

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Alexandre Bruno Brandão Esmerado Cavaleiro

**ANÁLISE COMPARATIVA DO
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS
TECIDOS MOLES NA PRÁTICA DE
BASQUETEBOL**

VOLUME 1

Dissertação no âmbito do mestrado integrado de engenharia mecânica na especialidade de Produção e Projeto orientada pela Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro e pela Professora Doutora Maria António Ferreira de Castro e apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Julho de 2019

1 2



9 0

FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS TECIDOS MOLES NA PRÁTICA DE BASQUETEBOL

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

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE BIOMECHANICAL BEHAVIOUR OF THE SOFT TISSUES DURING THE BASKETBALL PRACTICE

Autor

Alexandre Bruno Brandão Esmerado Cavaleiro

Orientadores

Ana Paula Betencourt Martins Amaro

Maria António Ferreira de Castro

Júri

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

Orientador Professora Doutora Maria António Ferreira de Castro
Professora Adjunta da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Vogais Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro
Professor Coordenador do Instituto Politécnico de Coimbra;
Professor Associado Convidado da Universidade de Coimbra
Professor João André Pessoa Dias Costa
Professor ASSCC

Colaboração Institucional



“We must use time creatively, in the knowledge that the time is always ripe to
do right.”

Martin Luther King Jr.

Agradecimentos

Esta página serve para agradecer o apoio e a colaboração de todas as pessoas que ajudaram a transformar este projeto numa resma de papel que possa transmitir informação.

Desde já agradecer aos meus orientadores, Prof^a Doutora Ana Amaro e Prof.^a Doutora M^a António Castro, por estarem sempre dispostas a ajudar-me, por imporem um ritmo de trabalho alto e pela quantidade de conhecimento novo que me forneceram.

Aos meus pais e aos meus avós por serem uma figura de referência durante todo o meu desenvolvimento como pessoa.

Aos meus amigos Eva, Raquel, Faria, Catarina e colega Zé por tornarem estes anos memoráveis.

Ao pessoal do laboratório Daniel, Bruno, Nolasco, Roberto, Silva, que sem eles as noites passadas a trabalhar não eram, definitivamente, as mesmas.

Por fim agradecer também a todos os atletas que, sem eles, não era possível realizar este estudo.

Resumo

É do conhecimento geral que o desporto é uma prática benéfica para o ser humano, porém existem situações provocadas durante a sua prática que podem exceder os limites físicos do corpo, resultando em possíveis lesões.

Na presente dissertação tem-se como objetivo estudar as vibrações induzidas no sistema mão-braço durante a prática do basquetebol, utilizando a norma ISO 5349, bem como a sua relação com a atividade muscular no bicípíte e no tricípíte.

Como voluntários neste estudo foram escolhidos 15 atletas federados na federação portuguesa de basquetebol, inscritos numa equipa de Coimbra. Os atletas foram separados em 3 grupos conforme o número de anos de prática federada que tinham. Os movimentos sobre os quais a presente dissertação incidiu foram o passe e a receção.

Para a medição das vibrações foi utilizada uma luva de desporto, onde foi cozido um suporte especificamente desenhado para acoplar um acelerómetro, obtendo assim os valores da aceleração sentida no sistema mão braço. No caso da eletromiografia foram utilizados elétrodos de superfície nos músculos alvo, elétrodos estes responsáveis por obter o tempo de ativação muscular e a percentagem de ativação muscular em comparação com a máxima contração voluntária.

Uma vez que o estudo envolve seres humanos, ou seja, é difícil haver dois movimentos exatamente iguais, foram realizadas 7 repetições por atleta com o intuito de reduzir essa variabilidade. Os resultados foram analisados estatisticamente por recurso ao programa IBM SPSS *Statistics*.

Foi possível verificar que as vibrações sentidas no sistema mão-braço são menores no grupo com mais experiência. Observou-se também que, neste grupo mais experiente, a diferença do valor das acelerações entre a mão direita e mão esquerda são mais acentuadas, que nos grupos menos experientes. Através da eletromiografia foi possível observar um tempo de ativação semelhante comparando o lado esquerdo com o direito, sendo esta semelhança menos significativa no grupo mais experiente. Para a percentagem de ativação muscular observou-se que o músculo mais solicitado é tricípíte. No grupo mais

experiente, grupo 3, houve um grande aumento da ativação no bicípite em relação aos outros grupos podendo explicar a diminuição das vibrações sentidas.

Palavras-chave: Corpo Humano, Eletromiografia, Vibrações, Basquetebol, Níveis de experiência.

Abstract

It is well known that sport is beneficial for the human being, but there are situations caused by its practice that can exceed the physical limits of the body resulting in possible injuries.

The purpose of this dissertation is to study the influence of the basketball practice in the hand-arm system, using the standard ISO 5349, as well as its relation with the muscular activity in the biceps and the triceps.

In this study, 15 Portuguese basketball federated athletes were selected. They are enrolled in a Coimbra basketball team and were volunteers. The athletes were splitted into 3 groups according to the number of years of practice they had. The movements on which this dissertation focused were the pass and reception.

To measure the vibrations, a sport glove was used, where a specially designed support was used to couple an accelerometer, thus obtaining the values of the acceleration felt in the hand-arm system. In the case of electromyography, surface electrodes were used in the target muscles. These electrodes were responsible for obtaining the time of muscular activation and the percentage of muscular activation in comparison to the maximum voluntary contraction.

Since the study involves humans, ie, it is difficult to have two movements exactly alike, seven repetitions were performed per athlete in order to reduce this variability. The results were analyzed statistically with the IBM SPSS Statistics program.

It was possible to verify that the vibrations felt by the hand-arm system are smaller in the group with more experience. It was also observed that in this more experienced group the difference in the value of the accelerations between the right hand and the left hand are more pronounced than in the less experienced groups. For electromyography, it was possible to observe a similar activation time comparing the left side with the right, and this similarity is less significant in the third group. For the percentage of muscular activation it is observed that the most requested muscle is triceps. In the more experient group, group 3, there was a great increase of the

activation in the biceps in relation to the other groups, being able to explain the decrease of the vibrations felt.

Keywords Human Body, Electromyography, Vibrations, Basketball, Levels of Experience

Índice

Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	xi
Simbologia e Siglas	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas	xiv
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Relevância do estudo	2
1.2. Estrutura da dissertação	2
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	5
2.1. Anatomia humana	5
2.2. Eletromiografia (EMG).....	6
2.3. Vibrações	8
2.3.1. Efeitos das vibrações no corpo humano	10
SINTOMAS.....	12
FREQUÊNCIA [HZ]	12
2.3.2. Vibrações sentidas no sistema mão-braço	13
2.3.3. Vibrações sentidas no basquetebol.....	16
3. METODOLOGIA.....	19
3.1. Procedimento experimental	19
3.2. Análise de Vibrações	22
3.2.1. Chassis Wireless NI WLS 9163	22
3.2.2. Acelerómetro piezoelétrico triaxial	23
3.2.3. Luva	24
3.2.4. Placa de aquisição de dados <i>National Instruments</i> (9234).....	25
3.2.5. Software de aquisição e análise Vibrações.....	26
3.3. Eletromiografia	28
3.3.1. Amplificadores EMG	29
3.3.2. Eléctrodos (Sensor bipolar de elevado desempenho).....	29
3.3.3. <i>Wireless data aqisitor</i> (8 portas de entrada).....	29
3.3.4. Software de EMG	30
3.4. Testes estatísticos.....	31
4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	33
4.1. Análise da exposição para o sistema VMB.....	33
4.1.1. Análise do fator A (8).....	37
4.2. Análise dos dados de EMG de superfície	40
4.3. Limitações ao estudo	45
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	47
5.1. Conclusões	47
5.2. Sugestões para trabalhos futuros.....	48

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.-Medidas de um campo de basquetebol /http://onlineeducacaofisica.blogspot.com/2017/10/basquetebol.html	1
Figura 2.1. Exemplo de um membro superior com representação dos músculos https://lh3.googleusercontent.com/AqM4uHoZskbxAEmv2IKZEtm1wQMAikeylcEbH2VhmpBx5iJMnWEnZq3_vajDrtM1j-A1OQ=s88	6
Figura 2.2. Exemplo de um sinal obtido por eletromiografia (Konrad 2005).....	7
Figura 2.3. exemplo de um sinal vibratório (Costa and Mathias 2008).	9
Figura 2.4. Sinal vibratório decomposto através da transformada rápida de Fourier (Costa and Mathias 2008)	10
Figura 2.5. Corpo humano decomposto num sistema biomecânico (Fernandes, 2000).....	11
Figura 2.6. Posicionamento dos eixos ortogonais para o estudo de vibrações (Anon 2001).	13
Figura 2.7. Gráfico para obtenção do fator de ponderação (Anon 2001).....	14
Figura 2.8. Relação entre o numero de anos de exposição diária e o valor de A(8) (Anon 2001).....	16
Figura 3.1. Aparelhagem de um atleta.....	21
Figura 3.2. <i>Chassi wireless</i> NI WLS 9163 http://www.ni.com/pt-pt/shop.html	23
Figura 3.3. Acelerómetro piezoelétrico triaxial.....	24
Figura 3.4. (a)-Suporte para o acelerómetro (b)Luva usada nos testes.	25
Figura 3.5. Placa de aquisição de dados <i>National Instruments</i> (9234).	25
Figura 3.6. <i>Desing</i> do programa.	26
Figura 3.7. Diferença entre sinal recortado (esquerda) vs sinal original (direita).	27
Figura 3.8. LABVIEW, programa responsavel pela análise do sinal.....	28
Figura 3.9. Eletrodos de superficie https://www.biosignalsplux.com/en/emg-electromyography/	29
Figura 3.10. <i>Wireless data aquisitor</i> https://plux.info/37-components	30
Figura 3.11. Exemplo de um sinal muscular obtido com as 7 repetições.	31
Figura 4.1. Sinal adquirido quando o atleta realiza 7 movimentos.	34
Figura 4.2. Gráfico referente às VMB.....	36
Figura 4.3. Gráfico referente aos valores de A(8) da mão direita.	39
Figura 4.4. Gráfico referente aos valores de A(8) da mão esquerda.	40

Figura 4.5. Gráfico referente aos tempos de ativação muscular. 43

Figura 4.6. Gráfico referente à percentagem máxima de ativação muscular em comparação com o MVC..... 44

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Sintomas atribuídos à frequência de vibração (Fernandes, 2000).	12
Tabela 3.1. Características antropométricas dos voluntários	20
Tabela 4.1. Valores do RMS em relação ao eixos coordenados e da aceleração eficaz.....	35
Tabela 4.2. Valores dos tempos de ativação musculares.....	41
Tabela 4.3. Valores da percentagem de ativação muscular em comparação com o MVC..	42

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

a_{rms,W_h} - Aceleração eficaz ponderada em todos os eixos [m/s²]

a_{hw} - Aceleração ponderada instantânea [m/s²]

$a_{hvx,y,z}$ - Acelerações ponderadas e eficazes segundo os eixos coordenados

A(8)- Aceleração Eficaz ponderada para um período de 8 horas de exposição

D_y - Anos de exposição

i - Exposição na qual incide a análise;

n - Número de exposições distintas

N - Número de solicitações diárias;

MAX - valor de ativação muscular em comparação com a máxima contração voluntária.

p - Probabilidade de duas variáveis alvo de comparação serem iguais.

T - Tempo diário de exposição [h]

T_d - Tempo que, diariamente, se está exposto à vibração

T_i - Duração de cada tipo de exposição

T_m - Tempo de medição [s]

T_0 - Período de trabalho normalizado

t_p - Tempo médio de execução do passe

t_r - Tempo médio de receção

W_h -Factor de pondração

\bar{X} - Média

Siglas

ACETOT – Aceleração total

BD – Bicípite Direito

BE – Bicípite Esquerdo

CMMR – Taxa de Rejeição de Modo Comum

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DP – Desvio Padrão

EMG – Eletromiografia

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

FIBA – *International Basketball Federation*

MVC – Máxima Contração Voluntária

PC – Computador Pessoal

RMS – Valor Quadrático Médio

RMS X, Y, Z – Aceleração eficaz ponderada

TA – Tempo de Ativação

TLAD – Tricípite Lateral Direito

TLAE – Tricípite Lateral Esquerdo

TLOD – Tricípite Longo Direito

TLOE – Tricípite Longo Esquerdo

VCI – Vibrações de Corpo Inteiro

VMB – Vibrações Mão-Braço

SMB – Sistema Mão-Braço

DEL- Limite de Exposição Diária

1. INTRODUÇÃO

Considera-se o desporto como uma ferramenta essencial no desenvolvimento e no lazer de todas as sociedades. Dando-se ainda mais ênfase a desportos coletivos, onde o espírito de sacrifício individual, em prol de um objetivo comum, é cada vez mais valorizado nos dias de hoje. O basquetebol é um exemplo de um desporto coletivo, criado em 1891 por um professor de educação física chamado James Naismith, composto por duas equipas de 12 jogadores, onde só podem estar no máximo 5, de cada equipa, em campo a jogar.

Estando a prática do basquetebol apenas dependente de haver uma tabela e uma bola, é de salientar a sua versatilidade de poder ser praticado tanto ao ar livre, como dentro de um pavilhão. Pelas regras da FIBA um jogo tem a duração total de 40 minutos, dividido em 4 quartos de 10 minutos. Pode-se ver na Figura 1.1 as dimensões típicas de um campo de basquetebol.

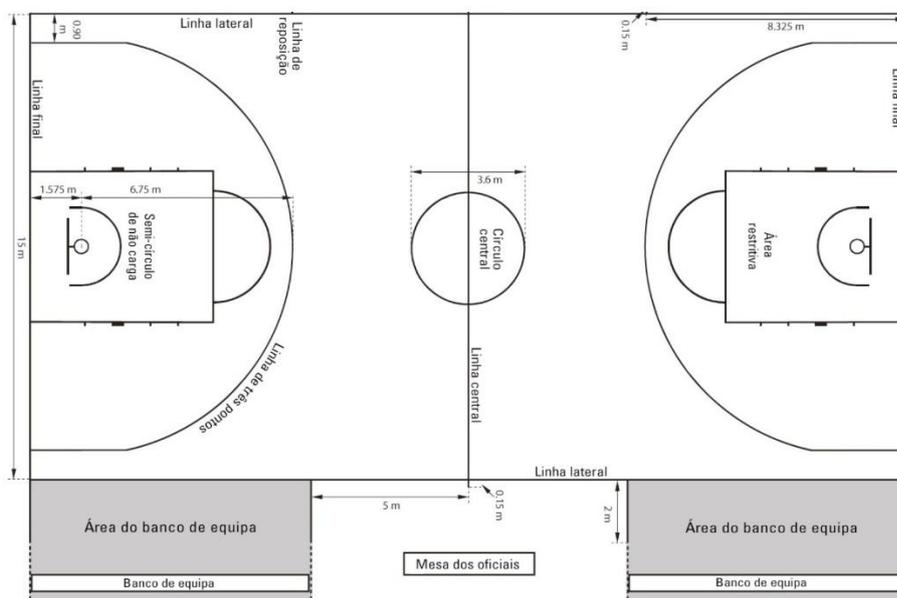


Figura 1.1.-Medidas de um campo de basquetebol

[/http://onlineeducacaofisica.blogspot.com/2017/10/basquetebol.html](http://onlineeducacaofisica.blogspot.com/2017/10/basquetebol.html)

Sendo este desporto mundialmente conhecido, inserido nos jogos olímpicos desde 1936, é de extrema importância que exista interesse, por parte dos estudiosos da área de biomecânica, em conhecer os efeitos nocivos, e a probabilidade de ocorrência de lesões que a modalidade pode induzir num praticante regular.

Sendo o autor praticante de basquetebol desde os 7 anos, e treinador de jovens jogadores, a motivação e o interesse pelo presente estudo surgiu de imediato.

Assim, nesta dissertação, vai-se estudar os efeitos da prática do basquetebol em todo o sistema biomecânico do braço, desde as vibrações sentidas no sistema mão-braço, até à ativação muscular obtida nalguns dos músculos que constituem o braço.

A intenção do autor é responder à questão “Qual a influência do nível de experiência nas vibrações sentidas pelo sistema mão-braço e na atividade muscular do tricípite e bicípite”

1.1. Relevância do estudo

Após uma análise bibliográfica consegue-se perceber que existe uma lacuna na investigação relacionada com o impacto das vibrações no sistema mão-braço, bem como da sua relação com a ativação muscular do mesmo, especialmente no movimento de passar a bola e na sua receção, na prática do basquetebol. Sendo do conhecimento da comunidade científica que as vibrações podem ter efeitos negativos no funcionamento do corpo humano, e estando estas relacionadas com a perícia do praticante, é importante efetuar diversos testes neste âmbito para as poder compreender.

Deste modo, este estudo visa contribuir para um melhor entendimento dos efeitos secundários que os praticantes de basquetebol, sejam federados ou amadores, podem sentir durante o treino/jogo. Tenciona-se com os resultados fornecer uma mais valia aos treinadores e jogadores, identificando quais, e onde, surgem os maiores riscos de probabilidade de ocorrência de lesões, de forma a poder haver uma adequação dos treinos.

1.2 Estrutura da dissertação

A presente dissertação encontra-se dividida em cinco capítulos, os quais estão subdivididos em subcapítulos. Este, Introdução, é o primeiro. No segundo capítulo é

apresentada a fundamentação teórica que irá servir de base para enquadrar os leitores no tema em estudo, e verificar quais as questões que ainda se encontram em aberto, pelo que devem ser alvo de análise. O terceiro capítulo descreve a metodologia utilizada, onde se apresenta a amostra, métodos, materiais e procedimento experimental adotados. O capítulo quarto expõe os resultados e uma discussão sobre os mesmos. Por fim, no capítulo cinco, são apresentadas as conclusões, bem como são deixadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Com a presente fundamentação teórica tem-se como objetivo que esta seja uma base para mais fácil compreensão dos dados retirados dos testes, bem como uma forma do leitor ficar perfeitamente enquadrado com o tema.

2.1. Anatomia humana

“A biomecânica é a base da função musculoesquelética. Os músculos produzem forças que agem através de sistemas de alavancas ósseas. O sistema ósseo ou move-se ou age estaticamente contra uma resistência. O arranjo de fibras de cada músculo determina a quantidade de força que o músculo pode produzir, e o comprimento no qual os músculos se podem contrair. Dentro do corpo, os músculos são as principais estruturas controladoras da postura e do movimento. Contudo, ligamentos, cartilagens e outros tecidos moles também ajudam no controle articular ou são afetados pela posição ou movimento” (Whiting, *et al*, 2004).

Os músculos mais solicitados, e determinantes na realização de um passe e da sua recepção no basquetebol, são o tricípite e o bicípite (Pakosz 2015). No movimento do passe, onde é realizada a extensão completa do braço, tem-se como responsável principal o tricípite. Já na recepção, como o movimento necessário é a flexão do braço, o músculo

responsável por este movimento já vai ser o bicípite. Na Figura 2.1 pode-se ver o esquema muscular e esquelético do braço.

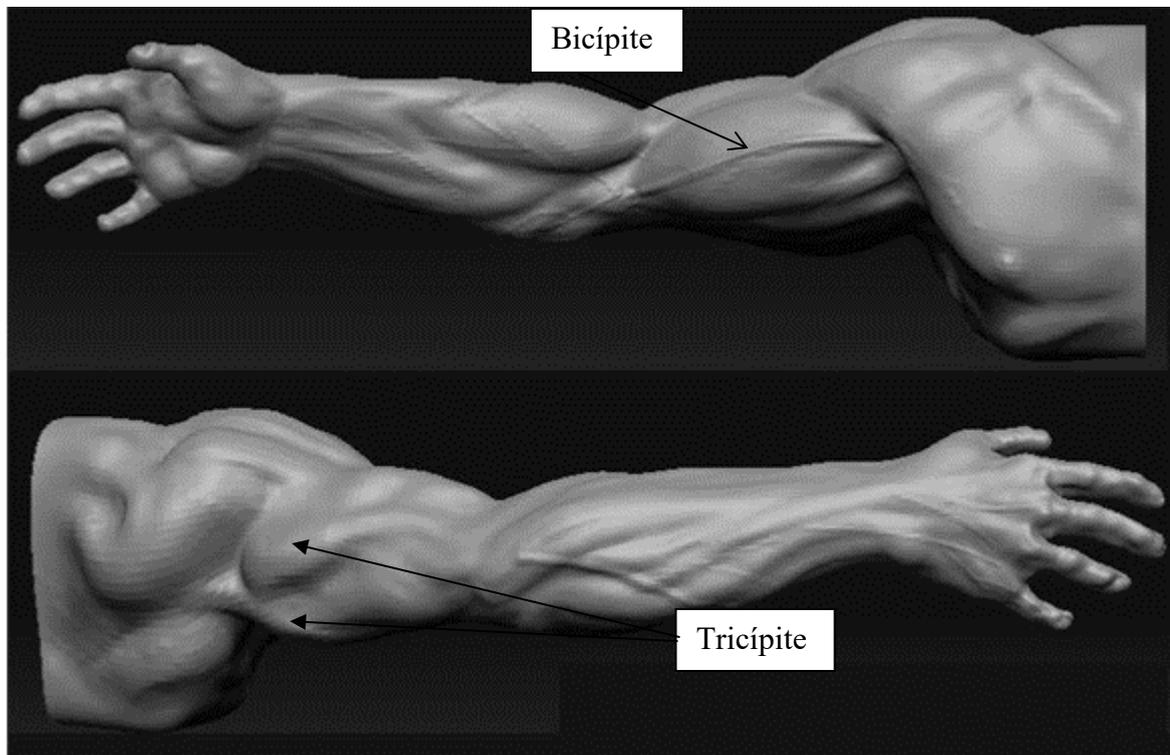


Figura 2.1. Exemplo de um membro superior com representação dos músculos
https://lh3.googleusercontent.com/AqM4uHoZskbxAEmv2IKZEtm1wQMAikeylcEbH2VhmpBx5iJMnWEnZq3_vajDrtM1j-A1OQ=s88.

2.2. Eletromiografia (EMG)

Eletromiografia é uma técnica experimental que capta e analisa o sinal elétrico emitido pelos músculos, o qual é criado quando existem variações fisiológicas na membrana do músculo.

O uso deste tipo de análise surge com uma pergunta: “O que é que os músculos estão a fazer?” (Konrad 2005).

A EMG é uma técnica com uma grande variedade de utilização, pode-se usar em questões de estudo médico, em sustações que a análise de um movimento em específico seja

relevante, ou mesmo quando se está a treinar um atleta cujo comportamento muscular seja significativo.

Responsáveis pela excitação da fibra muscular estão as unidades motoras, que são neurónios motores ligados a fibras musculares por *motor endplates*. Esta excitação é provocada por uma alteração do potencial neutro existente nas membranas, despolarizando-a, obrigando a subsistir esta alteração e é, de imediato, reposta a normalidade através de uma repolarização. Quando existem várias unidades motoras, como é o caso dos músculos do corpo humano, a sobreposição desta excitação é refletida num sinal capaz de ser interpretado.

Para se obter estes valores elétricos é necessário colocar os elétrodos superficiais no ventre muscular, capaz de captar a despolarização, sem que haja interferência no sinal.

Através da Figura 2.2 é possível observar um sinal muscular descrito em microvolts por milissegundos. Quando o músculo está relaxado, normalmente, é exequível observar uma linha base. No caso da contração muscular é possível atentar uma alteração significativa na amplitude do sinal, havendo um retorno à sua linha base quando deixa de contrair.

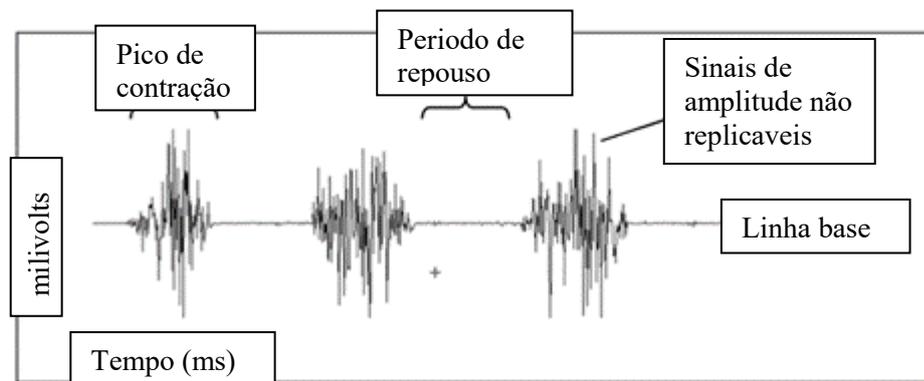


Figura 2.2. Exemplo de um sinal obtido por eletromiografia (Konrad 2005).

Em desportos de competição é de extrema importância a precisão dos movimentos técnicos, a qual está quase sempre interligada com o sucesso na modalidade. Para haver esta precisão é necessário que o atleta tenha uma excelente relação neuromuscular, isto é, que consiga fazer o movimento o mais eficaz possível (Starosta 2006).

Com a análise feita com EMG é possível medir a aquisição das habilidades previamente treinadas, o que se revelou ser mais eficaz nos atletas que estão na sua fase inicial do treino (Abe, Nozawa, and Kondo 2009).

(Pakosz 2015) através da EMG superficial analisou dois movimentos no basquetebol, o passe de peito, realizado com as duas mãos contra um alvo na parede e o lançamento. Conseguiram constatar que em movimentos simétricos, como no caso do passe de peito, os atletas com mais experiência no desporto tinham valores menores de ativação muscular, quando comparados com os de menor experiência. Concluíram, também, que os tempos de ativação são mais curtos nos atletas mais experientes.

Assim, é possível estudar e compreender quais os músculos que são estimulados ao ser realizado um determinado movimento, o tempo até haver uma primeira solicitação, o nível de ativação de um músculo em específico, a duração do estímulo, intensidade da solicitação, como também se pode retirar conclusões sobre a fadiga muscular.

2.3. Vibrações

Vibração pode ser definida como um movimento oscilatório de um corpo em torno de um ponto de referência, com a conseqüente mudança do estado de equilíbrio. Analisando as vibrações observa-se dois tipos diferentes: regular, onde só se identifica uma frequência; e irregular, onde em vez de uma só frequência se consegue reconhecer várias. É possível definir a frequência como número de ciclos que um corpo, num segundo, faz em torno da sua posição de referência, sendo esta expressa em Hertz, [Hz]. Este corpo vibrante pode ser caracterizado por parâmetros como deslocamento, velocidade e aceleração.

O corpo pode estar sujeito a vibrações intencionais, vibrações estas que são facilmente perceptíveis pelo ser humano e com utilidades no dia-a-dia, associadas, por exemplo, ao vibrar do telemóvel quando se recebe uma mensagem ou uma máquina de massagens vibratória (Fernandes, 2000). Para além destas existem as não intencionais, provocadas por agentes externos, quando, por exemplo, se anda num veículo no asfalto ou quando se está sujeito à força do vento.

Nesta dissertação vai-se avaliar vibrações irregulares do tipo não intencionais provocadas pelo impacto de uma bola de basquetebol, no sistema mão braço, num praticante desta modalidade.

Para fazer a análise de um sistema vibratório pode-se tirar partido das acelerações que são provocadas no corpo, tendo também a possibilidade de se usar a escala

em decibel [dB]. Esta análise está dependente da caracterização de vários parâmetros: valor pico-a-pico, o valor RMS (valor quadrático médio), o valor médio, fatores de crista e de forma, visíveis na Figura 2.3. O valor pico-a-pico é o valor da máxima amplitude do movimento, representando o valor máximo do movimento, mais estudados em máquinas, podendo estes valores comprometerem o seu funcionamento. O RMS vai definir a intensidade energética que a vibração induz no corpo, fornecendo dados sobre o poder de destruição da mesma. O valor médio é crucial para saber, em função do tempo, a contribuição quantitativa da amplitude no movimento definido sinusoidalmente. Quanto ao fator de forma e de crista têm a sua importância na presença de valor muito heterogêneos, e de valores anormais repetidos irregularmente no tempo.

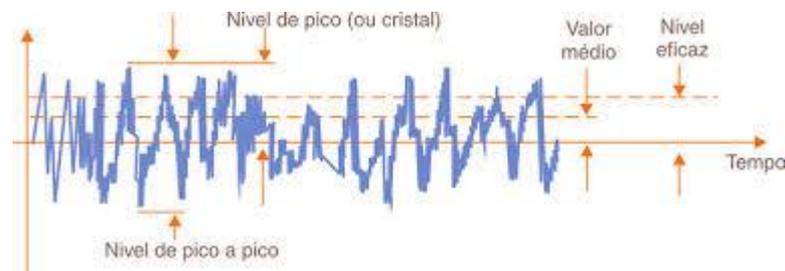


Figura 2.3. exemplo de um sinal vibratório (Costa and Mathias 2008).

Grande parte dos movimentos que são estudados resultam em movimentos vibratórios com diferentes frequências e de forma não periódica. Posto isto, os resultados que se obtém com a análise temporal são inconclusivos. Perante este problema, Joseph Fourier, após intenso estudo desenvolveu as séries de Fourier capazes de, analiticamente, transformar funções periódicas (Costa and Mathias 2008), Figura 2.4.

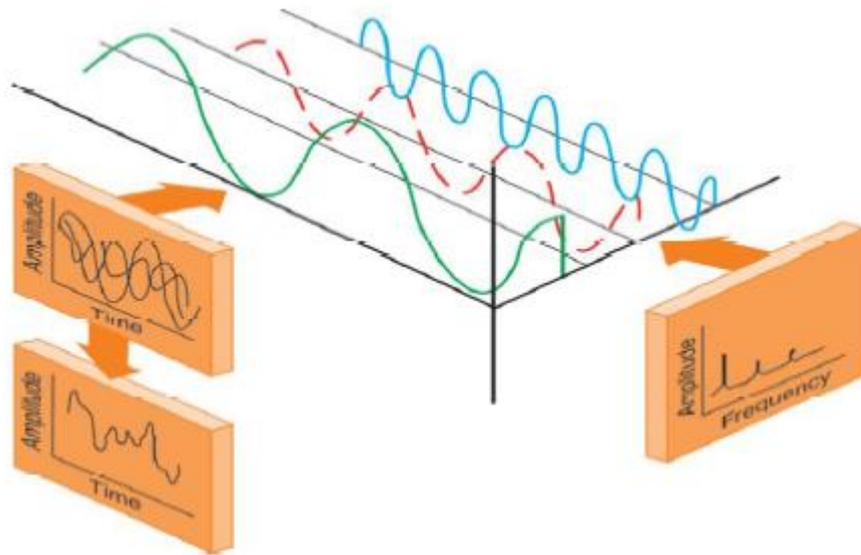


Figura 2.4. Sinal vibratório decomposto através da transformada rápida de Fourier (Costa and Mathias 2008) .

2.3.1. Efeitos das vibrações no corpo humano

Pela Figura 2.5 conclui-se que o corpo humano funciona como elemento biomecânico com diferentes níveis de ressonância. O corpo humano é considerado um sistema biomecânico quando se trata de realizar um estudo de vibrações (Griffin 1990). A ressonância pode ser definida como a tendência que um sistema tem para oscilar em amplitudes máximas, quando excitados nas suas frequências de ressonância. Assim sendo, uma oscilação de força reduzida, se coincidir com a frequência de ressonância do sistema, vai produzir uma vibração com grande amplitude, prejudicial para o corpo.

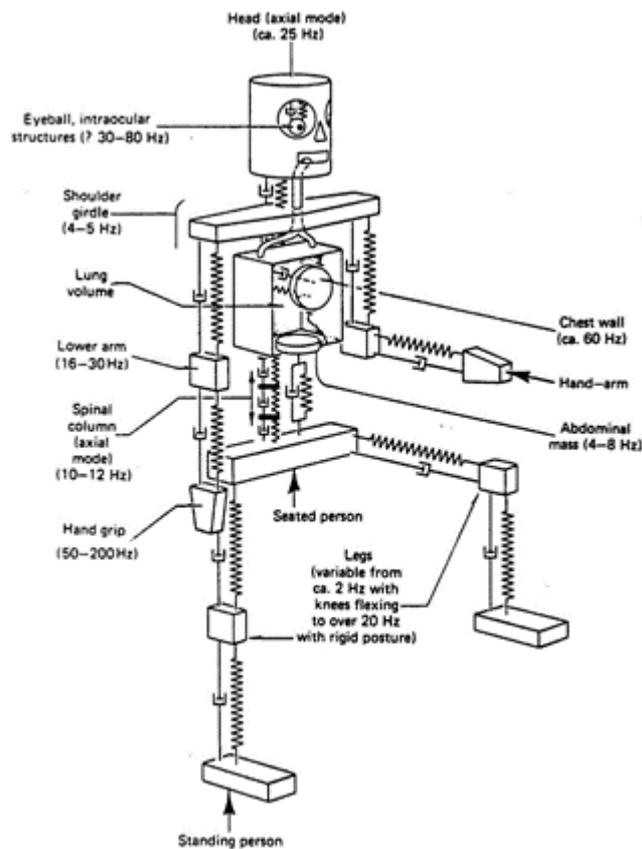


Figura 2.5. Corpo humano decomposto num sistema biomecânico (Fernandes, 2000).

O efeito das vibrações sentidas no corpo humano depende de vários fatores: alimentação, composição corporal, do sexo, amplitude, tempo de exposição e da própria frequência, entre outros. (Soeiro 2011).

Existem aparelhos manuais, que induzem vibrações com níveis suficientemente altos para que, com um tempo de exposição elevado, sejam verificadas possibilidades de surgir danos físicos (Azmir, *et al.* 2015).

O corpo humano pode ser estimulado de duas maneiras distintas quando se fala de vibrações. Vibrações de Corpo Inteiro (VCI) são as provocadas por oscilações sentidas no centro de gravidade, quando se está sentado num veículo em andamento, numa máquina agrícola ou, quando se está em pé num transporte público. Demasiado tempo de exposição a estas vibrações pode conduzir a que os trabalhadores sintam diversos sintomas representados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1. Sintomas atribuídos à frequência de vibração (Fernandes, 2000).

SINTOMAS	FREQUÊNCIA [Hz]
Sensação geral de desconforto	4-9
Sintomas na cabeça	13-20
Maxilar	6-8
Influência na linguagem	13-20
Garganta	12-19
Dor no peito	5-7
Dor abdominal	4-10
Desejo de urinar	10-18
Aumento do tonus muscular	13-20
Influência nos movimentos respiratórios	4-8
Contrações musculares	4-9

As variáveis que pesam na sensação de desconforto, quando o corpo humano está submetido a vibrações, são a amplitude, a frequência e a resposta neuromuscular do corpo, capaz de se adaptar ao incômodo sentido, resultando na diminuição da sensação.

Existem estudos que relacionam uma maior exposição durante longos períodos de tempo à VCI com um maior risco de sentir dor na zona lombar, zona ciática, bem como problemas nos discos intervertebrais lombares comparado com indivíduos sem exposição a vibrações. Neste grupo pode-se incluir condutores de transportes públicos e máquinas de trabalho industrial e agrícola (Gierke 2015).

Outro tipo de vibrações que afetam o ser humano são as Vibrações Mão- Braço (VMB), muitas vezes sentidas quando se está a segurar um equipamento/objeto somente com os membros superiores. Vários estudos verificaram que as vibrações sentidas em certos equipamentos, como motosserras, martelos pneumáticos ou mesmo armas automáticas, podem ter um efeito adverso no perfeito funcionamento tanto do sistema circulatório como no nervoso.

2.3.2. Vibrações sentidas no sistema mão-braço

Como já anteriormente referido, as vibrações podem ter efeitos nocivos no corpo humano. Perante este problema a comunidade científica reuniu-se para encontrar uma norma internacional, a ISO-5349, devido à elevada complexidade das VMB, que se utiliza nesta dissertação por não haver nenhuma norma específica para o desporto. Seguindo esta norma é possível perceber que a severidade da vibração é diferente da severidade dos efeitos sentidos no ser humano. A própria vibração é influenciada pelo espectro de frequência, intensidade, tempo de exposição (frequência de exposição e tempos de descanso), magnitude, postura e tipo de máquina. Os seus efeitos já são mais variáveis de pessoa para pessoa, dependendo da direção que é aplicada, das condições climáticas, do método de trabalho/experiência e do efeito de medicamentos ou drogas.

Para o presente estudo é crucial definir as direções em que são aplicadas as vibrações, mantendo o aparelho de medição estável, e na mesma posição relativa em relação à mão. De acordo com a norma é possível definir-se os eixos ortogonais segundo duas referências diferentes: coordenadas biomecânicas; coordenadas basicêntricas. No primeiro a sua origem é no terceiro metacarpo, enquanto que no segundo a origem do eixo é no contacto do dedo com a ferramenta em uso, Figura 2.6:

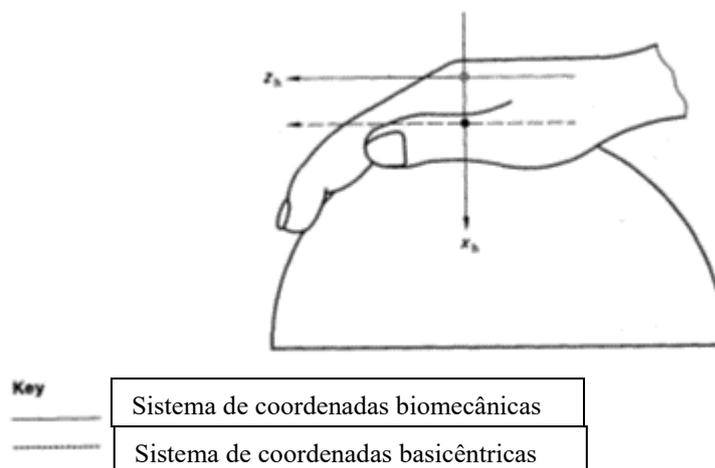


Figura 2.6. Posicionamento dos eixos ortogonais para o estudo de vibrações (Anon 2001).

Com este modelo associado a um acelerómetro piezoelétrico triaxial é viável obter as acelerações associadas a cada direção, posteriormente filtradas e ponderadas. Uma

vez que a maior parte das lesões aparecem num intervalo de frequências entre 8 e 1000 Hz em bandas de oitavas, usa-se o fator de ponderação W_h , para descrever o peso que determinada frequência tem para o seu aparecimento. Na Figura 2.7 observa-se a relação entre a frequência e o respetivo fator.

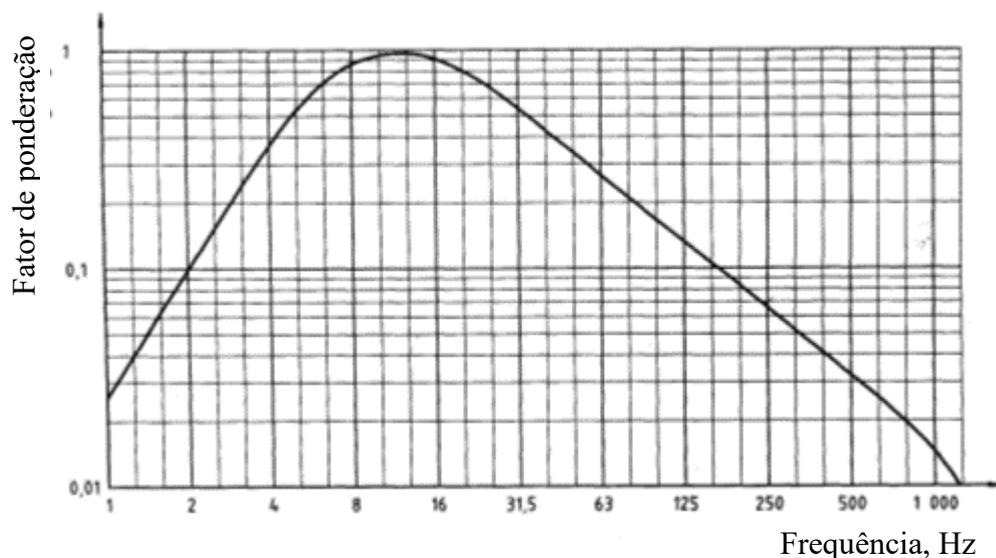


Figura 2.7. Gráfico para obtenção do fator de ponderação (Anon 2001).

Com a equação (2.1) é possível calcular a aceleração eficaz em frequência a_{rms,W_h} , relativamente aos eixos x, y, z correspondentes. O h que está presente na equação 2.1 indica que se está a trabalhar no sistema mão-braço.

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

onde:

a_{rms,W_h} - Aceleração eficaz ponderada em todos os eixos [m/s²]

a_{hw} - Aceleração ponderada instantânea [m/s²]

T_m - Tempo de medição [s]

Para o cálculo de a_{hw} é necessário conhecer o valor total da aceleração, a_{hv} , que pelo sistema internacional é expressa em m/s^2 . O valor é obtido através da raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as acelerações, ponderadas e eficazes, segundo os três eixos ortogonais, como mostra a equação (2.2).

$$a_{hv} = \sqrt{(a_{hvx}^2 + a_{hvy}^2 + a_{hvx}^2)}, \quad (2.2)$$

Pode-se, através da norma, relacionar um período equivalente de oito horas, $A(8)$, com o valor retirado da equação (2.2), utilizando a equação (2.3).

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

sendo:

T_d – Tempo que, diariamente, se está exposto à vibração

T_0 – Período de trabalho normalizado

Perante a necessidade de analisar um movimento em que as suas características como magnitude, duração e severidade possam variar tem-se uma expressão diferente para relacionar o $A(8)$ com o valor total de aceleração. É possível ver essa relação na equação (2.4).

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

onde:

T_i – Duração de cada tipo de exposição

n – Número de exposições distintas

Já a relação entre D , número de anos que está exposto a estas vibrações, e o valor de $A(8)$ é definida através de um gráfico apresentado na Figura 2.8, cuja reta é identificada pela equação (2.5).

$$D_y = 31,8 \times A(8)^{-1.06} \quad (2.5)$$

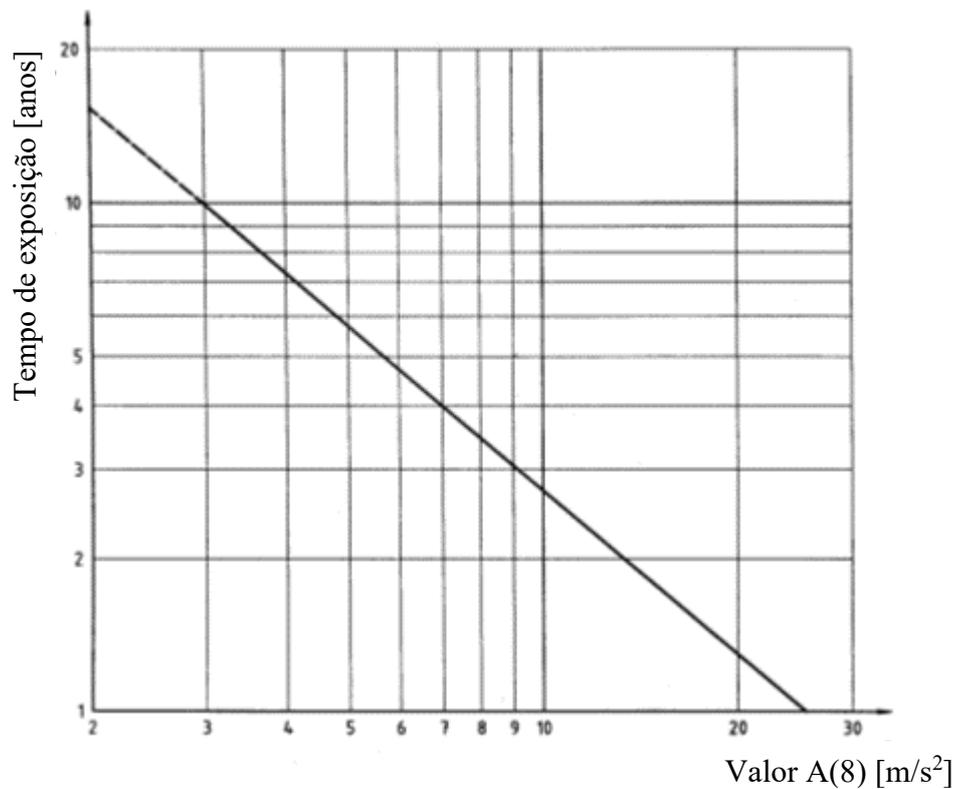


Figura 2.8. Relação entre o número de anos de exposição diária e o valor de A(8) (Anon 2001).

2.3.3. Vibrações sentidas no basquetebol

As vibrações que se sentem na prática de diversos desportos são causa de algum desconforto (Olieman *et al.* 2012). Para além de desconforto, como visto anteriormente, as vibrações são um fator que podem aumentar a probabilidade de aparecimento de lesões (Sousa n.d.).

Para o basquetebol observa-se que existem vários movimentos que induzem vibrações no sistema mão-braço (Amaro *et al.*, 2016). Estes autores concluíram que o movimento que tem os maiores valores de aceleração é a receção da bola por parte de um atleta.

Pela experiência do autor no desporto de basquetebol, visto que, como previamente referido, é atleta à vários anos e treinador de formação, é possível identificar

que a recepção de um passe é um movimento que demora um elevado tempo a dominar, e que na fase inicial tem muito insucesso. Facilmente perceptível, quando se trata de um inexperiente neste desporto a receber uma bola, que se encontra em velocidade na sua direção.

Por sua vez, para os atletas com mais experiência de prática, a recepção de um passe é efetuada sem qualquer dificuldade.

Assim sendo, surge o interesse em observar, e identificar, diferenças avaliadas a nível das vibrações sentidas pelo SMB em atletas que possuam diferentes níveis de competência, neste caso medido através do número de anos que praticam basquetebol, como atletas federados.

3. METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentado todo o procedimento experimental, identificando os voluntários, bem como os métodos de análise usados para a realização dos testes.

3.1. Procedimento experimental

Como já referido, neste estudo vai-se analisar um movimento muito importante do basquetebol, o passe, analisando também a sua receção. É um movimento usado para fazer chegar a bola a um colega de equipa. Para a sua execução tem de se agarrar a bola com uma ou duas mãos (no presente estudo foi considerado a pega da bola com duas mãos), e realizar a extensão do(s) braço(s) na direção pretendida. No movimento de receção as palmas das mãos estão viradas para a bola, sendo o impacto da bola amortecido encolhendo os braços, recolhendo a bola para próximo do peito.

De forma a limitar a influência das variáveis que podiam interferir nos resultados, usou-se sempre o mesmo tipo de bola para cada escalão, e o passe e respetiva receção foram feitos contra uma parede, a uma distância de 3 m do atleta, com o objetivo de a força ser sempre similar em todos os ensaios do mesmo atleta.

Os voluntários foram 15 atletas praticantes da modalidade todos do sexo masculino, 5 de cada um dos seguintes escalões: sub12, sub18 e séniores, com níveis bastante diferentes de prática e de experiência dentro do mesmo escalão.

O presente estudo foi aprovado pela Comissão de Ética do Instituto Politécnico de Coimbra, tendo sido implementado respeitando a Declaração de Helsínquia. O estudo só teve início após todos os atletas voluntários, e os seus encarregados de educação no caso dos atletas menores, terem sido devidamente esclarecidos no que concerne aos objetivos pretendidos, e qual a metodologia a usar, tendo assinado de forma voluntária e consciente um consentimento livre, esclarecido e informado. O clube a que todos os atletas pertencem assinou, também, de modo livre e voluntário um consentimento de colaboração tendo autorizado a participação dos seus atletas.

Na Tabela 3.1 encontra-se a identificação e características dos atletas voluntários.

Tabela 3.1. Características antropométricas dos voluntários.

Atleta	Idade	Altura [m]	Massa corporal [Kg]	Envergadura [m]	Mão dominante	Anos prática
01	11	1,42	30	1,45	Esquerda	3
02	11	1,45	37	1,44	Direita	2
03	11	1,40	35	1,38	Direita	2
04	11	1,40	33	1,45	Direita	4
05	11	1,52	40	1,50	Direita	1
06	15	1,84	61	1,85	Direita	6
07	15	1,73	70	1,73	Direita	5
08	17	1,7	72	1,72	Esquerda	8
09	15	1,76	55	1,74	Esquerda	6
10	15	1,77	60	1,78	Direita	7
11	29	1,90	90	1,96	Direita	20
12	22	1,96	91	1,95	Direita	2
13	22	1,85	82	1,94	Direita	13
14	20	1,73	74	1,80	Direita	14
15	19	1,84	66	1,84	Direita	10

Para a obtenção dos dados foram efetuados 7 passes válidos (recepção bem-sucedida) com os aparelhos de medição na mão direita, e outros 7 na mão esquerda, dando um total de 210 dados relevantes para cada movimento, Figura 3.1.

Para análise, após os testes realizados, obtiveram-se valores relativos à atividade muscular do braço e às VMB.



Figura 3.1. Aparelhagem de um atleta.

Resumindo todos os passos necessários para a obtenção dos resultados:

1. Apresentar e explicar dos procedimentos;
2. Ligar nos canais respectivos os elétrodos;
3. Fazer MCV (máxima contração voluntária), 3x por braço/músculo;
4. Colocar luva com acelerómetro na mão do atleta e testar o sinal;
5. Tempo de repouso e posicionamento para efetuar os testes;
6. Recolha dos resultados (7 aquisições por atleta em cada mão);
7. Repousar e retirar equipamentos do atleta

Importante ressaltar que houve sempre um extremo cuidado com o bem-estar do atleta na execução dos testes, verificando que se sentia confortável com todo o equipamento montado, e que era possível fazer o movimento completo sem nenhum constrangimento causado pelos cabos. Todo este cuidado é necessário para que o movimento seja o mais semelhante ao realizado no jogo.

3.2. Análise de Vibrações

Para fazer a análise das vibrações sentidas no sistema mão-braço foi usado um acelerómetro triaxial (ponto 3.2.2), associado a uma placa de dados, que por sua vez estava conectado a um laptop com um programa desenvolvido em linguagem LabView.

O acelerómetro foi colocado embebido num suporte impresso em 3D feito em AutoCad, costurado posteriormente a uma luva desportiva, adquirida para o efeito, para que o contacto com a pele da mão fosse garantido, luva esta de tamanho reduzido para que não fosse incómodo para o atleta. Como os atletas tem idades bastante diferentes e constituição física também, foram adquiridas 2 luvas com diferentes dimensões, para que o contacto entre o acelerómetro e a mão do atleta ficasse totalmente garantido.

3.2.1. Chassis Wireless NI WLS 9163

Este equipamento, visível na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** tem como função transferir os dados que são adquiridos no acelerómetro, e condicionados pela placa, para o programa de aquisição, armazenamento e tratamento. Embora tenha uma vantagem de poder transmitir os dados sem nenhum contacto físico com o PC, houve complicações com a compatibilidade do software e o sistema operativo do PC, resultando na necessidade de ligar fisicamente com um cabo de rede o chassi. Não houve qualquer influência nos dados, uma vez que o movimento estudado não envolvia muito movimento espacial do atleta.



Figura 3.2. *Chassi wireless NI WLS 9163* <http://www.ni.com/pt-pt/shop.html>

3.2.2. Acelerómetro piezoelétrico triaxial

Este equipamento tem como função transformar o estímulo físico sentido pelas vibrações, num sinal elétrico capaz de ser analisado, podendo ser dividido em dois tipos: os piezoelétricos, indicados para as VMB e os piezoresistivos, indicados para VCI. Os primeiros são constituídos por 3 elementos: a massa sísmica, o cristal de quartzo/cerâmico piezoelétrico e o corpo base do acelerómetro.

Esta massa sísmica quando estimulada, com vibrações inferiores à frequência natural de todo o sistema, tem o papel de comprimir/tracionar o cristal/cerâmico contra o corpo do acelerómetro. Utilizando a 2ª Lei de Newton consegue-se saber a magnitude do estímulo, sendo esta resultante do produto da massa pelo quadrado da aceleração. Assim, é fácil perceber que quanto maior for a aceleração da solicitação, maior vai ser o sinal elétrico criado entre as superfícies.

O acelerómetro usado neste estudo, Figura 3.3 utiliza, normalmente, frequências naturais na ordem de mais de 5 kHz, sendo este valor influenciado pela massa sísmica que é usada. Porém, estes sistemas podem ter alguma perda de sensibilidade devido a deformações do cabo de ligação, vibrações impostas pelo movimento do cabo, ou mesmo resultante de algum mau contacto. Com estes fatores pode ser verificado o aumento da capacitância dos cabos de transmissão, o que é compensado pela existência de micro amplificadores no sistema, responsáveis por amplificar o sinal para a ordem do mV.



Figura 3.3. Acelerómetro piezoelétrico triaxial.

3.2.3. Luva

Para a aquisição dos dados relacionados com as VMB foi testada uma maneira não invasiva, e que não fosse incomodativa na prática do movimento. Para isso decidiu-se que a melhor opção, baseada num trabalho realizado anteriormente neste desporto (Amaro et al. 2016), era a utilização de uma luva com um suporte firme para o acelerómetro, sempre com a preocupação de manter o contacto com a pele da mão, na posição indicada segundo a norma ISO5349.

A luva escolhida foi uma luva usada para o fitness, com um tamanho reduzido, sem dedos, mas com firmeza suficiente. Quanto ao suporte foi estudado um dimensionamento para caber no interior da luva, por forma a proporcionar um encosto suave no contacto com a pele, pelo que foi projetado em *Inventor* e posteriormente impresso e cosido à luva. Na Figura 3.4, é possível ver o dispositivo desenvolvido.

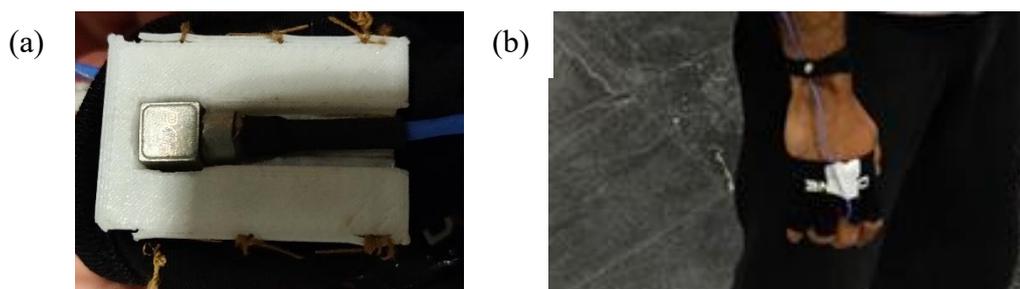


Figura 3.4. (a)-Suporte para o acelerómetro (b)Luva usada nos testes.

3.2.4. Placa de aquisição de dados *National Instruments* (9234)

Este dispositivo, visível na Figura 3.5 é responsável por condicionar sinal, constituído por 4 canais independentes, apesar de no presente estudo só terem sido usados 3, correspondentes aos três eixos de vibração. Contendo 24-bits de resolução e 102 dB correspondentes à faixa dinâmica, este dispositivo é usado para processar dados de vibração ou áudio, de elevada precisão, independentemente de serem acelerómetros piezoelétricos ou não piezoelétricos. Como características importantes deste equipamento identifica-se o filtro *antialiasing*, responsável por moldar o sinal à taxa de amostragem que se pretende, e uma taxa de aquisição em cada canal de 51,2 kS/s.



Figura 3.5. Placa de aquisição de dados *National Instruments* (9234).

3.2.5. Software de aquisição e análise Vibrações

Responsáveis pela captação do sinal em bruto tem-se, como já referido neste capítulo, módulos da NI9234. Através do desenvolvido com linguagem LabView foi possível tratar, diretamente, os dados adquiridos.

Dentro do referido programa com linguagem LabView existiam várias funcionalidades. Era possível gravar os dados da aceleração recolhidos pelo acelerómetro, recortar os dados em espaços temporais mais reduzidos posteriormente à sua aquisição, analisar VMB e VCI e analisar o A(8).

Para gravar e obter os dados, o programa consegue alterar a taxa de aquisição da NI9234, bem como a quantidade de amostras que recolhe por unidade de tempo. Para facilitar a visualização também foi acoplado uma janela onde o sinal era observável em tempo real, o que permitia fazer uma avaliação do sinal antes de o gravar. Na Figura 3.6. *Desing* do programa. pode-se ver o *desing* do programa.

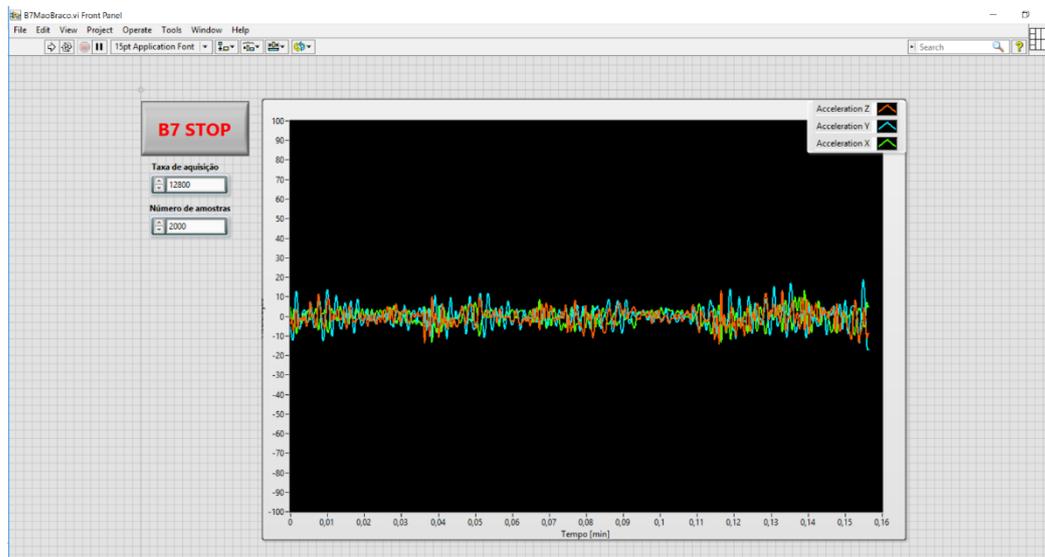


Figura 3.6. *Desing* do programa.

O sinal adquirido era constituído por 7 repetições por atleta, como já foi referido anteriormente. Assim, para fazer uma análise do passe/receção isoladamente é de extrema importância cortar o sinal com intervalos de tempo mais reduzidos. Selecionou-se um intervalo de tempo de 0,3 segundos para uma melhor observação do sinal, tanto nos

momentos de impacto da bola com a mão como ao efetuar o passe. É possível na

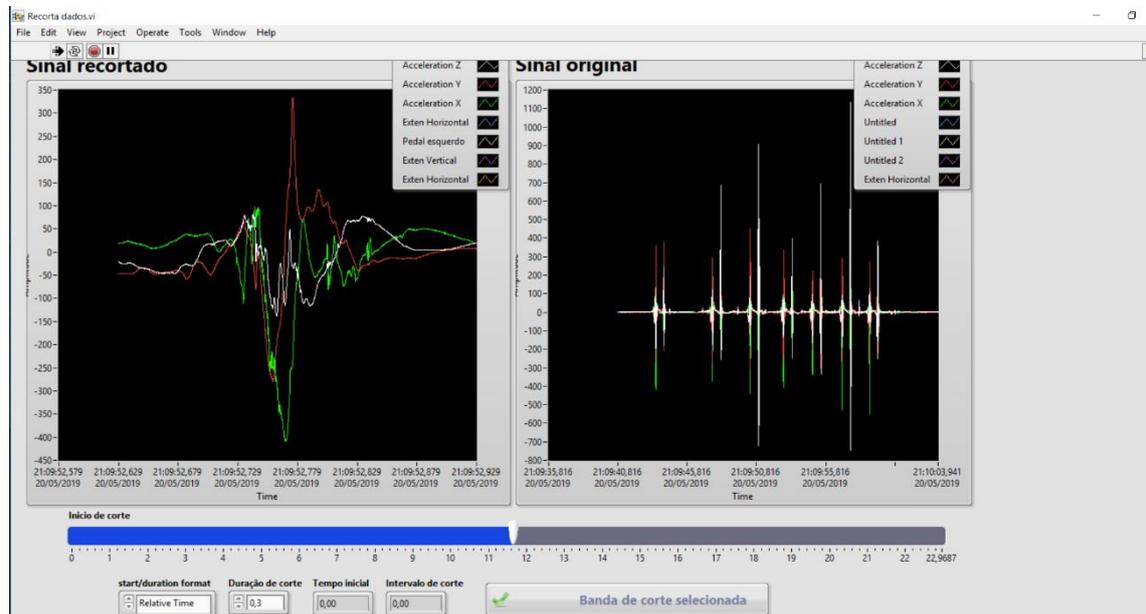


Figura 3.7. Diferença entre sinal recortado (esquerda) vs sinal original (direita). observar a diferença entre um sinal original e um recortado.

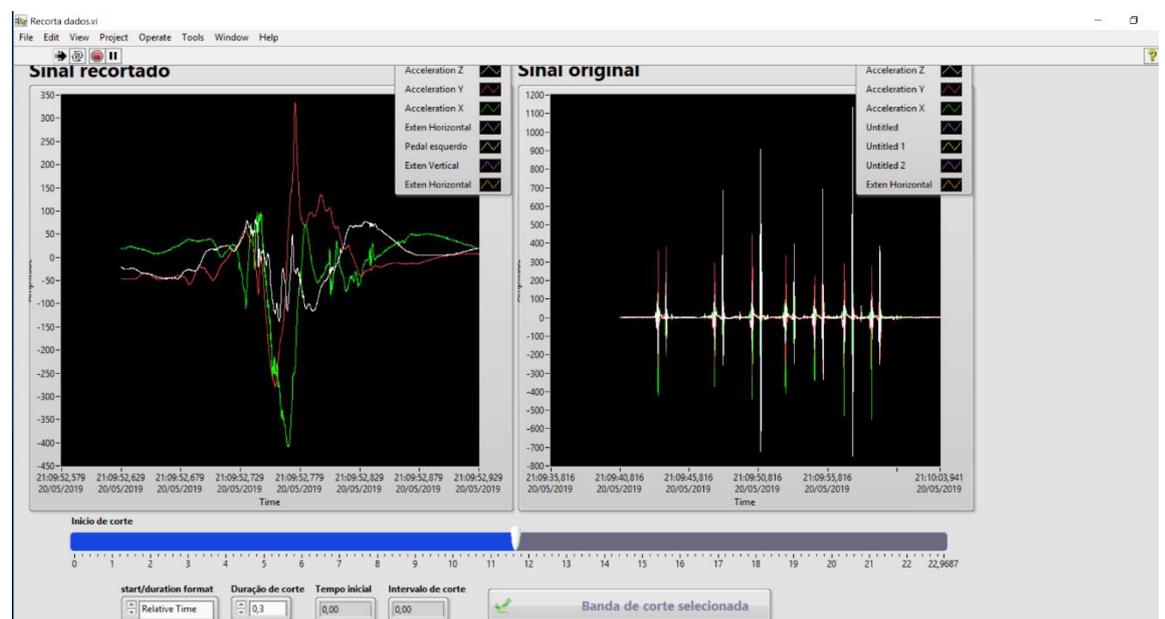


Figura 3.7. Diferença entre sinal recortado (esquerda) vs sinal original (direita).

Depois de recolhidos os dados e recortado o sinal, em função do tempo de análise definido, o próximo passo é analisar o sinal. Para essa finalidade usou-se um programa capaz de fazer análise temporal, em frequência e em bandas de oitava. A análise com relevância

para este estudo é a análise temporal. Na Figura 3.8. LABVIEW, programa responsável pela análise do sinal.é possível ver uma interface do LABVIEW, programa responsável por essa análise.

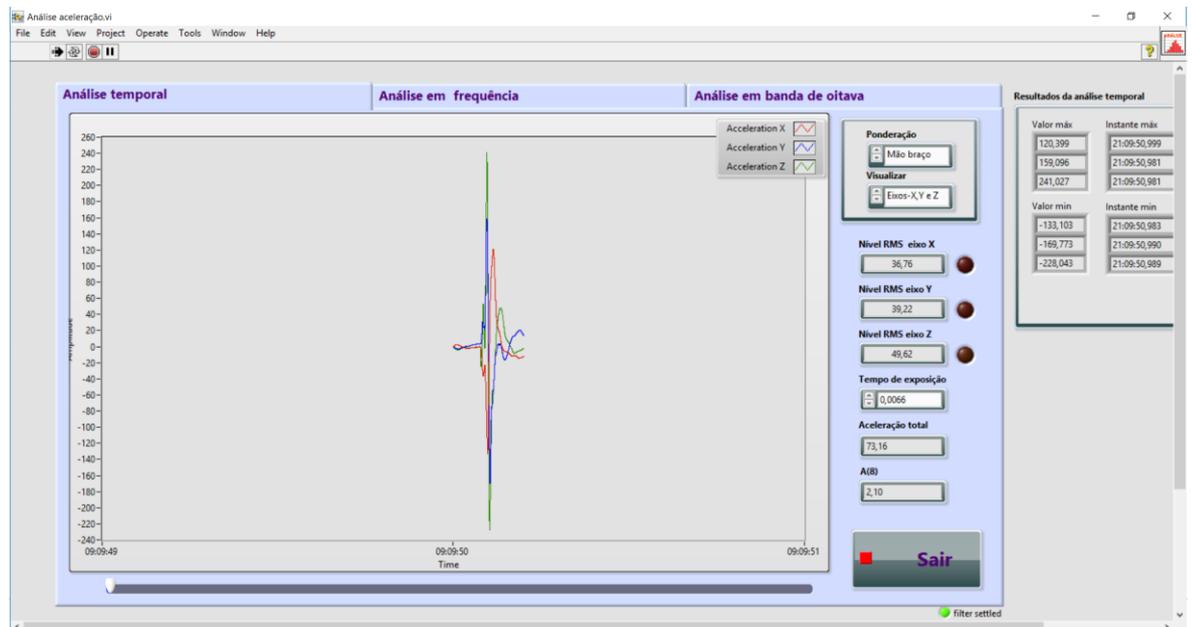


Figura 3.8. LABVIEW, programa responsável pela análise do sinal.

Com o LABVIEW analisa-se as VMB e VCI, cada uma com o seu fator de ponderação associado, observam-se os eixos separadamente ou em conjunto, sendo viável a obtenção dos valores de RMS, de fator de crista e de pico para todos os eixos e, por fim, obter os valores da aceleração total e A(8), com a funcionalidade extra de poder exportar os dados para Excel.

3.3. Eletromiografia

Para a obtenção do sinal de atividade muscular os equipamentos usados foram de extrema importância, assim como toda a preparação da pele para que o sinal tenha o mínimo de interferência de fatores irrelevantes para o estudo. Na captação do sinal elétrico muscular foram usados elétrodos de contacto, elétrodos estes ligados a uma caixa de obtenção de sinal *wireless*, que por sua vez está conectada a um programa de aquisição e tratamento de sinal denominado OPENSIGNALS.

3.3.1. Amplificadores EMG

Com este equipamento pretende-se que o sinal que chega ao programa apresente pouco ou nenhum ruído. Para ser possível avaliar a qualidade do equipamento de rejeição de sinal que são irrelevantes observa-se o CMRR (taxa de rejeição de modo comum), valor que deve ser maior que 95dB (D.A. Winter 1990). É recomendado que os equipamentos tenham uma resolução de pelo menos 12-bit A/D, de forma a ser possível converter o sinal analógico em sinal digital.

3.3.2. Eléttodos (Sensor bipolar de elevado desempenho)

Estes eléctrodos da marca OPENSIGNALS, visíveis na Figura 3.9, são perfeitos para o este tipo de estudo que envolve atletas que possam estar com alguma humidade na pele, uma vez que conseguem bons resultados, com pouco ou nenhum ruído, mesmo em condições adversas. Como características do sensor tem-se um intervalo de sinal de $\pm 1,5$ mV, uma banda de sinal entre os 25-500 Hz e um CMRR de 100 dB, valor suficiente comparando com o recomendado.



Figura 3.9. Eléttodos de superfície <https://www.biosignalsplux.com/en/emg-electromyography/>.

3.3.3. Wireless data aqvisor (8 portas de entrada)

Com este aparelho, visível na Figura 3.10, é possível que o sinal elétrico já amplificado chegue ao software sem qualquer contacto físico entre os dois equipamentos.

Constituído por 8 portas de entrada mais uma direcionada para o fio TERRA, cada canal de entrada tem 16-bit de resolução com um limite de 3000 Hz.



Figura 3.10. *Wireless data aqisitor* <https://plux.info/37-components>

3.3.4. Software de EMG

O sinal elétrico adquirido nos músculos em bruto carece de processamento prévio à análise. Para este efeito recorre-se ao programa OPENSIGNALS da *biosignalsplux*. Como existe a possibilidade de, durante a execução da atividade, haver momentos de mau contacto da pele com os elétrodos, a observação do sinal em tempo real tem um papel de extrema importância.

Com este programa consegue-se obter o tempo de ativação, o máximo e mínimo valor elétrico do músculo, a amplitude em percentagem comparada com o MVC, o RMS e a sua área.

No OPENSIGNALS é possível controlar a banda de frequência a usar na análise, útil para que todas as repetições fossem devidamente identificadas. Por fim, era possível extrair os dados recolhidos para uma folha de Excel, de modo a haver uma melhor compreensão dos dados.

Na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** consegue-se observar o sinal de um atleta, já com as repetições devidamente identificadas pelo programa.

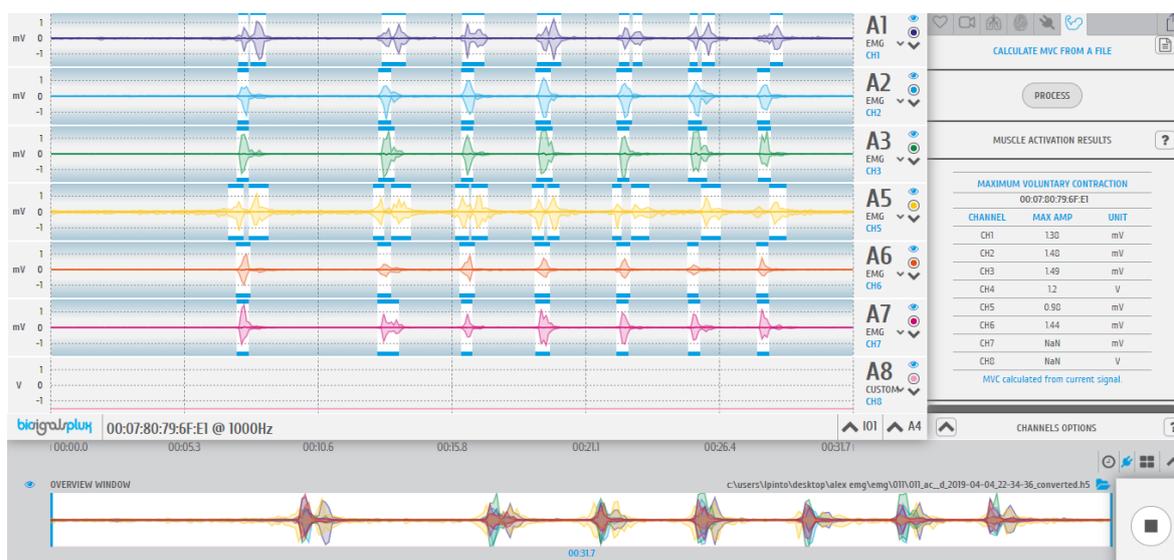


Figura 3.11. Exemplo de um sinal muscular obtido com as 7 repetições.

3.4. Testes estatísticos

O programa usado para tratar os dados a nível estatísticos foi o software IBM SPSS *Statistics*. Os dados foram divididos em 3 categorias diferentes, por anos de experiência. Foi usado o teste *Spearman*, um teste não paramétrico usado para medir o grau de correlação entre duas variáveis.

Tantos os dados da eletromiografia, como o das vibrações, foram previamente organizados no Excel por colunas, de modo a ser facilmente lido pelo programa.

Para apresentação nesta dissertação os valores referentes à análise estão dispostos com média \pm desvio padrão, este último associado a um intervalo de confiança de 95%. Este intervalo de confiança resulta num nível de significância, p , de 0,05.

4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo são expostos e discutidos os dados previamente adquiridos, seguindo sempre a metodologia descrita no capítulo 3. Os valores que foram obtidos relativamente às vibrações vão ser comparados entre si, e com valores já referenciados. Os dados de EMG também vão ser alvo de uma análise comparativa entre as diferentes variáveis de relevância para o estudo.

Os atletas foram divididos em 3 níveis diferentes de experiência na modalidade:

- 1ª Categoria – dos 0 aos 4 anos de desporto federado, inclusive;
- 2ª Categoria – dos 5 aos 9 anos de desporto federado, inclusive;
- 3ª Categoria – mais de 10 anos de desporto federado.

Pretende-se, deste modo, entender qual a influência da experiência de jogo, tanto nas vibrações sentidas pelo sistema mão braço, como na resposta muscular do mesmo.

4.1. Análise da exposição para o sistema VMB

Para este estudo foi utilizado, conforme já referido no capítulo 3, uma amostra de 15 atletas com idades e níveis de experiência diferentes.

Na Figura 4.1 está apresentado um exemplo da evolução da aceleração eficaz, quando o atleta faz o movimento do passe da bola contra uma parede e sua receção.

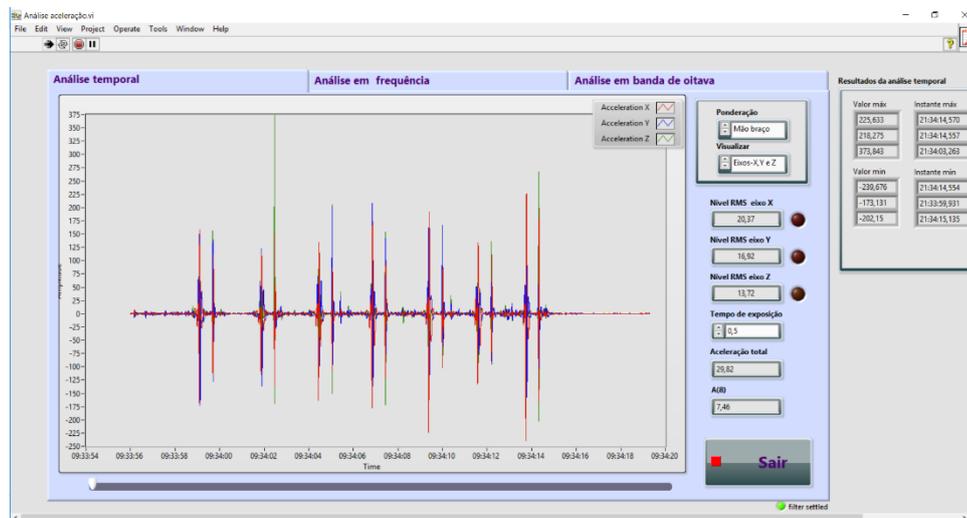


Figura 4.1. Sinal adquirido quando o atleta realiza 7 movimentos.

É facilmente perceptível os dois momentos onde o impacto é sentido nos membros superiores em todos os eixos.

Foi considerado o movimento de passe e recepção como um só pela pequena diferença temporal entre eles. A Tabela 4.1 apresenta os valores da aceleração eficaz ponderada no movimento de passe e recepção de uma bola de basquetebol contra uma parede., em que **D** se refere à mão direita e **E** à mão esquerda. ACETOT identifica os valores correspondentes à aceleração total.

Da Tabela 4.1 observa-se, relativamente às VMB, os valores da média, por categoria de experiência, correspondente a cada variável das acelerações eficazes ponderadas em frequência em cada mão.

Foram comparados estatisticamente os valores do RMS em cada eixo ortogonal, tanto na situação do acelerómetro na mão direita, como na mão esquerda, dentro da mesma categoria de experiência.

Tabela 4.1. Valores do RMS em relação aos eixos coordenados e da aceleração eficaz.

VMB	Catg. 1 $\bar{X} \pm DP$ [m/s ²]	Catg. 2 $\bar{X} \pm DP$ [m/s ²]	Catg. 3 $\bar{X} \pm DP$ [m/s ²]	P
RMS X_D	33,3±12,1	41,535±18,7	38,4±12,9	0,252
RMS X_E	30,3±21,7	40,9±42,4	22,4±9,9	0,141
P	0,249	0,686	0,068	
RMS Y_D	27,1±12,2	34,3±12,2	33,9±5,6	0,104
RMS Y_E	25,7±19,5	33,6±24,9	18,3±3,2	0,056
P	0,345	0,893	0,068	
RMS Z_D	33,2±12,3	41,3±26,6	26,5±6,1	0,065
RMS Z_E	26,4±11,0	38,7±31,5	20,1±3,7	0,032
P	0,075	0,345	0,068	
ACETOT_D	56,6±14,1	71,2±37,3	59,0±6,9	0,277
ACETOT_E	49,6±29,1	67,9±58,6	35,9±8,7	0,024
P	0,173	0,893	0,68	

Analisando a significância da comparação dos resultados verifica-se que os valores de RMS do eixo Z, e da aceleração total, quando a luva estava acoplada à mão esquerda, têm valores de p menores que 0,05, sendo estes os valores estatisticamente significativos. Todos os outros valores não revelam significado estatístico devido ao seu elevado valor de p, quando feita uma análise com um intervalo de confiança de 95%.

Na Figura 4.2 é possível comparar todos os valores da aceleração ponderada. Consegue-se perceber uma diferença entre categorias em relação a todos os valores. Como já referido na revisão bibliográfica, é expectável que os atletas que passam mais tempo em contacto com o desporto desenvolvam mecanismos de adaptação ao movimento solicitado pelo mesmo. Perante esta afirmação era previsível que os atletas da 3ª categoria tivessem os valores mais baixos em VMB.

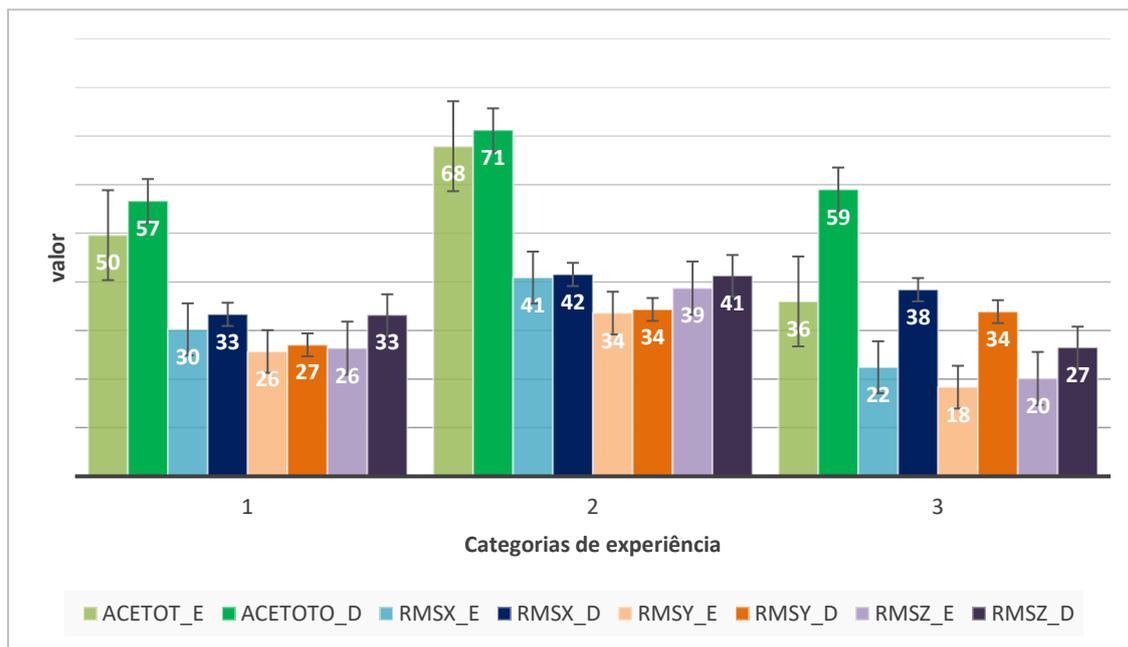


Figura 4.2. Gráfico referente às VMB.

De acordo com a Figura 4.2 observa-se um aumento dos valores de todos os parâmetros analisados da primeira categoria para a segunda. Enquanto que da segunda para a terceira categoria é notória uma diminuição em todos os parâmetros, sem nenhuma exceção. A primeira categoria é constituída por atletas com idade, peso e altura reduzidas comparativamente aos restantes voluntários, o que por si só pode representar menos quantidade de força induzida à bola, resultando num impacto com valores inferiores de aceleração na sua receção. Na segunda categoria estão inseridos atletas na fase da adolescência, fase esta que é caracterizada por um aumento repentino de força que, por vezes, não é acompanhada com a mesma evolução do sistema coordenativo. Na terceira categoria está-se perante uma média de idade bastante superior às anteriores. Todos os atletas

já estão no seu pico de crescimento e com muito mais noção corporal relativamente às categorias anteriores.

Posto isto, é possível que como na segunda categoria os atletas tiveram um aumento de força repentino, não acompanhado com a devida adaptação, as receções aos respetivos passes tenham um valor de aceleração mais elevado quando comparado com os atletas da primeira categoria. A redução dos valores da aceleração eficaz ponderada da segunda categoria para a terceira vai ao encontro das referências bibliográficas (*ISO 5349-1:2001.*), na medida em que se um jogador passa mais tempo a repetir um movimento, o corpo tem tendência a ganhar habilidade, reduzindo os malefícios resultantes.

Verifica-se na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** que existem diferenças nos valores das acelerações sentidas quando comparadas as mãos. O passe de peito e a receção do passe a duas mãos, como já referido previamente, são movimentos simétricos, ou seja, o mesmo movimento é feito por ambos os lados do corpo. É de prever, então, que neste movimento, os membros superiores absorvam simetricamente as vibrações causadas pelo impacto da bola nas mãos. No entanto, é perceptível pela Figura 4.2 que os valores para a mão direita são, sem exceção, sempre maiores do que os que se verificam na mão esquerda. Esta diferença entre mão direita e mão esquerda é, no entanto, mais acentuada quando se analisam os valores da terceira categoria. Em alguns eixos o aumento da mão esquerda para a mão direita quase que chega a ser o dobro.

A maioria da amostra considerada tem como mão dominante a direita, podendo isto resultar numa tendência de receber a bola no passe mais com a mão dominante. Uma vez que a tendência é verificada no grupo menos experiente, a não correção do padrão do movimento pode resultar num alto nível de desequilíbrio com o avançar dos anos a praticar o desporto.

4.1.1. Análise do fator A (8)

Através de um estudo realizado por (Amaro *et al.* 2016) foi estudado o tempo de exposição de alguns movimentos durante a prática do basquetebol. Uma das ações onde o tempo de exposição foi calculado foi a receção da bola. Esse estudo foi conseguido com a contribuição de atletas federadas do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 13

e os 16 anos. Como o presente estudo, pelo contrário, é composto por atletas do sexo masculino, decidiu-se que uma nova contabilização do tempo de exposição era necessária.

Para este efeito foi visto e analisado um jogo da Liga Portuguesa de Basquetebol, com a duração total de 40 minutos. Para a escolha do jogador, foi selecionada a posição que fosse mais crítica, ou seja, que tivesse mais vezes durante o jogo em contacto com o movimento necessário para o teste, ou seja, um jogador na posição de base.

Após uma análise detalhada do jogo, com auxílio de um vídeo disponível na Internet, chegou-se a um número de 53 passes e receções realizados pelo atleta selecionado no decorrer do jogo.

Como já referido, o sinal das 7 repetições de cada atleta foi recortado e dividido em passe e receção para que a perceção, e a análise do movimento fosse mais precisa, resultando em 14 situações distintas para cada mão para cada atleta. Através deste corte foi possível verificar que o tempo referente ao movimento do passe era de 0,3 segundos. Para o movimento de receber a bola depois do impacto da parede, a sua duração era metade da anterior, isto é, 0,15 segundos.

Pela equação (4.1), é possível chegar ao valor diário de exposição a este tipo médio de vibrações de um atleta deste desporto.

$$T = \frac{(t_p + t_r) \times N}{3600} \quad (4.1)$$

onde:

T – Tempo diário de exposição [h]

t_p – Tempo médio de execução do passe

t_r – Tempo médio de receção

N – Número de solicitações diárias

Com a equação (4.1) foi possível chegar a um valor de 0,0066 h para a exposição diária de um atleta, considerando a ação conjunta destes dois movimentos.

Na Figura 4.3 estão expostos os valores do A(8) relativamente à mão direita dos atletas. Foi anteriormente verificado que os valores de RMS eram mais elevados nesta mão, assim era de prever que análise deste parâmetro fosse mais crítica. No caso da primeira e

terceira categoria, os seus valores são mais baixos do que o valor limite de exposição diária (DEL) imposto pela ISO 5349-1, com o valor máximo de 5 m/s^2 , embora muito próximos.

O caso mais preocupante deste grupo é o da segunda categoria, uma vez que o limite é ultrapassado pelo valor calculado.

Através dos valores dos RMS relativos aos eixos coordenados, e utilizando as equações referidas no capítulo 2, foi possível chegar a valores do A(8) para as várias categorias do teste.

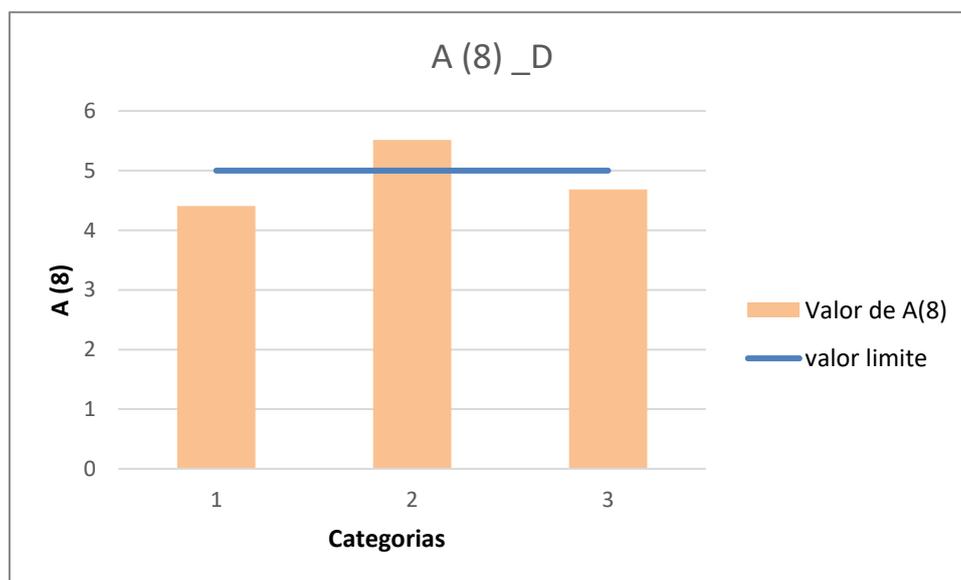


Figura 4.3. Gráfico referente aos valores de A(8) da mão direita.

Para a mão esquerda, apresentada na Figura 4.4 visto anteriormente que era a mão menos solicitada, os valores do A(8) também foram mais reduzidos. Verificou-se a tendência para a segunda categoria ser a que apresenta os maiores valores de A(8) relativamente às restantes. O valor referente à primeira categoria baixou para valores inferiores a 4, e para a terceira categoria a redução observou-se para valores inferiores a 3. Para a segunda categoria continua-se com um valor superior ao recomendado pela norma. Deste modo, será conveniente que os treinadores possam definir estratégias de treino, que, para o escalão que apresenta valores críticos, possam reduzir, ou pelo menos, atenuar, os efeitos nocivos que as VMB podem acarretar para a saúde do atleta. De acordo com a diretiva 2002/44 / EC, sempre que os valores limites são ultrapassados, deve ser tomada uma ação imediata, por forma a reduzir a vibração induzida nos atletas.

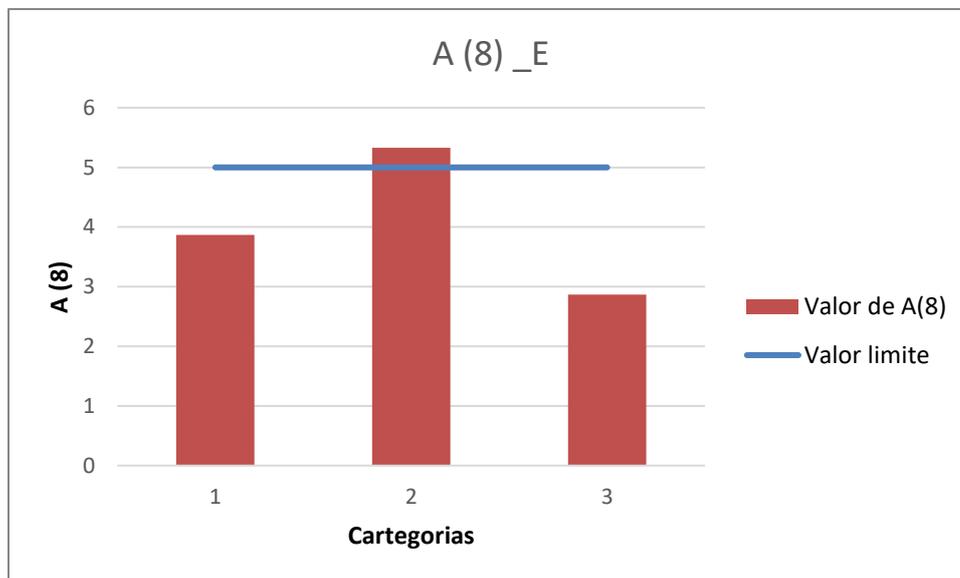


Figura 4.4. Gráfico referente aos valores de A(8) da mão esquerda.

4.2. Análise dos dados de EMG de superfície

Neste subcapítulo expõem-se os resultados do procedimento experimental, explicado no capítulo 3, relativamente à eletromiografia de superfície. Foram obtidos resultados para as diferentes categorias de experiência do desporto.

Com os dados conseguidos pelo uso da EMG foi possível retirar vários parâmetros, como já explicado no capítulo 2. Para este estudo, escolheu-se analisar e discutir os dados referentes ao tempo de ativação (TA), e à percentagem de ativação muscular comparativamente à máxima contração voluntária (MVC), em segundos e em percentagem, respetivamente.

Em cada atleta foram acoplados elétrodos em seis músculos, Bicípíte Direito (BD), Bicípíte Esquerdo (BE), Tricípíte Lateral Direito (TLAD), Tricípíte Lateral Esquerdo (TLAE), Tricípíte Longo Direito (TLOD) e Tricípíte Longo Esquerdo (TLOE).

Devido a serem realizadas 14 repetições por atleta, 7 com o acelerómetro na mão direita, e 7 na mão esquerda, obtiveram-se ficheiros diferentes para as duas situações. Para

adquirir o valor relativo a cada músculo foi feita uma média dos valores obtidos em cada situação.

Analisou-se, Tabela 4.2, o tempo de ativação dos vários músculos solicitados em função do lado corporal a que pertencia, bem como à categoria em que o respetivo atleta estava inserido.

Tabela 4.2. Valores dos tempos de ativação musculares.

TA	Catg. 1 $\bar{X} \pm DP$ [s]	Catg. 2 $\bar{X} \pm DP$ [s]	Catg. 3 $\bar{X} \pm DP$ [s]	p
BD	0,59±0,30	0,53±0,32	0,64±0,40	0,402
BE	0,60±0,30	0,50±0,18	0,57±0,17	0,619
p	0,753	0,893	0,273	
TLAD	0,59±0,28	0,47±0,13	0,48±0,06	0,126
TLAE	0,60±0,33	0,48±0,06	0,52±0,11	0,168
p	0,463	0,686	0,144	
TLOD	0,50±0,13	0,48±0,15	0,47±0,12	0,811
TLOE	0,48±0,16	0,46±0,06	0,53±0,09	0,099
p	0,600	0,345	0,144	

Pela análise da Tabela 4.2, é possível verificar que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os músculos de lados diferentes, dentro da mesma categoria. Quando se analisa o mesmo músculo, em categorias diferentes, atesta-se que as diferenças estatisticamente significativas continuam inexistentes. Em conformidade com o efetuado para a análise de vibrações, todas estas análises foram feitas para um intervalo de confiança de 95%.

De seguida analisou-se o máximo absoluto, em percentagem relativamente ao MVC, para cada músculo em cada atleta. Após os dados devidamente rotulados por categorias foi possível criar a Tabela 4.3, onde se ilustra a comparação entre músculos de

braços diferentes dentro da mesma categoria e, também, entre categorias diferentes referentes ao mesmo músculo.

Tabela 4.3. Valores da percentagem de ativação muscular em comparação com o MVC.

MAX	Catg. 1 $\bar{X} \pm DP$ [%]	Catg. 2 $\bar{X} \pm DP$ [%]	Catg. 3 $\bar{X} \pm DP$ [%]	p
BD	52,99±39,43	48,79±33,75	79,19±37,95	0,081
BE	49,38±36,35	54,70±41,96	76,22±25,04	0,158
p	0,463	0,345	0,715	
TLAD	76,62±31,12	59,54±65,75	81,68±16,00	0,305
TLAE	69,70±30,23	46,95±32,18	83,29±25,28	0,044
p	0,463	0,500	1,000	
TLOD	55,75±32,05	56,35±23,60	83,39±19,26	0,046
TLOE	49,68±19,65	62,62±30,50	73,36±51,06	0,133
p	0,600	0,345	0,465	

Através da Tabela 4.3 pode-se verificar, ao contrário do que sucedia relativamente aos TA, que já existem diferenças estatisticamente significativas. Quando se analisa o TLAE e o TLOD nas diferentes categorias consegue-se ver que as diferenças são estatisticamente significantes, uma vez que o seu p é inferior a 0,05. Já quando se observa o resto dos dados, não se deslumbra mais nenhum exemplo em que se verifique esta condição, embora o BD tenha um valor próximo de 0,05.

Para se analisar melhor as diferenças entre músculos nas diferentes categorias de experiência fez-se um gráfico, Figura 4.5, é possível ver a evolução do TA nos vários músculos dissecados em relação aos diferentes níveis de experiência.

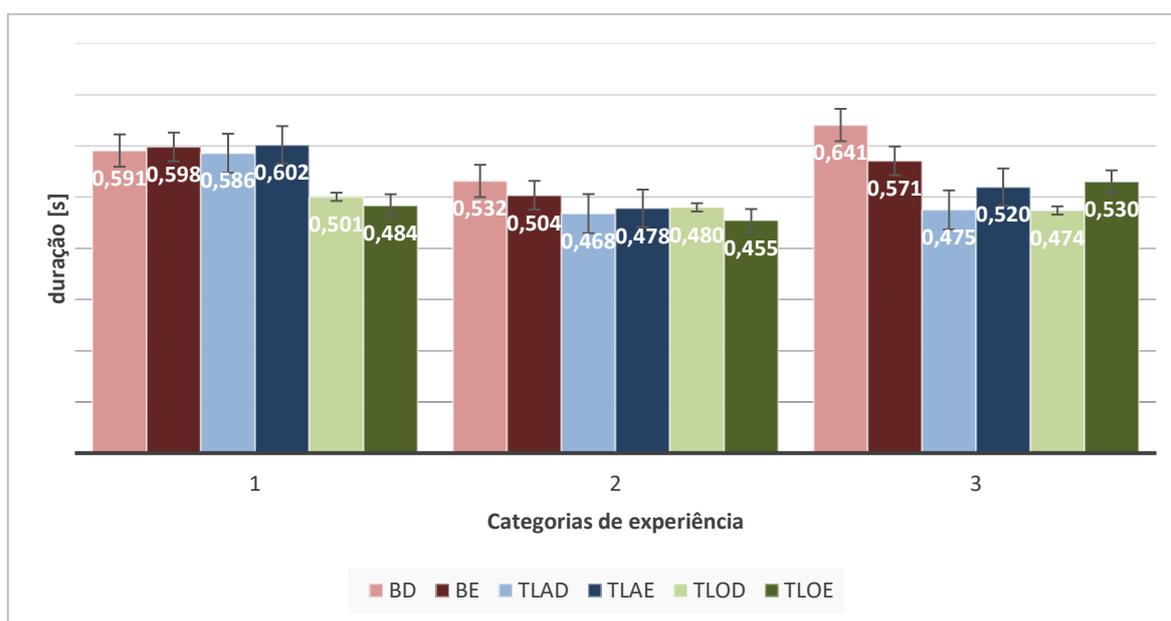


Figura 4.5. Gráfico referente aos tempos de ativação muscular.

Pela análise da Figura 4.5, verifica-se que o TA dos músculos da categoria 1 não apresentam grande diferença nos mesmos músculos de lados diferentes. Na segunda categoria também se pode apurar a mesma tendência, para a pouca diferença entre músculos de lados opostos. O mesmo não se observa na categoria com mais experiência, onde as diferenças entre mão direita e mão esquerda são mais significativas quando comparadas com as categorias anteriores. Este resultado vai ao encontro ao que foi analisado no subcapítulo 4.1, onde havia uma diferença notória nas vibrações sentidas pelos atletas inseridos na categoria 3.

Segundo (Pakosz 2015), é possível antecipar um decréscimo no valor do TA com o aumento de anos de prática, uma vez que é adquirida experiência ao longo desses anos. Desta forma, era expectável que os valores adquiridos decrescessem ao avançar na categoria de experiência. Esta tendência é verificada quando se compara o primeiro e o segundo grupo. Os valores de TA sofrem um decréscimo em todos os músculos, sem exceção, na categoria 2 comparativamente à 1. Quando se confere a segunda categoria com a terceira verifica-se que o único músculo que sofre um decréscimo no seu valor de TA é o TLOD, havendo um

acréscimo nos restantes. Ao comparar-se a categoria 1 com a 3 existe uma diminuição em 4 dos 6 músculos: BE, TLAD, TLAE, TLOD.

Apos esta análise, fez-se um gráfico que relaciona a percentagem máxima de ativação comparativamente ao MVC, em relação às diferentes categorias de experiência, Figura 4.6

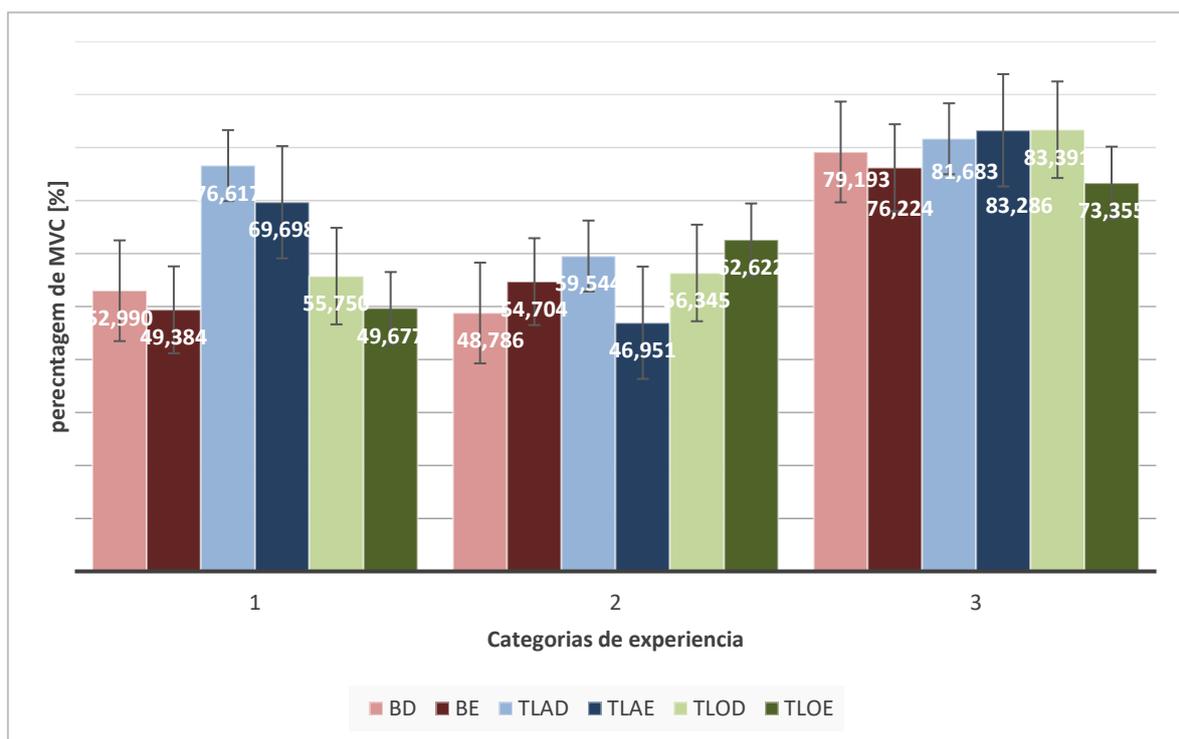


Figura 4.6. Gráfico referente à percentagem máxima de ativação muscular em comparação com o MVC.

Na Figura 4.6, observa-se uma heterogeneidade relativamente aos diferentes músculos nas categorias 1 e 2. Na categoria 1 o músculo mais solicitado é o TLA, seguido do TLO e por último o Bicípíte. Nesta mesma categoria os tricípites apresentam diferenças na ordem do 5% entre lado direito e esquerdo, sendo esta diferença mais diminuta no bicípíte. Na segunda categoria o músculo mais solicitado continua a ser o tricípíte, sendo que a diferença observada no TLA é superior a 10%. No grupo mais experiente verifica-se uma maior homogeneidade nos diferentes músculos, quando comparado com os grupos anteriores. O músculo mais solicitado, seguindo a tendência, é o tricípíte, embora as

diferenças entre bicípíte e tricípíte sejam muito inferiores quando comparadas com o primeiro grupo.

É possível observar que o grupo 3 tem os maiores valores de percentagem, quando comparado com o 1 e o 2. O TLAE da terceira categoria chega a ser próximo do dobro do mesmo músculo, mas da segunda categoria. Importante referir que o bicípíte é muito mais solicitado pelo terceiro grupo quando comparado com os grupos anteriores. Este fenómeno pode estar ligado com a maior conceção neuromuscular nos atletas com mais tempo de prática. Viu-se, anteriormente, que o músculo responsável por controlar a flexão do braço era o bicípíte, e que o terceiro grupo era o onde as vibrações eram de menor valor. É, então possível, que esta maior ativação muscular no bicípíte seja responsável por conseguir dissipar a energia recebida pelo impacto da bola nos membros superiores.

4.3. Limitações ao estudo

Ao se estar a estudar seres humanos existe sempre incertezas/limitações associadas. Por serem seres humanos, e estando envolvidas inúmeras variáveis que não são controláveis, como por exemplo, condições psicológicas, não existe garantia de todas as repetições do mesmo movimento serem iguais.

No estudo das vibrações observa-se algumas incertezas associadas à vibração do fio condutor de sinal. Também a inexistência de uma luva personalizada para a mão de cada atleta pode ser uma limitação ao estudo.

Para o caso da eletromiografia existem algumas limitações associadas à prática desportiva. Por exemplo, o suor presente na pele, impossibilitando o contacto perfeito entre o eléctrodo e a pele, e os movimentos bruscos feitos pelos atletas que, por vezes, faziam descolar estes eléctrodos.

5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

5.1. Conclusões

Neste ponto são apresentadas as conclusões retiradas do presente estudo. No que respeita à análise das vibrações sentidas no sistema mão-braço observa-se que o grupo com o nível de acelerações mais elevado é o segundo grupo, com valores de $67,9 \text{ m/s}^2$ para a mão esquerda e $71,2 \text{ m/s}^2$. É possível observar, também, que o grupo que tem os valores mais baixos de acelerações é o grupo mais experiente, constituído por atletas com mais de 10 anos como atletas federados de basquetebol. Quanto à simetria dos valores das acelerações a diferença entre mão direita e mão esquerda é menor nos dois primeiros grupos, quando comparada com os valores obtidos para o grupo mais experiente. Tendo obtido na mão direita, no grupo 3, valores que chegavam perto do dobro da mão esquerda.

Os valores calculados do A (8) são superiores ao valor limite de exposição diária imposto pela ISO 5349 para os atletas que pertencem ao grupo 2, pelo que de acordo com a diretiva 2002/44 / EC, medidas de prevenção devem ser tomadas de imediato.

No que toca à eletromiografia obteve-se tempos de ativação muito homogéneos para os dois primeiros grupos. No terceiro grupo os valores já revelavam alguma heterogeneidade entre tempos de ativação dos músculos comparando o lado direito com o esquerdo.

Para a percentagem de ativação muscular, em relação à MCV, concluiu-se que o músculo mais solicitado na execução do movimento é o tricípite. O grupo que obteve uma maior ativação muscular foi o grupo mais experiente, tendo valores na ordem dos 80%. Observa-se, de igual modo, que o grupo mais experiente tem uma ativação muscular no bicípite muito maior, cerca de 78%, quando comparado com os dois grupos menos experientes, cerca de 50%.

Esta diferença na ativação muscular do bicípite pode ser responsável por haver uma diminuição nas vibrações sentidas pelo grupo 3 quando comparado com os grupos menos experientes.

Com o presente estudo identificou-se o movimento e a mão mais desfavorável durante a ação de passe/recepção na prática de basquetebol, bem como o grupo de atletas mais suscetíveis de sofrerem lesões. Assim, este estudo revelou-se um importante contributo para os treinadores e atletas, de forma a serem definidas estratégias de prevenção de lesões.

5.2. Sugestões para trabalhos futuros

Após a realização desta dissertação é possível sugerir trabalhos futuros dentro da mesma área:

- Realizar testes prévios nos atletas para verificar a sua tendência natural, para utilizar mais ou menos um lado específico do corpo na realização de movimentos no jogo;
- Influência da textura/pressão da bola nas vibrações sentidas no sistema mão-braço;
- Realizar o mesmo estudo, mas com o passe e recepção com apenas uma mão, onde previsivelmente, as vibrações sentidas iriam ser maiores;
- Filmar a execução do movimento a fim de associar as anomalias das vibrações com a qualidade da repetição.
- Colocar um medidor de pressão para associar a energia cinética incutida na bola na realização de um passe de peito.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abe, Seimei, Takayuki Nozawa, and Toshiyuki Kondo. 2009. "A Proposal of EMG-Based Training Support System for Basketball Dribbling." *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)* 5617 LNCS(PART 1):459–65.
- Amaro, A. M., L. M. F. Roseiro, M. F. Paulino, C. Alcobia, and M. A. Neto. 2016. "Avaliação Das Vibrações Induzidas Ao Sistema Mão-Braço Numa Equipa Feminina Sub-16." 27(2002):67–73.
- Anon. 2001. "ISO 5349-1:2001. Mechanical Vibration – Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration – Part 1: General Requirements."
- Azmir, N. A., M. I. Ghazali, M. N. Yahya, M. H. Ali, and J. I. Song. 2015. "Effect of Hand Arm Vibration on the Development of Vibration Induce Disorder Among Grass Cutter Workers." *Procedia Manufacturing* 2(February):87–91.
- Costa, C. and H. Mathias. 2008. "Análise de Vibrações Mecânica Com FPGA."
- D.A. Winter. 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*.
- Fernades, Jorge. 2000. "Segurança Nas Vibrações Sobre o Corpo Humano." 1–64.
- Gierke, Henning E. Von. 2015. "Effects of Shock and Vibration on Humans." (January 2002).
- Griffin, M. J. 1990. "Handbook of Human Vibration."
- Konrad, Peter. 2005. "The ABC of EMG." (April):1–60.
- Olieman, Mark, Raluca Marin-Perianu, and Mihai Marin-Perianu. 2012. "Measurement of Dynamic Comfort in Cycling Using Wireless Acceleration Sensors." *Procedia Engineering* 34:568–73.
- Pakosz. 2015. "EMG Signal Analysis of Selected Muscles during Shots and Passes in Basketball." (October).
- Soeiro, N. S. 2011. "Vibrações e o Corpo Humano: Uma Avaliação Ocupacional."
- Sousa, David. n.d. "Avaliação Das Vibrações Induzidas No Sistema Mão-Braço Na Prática de Instrumento de Percussão."
- Starosta, W. 2006. "The Concept of Modern Training in Sport." *Studies in Physical Culture and Tourism* 13(2):9–23.
- WHITING, W. C. and R. F. ZERNICKE. 2004. *Biomecânica Funcional e Das Lesões Musculoesqueleticas*. GUANABARA.

