

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D  
COIMBRA

Sérgio Manuel Dias Nolasco

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA NA PRÁTICA DE  
BADMINTON**

**Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica orientada pelo Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro e pela Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro e apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia.**

Julho de 2019



1 2



9 0

FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

## **Avaliação Biomecânica na prática de Badminton**

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

### **Biomechanical Evaluation in Badminton Practice**

**Autor**

**Sérgio Manuel Dias Nolasco**

**Orientadores**

**Luis Manuel Ferreira Roseiro**

**Ana Paula Betencourt Martins Amaro**

**Júri**

<b>Presidente</b>	<b>Professora Doutora Maria Augusta Neto</b> Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra
<b>Orientador</b>	<b>Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro</b> Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra
<b>Vogais</b>	<b>Professora Doutora Maria António Ferreira de Castro</b> Professora Adjunta da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra
	<b>Professor João André Pessoa Dias Costa</b> Professor ASSCC

#### **Colaboração Institucional**



**Instituto Superior de Engenharia Coimbra**



**Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra**

**Secção de Badminton da Associação Académica de Coimbra**



**Coimbra, Julho, 2019**



“Fear is healthy, Panic is Deadly”

Chasing Mavericks, 2012

À minha família e aos amigos.



## 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, ainda que as palavras não cheguem para expressar o contributo de todas elas.

Em primeiro lugar, agradecer aos meus pais, Mário Nolasco e Ana Paula Dias, por todos os ensinamentos transmitidos, pela confiança, esforço e paciência demonstrados ao longo deste percurso. Os pais prepararam os filhos para uma vida de desafios e aventuras, forçando-os a ultrapassarem os seus limites em busca de uma dita felicidade. O primeiro mote já está dado. Ao meu irmão, avós, tios e primos que foram, são e sempre serão parte integrante do meu crescimento pessoal.

Ao meu professor de educação física, Eduardo Ferreira, que incutiu em mim o gosto pela modalidade e me ensinou a maioria dos conhecimentos que possuo sobre esta.

Aos meus orientadores, Ana Amaro e Luís Roseiro, pela incansável disponibilidade, pela laudável paciência, pela saudável vontade de melhoria contínua e pela boa amizade criada. Agradecimento extensível à professora Maria António Castro pela convivência, pela incessante disponibilidade e pelo enorme conhecimento sobre o corpo humano transmitido a alguém cujo área de trabalho é muito distinta dessa. Uma palavra, ainda, à professora Ana Messias pelo apoio ao tratamento estatístico e ao Engenheiro Vítor Maranhã pela disponibilidade na ajuda com os equipamentos de aquisição.

Aos meus amigos, Anna Moskalenko, Olga Gomes e Miguel Campos pela longa amizade e total apoio. À Catarina Amaro, Daniel Monteiro, Tiago Roberto, Bruno Sampaio, João Silva, Teresa Araújo; Rafael Monteiro, Alexandre Cavaleiro, José Mota, Leonardo Ferreira, Pedro Estima, Tomás Marques, João Ponte e Fernando Capelôa pelos momentos passados e que fizeram destes 5 anos um marco histórico e inesquecível na minha vida.

Aos meus colegas e parceiros do Clube de Albergaria pela incrível camaradagem e espírito de equipa inigualável. Aos meus amigos de Fermentelos pela amizade e companheirismo, agradecimento extensível às colegas de Biomédica.

Aos restantes amigos e colegas que fizeram parte deste percurso pelo contributo para que ele fosse tão prazeroso e inesquecível.





## Resumo

Na corrente dissertação procede-se a uma avaliação biomecânica na prática de badminton. Para tal, analisam-se as vibrações induzidas ao sistema mão-braço (SMB) por duas raquetes de diferente rigidez em movimentos com pegas diferentes (FH-*forehand*; BH-*backhand*; FHR-*forehand around the head*), segundo a norma ISO 5349 dirigida a vibrações induzidas no SMB. Estuda-se, também, a atividade muscular dos músculos do braço, bicípite (Bicp), cabeça lateral (TLat) e cabeça longa (TLong) do tricípite através da eletromiografia de superfície, no movimento de remate.

Para analisar as vibrações induzidas procedeu-se à instrumentação das raquetes com um acelerómetro piezoelétrico triaxial, sendo, posteriormente, calculado o tempo de exposição diária a estas vibrações, bem como o tempo necessário para desenvolver a doença dos dedos brancos (doença de *Raynaud*), com 10% de probabilidade. Na eletromiografia foram colocados elétrodos de superfície nos músculos em análise, e realizou-se o teste estático da máxima contração voluntária (MVC). De seguida realizaram-se as recolhas dos 10 remates por cada posição e pegas diferentes.

Os primordiais resultados e conclusões do trabalho apontam que as vibrações induzidas ao SMB são superiores na raquete menos rígida, sendo a exposição diária a estas superior ao definido pelas normas próprias. Destaca-se ainda que o movimento com a pega em FH é a mais crítica no que a vibrações induzidas diz respeito. Ainda a respeito das vibrações, os resultados não apontaram diferenças entre o (FH) e o (FHR). Em relação à eletromiografia conclui-se que a cabeça lateral do tricípite é a mais solicitada em qualquer um dos três movimentos, no que à intensidade muscular diz respeito. A nível de tempo de ativação, o bicípite é o mais solicitado. Conclui-se ainda que quanto menores forem as vibrações induzidas, maiores são os tempos de ativação muscular, e que na análise de movimentos, maiores vibrações induzidas estão interligadas com uma maior intensidade de contração muscular.

**Palavras-chave:** Vibrações, Eletromiografia, Sistema Mão-Braço, Badminton, Remate.



## **Abstract**

In the current dissertation, a biomechanical evaluation is carried out in the practice of badminton. For this, the vibrations induced to the hand-arm (SMB) system are analyzed by two rackets of different stiffness in movements with different hand grips (FH-forehand; FHR-forehand around the head, BH-backhand) according to ISO 5349 directed to vibrations induced in the SMB. The muscle activity of the arm muscles, biceps (Bicp), lateral head (TLat) and long head (TLong) of the triceps are also studied through the surface electromyography, in the shooting motion.

To analyze the induced vibrations, the racquet instrumentation was carried out with a triaxial piezoelectric accelerometer, and the time of daily exposure to these vibrations was calculated, as well as the time required to develop white finger disease with a 10% probability. In electromyography, surface electrodes were placed in the muscles under analysis and the static test of the maximum voluntary contraction (MVC) was performed. Then, simultaneously, the 10 shots were collected for each position and different handles.

The primordial results and conclusions of the study indicate that the vibrations induced to the SMB are superior in the less rigid racket, being the daily exposure to these superior to the one defined by the own norms. It is also noted that the movement with the forehand grip is the most critical in what the induced vibrations are concerned. Still regarding the vibrations, the results did not indicate differences between the FH and FHR movements. Regarding electromyography, it is concluded that the lateral head of the triceps is the most requested in any of the three movements in which the muscular intensity is concerned. At the level of activation time, the biceps is the most requested. It is also concluded that the smaller the induced vibrations, the longer the muscle activation times and that in the analysis of movements, the higher induced vibrations are interconnected with a greater intensity of muscular contraction.

**Keywords**    Vibrations,    Electromyography,    Hand-arm    System,  
Badminton, Smash.



---

## Índice

Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xi
Simbologia e Siglas .....	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas .....	xiii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Movimento de remate .....	4
1.2. Contribuição do autor .....	5
1.3. Estrutura do trabalho.....	6
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	7
2.1. Breves conceitos de Anatomia.....	7
2.1.1. Sistema Mão-Braço .....	7
2.1.2. Músculos avaliados .....	8
2.2. Conceitos teóricos no domínio de vibrações .....	9
2.3. Exposição do corpo humano a vibrações e subsequentes efeitos .....	12
2.4. Avaliação da exposição humana à vibração no SMB.....	15
2.5. Vibrações no badminton .....	20
2.6. Eletromiografia .....	21
2.7. Vibrações induzidas no SMB e Eletromiografia .....	23
3. MATERIAIS E MÉTODOS .....	25
3.1. Voluntários.....	25
3.2. Raquetes em estudo .....	26
3.2.1. Yonex Duora 33 .....	26
3.2.2. Yonex Duora 88 .....	27
3.3. Volante.....	28
3.4. Vibrações induzidas ao SMB.....	29
3.4.1. Acelerómetro piezoelétrico triaxial .....	29
3.4.2. Placa de aquisição de dados.....	30
3.4.3. Chassi National Instruments® cDAQ-9171 .....	30
3.4.4. Instrumentação das raquetes.....	31
3.4.5. <i>Software</i> Labview .....	31
3.5. Eletromiografia .....	34
3.5.1. <i>Software OpenSignals</i> .....	35
3.6. Metodologia Experimental .....	36
3.7. Exposição diária - A (8).....	39
3.8. Análise estatística .....	40
4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS .....	41

4.1. Vibrações induzidas ao SMB .....	41
4.1.1. Raquetes .....	41
4.1.2. Movimentos.....	43
4.1.3. Dose Diária A (8) .....	46
4.2. Eletromiografia e a relação com as vibrações induzidas.....	48
4.2.1. Raquetes .....	48
4.2.2. Movimentos.....	51
4.3. Limitações do estudo .....	55
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	57
5.1. Sugestões para trabalhos futuros .....	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	59
APÊNDICE A .....	65

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Campo de Badminton e respectivas medidas (Cohen, Texier, Quééré, & Clanet, 2015).....	2
Figura 1.2. Raquete de badminton, adaptado de (ChauYap, 2019).....	3
Figura 1.3. Etapas do remate com a pega FH (Zhang et al., 2016). ....	4
Figura 1.4. Etapas do remate com a pega BH (Ngockhanh, 2019). ....	5
Figura 2.1. Ilustração de um membro superior (Netter, 2014).....	7
Figura 2.2. Representação dos músculos analisados (Seeley <i>et al.</i> , 2011).....	9
Figura 2.3. Parâmetros característicos de um sinal vibratório não periódico [adaptado de (Costa & Mathias, 2008)]......	11
Figura 2.4. Aplicação da transformada rápida de Fourier a um sinal não harmónico [adaptado de (Costa & Mathias, 2008)]. ....	11
Figura 2.5. Direção dos eixos cartesianos quando aplicados no corpo humano ( <i>ISO 2631-1: Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements</i> , 1997).....	13
Figura 2.6. Direção dos eixos cartesianos quando aplicados no corpo humano ( <i>ISO 2631-1: Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements</i> , 1997).....	13
Figura 2.7. Sistemas de coordenadas passíveis de uso na medição de vibrações induzidas ao SMB, segundo ( <i>ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements</i> , 2001).....	17
Figura 2.8. Fator de ponderação <b>wh</b> em função da frequência, segundo ( <i>ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements</i> , 2001).....	17
Figura 2.9. Relação entre o valor de A (8) e o D, para uma probabilidade de 10% de aparecimento de dedos brancos ( <i>ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements</i> , 2001) .....	19
Figura 3.1. Yonex Duora 33. ....	27
Figura 3.2. Yonex Duora 88. ....	28
Figura 3.3. <i>SnowPeak</i> C1101 usado nos testes.....	28
Figura 3.4. Acelerómetro piezoelétrico triaxial (PCB, 2019b). ....	29
Figura 3.5. Placa de aquisição NI 9234 (National Instruments, 2019a).....	30

Figura 3.6. Chassi NI cDAQ-9171(National Instruments, 2019b). .....	30
Figura 3.7. Instrumentação da raquete com o acelerómetro piezoelétrico triaxial (tenho que tirar uma foto das raquetes com o acelerómetro, porque não tenho). .....	31
Figura 3.8. Interface do <i>software</i> para aquisição de sinal. ....	32
Figura 3.9. Interface do <i>software</i> para recorte do sinal. ....	32
Figura 3.10. Interface do <i>software</i> para análise do sinal obtido e recortado. ....	33
Figura 3.11. Interface do <i>software</i> para cálculo do valor de A(8). ....	34
Figura 3.12. Eléctrodos e terminal de transmissão usados (BioSignalsPlux, 2019).....	35
Figura 3.13. Comparação entre o mesmo sinal captado no bíceps braquial do mesmo atleta, antes e depois de processado .....	36
Figura 3.14. Atleta equipado com os dispositivos de aquisição.....	38
Figura 4.1. Valores das acelerações em função do eixo e a aceleração total respetiva acompanhados do desvio-padrão. ....	42
Figura 4.2. Valores das acelerações medidas ponderadas em frequência para as 3 execuções e os respetivos desvios-padrão. ....	45
Figura 4.3. Média dos tempos de ativação intermuscular e respetivos desvio-padrão. ....	50
Figura 4.4. Média da amplitude normalizada intermuscular e respetivos desvio-padrão...	51
Figura 4.5. Médias e desvios-padrão, referentes aos músculos analisados, para o TA em função das 3 execuções realizadas. ....	52
Figura 4.6. Médias e desvios-padrão, referentes aos músculos analisados, para a amplitude normalizada em função das 3 execuções realizadas. ....	54
Figura 0.1. Alteração à interface para permitir a exportação mais rápida dos valores obtidos. ....	65



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Gama de frequências na qual se repercutem efeitos no corpo humano (ALEC, 2016).....	14
Tabela 2.2. Limites de exposição à vibração (EC, 2002) .....	19
Tabela 3.1. Dados antropométricos dos atletas. ....	25
Tabela 3.2. Aleatorização dos testes realizados. ....	38
Tabela 3.3. Valores da exposição diária por jogador para as diferentes fontes.....	39
Tabela 4.1. Valores das acelerações ponderadas em frequência e nível de significância entre variáveis.....	42
Tabela 4.2. Média dos valores obtidos e nível de significância entre eles.....	44
Tabela 4.3. Valores usado no cálculo do A (8) e respectivo valor.....	47
Tabela 4.4. Média e desvios-padrão das variáveis para cada músculo e respectivo valor de p. ....	48



## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$\mu$  - Média aritmética

$\sigma$  – Desvio-padrão

$a_{hw}(t)$  – Aceleração instantânea ponderada em frequência, [m/s<sup>2</sup>]

$a_{hv}$  – Valor total de aceleração, [m/s<sup>2</sup>]

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

A(8) – Valor de exposição diária equivalente

D – Número de anos de exposição que levam ao aparecimento da doença de *Raynaud*, com 10% de probabilidade

h5 – Formato de Dados Hierárquicos Tipo 5

n – Número de exposições

p – nível de significância do teste estatístico realizado

$p_{ajustado}$  – Nível de significância ajustado após comparação entre pares

T - duração diária do tempo de exposição à vibração

$T_0$  – Valor de referência para o A(8)

$T_i$  – Duração de cada exposição

$T_m$  – Intervalo de tempo da medição, [s]

txt – ficheiro de texto

$w_h$  – Fator de ponderação em frequência para análise VMB

### Siglas

%MVC – Amplitude de ativação muscular normalizada com base na MVC

BH – *Backhand* (Pega de esquerda)

Bicp – Bicípito braquial

CMMR – *Common mode rejection ration*

DEA – Valor de ação de exposição diária, [m/s<sup>2</sup>]

DEL - Valor limite de exposição diária, [m/s<sup>2</sup>]

EMG - Eletromiografia

FH – *Forehand* (Pega de direita)

FHR – *Forehand around the head* (batimento com pega de direita à volta da cabeça)

IEPE – *Integrated Eletronic Piezoeletric*

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

MVC – Máxima contração voluntária

NI – *National Instruments*

RMS – Aceleração eficaz

SEMG – Eletromiografia de superfície

SMB – Sistema Mão-Braço

TA – Tempo de ativação em segundos

TLat – Cabeça lateral do Tricípite braquial

TLong – Cabeça longa do Tricípite braquial

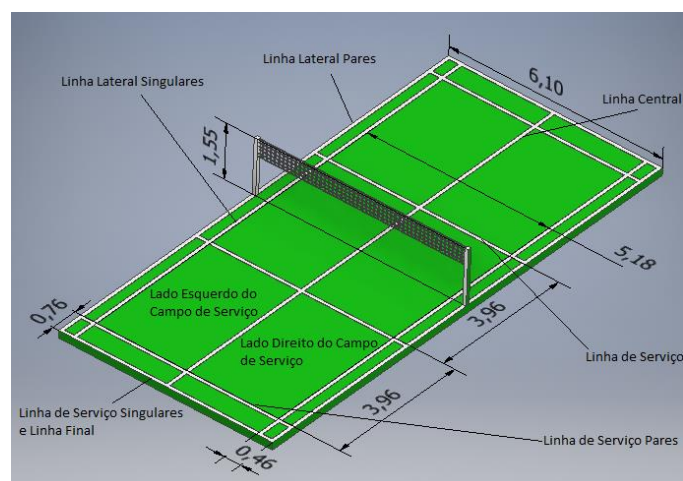
USB – *Universal Serial Bus*

## 1. INTRODUÇÃO

A prática desportiva é cada vez mais recorrente na sociedade mundial. As motivações associadas são muitas, como por exemplo, o prazer pelo desporto, a natureza competitiva do ser humano, a saúde e bem-estar do Homem ou, ainda, a oportunidade para situações de convívio. No entanto, a prática desportiva pode envolver riscos para a saúde humana, sobretudo quando não é executada de modo adequado, motivando a exposição a situações que conduzam a eventuais problemas de ordem física.

O badminton é um dos desportos mais praticados no mundo. Uma pesquisa rápida na internet indica que há mais de 200 milhões de praticantes neste planeta (Michael Phomsoupha & Laffaye, 2015). É, reconhecidamente, o desporto de raquetes mais rápido do mundo. O recorde oficial do remate mais veloz, em competição, é de 426 km/h, conseguido em 2017, graças ao dinamarquês Mads Pieler Kolding (“Fastest badminton hit in competition (male),” 2017). Porém, Tan Boon Heong, oriundo da Malásia, atingiu os 493 km/h, num teste a uma raquete de uma empresa (Spencer, 2015). Com a sua origem na China, e criado em Inglaterra (Guillain, 2002), onde as primeiras regras foram escritas, é nos países asiáticos que este desporto capta mais fãs e praticantes. É, desde 1992, um desporto olímpico, onde Portugal participou, através do atleta Fernando Silva.

Apesar de ser, ironicamente, conhecido por ser executado na praia, o badminton é um desporto *indoor*, praticado, a nível profissional, sobre um piso sintético. O jogo permite 5 variantes: singular homem, singular senhora, pares homens, pares senhoras e pares mistos. Atualmente, os jogos são à melhor de 3 *sets*, cada um até aos 21 pontos, sendo que, em caso de empate aos 20, acaba quando houver uma diferença de 2 pontos, até ao máximo de 30 pontos. O objetivo é fazer o volante tocar no chão do adversário, ou forçar o adversário a não devolver o volante para o terreno de jogo, conquistando assim um ponto. O servidor inicial é escolhido ao acaso sendo que, a partir daí, o vencedor do ponto anterior ganha o direito a servir. A Figura 1.1 ilustra um *court* de badminton e as respetivas medidas.



**Figura 1.1.** Campo de Badminton e respectivas medidas (Cohen, Texier, Quéré, & Clanet, 2015).

A prática de badminton a alto nível requer uma elevada capacidade física, pois o jogo caracteriza-se pelas diversas mudanças de direções, saltos, acelerações e desacelerações bruscas. É necessário um elevado poder de concentração, para tempos de reação tão baixos quanto possível, seja a nível de movimentação, ou a nível de leitura de jogo. É, por isso, um jogo de elevada intensidade.

Um jogo tão exigente a nível físico, pode acarretar, inevitavelmente, lesões. Segundo (Jorgensen & Winge, 1987), por cada 1000 horas de prática ocorrem 2,9 lesões. Estes autores concluem, também, que este é um desporto onde a incidência de lesões é superior em ambiente de treino, ao invés de outros desportos, onde a incidência é maior em momento de jogo.

Como o objetivo de qualquer jogo é alcançar a vitória, e, tendo em conta que, segundo (Tong & Hong, 1998), aproximadamente 54% das pancadas vitoriosas são remates, é apropriado analisar-se este batimento em termos biomecânicos. Estes autores relatam, ainda, que 20% dos batimentos realizados num ponto são remates, o que é apenas suplantado pelos *lobs* (21%), movimento de levantamento do volante para o fundo do campo.

Para a presente dissertação o autor não encontrou estudos em que se relacionem as vibrações induzidas no Sistema Mão-Braço (SMB) e a atividade muscular dos músculos do braço no movimento de remate no badminton. Estes dois métodos de análise são explicados no capítulo 2.

Antes de se descrever o movimento em estudo, introduz-se o aspeto mais importante para a prática deste desporto, a raquete (Tanawat Vanasant & Weerawat Limroongreungrat, 1999). A raquete de badminton divide-se em três secções, a cabeça da

raquete, o cabo (*shaft*) e a zona da pega como ilustrado na Figura 1.2. A cabeça da raquete engloba a armadura metálica da raquete onde se encontra o encordoamento da raquete. O cabo é o elemento responsável pela ligação entre a cabeça e a pega, sendo o componente que mais afeta o desempenho da raquete devido à sua rigidez. Devido a esse pormenor, o estudo realizado incide sobre o efeito da variação da rigidez deste nas vibrações induzidas. A pega, geralmente em madeira ou cortiça, é a zona onde o jogador agarra e controla a raquete.

As raquetes de badminton são muito leves, com massas entre as 80 e as 100 gramas, no que à competição diz respeito. O material utilizado para a produção das mesmas foi-se diversificando ao longo dos tempos, em função da evolução dos processos de fabrico. Inicialmente eram fabricadas em madeira, depois em aço, seguido pelo alumínio e finalmente, na atualidade, em fibra de carbono. O encordoamento das mesmas era inicialmente de origem animal, mas o aparecimento do nylon e outros materiais sintetizados permitiu um grande avanço na durabilidade deste. As evoluções registadas nestes dois aspetos fundamentais do badminton permitiu um salto qualitativo enorme no prática do desporto em causa (Guillain, 2002).

Por fim, é necessário expor os parâmetros que caracterizam uma raquete de badminton. (Jaitner & Gawin, 2010) afirmam que a velocidade atingida num batimento no badminton deve-se em cerca de 30% às propriedades da raquete. São elas, o balanço da raquete, distância entre o fundo da raquete e o centro de massa da mesma, a rigidez do cabo (flexibilidade) e o perfil da armadura da cabeça da raquete que afeta o desempenho aerodinâmico da mesma.



**Figura 1.2.** Raquete de badminton, adaptado de (ChauYap, 2019).

## 1.1. Movimento de remate

O alvo do presente estudo é o remate, caracterizado por ser uma pancada ofensiva, executada por norma do fundo do campo e com uma trajetória descendente (Michael Phomsoupha & Laffaye, 2015). O remate pode ser executado com a pega de *forehand* (FH) ou *backhand* (BH) (Grice, 2008). FH é quando a palma da mão, no momento do impacto com o volante, aponta para o sentido do remate, e o BH o oposto.

A execução do movimento de remate é diferente para os dois tipos de pega. Para a pega FH, com a barriga voltada para o volante, o atleta desloca-se para o volante, colocando-se debaixo deste. De seguida, eleva os dois braços, formando um triângulo entre estes e a clavícula, em que o braço da raquete se encontra o mais afastado possível do corpo. Depois, procurando alcançar o volante no ponto mais elevado, executa o *swing* da estrutura previamente referida. O braço sem raquete distende-se o máximo possível para gerar a maior aceleração possível, enquanto o braço da raquete, atinge o volante. Depois do contacto, existe um movimento de continuidade e desaceleração, designado por *follow through*, Figura 1.3. Para um nível mais avançado, o remate é executado em suspensão. Todo o movimento é igual, apenas executado em salto, para atingir o volante num ponto mais vantajoso (Grice, 2008).

Neste estudo, considera-se este movimento, executado em duas posições: do lado da mão dominante e do lado oposto a esta. (Tong & Hong, 1998) concluíram no seu estudo que a maioria das pancadas falhadas eram executadas no fundo do *court*, e do lado oposto à mão dominante do jogador que as executa. Além disso, o movimento de remate com a pega FH obriga a uma basculação do corpo, o que se pode traduzir, neste estudo, em valores distintos do lado dominante e que foi denominado execução FHR (*forehand around the head*).

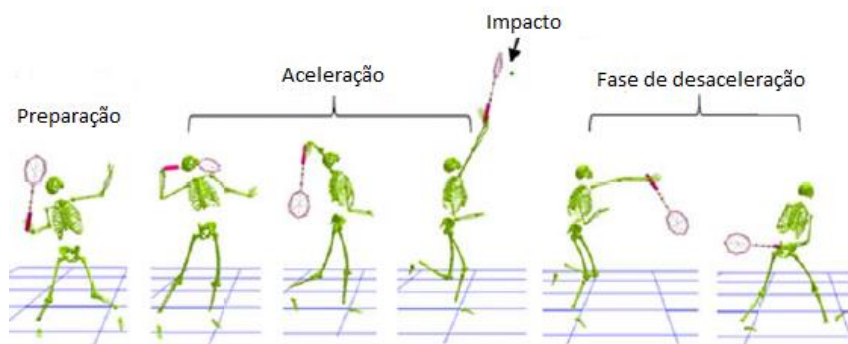


Figura 1.3. Etapas do remate com a pega FH (Zhang et al., 2016).



O remate em BH é ligeiramente diferente, Figura 1.4. Durante o momento de preparação do batimento, o jogador vira as costas ao volante e coloca-se ao seu lado. Para maximizar o *swing*, o braço com a raquete deve ser mantido o mais próximo possível do corpo, enquanto o outro braço ajuda a manter o equilíbrio. Depois, procurando atingir o volante o mais alto possível, executa o *swing* do braço, fletindo o pulso no momento do impacto para conseguir a maior aceleração possível. Após o contacto com o volante, executa o *follow through* em desaceleração (Grice, 2008). Este movimento gera remates com menos potência que a outra pega, visto que não é possível usar o corpo para gerar momento posteriormente transferido ao volante. É executado exclusivamente com base no braço, ao contrário do remate em FH que tira proveito de todo o corpo, sobretudo da aceleração gerada pelo tronco.

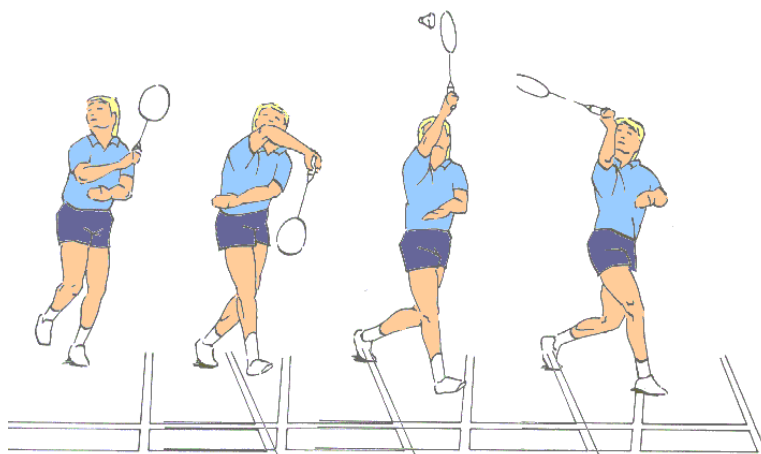


Figura 1.4. Etapas do remate com a pega BH (Ngockhanh, 2019).

## 1.2. Contribuição do autor

O presente estudo teve como objetivo avaliar, numa primeira fase, a influência da rigidez de dois tipos de raquetes nas vibrações induzidas ao sistema mão-braço (SMB) durante o movimento de remate no badminton. Pretendeu-se, ainda, avaliar a atividade muscular, no bicípite, na cabeça lateral do tricípite e na cabeça longa do tricípite, durante o movimento em análise. Numa segunda fase, o objetivo passou por avaliar qual dos 3 movimentos de remate é mais crítico para os atletas, recorrendo para tal à eletromiografia de superfície e à medição das vibrações induzidas ao SMB num grupo de atletas voluntários.

### **1.3. Estrutura do trabalho**

A corrente dissertação está repartida em cinco capítulos. Este primeiro, a introdução, que pretende enquadrar o leitor no tema em estudo, a sua utilidade para a comunidade e a definição de objetivos do trabalho.

A revisão bibliográfica, que se sucede, para explicar os conhecimentos já existentes ao nível das vibrações induzidas no corpo humano e da eletromiografia, como suplemento para o estudo da atividade muscular do ser humano. Todos os conceitos apresentados neste capítulo funcionam como base de suporte ao estudo realizado.

O terceiro capítulo descreve os materiais e métodos usados no trabalho. São expostas as propriedades das raquetes consideradas no estudo, os sensores usados nos 2 tipos de testes, os movimentos realizados, o método que foi seguido durante os ensaios para a obtenção e tratamento dos dados e, por fim, a análise estatística realizada.

O capítulo quarto, expõe os resultados, depois de serem tratados, e a sua discussão, tendo sempre em atenção os conceitos teóricos que estão subjacentes em outros trabalhos de investigação.

Por fim, retiram-se as conclusões do trabalho desenvolvido e sugerem-se ideias para possíveis futuros trabalhos.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O capítulo que agora se inicia serve de suporte ao trabalho realizado. Faz-se, portanto, uma revisão ao conhecimento já adquirido através de outros estudos nos temas em análise, para uma melhor compreensão dos mesmos.

### 2.1. Breves conceitos de Anatomia

O corpo humano pode ser considerado um sistema mecânico complexo. Neste, os músculos são os impulsionadores de todo o corpo graças à sua interação com a estrutura óssea através de articulações. Traduzindo para linguagem de engenharia automóvel, os músculos são o motor, as articulações a transmissão e o corpo humano o chassi do veículo. Importa por isso explicar informação útil ao trabalho realizado.

#### 2.1.1. Sistema Mão-Braço

Para efeitos do estudo realizado, a definição Sistema Mão-Braço, refere-se à mão, antebraço e braço, constituintes dos membros superiores. Inclui não só os músculos dessa zona, como também as articulações e ossos associados. No âmbito da engenharia mecânica, e deste trabalho em particular, não é o seu principal objetivo identificar os constituintes mais afetados pelas vibrações transmitidas, mas sim identificar e quantificar o nível de vibrações induzidas em termos globais. A Figura 2.1 ilustra o SMB.

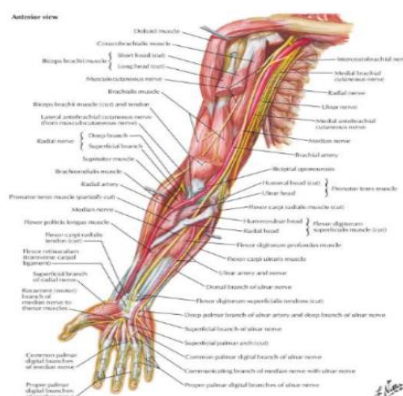


Figura 2.1. Ilustração de um membro superior (Netter, 2014)

### **2.1.2. Músculos avaliados**

Os músculos são estruturas anatómicas com atividade contrátil, sendo responsáveis pela atividade motora, pela manutenção de uma correta postura do ser humano, pela produção de calor e pela participação em movimentos peristálticos (Seeley, Tate, & Stephens, 2011).

No caso do movimento do remate no badminton, a parte superior do corpo é a responsável pela aceleração da raquete. (Zhang *et al.*, 2016) defendem que a rotação do tronco é fundamental para uma máxima aceleração no remate. No entanto, no presente estudo as atenções recaíram sobre o bicípite braquial (Bicp), a cabeça lateral do tricípite (TLat) e a cabeça longa do tricípite (TLong). Existe ainda uma terceira cabeça do tricípite, no entanto, sendo esta mais profunda, torna-se complicado de avaliar através de SEMG (Eletromiografia de superfície). Assim, estes são os músculos responsáveis pelo controlo do antebraço, tão importante na prática desta modalidade, e pelo controlo do SMB.

O badminton é um desporto cujo movimento do antebraço é de extrema importância, pois é responsável pelas acelerações que ocorrem em todos os gestos técnicos da modalidade, conforme referido no capítulo 1.

O Bicp é responsável pela flexão do cotovelo e pela torção do antebraço. A TLat e a TLong, em conjunto com o tricípite medial, são responsáveis pela extensão do cotovelo, pela adução do antebraço e pela estabilização do ombro. Mais precisamente, a TLat é normalmente recrutada para movimentos que exigem picos ocasionais de força, ao passo que a TLong é empregue quando é necessário aplicar força sustentada, ou quando existe necessidade de um controlo sinérgico do ombro e do cotovelo (M Lucas-Osma & E Collazos-Castro, 2009).

Quando o atleta se prepara para executar um remate, o Bicp funciona como músculo agonista, sendo que a sua contração aproxima o antebraço do corpo, enquanto que o tricípite é o músculo antagonista, responsável pela velocidade a que o cotovelo dobra. Ambos atuam simultaneamente para manter o equilíbrio do SMB. O deltoide desempenha também um papel importante neste sistema, contudo, decidiu-se não envolver o mesmo no estudo. No momento em que se executa o movimento de ataque os papéis dos músculos intervenientes invertem-se. O TLat atua como agonista, sendo responsável pela aceleração do antebraço, e o Bicp atua como antagonista, desacelerando o antebraço depois do impacto.

Na Figura 2.2 representam-se os músculos analisados nesta dissertação.

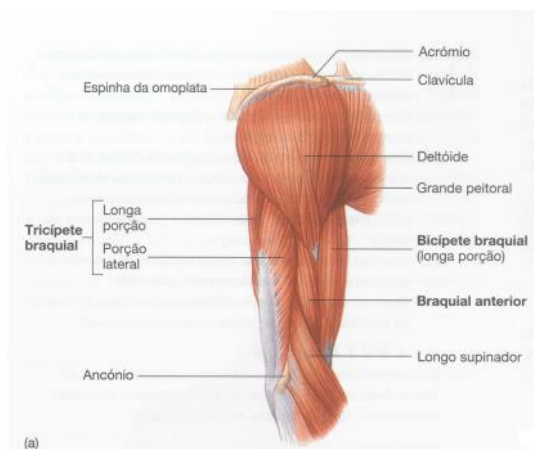


Figura 2.2. Representação dos músculos analisados (Seeley *et al.*, 2011).

## 2.2. Conceitos teóricos no domínio de vibrações

A vibração pode ser definida como o ato ou efeito de vibrar, associada a uma oscilação que pode, ou não, produzir som. O meio que vibra pode ser sólido, líquido ou gasoso, sendo que, a vibração do ar se chama som. Diz-se que um sistema está em vibração quando as alterações de configuração conduzem a movimentos alternativos que se repetem no tempo. Por exemplo, um sistema mecânico sujeito à ação de choques, ou forças variáveis no tempo, responde com a variação do seu estado de equilíbrio.

Assume-se que um sistema se encontra em vibração quando está num movimento oscilatório em torno de um ponto de referência. O movimento oscilatório pode, ou não, ser regular. Se for regular tem apenas uma frequência de vibração e se for irregular, terá várias. Em casos reais, grande parte das vibrações são irregulares, o que torna árdua a tarefa de as analisar através de diagramas amplitude de vibração-tempo. Para tal, recorre-se a uma análise baseada em frequência. Tendo por base uma escala temporal, a vibração pode ser quantificada a partir da sua frequência, seja esta regular ou não. Esta frequência é definida pelo número de ciclos que o corpo realiza em torno de um ponto de referência durante 1 segundo, sendo por isso, quantificada em Hertz.

Pode-se dividir a vibração em dois grupos: a intencional, aquela que provoca trabalho útil, e a não intencional. Nas intencionais enquadram-se as vibrações que o ser humano consegue captar com facilidade e que advêm, por norma, de ações diárias, como por

exemplo, o vibrar do telemóvel. Já as vibrações não intencionais são aquelas que o ser humano tem dificuldade em perceber e/ou que não consegue controlar, tais como a vibração causada pela passagem de um camião na rua.

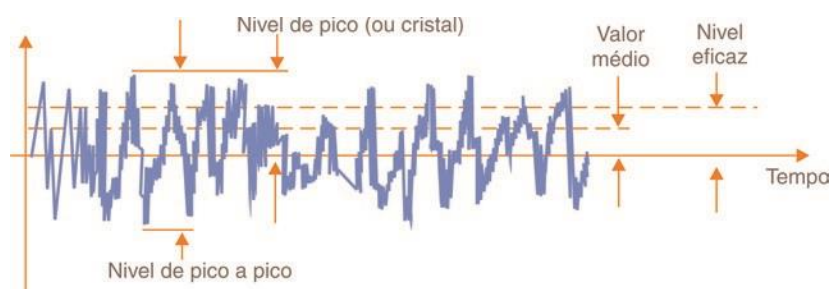
Para o estudo em causa, vão ser avaliadas vibrações não intencionais, originadas pelo impacto de dois corpos em movimento, o volante e o encordoamento da raquete ou o volante e a estrutura rígida da raquete.

As normas internacionais ISO ajudam na análise de vibrações, através da definição das suas unidades métricas, bem como da compilação de um conjunto de instruções que devem ser seguidas num estudo que envolva vibrações. Estas são caracterizadas através dos níveis de aceleração associadas ao movimento. No entanto, quando se pretende analisar sinais vibratórios com amplitudes de ordens de grandeza diferentes, pode usar-se uma escala logarítmica em decibel.

A primeira abordagem, a um problema que envolve sistemas em vibração, passa por caracterizar e identificar os parâmetros associados à vibração em questão. Para tal, consideram-se os seguintes fatores: o valor da *Root Mean Square* (RMS) ou valor eficaz, o fator de forma, o fator de crista, o valor de pico a pico e o valor médio.

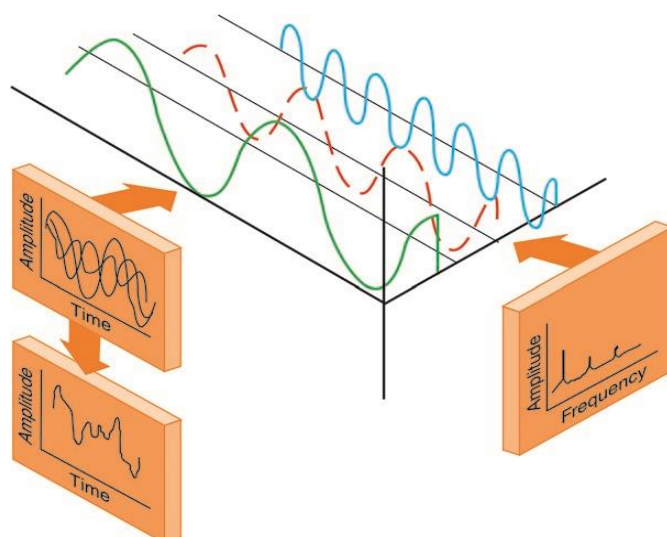
O RMS representa a média quadrática do sinal em análise, e quantifica a energia contida no movimento vibratório. É o valor que é mais usado na análise de vibrações, por melhor caracterizar a gravidade destas (Fernandes, 2000). O fator de forma indica a homogeneidade do sinal, e serve como indicador de picos irregulares que resultam de fenómenos que se repetem em intervalos regulares (Fernandes, 2000). O fator de crista pode ser descrito 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 (*ISO 2631-1: Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements*, 1997). O valor pico a pico é o valor da máxima amplitude de onda, e é utilizado para caracterizar níveis de impacto de curta duração. Por fim, o valor médio permite avaliar a influência da amplitude num determinado intervalo de tempo (Fernandes, 2000).

Na Figura 2.3, apresenta-se um sinal vibratório, do tipo não harmónico e não periódico, bem como os fatores suprarreferidos. Este sinal é uma demonstração do tipo de sinais que foram obtidos neste estudo.



**Figura 2.3.** Parâmetros característicos de um sinal vibratório não periódico [adaptado de (Costa & Mathias, 2008)].

Como foi mencionado anteriormente, quando uma vibração é um misto de várias frequências associadas de forma não periódica, a análise temporal é muito pouco satisfatória, pois não permite retirar conclusões fundamentadas. Para resolver este problema, Joseph Fourier, matemático e físico francês, desenvolveu um método analítico, as séries de Fourier. Este método permite decompor o sinal não harmónico em vários sinais harmónicos, através da aplicação da transformada rápida de Fourier. Na Figura 2.4 é possível ver um exemplo deste conceito.



**Figura 2.4.** Aplicação da transformada rápida de Fourier a um sinal não harmónico [adaptado de (Costa & Mathias, 2008)].

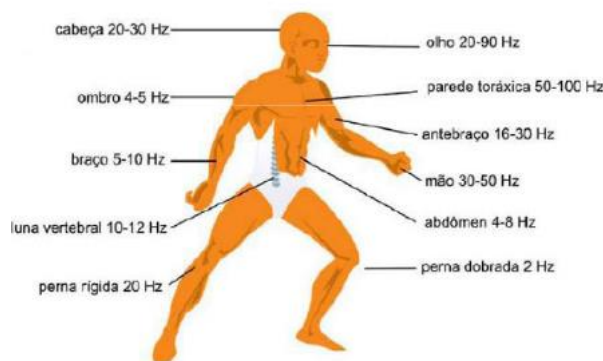
### **2.3. Exposição do corpo humano a vibrações e subsequentes efeitos**

Não há grandes dúvidas que o ser humano se encontra sujeito aos mais variados tipos de vibração no decorrer do seu dia-a-dia. Para analisar a resposta do corpo humano a esta exposição é, recorrentemente, usada uma simplificação biomecânica, de um sistema complexo como o humano, que incorpora componentes lineares e não lineares, que variam de pessoa para pessoa (Fernandes, 2000). Claro que, quando se fala de vibração, há que falar obrigatoriamente de ressonância, devido ao seu poder destrutivo. A ressonância ocorre quando a frequência de excitação a um determinado sistema corresponde à frequência natural de vibração do mesmo. Quando tal acontece, a amplitude de vibração é máxima para o sistema em causa. Como o sistema tem capacidade para armazenar energia no decurso do movimento vibratório, a frequência de ressonância é a mais perigosa para o corpo humano, pois este amplifica a vibração que recebe (Saliba, 2009).

Com isto em mente, os fatores a ter em consideração na análise da exposição do corpo humano a vibrações são: a amplitude, a frequência de vibração e o tempo de exposição às mesmas (Milosavljevic *et al.*, 2011).

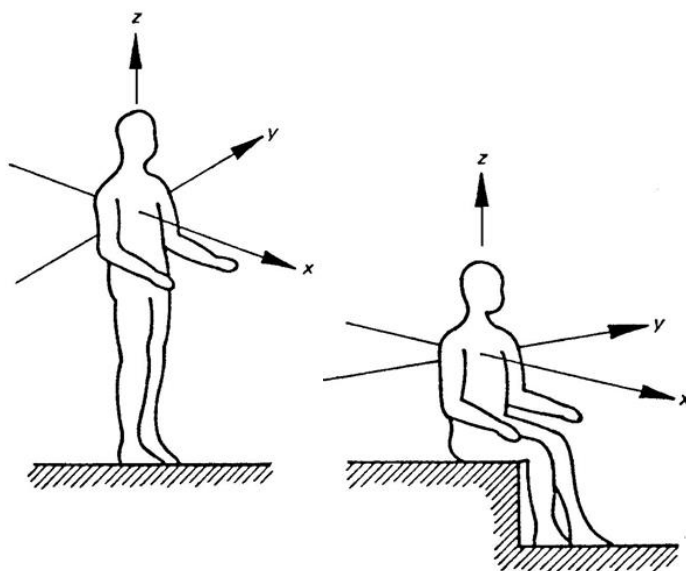
A frequência própria de vibração de um corpo depende da sua massa e da sua rigidez. No caso do corpo humano, este possui uma ou mais frequências próprias de vibração, sendo que estas encontram-se diretamente relacionadas com a massa do corpo e com a constituição física, química, forma e capacidade de ajuste do mesmo (Tavares, 1999). A Figura 2.5 ilustra as frequências naturais de vibração para distintas partes do corpo.





**Figura 2.5.** Direção dos eixos cartesianos quando aplicados no corpo humano (ISO 2631-1:Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements, 1997).

As vibrações propagam-se no corpo humano em diferentes direções segundo os 3 eixos, x, y e z. Segundo o eixo x e y, as vibrações afetam sobretudo o tórax e os braços, enquanto que segundo o eixo z incidem mais sobre a coluna vertebral, como se demonstra na Figura 2.6



**Figura 2.6.** Direção dos eixos cartesianos quando aplicados no corpo humano (ISO 2631-1:Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements, 1997).

Conforme anteriormente referido, o corpo humano é sujeito a vibrações no seu dia-a-dia. As vibrações atuam neste de forma gradual e conforme a intensidade. Para baixos

níveis de vibração haverá desconforto e redução de eficiência, enquanto que, para elevados níveis e longos períodos de exposição, pode haver ocorrência de lesões e doenças que podem afetar os vasos sanguíneos e a circulação (Braga, 2007). (Soeiro, 2011) concluiu, também, que o sistema nervoso de um indivíduo exposto diariamente a vibrações excessivas, a curto ou longo prazo, é afetado. Apresentam-se na Tabela 2.1 alguns exemplos de efeitos no corpo humano da exposição a vibrações e a gama de frequências de vibração.

**Tabela 2.1.** Gama de frequências na qual se repercutem efeitos no corpo humano (ALEC, 2016)

Efeito	Gama de frequências [Hz]
Aumento do ritmo respiratório	4-8
Sensação de desconforto, contrações musculares	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 tônus muscular, Alterações do sistema cardiovascular, Sensações incômodas na cabeça	13-20

Focando a atenção apenas no SMB, os principais sistemas afetados pela exposição a vibrações são o vascular, neurológico, osteoarticular e muscular (Soeiro, 2011). Através da Figura 2.5, percebe-se que para vibrações com uma frequência abaixo de 30 Hz, os pulsos, cotovelos, braço, antebraço e ombro são os mais afetados a nível osteoarticular. Na gama dos 40 aos 125 Hz o sistema vascular é o mais afetado, podendo surgir formigueiro ou a doença de *Raynaud*, também designada por doença dos dedos brancos, que se caracteriza pela palidez e gangrena na ponta dos dedos. Esta pode provocar espasmos que diminuem a circulação de sangue nas extremidades dos dedos, causando efeitos nocivos para a saúde humana.

Tal como no ténis, e apenas tendo em atenção os membros superiores, os pulsos, cotovelos, braços, antebraços e ombros são os mais afetados pelas vibrações induzidas. O famoso “*tennis elbow*”, em português epicondilite lateral, é um dos problemas que mais incomoda os jogadores, atacando, tal como o nome indica, o cotovelo. Trata-se de uma degeneração dos tendões extensores dos músculos do antebraço que tem origem na face lateral do cotovelo.

Apesar de não haver, de acordo com o conhecimento do autor, artigos que falem da ocorrência da epicondilite lateral na prática do badminton, sendo este um desporto que solicita os mesmos músculos que o ténis, é bastante provável que neste desporto este tipo de lesão possa surgir, havendo por isso todo o interesse no seu estudo.

## **2.4. Avaliação da exposição humana à vibração no SMB**

O corpo humano, como referido anteriormente, responde de forma diferente aos estímulos exteriores, apercebendo-se destes numa gama de frequências entre os 0,1 e os 1000 Hz (Braga, 2007). Estes são particularmente nocivos para o ser humano quando a sua frequência é baixa, entre 1 e 100 Hz, pois são frequências próximas das frequências naturais dos vários constituintes do corpo humano. No caso do SMB, a maioria das lesões podem surgir na gama dos 30 aos 125 Hz. Para frequências superiores a estas o corpo humano apresenta uma resiliência muito maior. Outros fatores a ter em conta na avaliação da exposição a vibrações são a sua intensidade, direção, tempo de exposição e áreas em contacto com a fonte de vibração (*ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements*, 2001), (*ISO 5349-2: Mechanical vibration -- Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 2: Practical guidance for measurement at the workplace*, 2001).

Não existem normas específicas para a avaliação das vibrações em prática desportiva, assim a norma ISO 5349 – Medição e avaliação da exposição humana a vibrações transmitidas à mão, que se foca exclusivamente no SMB, sendo usada como orientação para o estudo apresentado, por definir princípios para a medição e avaliação da exposição humana à vibração transmitida ao SMB. Esta encontra-se dividida em duas seções: a ISO 5349-1 que

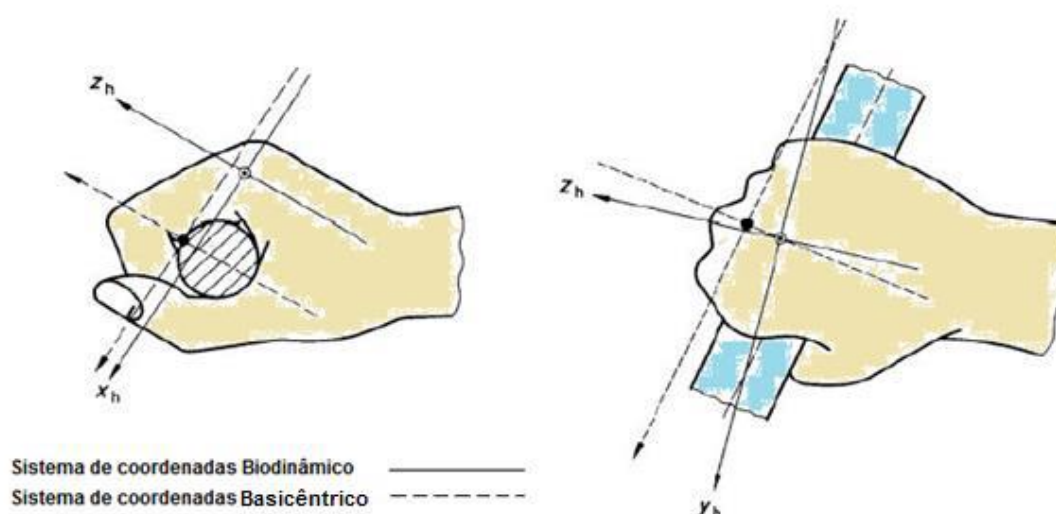
define os requisitos gerais, e a ISO 5349-2 que é um guia prático para a avaliação de vibrações num posto de trabalho.

As vibrações no SMB são associadas a efeitos nefastos no corpo humano de acordo com estudos científicos já realizados nesta área. Consequências como a perda parcial da sensibilidade motora, ou distúrbios circulatórios e musculoesqueléticos, são associados à síndrome da vibração mão-braço, que por sua vez está associada à doença de *Raynaud*.

Como já foi referido, a norma ISO 5349 define diretrizes para a quantificação e avaliação da exposição humana à vibração no SMB. Esta, no entanto, não produz resultados 100% fiáveis, apesar da margem de erro ser baixo, dado que não são definidos limites de exposição (*ISO 5349-2: Mechanical vibration -- Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 2: Practical guidance for measurement at the workplace*, 2001). Esta norma define sistemas de eixos de medição passíveis de uso, bem como guias de medição e avaliação das vibrações induzidas. Relaciona, ainda, o valor das vibrações induzidas ao SMB, e a possibilidade da população sujeita a estas contrair a doença de *Raynaud*, com 10% de probabilidade.

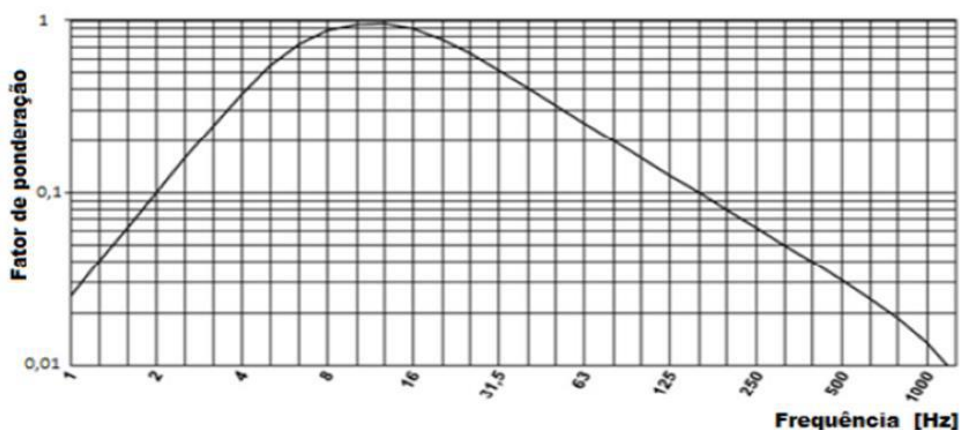
Esta norma define as regras de avaliação e análise de vibrações do tipo periódico, não periódico e excitações do tipo impacto. Providencia indicações para a medição de vibrações em faixas de um terço de oitava e de uma oitava, quando as frequências centrais estão compreendidas entre os 8 e os 1000 Hz.

Atendendo ao indicado pela norma, a medição da aceleração deve ser realizada tendo como referência um sistema de eixos ortogonais, podendo optar-se por um dos seguintes: biodinâmico ou basicêntrico (*ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements*, 2001). Estes encontram-se ilustrados na Figura 2.7. No sistema biodinâmico, a cabeça do terceiro metacarpo é o ponto de referência do sistema de eixos, ou seja, a origem. No sistema basicêntrico, é na interface entre a mão e a superfície de transmissão de vibração que se considera a origem do referencial.



**Figura 2.7.** Sistemas de coordenadas passíveis de uso na medição de vibrações induzidas ao SMB, segundo (ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements, 2001).

A primeira grandeza a ser medida é a aceleração registrada na direção de cada eixo de referência, filtrada e ponderada em frequência. A ponderação em frequência é realizada com o objetivo de evidenciar frequências onde exista uma maior probabilidade de ocorrência de danos no SMB (Almeida, 2013). Daqui surge o fator de ponderação  $w_h$ , estimado em função da frequência da vibração e que é apresentado na Figura 2.8.



**Figura 2.8.** Fator de ponderação  $w_h$  em função da frequência, segundo (ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements, 2001).

A aceleração eficaz ponderada em frequência,  $a_{\text{rms},w_h}$  em  $[\text{m/s}^2]$ , é determinada para cada eixo pela equação (2.1):

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

onde  $a_{hw}$  é a aceleração instantânea em  $[m/s^2]$  ponderada em frequência e  $T_m$  é o intervalo de tempo da medição em segundos. O valor a ser usado para a avaliação da exposição à vibração, sugerido pela norma, é o da aceleração total  $a_{hv}$  em  $[m/s^2]$ . Esta calcula-se através da raiz quadrada da soma dos quadrados das acelerações eficazes, ponderadas segundo cada um dos eixos x, y e z, equação (2.2).

$$a_{hv} = \sqrt{a_{hw x}^2 + a_{hw y}^2 + a_{hw z}^2}, \quad (2.2)$$

De acordo com (*ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements*, 2001), a exposição à vibração está dependente da magnitude da vibração e da duração do tempo de exposição à mesma. Para facilitar a comparação entre exposições a vibrações de diferentes durações, a exposição diária a vibrações é expressa em termos de energia equivalente a 8 horas do valor total da vibração ponderada em frequência. Daqui resulta a equação (2.3):

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

onde T é a duração total do tempo de exposição à vibração e  $T_0$  o valor de referência, 8 horas.

Se a exposição a vibrações depender de várias fontes, com vários tempos de exposição, a equação terá a seguinte forma:

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

em que  $a_{hvi}$  corresponde à aceleração total originada pela operação i, n correspondente ao número de exposições e  $T_i$  igual à duração da operação i. No caso em estudo, a exposição a vibrações induzidas no SMB deve-se apenas a uma situação, pelo que, será adotada a equação (2.3) para o cálculo do A(8).

Depois de calculados os valores de A(8), será necessário ter um termo de comparação para uma adequada interpretação dos valores obtidos. Para tal, a diretiva 2002/44/CE (EC, 2002) define valores de exposição máximos, que se encontram definidos na Tabela 2.2.

**Tabela 2.2.** Limites de exposição à vibração (EC, 2002).

	SMB
Valor de ação de exposição diária (DEA)	2,5 m/s <sup>2</sup>
Valor limite de exposição diária (DEL)	5 m/s <sup>2</sup>

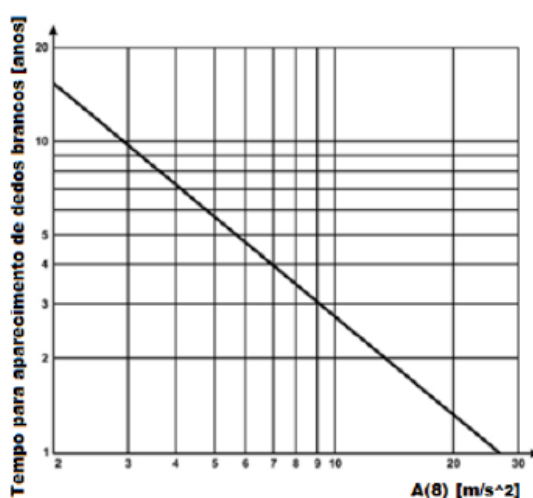
O valor de ação de exposição diária (DEA) é o valor a partir do qual são necessárias tomar medidas para baixar o valor da vibração a que um indivíduo se encontra sujeito. Este é um valor ponderado para oito horas de exposição.

O valor limite de exposição diária (DEL) é o máximo de aceleração a que um sujeito pode ser exposto num período de 8 horas de exposição a vibrações induzidas no SMB. Caso este valor seja ultrapassado a exposição deve ser sanada rapidamente, sendo necessário tomar medidas para diminuir as vibrações induzidas.

Caso os valores obtidos neste estudo sejam superiores ao limite de exposição diária, será necessário comparar os valores de A (8) obtidos com a probabilidade de surgir a doença de *Raynaud*. Para relacionar o valor de A (8) com o número de anos de exposição à vibração, D, recorre-se à equação (2.5):

$$D = 31,8 \times [A(8)]^{-1,6} \quad (2.5).$$

Depois, relacionam-se os resultados calculados com a ajuda da Figura 2.9.



**Figura 2.9.** Relação entre o valor de A (8) e o D, para uma probabilidade de 10% de aparecimento de dedos brancos (ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements, 2001).

## 2.5. Vibrações no badminton

No badminton, a existência de estudos sobre as vibrações transmitidas ao SMB durante o movimento de remate, ou não, é muito diminuta, apesar de este ser um dos desportos mais praticados no mundo. Os estudos existentes procuram otimizar os movimentos executados no sentido da performance competitiva, como é o caso de (Jaitner & Gawin, 2010), que relaciona o movimento de aceleração do braço com a velocidade do volante obtida no remate. (Teu, *et al.* 2005) procuraram criar uma metodologia que facilite a análise do movimento dos braços durante o remate, com o objetivo de otimizar o mesmo. (Kralovic & Krylov, 2008) estudaram várias alterações passíveis de executar ao *shaft* (elemento de ligação entre o cabo e a cabeça da raquete) de uma raquete para diminuir as vibrações causadas pelos impactos. (Zhang *et al.*, 2016) estudaram a influência da rotação do tronco e da experiência, através da velocidade do volante, na eficiência do remate. (Michael Phomsoupha & Laffaye, 2015) abordaram a elasticidade da raquete de badminton, como uma maneira de aumentar a velocidade do remate alcançado pelos jogadores.

Da pesquisa efetuada, não se identificaram estudos direcionados para a identificação das vibrações induzidas no praticante de badminton. Para se encontrarem estudos que envolvam este tipo de análise é necessário recorrer a outros desportos. (Tanawat Vanasant & Weerawat Limroongreungrat, 1999) afirmam no seu estudo que o ténis e o badminton são desportos muito similares. Se for tido em conta o remate no badminton e o serviço no ténis, percebe-se que as diferenças são ínfimas. Também se poderia recorrer ao movimento de *swing* usado no golf, no entanto, os movimentos não são semelhantes como entre o serviço no ténis e o remate no badminton.

Pode-se contrapor, nesta altura, que os materiais usados nos dois desportos são diferentes, nomeadamente, ao nível de massa dos constituintes e da sua dimensão. No entanto, apesar da raquete e da bola de ténis possuírem uma inércia maior que a raquete de badminton e o volante, não é alheio o facto de as velocidades atingidas no ténis serem bastante inferiores, cerca de 2 vezes, às alcançadas no badminton, como demonstrado no livro de records do *Guinness*. Uma menor velocidade de impacto traduz-se numa menor força transmitida ao encordoamento da raquete de ténis e, por consequência, menores amplitudes de vibração, apesar de uma tensão nas cordas cerca de 2 vezes superior à usada no badminton. A massa das raquetes de ténis é muito superior às de badminton,



aproximadamente 100 e 300 gramas respetivamente, o que permite uma maior dissipação de energia no ténis. No entanto, o movimento de serviço num e de remate no outro são muito homogéneos.

No que diz respeito às vibrações induzidas numa raquete de ténis, e a partir de (Cross, 2015), (Ferrara & Cohen, 2013), (E. M. Hennig, T. L. Milani, 1993) e (Hennig, Rosenbaum, & Milani, 1992), o *design* da raquete, o material da mesma, a tensão das cordas, o local de impacto, o nível de técnica e a distribuição de massa afetam as vibrações transmitidas ao SMB. (C. H. Yang, P. C. Lin, 2007) concluíram que as vibrações induzidas dependem do local onde a bola atinge o encordoamento. Por fim, (Rogowski *et al.*, 2015) afirmam que quanto maior a velocidade da bola antes do impacto maior a vibração induzida. (Chadefaux *et al.*, 2016) afirmam que a vibração transmitida é superior na direção do impacto da bola com a raquete

Tendo em conta o pouco, quase inexistente, conhecimento na área das vibrações induzidas ao SMB, na prática do badminton, o autor tenta com este estudo dar um pequeno contributo para o expandir do conhecimento sobre este tema.

## 2.6. Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) permite avaliar as diferenças de potencial numa mesma fibra muscular. Para tal, recorre-se a eléctrodos que permitem captar esses sinais. Existem dois tipos de eléctrodos: os de superfície, que serão usados neste estudo e os de profundidade, que são do tipo *fine wire* ou *hook wire* (Belo *et al.*, 2016).

A divisão de eléctrodos deve-se às duas vertentes de teste possível. A primeira, que faz uso dos eléctrodos de superfície, é apelidada de eletromiografia de superfície (SEMG), por ser efetuada na superfície da pele, e tem a vantagem de ser menos invasiva do que a segunda. A segunda, denominada eletromiografia intramuscular utiliza os eléctrodos de agulha, tendo a vantagem de captar menos ruído muscular que a primeira técnica (Belo *et al.*, 2016). Os eléctrodos *fine wire* ou *hook wire* consistem em dois fios totalmente isolados, com um diâmetro máximo de 51 micrómetros, frequentemente feitos de platina, que são inseridos no músculo através de uma agulha oca (Systems, 2019).

A eletromiografia é usada clinicamente para testar a velocidade de condução nervosa e a nível cinesiológico para estudar a função muscular durante a realização de testes

específicos ou terapêuticas (Belo *et al.*, 2016). A partir deste teste é possível avaliar as alterações da atividade muscular, com base no seu dinamismo elétrico. Para tal, existem vários parâmetros que se podem retirar da EMG, sendo estes respeitantes à amplitude e frequência do sinal elétrico muscular. Para analisar o espectro do sinal em frequência recorre-se à frequência média e mediana, sendo que, para analisar mudanças de amplitude se utiliza a RMS e o integral do sinal da eletromiografia (Cifrek, Medved, Tonković, & Ostojić, 2009). É também possível analisar fatores temporais. No presente estudo, foi realizada uma análise temporal ao tempo de ativação (TA) dos músculos, em segundos, e uma análise em amplitude, normalizada a partir da máxima contração voluntária (%MVC).

A máxima contração voluntária (MVC) consiste num teste estático MMT (*manual muscle test*) em que se promove a excitação dos músculos em análise, realizando uma resistência ao seu movimento, com o objetivo de captar os sinais elétricos correspondentes à força máxima exercida pelo músculo. Esses valores servem, como foi dito anteriormente, para normalizar o sinal em relação ao máximo, e podem surgir valores superiores aos 100%, visto que, em exercício a excitação é dinâmica, ou seja, de uma magnitude superior (Farber *et al.*, 2009).

Entre os diversos estudos realizados nesta área, registre-se o de (Chien-Lu Tsai *et al.*, 2006), que realizaram um teste em jogadores de badminton tailandeses com o intuito de analisar a atividade muscular dos membros superiores, durante a execução do movimento de remate em BH e FH. A conclusão dos autores mostrou diferenças significativas entre a ativação muscular entre o bicípito, o deltoide posterior, o deltoide central e o peitoral maior, tendo por base a média da amplitude do integral do sinal eletromiográfico. É, ainda, importante referenciar o estudo de (Abernethy, Neal, & Moran, 1987) relativo ao golfe. Neste estudo, os autores concluem que a variabilidade entre sujeitos foi elevada e que a variabilidade intra-sujeito foi reduzida para cada tipo de taco usado. Extrapolando para o corrente trabalho, pode-se esperar uma variabilidade entre atletas elevada, mas uma baixa variabilidade entre testes do mesmo atleta.

A EMG é muito usada em ambiente desportivo numa perspetiva de desempenho e de recuperação muscular. São vários os estudos em que através da EMG, se procura perceber se a terapêutica aplicada numa lesão está, ou não, a produzir o efeito desejado. É exemplo disso (Luo, McNamara, & Moran, 2007) que através do seu estudo concluíram que a terapêutica de aplicação de vibrações na zona em recuperação de uma lesão aumenta a

atividade muscular na mesma, o que permite uma recuperação mais rápida do sujeito. Este é, aliás, um dos poucos trabalhos que relaciona vibrações induzidas e EMG.

Apesar dos muitos estudos disponíveis em que se usa a EMG para análise da atividade muscular nos membros superiores, são poucos os que tentam relacionar os tempos de ativação dos músculos em análise. Esta é uma abordagem diferente a ser experimentada neste estudo. O uso da amplitude normalizada da máxima contração voluntária (%MVC) prende-se com o facto de a leitura e interpretação dos dados obtidos ser mais simples e objetiva.

Por fim, (Schmidt *et al.*, 1990) reportaram no seu estudo que 2 em cada 10 lesões no badminton ocorrem nos membros superiores, o que se revela um valor significativo e importante para avaliação neste estudo.

## **2.7. Vibrações induzidas no SMB e Eletromiografia**

De acordo com o conhecimento do autor não existem estudos a relacionar EMG nos músculos principais do braço com vibrações induzidas ao SMB. A tentativa, ainda que audaz, do autor tentar relacionar as duas, prende-se com alguns estudos que envolvem a área das vibrações induzidas na ótica da recuperação de lesões musculares.

(Widia & Dawal, 2011) num estudo levado a cabo sobre a influência de ferramentas operadas manualmente na atividade muscular, concluíram que quanto maior a vibração a que o operador se encontrava sujeito, superior era a sua atividade muscular. (Luo *et al.*, 2007). Como referido anteriormente, é também um exemplo das práticas aqui descritas. (García-Gutiérrez, Rhea, & Marín, 2014) afirmam, ainda, que a aplicação de vibrações no corpo inteiro, somadas com a vibração imposta no braço, levam a um aumento da coordenação muscular. Por fim, concluem que a ativação muscular é superior nas zonas mais próximas da fonte de vibração, seja para a parte superior ou inferior do corpo.



### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente capítulo são apresentados os materiais e os métodos usados neste estudo.

#### 3.1. Voluntários

Qualquer estudo que envolva testes no terreno carece de voluntários para a sua realização. Com a colaboração da Secção de Badminton da Associação Académica de Coimbra, 8 voluntários ofereceram-se para participar no presente estudo. Quatro atletas do sexo feminino e quatro do sexo masculino. Todos foram informados da sequência que teriam que realizar, das raquetes a usar, dos movimentos a efetuar e das medições que iam ser registadas. Todos, de livre vontade, assinaram um consentimento de participação e recolha de dados, sempre em conformidade com a Declaração de Helsínquia, sendo garantida a total confidencialidade dos dados. Infelizmente, duas atletas do sexo feminino, lesionaram-se numa altura próxima à data de realização dos testes, o que impossibilitou a comparação entre os dois sexos, por apenas 2 atletas de sexo feminino participarem.

Na Tabela 3.1 apresentam-se os dados antropométricos relativos aos atletas voluntários que realizaram os testes. A média de idades é de  $21,83 \pm 4,49$  anos enquanto que a média de anos de prática é de  $10,67 \pm 5,34$  anos.

**Tabela 3.1.** Dados antropométricos dos atletas.

Código Atleta	Massa (Kg)	Altura (m)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Envergadura (m)	Mão de Jogo	Anos Prática	Idade
01f	57	1,60	22,27	1,60	Direita	8	19
02f	47	1,53	20,08	1,49	Direita	7	19
05m	79	1,86	22,84	1,85	Direita	16	24
06m	68	1,74	22,46	1,79	Direita	7	19
07m	74	1,85	21,62	1,83	Direita	6	19
08m	74	1,75	24,16	1,75	Direita	20	31

## 3.2. Raquetes em estudo

Um dos grandes objetivos deste estudo era perceber a influência da raquete nas vibrações induzidas ao SMB. Para tal, selecionaram-se duas raquetes da mesma série de *frame*, para que não se criem muitas variáveis indesejáveis. O *frame* é a estrutura de uma raquete, onde se inclui a estrutura em material compósito (fibra de carbono) do *shaft* e da cabeça da raquete, e a estrutura de madeira do cabo.

É importante referir que ambas as raquetes possuem um equilíbrio neutro, ou seja, a cabeça e o cabo têm a mesma importância no equilíbrio da raquete. Uma raquete com uma cabeça pesada privilegia a potência nos batimentos, em detrimento de algum controlo. Por outro lado, uma raquete com uma cabeça leve favorece o controlo sobre a mesma e o volante, perdendo alguma potência em batimentos. Uma raquete com equilíbrio neutro é o melhor das duas situações, daí a sua escolha. Esta é uma variável muito importante de controlar, pois existem muitas combinações possíveis nas raquetes disponíveis no mercado.

As duas raquetes foram encordoadas com as mesmas cordas, Yonex BG3 de 0,74 mm de diâmetro e com 125 N de tensão. A tensão usada foi escolhida tendo em conta a opinião de um encordoador com vários anos de experiência na área. Esta é a tensão mais comum usada pelos jogadores portugueses.

Por fim, nenhuma das raquetes usadas nos testes tinha *overgrip*, porque o objetivo deste estudo não era analisar a sua influência, como realizado por (Marques, 2018). Apesar de serem da mesma série, as raquetes possuem propriedades diferentes. Apresentam-se e definem-se, nos pontos 3.2.1 e 3.2.2, as raquetes utilizadas.

### 3.2.1. Yonex Duora 33

A primeira raquete é a Yonex Duora 33, Figura 3.1. É uma raquete de gama baixa, ou seja, direcionada para atletas menos experientes e, portanto, mais flexível que a outra a ser usada (ponto 3.2.2). As propriedades desta raquete são, com base na informação retirada do fabricante (Yonex, 2019):

- Flexibilidade: Flexível;
- Massa:  $83\pm 3$  g (sem encordoamento);
- Comprimento:  $675\pm 3$  mm;
- Equilíbrio: Neutro;
- Diâmetro do *shaft*: 7 mm.



**Figura 3.1.** Yonex Duora 33.

### **3.2.2. Yonex Duora 88**

A segunda raquete é a Yonex Duora 88, Figura 3.2. Uma raquete de gama intermédia, direcionada para atletas com um nível de jogo mais elevado. Por essa razão e em concordância com (M. Phomsouphaet *al.*, 2015), que afirmam que os atletas mais experientes preferem raquetes mais rígidas, esta raquete é a mais rígida das duas. As suas propriedades, retiradas da página do fabricante (Yonex, 2019b), são:

- Flexibilidade: Rígida;
- Massa:  $88\pm 3$  g (sem encordoamento);
- Comprimento:  $675\pm 3$  mm;
- Equilíbrio: Neutro;
- Diâmetro do *shaft*: 7 mm.



**Figura 3.2.** Yonex Duora 88.

A massa de ambas as raquetes é diferente, no entanto, é difícil encontrar raquetes com tantas semelhanças no mercado, tendo em conta os preços das mesmas. É também sabido pelo autor que, a massa de um objeto afeta a vibração do mesmo, apesar disso, a diferença entre ambas está no desvio-padrão apresentado pelo fabricante.

### **3.3. Volante**

Os volantes usados neste estudo foram os *SnowPeak C1101*, Figura 3.3, aprovados pela Federação Mundial de Badminton para torneios internacionais. Estes volantes caracterizam-se pelas penas sintéticas de classe A e pela cabeça do volante ser de cortiça natural. O peso do volante é de 5 g (“*Snowpeak C1101*”, 2019).



**Figura 3.3.** *SnowPeak C1101* usado nos testes.



### 3.4. Vibrações induzidas ao SMB

Para recolher os dados relativos às vibrações induzidas no SMB foi necessário recorrer a equipamentos próprios para o efeito. Em parceria com o Laboratório de Biomecânica Aplicada do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC), um acelerómetro piezoelétrico triaxial, uma placa de aquisição e um chassis de transmissão de dados foram facultados ao autor. O programa para aquisição, tratamento e análise dos dados relativos às vibrações utilizado foi o TREMULA, desenvolvido no *software* LabView especificamente para este tipo de estudos (Roseiro *et al.*, n.d.).

#### 3.4.1. Acelerómetro piezoelétrico triaxial

Os acelerómetros são sensores que podem ser usados para quantificar as vibrações e choques numa ampla variedade de aplicações. São simples de usar, captam uma faixa de frequência muito abrangente e, dependendo do tipo de acelerómetro, podem adquirir informação em três direções ortogonais. O acelerómetro consiste num sensor de cristal, quartzo ou num cerâmico piezoelétrico, que está ligado a uma massa. Quando sujeito a acelerações, a massa sísmica provoca tensões nos cristais que, por sua vez, geram um sinal elétrico proporcional à solicitação causada. O sinal gerado é depois convertido e transmitido para os dispositivos de aquisição e leitura. A gama de frequências do acelerómetro, com sensibilidade constante, depende da dimensão da massa sísmica. Um acelerómetro deste tipo é apelidado de IEPE (*Integrated Electronic Piezoelectric*).

O acelerómetro usado neste estudo foi desenvolvido pela PCB®, utiliza a tecnologia supramencionada e, por isso, apresenta frequências naturais normalmente superiores a 5 kHz, Figura 3.4. Os micro amplificadores eletrónicos intrínsecos amplificam a tensão do sinal de saída para valores na ordem do mV, atenuando, assim, a perda de sensibilidade do sistema de aquisição, resultante, sobretudo, da carência nos cabos de transmissão de informação (PCB, 2019a).



**Figura 3.4.** Acelerómetro piezoelétrico triaxial (PCB, 2019b).

### 3.4.2. Placa de aquisição de dados

A aquisição de dados foi obtida a partir de uma placa de aquisição, NI 9234 da série C, Figura 3.5, produzida pela National Instruments®. Esta placa possui quatro canais independentes com uma resolução de 24 *bits* e uma faixa dinâmica de 102 dB. É passível de uso em situações em que se pretendam processar sinais sonoros ou vibrações com alta precisão, podendo, para tal, utilizar-se acelerómetros piezoelétricos do tipo IEPE, como o usado neste estudo, ou de outros tipos. A taxa de aquisição, por cada canal, tem um máximo de kS/s e, incorpora filtros *antialiasing*, que se ajustam automaticamente à taxa de amostragem definida (National Instruments, 2019a).



Figura 3.5. Placa de aquisição NI 9234 (National Instruments, 2019a).

### 3.4.3. Chassi National Instruments® cDAQ-9171

O chassi NI cDAQ-9171, Figura 3.6, é um módulo de conexão à placa de aquisição NI 9234, de modo a estabelecer a ponte entre a placa de aquisição e o *software* de recolha, instalado num computador. A ligação a este pode ser estabelecida através de uma ligação do tipo USB (*Universal Serial Bus*) ou através de uma rede sem fios. Em qualquer dos casos o chassi permite que se transfiram dados em tempo real entre computador e sistema de aquisição (National Instruments, 2019b). No trabalho que se apresenta foi utilizada a comunicação através de ligação USB.



Figura 3.6. Chassi NI cDAQ-9171(National Instruments, 2019b).

### 3.4.4. Instrumentação das raquetes

A instrumentação das raquetes seguiu o que está definido na norma (*ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements*, 2001). Para tal, o acelerómetro foi fixo a aproximadamente 11 cm do fundo da raquete, com os eixos coordenados orientados segundo o sistema basicêntrico representado na Figura 2.7. É de realçar que, devido ao uso de duas raquetes e a existência de um só acelerómetro, o modelo de fixação do mesmo à raquete deveria facilitar a alternância entre ambas. Assim, tentou-se ao máximo que a instrumentação fosse o menos invasiva possível para os atletas, tendo em conta a necessidade de fios a ligar o acelerómetro à placa de aquisição. Estes foram, por isso, colocados no interior da camisola dos atletas. A Figura 3.7 ilustra a instrumentação da raquete.

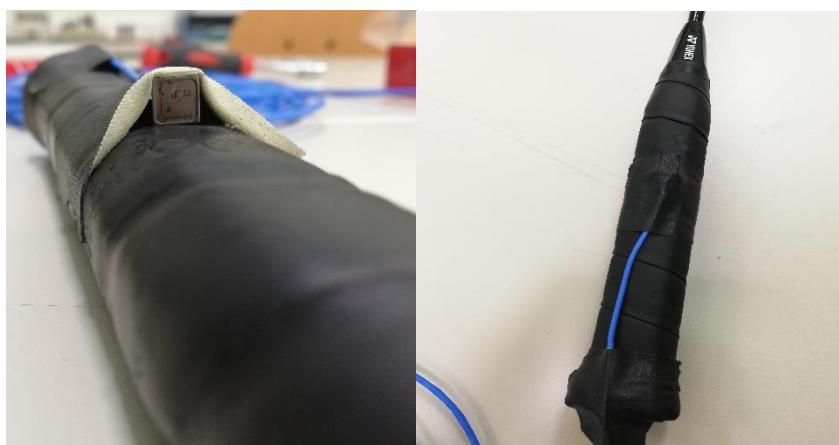


Figura 3.7. Instrumentação da raquete com o acelerómetro piezoelétrico triaxial.

### 3.4.5. Software Labview

Foi a partir do *software* LabView que se procedeu à recolha, tratamento e análise dos dados relativos às vibrações induzidas no SMB.

Em primeiro lugar, a recolha foi efetuada a partir de uma interface desenvolvida num trabalho anterior, como já foi referido (Roseiro *et al.*, n.d.). Nesta interface é possível ajustar a taxa de aquisição da placa NI 9234 em Hz, o número de amostras recolhidas por segundo e, ainda, visualizar a aceleração instantânea de cada eixo, Figura 3.8.

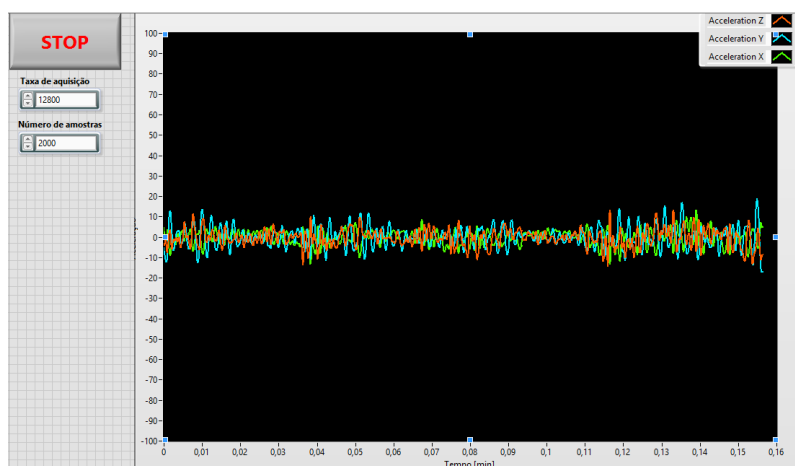


Figura 3.8. Interface do *software* para aquisição de sinal.

A recolha do sinal, para todas as repetições, foi em sequência contínua de registo de dados. Assim, na fase de pós-processamento o sinal original é dividido de modo a obter cada uma das repetições. Definiu-se um intervalo de tempo de 0,3 segundos para todos os cortes efetuados. Este tempo permite visualizar o momento do impacto entre o volante e o encordoamento da raquete, bem como a fase de propagação da vibração gerada. Para tal, usou-se a interface representada na Figura 3.9.

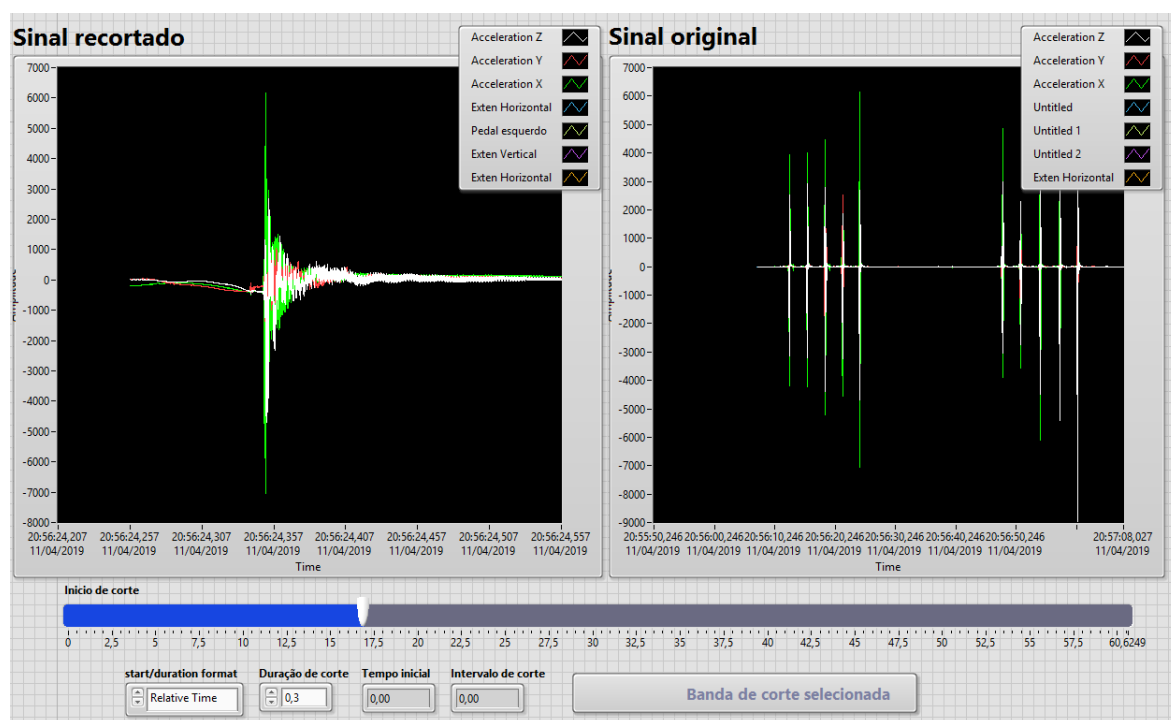
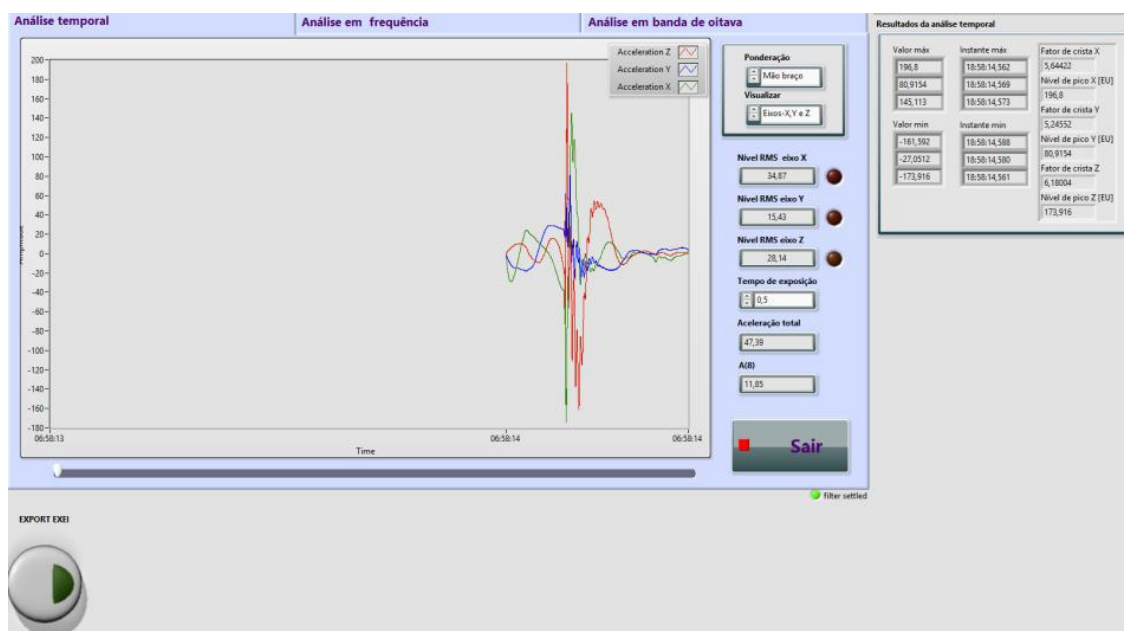


Figura 3.9. Interface do *software* para recorte do sinal.

Após o recorte dos sinais, procedeu-se à observação dos mesmos. A interface de análise de aceleração permite analisar os sinais no tempo, em frequência ou em bandas de oitava, Figura 3.10. Neste estudo apenas se realizou a análise em frequência. Para esta situação particular, a interface devolve os valores extremos, os valores da RMS, os fatores de crista e os níveis de pico. Permite, ainda, alternar entre a ponderação mão-braço, corpo inteiro ou do tipo linear. Neste caso, recorreu-se exclusivamente à ponderação mão-braço. O programa calculou automaticamente os valores da aceleração total eficaz ponderada em frequência e o valor de  $A(8)$ .

Numa tentativa de otimizar o pós-processamento dos dados, foi implementado um ajuste de modo a que o mesmo exportasse os valores acima referidos para um ficheiro em formato de texto, passível de leitura através do software Excel. Essa alteração pode ser observada no APÊNDICE A.



**Figura 3.10.** Interface do *software* para análise do sinal obtido e recortado.

Para calcular os valores da exposição diária  $A(8)$ , usou-se uma interface do programa, desenvolvida exclusivamente para o efeito. Para o cálculo destes valores de exposição apenas se recorreu aos valores da RMS da Yonex Duora 33, dado que, foi nesta raquete que se registaram vibrações induzidas mais elevadas. Introduzindo as médias dos valores da RMS para cada eixo, juntamente com valor de exposição calculado, obtém-se o valor de  $A(8)$ , Figura 3.11.

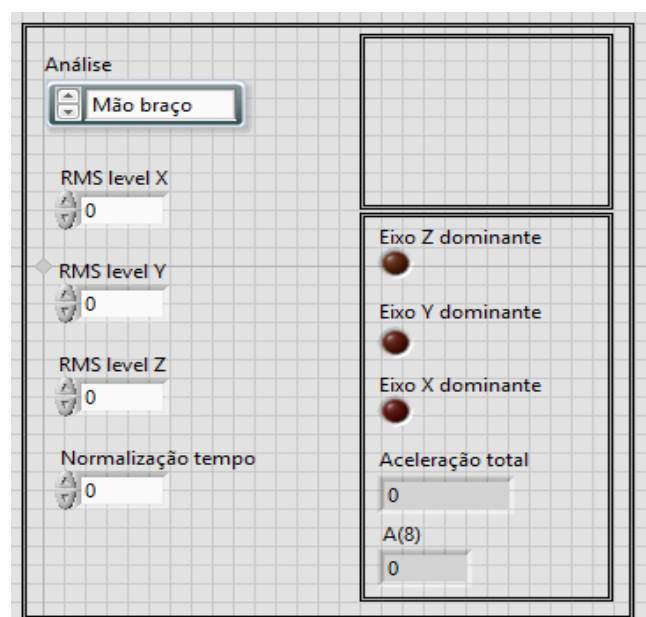


Figura 3.11. Interface do *software* para cálculo do valor de A(8).

### 3.5. Eletromiografia

Para a aquisição de sinais elétricos provenientes dos músculos é necessário equipamento capaz de os detetar, Figura 3.12. Com a colaboração da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra (ESTeSC) foi possível utilizar um sistema desenvolvido pela *BioSignalPlux*. O sistema para aquisição, e análise de dados, consiste num terminal de transmissão por *bluetooth* que envia os dados, obtidos por sensores superficiais, colocados nos músculos a analisar, para o *software OpenSignals* em tempo real. Este terminal possui oito canais analógicos e 1 digital, que serve também como ligação terra. Nestes canais circula informação até 16 *bits*, com uma frequência máxima de 4000 Hz. O alcance máximo da transmissão sem fios é de, sensivelmente, 10 m.

Os elétrodos usados são um composto de Ag-AgCl, pré-gelificados, descartáveis e aderentes à pele e possuem as seguintes características (BioSignalsPlux, 2019):

- Ganho (razão entre sinal de entrada e saída): 1000
- Alcance:  $\pm 1.5\text{mV}$
- Largura de Banda: 25-500 Hz
- Impedância de entrada  $>100\text{GOhm}$
- CMRR: 100dB



**Figura 3.12.** Eléttodos e terminal de transmissão usados (BioSignalsPlux, 2019).

Falta apenas definir os canais para os músculos em estudo. O canal 1 ficou reservado para o bicípite braquial, o canal 2 para a cabeça lateral do tricípite, o canal 3 para a cabeça longa do tricípite e o canal 4 para a ligao terra, efetuada numa protuberância óssea, neste caso, a clavícula. Esta predefinio e standardizao permitem uma leitura e análise mais rápida e eficiente dos sinais obtidos

### 3.5.1. Software *OpenSignals*

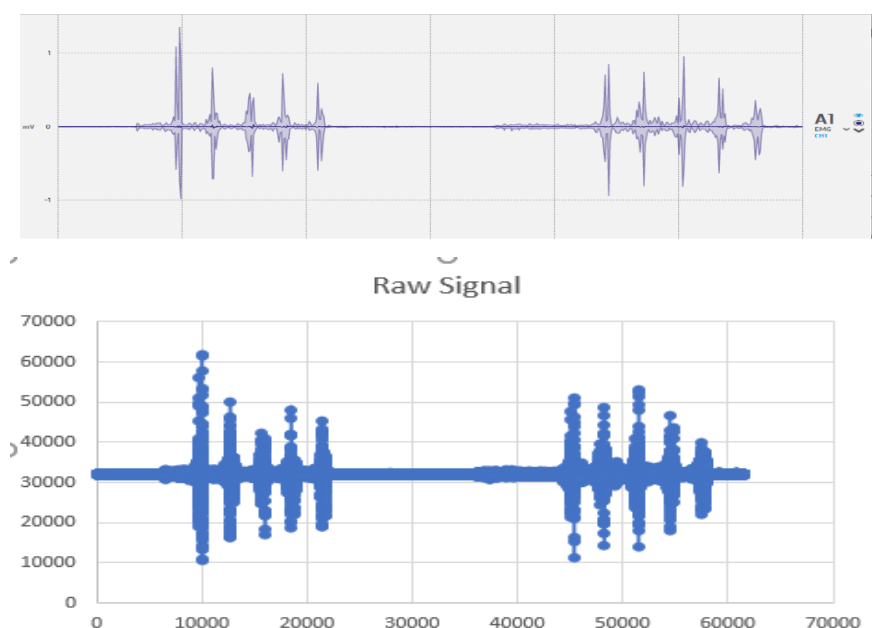
O *software OpenSignals* permitiu a aquisio e análise dos sinais obtidos. Para a aquisio, basta emparelhar o dispositivo *bluetooth* com o programa e rapidamente se inicia uma captura de sinal. Este grava as aquisioes em ficheiros (.h5) ou (.txt) que podem posteriormente ser lidos no programa. Para análise dos sinais obtidos o programa possui *add-ons* direcionados para o tipo de teste realizado. *Add-ons* são extensões do programa que permitem ter em considerao fatores próprios de cada exame clínico. O *software* interpreta os sinais adquiridos como meras flutuaoes de sinal elétrico, sendo através destas extensões que faz uma ponderao para o teste realizado, neste caso a EMG. O programa permite ainda que se importe os ficheiros da MVC para comparar com os sinais obtidos durante os movimentos.

Dado o acesso limitado a estas extensões, o programa apenas permitia a análise do primeiro minuto de gravao. Tendo em conta que, grande parte dos sinais obtidos se prolongavam para tempos superiores a esses, foi necessário implementar uma alternativa. Assim, através do Matlab® foi possível dividir as gravaoes iniciais em intervalos de tempo inferiores ao minuto e, deste modo, utilizar o *OpenSignals* para os analisar.  de realçar que vários trabalhos tratam os sinais obtidos a partir de rotinas criadas em Matlab®, mas esta foi

a primeira vez em que se usou material da *BioSignalsPlux* para estudos nesta área e se tentou uma abordagem diferente.

Para o tratamento de dados no *software* foi necessário aplicar um filtro de banda ao sinal, com o propósito de eliminar os sinais de fundo e de ruído, sobrando apenas os sinais elétricos musculares. Tendo em conta que os elétrodos possuem uma gama de funcionamento entre os 25 e os 500 Hz, que os mesmos foram fabricados para detetar sinais elétricos musculares, e que a gama de frequências musculares se situa entre os 20 e os 500 Hz (Stegeman & Hermens, 2007), foram filtrados os valores entre os 25 e os 400 Hz.

Após o tratamento dos sinais obtidos, os valores do TA e da %MVC relativos às ativações provenientes do movimento de remate foram exportados para uma folha de Excel para posterior análise estatística. Na Figura 3.13 está um exemplo dos sinais captados nos músculos em análise.



**Figura 3.13.** Comparação entre o mesmo sinal captado no bíceps braquial do mesmo atleta, antes e depois de processado.

### 3.6. Metodologia Experimental

Tendo sido expostos todos os materiais usados neste estudo, descreve-se a metodologia seguida para a realização do mesmo. Para uma eficiente e clara realização de ensaios experimentais foi criado um protocolo de testes.



Numa primeira fase procedeu-se à instrumentação do sistema de eletromiografia nos atletas. Para tal, e seguindo (Stegeman & Hermens, 2007), realizou-se a limpeza da pele através da depilação, tendo sido retiradas as células mortas da zona onde seriam inseridos elétrodos. Depois, com algodão embebido em álcool, são eliminadas as possíveis impurezas. Deste modo, garante-se que a impedância da pele é a menor possível, seja nos músculos, seja na protuberância óssea. Coloca-se, no fim de tudo, os elétrodos nas respetivas fibras musculares, na mesma linha de tensão e separados por 2 cm entre os centros, e procede-se à ligação destes ao módulo de transmissão. Os fios que realizam a conexão entre elétrodos e módulo de transmissão, foram inseridos pelo interior da camisola dos atletas. O módulo de transmissão por *bluetooth* foi colocado dentro de uma cinta, para ser o menos invasivo possível para o atleta.

De seguida, realizou-se o teste da MVC. O teste consistiu na flexão, primeiramente, e na extensão, numa segunda solicitação, do braço enquanto o cotovelo se encontrava apoiado numa mesa. Enquanto isso, foi exercida uma força contrária ao movimento, com o intuito de alcançar a MVC.

Seguidamente, procedeu-se à instrumentação da raquete a utilizar em primeiro lugar. Fez-se a conexão da placa de aquisição NI 9234 ao chassi cDAQ 9171 e do chassi ao computador portátil, iniciando finalmente o processo de recolha.

Foi requerido a todos os atletas que executassem os movimentos com a máxima força possível para se tentarem obter os valores mais elevados relativos aos vários voluntários. Cada atleta executou 10 remates em cada posição (FH, FHR, BH), tomando como motivação (Marques, 2018) e (Tanawat Vanasant & Weerawat Limroongreungrat, 1999), divididos em dois grupos de 5, separados por um descanso de 30 segundos. Entre posições o descanso foi de 60 segundos. Nos movimentos de FH e FHR foi solicitado aos atletas do sexo masculino para realizarem o remate em suspensão. O mesmo não se verificou no sexo feminino devido ao desconforto das mesmas na realização deste movimento, e também por não ser usual a sua utilização na vertente feminina. Para garantir que os atletas não criam rotinas, procedeu-se a uma aleatorização dos testes de forma a reduzir a influência do cansaço acumulado e garantir resultados credíveis, Tabela 3.2.

**Tabela 3.2.** Aleatorização dos testes realizados.

<b>ATLETA</b>	<b>1º</b>	<b>2º</b>	<b>3º</b>	<b>4º</b>	<b>5º</b>	<b>6º</b>
<b>01f</b>	FH33	FHR33	BH33	FH88	FHR88	BH88
<b>02f</b>	FHR88	FH88	BH88	FHR33	FH33	BH33
<b>05m</b>	FH33	BH33	FHR33	BH88	FH88	FHR88
<b>06m</b>	FHR88	FH88	BH88	FHR33	BH33	FH33
<b>07m</b>	FHR33	BH33	FH33	FHR88	FH88	BH88
<b>08m</b>	BH88	FH88	FHR88	FH33	BH33	FHR33

Depois de recolhidos os dados para a primeira raquete, instrumentou-se a segunda e procedeu-se a nova recolha. Ainda de referir que apenas os atletas masculinos executaram o remate de FH em suspensão, por ser um movimento muito mais utilizado no setor masculino, graças a níveis de força superiores. As mulheres realizaram o movimento de remate em apoio.

Na Figura 3.14 é possível observar um atleta com os sistemas de aquisição instalados, pronto a iniciar o teste.

**Figura 3.14.** Atleta equipado com os dispositivos de aquisição.

### 3.7. Exposição diária - A (8)

Para o cálculo do A (8) decidiu-se visualizar algumas gravações de jogos que envolviam jogadores que participaram nestes testes. Foram observados dois jogos de singulares homens e dois jogos de pares homens, onde se procedeu à contagem do número de remates realizados por cada jogador envolvido. Os jogos pré-gravados, pela Secção de Badminton da Associação Académica de Coimbra, foram realizados nas últimas 3 edições do Torneio da Queima das Fitas de Coimbra, aberto apenas a atletas seniores. Depois de contabilizados os remates efetuados por cada jogador, calculou-se a média de remates de todos os jogadores envolvidos nos jogos observados.

Tendo, por base, o tempo de exposição à vibração produzida durante um remate de 0,3 segundos, valor usado neste estudo, calculou-se o tempo de exposição médio, de um jogador, à vibração durante um jogo, multiplicando o número de remates pelo tempo em que a vibração se faz sentir no SMB. Extrapolou-se, de seguida, o tempo de exposição obtido para horas e procedeu-se ao cálculo dos valores de A(8) através da equação 2.4. As acelerações usadas foram as médias da RMS para os 3 eixos da raquete Yonex Duora 33. A justificação para a escolha destes valores é apresentada na secção 4.1.3, onde se discutem os resultados obtidos para o A(8).

Por fim, compara-se a estimativa realizada com base no que (Tong & Hong, 1998) e (Cohen *et al.*, 2015) afirmam nas suas pesquisas, nomeadamente que, em média, cada jogador bate 10 vezes no volante por ponto e, ainda, que 20% dos batimentos durante um ponto são remates. Extrapolando estes valores para um jogo a 2 *sets* e para 40 pontos em cada 1 deles, obtém-se 80 remates por jogador em cada jogo.

Os valores da exposição diária calculados encontram-se na tabela 3.3.

**Tabela 3.3.** Valores da exposição diária por jogador para as diferentes fontes.

	<b>Atletas Nacionais</b>	<b>Bibliografia A(8)</b>
<b>Exposição diária por jogador [h]</b>	0,0026	0,0066

### 3.8. Análise estatística

A análise estatística realizada segue o alinhamento de vários trabalhos relacionados com a área da biomecânica, como, por exemplo, (Cole & Grimshaw, 2008) e (Luo *et al.*, 2007). Para todas as análises realizadas foi definido um nível de significância  $p < 0,05$ , valor a partir do qual um estudo é considerado estatisticamente relevante (Krzywinski & Altman, 2013). O programa usado foi o SPSS *Statistics* 24.0 da IBM®. Começou por se realizar uma análise descritiva às variáveis em análise, com o propósito de conhecer a sua média e respetivo desvio-padrão. Como a amostra do estudo é pequena, descartou-se a possibilidade da utilização de modelos normais. De seguida realizaram-se testes não-paramétricos de *Wilcoxon* para comparação entre 2 amostras emparelhadas, com o objetivo de verificar a existência, ou não, de diferenças estatisticamente significativas. Quando estas ocorreram, recorreu-se à comparação entre pares para descobrir entre que variáveis se encontrava a diferença, e recalculou-se a significância ajustada entre esses pares. Recorre-se ao teste de postos sinalizados de *Wilcoxon* quando se pretende investigar a influência de várias condições num mesmo teste, ou ainda quando os dois conjuntos de resultados em análise são provenientes dos mesmo participantes, como se verificou neste estudo (SPSS, 2019).

## **4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS**

O presente capítulo apresenta os resultados dos testes realizados. No que diz respeito às vibrações induzidas no SMB, a análise recairá na aceleração total ( $a_{hv}$ ) e na aceleração eficaz (RMS). Já no domínio da eletromiografia as variáveis a examinar serão o tempo de ativação (TA) e a amplitude de sinal normalizado (%MVC). Foi ainda realizado um processamento estatístico de todos os dados, de modo a obter uma correlação entre os mesmos.

Como foi referido anteriormente, o objetivo inicial incluía uma análise para atletas do sexo feminino e do masculino. No entanto, devido a algumas lesões em voluntários, e ao facto de se ter um grupo de amostra pequeno, foi necessário redefinir objetivos. Incluíram-se então todos os atletas no mesmo grupo e procedeu-se à análise geral desse grupo para todas as variáveis em estudo.

### **4.1. Vibrações induzidas ao SMB**

Inicialmente analisam-se as vibrações induzidas ao SMB. Esta análise está dividida em duas partes, que respondem às duas grandes questões em foco neste estudo: Qual a influência da rigidez da raquete nas vibrações transmitidas ao SMB e qual o movimento de remate mais crítico na transmissão de vibrações ao SMB.

#### **4.1.1. Raquetes**

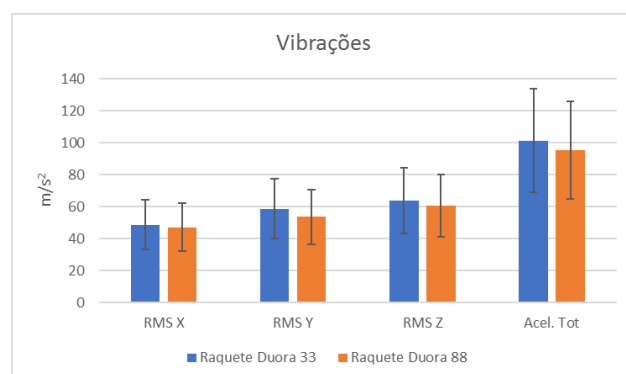
Apresentam-se, na Tabela 4.1, a média e desvio-padrão dos valores relativos às acelerações ponderadas em frequência para o SMB obtidas nos testes entre raquetes com rigidez diferente, bem como o nível de significância entre as variáveis em estudo. Recordase que o nível de significância escolhido foi de 0,05 e sempre que se verifica o valor é assinalado com um asterisco (\*).

**Tabela 4.1.** Valores das acelerações ponderadas em frequência e nível de significância entre variáveis.

	<b>Duora 33</b> $\mu \pm \sigma$	<b>Duora 88</b> $\mu \pm \sigma$	<b>p</b>
<b>RMS X (m/s<sup>2</sup>)</b>	48,7±14,6	46,9±14,1	0,173
<b>RMS Y (m/s<sup>2</sup>)</b>	58,6±18,2	53,65±21,7	0,249
<b>RMS Z (m/s<sup>2</sup>)</b>	63,7±18,9	60,5±17,3	0,600
<b>p</b>	0,042*	0,311	
<b>a<sub>hv</sub> (m/s<sup>2</sup>)</b>	101,1±27,5	95,3±27,1	0,028*

Analisando os valores obtidos, constata-se a existência de duas diferenças significativas. A primeira entre as RMS dos 3 eixos para a Yonex Duora 33 e a segunda entre as acelerações totais entre as duas raquetes. Assim, recorreu-se à comparação entre pares para se perceber onde residem as diferenças. No primeiro caso, a diferença identifica-se entre a RMS do eixo X e do eixo Y, bem como entre o eixo X e Z. No entanto, após o cálculo da significância ajustada, nenhuma destas diferenças se revelou significativa. No segundo caso, a diferença entre a aceleração total para as duas raquetes já é significativa. Considerando todos os movimentos, quando se compara a aceleração total entre as duas raquetes, a diferença identificada deve-se às propriedades distintas de cada raquete.

Para os restantes casos, como não existem diferenças significativas é possível concluir-se que, para as variáveis em análise, estas se encontram na gama de valores em que se consideram as médias das amostras iguais. Assim, procede-se a uma análise dos valores obtidos com recurso ao exposto na Figura 4.1.

**Figura 4.1.** Valores das acelerações em função do eixo e a aceleração total respetiva acompanhados do desvio-padrão.

Observando as médias dos valores obtidos, verifica-se que é na raquete Duora 33 que as vibrações transmitidas apresentam os valores mais elevados (aceleração total). É, portanto, na raquete menos rígida que os valores das vibrações induzidas ao SMB são superiores. Isto pode explicar-se pelo facto de a amplitude de vibração do seu cabo ser superior, graças a uma flexibilidade maior do que a Duora 88, o que induz valores de aceleração superiores.

Relativamente à RMS, os valores são máximos na direção Z, seguidos pela direção Y que apresenta valores muito próximos e a direção X é a que apresenta valores mais baixos. Este registo está de acordo com o expectável, dado que o eixo Z é perpendicular à palma da mão, sendo aquele em que se esperavam amplitudes superiores. Também os valores obtidos no eixo X apresentam coerência, dado que esta é a direção de maior rigidez da raquete. Relativamente ao eixo Y, a explicação para valores tão próximos do eixo Z pode dever-se ao modo de pega na raquete. A existência de rotação da mão durante o movimento pode refletir-se num reposicionamento do eixo Y numa direção em que as acelerações registadas são superiores.

Comparam-se agora os valores obtidos com os de (Marques, 2018) relativos ao serviço no ténis, tendo em conta os resultados por este obtido numa raquete com *overgrip* e sem anti vibrador. Todos os valores obtidos na presente dissertação são superiores aproximadamente 2 vezes ao do estudo referido. Não deixa de surpreender que, apesar das diferenças relatadas na secção 2.5, os valores sejam de tal ordem superiores.

#### **4.1.2. Movimentos**

Nesta secção, discutem-se os resultados relativos ao movimento do remate com pegas diferentes e, portanto, movimentos de execução diferentes, Tabela 4.2.

**Tabela 4.2.** Média dos valores obtidos e nível de significância entre eles.

	<b>BH</b> $\mu \pm \sigma$	<b>FH</b> $\mu \pm \sigma$	<b>FHR</b> $\mu \pm \sigma$	<b>p</b>
<b>RMS X</b> (m/s <sup>2</sup> )	31,1±8,4	57,7±16,7	57,4±20,2	0,011*
<b>RMS Y</b> (m/s <sup>2</sup> )	30,7±12,1	71,0±22,9	69,3±23,1	0,009*
<b>RMS Z</b> (m/s <sup>2</sup> )	42,0±17,8	77,7±24,4	73,3±26,5	0,069
<b>p</b>	0,311	0,030*	0,115	
<b>a<sub>hv</sub></b> (m/s <sup>2</sup> )	62,1±19,1	121,8±32,5	117,8±36,7	0,009*

A Tabela 4.2 apresenta resultados estatisticamente significativos. Existem diferenças significativas entre as 3 execuções ao nível da RMS em X e Y, na aceleração total e ainda entre a RMS no remate em *forehand*.

Relativamente à RMS no eixo X, a diferença é significativa entre BH e FH e BH e FHR, ambas com uma significância ajustada de 0,028. Este resultado pode ser explicado com o que foi apresentado na secção 1.1, ou seja, que no BH a explosividade é menor e, portanto, geram-se acelerações menores na raquete no momento do remate, o que se traduz numa baixa transmissão de vibrações, quando comparado com FH ou FHR.

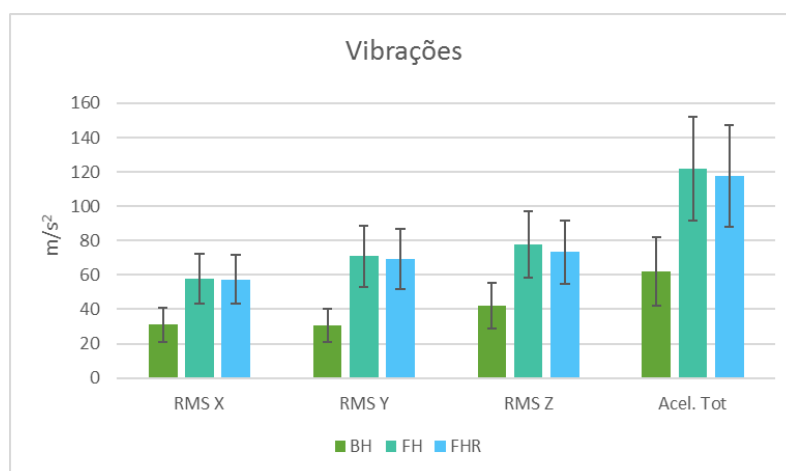
Em relação à RMS no eixo Y, a diferença é significativa entre BH e FH, apresentando uma significância ajustada de 0,012. De referir que a significância entre BH e FHR é de 0,021 e a ajustada de 0,069, valor próximo do requerido. A justificação para a diferença destes valores é a mesma que a apresentada no parágrafo anterior. Refira-se, ainda, o valor de p na RMS do eixo Z, muito próximo de 0,05.

No que diz respeito à aceleração total, a significância ajustada é de 0,012 entre BH e FH. Mais uma vez ressalva-se que a significância entre BH e FHR era inferior ao requisito, mas depois de ajustado passou a 0,063. A diferença registada é o culminar do registado para as RMS, provando que BH envolve menos vibrações que as outras execuções.



A última diferença significativa diz respeito à RMS durante a execução de FH. O valor de  $p$  ajustado para a diferença entre o eixo X e Z é de 0,028. Este valor pode ser explicado pelo facto de este movimento ser o que apresenta uma aceleração total maior, o que indica que é o mais violento, sendo a direção de propagação mais crítica a correspondente ao eixo Z e a de X a menor, tal como exposto na secção 4.1.1.

Na Figura 4.2 apresentam-se as acelerações medidas para os 3 remates diferentes, em função da média e respetivo desvio padrão.



**Figura 4.2.** Valores das acelerações medidas ponderadas em frequência para as 3 execuções e os respetivos desvios-padrão.

Através da Figura 4.2 identifica-se a diferença entre BH e os outros dois movimentos. No eixo Y, o desvio-padrão de BH não entra na margem do desvio-padrão dos outros 2 movimentos, sendo que, para os 2 outros eixos, a aceleração total para esta situação se verifica por um valor mínimo.

Outra ilação que se retira da Figura 4.2 é que a diferença entre FH e FHR é praticamente nula em qualquer um dos 4 parâmetros em análise. Isto significa que, para a amostra referida, a basculação do corpo e toda a energia que poderia ser transmitida em excesso no momento do remate, não é superior à execução normal. No entanto, o movimento crítico, a nível de vibrações induzidas no SMB, é o FH.

Por fim, os resultados obtidos relativos às vibrações induzidas no SMB confirmam o que (Chadefaux *et al.*, 2016) concluíram no seu estudo, a maior energia de vibração propaga-se na direção do impacto da bola com a raquete, ou neste caso, do volante.

#### **4.1.3. Dose Diária A (8)**

Para o cálculo da dose diária de exposição utilizaram-se as médias entre os valores da RMS entre FH e FHR da Duora 33, por se revelar ser a mais crítica a nível de vibrações induzidas. Não se utilizou o BH por duas razões: primeiro porque é o movimento menos prejudicial dos 3 a nível de vibrações; segundo porque durante a visualização das gravações se verificou que este é um movimento usado poucas vezes, provando ser um batimento de recurso.

Na Tabela 4.3 apresentam-se os valores utilizados para o cálculo da dose diária de exposição – A(8) e o valor do mesmo, bem como os valores de D obtidos. O valor D foi convertido para horas para uma melhor compreensão do mesmo. O método de cálculo e comparação que se seguem encontram-se explicados na secção 3.7.

A comparação realiza-se entre os atletas nacionais amadores alvos do estudo com a bibliografia referente a este tópico, tendo em conta os estudos de (Cohen *et al.*, 2015) e (Tong & Hong, 1998), que se refere a jogadores profissionais. Apesar desta discrepância, é importante comparar estes 2 grupos dado que, se espera que os valores sejam superiores para os atletas profissionais, devido ao maior número de horas de treino, de jogo e de desempenho. No entanto, devido à menor técnica que, provavelmente, alguns jogadores amadores podem apresentar, a diferença entre os valores pode não existir. É, portanto, mais um indicador que pode confirmar que o desporto de alta competição pode não trazer benefícios à saúde humana.

Da bibliografia apenas é possível retirar o tempo de exposição, pelo que, apesar de terem sido usados os mesmos valores de RMS, estes não são introduzidos nesta coluna por não serem referidos na bibliografia.

**Tabela 4.3.** Valores usado no cálculo do A (8) e respetivo valor.

	<b>Atletas Nacionais</b>	<b>Bibliografia A(8)</b>
<b>RMS X [m/s<sup>2</sup>]</b>	57,6	
<b>RMS Y [m/s<sup>2</sup>]</b>	70,1	
<b>RMS Z [m/s<sup>2</sup>]</b>	75,5	
<b>Remates por jogo</b>	32	80
<b>Exposição por jogador [h]</b>	0,0026	0,0066
<b>A (8) [m/s<sup>2</sup>]</b>	6,018	9,588
<b>D [anos]</b>	1,80	0,85
<b>D [horas]</b>	15768	7446

Comparando estes valores com os valores da diretiva (EC, 2002), constata-se que estes se encontram acima do limite diário definido de 5 m/s<sup>2</sup>. Note-se que em Portugal, nos torneios federados, não se realiza apenas um jogo por dia. Um atleta de alto nível que faça competição nas 3 provas, singular, par e par misto, pode realizar facilmente 9 jogos por dia, caso atinja as fases finais do torneio. Tendo isso em conta, e para as condições usadas para esta estimativa, está-se na presença de valores de A (8) que se podem considerar elevados.

Por fim, o valor de anos de exposição para que, com 10% de probabilidade, um atleta desenvolva a doença dos dedos brancos, é relativamente baixo, o que é preocupante. Para o caso da estimativa realizada com base nos jogos dos atletas nacionais testados, o valor de D é igual a 1,8 anos, ou 15768 horas, o que significa que à taxa de exposição à vibração de 1 jogo por dia, seriam necessárias as horas referidas para desenvolver a doença dos dedos brancos, com 10 % de probabilidade.

Já tendo em conta a outra estimativa, o valor desce para menos de 1 ano (7446 horas) para atletas profissionais. Note-se que os valores da RMS usados foram os retirados no presente estudo, pelo que, este valor tem por base uma aproximação otimista. Jogadores seniores profissionais conseguem produzir remates mais potentes e, conseqüentemente, maiores vibrações induzidas ao SMB. Estes dois valores são preocupantes porque, conforme

anteriormente mencionado, na prática de badminton federado a exposição num dia nunca se limita a 1 jogo. Vários dos voluntários realizam num torneio de séniores, que decorre num só dia, perto de 1 dezena de jogos, o que significa uma exposição muito superior à calculada. O mesmo se verifica para atletas profissionais, cuja carga horária em período de treino é superior à amadora.

## 4.2. Eletromiografia e a relação com as vibrações induzidas

Nesta secção pretende-se expor a análise da atividade muscular durante os testes, cuja aquisição foi executada em simultâneo com a medição das vibrações induzidas pelo que, também se encontra dividido em duas partes. A primeira aborda a diferença entre raquetes com rigidez diferente e a segunda a diferença entre execuções do remate distintas.

### 4.2.1. Raquetes

São exibidas na Tabela 4.4 as médias do TA e da %MVC, bem como o valor p relativo às diferenças entre variáveis do mesmo tipo, mas nas diversas situações.

**Tabela 4.4.** Média e desvios-padrão das variáveis para cada músculo e respetivo valor de p.

	Músculo	Duora 33 $\mu \pm \sigma$	Duora 88 $\mu \pm \sigma$	p
TA	Bicp	0,764±0,071	0,750±0,121	0,600
	TLat	0,666±0,102	0,621±0,080	0,173
	TLong	0,540±0,058	0,551±0,065	0,116
	p	0,030*	0,030*	
% MVC	Bicp	58,5±14,1	65,2±16,3	0,028*
	TLat	91,8±17,0	98,2±24,5	0,046*
	TLong	67,4±13,5	58,2±12,3	0,249
	p	0,016*	0,009*	

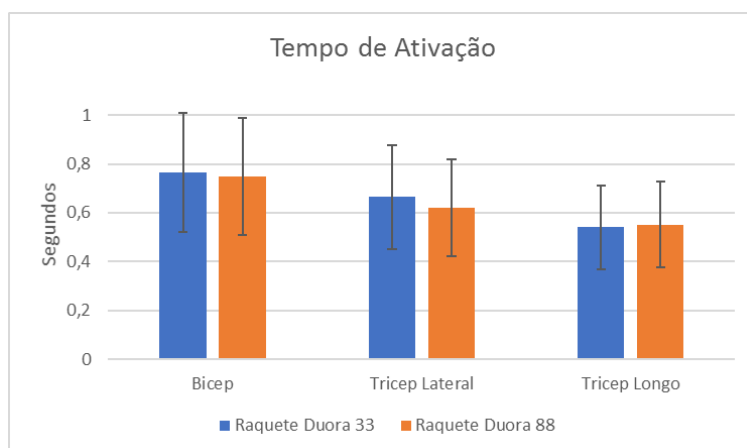
Da leitura da Tabela 4.4 recolhem-se 6 valores significativos. Dois deles referem-se à diferença intermuscular quando se avaliou o tempo de ativação, e outros dois quando se avaliou a amplitude normalizada dos mesmos. Os restantes dois valores referem-se a diferenças intramusculares entre a amplitude normalizada no Bicip e na TLat.

Relativamente às diferenças intermusculares entre o TA, estas ocorrem entre a TLong e o Bicip para as duas raquetes, o que significa que o tempo de ativação destes dois músculos não depende da raquete em uso, sendo uma diferença de recrutamento proveniente do movimento executado. Nos dois casos  $p_{ajustado}=0,028$ .

No que diz respeito à %MVC, as diferenças estatisticamente significativas ocorrem entre o Bicip e a TLat para a Duora 33 e entre a TLong e a TLat para a Duora 88, com  $p_{ajustado}=0,012$  para ambas. Este resultado é um indicador de que o músculo mais solicitado no remate, independentemente da pega, é a TLat. A explicação para esta afirmação prende-se com o facto de este ser o músculo agonista, responsável pela extensão do cotovelo através da contração concêntrica ou excêntrica, dependendo da pega, durante o remate.

As diferenças intramusculares ocorrem para a amplitude normalizada (%MVC) no Bicip e na TLat, que são os músculos mais solicitados. Entre estes a diferença entre a Duora 88 e a Duora 33 é positiva. Esta pode ser uma indicação de que a vibração transmitida através das raquetes influencia a atividade muscular dos músculos referidos. Relembre-se que as vibrações induzidas apresentam diferenças estatisticamente significativas entre as duas raquetes, no que a aceleração total diz respeito, sendo maiores na raquete menos rígida, a Duora 33. Assim, os resultados sugerem que a menores vibrações está associada uma maior amplitude de ativação muscular. Este é um resultado coerente dado que, sendo necessário dissipar menores energias o músculo não precisa de ser tão permeável às vibrações, podendo ter uma contração mais intensa. Este é um resultado interessante dado que, o remate mais rápido de sempre foi executado com uma raquete de rigidez elevada, o que vem de encontro ao agora constatado.

De seguida, apresentam-se na Figura 4.3 as médias e respetivos desvios-padrão para o tempo de ativação



**Figura 4.3.** Média dos tempos de ativação intermuscular e respetivos desvio-padrão.

Tendo em conta as médias dos tempos de ativação, pode-se concluir que a diferença entre o uso das duas raquetes é muito reduzida. Isto significa que a maior, ou menor, exposição a vibrações induzidas é praticamente irrelevante para o tempo que os músculos permanecem ativos na realização do movimento.

Da Figura 4.3 infere-se, ainda, que o músculo ativo durante mais tempo é o Bicip, seguido de perto pela TLat, sendo que a TLong é a ativa durante menos tempo. A maior ativação temporal do Bicip pode ser explicada pelo facto de este ser o músculo antagonista na extensão do cotovelo. Isso significa que não é necessária uma intensidade de ativação tão elevada quanto a TLat, alongando-se no tempo para equilibrar o cotovelo durante a desaceleração. Esta constatação vai, ainda, ao encontro do referido na revisão bibliográfica relativa à anatomia humana. Nessa secção é dito que a TLat é especialmente recrutada em momentos de pico de força no momento da extensão do cotovelo, tal como é a situação do remate. Ao invés, a TLong é empregue em momentos de força mais prolongados e menos intensos, associados à estabilização que o ombro realiza durante os 3 movimentos de remate.

De seguida, analisam-se as médias das amplitudes normalizadas dos músculos durante o remate. Pela Figura 4.4, conclui-se que o músculo mais solicitado é a TLat sendo o Bicip e a TLong solicitados de forma semelhante, mas inferior. Relembre-se, da secção 2.1.2, que o tricípite é responsável pela extensão do cotovelo, movimento predominante no remate, independentemente da pega. A juntar ao facto de ser o responsável pelos momentos de intensidade superior, quando comparado com as duas outras porções do tricípite, pode-se ter a justificação para uma ativação tão superior deste músculo em relação aos demais. É

ainda claro que o Bicip atua como antagonista e a TLong como estabilizadora em todo o processo de remate.

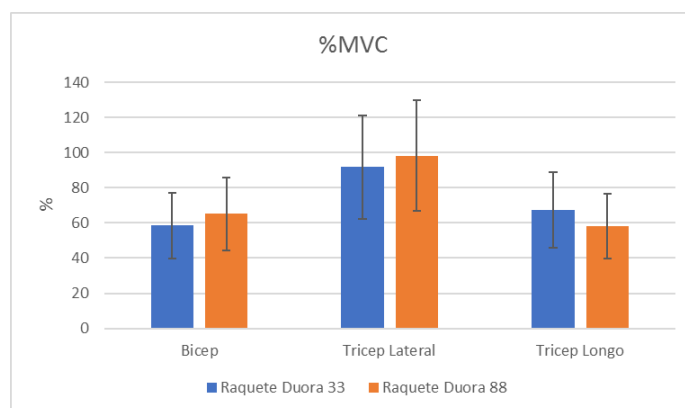


Figura 4.4. Média da amplitude normalizada intermuscular e respetivos desvio-padrão.

Por fim, constata-se que a ativação muscular é superior na TLat para a raquete que induz menos vibrações, confirmando a análise realizada com base nas diferenças estatisticamente significativas.

#### 4.2.2. Movimentos

Nesta secção expõem-se e debatem-se os valores obtidos para análise da atividade muscular nas diferentes execuções do remate, Tabela 4.5.

Tabela 4.5. Média dos valores obtidos e nível de significância entre eles.

	Músculo	BH $\mu \pm \sigma$	FH $\mu \pm \sigma$	FHR $\mu \pm \sigma$	p
TA	Bicip	0,559±0,110	0,873±0,158	0,861±0,076	0,011*
	TLat	0,583±0,02	0,759±0,229	0,653±0,120	0,607
	TLong	0,529±0,047	0,513±0,059	0,533±0,039	0,846
	p	0,513	0,009*	0,006*	
%MVC	Bicip	57,5±22,4	64,8±23,7	57,9±14,5	0,607
	TLat	81,8±9,2	90,4±16,0	88,4±6,7	0,513
	TLong	66,3±15,5	67,7±16,3	67,8±16,4	0,513
	p	0,054	0,115	0,016*	

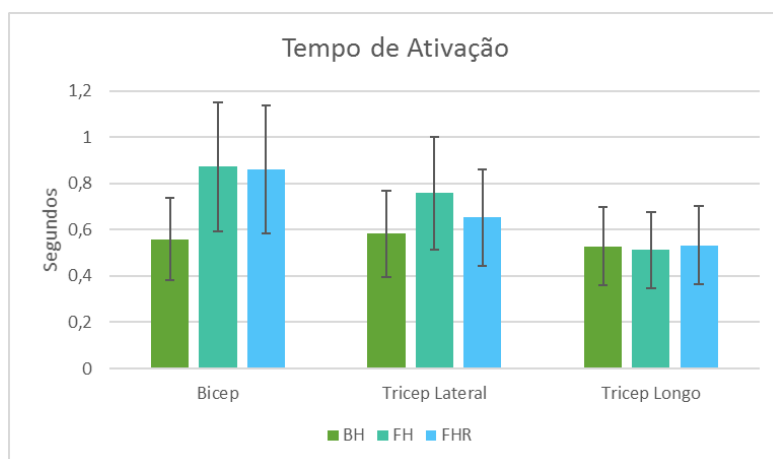
Da análise à Tabela 4.5 observam-se 4 diferenças estatisticamente significativas. Dessas, duas devem-se a diferenças intermusculares quando se observa o tempo de ativação (TA) em duas execuções distintas, FH e FHR; uma relativamente a diferenças intermusculares no estudo da amplitude normalizada (%MVC) durante a execução do remate FHR; e uma relativa à diferença intramuscular no Bicip no que ao TA diz respeito.

As duas primeiras diferenças significativas encontram-se no TA entre a TLong e o Bicip na execução quer de FH e de FHR, sendo que  $p_{ajustado}=0,012$  para o primeiro movimento e 0,004 para o segundo. Há 2 conclusões a tirar neste ponto: a primeira, relacionada com a secção 4.2.1, dita que a nível de tempo de ativação (TA) a TLong é o músculo menos ativo no remate, com a pega FH; a segunda prende-se com o facto da execução de FH e FHR serem, a nível de TA, muito similares, dado que as diferenças significativas se registam para os mesmos músculos.

Outra diferença intermuscular regista-se entre o Bicip e a TLat para a execução FHR com  $p_{ajustado}=0,012$  quando se analisa a amplitude normalizada (%MVC).

A última diferença significativa regista-se a nível intramuscular, nomeadamente do Bicip, quando se considera o TA entre o BH e FH e o BH com o FHR. A significância ajustada é igual para os dois casos e igual a 0,028. Daqui infere-se que o BH é o movimento em que a ativação temporal do Bicip é mais baixa.

Na Figura 4.5 ilustram-se os resultados referentes aos músculos em estudo, para o TA em função dos 3 remates executados.



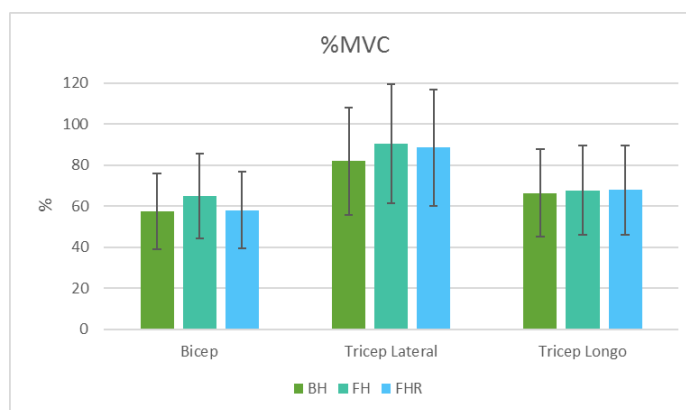
**Figura 4.5.** Médias e desvios-padrão, referentes aos músculos analisados, para o TA em função das 3 execuções realizadas.



Tendo por base as médias dos tempos de ativação nos 3 movimentos, conclui-se que o músculo mais ativo é o Bicip, ainda que se superiorize por uma pequena margem à TLat. A TLong é, como escrito atrás, o músculo menos ativo nos movimentos FH e FHR, sendo igualmente ativo no BH, quando comparado com os outros músculos.

O TA da TLong é praticamente constante entre movimentos, o que indica que este é recrutado como elemento estabilizador, devido à rotação do ombro, de forma igual entre as 3 execuções. No que diz respeito ao Bicip e à TLat, o seu tempo de ativação pode ser explicado através das vibrações induzidas no SMB nas 3 execuções do remate. Como referido anteriormente, o BH é o movimento que gera menos vibrações induzidas, o que se traduz num tempo de ativação semelhante entre os 3 músculos. Nos outros 2 movimentos, se for tido em conta que o Bicip e a TLat são os músculos mais ativos, uma maior vibração induzida ao SMB indicia um tempo de ativação superior.

Comparam-se, agora, as médias das amplitudes normalizadas dos três músculos durante as 3 execuções, Figura 4.6. O músculo com atividade mais intensa é a TLat, enquanto o Bicip e a TLong têm amplitudes de solicitação equivalentes, independentemente da pega utilizada. Este aspeto pode ser justificado pela contração excêntrica que o músculo realiza. A TLat é o músculo mais enérgico nesta situação dado que é responsável pela extensão do cotovelo e, portanto, produção de força, sendo também responsável pela desaceleração do mesmo através do alongamento que sofre tentando resistir ao movimento criado no braço (contração excêntrica). Esta situação é independente do movimento executado, quando comparado com os outros 2 músculos. Este é um fator abonatório para os voluntários estudados dado que (Jaitner & Gawin, 2010) afirmam que quanto mais rápida a desaceleração do braço e antebraço, maior é a energia transmitida ao volante no remate, sendo por isso um indicador do desempenho do mesmo.



**Figura 4.6.** Médias e desvios-padrão, referentes aos músculos analisados, para a amplitude normalizada em função das 3 execuções realizadas.

O movimento mais crítico, tendo em conta a amplitude, é o FH, sendo esta conclusão transversal para os 3 músculos. Entre FH e FHR, no que à TLong diz respeito, as solicitações são de igual magnitude, provando, mais uma vez, que este músculo está ativo, com intensidade constante entre os movimentos, no sentido de controlar sinergicamente o movimento de rotação do ombro. Há ainda que referir que o FH foi o movimento que gerou maiores vibrações induzidas, coincidindo com os picos de intensidade muscular dos 3 músculos. Logo, constata-se que existe uma relação entre as vibrações induzidas e a contração muscular. Assim, de acordo com os resultados, verifica-se que quanto maiores as vibrações induzidas, maior a intensidade da contração muscular.

Ao contrário do verificado para o TA, em que o Bicp e a TLat tinham valores relativamente variáveis, a nível de amplitude de solicitação e relativos à TLong, os músculos comportam-se de forma semelhante nas três situações analisadas. Assim, a nível de %MVC não é possível extrapolar a mesma influência das vibrações induzidas registadas para o TA.

Por fim, é possível afirmar que os resultados da presente dissertação não corroboram as conclusões de (Chien-Lu Tsai *et al*, 2006), que afirmam que existências diferenças significativas entre alguns músculos dos membros superiores quando se comparam os movimentos BH e FH. Nesse estudo verificam-se diferenças significativas entre o bicípite e o tricípite no que à amplitude muscular diz respeito. Já no presente estudo não existem diferenças significativas entre nenhum grupo muscular entre os dois movimentos de remate.

### **4.3. Limitações do estudo**

Em qualquer estudo existem limitações. Este não foi exceção e podem-se enumerar várias, nomeadamente:

- A utilização de um acelerómetro, para medir as vibrações induzidas ao SMB, instrumentado na superfície da pele, por mais leve que seja, por mais rígida que seja a sua montagem, acarreta uma leve distorção das vibrações mecânicas induzidas no SMB;
- A impossibilidade de, no presente estudo, se usar um acelerómetro sem fios, que se tornaria menos invasivo para os atletas;
- A transpiração, natural, do corpo humano que tem influência na captação do sinal elétrico muscular;
- A limitação associada aos elétrodos usados, que apresentavam uma amplitude de funcionamento muitas vezes ultrapassada no decorrer dos testes;
- A não avaliação do deltoide que poderia fornecer dados valiosos sobre a ativação muscular durante o remate;
- A amostra de praticantes reduzida.



## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

No que à análise de vibrações no sistema mão-braço diz respeito, a principal conclusão a retirar é que uma raquete com uma flexibilidade maior, menos rígida, transmite mais vibrações, devido à amplitude de vibração ser superior à da raquete mais rígida. Dentro desta, o movimento mais crítico foi o FH, sendo o FHR muito idêntico. O BH foi claramente o movimento menos prejudicial. Já a nível do tempo de exposição diário, os valores de A(8) superam claramente os máximos existentes, sendo que, na raquete que mais vibra este valor é sensivelmente o dobro do máximo imposto. É, por isso, do interesse da modalidade procurar soluções construtivas para uma diminuição das vibrações transmitidas. Este é, ainda, um indicador da criticidade do começo da modalidade. As raquetes mais flexíveis são por norma mais acessíveis a nível económico e são, pelo que este estudo indica, as mais prejudiciais para o atleta, sobretudo numa altura em que a técnica é muito rudimentar.

A eletromiografia revelou que o Bicip e a TLat são os grandes responsáveis por toda a mecânica do movimento de remate, auxiliados pelo TLong. É importante realçar que no corpo humano os músculos se complementam, não se podendo desprezar nenhum. A nível de TA, constatou-se que o Bicip é o músculo que permanece mais tempo ativo, sendo a TLat o músculo mais intenso, independentemente da raquete em uso. Conclui-se, ainda, que quanto menores forem as vibrações induzidas, maiores são os tempos de ativação muscular. Entre movimentos, a TLong é o que apresenta uma ativação mais homogénea. Já em relação à %MVC, a TLat é o músculo mais intenso durante o movimento, sendo responsável não só pela aceleração como pela desaceleração do braço. Na análise de movimentos verificou-se que maiores vibrações induzidas estão interligadas com uma maior intensidade de contração muscular.

Este trabalho é mais uma contribuição para a prática da modalidade, quantificando as vibrações induzidas no SMB e a atividade muscular adjacente. Estes resultados podem servir de auxílio aos treinadores no sentido de prever o efeito que as raquetes dos seus atletas podem ter na condição física destes. É, ainda, importante salientar

que este teste corrobora as práticas já existentes daa necessidade de um pré-aquecimento muscular do braço no sentido de prevenir lesões, tendo em conta os músculos e as articulações adjacentes a estes e a sua importância para a prática de badminton. Pode ainda servir de orientação para qual o grupo muscular que deve ser mais treinado, apesar de o movimento ser resultado da atuação de vários músculos.

### **5.1. Sugestões para trabalhos futuros**

Tendo em conta a dissertação apresentada, deixam-se algumas sugestões para trabalhos futuros, nomeadamente:

- Estudo do impacto que, diferentes tipos de cordas e/ou tensões nas mesmas, provocam nas vibrações induzidas no sistema mão-braço;
- Aliar o estudo das vibrações induzidas ao sistema mão-braço com a análise cinemática, ou seja, com a velocidade do volante produzida durante o movimento de remate, tentando relacionar as várias áreas;
- Selecionar raquetes com propriedades físicas mais discrepantes para compreender o seu efeito nas vibrações induzidas ao sistema mão-braço.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abernethy, B., Neal, R. J., & Moran, M. J. (1987). Expert-Novice differences in muscle activity during golf swing.
- ALEC. (2016). Vibrações – o Risco Físico “furtivo”. Retrieved from <http://alec.org.br/novo/rental/vibracoes-o-risco-fisico-furtivo/>
- Almeida, T. F. T. (2013). Avaliação biomecânica na prática de enduro.
- Belo, L. R., Vasconcelos, S., Coriolano, M. das G. W. de S., Asano, N., Asano, A. G., & Lins, O. G. (2016). Contribuições da eletromiografia de agulha para o estudo da deglutição em seres humanos. *Revista CEFAC*, 18(5), 1238–1250. <https://doi.org/10.1590/1982-0216201618520015>
- BioSignalsPlux. (2019). Eletromiography. Retrieved from <https://www.biosignalsplux.com/en/>
- Braga, C. A. (2007). Exposição ocupacional a vibrações no sistema mão-braço no sector da construção. 112. Retrieved from [http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/12734/2/Texto integral.pdf](http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/12734/2/Texto%20integral.pdf)
- C. H. Yang, P. C. Lin, Y. J. C. (2007). The Influence of Vibration Mode on Response of Tennis Racket. *J. Biomech*, 40.
- Chadefaux, D., Rao, G., Androuet, P., Berton, E., & Vigouroux, L. (2016). Active tuning of stroke-induced vibrations by tennis players. In *Journal of sports sciences* (Vol. 35). <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227868>
- ChauYap. (2019). Badminton Racket. Retrieved from [http://www.badminton-information.com/badminton\\_rackets.html](http://www.badminton-information.com/badminton_rackets.html)
- Chien-Lu Tsai , Chan-Chang Yang , Mei-Shiu Lin , Kuei-Shu Huang, C. S.-S. (2006). The surface EMG activity of the upper limb muscles of badminton forehand and backhand smashes. *Symposium A Quarterly Journal In Modern Foreign Literatures*, (July), 3–6.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- Cohen, C., Texier, B. D., Quéré, D., & Clanet, C. (2015). The physics of badminton. *New Journal of Physics*, 17(6), 63001. <https://doi.org/10.1088/1367-2630/17/6/063001>
- Cole, M. H., & Grimshaw, P. N. (2008). Trunk muscle onset and cessation in golfers with and without low back pain. *Journal of Biomechanics*, 41(13), 2829–2833. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.004>
- Costa, C., & Mathias, H. (2008). Análise de vibrações mecânica com FPGA.

- Cross, R. (2015). Factors affecting the vibration of tennis racquets. *Sports Engineering*, 18(3), 135–147. <https://doi.org/10.1007/s12283-015-0173-7>
- E. M. Hennig, T. L. Milani, D. R. (1993). The influence of tennis racket design on impact induced arm oscillations. *Biomech. XIV*, 562–563.
- EC. (2002). Guide for the measurement and evaluation of human exposure to vibration transmitted to the hands. *Official Journal of the European Communities*, (10), 13–19.
- Farber, A. J., Smith, J. S., Kvitne, R. S., Mohr, K. J., & Shin, S. S. (2009). Electromyographic analysis of forearm muscles in professional and amateur golfers. *American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 396–401. <https://doi.org/10.1177/0363546508325154>
- Fastest badminton hit in competition (male). (2017). Retrieved from [https://www.guinnessworldrecords.com/world-records/fastest-badminton-hit-in-competition-\(male\)](https://www.guinnessworldrecords.com/world-records/fastest-badminton-hit-in-competition-(male))
- Fernandes, J. C. (2000). Segurança nas vibrações sobre o corpo humano.
- Ferrara, L., & Cohen, A. (2013). A mechanical study on tennis racquets to investigate design factors that contribute to reduced stress and improved vibrational dampening. *Procedia Engineering*, 60, 397–402. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.07.015>
- García-Gutiérrez, M. T., Rhea, M. R., & Marín, P. J. (2014). A comparison of different vibration exercise techniques on neuromuscular performance. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 14(3), 303–310.
- Grice, T. (2008). *Badminton: Steps to Success*. Retrieved from <https://books.google.pt/books?id=Es5JngEACAAJ>
- Guillain, J. Y. (2002). *Histoire du badminton: du jeu de volant au sport olympique*. Retrieved from <https://books.google.pt/books?id=ENTpCy2I6rYC>
- Hennig, E. M., Rosenbaum, D., & Milani, T. L. (1992). Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(10), 1134–1140. <https://doi.org/10.1249/00005768-199210000-00011>
- ISO 2631-1: Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements. (1997).
- ISO 5349-1: Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 1: General requirements. (2001).
- ISO 5349-2: Mechanical vibration -- Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration -- Part 2: Practical guidance for measurement at the workplace. (2001).
- Jaitner, T., & Gawin, W. (2010). A mobile measure device for the analysis of highly dynamic movement techniques. *Procedia Engineering*, 2(2), 3005–3010. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.102>
- Jorgensen, U., & Winge, S. (1987). Epidemiology of badminton injuries. *International*



- Journal of Sports Medicine, 8(6), 379–382. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025689>
- Kralovic, V., & Krylov, V. (2008). Some new methods of damping impact-induced vibrations in badminton racquets. 30(2), 155–162.
- Krzywinski, M., & Altman, N. (2013). Significance, P values and t-tests. In *Nature methods* (Vol. 10).
- Luo, J., McNamara, B. P., & Moran, K. (2007). Influence of Resistance Load on Electromyography Response to Vibration Training with Sub-maximal Isometric Contractions. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 1(1), 45–54.
- M Lucas-Osma, A., & E Collazos-Castro, J. (2009). Compartmentalization in the triceps brachii motoneuron nucleus and its relation to muscle architecture. In *The Journal of comparative neurology* (Vol. 516). <https://doi.org/10.1002/cne.22123>
- Marques, R. (2018). Avaliação biomecânica na prática do ténis.
- Milosavljevic, S., McBride, D., Bagheri, N., Vasiljev, R., Mani, R., Carman, A., & Rehn, B. (2011). Exposure to Whole-Body Vibration and Mechanical Shock: A Field Study of Quad Bike Use in Agriculture. In *The Annals of occupational hygiene* (Vol. 55). <https://doi.org/10.1093/annhyg/meq087>
- National Instruments. (2019a). NI 9234.
- National Instruments. (2019b). Ni cDAQ-9171. Retrieved from <http://www.ni.com/pt-pt/support/model.cdaq-9171.html>
- Netter, F. H. (2014). *Atlas of Human Anatomy, Sixth Edition: (6<sup>a</sup>)*. Retrieved from <https://books.google.pt/books?id=9-2ZBQAAQBAJ>
- Ngockhanh. (2019). Backhand Smash. Retrieved from <https://www.badmintonpassion.com/how-to-hit-smash/>
- PCB. (2019a). Piezoelectric accelerometer. Retrieved from [http://www.pcb.com/Resources/Technical-Information/Tech\\_Accel](http://www.pcb.com/Resources/Technical-Information/Tech_Accel)
- PCB. (2019b). Piezoelectric accelerometer. Retrieved from <https://www.pcb.com>
- Phomsoupha, M., Laffaye, G., Cohen, C., & Clanet, C. (2015). How to use the elasticity of a badminton racket to increase its speed by 80%? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1), 2028–2029. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069607>
- Phomsoupha, Michael, & Laffaye, G. (2015). *The Science of Badminton: Game Characteristics, Anthropometry, Physiology, Visual Fitness and Biomechanics*. *Sports Medicine*, 45(4), 473–495. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0287-2>
- Rogowski, I., Creveaux, T., Triquigneaux, S., Macé, P., Gauthier, F., & Sevrez, V. (2015). Tennis Racket Vibrations and Shock Transmission to the Wrist during Forehand Drive. *PLOS ONE*, 10(7), e0132925. Retrieved from <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0132925>
- Roseiro, L., Alcobia, C., Amaro, A. M., Neto, M. A., Coimbra, U. De, & Alfena, C.

- E. De. (n.d.). Desenvolvimento de um sistema experimental para a determinação de frequências próprias de vibração. 21–28.
- Saliba, T. M. (2009). Manual prático de avaliação e controle de vibração.
- Schmidt, S. A., Nielsen, A. B., Yde, J., Jakobsen, B. W., & Jensen, J. (1990). Badminton in injuries. *24*(2), 1–4.
- Seeley, R. R., Tate, P., & Stephens, T. D. (2011). *Anatomia&Fisiologia (Lusociência, Ed.)*.
- Snowpeak C1101. (2019). Retrieved from <https://snowpeakshuttles.co.uk/product/snowpeak-c1101/>
- Soeiro, N. (2011). Vibrações e o Corpo Humano: uma avaliação. I Workshop de Vibrações e Acústica, 1–10.
- Spencer, A. (2015). World of Numbers.
- SPSS. (2019). Wilcoxon Test. Retrieved from <https://statistics.laerd.com/spss-tutorials/wilcoxon-signed-rank-test-using-spss-statistics.php>
- Stegeman, D., & Hermens, H. (2007). Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Roessingh Research and Development, (May 2014), 108–112. Retrieved from <http://www.seniam.org/%5Cnhttp://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>
- Systems, M. L. (2019). Eletromiografia de profundidade. Retrieved from [https://www.motion-labs.com/prod\\_access\\_finewire.html](https://www.motion-labs.com/prod_access_finewire.html)
- Tanawat Vanasant, S. M., & Weerawat Limroongreungrat. (1999). The effect of string tension on shuttlecock velocity. 28–31.
- Tavares, G. (1999). Elementos orgânicos e fundamentais de máquinas e implementos agrícolas. Retrieved from <https://books.google.pt/books?id=-31hkQEACAAJ>
- Teu, K. K., Kim, W., Tan, J., & Fuss, F. K. (2005). Using dual Euler angles for the analysis of arm movement during the badminton smash. *Sports Engineering*, *8*(3), 171–178. <https://doi.org/10.1007/bf02844017>
- Tong, Y.-M., & Hong, Y. (1998). The playing patterns of world's top single badminton players.
- Widia, M., & Dawal, S. Z. (2011). The Effect of Hand-held Vibrating Tools on Muscle Activity and Grip Strength. *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, *5*(11), 198–211.
- Yonex. (2019a). Yonex Duora 33. Retrieved from <http://www.yonex.com/products/duora-33/>
- Yonex. (2019b). Yonex Duora 88. Retrieved from <http://www.yonex.com/products/duora88/>
- Zhang, Z., Li, S., Wan, B., Visentin, P., Jiang, Q., Dyck, M., ... Shan, G. (2016). The Influence of X-Factor (Trunk Rotation) and Experience on the Quality of the Badminton Forehand Smash. *Journal of Human Kinetics*, *53*(1), 9–22.

---

**WEBGRAFIA**

- ALEC. (2016). Vibrações – o Risco Físico “furtivo”. Retirado de <http://alec.org.br/novo/rental/vibracoes-o-risco-fisico-furtivo/>
- BioSignalsPlux. (2019). Eletromiography. Retirado de <https://www.biosignalsplux.com/en/>
- ChauYap. (2019). Badminton Racket. Retirado de [http://www.badminton-information.com/badminton\\_rackets.html](http://www.badminton-information.com/badminton_rackets.html)
- Fastest badminton hit in competition (male). (2017). Retirado de [https://www.guinnessworldrecords.com/world-records/fastest-badminton-hit-in-competition-\(male\)](https://www.guinnessworldrecords.com/world-records/fastest-badminton-hit-in-competition-(male))
- National Instruments. (2019b). Ni cDAQ-9171. Retirado de <http://www.ni.com/pt-pt/support/model.cdaq-9171.html>
- Netter, F. H. (2014). Atlas of Human Anatomy, Sixth Edition: (6ª). Retirado de <https://books.google.pt/books?id=9-2ZBQAAQBAJ>
- Ngockhanh. (2019). Backhand Smash. Retirado de <https://www.badmintonpassion.com/how-to-hit-smash/>
- PCB. (2019a). Piezoelectric accelerometer. Retirado de [http://www.pcb.com/Resources/Technical-Information/Tech\\_Accel](http://www.pcb.com/Resources/Technical-Information/Tech_Accel)
- PCB. (2019b). Piezoelectric accelerometer. Retrieved from <https://www.pcb.com>
- Snowpeak C1101. (2019). Retirado de <https://snowpeakshuttles.co.uk/product/snowpeak-c1101/>
- SPSS. (2019). Wilcoxon Test. Retirado de <https://statistics.laerd.com/spss-tutorials/wilcoxon-signed-rank-test-using-spss-statistics.php>
- Systems, M. L. (2019). Eletromiografia de profundidade. Retirado de [https://www.motion-labs.com/prod\\_access\\_finewire.html](https://www.motion-labs.com/prod_access_finewire.html)
- Tavares, G. (1999). Elementos orgânicos e fundamentais de máquinas e implementos agrícolas. Retirado de <https://books.google.pt/books?id=-31hkQEACAAJ>
- Yonex. (2019a). Yonex Duora 33. Retirado de <http://www.yonex.com/products/duora-33/>
- Yonex. (2019b). Yonex Duora 88. Retirado de <http://www.yonex.com/products/duora88/>



# APÊNDICE A

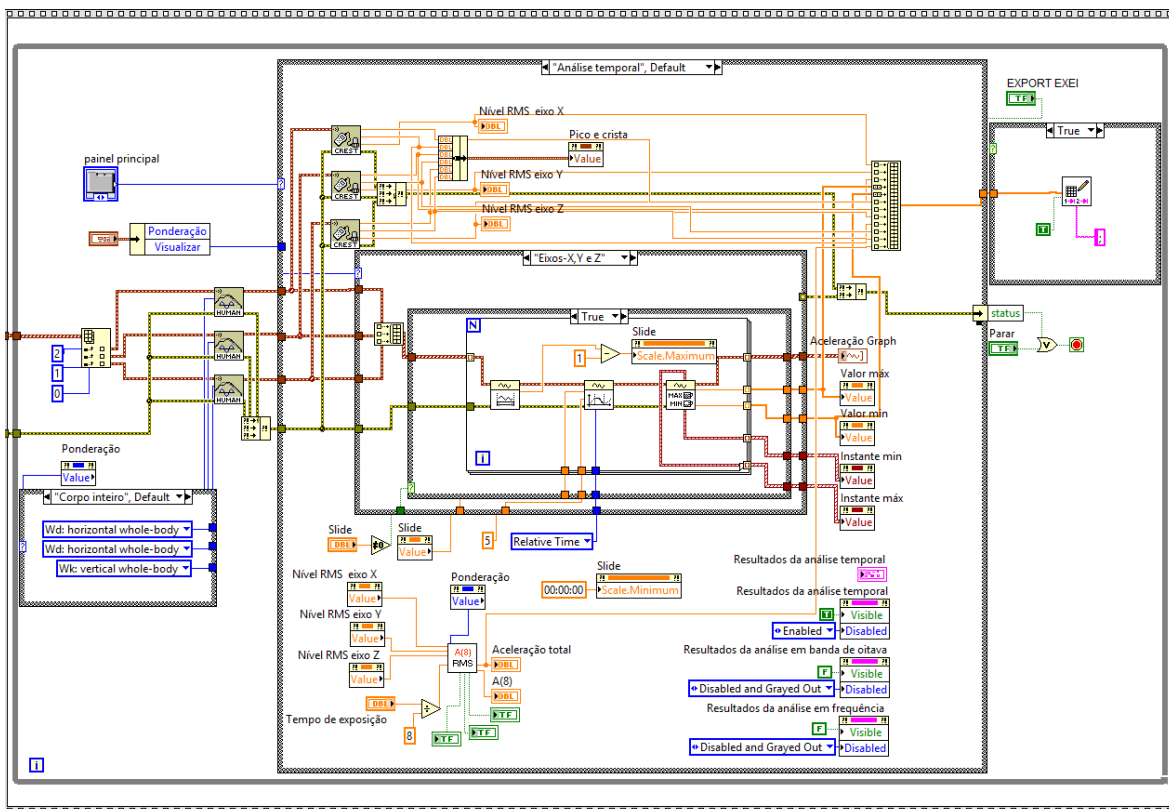


Figura 0.1. Alteração à interface para permitir a exportação mais rápida dos valores obtidos.