---------------------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------|
| Média | 0.000557467 | 0.000005792 | 0.000562113 | 0.000000382 |
| Desvio-padrão | 0.001022297 | 0.000103070 | 0.001026270 | 0.000950635 |
| Significância estatística (bilateral) | 0.000 | 0.696 | 0.000 | 0.996 |

Com base na comparação entre o nível de significância e os valores de prova obtidos para cada um dos intervalos e para o espectro total, é possível constatar que existem diferenças significativas entre os valores da energia espectral antes e depois do treino, apenas para os intervalos 1 e 3, já que, para estes casos, $p < 0.05$.

3.3.1.2. Espetros Originais

No que concerne aos espectros originais, isto é, sem qualquer processamento além do pré-processamento adotado para todos os dados de impedância recolhidos, o teste de Wilcoxon permitiu obter os dados apresentados na **Tabela 3.4.** Os valores obtidos que permitem verificar se é cumprida a condição de simetria da distribuição para cada um dos intervalos e para o espectro total podem ser consultados no **Apêndice VIII**.

Tabela 3.4. – Valores de prova obtidos para o teste de Wilcoxon aplicado aos dados dos espectros originais.

| Atleta | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|--------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------|
| AAM | 0.161 | 0.263 | 0.327 | 0.775 |
| AB | 0.158 | 0.239 | 0.182 | 0.814 |
| AC | 1 | 0.674 | 1 | 0.886 |
| ACF | 1 | 0.875 | 0.695 | 0.962 |
| AS | 0.007 | 0.721 | 0.007 | 0.910 |
| AT | 0.721 | 0.203 | 0.646 | 0.766 |
| AV | 0.012 | 0.401 | 0.012 | 0.886 |
| BC | 0.001 | 0.177 | 0.001 | 0.057 |
| BT | 0.386 | 0.074 | 0.386 | 0.688 |
| CA | 0.799 | 0.959 | 0.959 | 0.975 |
| CP | 0.071 | 0.433 | 0.034 | 0.718 |
| CS | 0.245 | 0.433 | 0.245 | 0.827 |
| CS2 | 0.009 | 0.470 | 0.019 | 0.975 |
| DD | 0.015 | 0.173 | 0.021 | 0.773 |
| DS | 0.017 | 0.889 | 0.012 | 0.909 |
| ED | 0.209 | 0.015 | 0.209 | 0.660 |
| FAP | 0.213 | 0.657 | 0.312 | 0.865 |
| FM | 0.778 | 0.084 | 0.875 | 0.435 |
| FMM | 0.959 | 0.169 | 0.721 | 0.734 |
| FMS | 0.003 | 0.826 | 0.004 | 0.935 |
| FVM | 0.003 | 0.826 | 0.004 | 0.935 |
| JB | 0.064 | 0.140 | 0.084 | 0.639 |
| JM | 0.123 | 0.575 | 0.263 | 0.909 |
| LD | 0.508 | 0.285 | 0.386 | 0.644 |
| MB | 0.308 | 0.019 | 0.48 | 0.582 |
| MF | 0.779 | 0.889 | 0.779 | 0.909 |
| MN | 0.005 | 0.017 | 0.005 | 0.673 |
| MQ | 0.012 | 0.53 | 0.012 | 0.863 |
| NA | 0.53 | 0.338 | 0.53 | 0.789 |
| NFS | 1 | 0.674 | 0.889 | 0.819 |
| NV | 0.069 | 0.123 | 0.069 | 0.648 |
| OR | 0.182 | 0.583 | 0.182 | 0.925 |
| PF | 0.583 | 0.347 | 0.48 | 0.671 |
| PN | 0.878 | 0.445 | 0.878 | 0.797 |
| PP | 0.099 | 0.023 | 0.084 | 0.441 |
| PPS | 0.003 | 0.875 | 0.003 | 0.965 |
| PT | 0.041 | 0.53 | 0.023 | 0.706 |
| RiS | 0.002 | 0.433 | 0.003 | 0.950 |
| RMS | 0.028 | 0.463 | 0.345 | 0.647 |
| SG | 0.674 | 0.575 | 0.674 | 1 |
| SL | 0.041 | 0.814 | 0.041 | 1 |
| SR | 0.575 | 0.878 | 0.646 | 0.877 |
| TA | 0.019 | 0.209 | 0.019 | 0.838 |
| TF | 0.501 | 0.07 | 0.836 | 0.886 |
| TFM | 0.779 | 0.208 | 0.674 | 0.627 |
| TM | 0.679 | 0.215 | 0.642 | 0.674 |
| TS | 0.679 | 0.215 | 0.642 | 0.674 |
| VM | 0.158 | 0.754 | 0.117 | 0.975 |
| VS | 0.133 | 0.007 | 0.215 | 0.538 |

Legenda: A vermelho encontram-se marcados os valores para os quais não foi cumprida a condição de simetria. A verde estão marcados os valores para os quais o valor de prova é inferior ao nível de significância assumido.

A análise desta tabela permite verificar que, tal como acontecera para a energia espectral, os três intervalos de frequência considerados apresentam uma diferença considerável de distribuições assimétricas relativamente ao espectro total, o que se considera que está relacionado com a diferença entre as dimensões dos respetivos grupos e, assim, entre as suas distribuições. Neste caso, as distribuições são simétricas em 51%, 49% e 45% dos casos, existindo 8, 2 e 8 atletas para os quais $p < 0.05$, nos intervalos 1, 2 e 3, respetivamente, enquanto que, para o espectro total, existem apenas duas distribuições consideradas assimétricas de acordo com o critério utilizado. No entanto, ao contrário do que tinha sido constatado para a energia espectral, em nenhum dos atletas se verifica a existência de diferenças significativas entre os momentos anterior e posterior ao treino, quando considerado o espectro total de impedância. Assim, para o tipo de processamento em questão, a hipótese nula só é rejeitada quando são analisados segmentos do espectro de impedância, sendo que os intervalos 1 e 3 são aqueles em que se verifica um maior número de casos. Com base nestes dados, é plausível constatar novamente que a análise de intervalos do sinal permite discriminar mais facilmente as diferentes situações consideradas relativamente à totalidade do espectro, dada a maior resolução das componentes do sinal quando analisados segmentos do mesmo. Adicionalmente, é possível notar que, tal como verificado na análise dos dados de energia espectral, as situações em que a hipótese nula é rejeitada são relativas ao mesmo atleta. Este facto deverá estar relacionado com a sensibilidade do sensor utilizado, para os diferentes atletas sob análise.

Mais uma vez, pode também notar-se que, apesar de existir um grande número de situações em que não é cumprida a condição de simetria associada ao teste de Wilcoxon, os valores de prova obtidos são baixos, o que significa que, para um nível de significância ligeiramente superior ao adotado, é possível considerar que o treino induz um conjunto de alterações nas propriedades dielétricas dos tecidos detetáveis pelo sensor de EIS utilizado. Se se considerar novamente um nível de significância de 25%, observa-se que a hipótese nula é rejeitada em 16, 10 e 12 casos para os intervalos 1, 2 e 3, respetivamente, enquanto que, considerando os espectros totais e para o mesmo nível de significância, se torna a verificar a inexistência de situações em que a hipótese nula é rejeitada.

Recorrendo ao teste de Kruskal-Wallis para avaliar as diferenças detetadas entre atletas, foram obtidos os resultados apresentados na **Tabela 3.5.**

Tabela 3.5. - Estatísticas descritivas e do teste de Kruskal-Wallis aplicado aos dados dos espectros originais, para o conjunto de todas as medições realizadas, em que cada grupo está associado a apenas um atleta.

| Segmento do espectro | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|---------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------|
| Média | 0.330678641 | 0.350493793 | 0.318827566 | 0.333333333 |
| Desvio-padrão | 0.001004601 | 0.000134432 | 0.000976546 | 0.013088506 |
| Significância estatística | 0.000 | 0.014 | 0.000 | 1.000 |

Como se pode notar pela análise da **Tabela 3.5.**, os valores de prova obtidos para os intervalos de frequência são inferiores ao nível de significância, pelo que se considera que há diferenças estatisticamente significativas entre os dados de impedância recolhidos relativos aos diferentes atletas. Contudo, quando se considera o espectro total, o valor de prova obtido é muito próximo de 1, o que significa que os dados relativos aos diferentes atletas apresentam distribuições muito semelhantes, pelo que a métrica considerada não permite distingui-los. Quer isto dizer que existe uma maior preponderância de certas frequências na diferenciação entre atletas, possivelmente mais significativa nos intervalos 1 e 3, dado o erro que se teria de cometer no caso destes intervalos ao rejeitar a hipótese nula (cerca de 0%), relativamente ao intervalo 2, em que o erro seria de cerca de 1,4%. Apesar de, em ambas as situações, o erro ser inferior ao nível de significância de 5%, é plausível considerar que a diferenciação com base nos intervalos de frequência 1 e 3 estaria sujeita a um erro menor, quando analisados os espectros originais.

De seguida, a aplicação do teste de *t-student* para amostras emparelhadas permitiu obter os resultados evidenciados na **Tabela 3.6.** Os histogramas construídos para analisar a simetria dos dados da diferença são apresentados no **Apêndice IX.**

Tabela 3.6. - Estatísticas descritivas e do teste de *t-student* para amostras emparelhadas aplicado aos dados dos espectros originais, para o conjunto de todas as medições realizadas antes e depois do treino.

| Segmento do espectro | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|---------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------|
| Média | 0.000275186 | -0.000009326 | 0.000670168 | 0.000134769 |
| Desvio-padrão | 0.000516848 | 0.000056260 | 0.002947078 | 0.001761303 |
| Significância estatística | 0.001 | 0.252 | 0.118 | 0.355 |

Ao contrário do que aconteceu para a energia espectral, os resultados obtidos para os espectros originais evidenciam que existem diferenças significativas entre os dados de impedância recolhidos apenas quando se considera o intervalo 1. Para os restantes intervalos de frequência e para o espectro total, verifica-se que $p > 0.05$, o que significa que, para o nível de significância estabelecido, é plausível considerar que os treinos realizados não induzem alterações na composição dos tecidos biológicos e dos fluidos corporais detetáveis pelo sensor de EIS utilizado.

3.3.1.3. Energia Espectral Enfatizada

Quanto à energia espectral enfatizada, calculada com base na autocorrelação do sinal de EIS, foram obtidos os dados apresentados na **Tabela 3.7.**, relativos aos três intervalos de frequência considerados e ao espectro total, por aplicação do teste de Wilcoxon. Os valores obtidos para a avaliação da assimetria da distribuição para cada um dos intervalos e para o espectro total podem ser consultados no **Apêndice X**.

Tabela 3.7. – Valores de prova obtidos para o teste de Wilcoxon aplicado aos dados da energia espectral enfatizada.

| Atleta | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|--------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------|
| AAM | 0.036 | 0.327 | 0.036 | 0.689 |
| AB | 0.158 | 0.239 | 0.017 | 0.900 |
| AC | 0.575 | 0.779 | 0.575 | 0.864 |
| ACF | 0.530 | 0.937 | 0.386 | 0.975 |
| AS | 0.575 | 0.013 | 0.059 | 0.688 |
| AT | 0.203 | 0.445 | 0.203 | 0.586 |
| AV | 0.327 | 0.017 | 0.069 | 0.753 |
| BC | 0.035 | 0.005 | 0.009 | 0.703 |
| BT | 0.285 | 0.646 | 0.285 | 0.992 |
| CA | 0.721 | 0.721 | 0.878 | 0.813 |
| CP | 0.583 | 0.034 | 0.635 | 0.572 |
| CS | 0.084 | 0.397 | 0.221 | 0.512 |
| CS2 | 0.002 | 0.594 | 0.002 | 0.569 |
| DD | 0.037 | 0.203 | 0.009 | 0.704 |
| DS | 0.889 | 0.012 | 0.484 | 0.710 |
| ED | 0.889 | 0.012 | 0.484 | 0.710 |
| FAP | 0.937 | 0.209 | 0.638 | 0.718 |
| FM | 0.433 | 0.177 | 0.778 | 0.722 |
| FMM | 0.508 | 0.878 | 0.959 | 0.797 |
| FMS | 0.363 | 0.003 | 0.035 | 0.740 |
| FVM | 0.753 | 0.917 | 0.917 | 0.948 |
| JB | 0.300 | 0.397 | 0.198 | 0.955 |
| JM | 1 | 0.069 | 0.575 | 0.841 |
| LD | 0.508 | 0.799 | 0.799 | 0.943 |
| MB | 0.117 | 0.084 | 0.117 | 0.432 |

| | | | | |
|-----|-------|-------|-------|-------|
| MF | 0.327 | 0.889 | 0.161 | 0.932 |
| MN | 0.139 | 0.022 | 0.058 | 0.558 |
| MQ | 0.019 | 0.002 | 0.002 | 0.540 |
| NA | 0.308 | 0.028 | 0.937 | 0.615 |
| NFS | 0.779 | 0.208 | 0.036 | 0.587 |
| NV | 0.779 | 0.123 | 1 | 0.648 |
| OR | 0.937 | 0.099 | 0.433 | 0.826 |
| PF | 0.480 | 0.814 | 0.695 | 0.789 |
| PN | 0.285 | 0.799 | 0.114 | 0.845 |
| PP | 0.239 | 0.136 | 0.099 | 0.926 |
| PPS | 0.387 | 0.009 | 0.14 | 0.442 |
| PT | 0.012 | 0.004 | 0.005 | 0.385 |
| RiS | 1 | 0.004 | 0.388 | 0.509 |
| RMS | 0.116 | 0.028 | 0.028 | 0.879 |
| SG | 0.401 | 0.401 | 0.401 | 0.71 |
| SL | 0.239 | 0.013 | 0.041 | 0.46 |
| SR | 0.241 | 0.721 | 0.241 | 0.959 |
| TA | 0.182 | 0.638 | 0.209 | 0.671 |
| TF | 0.179 | 0.026 | 0.179 | 0.466 |
| TFM | 0.161 | 0.779 | 0.779 | 0.775 |
| TM | 0.679 | 0.605 | 0.918 | 0.894 |
| TS | 0.196 | 0.134 | 0.179 | 0.743 |
| VM | 0.158 | 0.158 | 0.158 | 0.875 |
| VS | 0.048 | 0.616 | 0.078 | 0.689 |

Legenda: A vermelho encontram-se marcados os valores para os quais não foi cumprida a condição de simetria. A verde estão marcados os valores para os quais o valor de prova é inferior ao nível de significância assumido.

Uma análise inicial desta tabela permite desde logo constatar que o número de distribuições simétricas obtidas para este tipo de processamento é consideravelmente superior ao verificado para os espectros originais e para a energia espectral. De facto, 63%, 59% e 63 % das distribuições são simétricas, para os intervalos de frequência 1, 2 e 3, respetivamente. Mais ainda, considera-se que existem diferenças significativas entre os momentos anterior e posterior ao treino apenas 2 vezes para o intervalo 1, 5 vezes para o intervalo 3 e em 9 atletas para o intervalo 2. Tal como aconteceu para os espectros originais, quando é analisada a totalidade do espectro, não são detetadas diferenças significativas nos dados de impedância recolhidos nos momentos anterior e posterior ao treino, para o nível de significância adotado.

Como verificado para os espectros originais, a hipótese nula nunca é rejeitada quando é analisada a totalidade do sinal de EIS adquirido. No entanto, contrariamente ao que se verificou neste caso, cerca de 31% das distribuições relativas a cada atleta são assimétricas, um valor também superior ao obtido para a energia espectral (22%). Este facto pode estar associado ao cálculo da energia realizado em ambos os casos, o qual poderá promover a assimetria da distribuição total dos dados.

Ao contrário dos espectros originais e da energia espectral, nos resultados obtidos aplicando o teste de Wilcoxon nos dados da energia espectral enfatizada, apenas num dos atletas se verifica que o treino induz um efeito estatisticamente significativo na impedância dos tecidos biológicos, coincidente nos intervalos 1 e 3. Este facto poderá estar relacionado com o próprio processo de autocorrelação, no qual é realizada a comparação de cada componente do sinal com as restantes componentes que se apresentam à sua frente, ou seja, uma comparação no sentido *forward*, pelo que seria espectável que as maiores diferenças fossem localizadas para frequências superiores, justificando o facto de as diferenças que, para os restantes processamentos, foram encontradas para o intervalo 1, se destacassem no intervalo 2 ao aplicar a autocorrelação do sinal.

Mais ainda, apesar de ser notória a diminuição do número de distribuições assimétricas obtidas, volta a poder notar-se que, para um nível de significância de 25%, como avaliado para os restantes processamentos adotados, observa-se que a hipótese nula é rejeitada em 10, 18 e 16 casos para os intervalos 1, 2 e 3, respetivamente, enquanto que, considerando os espectros totais e para o mesmo nível de significância, se torna a verificar a inexistência de situações em que a hipótese nula é rejeitada.

Recorrendo ao teste de Kruskal-Wallis para avaliar as diferenças detetadas entre atletas, foram obtidos os resultados apresentados na **Tabela 3.8.**

Tabela 3.8. - Estatísticas descritivas e do teste de Kruskal-Wallis aplicado aos dados de energia espectral enfatizada, para o conjunto de todas as medições realizadas, em que cada grupo está associado a apenas um atleta.

| Segmento do espectro | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|--|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|
| Média | 0.124920423 | 0.366884346 | 0.508195231 | 0.333333333 |
| Desvio-padrão | 7.40868E-05 | 4.39936E-05 | 8.36987E-05 | 0.158259607 |
| Significância estatística assintótica | 0.000 | 0.014 | 0.000 | 1.000 |

Como se pode notar pela análise da tabela apresentada, e tal como aconteceu para os espectros originais e para a energia espectral, os valores de prova obtidos para os intervalos de frequência são inferiores ao nível de significância, pelo que se considera que há diferenças estatisticamente significativas entre os dados de impedância recolhidos relativos aos diferentes atletas, ao contrário do que se verifica quando se considera o espectro total, em que os dados relativos aos diferentes atletas apresentam

distribuições muitos semelhantes, o que faz com que a métrica considerada não permite distingui-los.

De seguida, a aplicação do teste de *t-student* para amostras emparelhadas permitiu obter os resultados evidenciados na **Tabela 3.9.** Os histogramas construídos para analisar a simetria dos dados são apresentados no **Apêndice XI.**

Tabela 3.9. - Estatísticas descritivas e do teste de *t-student* para amostras emparelhadas aplicado aos dados de energia espectral enfatizada, para o conjunto de todas as medições realizadas antes e depois do treino.

| Segmento do espectro | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52100-55000) | Espectro total |
|--|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|
| Média | 0.000008915 | 0.000014311 | 0.000023122 | 0.000000034 |
| Desvio-padrão | 0.000027516 | 0.000020668 | 0.000003515 | 0.000032751 |
| Significância estatística (bilateral) | 0.028 | 0.000 | 0.000 | 0.990 |

Analisando os valores de prova apresentados na tabela, existem diferenças significativas entre os dados de impedância recolhidos antes e depois do treino para os três intervalos de frequência examinados. Para o espectro total, verifica-se que $p > 0.05$, o que significa que, para o nível de significância de 5%, os treinos realizados não induzem alterações na composição dos tecidos biológicos e dos fluídos corporais detetáveis pelo sensor de EIS utilizado.

Os dados obtidos para os testes estatísticos aplicados até ao momento sugerem que a aplicação da autocorrelação do sinal, a qual enfatiza as componentes do sinal igualmente espaçadas que se repetem, permite efetivamente reduzir parcialmente a interferência indesejável que afeta os sinais adquiridos, permitindo uma melhor diferenciação entre os momentos anterior e posterior ao treino. Assim, com base nos mesmos, selecionaram-se os dados relativos à energia espectral enfatizada, para o intervalo de frequência 2 (48500-52000 Hz), nos quais foi aplicada a ANOVA, a fim de avaliar o efeito da dieta, dos treinos e do efeito combinado de ambos nos sinais de impedância adquiridos, para cada uma das frequências avaliadas no intervalo referido.

3.3.2. Análise estatística univariada

Começando por averiguar se existem diferenças estatisticamente significativas entre os dados de impedância recolhidos depois dos treinos, para as três dietas implementadas, foi utilizada a ANOVA – um fator. Os resultados obtidos relativos à

estatísticas descritivas e ao valor de prova para este teste paramétrico, nas frequências analisadas, encontram-se apresentados na **Tabela 3.10.**

Tabela 3.10. - Estatísticas descritivas e de teste da ANOVA aplicada aos dados de energia espectral enfatizada, para avaliar o efeito da dieta no intervalo de 48500 – 52000 Hz.

| Frequência | Média | Variância | Significância estatística | Frequência | Média | Variância | Significância estatística |
|------------|-----------|-----------|---------------------------|------------|-----------|-----------|---------------------------|
| 48500 | 2.908E-11 | 2.908E-11 | 0.767 | 50400 | 3.767E-11 | 3.804E-11 | 0.002 |
| 48600 | 2.948E-11 | 2.948E-11 | 0.738 | 50500 | 3.804E-11 | 3.874E-11 | 0.002 |
| 48700 | 2.999E-11 | 2.999E-11 | 0.658 | 50600 | 3.874E-11 | 3.901E-11 | 0.002 |
| 48800 | 3.094E-11 | 3.094E-11 | 0.629 | 50700 | 3.901E-11 | 3.947E-11 | 0.003 |
| 48900 | 3.079E-11 | 3.079E-11 | 0.594 | 50800 | 3.947E-11 | 4.005E-11 | 0.003 |
| 49000 | 3.119E-11 | 3.119E-11 | 0.500 | 50900 | 4.005E-11 | 4.047E-11 | 0.004 |
| 49100 | 3.144E-11 | 3.144E-11 | 0.418 | 51000 | 4.047E-11 | 4.090E-11 | 0.007 |
| 49200 | 3.204E-11 | 3.204E-11 | 0.314 | 51100 | 4.090E-11 | 4.156E-11 | 0.009 |
| 49300 | 3.243E-11 | 3.243E-11 | 0.256 | 51200 | 4.156E-11 | 4.311E-11 | 0.012 |
| 49400 | 3.278E-11 | 3.278E-11 | 0.178 | 51300 | 4.311E-11 | 4.289E-11 | 0.015 |
| 49500 | 3.355E-11 | 3.355E-11 | 0.099 | 51400 | 4.289E-11 | 4.314E-11 | 0.022 |
| 49600 | 3.366E-11 | 3.366E-11 | 0.064 | 51500 | 4.314E-11 | 4.401E-11 | 0.027 |
| 49700 | 3.424E-11 | 3.424E-11 | 0.027 | 51600 | 4.401E-11 | 4.449E-11 | 0.035 |
| 49800 | 3.454E-11 | 3.454E-11 | 0.017 | 51700 | 4.449E-11 | 4.526E-11 | 0.038 |
| 49900 | 3.480E-11 | 3.480E-11 | 0.010 | 51800 | 4.526E-11 | 4.601E-11 | 0.046 |
| 50100 | 3.594E-11 | 3.594E-11 | 0.006 | 51900 | 4.601E-11 | 4.598E-11 | 0.062 |
| 50200 | 3.653E-11 | 3.653E-11 | 0.005 | 52000 | 4.598E-11 | 4.702E-11 | 0.077 |
| 50300 | 3.682E-11 | 3.682E-11 | 0.002 | Soma total | -0.000306 | 1.670E-05 | 0.002 |

A análise da **Tabela 3.10.** permite constatar que, para o intervalo de frequência considerado, existem diferenças estatisticamente significativas entre os dados de impedância recolhidos relativos a atletas que praticavam dietas distintas, nas componentes frequenciais do sinal de 49700-51800 Hz e para a soma total da energia espectral enfatizada. Assim, com base nos resultados obtidos, é possível constatar que o sensor de EIS utilizado demonstra potencial para captar informação relativa às alterações das propriedades dielétricas dos tecidos biológicos induzidas pelas dietas implementadas pelos atletas. De forma a esclarecer entre que dietas se verificam estas diferenças, a tabela de comparações múltiplas obtida aplicando o teste de Tukey pode ser consultada no **Apêndice XII.** A partir da análise da referida tabela, é possível verificar que a dieta *low carb* é a mais distinta relativamente às restantes, para as frequências referidas, apesar de ser a dieta associada a uma quantidade de glúcidos intermédia, como é possível constatar pelo teor das dietas implementadas apresentado na **Tabela 2.1.** Contudo, verifica-se que a dieta *low carb* é aquela que possui uma maior quantidade de proteína na sua constituição, o que sugere que este macronutriente

poderá produzir alterações nas propriedades dielétricas dos tecidos e fluídos biológicos¹³¹⁻¹³², efeito este detetado pelo sensor utilizado neste trabalho.

Para averiguar qual o impacto induzido pelos diferentes treinos praticados ao longo do período de estudo, foi novamente aplicada a ANOVA – um fator nos dados relativos ao momento posterior ao treino. Os principais resultados devolvidos pelo *software* utilizado podem ser consultados na **Tabela 3.11.**

Tabela 3.11. - Estatísticas descritivas e de teste da ANOVA aplicada aos dados de energia espectral enfatizada, para avaliar o efeito do treino no intervalo de 48500 – 52000 Hz.

| Frequência | Média | Variância | Significância estatística | Frequência | Média | Variância | Significância estatística |
|------------|-----------|-----------|---------------------------|------------|-----------|-----------|---------------------------|
| 48500 | -0.000297 | 2.646E-11 | 0.006 | 50400 | -0.000306 | 3.448E-11 | 0.006 |
| 48600 | -0.000297 | 2.676E-11 | 0.007 | 50500 | -0.000307 | 3.486E-11 | 0.007 |
| 48700 | -0.000298 | 2.724E-11 | 0.007 | 50600 | -0.000308 | 3.554E-11 | 0.007 |
| 48800 | -0.000298 | 2.809E-11 | 0.006 | 50700 | -0.000308 | 3.580E-11 | 0.008 |
| 48900 | -0.000299 | 2.800E-11 | 0.006 | 50800 | -0.000309 | 3.626E-11 | 0.007 |
| 49000 | -0.000299 | 2.839E-11 | 0.006 | 50900 | -0.000309 | 3.668E-11 | 0.006 |
| 49100 | -0.000300 | 2.873E-11 | 0.007 | 51000 | -0.000310 | 3.716E-11 | 0.008 |
| 49200 | -0.000300 | 2.923E-11 | 0.006 | 51100 | -0.000310 | 3.761E-11 | 0.008 |
| 49300 | -0.000301 | 2.950E-11 | 0.006 | 51200 | -0.000311 | 3.825E-11 | 0.007 |
| 49400 | -0.000301 | 3.012E-11 | 0.006 | 51300 | -0.000311 | 3.963E-11 | 0.007 |
| 49500 | -0.000302 | 3.053E-11 | 0.007 | 51400 | -0.000312 | 3.935E-11 | 0.009 |
| 49600 | -0.000302 | 3.077E-11 | 0.007 | 51500 | -0.000313 | 3.984E-11 | 0.007 |
| 49700 | -0.000303 | 3.139E-11 | 0.007 | 51600 | -0.000313 | 4.036E-11 | 0.008 |
| 49800 | -0.000303 | 3.160E-11 | 0.007 | 51700 | -0.000314 | 4.081E-11 | 0.007 |
| 49900 | -0.000304 | 3.194E-11 | 0.007 | 51800 | -0.000314 | 4.144E-11 | 0.007 |
| 50100 | -0.000305 | 3.295E-11 | 0.007 | 51900 | -0.000315 | 4.218E-11 | 0.008 |
| 50200 | -0.000305 | 3.351E-11 | 0.007 | 52000 | -0.000316 | 4.236E-11 | 0.008 |
| 50300 | -0.000306 | 3.379E-11 | 0.006 | Soma total | -0.000306 | 6.512E-11 | 0.007 |

A análise da tabela permite verificar que, para o intervalo de frequência de 48500-52000 Hz, existem diferenças estatisticamente significativas entre os dados de impedância recolhidos relativos aos treinos praticados em diferentes dias, para todas as componentes frequenciais do sinal no intervalo considerado e para a soma total da energia espectral enfatizada. O *output* devolvido pelo *software* relativo à tabela de comparações múltiplas obtida aplicando o teste de Tukey pode ser consultada no **Apêndice XIII**. De facto, ao consultar a respetiva tabela, destaca-se o facto de o treino 2 ser aquele que mais se diferencia dos restantes, principalmente quando comparado com os treinos 3, 4 e 5, para todas as frequências do sinal analisadas e o conjunto de todas as componentes do sinal. Consultando a descrição dos treinos apresentada no **Apêndice I**, pode notar-se que este treino terminou com uma componente

cardiovascular muito exigente do ponto de vista metabólico, o que poderá ter despoletado um conjunto de alterações mais acentuadas na impedância elétrica dos tecidos dos atletas, detetadas pelo sensor de EIS utilizado. Desta forma, face aos resultados obtidos, é plausível considerar que o referido sensor possui potencial para captar informação relativa às alterações induzidas na impedância dos tecidos biológicos e dos fluídos corporais pelos diferentes treinos praticados, no que concerne ao nível de esforço exigido, ao tipo de exercícios realizados e às exigências metabólicas associadas.

Finalmente, ao avaliar o efeito combinado dos treinos praticados e das dietas implementadas utilizando o teste da ANOVA – dois fatores, foram obtidos os resultados apresentados na **Tabela 3.12.**

Tabela 3.12. - Estatísticas descritivas e de teste da ANOVA aplicada aos dados de energia espectral enfatizada, para avaliar o efeito combinado das dietas e dos treinos praticados no intervalo de 48500 – 52000 Hz.

| Frequência | Média | Variância | Significância estatística | Frequência | Média | Variância | Significância estatística |
|------------|----------|-----------|---------------------------|------------|----------|-----------|---------------------------|
| 48500 | 0.007126 | 9.289E-12 | 0.000 | 50400 | 0.010678 | 2.958E-12 | 0.000 |
| 48600 | 0.007323 | 8.523E-12 | 0.000 | 50500 | 0.010875 | 3.141E-12 | 0.000 |
| 48700 | 0.007520 | 7.688E-12 | 0.000 | 50600 | 0.011073 | 3.424E-12 | 0.000 |
| 48800 | 0.007718 | 6.888E-12 | 0.000 | 50700 | 0.011271 | 3.766E-12 | 0.000 |
| 48900 | 0.007915 | 6.328E-12 | 0.000 | 50800 | 0.011468 | 4.200E-12 | 0.000 |
| 49000 | 0.008112 | 5.762E-12 | 0.000 | 50900 | 0.011666 | 4.718E-12 | 0.000 |
| 49100 | 0.008309 | 5.204E-12 | 0.000 | 51000 | 0.011864 | 5.183E-12 | 0.000 |
| 49200 | 0.008507 | 4.648E-12 | 0.000 | 51100 | 0.012062 | 5.642E-12 | 0.000 |
| 49300 | 0.008704 | 4.165E-12 | 0.000 | 51200 | 0.012260 | 6.184E-12 | 0.000 |
| 49400 | 0.008901 | 3.742E-12 | 0.000 | 51300 | 0.012458 | 6.700E-12 | 0.000 |
| 49500 | 0.009098 | 3.355E-12 | 0.000 | 51400 | 0.012656 | 7.369E-12 | 0.000 |
| 49600 | 0.009296 | 3.074E-12 | 0.000 | 51500 | 0.012854 | 8.010E-12 | 0.000 |
| 49700 | 0.009493 | 2.866E-12 | 0.000 | 51600 | 0.013052 | 8.505E-12 | 0.000 |
| 49800 | 0.009690 | 2.734E-12 | 0.000 | 51700 | 0.013251 | 9.262E-12 | 0.000 |
| 49900 | 0.009888 | 2.703E-12 | 0.000 | 51800 | 0.013449 | 9.949E-12 | 0.000 |
| 50100 | 0.010085 | 2.719E-12 | 0.000 | 51900 | 0.013648 | 1.059E-11 | 0.000 |
| 50200 | 0.010283 | 2.768E-12 | 0.000 | 52000 | 0.013846 | 1.129E-11 | 0.000 |
| 50300 | 0.010480 | 2.835E-12 | 0.000 | Soma total | 0.010482 | 3.983E-06 | 0.000 |

A interpretação dos resultados obtidos deve começar pela interação entre as dietas e os treinos praticados, já que não faz sentido olhar para cada um isoladamente, caso exista interação entre os referidos fatores. Assim, considerando a hipótese nula que refere que não existe qualquer interação e tendo-se obtido um valor de prova próximo de 0 para a soma da energia espectral enfatizada em todas as frequências, verifica-se que a interação entre as dietas e os treinos praticados é estatisticamente significativa, o que se traduz no facto de diferentes dietas provocarem diferentes alterações nos valores

de impedância, alterações estas que dependem do tipo de treino praticado. Interessa ressaltar que a ANOVA - dois fatores constitui uma boa abordagem para analisar a interação entre fatores, mais do que para avaliar a sua influência nos valores medidos isoladamente, no qual deve ser utilizada a ANOVA – um fator para cada um dos parâmetros discriminativos.

Para ser possível analisar graficamente os resultados obtidos relativos à interação ou ausência desta entre os fatores considerados, é apresentada a **Figura 3.10.**, na qual é possível visualizar os efeitos dessa interação.

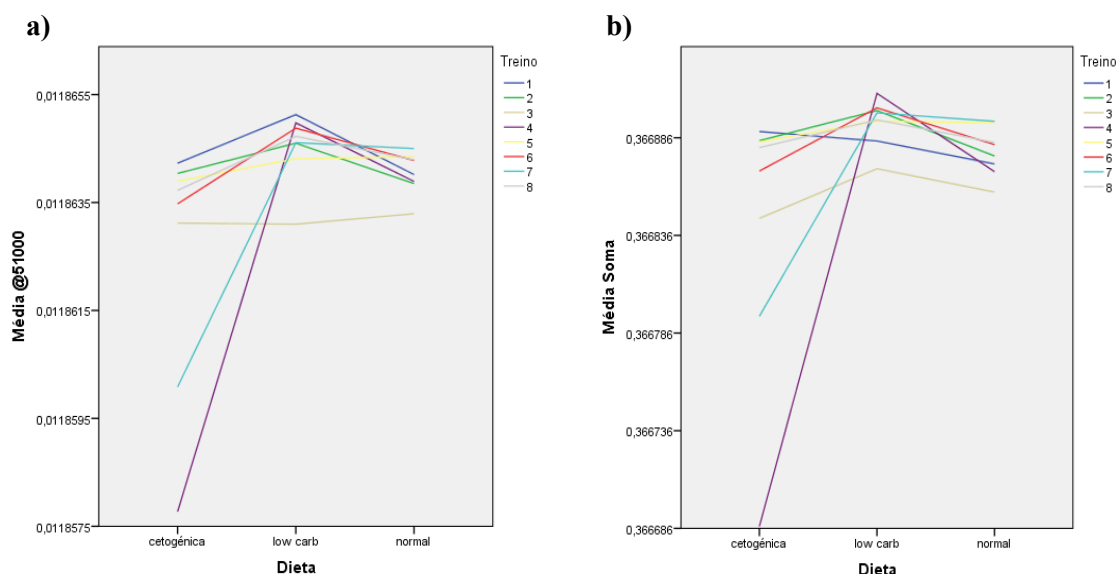


Figura 3.10. – Visualização gráfica da interação entre a dieta e o treino por aplicação da ANOVA – dois fatores: **a)** para 51000 Hz; **b)** para a soma das componentes do sinal.

Cada ponto do gráfico corresponde a uma das três combinações consideradas entre as dietas e os treinos. Para cada um destes pontos, a interseção entre as linhas do gráfico permite inferir acerca da existência de interação entre os fatores referidos⁷⁰. Analisando minuciosamente os gráficos apresentados, para a frequência de 51000 Hz, verifica-se que as linhas correspondentes aos treinos 2 e 7 se interseccionam, assim como acontecesse com as linhas relativas aos treinos 4 e 6, quando considerada a dieta *low carb*, o que significa que, para esta dieta, existe uma interação entre as variáveis consideradas, o que, na prática, se traduz na possibilidade de, para os treinos referidos, o conjunto de alterações biológicas refletidas nos valores de impedância serem semelhantes, nos atletas que implementavam a dieta *low carb*. Relativamente à soma das componentes frequenciais do sinal, é possível notar que as linhas correspondentes aos treinos 3 e 5, tal como as linhas relativas aos treinos 2, 6 e 7, quando considerada a dieta *low carb*. Mais ainda, ao analisar os dados relativos à dieta normal, verifica-se que

as linhas 5 e 7 se intersectam e, para a dieta cetogénica, o mesmo acontece com as linhas reativas aos treinos 2 e 5.

Pela análise do gráfico, verifica-se ainda que a dieta cetogénica, relativamente às restantes, apresenta uma variabilidade bastante superior entre treinos, no que respeita à métrica utilizada, nomeadamente a energia espectral enfatizada.

4. Conclusão

Apesar de já terem sido publicados diversos estudos que reportam o potencial da EIS em diferentes aplicações biomédicas, os dispositivos existentes no mercado que utilizam esta técnica são maioritariamente destinados à avaliação da composição corporal e do estado de hidratação. Contudo, o presente estudo veio demonstrar que, a partir dos espectros de impedância adquiridos pelo sensor AD5933, é possível discriminar as alterações nos valores de impedância induzidas pelo esforço imprimido no treino e caracterizar os efeitos isolado e combinado da dieta e do tipo de treino praticados.

Considera-se ainda que deveria ter sido contabilizado o tempo decorrido entre o término da prática da atividade física e a aquisição do sinal de EIS, já que este tempo determina vários parâmetros fisiológicos, entre os quais como a frequência cardíaca e respiratória, pressão arterial, etc.. A consideração deste fator poderia não só ter facilitado a contextualização e interpretação dos resultados, mas também permitiria a realização de outro tipo de análises complementares.

No que respeita ao método discriminativo utilizado, o qual constitui a classificação realizada, ressalva-se que a análise estatística efetuada permitiu verificar quais as componentes do sinal de EIS que permitem diferenciar os momentos anterior e posterior ao treino com maior significância estatística e qual o processamento que mais acentua estas diferenças, mais concretamente o intervalo de 48000-52000 Hz após a realização da autocorrelação do sinal, a partir da qual foi obtida a energia espectral enfatizada. De facto, apesar de a técnica de redução da dimensionalidade utilizada – PCA - não ter permitido separar os dados relativos aos atletas que praticavam dietas distintas nem aos diferentes treinos praticados, foi possível detetar diferenças estatisticamente significativas entre as dietas, quando analisadas as componentes dos sinais de EIS adquiridos em todas as frequências avaliadas entre 49700 e 51800 Hz, assim como para a soma total da energia espectral enfatizada, e entre os treinos praticados, para todas as frequências contidas no intervalo de 48500-52000 Hz e para a soma total da energia enfatizada do sinal. Quanto ao efeito combinado dos fatores referidos, constatou-se que existia uma interação estatisticamente significativa entre eles considerando o intervalo de frequências de 48500-52000 Hz, ao contrário do que foi verificado para a soma total da energia enfatizada. Mais ainda, as análises estatísticas realizadas tornaram evidente o facto de que a avaliação de trechos do sinal permite

discriminar os momentos anterior e posterior o treino, as dietas e os treinos realizados mais eficazmente relativamente o espectro total, dada a maior resolução das componentes do sinal nos intervalos de frequência considerados. Salienta-se o facto de a classificação realizada ser, na verdade, uma discriminação entre os momentos anterior e posterior ao treino, entre as dietas implementadas e entre os treinos praticados.

Verificou-se ainda que, aplicando o teste de Wilcoxon aos dados relativos aos espectros originais e à energia espectral, a grande maioria dos atletas para os quais eram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os momentos anterior e posterior ao treino coincidiam para os intervalos 1 e 3. Estes dados sugerem que o sensor apresenta grande sensibilidade para estes atletas, mas não para os restantes, não sendo, por isso, capaz de detetar alterações nos valores de impedância entre os momentos referidos. Com base nestes dados, assume-se a necessidade de realizar uma calibração prévia do sensor, mais concretamente a definição do *threshold* da amplitude do sinal a considerar para cada atleta, de forma a ajustar a sensibilidade do mesmo em função de cada sujeito sob análise. De facto, considera-se que a realização desta etapa traria resultados bastante mais precisos e exatos, na medida em que permitiria adquirir toda a informação relevante relativa à impedância elétrica dos tecidos, o que possibilitaria a construção de modelos mais robustos e a realização da classificação proposta.

Por tudo isto, considera-se que este estudo constitui um teste preliminar que demonstra o potencial do sensor de EIS utilizado para classificar a condição física e a performance desportiva, no qual foi testada a adequabilidade do conjunto de condições testadas, a partir da grande quantidade de espectros recolhida. De facto, apesar de existirem diferenças significativas entre os dados recolhidos para as diferentes dietas implementadas e para os treinos praticados, conclui-se que o sinal não foi corretamente adquirido. Ainda assim, foram cumpridos os objetivos delineados à partida, pelo que se considera que este trabalho constitui um bom ponto de partida para o desenvolvimento de novos estudos neste tema, já que providenciou informação relativa às alterações na composição dos tecidos e dos fluídos corporais correlacionáveis com o contexto nutricional e desportivo dos mesmos, em *point-of-care*. Ainda assim, é imperativo corrigir os erros cometidos relativos à calibração do sensor para a definição de um *threshold* que permita captar todo o sinal de EIS de interesse no contexto deste trabalho, além de ser necessário realizar mais experiências no sentido de aumentar a estabilidade e reprodutibilidade do sistema de aquisição utilizado.

5. Perspetivas Futuras

Apesar de haver evidências de que o sensor de EIS utilizado tem potencial para detetar estados metabólicos e fisiológicos correlacionáveis com a performance desportiva, é necessário realizar alterações no sistema para tornar esta abordagem mais eficiente. Além de corrigir os pontos referidos na **Conclusão**, seria importante melhorar a adaptação do sensor ao ambiente desportivo, no qual se propõe adotá-lo. Neste sentido, o desenvolvimento de uma interface gráfica que permitisse monitorizar os espetros de impedância recolhidos, de forma a detetar, no momento de medição, a ocorrência de um erro no processo de aquisição, constituiria uma solução bastante útil, já que diminuiria significativamente o número de sinais adquiridos de forma incorreta. Esta melhoria permitiria perceber a necessidade de repetir a medição de impedância realizada, o que acontece frequentemente, já que se trata de um ambiente tão complexo e dinâmico como é um recinto desportivo, em que vários fatores podem afetar a aquisição do sinal. Além disso, seria importante otimizar o processo de aquisição do sinal de EIS, de forma a torná-lo mais estável e, assim, melhorar a reprodutibilidade das avaliações.

A utilização de classificadores seria importante para classificar os momentos anterior e posterior ao treino, as diferentes dietas implementadas pelos atletas e os tipos de treinos praticados pelos mesmos, ao invés da aplicação de um método discriminativo, de forma a que fosse possível determinar qual o nível de esforço exigido num treino e a adequabilidade da dieta implementada para essa mesma exigência, com base nas alterações nos dados de impedância adquiridos.

Além do referido, a par das análises de impedância, seria importante realizar estudos de caracterização biológica e bioquímica, para que seja possível compreender de que forma as alterações ao nível da composição dos tecidos e dos fluídos corporais decorrentes da dieta e do esforço são expressas nos padrões extraídos dos espetros de impedância.

Por fim, o desenvolvimento de um sistema que permitisse realizar o armazenamento dos dados, o seu processamento e a devolução dos resultados relativos ao nível de esforço efetuado pelo atleta, tornaria possível acoplar a metodologia proposta a um dispositivo *wearable*, relógio ou pulseira, que possibilitassem esta monitorização durante a prática do exercício físico.

6. Apêndices

Apêndice I. Descrição dos treinos realizados pelos atletas.

Data: 12/11/2018

Descrição do treino: O treino começou com um exercício de força e técnica, nomeadamente um complexo de halterofilismo, seguindo de um exercício cardiovascular. Este WOD é considerado um *couplet*, ou seja, é constituído por dois movimentos de carga externa e um exercício gímnic. Foi uma sessão de treino constituída por vários exercícios distintos, trabalhando diferentes grupos musculares, com diferentes requisições energéticas. Na última parte do treino foi feito trabalho de reforço da zona média (abdominais, lombares, entre outros grupos musculares)

Data: 13/11/2018

Descrição do treino: Este treino também começou com um exercício de força e técnica, mais concretamente de agachamento com peso à frente (*front squat*). Depois, seguiu-se a parte metabólica, o qual se tratou de um *triplet*, já que conteve 3 exercícios, 1 movimento de halterofilismo (cargas externas, neste caso, pesada), 1 monoestrutural (cardiovascular) e 1 de ginástica. A parte opcional do treino foi de modalidade monoestrutural e consistiu em correr 3 milhas e pedalar 6 milhas. Este treino também teve reforço da zona média, com 3 séries de 15 repetições de *strict toes-to-bar*.

Data: 14/11/2018

Descrição do treino: Este treino foi composto por duas partes metabólicas, o primeiro foi um *couplet* (treino com dois exercícios executados mais do que uma vez) e o segundo um *hybrid* (treino constituído por mais que 3 exercícios e executados mais que uma vez). O primeiro foi constituído por um exercício de carga externa (*power clean*) e outro monoestrutural cardiovascular (*double-unders*), enquanto que o segundo treino teve dois exercícios de carga externa (*medball clean, wall ball*) e dois exercícios gímnicos (*strict hspu e handstand walk*).

Data: 16/11/2018

Descrição do treino: Este treino iniciou-se com um exercício de técnica de *snatch* (carga externa), seguindo-se um WOD composto por um MetCon - treino

cardiovascular com elevada intensidade - e exercícios de ginástica (*couplet*). Os exercícios realizados foram o *legless rope climbs* e *burpees*.

Data: 19/11/2018

Descrição do treino: Na primeira parte do treino, foi feito trabalho de força e técnica de halterofilismo, mais propriamente *clean & jerk*. O WOD foi composto por três movimentos (*triplet*), um de carga externa (*double kb snatch*) e dois gímnicos (*sit-ups e hand release push-up*). Na parte final do treino foi feito trabalho específico de ginástica, nomeadamente a permanência em pino.

Data: 20/11/2018

Descrição do treino: Este treino também começou com um aquecimento com movimentos variados, com dinâmicas semelhantes às do treino, nomeadamente com exercícios de MetCon. Após o aquecimento, na primeira parte do treino foi feito trabalho de força e técnica de *snatch*. O MetCon foi um *couplet*, com um exercício de carga externa (*hang squat snatch*) e outro gímnico (*burpee box jump*).

Data: 21/11/2018

Descrição do treino: Após o aquecimento, na primeira parte do treino foi feito trabalho de força, nomeadamente *front squat* (agachamento com barra à frente). O MetCon foi um *couplet* de carga externa (*thrusters*) e monoestrutural (corrida).

Data: 23/11/2018

Descrição do treino: Este treino foi constituído por teres partes distintas, todas elas com incidência metabólica. Na primeira parte foi feito uma *girl WOD* (treino que testa o estado de *fitness*) de dois exercícios: um de carga externa (*deadlift*) e outro gímnico (*handstand push-ups*). A segunda parte do treino também consistiu num *couplet*, neste caso de uma só modalidade (carga externa). Os exercícios foram o *push press* e *KB swings*. A última parte do treino foi um *triplet* em que o objetivo é fazer o máximo de rondas/repetições num determinado intervalo de tempo, num exercício de carga externa (*farmers carry*), outro monoestrutural (corrida) e, por fim, um exercício gímnico (*sit-ups*).

Apêndice II. Consentimento Informado, Esclarecido e Livre para participação em Estudos de Investigação

CONSENTIMENTO INFORMADO, ESCLARECIDO E LIVRE PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDOS DE INVESTIGAÇÃO (de acordo com a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo)

[Este modelo destina-se a ser adaptado a cada caso concreto e os itens e sugestões nele contidos não esgotam os termos e possibilidades que cada investigador queira utilizar para o tornar mais claro. O documento utilizado representa uma forma de “contrato” entre investigadora e participante, por isso cada parte fica com uma via assinada por ambos – o primeiro “outorgante” guarda-o para provar que pediu e obteve consentimento perante eventuais auditorias; o segundo “outorgante” guarda-o para reler, revogar se assim o entender ou reclamar se verificar eventual incumprimento do garantido. A linguagem a utilizar deverá ser tão simples quanto possível, livre de termos técnicos e globalmente adequada à literacia dos participantes a recrutar.]

Título do estudo: Classificação da Condição Física e da Performance Desportiva utilizando Espectroscopia de Impedância Elétrica

Enquadramento: Este projeto foi desenvolvido no âmbito da tese apresentada à Escola Superior de Biotecnologia da Universidade Católica Portuguesa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica pela aluna Francisca Machado Monteiro, com orientação e supervisão do Dr. António César Ferreira e da Prof. Ana Pimenta, docentes e investigadores da mesma instituição.

Explicação do estudo: O estudo será realizado durante um período de 2 semanas, na *Crossfit Openbox*, localizada no Grande Porto, no horário de treinos da referida instituição. Este estudo consiste na aquisição de uma grande quantidade de dados espectrais relativos ao sujeitos sob análise, a partir dos quais será possível, após a sua compilação, processamento e análise, construir modelos matemáticos que permitam classificar estados metabólicos e fisiológicos correlacionáveis com a condição física e com a performance desportiva. Os dados adquiridos são relativos aos valores de bioimpedância (grandeza física dos tecidos biológicos associada à resistência que apresentam à passagem de corrente elétrica), sendo captados utilizando um sistema de medição composto por um circuito elétrico AD5933 integrado numa estrutura rígida que protege o circuito e estabiliza todo o sistema, contendo um par de elétrodos que se colocam sobre a pele, após aplicação de um gel condutor. Este procedimento é totalmente indolor, possui uma duração de cerca de 10 segundos e será realizado antes e depois de cada sessão de treinos, em todos os dias de realização do estudo. Os dados serão armazenados no computador ligado ao sistema de medição, o qual é pertencente à investigadora, e processados no mesmo computador.

Durante as avaliações, os participantes serão questionados acerca de algumas condições relativas ao seu bem-estar, mais concretamente se se sente cansado, com fome, com sede, entre outros estados. A par da aquisição de dados utilizando o sistema de espectroscopia de impedância elétrica, serão também realizadas medições da glicemia de cada participante, com o intuito de monitorizar os níveis de glucose no sangue. Esta avaliação será realizada utilizando o dispositivo *Precision Neo*, o qual realiza uma colheita de sangue capilar (pequena picada semelhante à realizada pelos diabéticos) num dedo, em todos os dias do estudo. Adicionalmente, serão recolhidos os dados relativos à idade, peso, altura, massa gorda, massa livre de gordura e TEE, além de que serão feitas algumas questões acerca do histórico relativo a doenças, hábitos tabágicos e à prática de exercício físico.

Todos os dados serão preservados durante o período inerente a todo o projeto, o qual finda com a entrega da Tese de Mestrado, a realizar até ao fim do presente ano civil. Após essa data, todos os dados recolhidos durante este estudo serão destruídos.

Condições e financiamento: O presente estudo não acarreta qualquer tipo de custo para os participantes, assim como não implica quaisquer prejuízos, assistenciais ou outros, caso não queira participar. Os dispositivos utilizados são financiados pela investigadora ou pela respetiva instituição académica (Escola Superior de Biotecnologia, Universidade Católica Portuguesa). O presente estudo foi submetido à Comissão de Ética da Universidade Católica Portuguesa.

Confidencialidade e anonimato: A investigadora que conduz este estudo compromete-se a utilizar única e exclusivamente os dados adquiridos no desenvolvimento do mesmo e a não partilhar, sob qualquer condição, os dados de cada participante, salvaguardando os interesses dos mesmos. Mais ainda, garante o anonimato de todos dados recolhidos, assegurando que qualquer contacto será feito em ambiente de privacidade, dentro do regime de avaliações a realizar, no espaço destinado às mesmas.

É feito um especial agradecimento ao Prof. Augusto Rodrigues, que viabilizou a realização deste projeto e desempenhou um papel ativo no seu desenvolvimento, nomeadamente na conceção das dietas a implementar.

Informações da investigadora:

Francisca Machado Monteiro, estudante a frequentar o Mestrado em Engenharia Biomédica da Escola Superior de Biotecnologia, Universidade Católica Portuguesa.

Contactos: 915354524; franciscamonteiro_vsc@hotmail.com

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não

está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar este documento.

Assinatura de quem pede consentimento:

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pela pessoa que acima assina. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pela investigadora.

Nome:

Assinatura:

Data: ____ / ____ / ____

ESTE DOCUMENTO É COMPOSTO DE 3 PÁGINAS E FEITO EM DUPLICADO: UMA VIA PARA A INVESTIGADORA,
OUTRA PARA A PESSOA QUE CONSENTE

Apêndice III. Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)

QUESTIONÁRIO DE PRONTIDÃO PARA ATIVIDADE FÍSICA – PAR-Q

Physical Activity Readiness Questionnaire

Este questionário tem como objetivo identificar a necessidade de avaliação clínica e médica antes do início da atividade física. Caso você marque um SIM, é fortemente sugerida a realização da avaliação clínica e médica. Contudo, qualquer pessoa pode participar de uma atividade física de esforço moderado, respeitando as restrições médicas.

Os exercícios praticados regularmente estão associados a muitos benefícios de saúde. Completar o PAR-Q representa o primeiro passo importante a ser tomado, principalmente se está interessado em incluir a atividade física com maior frequência e regularidade no seu dia a dia. Por favor, leia cada questão e responda num dos locais relativos a “Sim” e Não”, encontrados em frente a cada questão e respeitantes à mesma.

| Questão | Sim | Não |
|---|------------|------------|
| O seu médico alguma vez referiu que possui algum problema cardíaco e recomendou que só praticasse atividade física sob prescrição médica? | | |
| Sente dor no tórax quando pratica uma atividade física? | | |
| No último mês, sentiu alguma dor torácica quando não estava a praticar qualquer atividade física? | | |
| Perdeu o equilíbrio em virtude de tonturas ou perda de consciência quando estava a praticar atividade física? | | |
| Tem algum problema ósseo ou articular que poderia ser agravado com a prática de atividades físicas? | | |
| O seu médico já recomendou o uso de medicamentos para controlar a sua pressão arterial ou condição cardiovascular? | | |
| Tem conhecimento de alguma outra razão física que o impeça de participar de atividades físicas? | | |

Assumo a veracidade das informações prestadas no presente questionário (PAR-Q) e afirmo estar autorizado pelo meu médico para praticar atividades físicas.

Nome do participante: _____

Assinatura: _____

Data: ____ / ____ / ____

Apêndice IV. Declaração de cumprimento dos termos considerados *a priori*

**DECLARAÇÃO DO CUMPRIMENTO DOS TERMOS
CONSIDERADOS *A PRIORI***

QUESTIONÁRIO PÓS-ESTUDO

O presente documento tem como objetivo garantir que todas as considerações estabelecidas a priori foram cumpridas, salvaguardando os interesses dos participantes, nomeadamente no que concerne ao seu entendimento acerca dos objetivos do estudo, da utilização dos dados recolhidos e da proteção, confidencialidade e anonimato dos mesmos. Por favor, leia cada questão e responda num dos locais relativos a “Sim” e “Não”, encontrados em frente a cada declaração e respeitantes à mesma.

| Declaração | Sim | Não |
|--|------------|------------|
| Li e compreendi a informação fornecida <i>a priori</i> relativa ao estudo, tendo assinado a Declaração de Consentimento Informado, Esclarecido e Livre para Participação em Estudos de Investigação. | | |
| Tive oportunidade de colocar questões sempre que surgiram dúvidas e obtive respostas satisfatórias. | | |
| Compreendo que todos os meus dados serão mantidos em confidencialidade e anonimato e que serão utilizados em ambas as etapas deste estudo (relatório e apresentação). | | |
| As sessões de treino e a dieta implementada foram ajustadas à minha condição física e de saúde, tendo sido garantida a minha segurança do ponto de vista físico, mental e emocional. | | |
| Gostaria de ser informado acerca dos resultados obtidos no estudo realizado. | | |
| Dou permissão para ser contactado/a, no futuro, para tratar de qualquer questão relativa ao estudo ou outros projetos que dele possam derivar. | | |

Nome do participante: _____

Assinatura: _____

Data: ____ / ____ / ____

Nome da investigadora: _____

Assinatura: _____

Data: ____/____/____

Apêndice V. *Main.m*

```
a=dir('*.csv');
r=size(a,1)

frequencia=[]; Imag=[]; mag=[]; logmag=[];
for i=1:r

filename = a(i).name;

delimiter = ',';
startRow = 2;
endRow = 102;

% Ler colunas como texto
formatSpec = '%s%s%s%s%s%s%[\n\r]';

% Abrir o ficheiro de texto
fileID = fopen(filename,'r');

% Ler colunas de acordo com o seu formato
dataArray = textscan(fileID, formatSpec, endRow-startRow+1,
'Delimiter', delimiter, 'TextType', 'string', 'HeaderLines', startRow-
1, 'ReturnOnError', false, 'EndOfLine', '\r\n');

% Fechar o ficheiro de texto
fclose(fileID);

% Converte o conteúdo das colunas contendo dados numéricos ara números
row = repmat({''},length(dataArray{1}),length(dataArray)-1);
for col=1:length(dataArray)-1
    row(1:length(dataArray{col}),col) = mat2cell(dataArray{col},
ones(length(dataArray{col}), 1));
end
numericData = NaN(size(dataArray{1},1),size(dataArray,2));

for col=[1,2,3,4,5,6]
    % Converte o texto da célula declarada para números
    rawData = dataArray{col};
    for row=1:size(rawData, 1)
        % Cria uma expressão para detetar e remover prefixos e sufixos
        não-numéricos
        regexstr = '(?<prefix>.*?)(?<numbers>([-
]*\d+[\,]*)+[\.]{0,1}\d*[eEdD]{0,1}[-+]*\d*[i]{0,1})|([-
]*\d+[\,]*)*[\.]{1,1}\d+[eEdD]{0,1}[-+]*\d*[i]{0,1})(?<suffix>.*?);
        try
            result = regexp(rawData(row), regexstr, 'names');
            numbers = result.numbers;

% Detetar vírgulas de não-separação da classe dos milhares
invalidThousandsSeparator = false;
if numbers.contains(',')
    thousandsRegExp = '^d+?(\\,\\d{3})*\\.d*$';
    if isempty(regexp(numbers, thousandsRegExp, 'once'))
        numbers = NaN;
        invalidThousandsSeparator = true;
    end
end
```

```

        end
        % Converte texto numérico em números
        if ~invalidThousandsSeparator
            numbers = textscan(char(strrep(numbers, ',', '')),
'%f');
            numericData(row, col) = numbers{1};
            raw{row, col} = numbers{1};
        end
    catch
        raw{row, col} = rawData{row};
    end
end
end

% Cria as variáveis de saída
Untitled = table;
Untitled.Frequency = cell2mat(raw(:, 1));
Untitled.Impedance = cell2mat(raw(:, 2));
Untitled.Phase = cell2mat(raw(:, 3));
Untitled.Real = cell2mat(raw(:, 4));
Untitled.Imaginary = cell2mat(raw(:, 5));
Untitled.Magnitude = cell2mat(raw(:, 6));

frequencia{i}=Untitled.Frequency;
Imag{i}=Untitled.Imaginary;
mag{i}=Untitled.Magnitude;
logmag{i}=log10(Untitled.Magnitude)./Untitled.Imaginary;

% Limpa as variáveis temporárias
clearvars filename delimiter startRow endRow formatSpec fileID
dataArray ans raw col numericData rawData row regexstr result numbers
invalidThousandsSeparator thousandsRegExp;

end

A=[];
B=[frequencia{1}];
for i=1:r
    A=[A;logmag{i}];
end

C=[B;A];
D=[(0:r);C'];

xlswrite('tabelabilinear.xls',D)

```

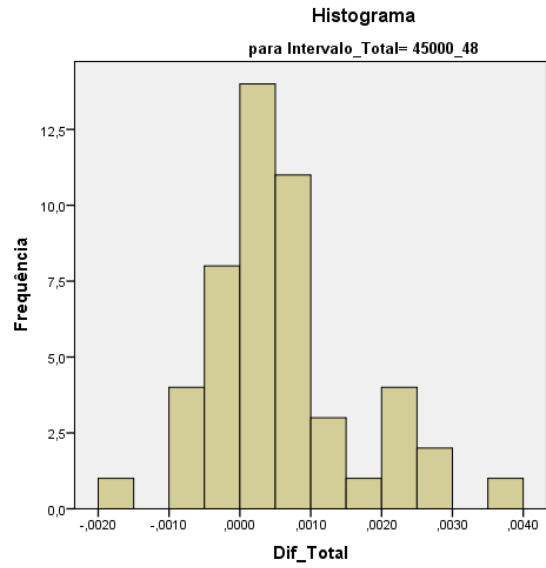
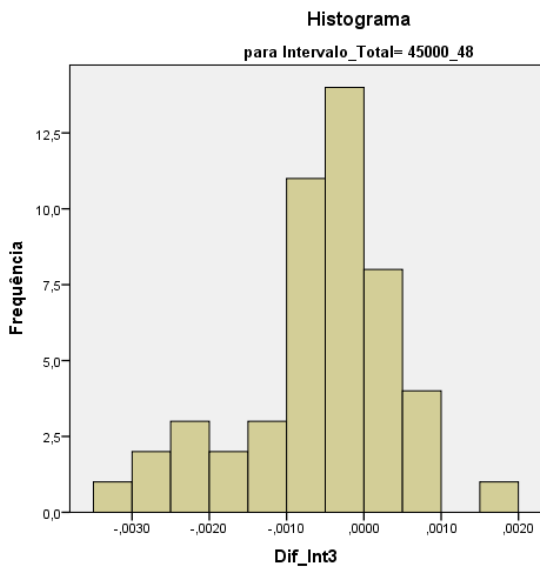
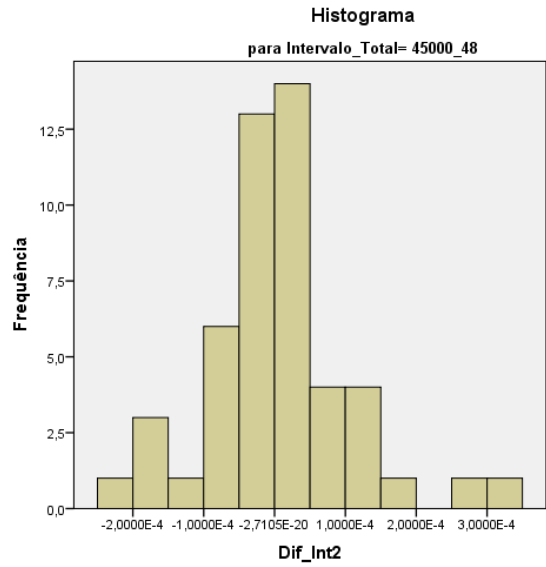
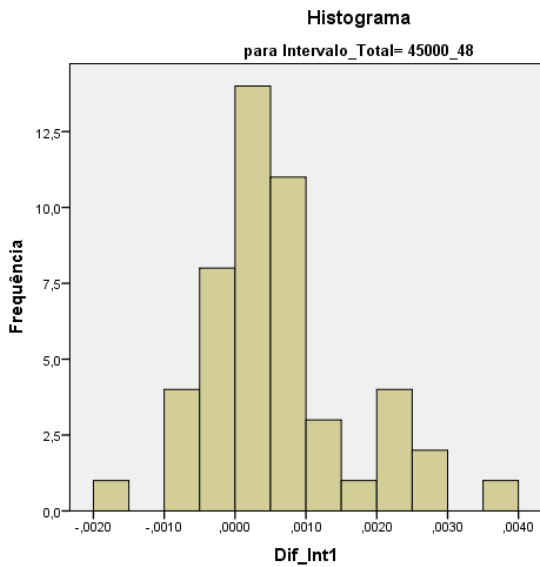
Apêndice VI. Dados da assimetria calculados para o teste de Wilcoxon, para a energia espectral.

| Atleta | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52000-55000) | Espetro total |
|---------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|----------------------|
| AAM | 2.466755 | 3.178191 | 2.180851 | 0.940678 |
| AB | 1.901099 | 0.562009 | 2.248038 | 0.552163 |
| AC | 1.509498 | 1.021294 | 1.371564 | 0.229334 |
| ACF | 4.689003 | 0.622267 | 4.741411 | 0.646784 |
| AS | 3.469332 | 0.913214 | 3.209287 | 0.475215 |
| AT | 0.817387 | 2.801 | 1.325412 | 1.609434 |
| AV | 0.415264 | 1.274411 | 0.493149 | 0.057004 |
| BC | 3.633178 | 0.050321 | 3.747294 | 0.411292 |
| BT | 2.324269 | 1.191288 | 0.297214 | 0.201071 |
| CA | 1.849101 | 4.269294 | 2.84435 | 0.145126 |
| CP | 4.770801 | 5.22449 | 3.533752 | 0.687023 |
| CS | 2.323283 | 4.262982 | 2.174204 | 0.512329 |
| CS2 | 2.118928 | 1.520938 | 7 | 0.490411 |
| DD | 174.5294 | 174.4706 | 174.0588 | 1.223214 |
| DS | 1.356383 | 0.74867 | 0.242021 | 0.033898 |
| ED | 3.010989 | 1.839874 | 2.877581 | 1.725191 |
| FAP | 0.555219 | 1.419062 | 0.446293 | 0.400978 |
| FM | 1.978224 | 2.370184 | 1.80402 | 1.734247 |
| FMM | 2.522562 | 0.681492 | 2.55313 | 0.515222 |
| FMS | 1.108878 | 0.981575 | 1.149079 | 0.432877 |
| FVM | 0.647337 | 0.250888 | 1.060355 | 0.45709 |
| JB | 1.139028 | 1.659966 | 1.179229 | 0.435616 |
| JM | 0.426862 | 0.594415 | 0.87367 | 0.46822 |
| LD | 1.928675 | 1.088792 | 2.419214 | 0.812646 |
| MB | 2.430141 | 5.204082 | 1.852433 | 3.206107 |
| MF | 3.757979 | 3.732713 | 0.793883 | 1.582627 |
| MN | 2.540029 | 2.58952 | 2.481805 | 5.515222 |
| MQ | 0.563579 | 0.307692 | 1.010989 | 0.430025 |
| NA | 2.44584 | 3.186813 | 2.478807 | 0.643766 |
| NFS | 1.12766 | 1.918883 | 1.168883 | 0.300847 |
| NV | 0.99867 | 0.757979 | 0.80984 | 0.752119 |
| OR | 0.281005 | 2.598116 | 0.244898 | 1.681934 |
| PF | 3.086342 | 0.970173 | 3.097331 | 0.374046 |
| PN | 2.005822 | 0.787482 | 2.481805 | 1.091335 |
| PP | 3.026688 | 5.036107 | 2.579278 | 1.557252 |
| PPS | 5.991625 | 0.117253 | 0.117253 | 16.41096 |
| PT | 2.390895 | 3.872841 | 2.058085 | 0.852417 |
| RiS | 2.009419 | 0.246468 | 1.976452 | 0.291096 |
| RMS | 1.170414 | 0.992899 | 1.153846 | 0.277985 |
| SG | 2.106383 | 3.533245 | 2.417553 | 1.391949 |
| SL | 1.007849 | 2.22135 | 1.88854 | 1.109415 |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| | | | | |
|------------|----------|----------|----------|----------|
| SR | 0.021834 | 3.430859 | 0.441048 | 0.58548 |
| TA | 0.098901 | 0.941915 | 0.097331 | 0.122137 |
| TF | 3.664894 | 1.54078 | 3.648936 | 0.825073 |
| TFM | 1.867021 | 2.090426 | 1.875 | 0.716102 |
| TM | 3.703901 | 2.73227 | 4.457447 | 10.42274 |
| TS | 1.196552 | 4.124138 | 4.101724 | 0.152542 |
| VM | 1.899529 | 2.88697 | 2.274725 | 0.458015 |
| VS | 1.054965 | 0.102837 | 0.601063 | 1.271137 |

Apêndice VII. Histogramas relativos aos dados da diferença entre as médias da energia espectral, para cada atleta, para aplicação do teste de *t-student* para amostras emparelhadas.

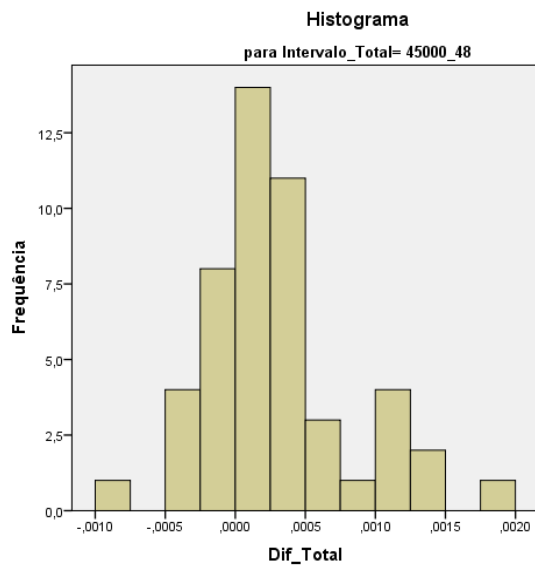
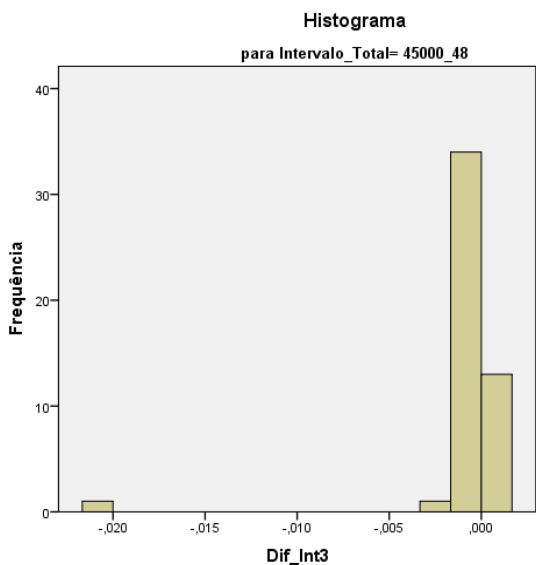
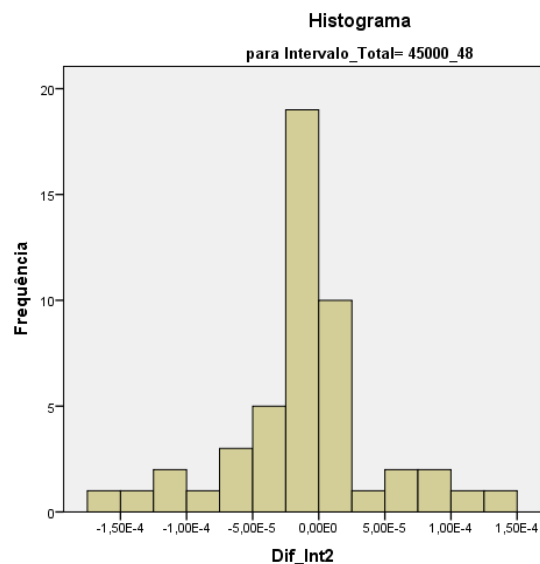
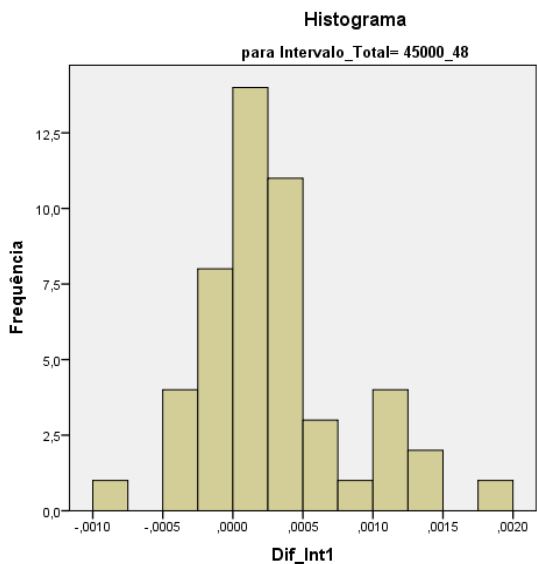


Apêndice VIII. Dados da assimetria calculados para o teste de Wilcoxon, para os espectros originais.

| Atleta | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52000-55000) | Espectro total |
|---------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|
| AAM | 2.482713 | 3.668883 | 2.191489 | 1.332627 |
| AB | 1.847724 | 1.036107 | 2.166405 | 0.465649 |
| AC | 1.513298 | 0.675532 | 1.375 | 0.012712 |
| ACF | 4.692308 | 0.825746 | 4.739403 | 0.007634 |
| AS | 3.477438 | 3.371179 | 3.219796 | 0.851695 |
| AT | 0.802038 | 2.628821 | 1.305677 | 1.302966 |
| AV | 0.394947 | 1.071809 | 0.477394 | 0.235169 |
| BC | 3.626466 | 0.072027 | 3.745394 | 10.43014 |
| BT | 2.30131 | 0.822416 | 2.263464 | 0.079625 |
| CA | 1.850073 | 4.393013 | 2.838428 | 0.133489 |
| CP | 4.725275 | 5.287284 | 3.582418 | 0.402036 |
| CS | 2.323283 | 2.324958 | 2.18258 | 0.69589 |
| CS2 | 2.120603 | 0.370184 | 2.098827 | 0.035616 |
| DD | 4.13947 | 0.912134 | 4.126918 | 0.339286 |
| DS | 1.37234 | 0.889628 | 0.287234 | 0.228814 |
| ED | 3.009419 | 0.835165 | 3.061224 | 0.251908 |
| FAP | 0.559758 | 2.659607 | 0.450832 | 0.217604 |
| FM | 1.981575 | 4.871022 | 1.802345 | 1.29863 |
| FMM | 2.524017 | 0.88064 | 2.55313 | 0.103044 |
| FMS | 1.107203 | 0.117253 | 1.144054 | 0.079452 |
| FVM | 1.107203 | 0.117253 | 1.144054 | 0.079452 |
| JB | 1.125628 | 1.556114 | 1.180905 | 0.758904 |
| JM | 0.404255 | 0.336436 | 0.867021 | 0.226695 |
| LD | 1.899563 | 1.285298 | 2.407569 | 0.65808 |
| MB | 3.659341 | 5.167975 | 3.235479 | 2.697201 |
| MF | 1.285904 | 0.011968 | 1.514628 | 0.010593 |
| MN | 2.547307 | 3.47016 | 2.441048 | 0.491525 |
| MQ | 0.535322 | 3.868132 | 1.00471 | 0.699746 |
| NA | 2.44898 | 3.590267 | 2.474097 | 1.007634 |
| NFS | 1.128989 | 2.470745 | 1.167553 | 0.163136 |
| NV | 1.003989 | 1.648936 | 0.807181 | 0.480932 |
| OR | 0.265306 | 0.978022 | 0.243328 | 0.05598 |
| PF | 3.086342 | 2.345369 | 3.097331 | 0.842239 |
| PN | 2.52984 | 0.682678 | 2.547307 | 0.096019 |
| PP | 3.043956 | 5.098901 | 2.591837 | 2.002545 |
| PPS | 5.991625 | 1.127303 | 5.998325 | 0.073973 |
| PT | 2.394035 | 3.987441 | 2.062794 | 1.244275 |
| RiS | 2 | 0.792779 | 1.962323 | 0.101781 |
| RMS | 0.066272 | 2.849704 | 1.626036 | 1.076493 |
| SG | 2.094415 | 3.150266 | 2.408245 | 1.074153 |
| SL | 0.987441 | 2.830455 | 1.861852 | 0.750636 |
| SR | 0.024745 | 4.413392 | 0.503639 | 0.503513 |
| TA | 0.091052 | 1.659341 | 0.097331 | 0.170483 |

| | | | | |
|------------|----------|----------|----------|----------|
| TF | 3.663121 | 2.173759 | 3.652482 | 0.297376 |
| TFM | 1.867021 | 2.206117 | 1.875 | 0.362288 |
| TM | 4.448582 | 4.448582 | 4.448582 | 0.419825 |
| TS | 4.448582 | 4.448582 | 4.448582 | 0.419825 |
| VM | 1.88383 | 3.474097 | 3.838305 | 0.379135 |
| VS | 0.623134 | 0.218284 | 0.270522 | 1.409231 |

Apêndice IX. Histogramas relativos aos dados da diferença entre as médias dos espectros originais, para cada atleta, para aplicação do teste de *t-student* para amostras emparelhadas.



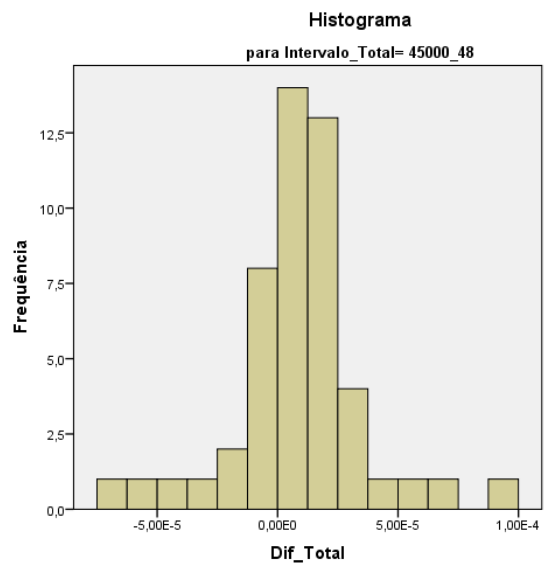
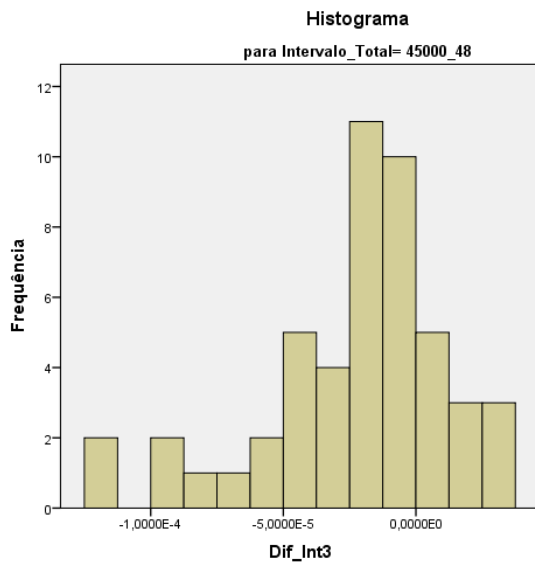
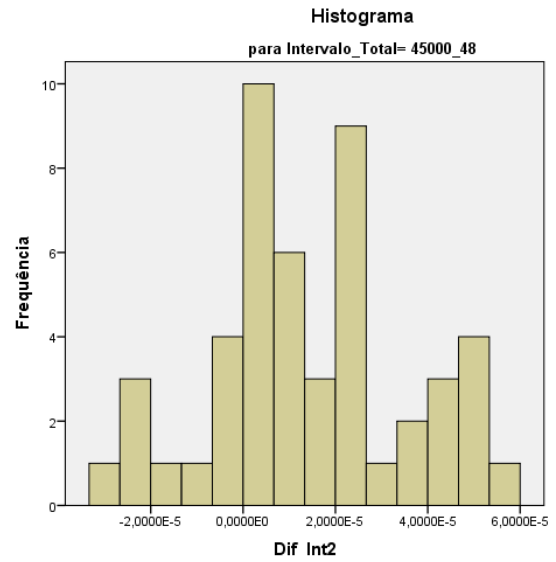
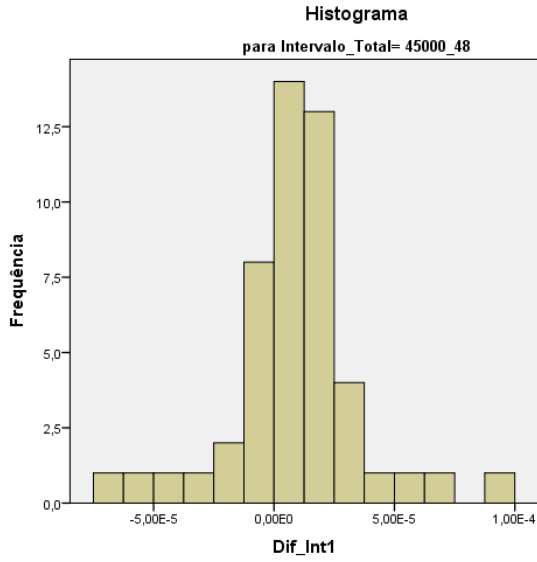
Apêndice X. Dados da assimetria calculados para o teste de Wilcoxon, para a energia espectral enfatizada.

| Atleta | Intervalo 1 (45000-48400) | Intervalo 2 (48500-52000) | Intervalo 3 (52000-55000) | Espetro total |
|---------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|----------------------|
| AAM | 3.732713 | 2.066489 | 3.566489 | 1.07839 |
| AB | 3.725275 | 2.521193 | 1.018838 | 0.066158 |
| AC | 0.257979 | 1.06516 | 1.085106 | 0.887712 |
| ACF | 0.626374 | 4.643642 | 3.430141 | 10.30789 |
| AS | 0.50655 | 2.781659 | 3.847162 | 3.620609 |
| AT | 1.835517 | 2.350801 | 0.213974 | 3.021077 |
| AV | 0.323138 | 0.996011 | 0.569149 | 0.707627 |
| BC | 0.184255 | 3.59799 | 0.068677 | 0.558904 |
| BT | 0.691412 | 1.882096 | 0.304221 | 0.381733 |
| CA | 0.845706 | 2.034934 | 2.810771 | 3.852459 |
| CP | 5.089482 | 3.627943 | 4.243328 | 5.180662 |
| CS | 4.824121 | 2.283082 | 0.323283 | 1.613699 |
| CS2 | 2.715243 | 2.080402 | 2.465662 | 2.690411 |
| DD | 2.224163 | 2.590975 | 2.832606 | 3.793911 |
| DS | 0.525266 | 0.781915 | 0.674202 | 0.830508 |
| ED | 0.525266 | 0.781915 | 0.674202 | 0.830508 |
| FAP | 3.806907 | 0.010989 | 0.723705 | 1.534351 |
| FM | 4.479062 | 1.164154 | 3.177554 | 2.871233 |
| FMM | 1.342067 | 2.388646 | 2.822416 | 2.24356 |
| FMS | 0.525963 | 1.149079 | 0.097152 | 1.69863 |
| FVM | 0.633136 | 0.698225 | 1.055621 | 0.302239 |
| JB | 1.061977 | 0.772194 | 1.197655 | 0.19726 |
| JM | 1.191489 | 0.140957 | 0.742021 | 0.080508 |
| LD | 0.017467 | 0.556041 | 0.062591 | 0.140515 |
| MB | 0.037677 | 3.894819 | 2 | 1.643766 |
| MF | 0.054521 | 0.606383 | 0.232713 | 0.631356 |
| MN | 2.379913 | 2.391557 | 2.551674 | 3.470726 |
| MQ | 4.10675 | 0.912088 | 3.277865 | 1.132316 |
| NA | 0.603631 | 2.295008 | 2.193646 | 3.430025 |
| NFS | 0.357713 | 1.446809 | 1.172872 | 2.008475 |
| NV | 2.215426 | 1.421543 | 0.94016 | 1.616525 |
| OR | 1.857143 | 0.142857 | 1.11303 | 1.615776 |
| PF | 0.22763 | 1.389325 | 0.379906 | 1.081425 |
| PN | 0.590975 | 2.63901 | 2.633188 | 1.297424 |
| PP | 2.092622 | 1.054945 | 1.406593 | 1.323155 |
| PPS | 4.80067 | 2.586265 | 3.81072 | 3.035616 |
| PT | 3.491366 | 5.437991 | 2.136578 | 15.26718 |
| RiS | 2.244898 | 0.403454 | 1.981162 | 1.857506 |
| RMS | 0.693491 | 1.390533 | 0.389349 | 0.177239 |
| SG | 3.031915 | 0.875 | 2.585106 | 2.470339 |
| SL | 4.350078 | 1.127159 | 3.419152 | 2.959288 |
| SR | 1.014556 | 0.710335 | 0.672489 | 0.840749 |
| TA | 0.77394 | 2.791209 | 1.783359 | 1.70229 |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| | | | | |
|------------|----------|----------|----------|----------|
| TF | 7.092199 | 0.70922 | 0.228723 | 1.475219 |
| TFM | 1.039894 | 1.107713 | 0.708777 | 1.021186 |
| TM | 1.163121 | 4.303191 | 3.367021 | 2.166181 |
| TS | 1.689716 | 0.909574 | 1.679078 | 0.676385 |
| VM | 0.99686 | 0.478807 | 0.469388 | 0.618321 |
| VS | 0.317164 | 0.86194 | 0.945896 | 1.510769 |

Apêndice XI. Histogramas relativos aos dados da diferença entre as médias da energia espectral enfatizada, para cada atleta, para aplicação do teste de *t-student* para amostras emparelhadas.



Apêndice XII. Comparações múltiplas da ANOVA – um fator, para avaliar as diferenças entre dietas, utilizando o teste de Tukey.

Comparações múltiplas

| Variável dependente | (I) Código_Dietas | (J) Código_Dietas | Sig. | Variável dependente | (I) Código_Dietas | (J) Código_Dietas | Sig. |
|---------------------|-------------------|-------------------|------|---------------------|-------------------|-------------------|------|
| @48500 | cetogénica | low carb | ,999 | @49400 | cetogénica | low carb | ,218 |
| | | normal | ,836 | | | normal | ,879 |
| | low carb | cetogénica | ,999 | | low carb | cetogénica | ,218 |
| | | normal | ,832 | | normal | ,235 | |
| | normal | cetogénica | ,836 | | normal | cetogénica | ,879 |
| | | low carb | ,832 | | low carb | ,235 | |
| @48600 | cetogénica | low carb | ,996 | @49500 | cetogénica | low carb | ,113 |
| | | normal | ,857 | | | normal | ,754 |
| | low carb | cetogénica | ,996 | | low carb | cetogénica | ,113 |
| | | normal | ,773 | | normal | ,170 | |
| | normal | cetogénica | ,857 | | normal | cetogénica | ,754 |
| | | low carb | ,773 | | low carb | ,170 | |
| @48700 | cetogénica | low carb | ,964 | @49600 | cetogénica | low carb | ,065 |
| | | normal | ,875 | | | normal | ,611 |
| | low carb | cetogénica | ,964 | | low carb | cetogénica | ,065 |
| | | normal | ,661 | | normal | ,150 | |
| | normal | cetogénica | ,875 | | normal | cetogénica | ,611 |
| | | low carb | ,661 | | low carb | ,150 | |
| @48800 | cetogénica | low carb | ,909 | @49700 | cetogénica | low carb | ,024 |
| | | normal | ,923 | | | normal | ,402 |
| | low carb | cetogénica | ,909 | | low carb | cetogénica | ,024 |
| | | normal | ,608 | | normal | ,117 | |
| | normal | cetogénica | ,923 | | normal | cetogénica | ,402 |
| | | low carb | ,608 | | low carb | ,117 | |
| @48900 | cetogénica | low carb | ,842 | @49800 | cetogénica | low carb | ,013 |
| | | normal | ,959 | | | normal | ,277 |
| | low carb | cetogénica | ,842 | | low carb | cetogénica | ,013 |
| | | normal | ,564 | | normal | ,116 | |
| | normal | cetogénica | ,959 | | normal | cetogénica | ,277 |
| | | low carb | ,564 | | low carb | ,116 | |
| @49000 | cetogénica | low carb | ,754 | @49900 | cetogénica | low carb | ,007 |
| | | normal | ,970 | | | normal | ,210 |
| | low carb | cetogénica | ,754 | | low carb | cetogénica | ,007 |
| | | normal | ,468 | | normal | ,095 | |
| | normal | cetogénica | ,970 | | normal | cetogénica | ,210 |
| | | low carb | ,468 | | low carb | ,095 | |
| @49100 | cetogénica | low carb | ,613 | @50100 | cetogénica | low carb | ,004 |
| | | normal | ,997 | | | normal | ,163 |
| | low carb | cetogénica | ,613 | | low carb | cetogénica | ,004 |
| | | normal | ,396 | | normal | ,086 | |
| | normal | cetogénica | ,997 | | normal | cetogénica | ,163 |
| | | low carb | ,396 | | low carb | ,086 | |
| @49200 | cetogénica | low carb | ,432 | @50200 | cetogénica | low carb | ,003 |
| | | normal | ,989 | | | normal | ,112 |
| | low carb | cetogénica | ,432 | | low carb | cetogénica | ,003 |
| | | normal | ,323 | | normal | ,105 | |
| | normal | cetogénica | ,989 | | normal | cetogénica | ,112 |
| | | low carb | ,323 | | low carb | ,105 | |
| @49300 | cetogénica | low carb | ,329 | @50300 | cetogénica | low carb | ,002 |
| | | normal | ,951 | | | normal | ,060 |
| | low carb | cetogénica | ,329 | | low carb | cetogénica | ,002 |
| | | normal | ,289 | | normal | ,107 | |
| | normal | cetogénica | ,951 | | normal | cetogénica | ,060 |
| | | low carb | ,289 | | low carb | ,107 | |

| Variável dependente | (I) Código_Dietas | (J) Código_Dietas | Sig. | Variável dependente | (I) Código_Dietas | (J) Código_Dietas | Sig. |
|---------------------|-------------------|-------------------|------|---------------------|-------------------|-------------------|------|
| @50400 | cetogénica | low carb | ,001 | @51300 | cetogénica | low carb | ,012 |
| | | normal | ,043 | | | normal | ,064 |
| | low carb | cetogénica | ,001 | | low carb | cetogénica | ,012 |
| | | normal | ,135 | | normal | ,419 | |
| | normal | cetogénica | ,043 | | normal | cetogénica | ,064 |
| | | low carb | ,135 | | low carb | low carb | ,419 |
| @50500 | cetogénica | low carb | ,001 | @51400 | cetogénica | low carb | ,018 |
| | | normal | ,033 | | | normal | ,083 |
| | low carb | cetogénica | ,001 | | low carb | cetogénica | ,018 |
| | | normal | ,139 | | normal | ,453 | |
| | normal | cetogénica | ,033 | | normal | cetogénica | ,083 |
| | | low carb | ,139 | | low carb | low carb | ,453 |
| @50600 | cetogénica | low carb | ,001 | @51500 | cetogénica | low carb | ,023 |
| | | normal | ,031 | | | normal | ,089 |
| | low carb | cetogénica | ,001 | | low carb | cetogénica | ,023 |
| | | normal | ,170 | | normal | ,503 | |
| | normal | cetogénica | ,031 | | normal | cetogénica | ,089 |
| | | low carb | ,170 | | low carb | low carb | ,503 |
| @50700 | cetogénica | low carb | ,002 | @51600 | cetogénica | low carb | ,030 |
| | | normal | ,034 | | | normal | ,099 |
| | low carb | cetogénica | ,002 | | low carb | cetogénica | ,030 |
| | | normal | ,224 | | normal | ,557 | |
| | normal | cetogénica | ,034 | | normal | cetogénica | ,099 |
| | | low carb | ,224 | | low carb | low carb | ,557 |
| @50800 | cetogénica | low carb | ,002 | @51700 | cetogénica | low carb | ,032 |
| | | normal | ,030 | | | normal | ,104 |
| | low carb | cetogénica | ,002 | | low carb | cetogénica | ,032 |
| | | normal | ,258 | | normal | ,556 | |
| | normal | cetogénica | ,030 | | normal | cetogénica | ,104 |
| | | low carb | ,258 | | low carb | low carb | ,556 |
| @50900 | cetogénica | low carb | ,003 | @51800 | cetogénica | low carb | ,041 |
| | | normal | ,032 | | | normal | ,112 |
| | low carb | cetogénica | ,003 | | low carb | cetogénica | ,041 |
| | | normal | ,303 | | normal | ,609 | |
| | normal | cetogénica | ,032 | | normal | cetogénica | ,112 |
| | | low carb | ,303 | | low carb | low carb | ,609 |
| @51000 | cetogénica | low carb | ,005 | @51900 | cetogénica | low carb | ,056 |
| | | normal | ,045 | | | normal | ,137 |
| | low carb | cetogénica | ,005 | | low carb | cetogénica | ,056 |
| | | normal | ,319 | | normal | ,646 | |
| | normal | cetogénica | ,045 | | normal | cetogénica | ,137 |
| | | low carb | ,319 | | low carb | low carb | ,646 |
| @51100 | cetogénica | low carb | ,007 | @52000 | cetogénica | low carb | ,070 |
| | | normal | ,049 | | | normal | ,159 |
| | low carb | cetogénica | ,007 | | low carb | cetogénica | ,070 |
| | | normal | ,369 | | normal | ,669 | |
| | normal | cetogénica | ,049 | | normal | cetogénica | ,159 |
| | | low carb | ,369 | | low carb | low carb | ,669 |
| @51200 | cetogénica | low carb | ,009 | Soma | cetogénica | low carb | ,001 |
| | | normal | ,050 | | | normal | ,071 |
| | low carb | cetogénica | ,009 | | low carb | cetogénica | ,001 |
| | | normal | ,429 | | normal | ,079 | |
| | normal | cetogénica | ,050 | | normal | cetogénica | ,071 |
| | | low carb | ,429 | | low carb | low carb | ,079 |

*. A diferença média é significativa no nível 0.05.

Apêndice XIII. Comparações múltiplas da ANOVA – um fator, para avaliar as diferenças entre treinos, utilizando o teste de Tukey.

Comparações múltiplas

Tukey HSD

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|------|
| @48500 | 1 | 2 | ,995 | @48600 | 1 | 2 | ,994 | @48700 | 1 | 2 | ,993 |
| | | 3 | ,207 | | | 3 | ,221 | | | 3 | ,234 |
| | | 4 | ,331 | | | 4 | ,343 | | | 4 | ,348 |
| | | 5 | ,383 | | | 5 | ,410 | | | 5 | ,401 |
| | | 6 | ,998 | | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | ,999 | | | 7 | ,999 | | | 7 | ,999 |
| | | 8 | ,752 | | | 8 | ,787 | | | 8 | ,788 |
| | | 2 | 1 | | | ,995 | 2 | | | 1 | ,994 |
| | 3 | | ,022 | | 3 | ,022 | | | 3 | ,023 | |
| | 4 | | ,059 | | 4 | ,059 | | | 4 | ,057 | |
| | 5 | | ,061 | | 5 | ,064 | | | 5 | ,058 | |
| | 6 | | ,848 | | 6 | ,849 | | | 6 | ,836 | |
| | 7 | | ,869 | | 7 | ,863 | | | 7 | ,864 | |
| | 8 | | ,241 | | 8 | ,259 | | | 8 | ,250 | |
| | 3 | | 1 | | ,207 | 3 | | | 1 | ,221 | 3 |
| | | 2 | ,022 | | 2 | | ,022 | | 2 | ,023 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,588 | | 6 | | ,590 | | 6 | ,615 | |
| | | 7 | ,510 | | 7 | | ,523 | | 7 | ,528 | |
| | | 8 | ,988 | | 8 | | ,985 | | 8 | ,988 | |
| | | 4 | 1 | | ,331 | | 4 | | 1 | ,343 | |
| | 2 | | ,059 | | 2 | ,059 | | | 2 | ,057 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,712 | | 6 | ,709 | 6 | ,718 | | | | | |
| 7 | ,650 | | 7 | ,656 | 7 | ,648 | | | | | |
| 8 | ,994 | | 8 | ,992 | 8 | ,992 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,383 | 5 | 1 | ,410 | | 5 | 1 | ,401 | |
| | 2 | ,061 | 2 | | ,064 | 2 | ,058 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,795 | 6 | | ,803 | 6 | ,799 | | | | |
| | 7 | ,734 | 7 | | ,752 | 7 | ,730 | | | | |
| | 8 | ,999 | 8 | | ,999 | 8 | ,999 | | | | |
| | 6 | 1 | ,998 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,848 | 2 | ,849 | | 2 | ,836 | | | | |
| 3 | | ,588 | 3 | ,590 | | 3 | ,615 | | | | |
| 4 | | ,712 | 4 | ,709 | | 4 | ,718 | | | | |
| 5 | | ,795 | 5 | ,803 | | 5 | ,799 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,979 | 8 | ,983 | | 8 | ,984 | | | | |
| 7 | | 1 | ,999 | 7 | | 1 | ,999 | 7 | | 1 | ,999 |
| | 2 | ,869 | 2 | | ,863 | 2 | ,864 | | | | |
| | 3 | ,510 | 3 | | ,523 | 3 | ,528 | | | | |
| | 4 | ,650 | 4 | | ,656 | 4 | ,648 | | | | |
| | 5 | ,734 | 5 | | ,752 | 5 | ,730 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,965 | 8 | | ,973 | 8 | ,970 | | | | |
| | 8 | 1 | ,752 | | 8 | 1 | ,787 | | 8 | 1 | ,788 |
| 2 | | ,241 | 2 | ,259 | | 2 | ,250 | | | | |
| 3 | | ,988 | 3 | ,985 | | 3 | ,988 | | | | |
| 4 | | ,994 | 4 | ,992 | | 4 | ,992 | | | | |
| 5 | | ,999 | 5 | ,999 | | 5 | ,999 | | | | |
| 6 | | ,979 | 6 | ,983 | | 6 | ,984 | | | | |
| 7 | | ,965 | 7 | ,973 | | 7 | ,970 | | | | |

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|------|
| @48800 | 1 | 2 | ,991 | @48900 | 1 | 2 | ,991 | @49000 | 1 | 2 | ,993 |
| | | 3 | ,240 | | | 3 | ,230 | | | 3 | ,234 |
| | | 4 | ,364 | | | 4 | ,363 | | | 4 | ,350 |
| | | 5 | ,395 | | | 5 | ,400 | | | 5 | ,376 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | ,999 |
| | | 8 | ,800 | | | 8 | ,804 | | | 8 | ,793 |
| | | 2 | 1 | | | ,991 | 2 | | | 1 | ,991 |
| | 3 | | ,022 | | 3 | ,020 | | | 3 | ,023 | |
| | 4 | | ,057 | | 4 | ,056 | | | 4 | ,057 | |
| | 5 | | ,053 | | 5 | ,053 | | | 5 | ,052 | |
| | 6 | | ,856 | | 6 | ,845 | | | 6 | ,839 | |
| | 7 | | ,860 | | 7 | ,863 | | | 7 | ,864 | |
| | 8 | | ,248 | | 8 | ,248 | | | 8 | ,254 | |
| | 3 | | 1 | | ,240 | 3 | | | 1 | ,230 | 3 |
| | | 2 | ,022 | | 2 | | ,020 | | 2 | ,023 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,575 | | 6 | | ,573 | | 6 | ,609 | |
| | | 7 | ,524 | | 7 | | ,500 | | 7 | ,526 | |
| | | 8 | ,987 | | 8 | | ,984 | | 8 | ,987 | |
| | | 4 | 1 | | ,364 | | 4 | | 1 | ,363 | |
| | 2 | | ,057 | | 2 | ,056 | | | 2 | ,057 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,695 | | 6 | ,703 | 6 | ,717 | | | | | |
| 7 | ,656 | | 7 | ,645 | 7 | ,650 | | | | | |
| 8 | ,993 | | 8 | ,992 | 8 | ,992 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,395 | 5 | 1 | ,400 | | 5 | 1 | ,376 | |
| | 2 | ,053 | 2 | | ,053 | 2 | ,052 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,754 | 6 | | ,768 | 6 | ,773 | | | | |
| | 7 | ,713 | 7 | | ,708 | 7 | ,704 | | | | |
| | 8 | ,999 | 8 | | ,999 | 8 | ,998 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,856 | 2 | ,845 | | 2 | ,839 | | | | |
| 3 | | ,575 | 3 | ,573 | | 3 | ,609 | | | | |
| 4 | | ,695 | 4 | ,703 | | 4 | ,717 | | | | |
| 5 | | ,754 | 5 | ,768 | | 5 | ,773 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,978 | 8 | ,981 | | 8 | ,984 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | ,999 |
| | 2 | ,860 | 2 | | ,863 | 2 | ,864 | | | | |
| | 3 | ,524 | 3 | | ,500 | 3 | ,526 | | | | |
| | 4 | ,656 | 4 | | ,645 | 4 | ,650 | | | | |
| | 5 | ,713 | 5 | | ,708 | 5 | ,704 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,971 | 8 | | ,970 | 8 | ,971 | | | | |
| | 8 | 1 | ,800 | | 8 | 1 | ,804 | | 8 | 1 | ,793 |
| 2 | | ,248 | 2 | ,248 | | 2 | ,254 | | | | |
| 3 | | ,987 | 3 | ,984 | | 3 | ,987 | | | | |
| 4 | | ,993 | 4 | ,992 | | 4 | ,992 | | | | |
| 5 | | ,999 | 5 | ,999 | | 5 | ,998 | | | | |
| 6 | | ,978 | 6 | ,981 | | 6 | ,984 | | | | |
| 7 | | ,971 | 7 | ,970 | | 7 | ,971 | | | | |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @49100 | 1 | 2 | ,995 | @49200 | 1 | 2 | ,994 | @49300 | 1 | 2 | ,994 |
| | | 3 | ,231 | | | 3 | ,231 | | | 3 | ,214 |
| | | 4 | ,342 | | | 4 | ,351 | | | 4 | ,349 |
| | | 5 | ,382 | | | 5 | ,381 | | | 5 | ,375 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,797 | | | 8 | ,805 | | | 8 | ,826 |
| | | 2 | 1 | | | ,995 | 2 | | | 1 | ,994 |
| | 3 | | ,026 | | 3 | ,024 | | | 3 | ,022 | |
| | 4 | | ,062 | | 4 | ,060 | | | 4 | ,062 | |
| | 5 | | ,060 | | 5 | ,056 | | | 5 | ,057 | |
| | 6 | | ,876 | | 6 | ,863 | | | 6 | ,869 | |
| | 7 | | ,890 | | 7 | ,887 | | | 7 | ,899 | |
| | 8 | | ,281 | | 8 | ,275 | | | 8 | ,305 | |
| | 3 | | 1 | | ,231 | 3 | | | 1 | ,231 | 3 |
| | | 2 | ,026 | | 2 | | ,024 | | 2 | ,022 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,577 | | 6 | | ,582 | | 6 | ,556 | |
| | | 7 | ,510 | | 7 | | ,497 | | 7 | ,458 | |
| | | 8 | ,986 | | 8 | | ,984 | | 8 | ,974 | |
| | | 4 | 1 | | ,342 | | 4 | | 1 | ,351 | |
| | 2 | | ,062 | | 2 | ,060 | | | 2 | ,062 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,684 | | 6 | ,697 | 6 | ,696 | | | | | |
| 7 | ,629 | | 7 | ,628 | 7 | ,614 | | | | | |
| 8 | ,991 | | 8 | ,991 | 8 | ,988 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,382 | 5 | 1 | ,381 | | 5 | 1 | ,375 | |
| | 2 | ,060 | 2 | | ,056 | 2 | ,057 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,754 | 6 | | ,757 | 6 | ,752 | | | | |
| | 7 | ,698 | 7 | | ,684 | 7 | ,666 | | | | |
| | 8 | ,998 | 8 | | ,998 | 8 | ,997 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,876 | 2 | ,863 | | 2 | ,869 | | | | |
| 3 | | ,577 | 3 | ,582 | | 3 | ,556 | | | | |
| 4 | | ,684 | 4 | ,697 | | 4 | ,696 | | | | |
| 5 | | ,754 | 5 | ,757 | | 5 | ,752 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,981 | 8 | ,983 | | 8 | ,987 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,890 | 2 | | ,887 | 2 | ,899 | | | | |
| | 3 | ,510 | 3 | | ,497 | 3 | ,458 | | | | |
| | 4 | ,629 | 4 | | ,628 | 4 | ,614 | | | | |
| | 5 | ,698 | 5 | | ,684 | 5 | ,666 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,970 | 8 | | ,969 | 8 | ,973 | | | | |
| | 8 | 1 | ,797 | | 8 | 1 | ,805 | | 8 | 1 | ,826 |
| 2 | | ,281 | 2 | ,275 | | 2 | ,305 | | | | |
| 3 | | ,986 | 3 | ,984 | | 3 | ,974 | | | | |
| 4 | | ,991 | 4 | ,991 | | 4 | ,988 | | | | |
| 5 | | ,998 | 5 | ,998 | | 5 | ,997 | | | | |
| 6 | | ,981 | 6 | ,983 | | 6 | ,987 | | | | |
| 7 | | ,970 | 7 | ,969 | | 7 | ,973 | | | | |

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|------|
| @49400 | 1 | 2 | ,991 | @49500 | 1 | 2 | ,995 | @49600 | 1 | 2 | ,994 |
| | | 3 | ,248 | | | 3 | ,237 | | | 3 | ,228 |
| | | 4 | ,366 | | | 4 | ,351 | | | 4 | ,345 |
| | | 5 | ,375 | | | 5 | ,392 | | | 5 | ,370 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | ,999 |
| | | 8 | ,826 | | | 8 | ,814 | | | 8 | ,810 |
| | | 2 | 1 | | | ,991 | 2 | | | 1 | ,995 |
| | 3 | | ,023 | | 3 | ,027 | | | 3 | ,024 | |
| | 4 | | ,058 | | 4 | ,065 | | | 4 | ,061 | |
| | 5 | | ,048 | | 5 | ,063 | | | 5 | ,056 | |
| | 6 | | ,852 | | 6 | ,885 | | | 6 | ,862 | |
| | 7 | | ,877 | | 7 | ,893 | | | 7 | ,883 | |
| | 8 | | ,272 | | 8 | ,299 | | | 8 | ,288 | |
| | 3 | | 1 | | ,248 | 3 | | | 1 | ,237 | 3 |
| | | 2 | ,023 | | 2 | | ,027 | | 2 | ,024 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,590 | | 6 | | ,572 | | 6 | ,589 | |
| | | 7 | ,505 | | 7 | | ,513 | | 7 | ,510 | |
| | | 8 | ,983 | | 8 | | ,984 | | 8 | ,982 | |
| | | 4 | 1 | | ,366 | | 4 | | 1 | ,351 | |
| | 2 | | ,058 | | 2 | ,065 | | | 2 | ,061 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,701 | | 6 | ,683 | 6 | ,701 | | | | | |
| 7 | ,632 | | 7 | ,635 | 7 | ,637 | | | | | |
| 8 | ,990 | | 8 | ,990 | 8 | ,990 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,375 | 5 | 1 | ,392 | | 5 | 1 | ,370 | |
| | 2 | ,048 | 2 | | ,063 | 2 | ,056 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,738 | 6 | | ,752 | 6 | ,756 | | | | |
| | 7 | ,664 | 7 | | ,703 | 7 | ,689 | | | | |
| | 8 | ,997 | 8 | | ,998 | 8 | ,997 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,852 | 2 | ,885 | | 2 | ,862 | | | | |
| 3 | | ,590 | 3 | ,572 | | 3 | ,589 | | | | |
| 4 | | ,701 | 4 | ,683 | | 4 | ,701 | | | | |
| 5 | | ,738 | 5 | ,752 | | 5 | ,756 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,985 | 8 | ,982 | | 8 | ,985 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | ,999 |
| | 2 | ,877 | 2 | | ,893 | 2 | ,883 | | | | |
| | 3 | ,505 | 3 | | ,513 | 3 | ,510 | | | | |
| | 4 | ,632 | 4 | | ,635 | 4 | ,637 | | | | |
| | 5 | ,664 | 5 | | ,703 | 5 | ,689 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,972 | 8 | | ,974 | 8 | ,975 | | | | |
| | 8 | 1 | ,826 | | 8 | 1 | ,814 | | 8 | 1 | ,810 |
| 2 | | ,272 | 2 | ,299 | | 2 | ,288 | | | | |
| 3 | | ,983 | 3 | ,984 | | 3 | ,982 | | | | |
| 4 | | ,990 | 4 | ,990 | | 4 | ,990 | | | | |
| 5 | | ,997 | 5 | ,998 | | 5 | ,997 | | | | |
| 6 | | ,985 | 6 | ,982 | | 6 | ,985 | | | | |
| 7 | | ,972 | 7 | ,974 | | 7 | ,975 | | | | |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @49700 | 1 | 2 | ,994 | @49800 | 1 | 2 | ,994 | @49900 | 1 | 2 | ,993 |
| | | 3 | ,246 | | | 3 | ,233 | | | 3 | ,255 |
| | | 4 | ,359 | | | 4 | ,355 | | | 4 | ,349 |
| | | 5 | ,383 | | | 5 | ,387 | | | 5 | ,401 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 | | | 6 | 1,000 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,841 | | | 8 | ,816 | | | 8 | ,841 |
| | | 2 | 1 | | | ,994 | 2 | | | 1 | ,994 |
| | 3 | | ,027 | | 3 | ,024 | | | 3 | ,028 | |
| | 4 | | ,065 | | 4 | ,062 | | | 4 | ,060 | |
| | 5 | | ,059 | | 5 | ,058 | | | 5 | ,061 | |
| | 6 | | ,882 | | 6 | ,864 | | | 6 | ,883 | |
| | 7 | | ,905 | | 7 | ,897 | | | 7 | ,908 | |
| | 8 | | ,321 | | 8 | ,287 | | | 8 | ,313 | |
| | 3 | | 1 | | ,246 | 3 | | | 1 | ,233 | 3 |
| | | 2 | ,027 | | 2 | | ,024 | | 2 | ,028 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,580 | | 6 | | ,584 | | 6 | ,580 | |
| | | 7 | ,493 | | 7 | | ,482 | | 7 | ,491 | |
| | | 8 | ,979 | | 8 | | ,982 | | 8 | ,982 | |
| | | 4 | 1 | | ,359 | | 4 | | 1 | ,355 | |
| | 2 | | ,065 | | 2 | ,062 | | | 2 | ,060 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,687 | | 6 | ,700 | 6 | ,665 | | | | | |
| 7 | ,615 | | 7 | ,616 | 7 | ,590 | | | | | |
| 8 | ,987 | | 8 | ,990 | 8 | ,985 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,383 | 5 | 1 | ,387 | | 5 | 1 | ,401 | |
| | 2 | ,059 | 2 | | ,058 | 2 | ,061 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,740 | 6 | | ,762 | 6 | ,747 | | | | |
| | 7 | ,663 | 7 | | ,674 | 7 | ,668 | | | | |
| | 8 | ,996 | 8 | | ,998 | 8 | ,997 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | 1,000 |
| 2 | | ,882 | 2 | ,864 | | 2 | ,883 | | | | |
| 3 | | ,580 | 3 | ,584 | | 3 | ,580 | | | | |
| 4 | | ,687 | 4 | ,700 | | 4 | ,665 | | | | |
| 5 | | ,740 | 5 | ,762 | | 5 | ,747 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,987 | 8 | ,985 | | 8 | ,985 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,905 | 2 | | ,897 | 2 | ,908 | | | | |
| | 3 | ,493 | 3 | | ,482 | 3 | ,491 | | | | |
| | 4 | ,615 | 4 | | ,616 | 4 | ,590 | | | | |
| | 5 | ,663 | 5 | | ,674 | 5 | ,668 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,975 | 8 | | ,968 | 8 | ,972 | | | | |
| | 8 | 1 | ,841 | | 8 | 1 | ,816 | | 8 | 1 | ,841 |
| 2 | | ,321 | 2 | ,287 | | 2 | ,313 | | | | |
| 3 | | ,979 | 3 | ,982 | | 3 | ,982 | | | | |
| 4 | | ,987 | 4 | ,990 | | 4 | ,985 | | | | |
| 5 | | ,996 | 5 | ,998 | | 5 | ,997 | | | | |
| 6 | | ,987 | 6 | ,985 | | 6 | ,985 | | | | |
| 7 | | ,975 | 7 | ,968 | | 7 | ,972 | | | | |

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @50000 | 1 | 2 | 1,000 | @50100 | 1 | 2 | ,992 | @50200 | 1 | 2 | ,992 |
| | | 3 | ,133 | | | 3 | ,255 | | | 3 | ,234 |
| | | 4 | ,300 | | | 4 | ,383 | | | 4 | ,368 |
| | | 5 | ,280 | | | 5 | ,390 | | | 5 | ,409 |
| | | 6 | ,993 | | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | ,999 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,539 | | | 8 | ,852 | | | 8 | ,852 |
| | | 2 | 1 | | | 1,000 | 2 | | | 1 | ,992 |
| | 3 | | ,040 | | 3 | ,025 | | | 3 | ,022 | |
| | 4 | | ,129 | | 4 | ,064 | | | 4 | ,060 | |
| | 5 | | ,107 | | 5 | ,053 | | | 5 | ,058 | |
| | 6 | | ,931 | | 6 | ,867 | | | 6 | ,868 | |
| | 7 | | ,977 | | 7 | ,900 | | | 7 | ,904 | |
| | 8 | | ,272 | | 8 | ,307 | | | 8 | ,310 | |
| | 3 | | 1 | | ,133 | 3 | | | 1 | ,255 | 3 |
| | | 2 | ,040 | | 2 | | ,025 | | 2 | ,022 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,566 | | 6 | | ,583 | | 6 | ,555 | |
| | | 7 | ,372 | | 7 | | ,482 | | 7 | ,448 | |
| | | 8 | ,996 | | 8 | | ,979 | | 8 | ,973 | |
| | | 4 | 1 | | ,300 | | 4 | | 1 | ,383 | |
| | 2 | | ,129 | | 2 | ,064 | | | 2 | ,060 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,770 | | 6 | ,704 | 6 | ,690 | | | | | |
| 7 | ,607 | | 7 | ,621 | 7 | ,599 | | | | | |
| 8 | ,999 | | 8 | ,989 | 8 | ,986 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,280 | 5 | 1 | ,390 | | 5 | 1 | ,409 | |
| | 2 | ,107 | 2 | | ,053 | 2 | ,058 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,788 | 6 | | ,738 | 6 | ,757 | | | | |
| | 7 | ,609 | 7 | | ,647 | 7 | ,663 | | | | |
| | 8 | 1,000 | 8 | | ,996 | 8 | ,997 | | | | |
| | 6 | 1 | ,993 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,931 | 2 | ,867 | | 2 | ,868 | | | | |
| 3 | | ,566 | 3 | ,583 | | 3 | ,555 | | | | |
| 4 | | ,770 | 4 | ,704 | | 4 | ,690 | | | | |
| 5 | | ,788 | 5 | ,738 | | 5 | ,757 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,951 | 8 | ,987 | | 8 | ,988 | | | | |
| 7 | | 1 | ,999 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,977 | 2 | | ,900 | 2 | ,904 | | | | |
| | 3 | ,372 | 3 | | ,482 | 3 | ,448 | | | | |
| | 4 | ,607 | 4 | | ,621 | 4 | ,599 | | | | |
| | 5 | ,609 | 5 | | ,647 | 5 | ,663 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,859 | 8 | | ,973 | 8 | ,972 | | | | |
| | 8 | 1 | ,539 | | 8 | 1 | ,852 | | 8 | 1 | ,852 |
| 2 | | ,272 | 2 | ,307 | | 2 | ,310 | | | | |
| 3 | | ,996 | 3 | ,979 | | 3 | ,973 | | | | |
| 4 | | ,999 | 4 | ,989 | | 4 | ,986 | | | | |
| 5 | | 1,000 | 5 | ,996 | | 5 | ,997 | | | | |
| 6 | | ,951 | 6 | ,987 | | 6 | ,988 | | | | |
| 7 | | ,859 | 7 | ,973 | | 7 | ,972 | | | | |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @51200 | 1 | 2 | ,992 | @51300 | 1 | 2 | ,994 | @51400 | 1 | 2 | ,994 |
| | | 3 | ,256 | | | 3 | ,266 | | | 3 | ,226 |
| | | 4 | ,393 | | | 4 | ,404 | | | 4 | ,384 |
| | | 5 | ,404 | | | 5 | ,392 | | | 5 | ,381 |
| | | 6 | 1,000 | | | 6 | 1,000 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,885 | | | 8 | ,896 | | | 8 | ,889 |
| | | 2 | 1 | | | ,992 | 2 | | | 1 | ,994 |
| | 3 | | ,025 | | 3 | ,031 | | | 3 | ,024 | |
| | 4 | | ,067 | | 4 | ,079 | | | 4 | ,073 | |
| | 5 | | ,056 | | 5 | ,061 | | | 5 | ,058 | |
| | 6 | | ,887 | | 6 | ,892 | | | 6 | ,887 | |
| | 7 | | ,921 | | 7 | ,942 | | | 7 | ,931 | |
| | 8 | | ,352 | | 8 | ,402 | | | 8 | ,389 | |
| | 3 | | 1 | | ,256 | 3 | | | 1 | ,266 | 3 |
| | | 2 | ,025 | | 2 | | ,031 | | 2 | ,024 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,552 | | 6 | | ,593 | | 6 | ,543 | |
| | | 7 | ,441 | | 7 | | ,440 | | 7 | ,412 | |
| | | 8 | ,967 | | 8 | | ,966 | | 8 | ,953 | |
| | | 4 | 1 | | ,393 | | 4 | | 1 | ,404 | |
| | 2 | | ,067 | | 2 | ,079 | | | 2 | ,073 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,687 | | 6 | ,720 | 6 | ,705 | | | | | |
| 7 | ,592 | | 7 | ,591 | 7 | ,594 | | | | | |
| 8 | ,984 | | 8 | ,982 | 8 | ,981 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,404 | 5 | 1 | ,392 | | 5 | 1 | ,381 | |
| | 2 | ,056 | 2 | | ,061 | 2 | ,058 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,722 | 6 | | ,735 | 6 | ,730 | | | | |
| | 7 | ,619 | 7 | | ,592 | 7 | ,607 | | | | |
| | 8 | ,993 | 8 | | ,990 | 8 | ,990 | | | | |
| | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,887 | 2 | ,892 | | 2 | ,887 | | | | |
| 3 | | ,552 | 3 | ,593 | | 3 | ,543 | | | | |
| 4 | | ,687 | 4 | ,720 | | 4 | ,705 | | | | |
| 5 | | ,722 | 5 | ,735 | | 5 | ,730 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,990 | 8 | ,994 | | 8 | ,993 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,921 | 2 | | ,942 | 2 | ,931 | | | | |
| | 3 | ,441 | 3 | | ,440 | 3 | ,412 | | | | |
| | 4 | ,592 | 4 | | ,591 | 4 | ,594 | | | | |
| | 5 | ,619 | 5 | | ,592 | 5 | ,607 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,975 | 8 | | ,976 | 8 | ,979 | | | | |
| | 8 | 1 | ,885 | | 8 | 1 | ,896 | | 8 | 1 | ,889 |
| 2 | | ,352 | 2 | ,402 | | 2 | ,389 | | | | |
| 3 | | ,967 | 3 | ,966 | | 3 | ,953 | | | | |
| 4 | | ,984 | 4 | ,982 | | 4 | ,981 | | | | |
| 5 | | ,993 | 5 | ,990 | | 5 | ,990 | | | | |
| 6 | | ,990 | 6 | ,994 | | 6 | ,993 | | | | |
| 7 | | ,975 | 7 | ,976 | | 7 | ,979 | | | | |

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @50300 | 1 | 2 | ,991 | @50400 | 1 | 2 | ,993 | @50500 | 1 | 2 | ,991 |
| | | 3 | ,231 | | | 3 | ,235 | | | 3 | ,257 |
| | | 4 | ,374 | | | 4 | ,345 | | | 4 | ,373 |
| | | 5 | ,407 | | | 5 | ,393 | | | 5 | ,405 |
| | | 6 | 1,000 | | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,866 | | | 8 | ,855 | | | 8 | ,864 |
| | | 2 | 1 | | | ,991 | 2 | | | 1 | ,993 |
| | 3 | | ,020 | | 3 | ,023 | | | 3 | ,024 | |
| | 4 | | ,059 | | 4 | ,056 | | | 4 | ,060 | |
| | 5 | | ,055 | | 5 | ,056 | | | 5 | ,055 | |
| | 6 | | ,864 | | 6 | ,873 | | | 6 | ,864 | |
| | 7 | | ,899 | | 7 | ,903 | | | 7 | ,904 | |
| | 8 | | ,317 | | 8 | ,320 | | | 8 | ,318 | |
| | 3 | | 1 | | ,231 | 3 | | | 1 | ,235 | 3 |
| | | 2 | ,020 | | 2 | | ,023 | | 2 | ,024 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,545 | | 6 | | ,557 | | 6 | ,586 | |
| | | 7 | ,440 | | 7 | | ,459 | | 7 | ,473 | |
| | | 8 | ,966 | | 8 | | ,972 | | 8 | ,976 | |
| | | 4 | 1 | | ,374 | | 4 | | 1 | ,345 | |
| | 2 | | ,059 | | 2 | ,056 | | | 2 | ,060 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,692 | | 6 | ,665 | 6 | ,693 | | | | | |
| 7 | ,603 | | 7 | ,582 | 7 | ,598 | | | | | |
| 8 | ,984 | | 8 | ,982 | 8 | ,985 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,407 | 5 | 1 | ,393 | | 5 | 1 | ,405 | |
| | 2 | ,055 | 2 | | ,056 | 2 | ,055 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,751 | 6 | | ,743 | 6 | ,753 | | | | |
| | 7 | ,658 | 7 | | ,657 | 7 | ,653 | | | | |
| | 8 | ,996 | 8 | | ,996 | 8 | ,996 | | | | |
| | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,864 | 2 | ,873 | | 2 | ,864 | | | | |
| 3 | | ,545 | 3 | ,557 | | 3 | ,586 | | | | |
| 4 | | ,692 | 4 | ,665 | | 4 | ,693 | | | | |
| 5 | | ,751 | 5 | ,743 | | 5 | ,753 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,990 | 8 | ,988 | | 8 | ,990 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,899 | 2 | | ,903 | 2 | ,904 | | | | |
| | 3 | ,440 | 3 | | ,459 | 3 | ,473 | | | | |
| | 4 | ,603 | 4 | | ,582 | 4 | ,598 | | | | |
| | 5 | ,658 | 5 | | ,657 | 5 | ,653 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,976 | 8 | | ,975 | 8 | ,975 | | | | |
| | 8 | 1 | ,866 | | 8 | 1 | ,855 | | 8 | 1 | ,864 |
| 2 | | ,317 | 2 | ,320 | | 2 | ,318 | | | | |
| 3 | | ,966 | 3 | ,972 | | 3 | ,976 | | | | |
| 4 | | ,984 | 4 | ,982 | | 4 | ,985 | | | | |
| 5 | | ,996 | 5 | ,996 | | 5 | ,996 | | | | |
| 6 | | ,990 | 6 | ,988 | | 6 | ,990 | | | | |
| 7 | | ,976 | 7 | ,975 | | 7 | ,975 | | | | |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @50600 | 1 | 2 | ,993 | @50700 | 1 | 2 | ,991 | @50800 | 1 | 2 | ,994 |
| | | 3 | ,254 | | | 3 | ,252 | | | 3 | ,214 |
| | | 4 | ,374 | | | 4 | ,391 | | | 4 | ,364 |
| | | 5 | ,403 | | | 5 | ,405 | | | 5 | ,377 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | 1,000 | | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,867 | | | 8 | ,882 | | | 8 | ,866 |
| | | 2 | 1 | | | ,993 | 2 | | | 1 | ,991 |
| | 3 | | ,027 | | 3 | ,023 | | | 3 | ,022 | |
| | 4 | | ,065 | | 4 | ,064 | | | 4 | ,066 | |
| | 5 | | ,060 | | 5 | ,055 | | | 5 | ,057 | |
| | 6 | | ,872 | | 6 | ,878 | | | 6 | ,886 | |
| | 7 | | ,913 | | 7 | ,919 | | | 7 | ,917 | |
| | 8 | | ,340 | | 8 | ,340 | | | 8 | ,353 | |
| | 3 | | 1 | | ,254 | 3 | | | 1 | ,252 | 3 |
| | | 2 | ,027 | | 2 | | ,023 | | 2 | ,022 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,591 | | 6 | | ,554 | | 6 | ,524 | |
| | | 7 | ,471 | | 7 | | ,433 | | 7 | ,422 | |
| | | 8 | ,974 | | 8 | | ,968 | | 8 | ,959 | |
| | | 4 | 1 | | ,374 | | 4 | | 1 | ,391 | |
| | 2 | | ,065 | | 2 | ,064 | | | 2 | ,066 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,702 | | 6 | ,691 | 6 | ,685 | | | | | |
| 7 | ,601 | | 7 | ,587 | 7 | ,598 | | | | | |
| 8 | ,984 | | 8 | ,984 | 8 | ,983 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,403 | 5 | 1 | ,405 | | 5 | 1 | ,377 | |
| | 2 | ,060 | 2 | | ,055 | 2 | ,057 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,758 | 6 | | ,729 | 6 | ,726 | | | | |
| | 7 | ,652 | 7 | | ,618 | 7 | ,633 | | | | |
| | 8 | ,995 | 8 | | ,994 | 8 | ,993 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | ,999 |
| 2 | | ,872 | 2 | ,878 | | 2 | ,886 | | | | |
| 3 | | ,591 | 3 | ,554 | | 3 | ,524 | | | | |
| 4 | | ,702 | 4 | ,691 | | 4 | ,685 | | | | |
| 5 | | ,758 | 5 | ,729 | | 5 | ,726 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,991 | 8 | ,990 | | 8 | ,990 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,913 | 2 | | ,919 | 2 | ,917 | | | | |
| | 3 | ,471 | 3 | | ,433 | 3 | ,422 | | | | |
| | 4 | ,601 | 4 | | ,587 | 4 | ,598 | | | | |
| | 5 | ,652 | 5 | | ,618 | 5 | ,633 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,976 | 8 | | ,974 | 8 | ,977 | | | | |
| | 8 | 1 | ,867 | | 8 | 1 | ,882 | | 8 | 1 | ,866 |
| 2 | | ,340 | 2 | ,340 | | 2 | ,353 | | | | |
| 3 | | ,974 | 3 | ,968 | | 3 | ,959 | | | | |
| 4 | | ,984 | 4 | ,984 | | 4 | ,983 | | | | |
| 5 | | ,995 | 5 | ,994 | | 5 | ,993 | | | | |
| 6 | | ,991 | 6 | ,990 | | 6 | ,990 | | | | |
| 7 | | ,976 | 7 | ,974 | | 7 | ,977 | | | | |

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @50900 | 1 | 2 | ,995 | @51000 | 1 | 2 | ,994 | @51100 | 1 | 2 | ,991 |
| | | 3 | ,239 | | | 3 | ,249 | | | 3 | ,247 |
| | | 4 | ,364 | | | 4 | ,390 | | | 4 | ,407 |
| | | 5 | ,400 | | | 5 | ,404 | | | 5 | ,422 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | 1,000 | | | 6 | 1,000 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,874 | | | 8 | ,879 | | | 8 | ,913 |
| | | 2 | 1 | | | ,995 | 2 | | | 1 | ,994 |
| | 3 | | ,027 | | 3 | ,027 | | | 3 | ,023 | |
| | 4 | | ,069 | | 4 | ,073 | | | 4 | ,070 | |
| | 5 | | ,066 | | 5 | ,063 | | | 5 | ,060 | |
| | 6 | | ,882 | | 6 | ,892 | | | 6 | ,894 | |
| | 7 | | ,929 | | 7 | ,928 | | | 7 | ,926 | |
| | 8 | | ,373 | | 8 | ,366 | | | 8 | ,396 | |
| | 3 | | 1 | | ,239 | 3 | | | 1 | ,249 | 3 |
| | | 2 | ,027 | | 2 | | ,027 | | 2 | ,023 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,580 | | 6 | | ,560 | | 6 | ,522 | |
| | | 7 | ,442 | | 7 | | ,443 | | 7 | ,415 | |
| | | 8 | ,966 | | 8 | | ,968 | | 8 | ,947 | |
| | | 4 | 1 | | ,364 | | 4 | | 1 | ,390 | |
| | 2 | | ,069 | | 2 | ,073 | | | 2 | ,070 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,700 | | 6 | ,699 | 6 | ,687 | | | | | |
| 7 | ,582 | | 7 | ,600 | 7 | ,595 | | | | | |
| 8 | ,981 | | 8 | ,984 | 8 | ,978 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,400 | 5 | 1 | ,404 | | 5 | 1 | ,422 | |
| | 2 | ,066 | 2 | | ,063 | 2 | ,060 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,764 | 6 | | ,738 | 6 | ,725 | | | | |
| | 7 | ,640 | 7 | | ,632 | 7 | ,625 | | | | |
| | 8 | ,994 | 8 | | ,994 | 8 | ,990 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | 1,000 |
| 2 | | ,882 | 2 | ,892 | | 2 | ,894 | | | | |
| 3 | | ,580 | 3 | ,560 | | 3 | ,522 | | | | |
| 4 | | ,700 | 4 | ,699 | | 4 | ,687 | | | | |
| 5 | | ,764 | 5 | ,738 | | 5 | ,725 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,993 | 8 | ,990 | | 8 | ,993 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,929 | 2 | | ,928 | 2 | ,926 | | | | |
| | 3 | ,442 | 3 | | ,443 | 3 | ,415 | | | | |
| | 4 | ,582 | 4 | | ,600 | 4 | ,595 | | | | |
| | 5 | ,640 | 5 | | ,632 | 5 | ,625 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,977 | 8 | | ,976 | 8 | ,982 | | | | |
| | 8 | 1 | ,874 | | 8 | 1 | ,879 | | 8 | 1 | ,913 |
| 2 | | ,373 | 2 | ,366 | | 2 | ,396 | | | | |
| 3 | | ,966 | 3 | ,968 | | 3 | ,947 | | | | |
| 4 | | ,981 | 4 | ,984 | | 4 | ,978 | | | | |
| 5 | | ,994 | 5 | ,994 | | 5 | ,990 | | | | |
| 6 | | ,993 | 6 | ,990 | | 6 | ,993 | | | | |
| 7 | | ,977 | 7 | ,976 | | 7 | ,982 | | | | |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @50500 | 1 | 2 | ,991 | @50600 | 1 | 2 | ,993 | @50700 | 1 | 2 | ,991 |
| | | 3 | ,257 | | | 3 | ,254 | | | 3 | ,252 |
| | | 4 | ,373 | | | 4 | ,374 | | | 4 | ,391 |
| | | 5 | ,405 | | | 5 | ,403 | | | 5 | ,405 |
| | | 6 | ,999 | | | 6 | ,999 | | | 6 | 1,000 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,864 | | | 8 | ,867 | | | 8 | ,882 |
| | | 2 | 1 | | | ,991 | 2 | | | 1 | ,993 |
| | 3 | | ,024 | | 3 | ,027 | | | 3 | ,023 | |
| | 4 | | ,060 | | 4 | ,065 | | | 4 | ,064 | |
| | 5 | | ,055 | | 5 | ,060 | | | 5 | ,055 | |
| | 6 | | ,864 | | 6 | ,872 | | | 6 | ,878 | |
| | 7 | | ,904 | | 7 | ,913 | | | 7 | ,919 | |
| | 8 | | ,318 | | 8 | ,340 | | | 8 | ,340 | |
| | 3 | | 1 | | ,257 | 3 | | | 1 | ,254 | 3 |
| | | 2 | ,024 | | 2 | | ,027 | | 2 | ,023 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,586 | | 6 | | ,591 | | 6 | ,554 | |
| | | 7 | ,473 | | 7 | | ,471 | | 7 | ,433 | |
| | | 8 | ,976 | | 8 | | ,974 | | 8 | ,968 | |
| | | 4 | 1 | | ,373 | | 4 | | 1 | ,374 | |
| | 2 | | ,060 | | 2 | ,065 | | | 2 | ,064 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,693 | | 6 | ,702 | 6 | ,691 | | | | | |
| 7 | ,598 | | 7 | ,601 | 7 | ,587 | | | | | |
| 8 | ,985 | | 8 | ,984 | 8 | ,984 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,405 | 5 | 1 | ,403 | | 5 | 1 | ,405 | |
| | 2 | ,055 | 2 | | ,060 | 2 | ,055 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,753 | 6 | | ,758 | 6 | ,729 | | | | |
| | 7 | ,653 | 7 | | ,652 | 7 | ,618 | | | | |
| | 8 | ,996 | 8 | | ,995 | 8 | ,994 | | | | |
| | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | ,999 | | 6 | 1 | 1,000 |
| 2 | | ,864 | 2 | ,872 | | 2 | ,878 | | | | |
| 3 | | ,586 | 3 | ,591 | | 3 | ,554 | | | | |
| 4 | | ,693 | 4 | ,702 | | 4 | ,691 | | | | |
| 5 | | ,753 | 5 | ,758 | | 5 | ,729 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,990 | 8 | ,991 | | 8 | ,990 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,904 | 2 | | ,913 | 2 | ,919 | | | | |
| | 3 | ,473 | 3 | | ,471 | 3 | ,433 | | | | |
| | 4 | ,598 | 4 | | ,601 | 4 | ,587 | | | | |
| | 5 | ,653 | 5 | | ,652 | 5 | ,618 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,975 | 8 | | ,976 | 8 | ,974 | | | | |
| | 8 | 1 | ,864 | | 8 | 1 | ,867 | | 8 | 1 | ,882 |
| 2 | | ,318 | 2 | ,340 | | 2 | ,340 | | | | |
| 3 | | ,976 | 3 | ,974 | | 3 | ,968 | | | | |
| 4 | | ,985 | 4 | ,984 | | 4 | ,984 | | | | |
| 5 | | ,996 | 5 | ,995 | | 5 | ,994 | | | | |
| 6 | | ,990 | 6 | ,991 | | 6 | ,990 | | | | |
| 7 | | ,975 | 7 | ,976 | | 7 | ,974 | | | | |

| Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. | Variável dependente | (I) Treino | (J) Treino | Sig. |
|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|---------------------|------------|------------|-------|
| @51800 | 1 | 2 | ,992 | @51900 | 1 | 2 | ,993 | @52000 | 1 | 2 | ,994 |
| | | 3 | ,253 | | | 3 | ,253 | | | 3 | ,234 |
| | | 4 | ,395 | | | 4 | ,382 | | | 4 | ,393 |
| | | 5 | ,425 | | | 5 | ,430 | | | 5 | ,418 |
| | | 6 | 1,000 | | | 6 | 1,000 | | | 6 | 1,000 |
| | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 | | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,918 | | | 8 | ,913 | | | 8 | ,907 |
| | | 2 | 1 | | | ,992 | 2 | | | 1 | ,993 |
| | 3 | | ,025 | | 3 | ,027 | | | 3 | ,025 | |
| | 4 | | ,068 | | 4 | ,069 | | | 4 | ,074 | |
| | 5 | | ,062 | | 5 | ,069 | | | 5 | ,067 | |
| | 6 | | ,895 | | 6 | ,902 | | | 6 | ,899 | |
| | 7 | | ,932 | | 7 | ,938 | | | 7 | ,937 | |
| | 8 | | ,412 | | 8 | ,420 | | | 8 | ,415 | |
| | 3 | | 1 | | ,253 | 3 | | | 1 | ,253 | 3 |
| | | 2 | ,025 | | 2 | | ,027 | | 2 | ,025 | |
| | | 4 | 1,000 | | 4 | | 1,000 | | 4 | 1,000 | |
| | | 5 | 1,000 | | 5 | | 1,000 | | 5 | 1,000 | |
| | | 6 | ,535 | | 6 | | ,542 | | 6 | ,529 | |
| | | 7 | ,415 | | 7 | | ,421 | | 7 | ,403 | |
| | | 8 | ,946 | | 8 | | ,950 | | 8 | ,945 | |
| | | 4 | 1 | | ,395 | | 4 | | 1 | ,382 | |
| | 2 | | ,068 | | 2 | ,069 | | | 2 | ,074 | |
| | 3 | | 1,000 | | 3 | 1,000 | | | 3 | 1,000 | |
| 5 | 1,000 | | 5 | 1,000 | 5 | 1,000 | | | | | |
| 6 | ,678 | | 6 | ,669 | 6 | ,693 | | | | | |
| 7 | ,574 | | 7 | ,565 | 7 | ,584 | | | | | |
| 8 | ,973 | | 8 | ,972 | 8 | ,977 | | | | | |
| 5 | 1 | | ,425 | 5 | 1 | ,430 | | 5 | 1 | ,418 | |
| | 2 | ,062 | 2 | | ,069 | 2 | ,067 | | | | |
| | 3 | 1,000 | 3 | | 1,000 | 3 | 1,000 | | | | |
| | 4 | 1,000 | 4 | | 1,000 | 4 | 1,000 | | | | |
| | 6 | ,731 | 6 | | ,743 | 6 | ,743 | | | | |
| | 7 | ,620 | 7 | | ,632 | 7 | ,626 | | | | |
| | 8 | ,989 | 8 | | ,991 | 8 | ,991 | | | | |
| | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | 1,000 | | 6 | 1 | 1,000 |
| 2 | | ,895 | 2 | ,902 | | 2 | ,899 | | | | |
| 3 | | ,535 | 3 | ,542 | | 3 | ,529 | | | | |
| 4 | | ,678 | 4 | ,669 | | 4 | ,693 | | | | |
| 5 | | ,731 | 5 | ,743 | | 5 | ,743 | | | | |
| 7 | | 1,000 | 7 | 1,000 | | 7 | 1,000 | | | | |
| 8 | | ,994 | 8 | ,994 | | 8 | ,994 | | | | |
| 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 | 7 | | 1 | 1,000 |
| | 2 | ,932 | 2 | | ,938 | 2 | ,937 | | | | |
| | 3 | ,415 | 3 | | ,421 | 3 | ,403 | | | | |
| | 4 | ,574 | 4 | | ,565 | 4 | ,584 | | | | |
| | 5 | ,620 | 5 | | ,632 | 5 | ,626 | | | | |
| | 6 | 1,000 | 6 | | 1,000 | 6 | 1,000 | | | | |
| | 8 | ,983 | 8 | | ,982 | 8 | ,981 | | | | |
| | 8 | 1 | ,918 | | 8 | 1 | ,913 | | 8 | 1 | ,907 |
| 2 | | ,412 | 2 | ,420 | | 2 | ,415 | | | | |
| 3 | | ,946 | 3 | ,950 | | 3 | ,945 | | | | |
| 4 | | ,973 | 4 | ,972 | | 4 | ,977 | | | | |
| 5 | | ,989 | 5 | ,991 | | 5 | ,991 | | | | |
| 6 | | ,994 | 6 | ,994 | | 6 | ,994 | | | | |
| 7 | | ,983 | 7 | ,982 | | 7 | ,981 | | | | |

CLASSIFICAÇÃO DA CONDIÇÃO FÍSICA E DA PERFORMANCE DESPORTIVA UTILIZANDO ESPETROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

| | | | |
|------|-------|---|-------|
| Soma | 1 | 2 | ,994 |
| | | 3 | ,233 |
| | | 4 | ,365 |
| | | 5 | ,390 |
| | | 6 | ,999 |
| | | 7 | 1,000 |
| | | 8 | ,848 |
| | | 2 | 1 |
| 3 | ,024 | | |
| 4 | ,065 | | |
| 5 | ,059 | | |
| 6 | ,877 | | |
| 7 | ,911 | | |
| 8 | ,324 | | |
| 3 | 1 | | |
| | | 2 | ,024 |
| | | 4 | 1,000 |
| | | 5 | 1,000 |
| | | 6 | ,564 |
| | | 7 | ,457 |
| | | 8 | ,974 |
| | | 4 | 1 |
| 2 | ,065 | | |
| 3 | 1,000 | | |
| 5 | 1,000 | | |
| 6 | ,695 | | |
| 7 | ,605 | | |
| 8 | ,987 | | |
| 5 | 1 | | |
| | | 2 | ,059 |
| | | 3 | 1,000 |
| | | 4 | 1,000 |
| | | 6 | ,748 |
| | | 7 | ,653 |
| | | 8 | ,996 |
| | | 6 | 1 |
| 2 | ,877 | | |
| 3 | ,564 | | |
| 4 | ,695 | | |
| 5 | ,748 | | |
| 7 | 1,000 | | |
| 8 | ,988 | | |
| 7 | 1 | | |
| | | 2 | ,911 |
| | | 3 | ,457 |
| | | 4 | ,605 |
| | | 5 | ,653 |
| | | 6 | 1,000 |
| | | 8 | ,973 |
| | | 8 | 1 |
| 2 | ,324 | | |
| 3 | ,974 | | |
| 4 | ,987 | | |
| 5 | ,996 | | |
| 6 | ,988 | | |
| 7 | ,973 | | |

*. A diferença média é significativa no nível 0.05.

7. Bibliografia

¹ Neves, A., Mesquita, I. e Sampaio, J., 2017. Análise da performance desportiva. Manual de Curso de Treinadores de Desporto, Programa Nacional de Formação de Treinadores – Instituto Português do Desporto. Consultado em http://www.idesporto.pt/ficheiros/file/Manuais/GrauIII/GrauIII_06_Analise.pdf, acedido a 12 de setembro de 2018.

² Garganta, J., 2001. A análise da performance nos jogos desportivos. Revisão acerca da análise do jogo, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto* **1**(1): 57-64.

³ Palacios, G., Pedredo-Chamizo, R., Palacios, N., Maroto-Sánchez, B., Aznar, S. e González-Grass, M., 2015. Biomarkers of physical activity and exercise. *Nutrition Hospitalaria*. **31**(3): 237-244.

⁴ Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J., Soares, J., 2003. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto* **3**(1): 108-123.

⁵ Finsterer, J., 2012. Biomarkers of peripheral muscle fatigue during exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders* **13**: 218.

⁶ EKF Diagnostics Biosen Blood Glucose/Lactate Analyzer. Consultado em <https://www.habdirect.co.uk/product/ekf-diagnostics-biosen-blood-glucose-lactate-analyser/>, acedido a 22 de outubro de 2018.

⁷ Lactate Pro 2. Consultado em <https://www.habdirect.co.uk/product/lactate-pro-2/>, acedido a 22 de outubro de 2018.

⁸ Osmocheck Urine Analysis Unit. Consultado em <https://www.habdirect.co.uk/product/osmocheck-urine-analysis-unit/>, acedido a 22 de outubro de 2018.

⁹ Lactate Scout+. Consultado em <https://www.habdirect.co.uk/product/lactate-scout/>, acedido a 22 de outubro de 2018.

¹⁰ Accutrend Plus Meter & Kits. Consultado em <https://www.habdirect.co.uk/product/accutrend-plus-full-kit/>, acedido a 22 de outubro de 2018.

¹¹ Reflotron Plus. Consultado em <https://www.habdirect.co.uk/product/reflotron-plus/>, acedido a 22 de outubro de 2018.

¹² Bera, T., 2014. Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review. *Journal of Medical Engineering* **2014**.

¹³ Bera, T. 2018. Bioelectrical Impedance and The Frequency Dependent Current Conduction Through Biological Tissue: A Short Review. *Materials Science Engineering* **331**.

¹⁴ Khalil, S., Mohktar M. S. e Ibrahim, F., 2014. The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analisis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases. *Sensors* **14**: 10895-10928

¹⁵ Santos, J., 2012. Conhecimentos sobre aptidão e condição física, sua relação com o estilo de vida ativo. Dissertação apresentada à Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Faculdade de Educação Física e Desporto, Lisboa.

¹⁶ Saúde e condição física. Consultado em <https://pt.slideshare.net/luisrita12/sade-e-condio-fsica-28816428>, acessido a 4 de setembro de 2018.

¹⁷ Hopkins, W. G. e Walker, N. P., 1988. The meaning of ‘physical fitness’, *Preventive Medicine* **17**: 764–773.

¹⁸ Rhyu, H e Cho, S., 2014. The effect of weight loss by ketogenic diet on the body composition, performance-related physical fitness factors and cytokines of Taekwondo athletes, *Journal of Exercise Rehabilitation* **10(5)**:326-331

¹⁹ Significado de performance. Consultado em <https://www.significados.com.br/performance/>, acessido e 4 de setembro de 2018.

²⁰ Sport Performance. Consultado em <https://www.encyclopedia.com/sports/sports-fitness-recreation-and-leisure-magazines/sport-performance>, acessido a 4 de setembro de 2018.

²¹ Brooks, G A., Fahey, T. D. e White, T. P., 1996. Exercise Physiology: Human Bioenergetics and Its Applications, 2nd edition, Mayfield Publishing Company, Mountain View, California, EUA, pp. 750.

²² Santos, J. A., 2007. Metabolismo e Nutrição no Desporto – Relatório da Disciplina [prova de agregação] Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. 161pp.

²³ Overtraining e seus efeitos: cuidado para não exagerar nos treinamentos. Consultado em <http://globoesporte.globo.com/eu-atleta/saude/guia/overtraining-e-seus-efeitos-cuidado-para-nao-exagerar-nos-treinamentos.html>, acessido a 16 de outubro de 2018.

²⁴ Cunha, G., Ribeiro, J. e Oliveira, A., 2006. Sobretreinamento: teorias, diagnóstico e marcadores. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* **12(5)**: 297-302.

²⁵ Petibois, C., Cazorla, G., Poortmans, J. e Déléris, G., 2003. Biochemical Aspects of Overtraining in Endurance Sports – The Metabolism Alteration Process Syndrome, *Sports Medicine* **33**(2): 83-94.

²⁶ Barceló, A., Epping-Jordan, J., Orduñez, P., Luciani, S., Agurta, I e Tasca, R., 2015. Cuidados inovadores para condições crónicas: Organização e prestação de atenção de alta qualidade às doenças crónicas não transmissíveis nas Américas. Organização Pan-Americana de Saúde, Organização Mundial de Saúde. Washington, DC, Estados Unidos da América. pp. 103

²⁷ Caputo, F., Oliveira, M., Greco, C. e Denadai, B., 2009. Exercício aeróbio: Aspectos bioenergéticos, ajustes fisiológicos, fadiga e índices de desempenho, *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano* **11**(1): 94-102.

²⁸ Junior, N., 2016. Mecanismos fisiológicos da fadiga, *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício* **9**(56): 671-720.

²⁹ Sousa, M., Teixeira, V. H. e Graça, P., 2016. Nutrição no Desporto. Programa Nacional para a Promoção da Alimentação Saudável. Direção-Geral da Saúde

³⁰ A importância da nutrição no desporto. Consultado em <https://www.vidaativa.pt/a/nutricao-no-desporto/>, acessado a 29 de outubro de 2018.

³¹ Vítor Hugo Teixeira: <<Sem energia não há alta intensidade>>. Consultado em <https://www.record.pt/fora-de-campo/e-de-homem/detalhe/vitor-hugo-teixeira-sem-energia-nao-ha-alta-intensidade>, acessado a 29 de outubro de 2018.

³² Melzer, K., 2011. Carbohydrate and fat utilization during rest and physical activity. *e-SPEN, the European e-Journal of Clinical Nutrition and Metabolism*, **6**(2): 45-52.

³³ Berning, J. R. e Steen, S. N., 2005. Nutrition for Sport and Exercise. Jones & Bartlett Learning, LLC, pp 297.

³⁴ Functional vs Non-functional Overreaching. Consultado em <https://hammerathletic.com.au/functional-vs-non-functional-overreaching/>, acessado a 17 de setembro de 2018.

³⁵ Rios, M., 2018. Efeitos de uma sessão de treino de Crossfit em biomarcadores plasmáticos de lesão oxidativa [tese de mestrado]. Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. 77pp. Disponível em <https://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/113287>.

³⁶ Fernández, J. F., Solana, R. S., Moya, D., Marin, J. M. S. e Ramón, M. M., 2015. Acute physiological responses during crossfit® workouts, *European Journal of Human Movement* **35**, 114-124.

³⁷ Weisenthal, B. M., Beck, C. A., Maloney, M. D., DeHaven, K. E. e Giordano, B. D., 2014. Injury rate and patterns among CrossFit athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* **2**(4). Disponível em <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/2325967114531177>.

³⁸ Abid, M., Kim, S., Newman, T. e Rojas, S., 2016. Low Power Skin Impedance Spectrometer [Major Qualifying Project]. Worcester Polytechnic Institute. 204pp. Consultado em <https://web.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042816-100325/unrestricted/lpsis-mqp-report-final-archived.pdf>, acessado a 18 de abril de 2018.

³⁹ Use of Complex Impedance. Consultado em <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/electric/impcom.html#c1>, acessado a 27 de julho de 2018.

⁴⁰ Fórmula de Euler. Consultado e adaptado de https://pt.wikipedia.org/wiki/F%C3%B3rmula_de_Euler, acessado a 27 de julho de 2018.

⁴¹ Mulasi, U., Kuchnia, A. J., Cole, A. J. e Earthman, C. P., 2015. Bioimpedance at the Bedside: Current Applications, Limitations and Opportunities. *Nutrition in Clinical Practice* **30**(2): 180-193.

⁴² Bera, T., Jampana, N. e Lubineau, G., 2016. A LabVIEW-based electrical bioimpedance spectroscopic data interpreter (LEBISDI) for biological tissue impedance analysis and equivalent circuit modelling, *Journal of Electrical Bioimpedance* **7**: 35:54.

⁴³ 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, *European Journal of Clinical Nutrition* **67**: S2-S9.

⁴⁴ Dean, D. A., Ramanathan, T., Machado, D. e Sundararajan, R., 2008. Electrical Impedance Spectroscopy Study of Biological Tissues, *Journal of Electrostatics* **66**(3-4): 165-177.

⁴⁵ Kyle, U. G., Bosaeus, I., Lorenzo, A., Deurenberg, P., Elia, M., Gómez, J., Heitmann, B., Kent-Smith, L., Melchior, J., Pirlich, M., Scharfetter, H., Schols, A. e Pichard, C., 2004. Bioelectrical impedance analysis – part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* **23**: 1226-1243.

⁴⁶ O'Toole, M D., Marsh, L. A., Davidson, J. L., Tan, Y. M., Armitage, D. e Peyton, A., 2015. Non-contact multifrequency magnetic induction spectroscopy system for

industrial-scale bio-impedance measurement. *Measurement Science and Technology*, **26**(3): 035102.

⁴⁷ Fontoura, I. S., Pianezzola, E. M. e Pacheco, M. T. T., 2008. Tomografia por bioimpedância elétrica: uma alternativa para monitorização pulmonar contínua em unidades de terapia intensiva. Consultado em http://www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2008/anais/arquivosEPG/EPG00320_02_A.pdf, acessado a 26 de julho de 2018.

⁴⁸ Hun Wi, 2014. Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography System With Automatic Self-Calibration for Long-Term Monitoring. *IEEE Transactions of Biomedical Circuits and Systems* **8**(1).

⁴⁹ Kamat, D. K., Dhanashri, B e Patil, P. M., 2014. Blood Glucose Measurement Using Bioimpedance Technique. *Advances in Electronics* **2014**, 406257, 5.

⁵⁰ What Is the Typical Body Fat Percentage for an Elite Athlete? Consultado em <https://www.livestrong.com/article/188526-what-is-the-typical-body-fat-percentage-for-an-elite-athlete/>, acessado a 4 de outubro de 2018.

⁵¹ Sport Performance and Body Composition. Consultado em <https://www.nsc.com/education/articles/kinetic-select/sport-performance-and-body-composition/>, acessado e 4 de outubro de 2018.

⁵² Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement. Consultado em <https://consensus.nih.gov/1994/1994bioelectricimpedancebodyta015pdf.pdf>, acessado a 4 de outubro de 2018.

⁵³ Röthlingshöfer, L., Ulbrich, M., Hahne, S. e Leonhardt S., 2011. Monitoring change of body fluid during physical exercise using bioimpedance spectroscopy and finite element simulations. *Journal of Electrical Bioimpedance* **2**(1): 79-85.

⁵⁴ Pawar, S., Kamat, D. K. e Patil, P. M., 2016. Human Body Hydration Measurement using Bio-Impedance Technique, *International Journal for Research in Emerging Science and Technology* **3**(6).

⁵⁵ Berstad, P, Randby, A., Ekeland, G. S., Ulveland, H., Omland, T. e Almendingen, K., 2012. Body fat and fatfree mass measured by bioimpedance spectroscopy and dual energy x-ray absorptiometry in obese and non-obese adults, *The British Journal of Nutrition* **107**(8): 1192-1220.

⁵⁶ Loan, M. e Mayclin, P., 1992. Use of multi-frequency bioelectrical impedance analysis for the estimation of extracellular fluid, *European Journal of Clinical Nutrition* **46**(2):117-24.

⁵⁷ Colbert, A. P., Yun, J., Larsen, A., Edinger, T., Gregory, W. L. e Thong, T., 2008. Skin Impedance Measurements for Acupuncture Research: Development of a Continuous Recording System. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine* **5**(4):443-450.

⁵⁸ Electrical impedance myography. Consultado em https://en.wikipedia.org/wiki/Electrical_impedance_myography, acessado a 27 de julho de 2018.

⁵⁹ Chatterjee, I., Wu, D. e Gandhi, O., 1986. Human body impedance and threshold currents for perception and pain for contact hazard analysis in the VLF-mf band, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **33**(5): 486-494.

⁶⁰ Naifeh, K., Heller, P., Perry, F., Gordon, N., e Levine, J., 1983. Altered electrodermal responsivity associated with clinical pain, *Pain* **16**(3): 277-283.

⁶¹ Shephard, R., 2017. The Objective Monitoring of Physical Activity, *Progress in Preventive Medicine* **2**(4): e0007.

⁶² The Best Fitness Trackers of 2018. Consultado em <https://www.pcmag.com/article2/0,2817,2404445,00.asp>, acessado a 4 de outubro de 2018.

⁶³ Santos, M., 2007. Desenvolvimento e Validação de Métodos de Espectroscopia no Infravermelho Próximo e Médio para Caracterização de Lamas de ETAR para Uso Agrícola [Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biológica]. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa.

⁶⁴ Randolph, T. W., 2005. Scale-based normalization of Spectral data. *Cancer Biomarkers* **2**(3-4):135-44.

⁶⁵ Dalla Chiesa, D. e Miguel, L. F. F., 2017. Geração de uma excitação sísmica através do espectro de Kanai-Tajimi. *Revista Brasileira de Computação Aplicada*, **9**(1): 31-41.

⁶⁶ McQuitty, S., 2017. The Purpose of Multivariate Data Analysis Methods: an Applied Commentary. *Journal of African Business* **19**(8): 124-142.

⁶⁷ Haykin, S., 1999. *Neural Networks – A Comprehensive Foundation*, 2ª edição. Pearson Prentice Hall, Hamilton, Ontaria, Canadá, pp. 823.

⁶⁸ Jolliffe, I. T. e Cadima, J., 2016. Principal Components Analysis: a review and recent developments, *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences* **374**(2065): 20150202.

⁶⁹ Guimarães, R. C. e Cabral, J. A. S., 1997. Estatística – Edição Revista. McGraw-Hill de Portugal Lda., Amadora, Portugal, pp. 621.

⁷⁰ Pereira, A. e Patrício, T., 2016. SPSS – Guia prático de utilização, 8ª edição. Edições Sílabo, Lisboa, pp. 253.

⁷¹ Klassen, P., Mazariegos, M., Deurenberg, P., Solomons, N. W. e Furst, P., 2000. Hydrational Status Assessed by Bioelectrical Impedance Spectroscopy and Dilution Methods in Patients with Classical Dengue Fever. *Annals of the New York Academy of Sciences*, **904**: 163-170.

⁷² Majer, L., Stopjaková, V. e Vavrinský, E., 2009. Wireless Measurement System for Non-Invasive Biomedical Monitoring of Psycho-Physiological Processes, *Journal of Electrical Engineering* **60**(2): 57-68.

⁷³ Caduff, A., Hirt, E., Feldman, Y., Ali, Z. e Heinemann, L., 2003. First human experiments with a novel non-invasive, non-optical continuous glucose monitoring system, *Biosensors and Bioelectronics* **19**(3): 209-217.

⁷⁴ Murdoch, C., Brown, B. H., Hearnden, V., Speight, P. M., D’Apice, K., Hegarty, A. M., Tidy, J., A., Healey, T., J., Highfield, P. E. e Thornhill, M. H., 2014. Use of electrical impedance spectroscopy to detect malignant and potentially malignant oral lesions, *International Journal of Nanomedicine* **9**: 4521–4532.

⁷⁵ R. H. Smallwood, R. H., Keshtkar, A., Wilkinson, B. A., Lee, J. A., Hamdy, F. C., 2002. Electrical impedance spectroscopy (EIS) in the urinary bladder: the effect of inflammation and edema on identification of malignancy, *IEEE Transactions on Medical Imaging*. **21**(6): 708-710.

⁷⁶ Tidy, J., Brown, B., Healey, T., Daayana, S., Martin, M., Prendiville, W. e Kitchener, H., 2013. Accuracy of detection of high-grade cervical intraepithelial neoplasia using electrical impedance spectroscopy with colposcopy. *BJOG*, **120**(4), 400–411.

⁷⁷ Brown, B. H., Milnes, P., Abdul, S. e Tidy, J., 2005. Detection of cervical intraepithelial neoplasia using impedance spectroscopy: a prospective study, *BJOG* **112**(6): 802-806.

⁷⁸ EIM-105 Prep-Check. Consultado em <https://general-devices.com/prep-check/eim-105-prep-check/>, acessado a 2 de outubro de 2018.

⁷⁹ Emtestam, L. e Nyre'n, M., 1997. Electrical impedance for quantification and classification of experimental skin reactions, *American Journal of Contact Dermatitis* **8**: 202-206.

⁸⁰ Lifson, M. A., Ozen, M. O., Inci, F., Wang, S., Inan, H., Baday, M., Henrich, T. J. e Demirci, U., 2016. Advances in biosensing strategies for HIV detection, diagnosis, and therapeutic monitoring. *Advanced Drug Delivery Reviews*, **103**: 90–104.

⁸¹ Palomar, Q., Gondran, C., Marks, R., Cosnier, S. e Holzinger, M., 2018. Impedimetric quantification of anti-dengue antibodies using functional carbon nanotube deposits validated with blood plasma assays, *Electrochimica Acta* **274**(1): 84-90.

⁸² Flores-García, A. L., Sánchez-Ramírez, C. A., Newton-Sánchez, O. A. e Rojas-Larios, F., 2018. Correlation between skinfold thickness and bioelectrical impedance analysis for the evaluation of body composition in patients on dialysis, *Nutrición Hospitalaria* **35**(1): 117-122.

⁸³ Lee J. Y., Kim J-S., Yang J-W., Choi S. O., Sohn J. H. e Han B-G., 2018. Serum leptin level is associated with phase angle in CKD5 patients not undergoing dialysis. *PLOS ONE* **13**(8). Consultado em <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0202055>, acessado a 2 de outubro de 2018.

⁸⁴ Signh, V. K., Kumar, S., Pandey, S. K., Srivastava, S., Mishra, M., Gupta, G., Malhotra, B. D., Tiwari, R. R. e Srivastava, A., 2018. Fabrication of sensitive bioelectrode based on atomically thin CVD grown graphene for cancer biomarker detection, *Biosensors & Bioelectronics* **105**: 173-181.

⁸⁵ Malkoc, A., Probst, D., Lin, C., Khanwalker, M., Beck, C., Cook, C. B. e La Belle, J. T., 2017. Enhancing Glycemic Control via Detection of Insulin Using Electrochemical Impedance Spectroscopy, *Journal of Diabetes Science and Technology* **11**(5): 930-935.

⁸⁶ In Oh, T., Jeong, Y. J., Choi, H. T. e Woo, E. J., 2018. Development of Multiple Electrodes based Impedance Spectroscopy for Screening of Cervical Dysplasia and Cervical Cancer, 19th International Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography (EIT2018), Edimburgo, pp. 42.

⁸⁷ Perchik, A., Pavlov, K., Vilenskii, M. e Popov, M., 2017. Combination of Optical Spectroscopy and Electrical Impedancemetry for Nutrition Behavior Characterizations, *Diffuse Optical Spectroscopy and Imaging VI* 10412, European Conference on Biomedical Optics 2017

⁸⁸ González-Correa, C. H., 2018. Body Composition by Bioelectrical Impedance Analysis, Bioimpedance, *Biomedical Applications and Research*, pp. 219-241.

⁸⁹ Cha, J., Kim, J, Lim, J. e Lee, J., 2018. TCTAP A-042 Electrical Impedance Changes in Vascular Endothelial Cell During Ischemic Stress by Using Micro-electrochemical Impedance Spectroscopy, *Journal of the American College of Cardiology* **71**(16): S24.

⁹⁰ Kun, S., Peura, R. A. e Ristic, B., 1998. Impedance spectroscopy system for ischemia monitoring and detection. *U.S. Patent No. 5,807,272*. Washington DC, Estados Unidos da América. Patent and Trademark Office. Consultado em <https://patents.google.com/patent/US5807272A/en>, acessado a 2 de outubro de 2018.

⁹¹ Ward, A. C., Hannah, A. J., Kendrick, S. L., Tucker, N. P., MacGregor, G. e Connolly, P., 2018. Identification and characterisation of Staphylococcus aureus on low cost screen printed carbon electrodes using impedance spectroscopy, *Biosensors & Bioelectronics*, **110**: 65-70.

⁹² Hyeon Woo, K., Yangkyu, P., Joho, Y., Juhun, L., Jeong Zoo, L., Dong Gil, S., Jong-Hyun, L., 2018. Differentiation Between Normal and Cancerous Human Urothelial Cell Lines Using Micro-Electrical Impedance Spectroscopy at Multiple Frequencies, *Journal of Medical and Biological Engineering*, pp. 1-10.

⁹³ Grewal, P. K., Thomas, S., Karvat, A., Golnaraghi, F., Liu, J., Kalpagam, K. e Kohli, K. S., 2014. Electrical Impedance Spectroscopy to Monitor Salivary Function. Consultado em <file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/719-Article%20Text-1432-1-10-20180524.pdf>, acessado a 2 de outubro de 2018.

⁹⁴ Mortensen, D., Hessing-Olsen, I., Ekstrand, K. R. e Twetman, S., 2018. In-vivo performance of impedance spectroscopy, laser fluorescence, and bitewing radiographs for occlusal caries detection, *Quintessence International* **49**(4): 293-299.

⁹⁵ Cox-Reijven, P., 2002. The validation of Bio-electrical Impedance Spectroscopy (BIS) for measuring body composition in patients. Consultado em <https://cris.maastrichtuniversity.nl/portal/files/696898/guid-3c3cc2fa-f89f-47c6-a712-43c07967f195-ASSET1.0>, acessado a 2 de outubro de 2018.

⁹⁶ Brown, B. H., Wilson, A. J. e Bertemes-Filho, P., 2000. Bipolar and tetrapolar transfer impedance measurements from a volume conductor, *Electronic Letter* **36**(25): 2060 – 2062.

⁹⁷ Morimoto, T., Kinouchi, Y., Iritani, T., Kimura, S., Konishi, Y., Mitsuyama, N., Komaki, K. e Monden, Y., 1990. Measurement of the electrical bio-impedance of breast tumors. *European Surgical Research* **22**: 86–92.

⁹⁸ Park, J., Choi, W-M., Kim, K., Jeong, W-I., Seo, J-B. e Park, I., 2018. Biopsy Needle Integrated with Electrical Impedance Sensing Microelectrode Array towards Real-time Needle Guidance and Tissue Discrimination. *Scientific Reports* **8**: 264.

⁹⁹ Khetania, S., Kundraa, V. e Sanati-Nezhad, A., 2018. Synthesis of Highly Sensitive Graphene Nanocomposite for Biosensing Glial Fibrillary Acidic Protein. Consultado em file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/623-Article%20Text-1240-1-10-20180320.pdf, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹⁰⁰ Lempka, S., Miocinovic, S., Johnson, M., Vitek, J. e McIntyre, C., 2009. In vivo impedance spectroscopy of deep brain stimulation electrodes, *Journal of Neural Engineering* **6**(4): 1741-2552.

¹⁰¹ Kim, H. W., Park, Y., Yun, J., Lim, J., Lee, J. Z., Shin, D. e Lee, J., 2018. Differentiation Between Normal and Cancerous Human Urothelial Cell Lines Using Micro-Electrical Impedance Spectroscopy at Multiple Frequencies, *Journal of Medical and Biological Engineering*, pp. 1-10.

¹⁰² Longbottom, C., Huysmans, M. C. D., Pitts, N. B., Los, P. e Bruce, P. G., 1996. Detection of dental decay and its extent using AC impedance spectroscopy, *Nature Medicine* **2**(2): 235-237.

¹⁰³ Taniguchi, M., Yamada, Y., Fukumoto, Y., Sawano, S., Minami, S., Ikezoe, T., Watanabe, Y., Kimura, M. e Ichihashi, N., 2017. Increase in echo intensity and extracellular-to-intracellular water ratio is independently associated with muscle weakness in elderly women, *European Journal of Applied Physiology* **117**(10): 2001-2007.

¹⁰⁴ Ollmar, S. e Emtestam, L., 1992. Electrical impedance applied to non-invasive detection of irritation in skin. *Contact Dermatitis* **27**(1): 37-42.

¹⁰⁵ Maharbiz, M., Subramanian, V., Arias, A., Swisher, S., Liao, A., Lin, M., Pavinatto, F., Khan, Y., Cohen, D. e Leeflang, E., 2017. Methods and apparatus for monitoring wound healing using impedance spectroscopy. Aplicação de Patente Americana, nº 15/379,220.

¹⁰⁶ Pan, S. e Rothberg, L., 2005. Chemical control of electrode functionalization for detection of DNA hybridization by electrochemical impedance spectroscopy. *Langmuir* **21**(3): 1022-1027.

¹⁰⁷ Hleli, S., Abdelghani, A. e Tlili, A., 2003. Impedance Spectroscopy Technique for DNA Hybridization, *Sensors* **3**(10): 472-479.

¹⁰⁸ Teengam, P., Siangproh, W., Tuantranont, A., Vilaivan, T., Chailapakul, O. e Henry, C. S., 2018. Electrochemical impedance-based DNA sensor using pyrrolidinyll peptide nucleic acids for tuberculosis detection, *Analytica Chimica Acta*. Consultado em <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003267018309097>, acessado a 11 de outubro de 2018.

¹⁰⁹ Lisdat, F. e Schäfer, D., 2008. The use of electrochemical impedance spectroscopy for biosensing, *Analytical and bioanalytical chemistry* **391**(5): 1555.

¹¹⁰ Katz, E. e Willner, I., 2003. Probing biomolecular interactions at conductive and semiconductive surfaces by impedance spectroscopy: routes to impedimetric immunosensors, DNA-sensors, and enzyme biosensors, *Electroanalysis: An International Journal Devoted to Fundamental and Practical Aspects of Electroanalysis* **15**(11), 913-947.

¹¹¹ Dailey, J., Fichera, M., Silbergeld, E. e Katz, H. E., 2018. Impedance spectroscopic detection of binding and reactions in acid-labile dielectric polymers for biosensor applications. *Journal of Materials Chemistry B*, **6**(19): 2972-2981.

¹¹² Cai, D., Ren, L., Zhao, H., Chenjia Xu, C, Zhang, L., Wang, H., Lan, Y., Roberts, M. F., Chuang, J. H., Naughton, M. J., Ren, Z. e Chiles, T. C., 2010. A molecular-imprint nanosensor for ultrasensitive detection of proteins, *Nature Nanotechnology* **5**(8): 597-601.

¹¹³ Shokoufi, M., Grewal, P. e Golnaraghi, F., 2018. Combining Two Breast Cancer Diagnosis Technologies: Diffuse Optical Tomography with EIS. *CMBES Proceedings* **37**(2014).

¹¹⁴ Chauveau, N., Hamzaoui, L., Rochaix, P., Rigaud, B., Voigt, J. J. e Morucci, J. P., 1999. Ex vivo discrimination between normal and pathological tissues in human breast surgical biopsies using bioimpedance spectroscopy, *Annals of the New York Academy of Sciences* **873**(1): 42-50.

¹¹⁵ Joines, W. T., Zhang, Y., Li, C. e Jirtle, R. L., 1994. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz, *Medical physics*, **21**(4): 547-550.

¹¹⁶ Kun, S., Peura, R. A. e Ristic, B., 1998. Impedance spectroscopy system for ischemia monitoring and detection. Aplicação de Patente Americana, nº 5/807,272. Washington, DC: *U.S. Patent and Trademark Office*.

¹¹⁷ Ward, L. C., Dylke, E., Czerniec, S., Isenring, E. e Kilbreath, S. L., 2011. Confirmation of the reference impedance ratios used for assessment of breast cancer-related lymphedema by bioelectrical impedance spectroscopy. *Lymphatic research and biology* **9**(1): 47-51.

¹¹⁸ Suehiro, K., Morikage, N., Ueda, K., Samura, M., Takeuchi, Y., Nagase, T., ... & Hamano, K. (2018). Correlation Between Changes in Extremity Volume and Bioelectrical Impedance in Arm and Leg Lymphedema. *Lymphatic research and biology* **16**(4).

¹¹⁹ Zheng, B., Tublin, M. E., Klym, A. H. e Gur, D., 2013. Classification of Thyroid Nodules Using a Resonance-Frequency-Based Electrical Impedance Spectroscopy: A Preliminary Assessment. *Thyroid*, *Thyroid* **23**(7): 854-862.

¹²⁰ Yun, J., Hong, Y. T., Hong, K. H. e Lee, J. H., 2018. Ex vivo identification of thyroid cancer tissue using electrical impedance spectroscopy on a needle. *Sensors and Actuators B: Chemical*, **261**: 537-544.

¹²¹ Kinnamon, D., Ghanta, R., Lin, K. C., Muthukumar, S. e Prasad, S., 2017. Portable biosensor for monitoring cortisol in low-volume perspired human sweat. *Scientific reports* **7**(1): 13312.

¹²² The Nevisense Product - The EIS Technology. Consultado em <https://scibase.com/the-eis-technology/>, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹²³ Nevisense View – combining EIS and digital dermoscopy images. Consultado em <https://scibase.com/nevisense-view/>, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹²⁴ The Power of SOZO. Consultado em <https://www.hellosozo.com/>, acessado a 11 de outubro de 2018.

¹²⁵ ImpediMed SFB7: Improved Accuracy and Precision Using BIS. Consultado em <https://www.impedimed.com/products/sfb7-for-body-composition/>, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹²⁶ BCM - Body Composition Monitor - Innovation for better outcome. Consultado em http://www.fmc-my.com/pdf/body_composition_monitor/Body%20Composition%20Monitor.pdf, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹²⁷ Body Composition Monitor (BCM). Consultado em <https://www.fmc-au.com/therapy-systems-and-services/analysis-systems/bcm>, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹²⁸ Bodystat Multiscan 5000. Consultado em <https://www.bodystat.com/product-catalog/bodystat-multiscan-5000/>, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹²⁹ Bodystat Multiscan 5000. Consultado em <https://www.euromedix.com/en/9/44/article>, acessado a 10 de outubro de 2018.

¹³⁰ xcorr. Consultado em <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/xcorr.html>, acessado a 19 de dezembro de 2018.

¹³¹ Kabir, I. *et al.*, 1994. Changes in body composition of malnourished children after dietary supplementation as measured by bioelectrical impedance. *The American journal of clinical nutrition*, **59**(1): 5-9.

¹³² Wycherley, T. P., *et al.*, 2012. Effects of energy-restricted high-protein, low-fat compared with standard-protein, low-fat diets: a meta-analysis of randomized controlled trials. *The American journal of clinical nutrition*, **96**(6): 1281-1298.