



Tomás Ramos Marques

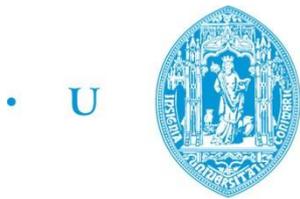
AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA NA PRÁTICA DO TÊNIS

Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica
na Especialidade de Produção e Projecto

18/06/2018



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação biomecânica na prática do ténis

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

Biomechanical evaluation in tennis practice

Autor

Tomás Ramos Marques

Orientadores

Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro

Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro

Júri

Presidente Professora Doutora **Maria Augusta Neto**
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Vogal Engenheira **Maria de Fátima da Costa Paulino**
Assistente Convidada da Universidade de Coimbra

Orientador Professor Doutor **Luis Manuel Ferreira Roseiro**
Professor Coordenador do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Coimbra, Junho, 2018

Ever tried. Ever failed. No matter. Try Again. Fail again. Fail better.

Samuel Beckett, em *Worstward Ho*, 1983

Aos meus pais, irmãos, avós e tios.

Agradecimentos

O trabalho que aqui se apresenta só foi possível graças à colaboração e apoio de algumas pessoas, às quais não posso deixar de prestar o meu reconhecimento.

Em primeiro lugar não posso deixar de agradecer aos meus pais Manuela Ramos e Serafim Marques pelos princípios que me transmitiram, pela amizade, pelo apoio incondicional, esforço e constante disponibilidade em investir no meu futuro. O meu enorme agradecimento também é extensível aos meus irmãos Rafael Marques e Rodrigo Marques, avós e tios por terem sido e continuarem a ser pilares fundamentais no meu crescimento, tanto intelectual como humano.

Ao meu tio Urbano Ramos, por fomentar a minha paixão pelo ténis e pela engenharia, por me transmitir valores humanos imprescindíveis e por ser uma inspiração em tudo o que faz.

Aos meus amigos, Ângela Pinto, Catarina Espada, Fernando Capelôa, João Silva, Raquel Carmo, Sérgio Nolasco e Vânia Gonçalves, por me terem ajudado neste percurso que agora finda. Sem a alegria, a amizade, o apoio incansável e o conhecimento deles não tinha sido um trajeto tão fácil e prazeroso.

Aos meus orientadores Prof.^a Dra. Ana Paula Bettencourt Martins Amaro e Prof. Dr. Luís Manuel Ferreira Roseiro, pela amizade, apoio e disponibilidade constantes ao longo da realização da dissertação.

Ao Eng. Vítor Maranha e à Eng.^a Linda Pinto pela ajuda, atenção, disponibilidade e simpatia demonstradas.

Resumo

A presente dissertação apresenta uma avaliação biomecânica na prática do ténis, mais precisamente na avaliação do serviço. Esta avaliação incide numa análise da exposição a vibração no sistema mão-braço, segundo a norma internacional ISO 5349, e numa análise termográfica no gesto técnico do serviço.

O método experimental da área das vibrações induzidas consistiu na instrumentação de uma raquete, com a colocação de um acelerómetro por cima dos diferentes tipos de *overgrip* selecionados para a realização dos ensaios. Foram testados 3 tipos de *overgrip*, *Wilson Pro overgrip*, *Tourna grip* e um protótipo de *overgrip* em cortiça, e, ainda avaliado se a presença de anti-vibrador tem influência nas vibrações induzidas. Na área da termografia, a metodologia adotada passou pela aquisição de fotografias termográficas antes de executar qualquer serviço, vindo de uma situação de repouso, e entre cada conjunto de 10 serviços, fazendo um total de 40 serviços para cada atleta.

Os principais resultados e conclusões deste trabalho indicam que a presença do anti-vibrador é significativa, verificando que o pior caso em termos de aceleração total é na ausência de anti-vibrador e a melhor situação é na presença de anti-vibrador e *Wilson Pro overgrip*. A ausência de *overgrip* também tem grande influência nas vibrações transmitidas, porque não existe aderência entre o punho e a mão do atleta. A presença da cortiça no *overgrip* não tem influência no amortecimento de vibrações, visto este protótipo de *overgrip* não apresentar o melhor caso em termos de aceleração total. Relativamente à parte termográfica verificou-se, na maioria das situações, uma diminuição da temperatura média nos diferentes grupos musculares e para cada atleta. O comportamento para cada atleta, em termos térmicos, em cada lado de cada grupo muscular é semelhante. Também foi possível verificar, devido à existência de um atleta canhoto no protocolo, a existência de cruzamento ou espelhamento muscular térmico. Sendo o comportamento térmico da zona de um determinado músculo, de um atleta canhoto, o espelho do comportamento de um atleta destro.

Palavras-chave: Corpo Humano, Músculo, *Overgrip*, Ténis, Termografia, Vibrações.

Abstract

This work presents a biomechanical evaluation in the practice of tennis, particularly during the service. This evaluation focuses on an analysis of vibration exposure in the hand-arm system, according to the international standard ISO 5349, and on a thermographic analysis in a tennis serve.

The experimental method of the area of induced vibrations consisted in the instrumentation of a racket, with the placement of an accelerometer over the different types of overgrip selected for the execution of the experiments. Three types of overgrip, Wilson Pro overgrip, Tourna grip and a cork overgrip prototype, and the use of dampener were tested. In the area of thermography, the methodology adopted was the acquisition of thermographic photographs before performing any serve, coming from a resting situation, and between each set of 10 services, making a total of 40 for each athlete.

The main results and conclusions of this work indicate that the presence of the dampener is significant, verifying that the worst case in terms of total acceleration is in the absence of dampener and the best situation is in the presence of dampener and Wilson Pro overgrip. The absence of overgrip is also noteworthy, because there is no grip between the handle and the hand of the athlete. The presence of cork in the overgrip has no influence on the damping of vibrations, since this overgrip prototype does not present the best case in terms of total acceleration. Regarding the thermographic part, there was a decrease in the mean temperature, in the different muscle groups and for each athlete, in most cases. The behavior for each athlete, in thermal terms, on each side of each muscle group is similar. It was also possible to verify, due to the existence of a left-handed athlete in the experiments, the existence of thermal muscle crossing or mirroring. Being the thermal behavior of the zone of a certain muscle, of a left-handed athlete, the mirror of the behavior of a right-handed athlete.

Keywords Human body, Muscle, Overgrip, Tennis, Thermography, Vibrations.

Índice

Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	xiii
Simbologia e Siglas	xv
Simbologia.....	xv
Siglas	xvi
1. Introdução.....	1
1.1. Contribuição do autor	3
1.2. Estrutura do trabalho.....	3
2. Fundamentação Teórica.....	5
2.1. Noções teóricas sobre vibrações	5
2.1.1. Exposição do corpo humano a vibrações e respetivos efeitos.....	8
2.1.2. Avaliação da exposição humana à vibração	10
2.1.3. Vibrações no sistema mão-braço (VMB)	11
2.1.4. Influência das vibrações no ténis.....	14
2.2. Noções teóricas sobre termografia.....	16
2.2.1. Temperatura.....	16
2.2.2. Medição da temperatura por radiação infravermelha	18
2.2.3. Termografia Infravermelha.....	21
2.3. Noções teóricas sobre estatística.....	24
2.3.1. Teste <i>t</i> -Student	24
3. Desenvolvimento Experimental	27
3.1. Metodologia	27
3.1.1. Vibrações	28
3.1.2. Termografia	29
3.2. Equipamento e software utilizados na aquisição de dados	30
3.2.1. Placa de aquisição de dados National Instruments® 9234.....	31
3.2.2. Acelerómetro piezoelétrico triaxial	31
3.2.3. Chassi National Instruments® cDAQ-9171	32
3.2.4. Câmara Termográfica T430sc	33
3.2.5. Aquisição e processamento de dados	34
3.2.6. Raquete Wilson Pro Staff 97	37
3.2.7. Overgrips	38
3.2.8. Bolas	40
4. Apresentação e Discussão dos Resultados	41
4.1. Análise da exposição a VMB.....	41
4.2. Análise termográfica	49
5. Conclusões e Considerações Finais	59
5.1. Sugestões para trabalhos futuros.....	60

Refêrências Bibliográficas	61
----------------------------------	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Dimensões e marcações de um court de ténis (Adaptado de: dreamstime.com/stock-photography-tennis-court-dimensions).....	2
Figura 2.1 Principais parâmetros característicos de um sinal vibratório não periódico (adaptado de [3]).	7
Figura 2.2 Decomposição do sinal vibratório através da transformada rápida de Fourier (adaptado de [3]).	7
Figura 2.3 Sistemas de coordenadas utilizados na avaliação da exposição a vibrações no sistema mão-braço (adaptado de [11]).	12
Figura 2.4 Fator de ponderação para avaliar o nível de vibração no sistema mão-braço, dependendo da frequência (adaptado de [11]).	12
Figura 2.5 Relação entre a exposição diária à vibração e o tempo, em anos, necessário para o aparecimento de dedos brancos, com 10% de probabilidade (adaptado de [11]).	14
Figura 2.6 Locais da encordoação: 1 sendo o coração, 2 o sweet spot, 3 os lados da raquete e 4 a ponta.....	15
Figura 2.7 Anti-vibrador utilizado nos testes.	16
Figura 2.8 Espectro eletromagnético (adaptado de [26]).	18
Figura 2.9 Variação da intensidade da radiação com o comprimento de onda (adaptado de [27])......	19
Figura 2.10 Variação da intensidade da radiação com a variação da temperatura (adaptado de [28]).	21
Figura 2.11 O fluxo térmico em diferentes posições (Adaptado de [30]).	22
Figura 2.12 Variação da emissividade com o ângulo de observação (adaptado de Holst,2000 [33]).	23
Figura 3.1 Movimento do serviço e as suas principais fases (adaptado de aspetar.com)....	27
Figura 3.2 Equipamentos utilizados durante os ensaios para captar as vibrações induzidas na raquete.	28
Figura 3.3 Instrumentação da raquete.	29
Figura 3.4 Placa NI 9234.....	31
Figura 3.5 Acelerómetro piezoelétrico triaxial.....	32
Figura 3.6 Chassi NI cDAQ-9171 (esquerda) e acoplamento (direita) do chassi cDAQ-9171 com a placa 9234.....	33
Figura 3.7 Câmara Termográfica T430sc.....	33

Figura 3.8 Painel do programa de aquisição de dados no software LabVIEW.	35
Figura 3.9 Painel do programa de corte de dados no software LabVIEW.	35
Figura 3.10 Interface do programa de análise de movimentos vibratórios no software LabVIEW.	36
Figura 3.11 Interface do software ResearchIR, com regiões de interesse definidas.	37
Figura 3.12 Raquete Wilson Pro Staff 97.	38
Figura 3.13 Pack de três Wilson Pro Overgrip.	39
Figura 3.14 Pack de Tourna Grip.	39
Figura 3.15 Protótipo de overgrip de cortiça.	40
Figura 3.16 Bolas usadas nos ensaios experimentais, Wilson US OPEN.	40
Figura 4.1 Exemplo da evolução da aceleração eficaz, em m/s^2 , num impacto gerado no serviço.	42
Figura 4.2 Comparação em termos de aceleração total para 2 atletas.	43
Figura 4.3 Comparação em termos de aceleração total para 6 atletas.	44
Figura 4.4 Comparação em termos de aceleração total média para 4 condições de análise.	45
Figura 4.5 Representação das ROI consoante a perspetiva.	49
Figura 4.6 Perspetiva frontal do atleta 3 ao longo do protocolo. Da esquerda para a direita, situação de referência (0 serviços) e sequencialmente dos 10 serviços até aos 40.	51
Figura 4.7 Perspetiva frontal do atleta 5 ao longo do protocolo. Da esquerda para a direita, situação de referência (0 serviços) e sequencialmente dos 10 serviços até aos 40.	52
Figura 4.8 Temperatura média no decurso do protocolo na zona do bícep, para cada atleta.	52
Figura 4.9 Temperatura média no decorrer do protocolo na zona do deltóide, para cada atleta.	53
Figura 4.10 Temperatura média durante o protocolo na zona do esternocleidomastóideo, para cada atleta.	54
Figura 4.11 Temperatura média no decorrer de todo o protocolo na zona do flexor, para cada atleta.	54
Figura 4.12 Temperatura média durante o protocolo na zona do oblíquo, para cada atleta.	55
Figura 4.13 Temperatura média em toda a extensão do protocolo na zona do peitoral, para cada atleta.	55
Figura 4.14 Temperatura média no decurso do protocolo na zona do serratus anterior, para cada atleta.	56
Figura 4.15 Temperatura da pele nas diferentes zonas do corpo com uma temperatura exterior de $15^{\circ}C$ (adaptado de [38]).	56

Figura 4.16 Temperatura média dos bíceps, flexores e deltóides do atleta 1.....	57
Figura 4.17 Temperatura média dos bíceps, flexores e deltóides do atleta 6.....	58
Figura 4.18 Fotografias termográficas dos atletas 1 (esquerda) e 6 (direita) na situação final.....	58

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 Efeito das vibrações, na gama de frequências de 4 a 20 Hz, no corpo humano. .	9
Tabela 4.1 Dados antropométricos dos atletas voluntários.	42
Tabela 4.2 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (CGCA).	46
Tabela 4.3 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (CGSA).	46
Tabela 4.4 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (Cortiça).	47
Tabela 4.5 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (Tourna).	47
Tabela 4.6 O valor de $\Delta T_{\text{méd}}$, 40 – 0 em função do atleta e grupo muscular.	51
Tabela 4.7 Comparação de superioridade de temperatura entre ROI do mesmo grupo muscular entre um atleta canhoto e outro destro.	58

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

λ – Comprimento de onda, [m]

σ – Constante de Stephan-Boltzmann, $5,67 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 \times K^4}$

a_{hv} – Valor total de aceleração, [m/s^2]

$a_{hv}(t)$ – Aceleração instantânea ponderada em frequência, [m/s^2]

$a_{rms,wh}$ – Aceleração eficaz ponderada segundo cada um dos eixos ortogonais, [m/s^2]

c – Velocidade da luz, m/s

h – Constante de Planck, $6,626 \times 10^{-34} J \cdot s$

n – Número de exposições com características diferentes

n_i - Número de participantes no grupo i

q_r^n – Fluxo de calor transferido, por unidade de área, [W/m^2]

s_i^2 – Variância da amostra i

t – Estatística de teste t -student

w_h – Fator de ponderação em frequência para análise VMB

\bar{x}_i – Média da amostra i

$A(8)$ – Exposição total equivalente

D – Probabilidade de 10% de ocorrência de dedos brancos, em anos

K – Constante de Boltzmann, $1,381 \times 10^{-23} J/K$

T – Temperatura absoluta, [K]

T_d – Duração diária de exposição à vibração

T_i – Duração respetiva de exposição

T_m – Intervalo de tempo de medição, [s]

$W(\lambda, T)$ – Emitância espectral do corpo radiante no comprimento de onda λ , [$W/m^2 \cdot \mu m$]

Siglas

ATP – *Association of Tennis Professionals*

BD – Bícep direito

BE – Bícep esquerdo

CA – Com anti-vibrador

CG CA – Com *overgrip* e com anti-vibrador

CG SA – Com *overgrip* e sem anti-vibrador

DD – Deltóide direito

DDLDD – Deltóide direito lado direito

DE – Deltóide esquerdo

DELE – Deltóide esquerdo lado esquerdo

ECMD – Esternocleidomastóideo direito

ECMDLD – Esternocleidomastóideo direito lado direito

ECME – Esternocleidomastóideo esquerdo

ECMELE – Esternocleidomastóideo esquerdo lado esquerdo

FD – Flexor direito

FE – Flexor Esquerdo

FFT – *Fast Fourier Transform*

IEPE – *Integrated Electronic Piezoelectric*

OBD – Oblíquo direito

OBE – Oblíquo esquerdo

PTD – Peitoral direito

PTE – Peitoral esquerdo

RMS – Aceleração eficaz

ROI – Região de interesse

SA – Sem anti-vibrador

SAD – Serratus anterior direito

SAE – Serratus anterior esquerdo

SG CA – Sem *overgrip* e com anti-vibrador

SG SA – Sem *overgrip* e sem anti-vibrador

VMB – Vibração mão-braço

1. INTRODUÇÃO

Espalhadas pelo mundo, existem dezenas de milhões de pessoas que praticam ténis, quer seja por divertimento ou por competição. O ténis pode ser jogado em diversas superfícies, tais como terra batida, relva natural ou sintética e piso rápido. Este desporto foi criado nos anos de 1870 e teve origem num desporto medieval, *jeu de paume*, inventado no século XI, em França. É desporto olímpico desde os Jogos de Atenas, em 1896, para homens e desde os Jogos de Paris, em 1900, para as mulheres.

Para a prática do ténis de competição é necessário uma excelente forma e preparação física. É um desporto muito exigente pelo facto de não existir um tempo limite para o encontro acabar. Uma demonstração disso, foi o jogo mais longo da modalidade, entre homens, que durou 11 h e 5 min. No caso do desporto feminino, a partida mais longa durou 6 h e 31 min.

O ténis está dividido em 3 categorias: torneio de singulares, masculino e feminino; de pares masculino e feminino, e de pares mistos em que cada par é composto por um homem e uma mulher. As partidas são disputadas à melhor de três *sets* (quem ganhar dois *sets* ganha o encontro) com exceção dos torneios *Grand Slam* masculinos, que são disputados à melhor de cinco *sets* (quem ganhar três *sets* ganha a partida). Cada *set* é até aos seis jogos, sendo necessária a vantagem de dois jogos. No caso de empate a seis jogos (6-6), existe a disputa de um “*tiebreak*” para desempatar e quem o ganhar, ganha o *set* (7-6). Na Figura 1.1, estão ilustradas as dimensões e as correspondentes marcações de um *court* de ténis.

Crê-se que a prática do ténis, mesmo que em regime de lazer, tenha diferentes tipos de benefícios, tais como aumentar a capacidade aeróbica, o tempo de reação, a tonificação muscular, a força, flexibilidade e coordenação, melhorar a função metabólica e a densidade óssea, diminuir o batimento cardíaco em repouso, a pressão sanguínea e a gordura corporal. Também ajuda nas capacidades sociais, pelo simples facto de haver contacto constante com pessoas diferentes. Como é um desporto que se disputa com alta intensidade, e é indispensável uma grande forma e preparação físicas, existe uma elevada propensão a lesões se não se tiver os cuidados necessários. De maneira a tentar diminuir estas lesões, são elaborados estudos para descobrir as possíveis causas e tentar atenuar, ou

mudar, alguns aspetos ligados com estas. Apesar de existirem diversos estudos sobre o efeito das vibrações induzidas ao sistema mão-braço, não existe, de acordo com o conhecimento do autor, nenhum sobre o gesto do serviço.

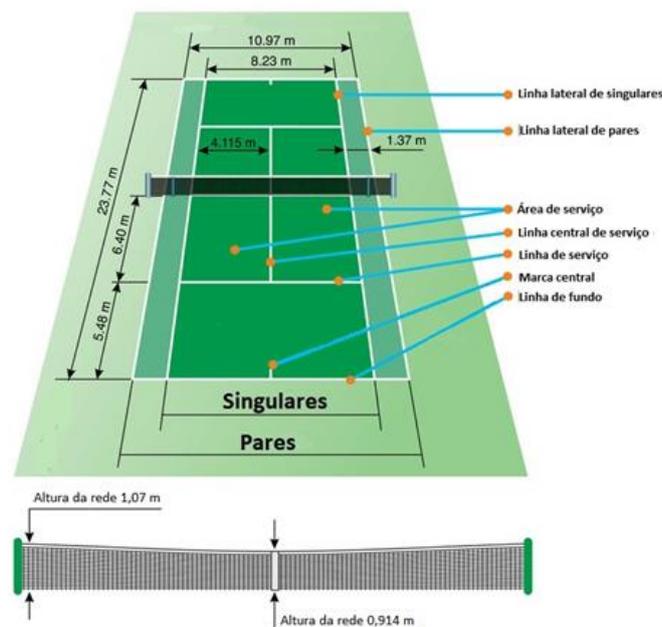


Figura 1.1 Dimensões e marcações de um court de ténis (Adaptado de: dreamstime.com/stock-photography-tennis-court-dimensions).

A tecnologia da termografia tem vindo a avançar bastante, mas só mais recentemente é que começou a ser aplicada ao desporto. No entanto, o autor ainda não encontrou estudos realizados na área do ténis. Desta carência, nasce a pertinência da elaboração deste estudo neste domínio.

Assim, no presente estudo pretende-se avaliar as vibrações induzidas ao sistema mão-braço (VMB) dos atletas durante o serviço de ténis, bem como quantificar, por recurso à termografia, as variações térmicas ocorridas à superfície da pele dos atletas após o serviço. Vai ser estudado a influência do tipo de *overgrip* utilizado, bem como a importância do anti-vibrador nas cordas, nas VMB dos atletas.

1.1. Contribuição do autor

O presente estudo pretende avaliar a o tipo de vibrações a que o sistema mão-braço dos praticantes de ténis estão sujeitos durante o serviço. Os índices de vibração são recolhidos em tempo real.

As vibrações a que um tenista fica sujeito durante a prática da modalidade são não intencionais. No entanto, existem devido ao impacto da bola na rede da raquete, as quais são transmitidas a toda a raquete. A quantificação destas vibrações é realizada tendo por base o definido na norma ISO 5349, para o sistema mão-braço. Contudo, é importante realçar que esta norma não é referente à prática de desporto. No entanto, vai servir de suporte para o presente estudo, por não existir nenhuma norma específica para o desporto.

1.2. Estrutura do trabalho

O presente trabalho encontra-se dividido em cinco capítulos: introdução, fundamentação teórica, desenvolvimento experimental, apresentação e discussão de resultados, conclusões e sugestões para trabalhos futuros. Na introdução apresenta-se uma breve enumeração do tema em estudo, onde se realça a relevância do trabalho e os principais objetivos do mesmo. No capítulo da fundamentação teórica são descritos os conceitos de base, salientando a exposição do corpo humano a vibrações e os eventuais efeitos sobre a saúde humana, realizando-se uma avaliação das vibrações no sistema mão-braço com base na revisão da literatura. Também são apresentadas as noções essenciais para uma melhor compreensão da parte da área termográfica, incidindo nos fatores que a influenciam. O capítulo três aborda o procedimento experimental, onde se descrevem em pormenor os equipamentos utilizados para a avaliação da vibração, obtenção das fotografias termográficas e o modo como foi realizada a aquisição e tratamento dos dados. No capítulo quatro, é feita a apresentação e discussão dos resultados. Por fim, no quinto capítulo expõem-se as conclusões e apresentam-se algumas sugestões para trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo, fundamentação teórica, serve como ajuda para uma melhor análise e interpretação dos dados recolhidos para a realização do relatório.

O objetivo é dar a conhecer ao leitor os fundamentos que se analisam nesta dissertação.

2.1. Noções teóricas sobre vibrações

Vibração pode ser definida como o ato ou efeito de vibrar e pode ser associado a oscilação. Assim, é fácil de perceber que o ser humano está exposto a vibrações mesmo que não se aperceba disso, porque estas estão em qualquer lugar.

Um corpo em vibração pode ser definido como um corpo que faz um movimento oscilatório em torno de um ponto de referência. Este movimento de vibração pode ser regular, ou seja, tem apenas uma frequência, ou irregular, quando o seu sinal tem várias frequências. Na realidade, a maioria dos sinais vibratórios é composto por várias frequências de vibração, do tipo irregular, o que dificulta a análise exata usando apenas diagramas de amplitude de vibração-tempo. Nestes casos, para tentar quantificar a vibração, tem de se recorrer a uma análise de frequência. Considerando uma escala temporal, a vibração que se repete num determinado intervalo de tempo pode ser quantificada, quer seja regular ou irregular. Esta vibração, desde que seja possível de avaliar, é caracterizada por uma frequência que define o número de ciclos que o corpo completa em torno da posição de referência, num segundo e é expressa em Hertz, [Hz].

A vibração de um corpo é caracterizada com parâmetros reais, como por exemplo, o deslocamento, aceleração e velocidade. A vibração pode ser dividida em dois grupos: intencional, aquela que provoca trabalho útil e está induzida no quotidiano, como por exemplo a vibração do telemóvel; não intencional, que não é facilmente detetável pelo corpo humano e não é controlável por este, como por exemplo, vibrações causadas pelo vento ou irregularidades no pavimento.

Na presente dissertação vão ser avaliadas as vibrações do tipo não intencionais, neste caso a vibração que a raquete gera no sistema mão braço do atleta depois do impacto da bola de ténis com as cordas.

Associado à análise de vibrações, existem as normais internacionais ISO que definem as suas unidades métricas. Estas vibrações são caracterizadas através dos níveis de aceleração que lhe estão associados, apesar de também poderem ser utilizadas escalas logarítmicas em decibel [dB] para as quantificar, quando se quer analisar sinais vibratórios com amplitudes de vibração com diferentes ordens de grandeza. O primeiro passo para iniciar a análise de um sinal vibratório é identificar e caracterizar os parâmetros associados à vibração. Deve-se ter em conta o valor de pico-a-pico, valor com base no padrão RMS (*Root Mean Square*) do movimento sinusoidal, fatores de forma e de crista. Quando se pretende avaliar o valor da contribuição da amplitude para um determinado intervalo de tempo num movimento sinusoidal, avalia-se o valor médio. Na análise de vibrações, o parâmetro mais importante é o valor RMS que demonstra o potencial destrutivo da vibração. RMS representa o valor da aceleração eficaz e quantifica a grandeza da energia que o movimento vibratório contém, a média quadrática do sinal. O valor de pico-a-pico é o valor da máxima amplitude de onda e é particularmente utilizado para caracterizar níveis de impacto de curta duração, como é o caso dos impactos de uma bola com a raquete. Os fatores de forma indicam a homogeneidade do sinal e servem como indicadores de picos irregulares que resultam de fenómenos que se repetem em intervalos regulares [1]. A definição de fator de crista pode ser descrita como o módulo da relação entre o valor máximo instantâneo de pico da aceleração ponderada em frequência e o seu valor eficaz, não indicando necessariamente a grandeza da vibração [2]. Na Figura 2.1 é apresentado um sinal vibratório não periódico e não harmónico, e a caracterização dos diferentes parâmetros associados a este sinal.

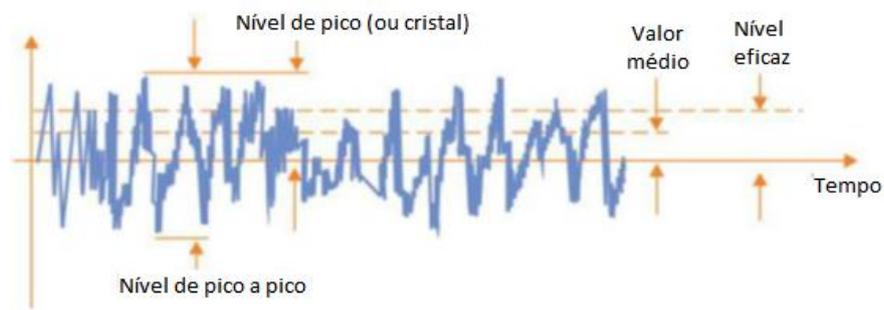


Figura 2.1 Principais parâmetros característicos de um sinal vibratório não periódico (adaptado de [3]).

A quantificação da análise de frequência de um corpo é um ponto de partida muito importante para análise vibratória, porque as conclusões referentes a um movimento vibratório nem sempre se retiram de uma simples análise amplitude - tempo, principalmente se for um movimento com várias frequências ainda se torna mais difícil. Os movimentos que são compostos por várias frequências de vibração, atualmente, já são possíveis de quantificar graças ao físico e matemático Joseph Fourier. Este físico francês, desenvolveu as séries de Fourier, um método analítico que permite decompor funções periódicas em séries trigonométricas convergentes. Esta descoberta matemática é vista como uma das maiores do século XIX. Com a ajuda das séries de Fourier é possível simplificar o sinal vibratório não harmónico, dividindo-o pelas suas harmónicas, recorrendo à transformada rápida de Fourier (FFT, *Fast Fourier Transform*), representada na Figura 2.2.

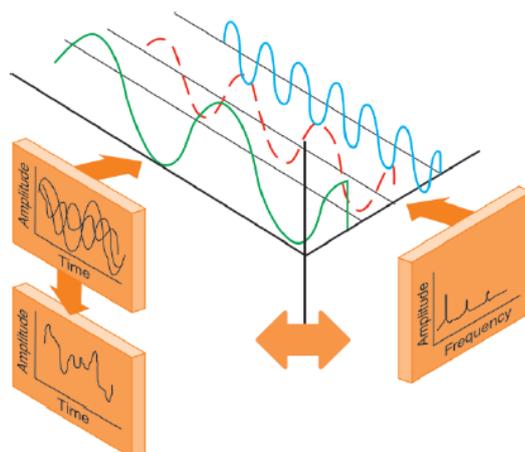


Figura 2.2 Decomposição do sinal vibratório através da transformada rápida de Fourier (adaptado de [3]).

A Figura 2.2 traduz-se na possibilidade de associar os valores de frequência e amplitude a cada um dos sinais que constituem o sinal vibratório e visualizar o espectro de frequência.

2.1.1. Exposição do corpo humano a vibrações e respetivos efeitos

Como já referido, os fenómenos vibratórios estão em todo o lado. O ser humano entra em contacto com eles constantemente, mesmo num estado de repouso, quer seja direta ou indiretamente.

O corpo humano é normalmente simplificado num sistema biomecânico que engloba componentes lineares e não lineares que diferem consoante a pessoa [1], mas não deixa de ser um sistema complexo quer a nível físico como biológico. O corpo tem a sua vibração natural, e o facto de poder entrar em ressonância, ao estar exposto à vibração de outro sistema, pode ser bastante perigoso. Ressonância é a tendência de um sistema oscilar em valores de amplitude máxima em frequências ressonantes ou em frequências naturais do sistema. Neste tipo de frequências, forças periódicas de pequena dimensão conseguem causar vibrações de grande amplitude, o que é prejudicial para o corpo humano visto que, quando este entra em ressonância, as vibrações que recebe são amplificadas [4]. Tendo isto em conta, os fatores que se devem considerar na exposição às vibrações do corpo humano são: a amplitude, a frequência de vibração, o tempo de exposição e a suscetibilidade de cada pessoa [5].

Diariamente, o corpo humano é submetido a vibrações excessivas. Na tabela 2.1 são apresentados os vários efeitos induzidos no corpo humano, na gama dos 4 aos 20 Hz.

No corpo humano, as vibrações atuam de forma gradual e conforme a sua intensidade [6]. Quanto maior for esta intensidade e duração de exposição às vibrações, maior a probabilidade da contração de lesões fisiológicas e patológicas.

Para vibrações no sistema de corpo inteiro (VCI) há probabilidade de acontecerem enjoos, náuseas, capacidade visual reduzida, aumento da frequência cardíaca, dores nas regiões lombar, dorsal e zona do pescoço.

Tabela 2.1 Efeito das vibrações, na gama de frequências de 4 a 20 Hz, no corpo humano.

Efeito	Gama de frequências [Hz]
Aumento do ritmo respiratório	4-8
Contrações musculares	4-9
Desconforto	4-9
Dores abdominais	4-10
Dores no maxilar inferior	6-8
Urgência de urinar e defecar	10-18
Dores de garganta	12-16
Aumento do tónus muscular	13-20
Alterações do sistema cardiovascular	13-20
Sensações incómodas na cabeça	13-20

Segundo Soeiro [7] o sistema nervoso de um indivíduo exposto diariamente a vibrações excessivas, a curto ou longo prazo, é o principal prejudicado. Principalmente nos condutores de veículos que todos os dias estão expostos a vibração. Observou-se que nestes casos eram apresentados vários sintomas, tais como fadiga, tonturas, respiração irregular, sonolência, enxaquecas e tremores. Num veículo, a grandeza de exposição a VCI é a consequência da associação de diversos fatores, dado que a vibração é transmitida ao corpo através do encosto, assento e pelo apoio dos pés. Esta grandeza de exposição depende do tipo de veículo, de terreno, técnicas de operação e suspensão disponível no assento [8]. Neste mesmo estudo, também foi concluído que os sintomas músculo-esqueléticos existentes no pescoço, na maioria das vezes, estavam associados aos planos vertical e horizontal em que ocorrem as vibrações, visto que os músculos que mantêm o equilíbrio e realizam o trabalho de alavanca, são os do pescoço.

Já Furness e Maschette [9], afirmam que o produto da amplitude e frequência é a aceleração. A taxa de variação de VCI (aceleração), que atua numa pessoa, é afetada pela manipulação da amplitude e frequência, uma vez que a posição do corpo humano não é constante. Assim, o sistema neuromuscular tem de perceber e controlar as mudanças de posicionamento para tentar melhorar a performance e conforto do corpo durante a exposição VCI.

No sistema mão-braço, VMB (Vibração Mão-Braço), os sistemas principais afetados são: o vascular, neurológico, osteoarticular e muscular [7]. Para vibrações de frequência inferior a 30 Hz, os pulsos, cotovelos e ombros são afetados e apresentam perturbações osteoarticulares nestas zonas. Na gama de frequências entre os 40 Hz e 125 Hz, as complicações a nível vascular são as mais habituais, podendo verificar-se formigamento, palidez, cianose e gangrena na ponta dos dedos, denominada de doença de *Raynaud*, uma doença que pode causar espasmos que diminuem a circulação de sangue nas extremidades dos dedos, podendo-se alastrar até à palma das mãos.

Na prática do ténis, as regiões mais afetadas pelo efeito da vibração, impacto e esforço são: os pulsos, cotovelos, ombros, joelhos e tornozelos. Dos problemas mais comuns, é o chamado “*tennis elbow*” ou epicondilite lateral, que afeta o cotovelo. É uma degeneração dos tendões extensores dos músculos do antebraço e tem origem na face lateral do cotovelo.

2.1.2. Avaliação da exposição humana à vibração

Conforme a literatura e a revisão teórica, os diferentes membros do corpo humano respondem diferentemente a solicitações vibratórias externas. A frequência das vibrações é um dos parâmetros mais importantes a considerar, a baixas frequências, de 1 a 80-100 Hz, pode ocorrer ressonância de várias partes do corpo, daí ser a gama mais perigosa para o ser humano. Para frequências superiores, o corpo não entra em ressonância, mas não se deve desvalorizar os efeitos negativos que apresentam no sistema mão-braço, na gama de 6,3 Hz a 1250 Hz, apesar de a maioria das lesões aparecer nos valores entre 30 e 125 Hz.

De acordo com as normas, os outros fatores que se devem ter em conta na avaliação da exposição a vibrações são a intensidade, direção, tempo de exposição e áreas de contacto com a fonte de vibração [10] [11] [12] [13]. Estas normas internacionais têm o objetivo de orientar, viabilizar uma metodologia uniforme e incentivar a continuação da investigação na área. Apesar de o estudo das vibrações ser ambíguo, segundo alguns investigadores e as normas, no que toca aos procedimentos experimentais, e ao estabelecimento de limites, estas são a referência mais viável.

Na presente dissertação, foi utilizada a norma ISO 5349 sobre o sistema mão-braço, que serviu como um guia para a medição e avaliação da exposição humana à vibração transmitida à mão. Esta norma encontra-se dividida em duas partes: ISO 5349-1 que apresenta os requisitos gerais e ISO 5349-2, que é um guia prático para medição das

vibrações no local de trabalho. Como já referido esta norma foi definida para questões laborais e não desportivas.

2.1.3. Vibrações no sistema mão-braço (VMB)

Os efeitos nocivos no corpo humano que estão associados às VMB foram validados por estudos previamente realizados que demonstraram a ocorrência de lesões ao nível dos membros superiores. Dos inúmeros sintomas detetados, destacam-se a perda parcial da sensibilidade motora, distúrbios circulatórios e musculoesqueléticos. Na literatura, todos estes sintomas são mencionados como síndrome da vibração mão-braço que está associada à doença de *Raynaud*.

Como já foi referido anteriormente, existe uma norma que estabelece diretrizes na quantificação e avaliação da exposição à vibração no sistema mão-braço. A norma ISO 5349 tem em conta a magnitude, espetro de frequências, duração de exposição e duração de exposição acumulada. Apesar da margem de erro ser reduzida, visto que não são definidos limites de exposição, a diretiva [11] não leva a resultados 100% fiáveis. Somente existe a indicação de sistemas de eixo de medição, guias de medição e de avaliação das vibrações. Também é apresentada uma relação dose-resposta em que existe uma probabilidade de 10% de ocorrência da doença de *Raynaud* em pessoas sujeitas a VMB. Esta probabilidade deve-se ao valor da aceleração equivalente do movimento vibratório, para um período de exposição diário de quatro horas, ao longo dos anos.

O modelo adaptado da norma associado a este tipo de vibração antevê que as vibrações sejam do tipo não periódico, periódica, causal ou impactos e fornece indicações de como medir vibrações em faixas de um terço de oitava e uma oitava, com frequências centrais contidas no intervalo entre 8 e 1000 Hz. A norma ISO 5349-1 [11] sugere que a medição da aceleração seja efetuada tendo como referência um sistema de eixos ortogonais, podendo-se definir o sistema como basicêntrico ou biodinâmico. No sistema basicêntrico, a origem do diferencial está localizada na interface entre a mão e a superfície de transmissão da vibração. No caso de um sistema biodinâmico, o ponto de origem do sistema de eixos é a cabeça do terceiro metacarpo. O sistema de coordenadas, relativamente à mão e ao posicionamento da mesma, em função da superfície vibratória é apresentado na Figura 2.3.

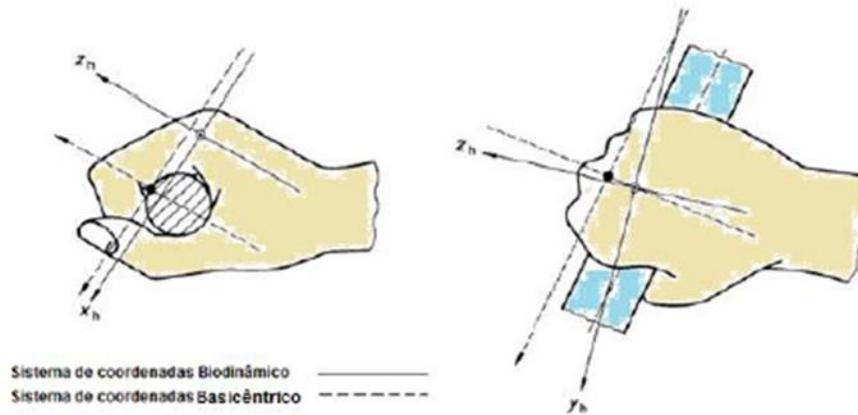


Figura 2.3 Sistemas de coordenadas utilizados na avaliação da exposição a vibrações no sistema mão-braço (adaptado de [11]).

A primeira grandeza a ser medida, num estudo em que o sistema mão-braço está exposto a vibrações, é a aceleração e deve ser obtida segundo cada uma das direções, filtrada e ponderada em frequência. Esta ponderação é feita para detetar os valores de frequência que têm maior probabilidade de provocar danos ao conjunto mão-braço. Desta necessidade, surge o fator de ponderação w_h , que é estimado em função da frequência da vibração e a sua relação é apresentada na Figura 2.4.

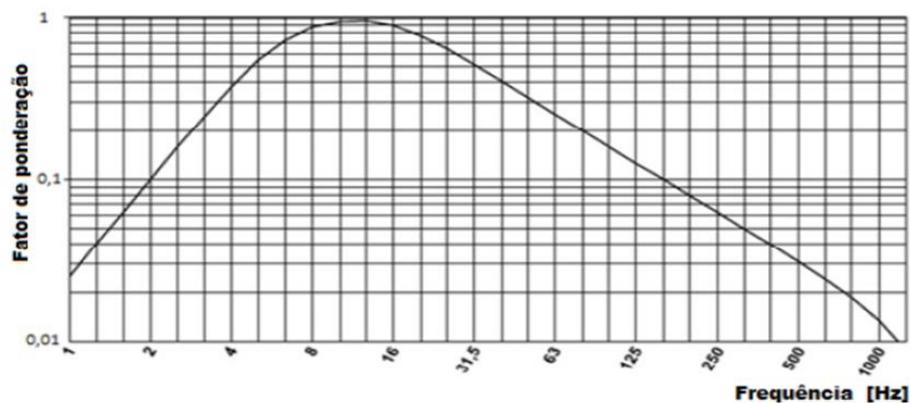


Figura 2.4 Fator de ponderação para avaliar o nível de vibração no sistema mão-braço, dependendo da frequência (adaptado de [11]).

A aceleração eficaz ponderada em frequência, denominada por $a_{rms,wh}$, é determinada pela equação 2.1, em cada um dos seus eixos, x, y e z:

$$a_{rms,wh} = \left[\frac{1}{T_m} \int_0^{T_m} a_{hw}^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.1)$$

O significado físico de cada termo é apresentado de seguida. $a_{rms,wh}$ é a aceleração eficaz ponderada em $[m/s^2]$, segundo cada um dos eixos ortogonais, $a_{hv}(t)$ é a aceleração instantânea, em $[m/s^2]$, ponderada em frequência e T_m é o intervalo de tempo de medição, em segundos, $[s]$.

O valor total de aceleração, a_{hv} , em m/s^2 , é o valor que deve ser usado na avaliação de exposição às vibrações segundo a norma e é determinado pela raiz quadrada da soma dos quadrados das acelerações eficazes e ponderadas consoante os eixos x, y e z, de acordo com a equação 2.2:

$$a_{hv} = (a_{hvx}^2 + a_{hvy}^2 + a_{hvx}^2)^{\frac{1}{2}} \quad (2.2).$$

Este valor de a_{hv} pode ser normalizado para um período equivalente de oito horas, $A(8)$, representado na equação 2.3.

$$A(8) = a_{hv} \sqrt{\frac{T_d}{T_0}} \quad (2.3).$$

O parâmetro T_d , da equação anterior, simboliza a duração diária de exposição à vibração e o período normalizado de horas de trabalho, oito horas, como declarado pelo Decreto Lei nº 68/2013 de 29 de agosto. No entanto, se o movimento vibratório for composto por exposições de magnitude, severidade e duração diferente, a exposição total equivalente, $A(8)$, é determinada pela equação 2.4:

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^n a_{hvi}^2 \times T_i} \quad (2.4)$$

Sendo o índice i , o indicador relativo à exposição à vibração em estudo, T_i é a duração respetiva de exposição e n o número de exposições com características diferentes.

O valor total de aceleração também é utilizado para estimar a duração de exposição, D , em anos, que corresponde a uma probabilidade de 10% de ocorrência de dedos brancos, conhecida como a doença de *Raynaud*. A relação entre $A(8)$ e D está representada na Figura 2.5 e definida pela equação 2.5:

$$D = 31,8 \times [A(8)]^{-1,06} \quad (2.5)$$

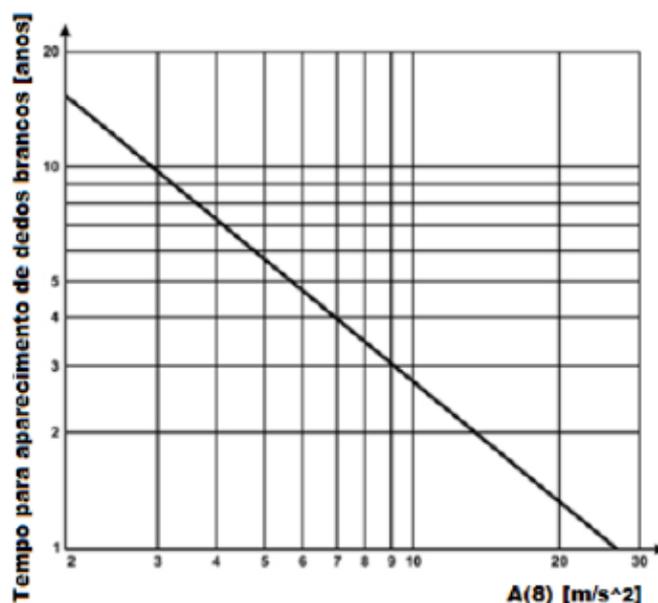


Figura 2.5 Relação entre a exposição diária à vibração e o tempo, em anos, necessário para o aparecimento de dedos brancos, com 10% de probabilidade (adaptado de [11]).

2.1.4. Influência das vibrações no ténis

No ténis, o objetivo dos estudos existentes sobre vibrações são focados na otimização da raquete, de modo a melhorar o desempenho dos jogadores, e tentar minimizar ou evitar o aparecimento de lesões. Estas surgem em maior quantidade no sistema mão-braço devido à excessiva exposição a vibrações e impactos.

A vibração de uma raquete depende de diversos fatores. O *design* da raquete, o material desta, a tensão das cordas, dureza da bola, local de impacto, o nível de “*skill*” e técnica do jogador, a distribuição da massa são todos aspetos que influenciam a VMB [15] [16] [17] [18]. Um dos fatores que influencia bastante é o local de impacto da bola na raquete. Bolas que batam no chamado “*sweet spot*”, no centro, produzem menos vibrações que impactos fora dele [17]. Yang *et al.* [19] conseguiram definir que locais da raquete produziam mais ou menos vibração, tendo concluído que o que produz menos quantidade de vibrações para o maior: “*sweet spot*” (2), lados da raquete (3), ponta desta (4) e coração (1) [19]. A Figura 2.6 explica onde é cada local anteriormente enunciado.



Figura 2.6 Locais da encordoação: 1 sendo o coração, 2 o *sweet spot*, 3 os lados da raquete e 4 a ponta.

Segundo Hennig *et al.* [16], a distribuição da massa também influencia a quantidade de vibrações. Foram estudados os impactos de 4 raquetes com a mesma massa total e centro gravítico, mas distribuição de massa diferente, tendo verificado que as raquetes se comportavam de maneira diferente. Noutro estudo, Hennig concluiu que a “*grip force*”, força com que se agarra o punho da raquete também altera a quantidade de vibrações produzidas e absorvidas pelo braço. Maior força, maior a quantidade de vibração recebida pelo sistema mão-braço [20]. Chadeaux, em 2016, concluiu que os jogadores mais experientes, considerados “*experts*”, conseguiam, a maioria das vezes voluntariamente, controlar a energia distribuída para o antebraço ao ajustar a força com que agarravam a raquete [21]. O grau de experiência tenística também altera o impacto. Iniciantes, têm gestos técnicos não aperfeiçoados pelo que experienciam maior quantidade de vibrações [20]. Maior velocidade da bola antes do impacto também implica um acréscimo na vibração [22]. Existe um pequeno acessório, chamado de anti-vibrador, Figura 2.7, bastante utilizado por jogadores profissionais ou iniciantes, que reduz a vibração nas cordas, mas que não tem efeito nas vibrações de baixa frequência e alta amplitude, as causadoras de lesões, que são transmitidas da face da raquete para o cabo [23] [24]. Pensa-se que não consiga atenuar este tipo de vibrações por ter uma pequena massa comparada com o sistema raquete mais cordas [21].



Figura 2.7 Anti-vibrador utilizado nos testes.

Vários estudos foram feitos às pancadas de direita batida e *volley*, mas nenhum sobre o serviço, de acordo com o conhecimento do autor. Sendo o serviço uma das maiores armas do ténis, e que cria maior velocidade e impactos maiores, a falta de estudos sobre este gesto técnico é crítica.

2.2. Noções teóricas sobre termografia

A termografia é uma técnica que permite criar o mapa térmico de uma determinada região na superfície de um corpo. Esta tecnologia recorre a uma câmara termográfica detetando a radiação no espectro infravermelho, pelo facto da radiação infravermelha ser emitida por todos os corpos com temperatura acima do zero absoluto.

De seguida são apresentadas algumas noções necessárias para entender os princípios da termografia.

2.2.1. Temperatura

Qualitativamente, a temperatura de um objeto é descrita como algo que determina a sensação de quanto está quente ou frio, quando se entra em contacto com o mesmo. Quantitativamente, a temperatura pode ser medida através de um termómetro que é colocado em contacto térmico com um sistema, até este atingir o equilíbrio térmico.

A temperatura depende da escala utilizada. O primeiro dispositivo que media temperatura foi inventado por Galileu, no século XVII e era designado por termoscópio. Na sua constituição continha uma esfera oca de vidro conectada a um tubo também em vidro.

No interior deste, uma substância colorida que se deslocava permitia avaliar o aumento ou diminuição da temperatura. Como este instrumento não tinha escala graduada, só era obtida uma medição qualitativa através da variação do nível de líquido da substância.

Só em 1641 é que apareceu o primeiro termómetro, que foi desenvolvido por Ferdinando II de Medici. Neste, era colocado álcool e tinha 50 divisões marcadas no tubo que funcionavam como escala, apesar de não ter um ponto fixo que identificasse o zero. Em 1664, Robert Hook, adicionou um pigmento vermelho no álcool e definiu uma escala padrão e um ponto fixo que correspondia ao ponto de congelação da água [25].

Em 1715, Gabriel Fahrenheit usou pela primeira vez o mercúrio como meio de medição de temperatura. Para calibrar o termómetro foram obtidos três pontos. O zero foi considerado como a posição após este ter sido embebido dentro de uma mistura de cloreto de sódio, gelo e água. O segundo ponto, corresponde à posição 30 e à mistura de água e gelo, e o terceiro à posição 96, que é quando o termómetro é colocado na boca de um homem saudável. As temperaturas medidas nesta escala são designadas por graus Fahrenheit [°F] [25].

As outras duas escalas mais conhecidas, grau Celsius [°C] e Kelvin [K], foram inventadas posteriormente. Anders Celsius, em 1742 propôs uma escala em que o zero é o ponto em que a água solidifica e os cem o seu ponto de ebulição. Mais tarde, em 1848, Lord William Thomson Kelvin propôs a escala Kelvin pela necessidade de uma escala com um zero absoluto, tendo estabelecido que este correspondia a -273 °C. No sistema internacional de unidades utiliza-se o [°C] na temperatura [25].

A descoberta da radiação infravermelha foi feita por Frederick Herschel, em 1800, enquanto observava a quantidade de calor que passava através dos diversos filtros de cor que permitiam observar a luz solar. Em função de cada cor deduziu que os filtros trespassavam diferentes quantidades de calor. Herschel desenvolveu um sistema composto por um prisma de vidro, em que a luz solar passasse através deste, projetando assim um espectro contínuo de radiações cujo comprimento de onda estivesse compreendido entre o vermelho e o violeta. Demonstrou, deste modo, que as diferentes cores que compõem a luz branca estão associadas a diferentes níveis de calor. Frederick verificou, ainda, que a temperatura aumentava do violeta para o vermelho e que, imediatamente a seguir à cor vermelha do espectro, a temperatura era ainda maior. Ao observar isto, conseguiu concluir que as radiações que se situavam além da luz vermelha, e invisíveis ao olho humano, seriam

responsáveis pelo aquecimento dos objetos, tendo-as designada por raios infravermelhos [25].

Entre os anos 1930 e 1960, foram inventados os primeiros detetores de infravermelhos para fins militares. Já no final da década de 1960, surgiram as primeiras câmaras de infravermelhos em contexto comercial, e só em 1990 é que apareceram equipamentos que conseguiam a leitura da temperatura em diversos pontos em simultâneo [25].

2.2.2. Medição da temperatura por radiação infravermelha

As radiações eletromagnéticas que resultam da agitação interna da matéria são absorvidas e emitidas por todos os corpos. O espectro eletromagnético é composto por uma vasta gama de comprimentos de onda e pode ser organizado de acordo com a energia, dos maiores para menores comprimentos de onda (λ): ondas rádio, micro-ondas, infravermelhos, luz visível, ultravioleta, raios X e raios gama.

Todos os corpos que estão a temperatura superior ao zero absoluto emitem energia na ordem dos infravermelhos e apenas a região que corresponde à “luz visível” é visível pelo olho humano, estando compreendida entre os (λ) de 0,75 μm e 1000 μm .

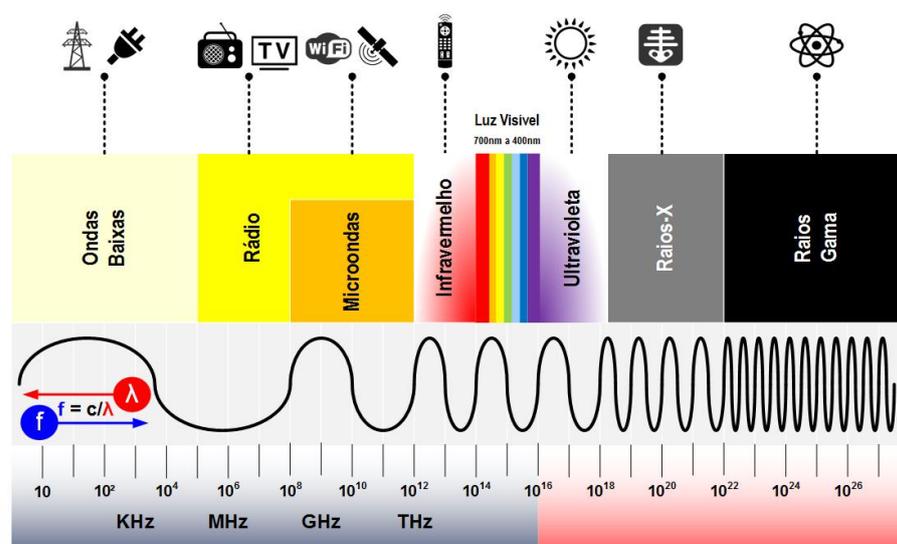


Figura 2.8 Espectro eletromagnético (adaptado de [26]).

Um conceito bastante importante é o de “corpo negro”. É um corpo que absorve toda a radiação que nele incide, independentemente do comprimento de onda. Este corpo também emite radiação, mantendo-se, assim, o equilíbrio térmico com o ambiente, ou seja, emite a mesma quantidade de radiação que recebe. São várias as leis da radiação que se relacionam com a definição de “corpo negro”. No caso da radiação de um corpo negro, a lei de Planck expressa a distribuição espectral em função do comprimento de onda e da temperatura do corpo e é descrita pela seguinte equação:

$$W(\lambda, T) = \left(\frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda T}} - 1)} \right) \times 10^{-6} \quad (2.6),$$

onde:

$W(\lambda, T)$ é a emitância espectral do corpo radiante no comprimento de onda λ e é expresso em $W/m^2 \cdot \mu m$;

h é a constante de Planck e corresponde a $6,626 \times 10^{-34} J \cdot s$;

λ é o comprimento de onda em metros (m);

T representa a temperatura do corpo negro, em Kelvin (K);

K é a constante de Boltzmann, $1,381 \times 10^{-23} J/K$;

c representa a velocidade da luz que é aproximadamente $3 \times 10^8 m/s$.

A intensidade da radiação de um corpo negro varia consoante diferentes comprimentos de onda, o que pode ser visualizado na Figura 2.9.

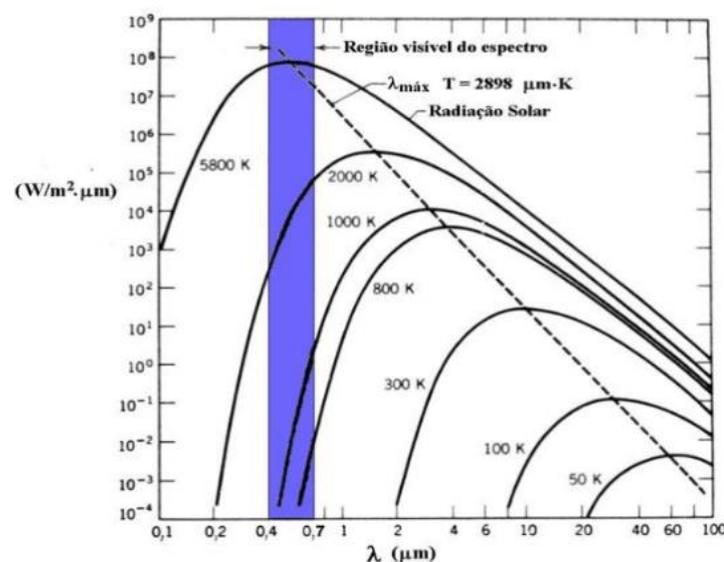


Figura 2.9 Variação da intensidade da radiação com o comprimento de onda (adaptado de [27]).

A potência emitida por um corpo negro em equilíbrio térmico depende principalmente de dois parâmetros: superfície e temperatura absoluta. A Lei de Stephan-Boltzmann estabelece essa independência, em que a quantidade de calor, por unidade de tempo e de área, emitida por um corpo, é proporcional à quarta potência da sua temperatura absoluta, de acordo com

$$q_r^n = \sigma \times T^4 \quad (2.7),$$

sendo:

q_r^n o fluxo de calor transferido, por unidade de área, W/m^2 ;

σ correspondente à constante de Stephan-Boltzmann e é $5,67 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 \times K^4}$;

T a temperatura absoluta, em Kelvin (K).

A lei de Wien relaciona o comprimento de onda, onde a emissão de radiação é máxima, com a temperatura, e é dada por:

$$\lambda_{max} = \frac{B}{T} \quad (2.8),$$

onde:

B corresponde à constante de radiação e o seu valor é $2898 \mu m. K$;

T a temperatura, em Kelvin;

λ o comprimento de onda.

Através desta relação, pode-se concluir que quanto maior for a temperatura do corpo, maior a agitação das partículas constituintes, aumentando as amplitudes das oscilações e a frequência das mesmas, visto que o comprimento de onda se pode relacionar com a frequência, f , $\lambda = \frac{c}{f}$. A figura 2.10 ilustra a relação entre a variação da intensidade da radiação e a variação da temperatura.

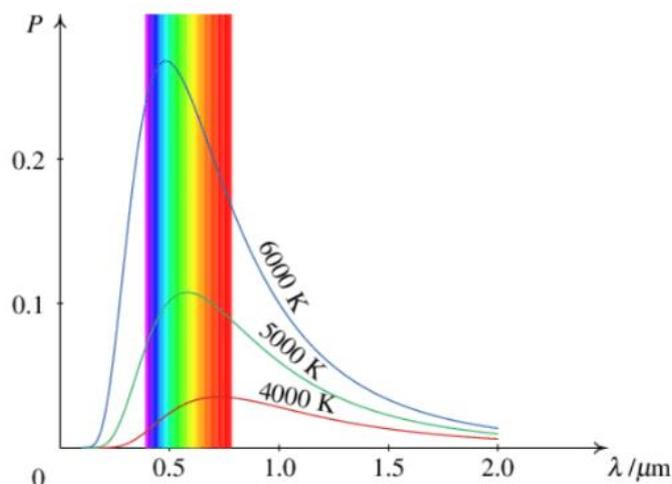


Figura 2.10 Variação da intensidade da radiação com a variação da temperatura (adaptado de [28]).

2.2.3. Termografia Infravermelha

A termografia infravermelha permite identificar as alterações da temperatura na superfície de um corpo. Em contexto biomédico, esta metodologia permite obter as variações de temperatura à superfície da pele. Trata-se de um instrumento que não é invasivo nem radioativo, capaz de quantificar a temperatura em tempo real, detetando a radiação infravermelha emitida pelo corpo. No caso da pele, sendo um órgão que regula a temperatura corporal, a termografia capta a luz infravermelha emitida pelo corpo e as mudanças de temperatura relativas à alteração no fluxo sanguíneo.

Uma câmara termográfica é um equipamento que transforma a radiação infravermelha do espectro eletromagnético numa imagem na faixa visível do espectro. Um detetor de infravermelhos, adquire a energia irradiada por um corpo, através de um sistema ótico e este envia os dados a um sensor eletrónico que os processa e transforma em imagem.

Para a utilização da termografia na medição da temperatura corporal, um dos aspetos importantes envolve o equipamento que se utiliza, em particular as suas características. Contudo, existem diversos fatores que influenciam a sua aplicação em contexto biomecânico, e que podem influenciar a fiabilidade dos resultados. Segundo Ismael Cuevas [29], os fatores podem ser classificados dentro de três grupos: fatores humanos/individuais, relacionados com as características biológicas da pessoa; fatores técnicos, alusivos ao ajuste do equipamento; questões técnicas e fatores ambientais, associados às condições do local de avaliação (Tabela 2.3).

Tabela 2.3 Fatores que influenciam a termografia na biomecânica do corpo humano.

Humanos	Técnicos	Ambientais
Temperatura ambiente	Equipamento	Idade/sexo
Pressão atmosférica	Software	Fluxo sanguíneo
Humidade relativa	Distância da câmara ao	Fluxo térmico
Fonte de radiação	objeto	Emissividade

O fluxo térmico, um dos fatores humanos referido, é definido como a troca de calor de uma região mais quente para uma mais fria, até que se atinja o equilíbrio entre essas regiões. O fluxo de calor entre o corpo e o ambiente é diferente dependendo da posição do corpo humano. É maior na zona da cabeça na posição de pé (posição ortostática). Na posição sentada, o fluxo de calor é maior na zona dos joelhos, membros superiores e cabeça. Na posição deitada o fluxo é uniforme ao longo do corpo. A Figura 2.11 ilustra a variação do fluxo térmico do corpo humano, nas várias posições.

**Figura 2.11** O fluxo térmico em diferentes posições (Adaptado de [30]).

A emissividade, ε , é uma característica que demonstra a capacidade de um objeto emitir radiação em relação a uma superfície ideal, na mesma temperatura e no mesmo comprimento de onda. O valor da emissividade pode variar no intervalo $0 \leq \varepsilon \leq 1$, é um parâmetro ajustável e está diretamente relacionado com a quantificação da temperatura. No caso da pele humana, que se considera neste estudo, o valor considerado para a emissividade é de 0,98, seguindo o estudo de Keenan em 2017 [31].

O ângulo de observação pode conduzir a valores que não são reais para a emissividade. De acordo com Oliveira [32], ângulos superiores a 50° favorecem a

diminuição da emissividade, e valores inferiores a 30° são indicados para medições exatas, Figura 2.12.

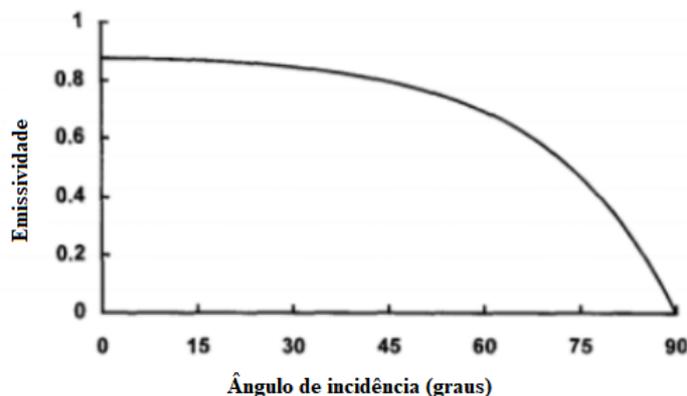


Figura 2.12 Variação da emissividade com o ângulo de observação (adaptado de Holst,2000 [33]).

Um dos fatores ambientais mencionados envolve a temperatura ambiente. Os equipamentos de deteção de radiação infravermelha são instáveis para temperaturas muito baixas e muito altas. A temperatura ambiente afeta a estabilidade da captação, logo a gama de temperatura sugerida é entre 18°C e 25°C, não devendo ocorrer variações maiores do que 1°C [25].

No caso da pressão, apesar de não haver uma gama de valores para aplicação da termografia no corpo humano dado ser um fator que necessita de maior investigação, sabe-se que influencia a análise termográfica devido ao facto de estar relacionada com a temperatura ambiente e com a humidade relativa. Assim, além da gama de temperatura ambiente atrás definida, para medições a curtas distâncias, que é o caso da presente dissertação, o valor recomendado para a humidade relativa é de 50%. Note-se que o vapor de água, que o meio ambiente contém, absorve vários comprimentos de onda e uma grande parte da radiação, sendo por isso um fator a ter em conta nas condições de medição.

A distribuição de temperatura superficial de um corpo pode também ser afetada por fontes de calor exteriores. Deve-se ter em conta a radiação solar, que apesar de não impedir a realização de testes termográficos, tem grande influência na qualidade e posterior análise de resultados. Quando os testes se realizam no interior é preciso ter em atenção as correntes de ar, fontes de aquecimento e arrefecimento e fontes de iluminação [25].

Os parâmetros do equipamento, englobado nos fatores técnicos, que influenciam a análise termográfica e que merecem ser mencionados são apresentados de seguida. A

sensibilidade térmica, NETD, em °C, equivale ao ruído equivalente, ou seja, à menor temperatura que é possível detetar. Quanto maior for o NETD mais difícil é detetar o contraste térmico. A precisão corresponde à exatidão da temperatura obtida do corpo a avaliar. A resolução espacial é o número de pixéis da câmara, maior resolução espacial resulta numa melhor qualidade de imagem, sendo que cada pixel tem associado uma área de superfície variável em função da distância entre o equipamento e o objeto/corpo e é definido como resolução ótica.

Como seria espectável, quanto maior for a distância entre a câmara e o objeto em análise, menor vai ser a resolução da imagem obtida, porque perde o detalhe de determinadas zonas.

O domínio do software utilizado é essencial para uma adequada análise e obtenção de resultados de qualidade. No caso de equipamentos termográficos que só permitem o registo de imagens, o ajuste dos parâmetros tem obrigatoriamente que ser feito antes da sua captura. Já mais recentemente, o aparecimento de equipamentos que permitem o registo de imagens com características termográficas, permitem ajustar os parâmetros em pós-processamento. Este é o caso do equipamento utilizado neste trabalho.

O software FLIR ResearchIR Max, utilizado no processamento das imagens na presente dissertação, permite o ajuste dos parâmetros depois da captura da imagem. Além disto, este software permite a quantificação e registo de dados estatísticos para as regiões de interesse que sejam definidas, como por exemplo a temperatura média, máxima e desvio padrão.

2.3. Noções teóricas sobre estatística

Para a análise e discussão dos resultados, foi utilizado o teste *t*-Student. Assim, sentiu-se necessidade de fazer uma pequena introdução teórica ao tema para melhor entendimento da avaliação crítica que surge no capítulo 4.

2.3.1. Teste *t*-Student

Um teste *t*-Student é um teste de hipóteses que usa conceitos estatísticos para rejeitar ou não uma hipótese nula quando a estatística de teste, *t*, segue uma distribuição *t*-Student. Este teste é paramétrico sendo, por isso, baseado em parâmetros relativos à amostra,

como a média e o desvio padrão. Como o número de amostras é superior a 6 pode-se recorrer a este teste sem prejuízo para a validade dos valores obtidos. É normalmente aplicado quando a estatística de teste segue uma distribuição normal, sendo a variância da população, σ^2 , desconhecida. Surge assim, a variância amostral, s^2 , que ajusta a estatística de teste para uma distribuição *t*-Student.

Este teste consiste em formular uma hipótese nula, e uma hipótese alternativa, para calcular o valor de *t*, aplicando-o à função densidade de probabilidade da distribuição *t*-Student, medindo o tamanho da área abaixo dessa função para valores iguais ou superiores a *t*. A área abaixo da função representa a probabilidade média das amostras em questão terem os valores observados. Se a probabilidade desse resultado, designada por valor *p*, for menor que o “ponto de corte” desejado pode-se concluir que o resultado é estatisticamente relevante. Sendo que a hipótese nula é rejeitada se o valor *p* for menor que o “ponto de corte”. Se isto não se observar, a hipótese nula não é rejeitada. Este “ponto de corte” é definido para o nível de confiança desejado. Se se desejar um nível de confiança de 98%, o “ponto de corte” é um valor de *p* de 2%. No caso deste estudo, foi utilizado um nível de confiança de 95%, sendo a hipótese nula rejeitada quando o valor de *p* é inferior a 5%.

É de realçar que não rejeitar a hipótese nula não é o mesmo que afirmar que a hipótese alternativa é válida com o mesmo nível de confiança.

Dentro do teste *t*-Student existem várias variações que permitem testar só uma amostra ou duas, tamanhos e variâncias iguais ou diferentes. O teste utilizado neste estudo e que vai ser especificado foi o teste *t* para variâncias desiguais (ou diferentes).

Para verificar se as variâncias são realmente diferentes, deve-se utilizar o teste *t*-Student para 2 amostras de variâncias desiguais.

O valor de *t* é calculado segundo a Equação 2.9.

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}} \quad (2.9)$$

onde:

$$s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = \sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}} \quad (2.10)$$

\bar{x}_i é a média da amostra *i*;

s_i^2 é a variância da amostra *i*;

n_i é o número de participantes no grupo *i*.

3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo é exposta a metodologia experimental e os equipamentos utilizados na realização desse estudo.

3.1. Metodologia

O estudo envolve um dos momentos determinantes na prática do ténis, designado por serviço. A Figura 3.1 apresenta o movimento de serviço em ténis, que é composto por três diferentes fases [34]: a fase de preparação, que inclui a posição inicial e a posição de energia; a fase principal, correspondente ao impacto; a fase final do movimento, designada de fase de acompanhamento. Da direita para a esquerda na Figura 3.1, os dois primeiros movimentos são parte da fase de preparação, o terceiro pertence à fase principal e os últimos dois são referentes à fase de acompanhamento.



Figura 3.1 Movimento do serviço e as suas principais fases (adaptado de aspetar.com).

O estudo envolve um grupo de 6 atletas voluntários, praticantes ténis, com uma média de idades de 21 anos. Todos os voluntários são do sexo masculino, com uma experiência superior a 10 anos, que os coloca num grupo de elite. Antes do estudo, cada voluntário foi esclarecido dos objetivos, da metodologia e equipamentos a utilizar, tendo aceite livremente participar no estudo. O estudo seguiu a Declaração de Helsínquia, tendo sido assinado pelos voluntários um consentimento livre e informado.

De modo a garantir a consistência nos resultados, o estudo obriga a utilização da mesma raquete por todos os atletas.

O estudo envolve a obtenção de dois tipos de dados na avaliação do gesto do serviço, as vibrações no sistema mão-braço e o mapa térmico em algumas zonas correspondentes a grupos musculares.

3.1.1. Vibrações

Na área das vibrações induzidas, foi solicitado aos atletas que servissem dez serviços seguidos, usando a raquete, Wilson Pro Staff 97. Cada jogador serviu quatro conjuntos de dez serviços. Os quatro tipos de equipamento testados foram: raquete com *overgrip* Wilson Pro *overgrip* sem anti-vibrador (CG SA), raquete com *overgrip* Wilson Pro *overgrip* mais um anti-vibrador nas cordas (CG CA), raquete com *overgrip* Tourna e anti-vibrador (Tourna) e, por último, raquete com um protótipo de *overgrip* de cortiça (Cortiça), desenvolvido neste estudo com anti-vibrador apresentados, respetivamente, na Figura 3.2. Dois dos atletas realizaram ainda testes sem *overgrip* em duas situações: com anti-vibrador (SG CA) e sem anti-vibrador (SG SA).

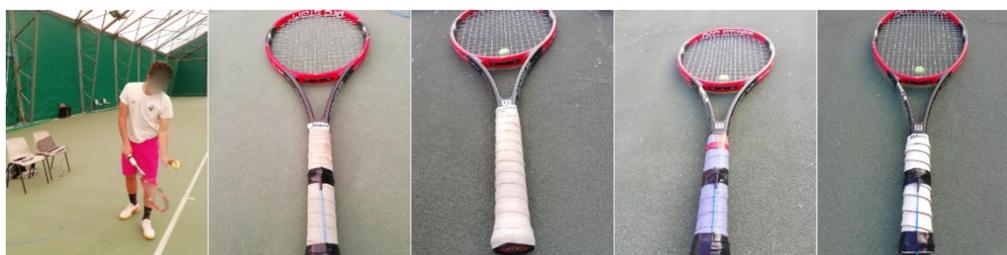


Figura 3.2 Equipamentos utilizados durante os ensaios para captar as vibrações induzidas na raquete.

De modo a conseguir quantificar a aceleração da vibração, por cima do *overgrip*, foi fixo um acelerómetro triaxial, da marca PCB, que estava conectado com uma placa de aquisição de dados da National Instruments, NI 9234. O equipamento estava conectado a um PC, que através de um programa de aquisição desenvolvido em linguagem LabView permitiu a aquisição e processamento dos dados da vibração do acelerómetro (descritos no ponto 3.2).

3.1.1.1. Instrumentação da raquete

Para a avaliação do nível de exposição VMB resultar em valores credíveis e que sejam aceites pela comunidade científica, têm de ser adotados métodos de fixação do acelerómetro de acordo com a norma ISO 5349. De forma a quantificar o nível de VMB, o acelerómetro foi fixo de maneira rígida por cima do *overgrip* da raquete, com os eixos

coordenados, orientados de acordo com o sistema basicêntrico, Figura 2.3, a 10,9 cm da ponta do *overgrip*, como está representado na Figura 3.3.



Figura 3.3 Instrumentação da raquete.

3.1.2. Termografia

Na área da termografia, foi definido um protocolo de ensaios de forma a que todas as avaliações fossem consistentes. Inicialmente foi solicitado a cada atleta que permanecesse sentado numa cadeira, numa posição confortável, e por um período de 8 minutos, de modo a que a temperatura do corpo estabilizasse. De seguida foram tiradas diversas fotografias termográficas, de 4 perspetivas diferentes, nomeadamente: frontal, traseira, lateral direita e lateral esquerda. Estas fotografias permitiram obter o mapa térmico antes da execução do exercício, correspondendo assim ao padrão de referência do atleta. De seguida, o jogador efetuou dez serviços, num espaço de um minuto. Depois destes, e no espaço temporal de um minuto, foi novamente fotografado com a câmara termográfica, nas mesmas posições. Imediatamente a seguir, o jogador colocou-se novamente em posição para servir mais 10 serviços, voltando a ser fotografado durante um período de um minuto e na mesma sequência de aquisição de imagem. Este procedimento foi repetido até perfazer um total de 40 serviços e 20 fotos por jogador. De salientar que todas as fotos foram tiradas ao jogador em tronco nu, de modo a ser possível avaliar a temperatura da pele nas zonas

pretendidas, devido ao facto de a câmara termográfica só conseguir obter as temperaturas da superfície da pele. O posicionamento da câmara termográfica e a distância à zona a fotografar foi de 3 metros, tendo sido igual em todas as aquisições efetuadas. Na Tabela 3.1 é resumido o protocolo definido para a aquisição de imagens termográficas.

Tabela 3.1 Protocolo para a obtenção das imagens termográficas.

Metodologia Experimental	
Tempo	Ação
8 minutos	Sentar numa cadeira completamente imóvel
1 minuto	Tirar fotografias termográficas
1 minuto	Executar 10 serviços
1 minuto	Tirar fotografias termográficas
1 minuto	Executar 10 serviços
1 minuto	Tirar fotografias termográficas
1 minuto	Executar 10 serviços
1 minuto	Tirar fotografias termográficas
1 minuto	Executar 10 serviços
1 minuto	Tirar fotografias termográficas

Os ensaios experimentais foram feitos num campo coberto, com uma temperatura ambiente de cerca de 18 °C.

3.2. Equipamento e software utilizados na aquisição de dados

Para a aquisição e processamento dos dados relativamente às vibrações induzidas, recorreu-se a uma placa de aquisição da National Instruments®, referência NI9234 e a um acelerómetro triaxial, da marca PCB. A aquisição e processamento dos dados foi garantida através de um programa desenvolvido em linguagem LabVIEW. O equipamento estava conectado a um computador portátil, com o software Labview instalado. Na parte da termografia, para a obtenção das imagens termográficas, foi utilizada uma câmara termográfica da marca Flir, referência T430sc. O processamento dos dados foi efetuado no software FLIR ResearchIR Max. Os principais equipamentos e softwares utilizados são enumerados e descritos de seguida.

3.2.1. Placa de aquisição de dados National Instruments® 9234

A placa NI 9234, da *National Instruments*®, da série C, tem quatro canais independentes com resolução de 24 bits e faixa dinâmica de 102 dB, Figura 3.4. É adequada para o processamento de sinais de áudio ou vibração de alta precisão, podendo ser utilizados acelerómetros piezolétricos do tipo IEPE (*Integrated Electronic Piezoelectric*) e não IEPE. Suporta taxas de aquisição, por canal, até 51,2 kS/s e contém filtros *antialiasing* integrados, que se ajustam de forma automática à taxa de amostragem desejada.



Figura 3.4 Placa NI 9234.

3.2.2. Acelerómetro piezoelectrico triaxial

Os acelerómetros piezoelectricos são transdutores utilizados para quantificar a vibração, e são adequados para medir a exposição às VMB. São compostos por uma massa sísmica, um cristal de quartzo ou cerâmico piezoelectrico e o corpo do acelerómetro. O facto de serem triaxiais, permite medir a vibração segundo três eixos, x, y e z. Quando submetido a níveis de vibração, com frequências inferiores à frequência natural do sistema, a aceleração da massa sísmica comprime/traciona o material piezoelectrico, que se situa entre a massa e a base do acelerómetro. Deste modo, através da segunda lei de Newton, consegue-se saber a magnitude dessa solicitação. Ao ser solicitado o cristal/cerâmico piezoelectrico gera um sinal elétrico, entre as suas superfícies, de magnitude proporcional a essa solicitação. Uma maior massa sísmica implica uma maior força aplicada no material piezoelectrico gerando, assim, um maior sinal elétrico entre as superfícies. Neste tipo de acelerómetros, a gama de frequências, com sensibilidade constante (intervalo de frequência constante) está dependente da dimensão da massa sísmica.

Para este estudo, foi utilizado um acelerómetro ICP®/IEPE (*Integrated Circuit Piezoelectric/Integrated Electronic Piezoelectric Accelerometers*), da marca PCB, Figura 3.5. Este tipo de acelerómetro apresenta frequências naturais tipicamente superiores a 5 kHz. Na sua constituição tem integrados micro amplificadores eletrónicos que amplificam a tensão do sinal de saída para valores na ordem do miliVolt. Estes micro amplificadores atenuam a perda de sensibilidade do sistema de aquisição, que resulta do aumento da capacitância dos cabos de transmissão, devido ao incremento da relação entre a carga acumulada por um corpo e o seu potencial elétrico. Estes acréscimos podem verificar-se devido a deformações, existência de mau contacto, ou por transmissão elevada de vibração para o cabo, que provoca uma aquisição de sinal com elevado ruído.

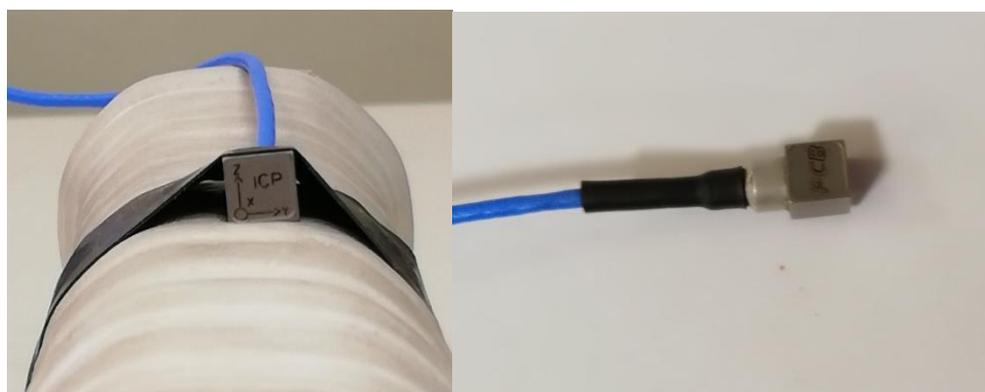


Figura 3.5 Acelerómetro piezoelétrico triaxial.

3.2.3. Chassi National Instruments® cDAQ-9171

O chassi NI cDAQ-9171, Figura 3.6, é um módulo que se conecta diretamente com a placa de aquisição de dados e condiciona quase toda a totalidade dos módulos da série C, da *National Instruments*®. Conecta-se, ao computador com ligação direta, através de ligação USB e permite transferir os dados que são adquiridos pelo sensor para o computador. Na aquisição dos dados podem ser utilizados vários tipos de sensores, tais como acelerómetros, extensómetros, células de carga e termopares.



Figura 3.6 Chassi NI cDAQ-9171 (esquerda) e acoplamento (direita) do chassi cDAQ-9171 com a placa 9234.

3.2.4. Câmara Termográfica T430sc

Para a análise termográfica o equipamento usado, como já mencionado, foi uma câmara termográfica T430sc, da marca FLIR, que se apresenta na Figura 3.7.



Figura 3.7 Câmara Termográfica T430sc.

As características desta máquina estão enunciadas na Tabela 3.2. Das propriedades que esta câmara apresenta, a realização de *streaming* de vídeo dinâmico através de USB para um computador está entre as mais importantes. A presença de um detetor do tipo microbolômetro *Uncooled* também, visto que este permite obter imagens térmicas com elevada precisão e resolução. Ainda apresenta auto-foco e rotação de auto-imagem, melhorando o detalhe da imagem.

Tabela 3.2 Características do equipamento T430sc

CARACTERÍSTICAS DA CÂMARA TERMOGRÁFICA FLIR T430SC	
TIPO DE DETETOR	Microbolômetro Uncooled
FAIXA ESPETRAL	7,5 μm – 13,0 μm
RESOLUÇÃO	320 x 240
DETETOR DE AFASTAMENTO	25 μm
SENSIBILIDADE TÉRMICA	< 30 mK
TEMPO CONSTANTE	< 12 ms
TAXA DE AQUISIÇÃO	60 Hz
DIGITALIZAÇÃO	14 Bits

A taxa de aquisição máxima que esta câmara permite é de 60 Hz. Nesta dissertação foi usado o valor de 7,5 Hz, considerado suficiente para este tipo de aplicações.

3.2.5. Aquisição e processamento de dados

3.2.5.1. Vibrações Induzidas

O sinal primário é adquirido com recurso a módulos de condicionamento de sinal da *National Instruments*®, já anteriormente enunciados neste capítulo. Estes equipamentos conseguem estabelecer uma conexão real através do software LabVIEW, podendo, assim, modelar os dados adquiridos através da utilização de programas elaborados neste software. O programa utilizado integra diversos módulos e permite adquirir e processar os dados da aceleração, recebidos em bruto. Nas figuras 3.8, 3.9 e 3.10 são apresentados os *layouts* dos módulos do programa.

O programa de aquisição e gravação de dados permite o ajuste da taxa de aquisição da placa NI 9234, do número de amostras recolhidas por canal em cada segundo de medição e ainda a visualização da aceleração instantânea em cada um dos eixos.

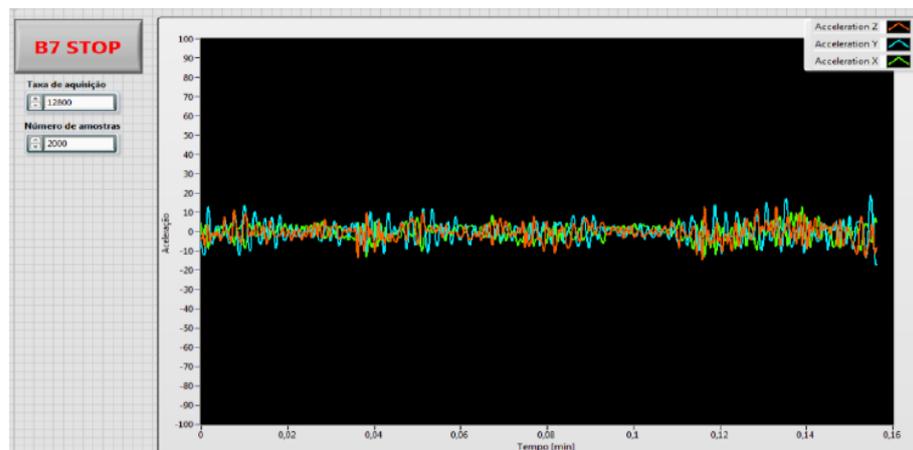


Figura 3.8 Painel do programa de aquisição de dados no software LabVIEW.

Foi necessário proceder ao recorte dos dados, e o programa desenvolvido no LabVIEW permite o ajuste para o intervalo de tempo desejado. Foram selecionados intervalos de tempo com 0,4 s que permitiam obter todo o pico de impacto da bola com a raquete e ainda parte do tempo da fase de acompanhamento.

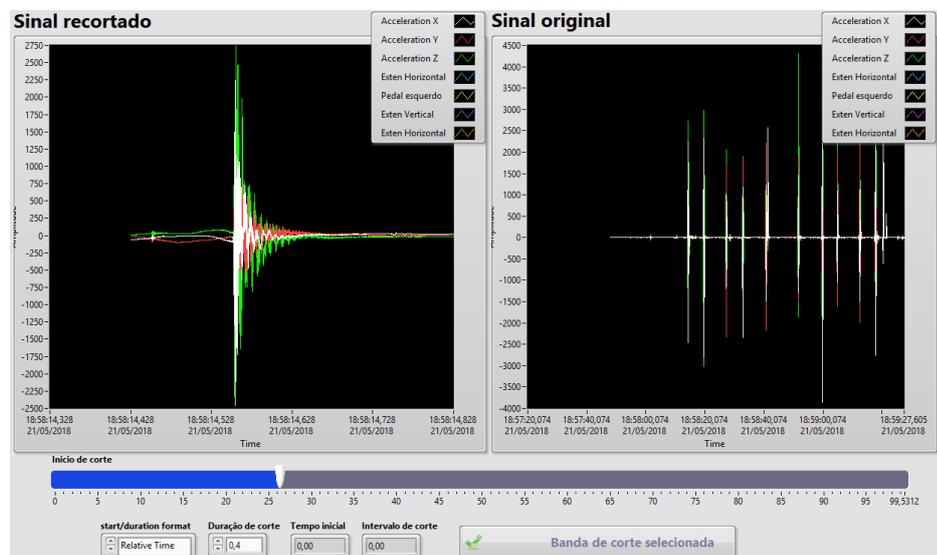


Figura 3.9 Painel do programa de corte de dados no software LabVIEW.

O módulo de processamento de dados permite a análise de resultados no espaço desejado, tanto em frequência como em bandas de oitava da aceleração.

Neste estudo, a análise temporal foi a única a ser realizada. O programa permite a visualização da evolução temporal da aceleração em cada um dos eixos, a identificação de valores extremos, níveis de pico, fatores de crista e RMS. Através do respetivo fator de

ponderação em frequência, podem-se obter os valores de aceleração com o tipo de estudo em questão, mão braço ou corpo inteiro, e determinar o valor da aceleração total eficaz ponderada em frequência e $A(8)$.

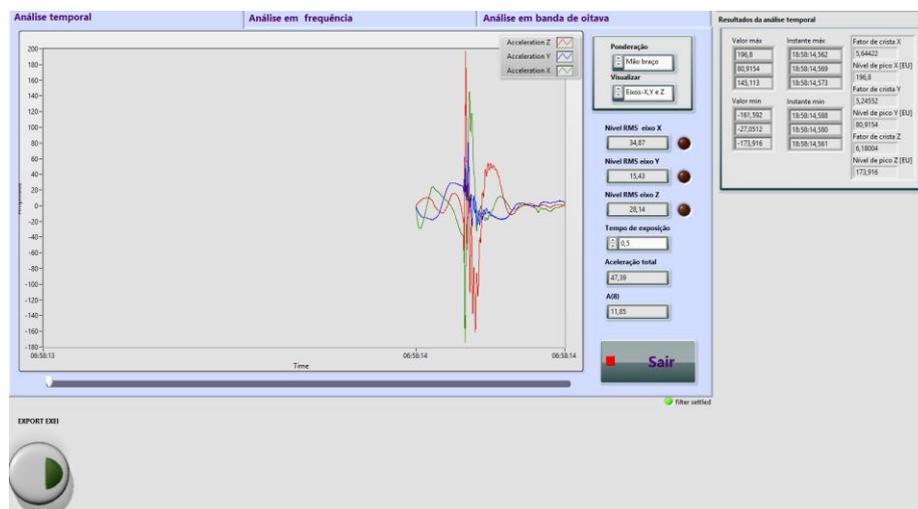


Figura 3.10 Interface do programa de análise de movimentos vibratórios no software LabVIEW.

3.2.5.2. Termografia

Depois da aquisição das imagens termográficas, foi necessário o seu processamento. Para o pós-processamento foi utilizado o software FLIR ResearchIR Max que, como já foi referido no capítulo 2, que permite definir regiões de interesse para observação e obter os valores da média, desvio padrão, centro, número de pixels, área, comprimento e valor de temperaturas máxima e mínima nessa região, Figura 3.11. Os valores considerados neste estudo foram o valor médio da temperatura, o seu desvio padrão e as temperaturas máxima e mínima em cada região de interesse (Region Of Interest - ROI).

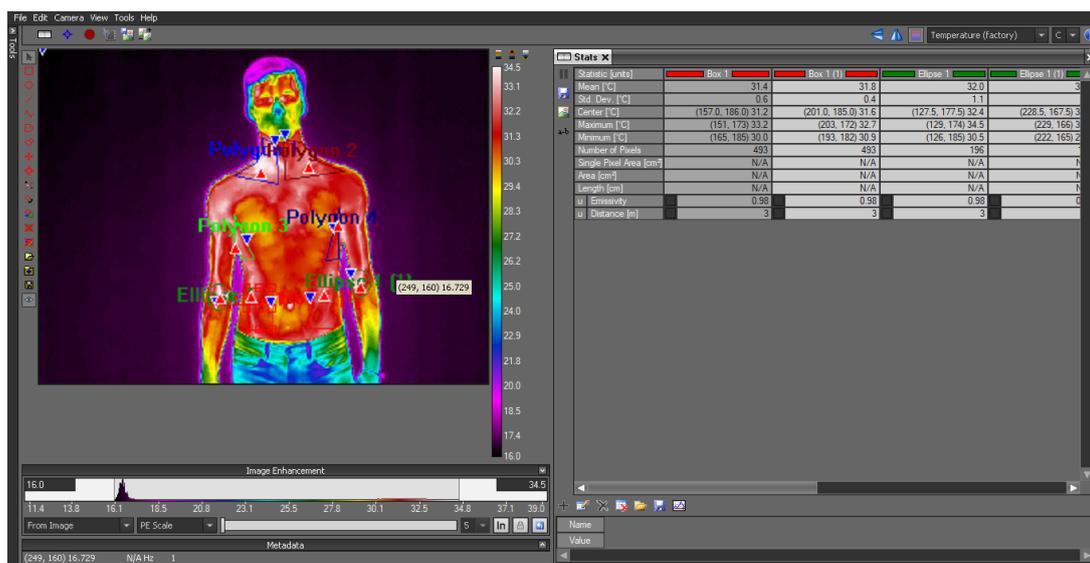


Figura 3.11 Interface do software ResearchIR, com regiões de interesse definidas.

3.2.6. Raquete Wilson Pro Staff 97

A raquete utilizada para a realização dos testes experimentais foi a Wilson Pro Staff 97, versão de 2015, Figura 3.12, que difere da versão seguinte, e última, só no tipo de pintura superficial. As especificações técnicas desta raquete são:

- Tamanho da cabeça - 626 cm²;
- Padrão de encordoamento – 16/19;
- Peso (não encordoada) – 315 g;
- Perfil – 21,5 mm;
- Balanço (ponto de equilíbrio) – 310 mm;
- Comprimento – 685 mm.

A raquete foi encordoada com as cordas *Solinco Tour Bite*, da marca *Solinco*, com 1,3 mm de diâmetro e com 230,5 N de tensão.



Figura 3.12 Raquete Wilson Pro Staff 97.

3.2.7. Overgrips

Foram escolhidos para o estudo vários tipos de *overgrips*. Tendo em conta que os principais *overgrips* utilizados pelos jogadores profissionais são o *Wilson Pro Overgrip* e *Tourna grip*, estes foram os escolhidos para o estudo. Complementarmente, foi desenvolvido um *overgrip* com aplicação de cortiça granulada. Esta ideia teve em conta o facto de a cortiça ser um material natural, com características importantes na capacidade de amortecimento de vibração.

3.2.7.1. Wilson Pro Overgrip

Utilizado por muitos jogadores profissionais, este *overgrip* tem uma espessura de 0,6 mm, é composto por feltro de alta elasticidade e contém um lado que fornece bastante tração, devido ao seu padrão de aderência, Figura 3.13. Além desta maior tração, que permite diminuir o escorregamento mesmo com a presença de suor, também tem uma maior durabilidade comparado com a maioria dos *overgrips*.



Figura 3.13 Pack de três Wilson Pro Overgrip.

3.2.7.2. Tourna Grip

O *Tourna grip* é considerado superfino, com uma espessura de 0,45 mm, Figura 3.14. É uma escolha habitual em condições de humidade, apesar de a sua durabilidade ser menor que o seu rival da Wilson. A sua constituição é à base de uma fita de tecido impregnada com poliuretano.



Figura 3.14 Pack de Tourna Grip.

3.2.7.3. Protótipo de *overgrip* com cortiça

Este protótipo desenvolvido consiste na combinação de um *Wilson Pro Overgrip* colado num rolo de cortiça natural granulada, com 2 mm de espessura, cortada à medida do *overgrip*. A sua espessura total é de 2,6 mm, que corresponde aos 2 mm da cortiça adicionados aos 0,6 mm do *Wilson Pro Overgrip*, Figura 3.15. Refira-se que se trata de um *overgrip* excessivamente espesso, mas que foi desenvolvido com o propósito de verificar se a presença da cortiça beneficiava o atleta em termos das vibrações induzidas durante o serviço.



Figura 3.15 Protótipo de overgrip de cortiça.

3.2.8. Bolas

Em todos os ensaios experimentais, foi utilizada a bola Wilson US OPEN, Figura 3.16, uma das mais usadas no circuito internacional e ATP.



Figura 3.16 Bolas usadas nos ensaios experimentais, Wilson US OPEN.

4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo apresentam-se os resultados dos dados adquiridos e posterior discussão destes, conforme a metodologia adotada, referida no capítulo 3, estando divididos em duas partes: análise da exposição a vibrações no sistema VMB e análise termográfica aplicada ao serviço. A primeira parte incorpora uma análise temporal baseada na aceleração total (a_{hv}) e na aceleração eficaz (RMS) e com uma análise estatística recorrendo ao teste *t*-Student. A 2ª parte faz a avaliação das variações térmicas observadas no atleta de acordo com o protocolo de ensaios referido.

4.1. Análise da exposição a VMB

Neste subcapítulo são apresentados os dados antropométricos dos 6 atletas voluntários que participaram no estudo, bem como o Índice de Massa Corporal (IMC), Tabela 4.1. O IMC é uma medida internacional sendo calculado pela seguinte equação:

$$IMC = \frac{Massa (kg)}{Altura(m) * Altura(m)} \quad (4.1)$$

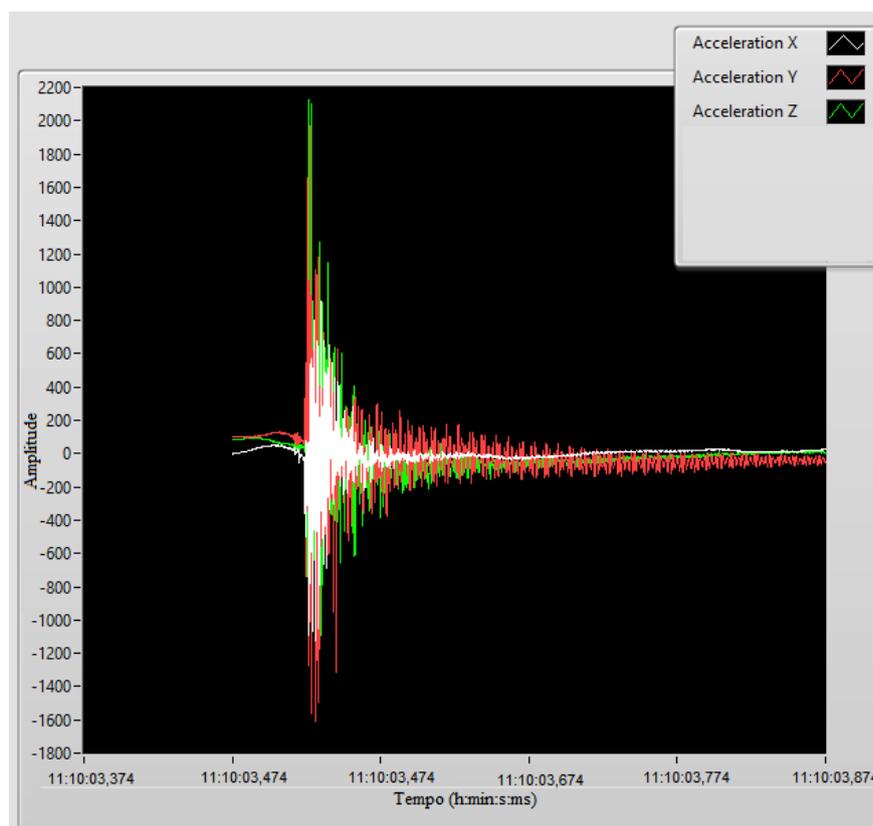
Importa voltar a referir que o estudo seguiu os procedimentos constantes da Declaração de Helsínquia. Antes da participação no estudo, cada voluntário foi esclarecido dos objetivos do mesmo, assim como dos procedimentos experimentais e de proteção de dados.

Os dados da Tabela 4.1 podem ajudar a justificar alguns dos valores obtidos, visto que um atleta que apresente maior envergadura impõe, à partida, maior força no serviço, a que corresponderá maiores valores de VMB.

Tabela 4.1 Dados antropométricos dos atletas voluntários.

Atleta nº	Idade	Anos de Prática	Altura (cm)	Massa (kg)	Envergadura (cm)	IMC	Mão de jogo
1	19	10	174	72	174	23,7	Esquerda
2	21	10	173	65	172	21,7	Direita
3	21	13	185	70	185	20,4	Direita
4	23	13	177	66	171	21,1	Direita
5	21	14	182	84	184	25,3	Direita
6	22	14	183	72	183	21,4	Direita

A Figura 4.1 ilustra um exemplo de aquisição, representando a evolução da aceleração eficaz, em m/s^2 , num impacto gerado no serviço.

**Figura 4.1** Exemplo da evolução da aceleração eficaz, em m/s^2 , num impacto gerado no serviço.

A comparação entre os atletas e as condições em análise pode ser feita em termos de aceleração eficaz segundo os 3 eixos (RMS) e em função do valor total da aceleração. Na

Figura 4.2 apresenta-se a comparação em termos de aceleração total, para as 6 condições de ensaio, considerando apenas 2 dos 6 atletas voluntários, por terem sido apenas estes a realizarem medições nas 6 condições.

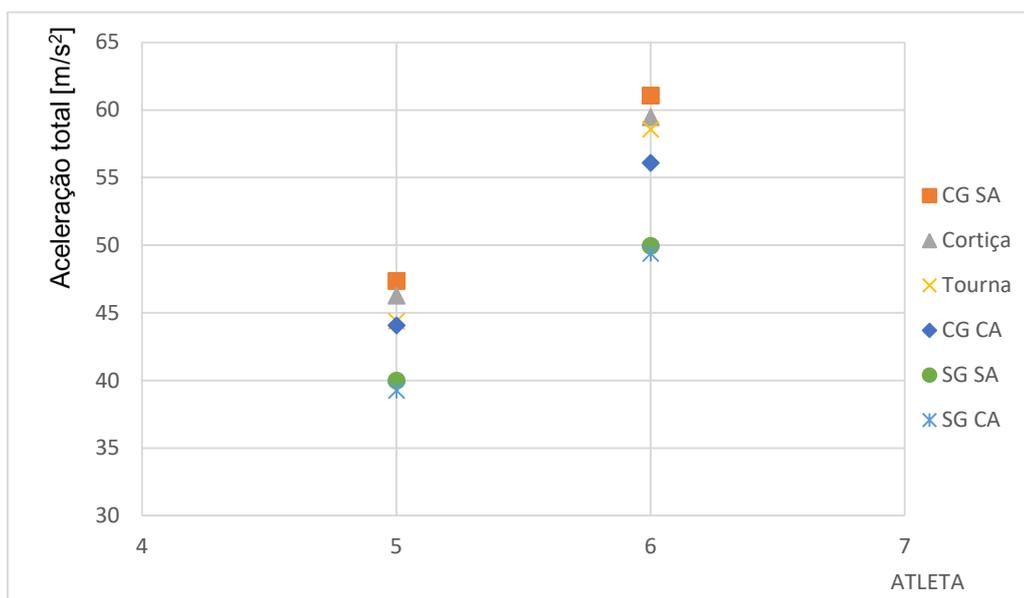


Figura 4.2 Comparação em termos de aceleração total para 2 atletas.

Da Figura 4.2 pode-se verificar que a ausência de *overgrip* diminui o valor da aceleração média em cerca de 18,2 %, para o atleta 6 no caso de SA e em 11,9% para o caso de CA. Para o atleta 5 esses valores são, respetivamente, de 15,5% e de 10,9%. Esta diminuição pode ser justificada pelo facto de que na ausência de *overgrip* a mão não aderir convenientemente à raquete, observando-se um deslizamento da raquete relativamente à mão, o que induz um menor valor de VMB

Em termos estatísticos, utilizando o teste *t*-Student para duas amostras com variâncias desiguais, a ausência do *overgrip* tem significado. De facto, comparando CG CA e SG CA verifica-se um valor de *p* de $6,5 \cdot 10^{-4}$, sendo que para o caso de CG SA e SG SA o valor de *p* é $7,6 \cdot 10^{-4}$, pelo que em ambas as situações se rejeita a hipótese nula. Estes valores baixos indicam uma influência bastante expressiva da presença do *overgrip*, sendo mais notória para a situação de com anti - vibrador, devido ao valor de *p* ser mais baixo.

Para as restantes situações, diferentes *overgrips* e com ou sem anti-vibrador, determinou-se que o valor de *p* era superior a 0,05, pelo que se pode dizer que estatisticamente não têm influência, isto é, está-se na gama de valores em que se aceita a hipótese das médias das amostras em análise serem iguais.

Fazendo agora um paralelo dos valores da aceleração total para os 6 atletas, avaliando a influência dos diferentes tipos de *overgrip* e da presença ou ausência do anti-vibrador, Figura 4.3, verifica-se que o valor médio mais elevado é observado para o caso de SG SA e o mais baixo para o CG CA, com um valor aproximado de 7,9 %.

Comparando agora os *overgrips* (CG CA, Cortiça e Tourna), em todas as situações considerando anti-vibrador, atesta-se que a presença da cortiça aumenta o valor da aceleração total em cerca de 5,6% e no caso do Tourna esse aumento é de aproximadamente 2,1 %, ou seja, valor que se enquadra dentro do desvio padrão. Pode-se então concluir que a presença da cortiça no *overgrip* não melhora as condições de treino em termos das vibrações transmitidas ao sistema mão-braço do atleta, e que o uso de *overgrips* de materiais diferentes não tem influência nas vibrações induzidas.

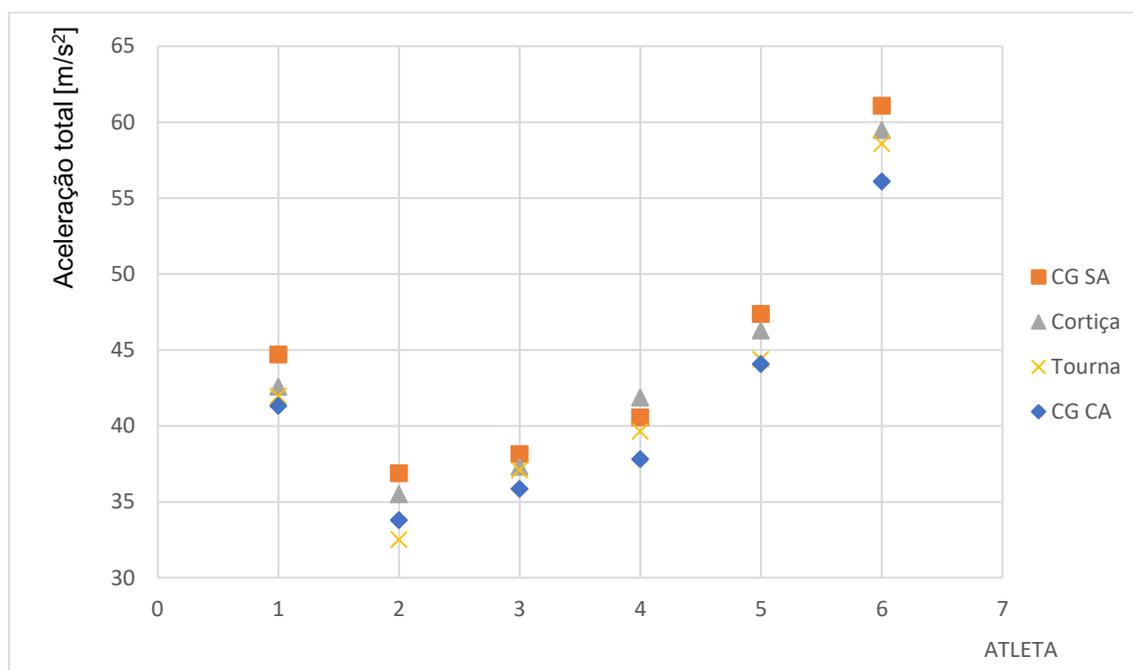


Figura 4.3 Comparação em termos de aceleração total para 6 atletas.

O atleta que apresenta maiores valores médios é o nº 6, sendo que o que apresenta valores mais baixos é o nº 2, o qual também é o único que apresenta valores inferiores para o Tourna, quando confrontado com as restantes condições. Comparando os 2 atletas nas condições mais favorável (CG CA) e mais desfavorável (CG SA) observa-se uma variação de 39,6 % e 39,8 %, respetivamente. Esta diferença pode ser justificada pelos dados antropométricos dos atletas (Tabela 4.1), em que sendo o atleta 2 mais baixo e com menor envergadura não confere tanta força no serviço, e não consegue imprimir tanta potência com as pernas devido ao movimento de “alavanca” criado ao dobrar os joelhos, diminuindo,

assim, as vibrações induzidas na raquete. Estes resultados estão em conformidade com os apresentados por [20], em que referem que maior força usada durante a prática de ténis promove maiores VMB.

Fazendo a média dos valores para os 6 atletas, Figura 4.4, consegue-se verificar que o valor médio mais elevado é observado para o caso de CG SA e o mais baixo para o CG CA. Os valores do desvio padrão são justificados pelo facto do atleta 6 apresentar, em todas as condições de ensaio, valores significativamente mais elevados que os restantes atletas. No entanto, esta tendência vem de encontro ao apresentado na Figura 4.3.

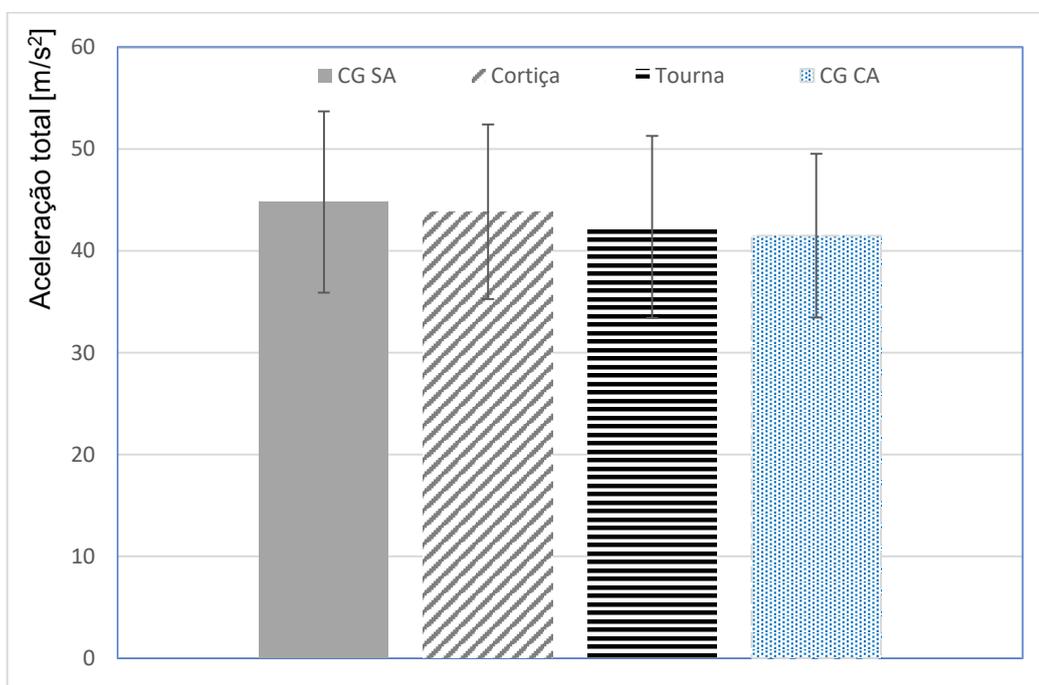


Figura 4.4 Comparação em termos de aceleração total média para 4 condições de análise.

Recorrendo ao teste *t*-Student, anteriormente referido, para se realizar uma comparação estatística entre as variáveis em estudo, verificou-se que o valor de *p* obtido era sempre superior a 0,05, pelo que se pode concluir que não existe influência estatística entre as amostras, em função da aceleração total.

A aceleração eficaz (RMS) segundo os três eixos (X, Y e Z) foi também alvo de estudo, sendo que os valores médios e respetivos desvios padrão, por atleta e por condição de teste, se apresentam nas Tabelas 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5. Nessas tabelas são, também, referidos os valores da aceleração total em cada situação de teste e por atleta, bem como o correspondente desvio padrão.

Tabela 4.2 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (CGCA).

Eixo Nº atleta	x [m/s ²]		y [m/s ²]		z [m/s ²]		a _{hv} [m/s ²]	Desv.P [m/s ²]
	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.		
1	27,01	1,95	17,19	2,53	26,93	3,17	41,31	2,33
2	23,55	2,55	15,65	2,27	20,36	2,24	33,79	3,47
3	22,59	4,25	17,53	2,81	21,33	1,71	35,86	4,40
4	23,91	2,25	18,71	0,94	19,74	1,23	37,81	2,19
5	34,47	1,56	18,62	2,46	19,06	1,31	44,07	2,48
6	30,69	4,70	34,82	1,51	32,06	1,39	56,08	9,21

Da Tabela 4.2 verifica-se que os maiores valores são observados para RMS X, exceto para o atleta 6, que apresenta o RMS Y como aceleração eficaz mais alta, mas aproximada a RMS X e RMS Z. No entanto, para os atletas 1, 2 e 3 as diferenças observadas entre o RMS X e RMS Z estão dentro do desvio padrão. O atleta 5 apresenta valores de RMS X significativamente mais elevados que os outros dois valores de aceleração eficaz.

Confrontando agora os resultados da Tabela 4.3, a tendência mantém-se idêntica ao avaliado pela Tabela 4.2, apesar de para esta situação de ensaio se detetar um valor de RMS X bastante superior para os atletas 3, 4 e 5, em relação aos RMS Y e RMS Z.

Tabela 4.3 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (CGSA).

Eixo Nº atleta	x [m/s ²]		y [m/s ²]		z [m/s ²]		a _{hv} [m/s ²]	Desv.P [m/s ²]
	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.		
1	29,51	3,75	16,43	1,79	27,69	2,31	44,70	3,90
2	20,93	2,67	18,68	1,87	22,08	2,39	36,89	3,17
3	24,96	2,95	16,92	3,33	19,98	2,33	38,15	3,75
4	25,78	3,24	19,84	1,48	21,01	2,86	40,56	1,86
5	34,34	3,14	20,34	1,62	21,48	2,18	47,36	2,53
6	30,23	2,85	36,74	3,89	33,74	4,44	61,06	2,83

Tabela 4.4 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (Cortiça).

Eixo Nº atleta	x [m/s ²]		y [m/s ²]		z [m/s ²]		a _{hv} [m/s ²]	Desv.P [m/s ²]
	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.		
1	29,75	1,01	14,66	1,64	27,44	2,57	45,58	2,62
2	21,07	1,97	19,25	2,66	22,68	0,99	35,50	2,76
3	22,91	2,66	17,11	2,48	20,07	1,69	37,38	2,22
4	27,72	2,17	21,01	1,81	21,27	1,57	41,99	2,69
5	35,21	3,34	20,35	2,04	17,79	1,52	46,28	2,10
6	27,23	4,19	37,33	1,92	35,73	3,49	59,47	4,38

As conclusões a retirar da análise da Tabela 4.4 estão em consonância com as retiradas para a Tabela 4.3, sendo que neste caso os valores de RMS X e RMS Z para o atleta 3 se aproximam e para o atleta 6 RMS X é claramente mais baixo que RMS Y e RMS Z.

Da Tabela 4.5 comprova-se que todos os atletas mantêm as mesmas tendências em termos de valores de aceleração eficaz.

Tabela 4.5 Valor da aceleração eficaz total média ponderada em frequência e acelerações axiais (Tourna).

Eixo Nº atleta	x [m/s ²]		y [m/s ²]		z [m/s ²]		a _{hv} [m/s ²]	Desv.P [m/s ²]
	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.	RMS	Desv. P.		
1	25,62	2,32	17,09	2,84	27,99	2,60	41,96	2,58
2	19,53	1,19	14,13	1,67	18,12	1,42	32,51	3,06
3	26,84	3,63	17,35	2,25	18,62	0,76	37,09	2,76
4	26,95	2,29	19,95	2,91	20,29	1,29	39,63	1,63
5	31,61	1,97	23,17	1,05	18,69	1,54	44,38	0,79
6	21,73	2,49	39,53	2,69	33,01	2,07	58,57	3,44

Seria espectável que, em função do sistema de eixos definido pela posição do acelerómetro na raquete, os valores mais elevados para a aceleração eficaz fossem observados na direção do eixo dos ZZ. No entanto, na maioria dos ensaios, e atleta, o maior valor é atestado na direção XX. A justificação para este efeito pode ter a ver com a forma como cada atleta pega na raquete e no movimento que faz com o pulso durante o serviço. Se a mão não ficar bem fixa ao punho da raquete pode haver movimento do pulso durante o

serviço, fazendo com que as vibrações sejam transmitidas segundo o eixo dos XX. De acordo com [16], a força com que se agarra o punho da raquete pode influenciar as vibrações produzidas durante o impacto da bola nas cordas e, conseqüentemente, a amplitude e quantidade de vibrações produzidas, as quais são transmitidas ao sistema mão-braço. De acordo com Chadeaux *et al.* [35], a maior energia de vibração é normalmente transmitida segundo a direção de impacto da bola na raquete, no entanto, pode-se verificar um aumento na quantidade de energia de vibração transmitida ao longo do eixo longitudinal quando a intensidade da pancada na bola aumenta. Rogowski *et al.* [36] realizaram um estudo em que colocaram um acelerómetro na zona do coração da raquete, tendo concluído que as maiores vibrações são observadas fora do plano da raquete. No entanto, referem que as vibrações nas outras 2 direções não podem ser desprezadas.

Comparando os 60 testes para os valores de RMS (X, Y e Z) não se observam estatisticamente diferentes ($p > 0,05$). Comparando a opção CG CA e SG CA (20 valores) verifica-se que estatisticamente existe influência para os valores de RMS X, o valor de p é de $1,86 \cdot 10^{-3}$, e de RMS Z, p é de $2,8 \cdot 10^{-5}$, ou seja, a maior influência é avaliada para o eixo dos ZZ, devido ao valor de p ser bastante menor. Para o caso de CG SA e SG SA apenas para o RMS X se verifica um valor de p superior a 0,05, sendo de $1,41 \cdot 10^{-3}$.

Em termos individuais verifica-se que:

Para o atleta 1, a presença da cortiça, quando comparada com CG CA, influencia os valores de RMS X e de RMS Y, com o valor de p de 0,043 e 0,0296, respetivamente.

No atleta 2, o RMS Y é influenciado quando se compara CG CA e CG SA, sendo p igual a 0,017. A presença da cortiça, quando comparada com CG CA, altera todos os valores de RMS X, com valores de p de 0,036, RMS Y, de $3,8 \cdot 10^{-4}$ e RMS Z, de $1,32 \cdot 10^{-2}$.

No caso do atleta 3, só quando se compara o Tourna com CG CA é que se observam alterações no valor de RMS Z, sendo p igual a 0,021.

O único atleta que não apresenta variações estatísticas em nenhuma das situações em análise é o atleta 4.

O atleta 5 apresenta variação de RMS Z quando se compara CG CA e CG SA, verificando-se um p de 0,032. Também com a presença do Tourna, em relação com CG CA, os valores de RMS X e RMS Y sofrem variação, com valores de p de $7,24 \cdot 10^{-4}$ e 0,032, respetivamente. Neste caso, o valor de p para o RMS X é muito baixo, o que implica que a maior influência é no eixo dos XX.

Tal como no caso dos atletas 3 e 5, para o atleta 6, a presença do Tourna também altera os valores de RMS. No caso específico do atleta 6, influencia todos os valores. Os valores de p são de $8,98 \cdot 10^{-3}$, $6,13 \cdot 10^{-3}$ e $0,038$ para RMS X, RMS Y e RMS Z, respetivamente.

4.2. Análise termográfica

Tal como descrito no capítulo 3, foram tiradas várias imagens termográficas a cada atleta, a partir de 4 perspetivas diferentes. Em cada perspetiva (frontal, traseira, lateral direita e lateral esquerda), foram selecionadas diferentes ROI para analisar os mapas térmicos nessas zonas. A escolha das ROI em análise está relacionada com os músculos da parte do tronco e membros superiores que são mais recrutados no serviço de ténis e que podem por isso apresentar maior diferença de temperatura ao longo do protocolo de teste. Na Figura 4.5, é apresentado um conjunto de imagens termográficas onde se podem observar as ROI selecionadas, para atletas escolhidos aleatoriamente.

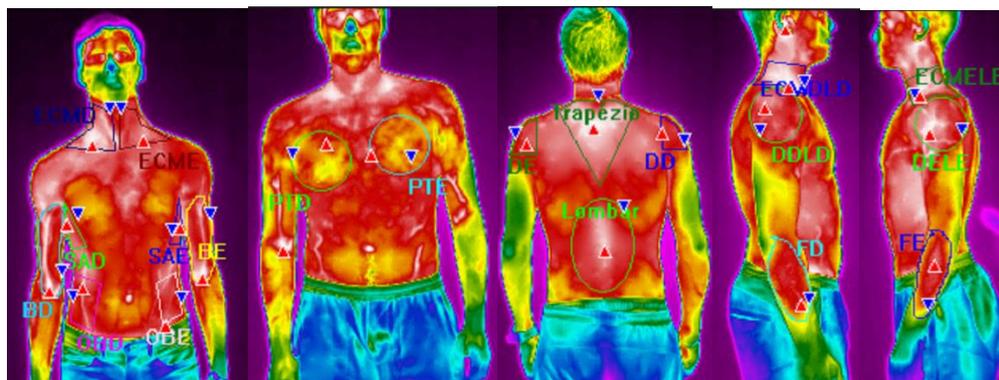


Figura 4.5 Representação das ROI consoante a perspetiva.

A partir da perspetiva frontal foram definidas 10 regiões: BD (Bíceps Direito), BE (Bíceps Esquerdo), ECMD (Esternocleidomastóideo Direito), ECME (Esternocleidomastóideo Esquerdo), OBD (Oblíquo Direito), OBE (Oblíquo Esquerdo), PTD (Peitoral Direito), PTE (Peitoral Esquerdo), SAD (Serratus Anterior Direito) e SAE (Serratus Anterior Esquerdo). Da perspetiva traseira, selecionaram-se 4 ROI: DD (Deltóide Direito), DE (Deltóide Esquerdo), Lombar e Trapézio. Além destas, foram definidas mais 6 regiões de interesse: DDL (Deltóide Direito Lado Direito), DELE (Deltóide Esquerdo Lado Esquerdo), ECMDLD (Esternocleidomastóideo Direito Lado Direito), ECMELE

(Esternocleidomastóideo Esquerdo Lado Esquerdo), FD (Flexor Direito) e FE (Flexor Esquerdo).

Para cada uma destas regiões, com ajuda do *software* FLIR ResearchIR Max, e a partir das diversas imagens obtidas, foram retirados os valores de temperatura máxima, média e mínima e o desvio padrão do valor da temperatura média.

Inicialmente, para cada atleta e cada grupo muscular, procede-se a uma análise da variação de temperatura média entre a situação de referência, antes de executar qualquer serviço, e a situação final, depois de 40 serviços. Na Equação 4.1 apresenta-se a expressão de cálculo deste valor.

$$\Delta T_{méd,40-0} = T_{méd,40} - T_{méd,0} \quad (4.1)$$

onde:

$\Delta T_{méd,40-0}$ é a variação da temperatura média entre a situação final, depois de 40 serviços, e a situação de referência, antes de executar qualquer serviço;

$T_{méd,40}$ é a temperatura média da situação final;

$T_{méd,0}$ corresponde à temperatura média da situação de referência.

Na Tabela 4.6 regista-se esta variação da temperatura entre a situação final e a situação de referência.

A análise aos dados obtidos mostra na generalidade dos casos uma diminuição da temperatura da pele em todas as zonas em estudo, estando de acordo com Nakayama *et al.* [37]. Este decréscimo acontece numa parte inicial, podendo ser seguido de uma ascensão, tal como se pode observar, por exemplo, no gráfico da Figura 4.16.

Refira-se que para atletas experientes, reproduzir 40 serviços não necessita de grande esforço continuado, não sendo uma atividade muito exigente. No entanto, a observação ao registo do atleta 3 o único que apresenta variações positivas, ou seja, aquecimento em determinadas ROI, pode-se afirmar que para este atleta realizar 40 serviços já é uma tarefa algo exigente.

Tabela 4.6 O valor de $\Delta T_{\text{méd},40-0}$ em função do atleta e grupo muscular.

Grupo Muscular \ Atleta			$\Delta T_{\text{méd},40-0}$ (°C)							
			A1	A2	A3	A4	A5	A6	Média	Desv. P
Perspetiva	Frontal	BD	-1,90	-2,20	-0,70	-1,40	-2,10	-2,30	-1,77	0,56
		BE	-1,30	-2,80	0,20	-2,00	-2,00	-2,30	-1,70	0,96
		ECMD	-1,70	-1,40	0,60	-1,10	-2,10	-1,70	-1,23	0,87
		ECME	-1,10	-2,00	0,30	-1,70	-2,20	-2,00	-1,45	0,86
		OB	-1,40	-1,50	-0,70	-2,00	-3,50	-2,70	-1,97	0,92
		OBE	-1,70	-1,50	0,00	-1,80	-3,30	-1,90	-1,70	0,96
		PTD	-1,70	-0,20	-0,40	-3,00	-3,50	-3,00	-1,97	1,30
		PTE	-1,70	-0,50	-0,30	-2,70	-3,00	-2,50	-1,78	1,06
		SAD	-1,90	-0,60	-0,70	-2,10	-3,80	-3,00	-2,02	1,15
	SAE	-1,70	-0,80	-0,60	-1,70	-3,70	-2,20	-1,78	1,02	
	Traseira	DD	-1,90	-0,40	-0,30	-2,50	-2,80	-2,50	-1,73	1,01
		DE	-1,70	-0,30	0,10	-2,50	-2,30	-2,30	-1,50	1,03
		Lombar	-2,40	-1,40	-0,40	-3,40	-3,40	-2,80	-2,30	1,09
		Trapézio	-1,30	-0,90	-0,20	-2,10	-3,10	-2,30	-1,65	0,96
	Lateral Direita	DDL	-1,40	0,10	-0,20	-2,80	-2,80	-1,50	-1,43	1,13
		ECMDL	-1,50	-0,80	0,40	-1,40	-1,10	-0,90	-0,88	0,63
		FD	-1,10	0,20	0,00	-1,20	-0,20	-1,00	-0,55	0,56
	Lateral Esquerda	DELE	-1,30	0,70	0,40	-2,50	-2,80	-1,40	-1,15	1,32
ECMELE		-0,60	-1,10	0,50	-1,20	-1,60	-1,60	-0,93	0,72	
FE		-0,50	0,30	0,00	-0,50	-1,80	-0,80	-0,55	0,67	

As variações térmicas não são uniformes em todos os atletas voluntários, conduzindo a desvios padrão elevados. O atleta 5 é o que apresenta maior diferença de temperatura entre a situação final e a de referência, na maioria das ROI e o atleta 3 o que apresenta menores variações, apesar de algumas serem positivas. Nas Figuras 4.6 e 4.7, apresenta-se a perspetiva frontal ao longo do protocolo para os atletas 3 e 5.

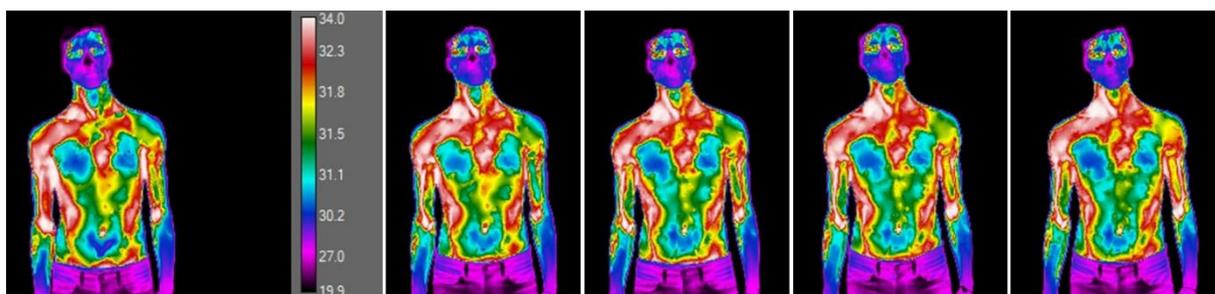


Figura 4.6 Perspetiva frontal do atleta 3 ao longo do protocolo. Da esquerda para a direita, situação de referência (0 serviços) e sequencialmente dos 10 serviços até aos 40.

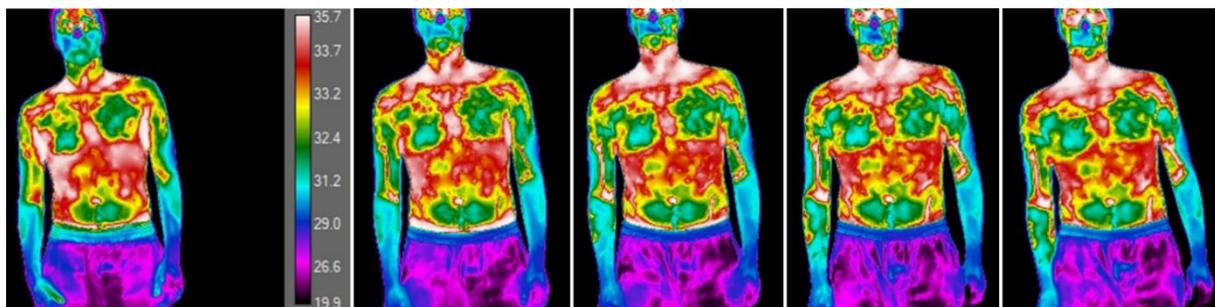


Figura 4.7 Perspetiva frontal do atleta 5 ao longo do protocolo. Da esquerda para a direita, situação de referência (0 serviços) e sequencialmente dos 10 serviços até aos 40.

A observação das figuras anteriores mostra que ao longo do protocolo as zonas de maior temperatura vão ficando mais uniformes e distinguíveis. Há uma clara distinção entre a primeira fotografia termográfica (situação de referência) e as outras 4 (depois de executar serviços), sendo estas últimas muito idênticas, sugerindo uma uniformização da distribuição de temperatura.

A temperatura média das ROI selecionadas também foi alvo de estudo. Nas Figuras 4.8, 4.9, 4.10, 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14 são apresentadas as temperaturas médias de cada zona dos grupos musculares selecionados para análise, comparando também cada lado destes grupos musculares ao longo do protocolo.

A Figura 4.8 sugere que o comportamento de todos os atletas é idêntico em ambos os lados do bícep, observando-se uma diminuição inicial seguida de estabilização da temperatura média, exceto nos atletas 2 e 3. O atleta 2 apresenta sempre uma diminuição da temperatura ao longo do ensaio, enquanto que o atleta 3 apresenta diminuição seguida de um aumento, surgindo então um aquecimento em relação à situação final.

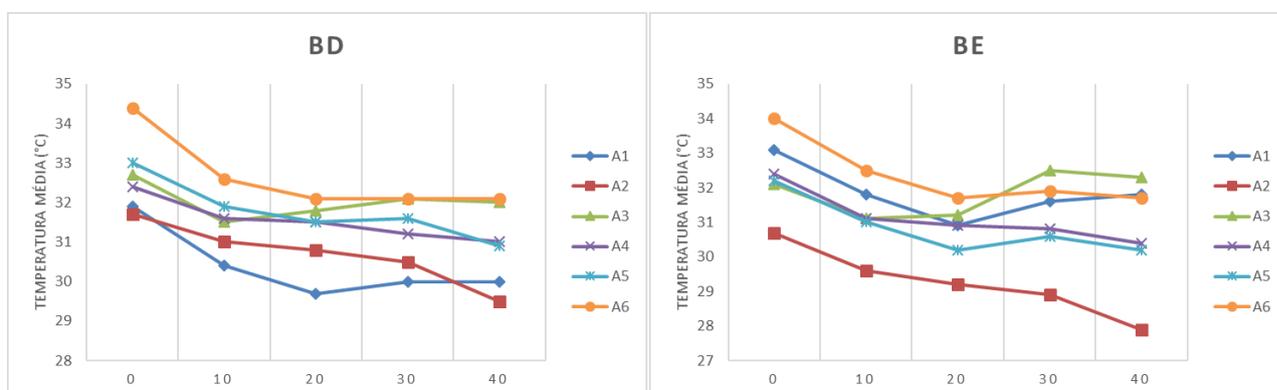


Figura 4.8 Temperatura média no decurso do protocolo na zona do bícep, para cada atleta.

Para a região dos deltóides, Figura 4.9, para ambos os lados os registos de temperatura são semelhantes em ambos os lados e as tendências também, não havendo discrepância e desigualdades. Nos atletas 4, 5 e 6 existe uma diminuição linear e gradual da temperatura. No atleta 1 observa-se uma diminuição seguida de estabilização térmica. No caso do atleta 3, identifica-se uma ligeira diminuição da temperatura média continuada de um aumento, também ligeiro.

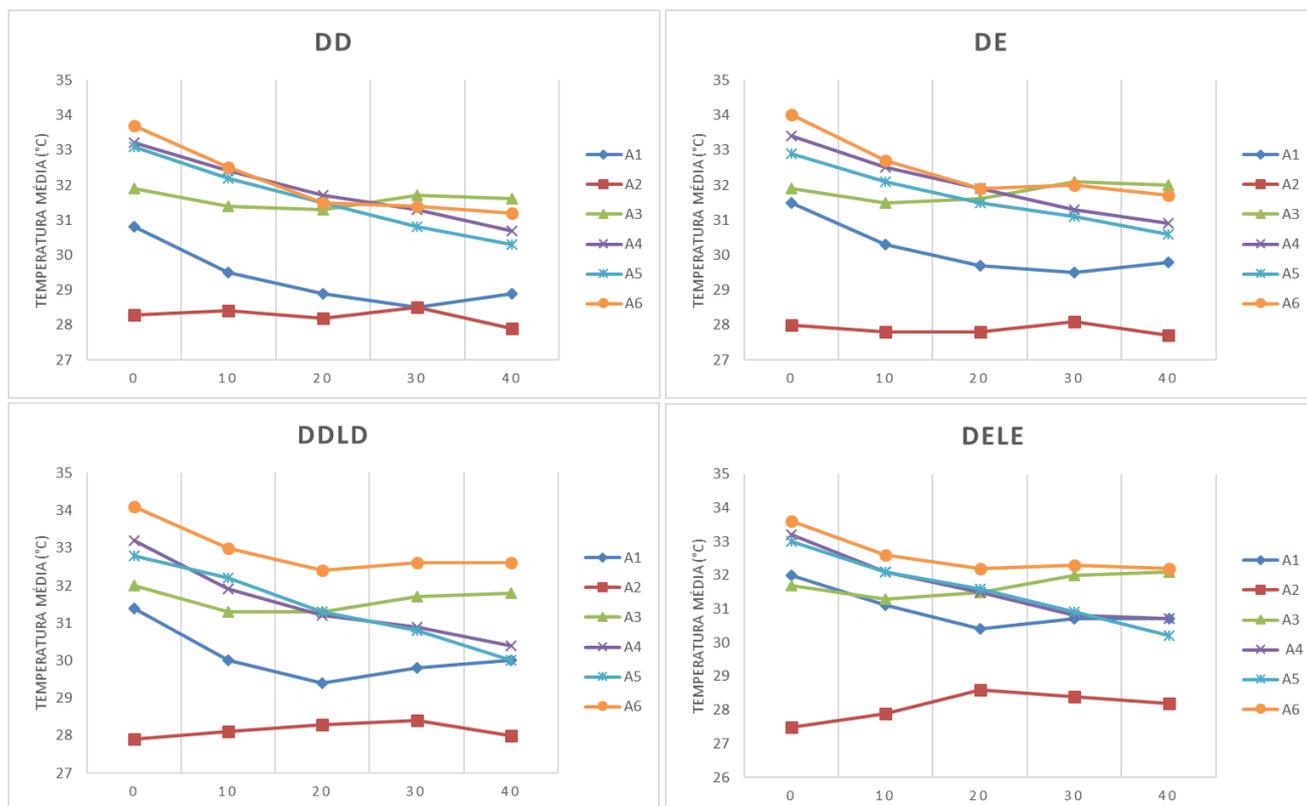


Figura 4.9 Temperatura média no decorrer do protocolo na zona do deltóide, para cada atleta.

Tal como para os deltóides, foram obtidas 2 medições para cada lado da região do músculo esternocleidomastóideo, dado a perspetiva ser diferente. A análise confirma o que foi descrito anteriormente em relação ao deltóide. Independentemente de se mudar a perspetiva e a fotografia apanhar diferentes zonas do mesmo músculo, este não deixa de se comportar da mesma maneira em termos térmicos. Comparando ambos os lados e as duas perspetivas, a tendência para cada atleta é idêntica. É observável na Figura 4.10 que apenas o atleta 2 apresenta uma variação de comportamento em ECMELE.

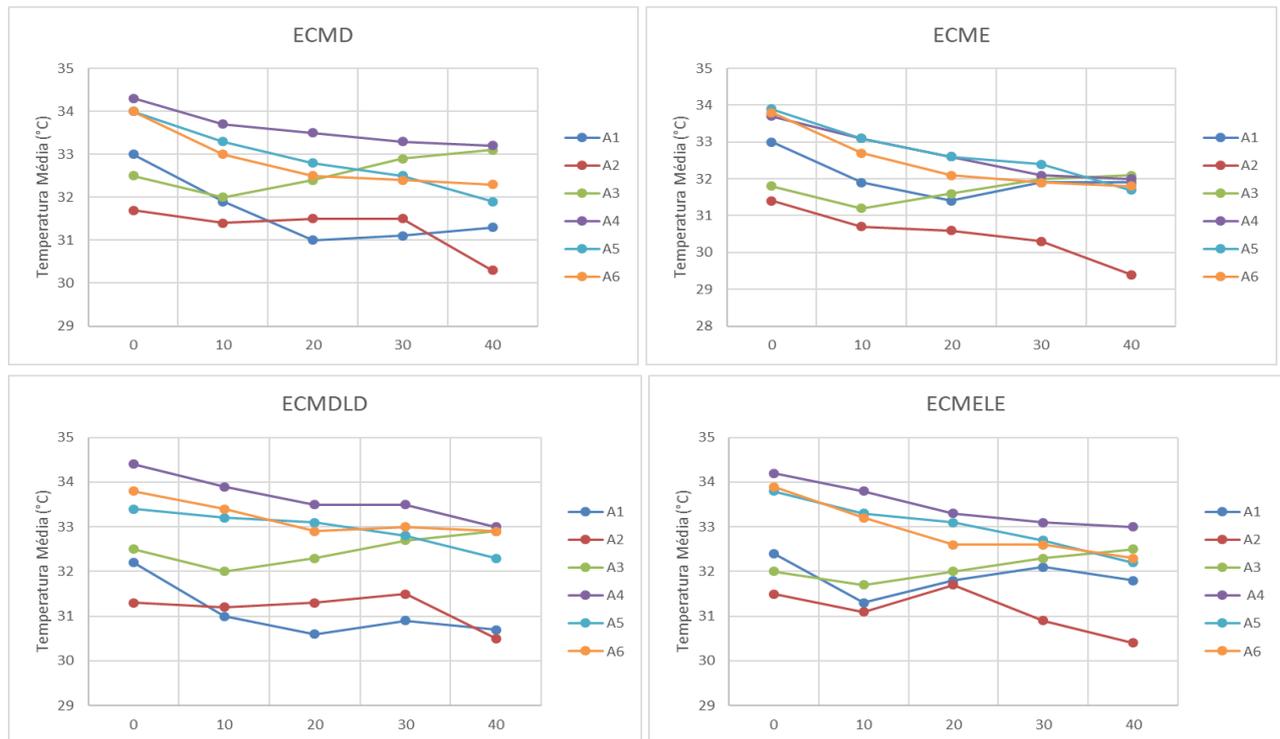


Figura 4.10 Temperatura média durante o protocolo na zona do esternocleidomastóideo, para cada atleta.

No caso do músculo fletor, as temperaturas médias são superiores do lado direito, exceto o caso do atleta 1. A região do flexor direito é a que apresenta a temperatura mais estável na maioria dos atletas. Os atletas 1, 3, 4 e 6 apresentam um comportamento idêntico em ambos os lados, Figura 4.11.

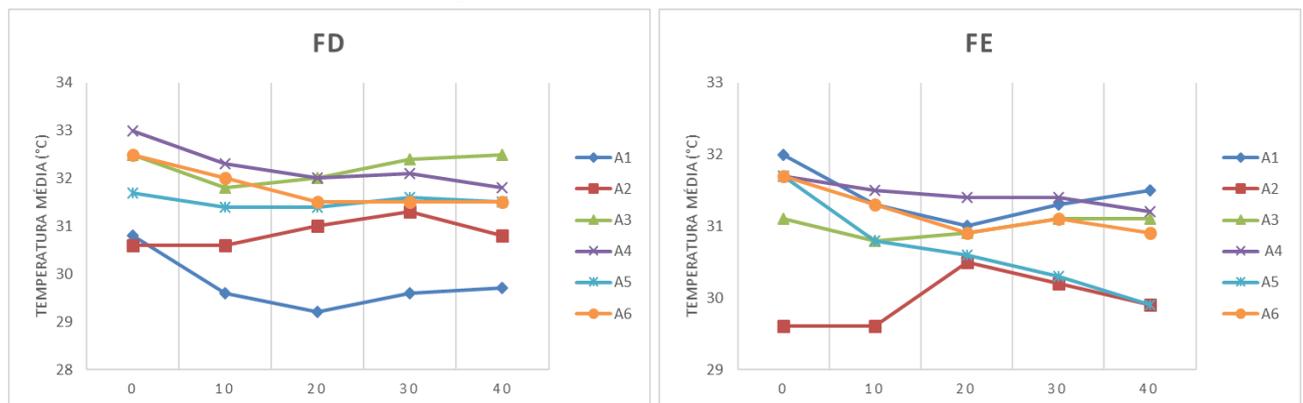


Figura 4.11 Temperatura média no decorrer de todo o protocolo na zona do flexor, para cada atleta.

No caso das regiões correspondentes aos músculos oblíquo direito e esquerdo, como é evidenciado na Figura 4.12, existe uma clara tendência de diminuição da temperatura

média, decréscimo inicial abrupto, seguida de um período de estabilização. Não existem diferenças entre ambos os lados que sejam consideráveis. O uso dos 2 lados é semelhante.

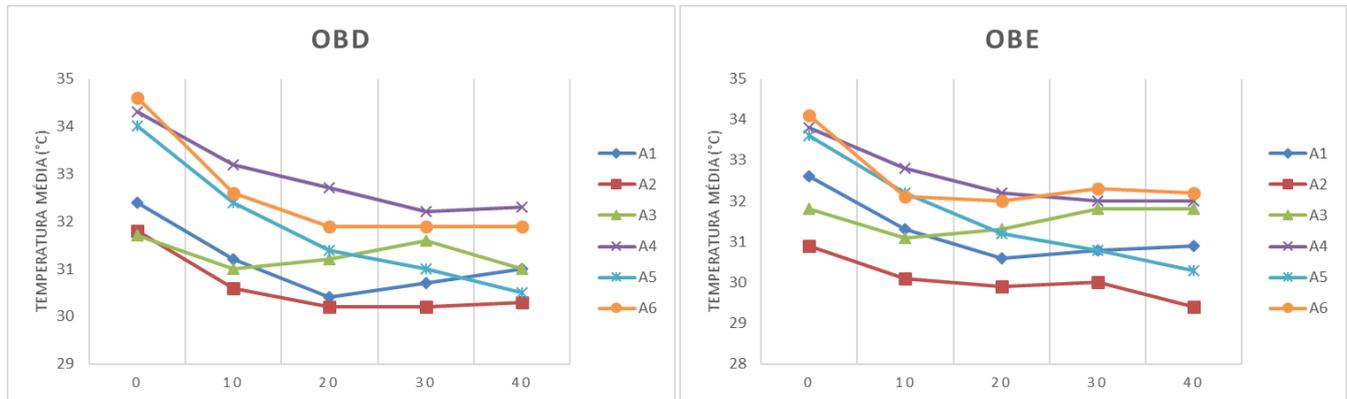


Figura 4.12 Temperatura média durante o protocolo na zona do oblíquo, para cada atleta.

Na zona do peitoral, o comportamento de decréscimo é mais linear e gradual que no caso dos oblíquos, sendo que nos atletas 2 e 3 essa variação é menor quando comparada com a dos restantes. Da Figura 4.13 também se conclui que apesar de o comportamento de cada atleta não variar significativamente comparando os lados, o lado direito apresenta uma variação da temperatura média superior a 1°C em relação ao lado esquerdo, tanto na situação de referência como no final do protocolo.

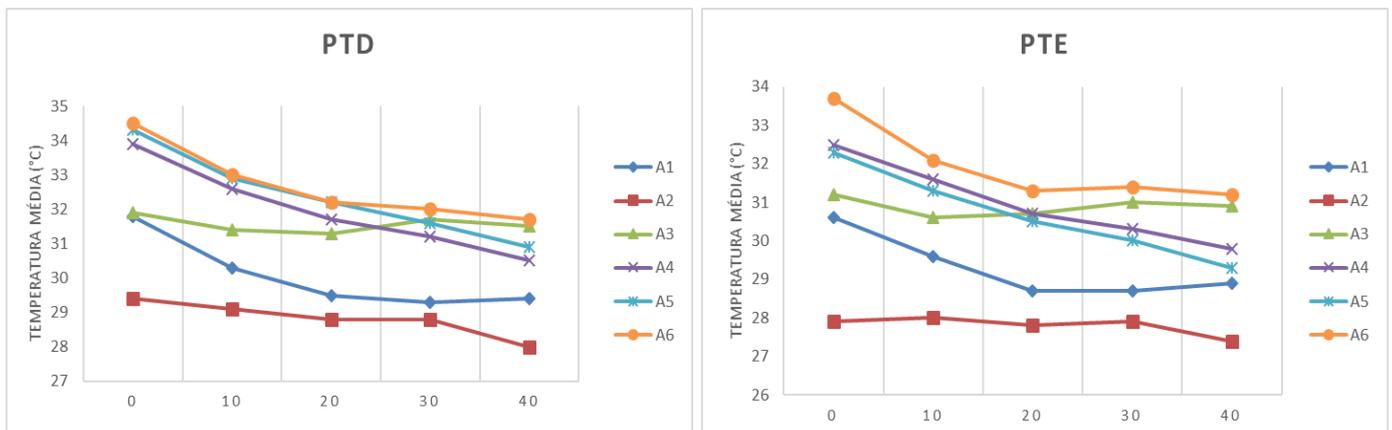


Figura 4.13 Temperatura média em toda a extensão do protocolo na zona do peitoral, para cada atleta.

Apesar de não haver um padrão tendencial que englobe todos os atletas, individualmente só o atleta 2 é que não apresenta a mesma tendência, entre ambos os lados do serratus anterior. As situações dos dois lados são muito diferentes, não havendo uma equiparação. Deve-se dar ênfase ao caso do atleta 5, no lado esquerdo ter um $\Delta T_{(méd,40-0)}$ de quase 4°C, como é verificável na figura 4.14.

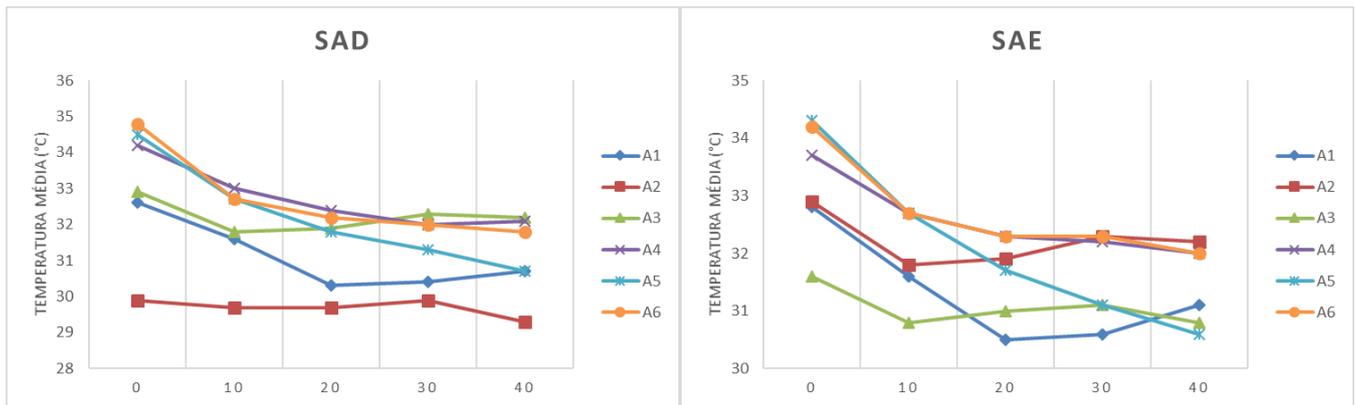


Figura 4.14 Temperatura média no decurso do protocolo na zona do *serratus* anterior, para cada atleta.

Sabendo que a temperatura do corpo ronda os 37°C, seria de estranhar, em alguns dos ensaios, a temperatura média de determinada zona ser pouco mais que 27°C. É uma diferença de quase 10°C. Uma possível explicação para isto é o facto de ser medida a temperatura da pele. Sendo esta uma extremidade do corpo, faz sentido que esteja mais fria devido aos fenómenos e efeitos da evaporação, radiação, condução e convecção. De acordo com Webb [38], esta gama de registos de temperatura é coerente, como se pode verificar na Figura 4.15. Os ensaios termográficos deste estudo foram feitos a 18°C, o que não é uma diferença tão grande em relação aos 15°C da figura seguinte e que comprova a gama de temperaturas obtidas.

Temperatura Exterior - 15°C

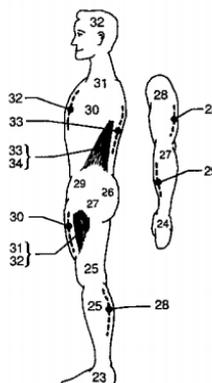


Figura 4.15 Temperatura da pele nas diferentes zonas do corpo com uma temperatura exterior de 15°C (adaptado de [38]).

A existência de um atleta canhoto (mão de jogo é a esquerda), atleta 1, permite testar a hipótese de cruzamento ou espelhamento muscular térmico. Nas Figuras 4.16 e 4.17 são apresentados os valores da temperatura média ao longo do protocolo de 3 grupos musculares e de 6 ROI para os atletas 1 e 6.

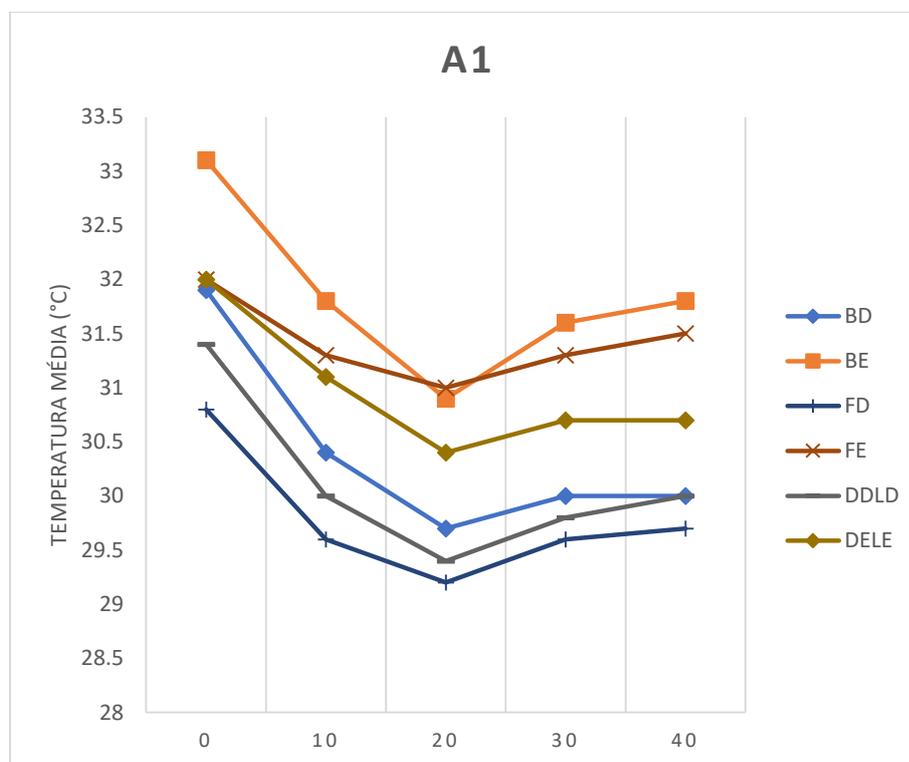


Figura 4.16 Temperatura média dos bíceps, flexores e deltóides do atleta 1.

Comparando os lados de cada grupo muscular, consegue-se verificar que para o atleta 1, as regiões do lado esquerdo apresentam todas maiores valores da temperatura média em relação às regiões do respetivo lado direito. O contrário acontece com o atleta 6, atleta destro, as regiões do lado direito demonstram maiores valores de temperatura em relação às zonas equivalentes do lado esquerdo. A Tabela 4.7 resume esta observação.

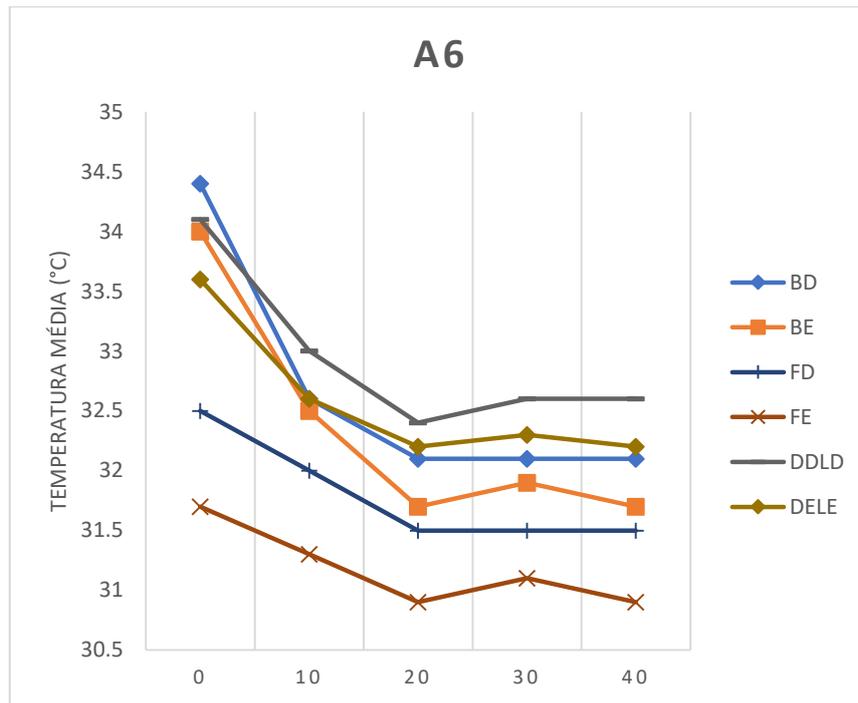


Figura 4.17 Temperatura média dos bíceps, flexores e deltóides do atleta 6.

Tabela 4.7 Comparação de superioridade de temperatura entre ROI do mesmo grupo muscular entre um atleta canhoto e outro destro.

Comparação de temperatura entre ROI do mesmo grupo muscular					
	A1		A6		
BD	<	BE	BD	>	BE
DDL	<	DELE	DDL	>	DELE
FD	<	FE	FD	>	FE

É possível observar na Figura 4.18 que os músculos mais solicitados no canhoto, os do braço e lado esquerdo, são os mesmos que são mais solicitados no destro, no braço e lado direito, daí ser designado de cruzamento ou espelhamento muscular térmico.

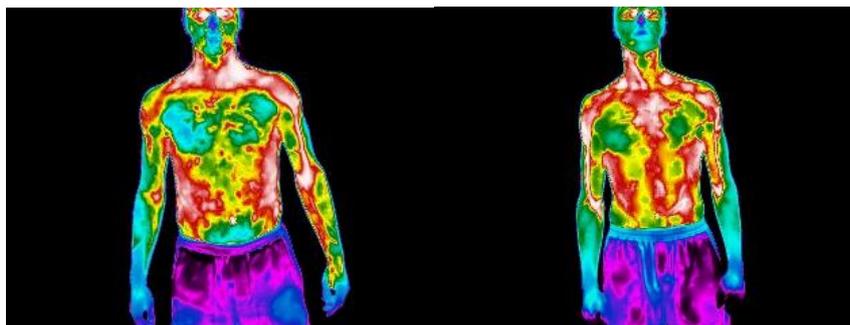


Figura 4.18 Fotografias termográficas dos atletas 1 (esquerda) e 6 (direita) na situação final.

5. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Relativamente à análise de vibração no sistema mão-braço retira-se que em termos médios, os valores da aceleração total para os diversos casos são:

- CG SA: 44,79 m/s²;
- Cortiça: 43,83 m/s²;
- Tourna: 42,35 m/s²;
- CG CA: 41,45 m/s².

Consegue-se concluir que o caso mais favorável é CG CA e o que apresenta maiores valores de aceleração, sendo por isso considerado mais desfavorável é CG SA, sugerindo que a presença do anti-vibrador tem influência nos resultados. A ausência de *overgrip* também influencia os resultados, porque não existe um contacto correto entre a mão e o punho da raquete e indicia a probabilidade de escorregamento da mão. A presença da cortiça não apresenta uma influência positiva em relação aos outros *overgrip*, apesar de também não ser o caso mais desfavorável.

A análise termográfica sugere que existe uma diminuição da temperatura média ao longo do protocolo na maioria dos casos, evidenciando um elevado recrutamento muscular no gesto do serviço em ténis. Em determinadas zonas, verificam-se temperaturas inferiores a 28°C, quase 10°C abaixo da temperatura média do corpo humano (cerca de 36°C). Para um dos atletas observou-se uma variação negativa de quase 4°C, em ambos os lados das zonas do serratus anterior.

Comparando cada lado, de cada grupo muscular, verifica-se que para cada atleta, o comportamento em termos térmicos é semelhante entre o lado esquerdo e direito. Devido à existência de um atleta canhoto no protocolo, foi possível observar a existência de cruzamento ou espelhamento muscular térmico, sendo o comportamento térmico da zona de um determinado músculo, de um atleta canhoto, o espelho do comportamento de um atleta destro.

5.1. Sugestões para trabalhos futuros

No seguimento da presente dissertação, como pontos possíveis para sugestões de trabalhos futuros definem-se os seguintes:

- Nas duas áreas, realizar estudos em situação real de jogo para verificar os comportamentos, tanto em análise de vibrações como em mapa térmico, avaliando o desempenho a um nível profissional de atletas de alta competição;
- Utilizar uma câmara de alta velocidade para analisar com precisão o movimento do serviço, especialmente na zona de contacto entre a mão e a raquete para tentar justificar o facto de os maiores valores da aceleração eficaz não se verificarem no eixo dos *ZZ* como seria expectável;
- Realizar estudos electromiográficos nos músculos seleccionados para correlacionar o mapa térmico com a atividade muscular.

REFRÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. C. Fernandes, “Segurança Nas Vibrações Sobre O Corpo Humano,” p. 11, 2000.
- [2] ISO, “ISO 2631,” vol. 1978, 1978.
- [3] C. Costa and H. Mathias, “Análise de vibrações mecânica com FPGA,” 2008.
- [4] T. M. SALIBA, “Manual prático de avaliação e controle de vibração,” p. 101, 2013.
- [5] S. Milosavljevic, D. I. Mcbride, N. Bagheri, R. M. Vasiljev, R. Mani, A. B. Carman, and B. Rehn, “Exposure to whole-body vibration and mechanical shock: A field study of quad bike use in agriculture,” *Ann. Occup. Hyg.*, vol. 55, no. 3, pp. 286–295, 2011.
- [6] C. A. Braga, “Exposição ocupacional a vibrações no sistema mão-braço no sector da construção,” p. 112, 2007.
- [7] N. S. Soeiro, “Vibrações e o Corpo Humano: uma avaliação ocupacional,” 2011.
- [8] B. Rehn, I. A. Bergdahl, C. Ahlgren, C. From, B. Järvholm, R. Lundström, T. Nilsson, and G. Sundelin, “Musculoskeletal Symptoms Among Drivers of All-Terrain Vehicles,” *J. Sound Vib.*, vol. 253, no. 1, pp. 21–29, 2002.
- [9] T. P. Furness and W. E. Maschette, “Influence of Whole Body Vibration Platform Frequency on Neuromuscular Performance of Community-Dwelling Older Adults.,” *J. Strength Cond. Res. (Lippincott Williams Wilkins)*, vol. 23, no. 5, pp. 1508–1513, 2009.
- [10] ISO 5349:1979 (E). Mechanical vibration – Guide for evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration.
- [11] ISO 5349-1:2001. Mechanical vibration – Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration – Part 1: General requirements.
- [12] ISO 5349-2:2002. Mechanical vibration – Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration – Part 2: Practical guidance for measurement at the workplace.
- [13] C. T. M. Anflor, “Estudo da Transmissibilidade da Vibração do corpo Humano na Direção vertical e Desenvolvimento de um Modelo Biodinâmico de Quatro Graus de Liberdade,” 2003.
- [14] DIRECTIVE 2002/44/EC. On the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (vibration). L177/13 (25-06-2002).
- [15] R. Cross, “Factors affecting the vibration of tennis racquets,” *Sport. Eng.*, vol. 18, no. 3, pp. 135–147, 2015.
- [16] E. M. Hennig, T. L. Milani, and D. Rosenbaum, “The influence of tennis racket design on impact induced arm oscillations,” *Biomech. XIV*, pp. 562–563, 1993.
- [17] E. M. Hennig, D. Rosenbaum, and T. L. Milani, “Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 24, pp. 1134–1140, 1992.
- [18] L. Ferrara and A. Cohen, “A mechanical study on tennis racquets to investigate design factors that contribute to reduced stress and improved vibrational dampening,” *Procedia Eng.*, vol. 60, pp. 397–402, 2013.
- [19] C. H. Yang, P. C. Lin, and Y. J. Chiu, “The Influence of Vibration Mode on Response of Tennis Racket,” *J. Biomech.*, vol. 40, p. S774, 2007.
- [20] E. M. Hennig, “Influence of racket properties on injuries and performance in tennis,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 35, no. 2, pp. 62–66, 2007.

- [21] C. L. Stroede, L. Noble, and H. S. Walker, "The effect of tennis racket string vibration dampers on racket handle vibrations and discomfort following impacts," *J. Sports Sci.*, vol. 17, no. 5, pp. 379–385, 1999.
- [22] I. Rogowski, T. Creveaux, S. Triquigneaux, P. Macé, F. Gauthier, and V. Sevrez, "Tennis racket vibrations and shock transmission to the wrist during forehand drive," *PLoS One*, vol. 10, no. 7, 2015.
- [23] F. X. Li, D. Fewtrell, and M. Jenkins, "String vibration dampers do not reduce racket frame vibration transfer to the forearm," *J. Sports Sci.*, vol. 22, no. 11–12, pp. 1041–1052, 2004.
- [24] C. L. Stroede, L. Noble, and H. S. Walker, "The effect of tennis racket string vibration dampers on racket handle vibrations and discomfort following impacts," *J. Sports Sci.*, vol. 17, no. 5, pp. 379–385, 1999.
- [25] E. S. B. M. Barreira, "Aplicação da Termografia ao Estudo do Comportamento Higrotérmico dos Edifícios. Dissertação apresentada para obtenção do grau de Mestre em Construção de Edifícios," p. 196, 2004.
- [26] Espectro eletromagnético, <http://labcisco.blogspot.com/2013/03/o-espectro-eletromagnetico-na-natureza.html>, 13/06/2018
- [27] Lei de Wien, https://en.wikipedia.org/wiki/Wien%27s_displacement_law, 13/06/2018
- [28] Radiação espectral, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Radiao_espectral.png, 13/06/2018
- [29] I. Fernández-Cuevas, J. C. Bouzas Marins, J. Arnáiz Lastras, P. M. Gómez Carmona, S. Piñonosa Cano, M. Á. García-Concepción, and M. Sillero-Quintana, "Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review," *Infrared Phys. Technol.*, vol. 71, pp. 28–55, 2015.
- [30] J. I. Priego Quesada, M. R. Kunzler, and F. P. Carpes, "Methodological Aspects of Infrared Thermography in Human Assessment," *Appl. Infrared Thermogr. Sport. Sci.*, pp. 49–79, 2017.
- [31] Keenan, E., Georgina, G., Louisa, F., David, W., & Gerard, O, "Investigating Point to Point Emissivity Variation of Wounder Tissue". *Physiological Measurement - IOPScience*, 1-14, 2017.
- [32] T. M. D. Oliveira, "Análise de Sistemas de Energia e Máquinas Elétricas com recurso a termografia," p. 170, 2012.
- [33] G. Holst, "Common sense approach to thermal imaging," p. 377, 2000.
- [34] C. Coutinho, *Inside Out - Análise técnica da base ao topo*. 2016.
- [35] D. Chadefaux, G. Rao, P. Androuet, E. Berton, L. Vigouroux, "Active tuning of stroke-induced vibrations by tennis players", *Journal of Sports Sciences*, Taylor & Francis: SSH Journals, 35 (16), pp.1643-1651, 2016.
- [36] I. Rogowski, T. Creveaux, S. Triquigneaux, P. Macé, F. Gauthier, Sevrez V, "Tennis Racket Vibrations and Shock Transmission to the Wrist during Forehand Drive", *PLoS ONE* 10(7): e0132925.doi:10.1371/journal.pone.0132925, 2015.
- [37] T. Nakayama, Y. Ohnuki, and K. Kanosue, "Fall in skin temperature during exercise observed by thermography.," *Jpn. J. Physiol.*, vol. 31, no. 5, pp. 757–762, 1981.
- [38] P. Webb, "Temperatures of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, comfortable and hot conditions.pdf," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1992.
- [39] Vardasca, R., & Gabriel, J., "O protocolo standard na captura de imagens de termografia médica", Lisboa: Lidel - Edições Técnicas, 2016.
- [41] G. Tanda, "Skin temperature measurements by infrared thermography during running exercise.," *Exp. Therm. Fluid Sci.*, vol. 71, pp. 103–113, 2016.

- [42] R. N. T. da Silva, “Estudo da termografia por infravermelho: aplicações na engenharia e determinação de parâmetros termofísicos e geométricos de materiais,” p. 90, 2007.
- [43] A. C. R. e Côrte and A. J. Hernandez, “Application of medical infrared thermography to sports medicine,” *Rev. Bras. Med. do Esporte*, vol. 22, no. 4, 2016.