

• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação das vibrações induzidas ao sistema mão-braço na prática desportiva

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

Autor

Válter Fernandes Ferreira

Orientadores

Prof^a Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro

Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro

Júri

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

Vogais Professor Doutor Carlos José de Oliveira Pereira e Jorge
Alcobia
Professor Adjunto no Instituto Superior de Engenharia de
Coimbra

Orientador Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Coimbra, julho, 2015

With your mind power, your determination, your instinct, and the experience as
well, you can fly very high.

Ayrton Senna

Aos meus pais, avós e todos aqueles que sempre sonharam viver este momento
e já não se encontram presentes.

AGRADECIMENTOS

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

Em primeiro lugar não posso deixar de agradecer aos meus pais Hugo Ferreira e Paula Ferreira pelos princípios que me transmitiram, pela amizade e pelo apoio, esforço e disponibilidade imensurável em investir no meu futuro. A eles fica nesta dissertação o meu enorme agradecimento que é extensível à minha irmã e aos meus avós que desde cedo foram também pedras basilares no meu crescimento intelectual e humano.

O estudo, que agora se redige, conta também com o contributo da Prof.^a Dra. Ana Paula Bettencourt Martins Amaro e do Prof. Dr. Luis Manuel Ferreira Roseiro, meus orientadores, que sempre se mostraram disponíveis para partilhar o seu conhecimento e amizade durante este período letivo.

Neste ponto cabe-me também agradecer à Seleção Nacional de Ciclismo de Pista, nomeadamente ao seu treinador, Gabriel Mendes, por se prontificar em ceder atletas profissionais no âmbito da avaliação desenvolvida. A ele e a todo o *staff* responsável pelas instalações do Centro de Alto Rendimento de Sangalhos, fica o mais sincero agradecimento.

Ao Eng. Vítor Maranha pela atenção demonstrada numa fase embrionária da dissertação e pela simpatia demonstrada.

Por fim mas, seguramente não menos importante, agradeço a todos os meus colegas do Departamento de Engenharia Mecânica da FCTUC que mais do que parceiros, nesta jornada que agora finda, foram acima de tudo companheiros nos bons e nos (menos) bons momentos.

RESUMO

Nem sempre é comum associar a prática de desporto à engenharia e tão pouco é viável comparar o corpo humano a qualquer engenho do tipo mecânico. No entanto, desporto e engenharia convergem num novo domínio de investigação - a engenharia no desporto.

Estudos revelam a importância de trabalhar e exercitar o corpo humano com fins terapêuticos no que diz respeito à prevenção de lesões futuras, admitindo-se que o decréscimo da sedentariedade no quotidiano de um ser humano promove o aumento da esperança média de vida. Mas, será que os referidos ganhos são tão lineares quanto parecem? A verdade, nua e crua, reside no facto de toda e qualquer atividade, quando levada ao limite, ter os seus efeitos nefastos. Assim, associado à prática de qualquer desporto existe sempre um risco de ocorrência de lesões futuras, tipicamente relacionadas com as vibrações induzidas. Deste modo, eleva-se cada vez mais a necessidade de estabelecer uma norma internacional que sirva de padrão para o estudo do corpo humano como um todo, ao invés de o tratar como um produto de engenharia.

Na presente dissertação é apresentada uma avaliação biomecânica que pretende desmistificar o efeito das vibrações, nos sistemas mão-braço e corpo inteiro, na prática de um desporto centenário como é o caso do ciclismo sendo que se estende a análise aos domínios do ciclismo de estrada (com segmentos de BTT), ciclismo de pista e ao treino de um atleta em rolos. O estudo compreende a utilização das normas internacionais ISO 5349 e ISO 2631, associadas ao estudo da vibração mão-braço (VMB) e da vibração corpo inteiro (VCI) respetivamente, sendo que os valores obtidos são comparados com dados de referência internacional, indicados pela diretiva nº2002/44/CE, atualmente em vigor no território nacional.

O método experimental adotado consistiu na instrumentação da bicicleta, com a colocação de um acelerómetro no guiador para avaliação do sistema mão-braço e posteriormente no selim para aquisição de valores de aceleração de forma a avaliar o efeito das vibrações no corpo inteiro.

Os principais resultados e conclusões deste trabalho indicam que, facilmente são ultrapassados os valores diários recomendados de exposição à vibração de tal modo

que, a ocorrência de impactos e vibrações transientes conduz a uma elevada solicitação musculoesquelética do praticante de ciclismo, nomeadamente ao nível de ombros, braços, punhos, joelhos, e coluna vertebral. Contudo, a exposição de um atleta, num dado desporto, a estas condições não é diária, devendo ser considerado um fator de recuperação, inerente ao período em que este não é exposto. No entanto a literatura científica não reúne dados suficientes para tratar essa ponderação de forma exímia pelo que não se considera esse parâmetro no presente estudo.

Palavras-chave: Ciclismo, Corpo humano, Prevenção, Saúde, Vibrações.

ABSTRACT

It is not usually common to associate sports to engineering. In fact, it is not even feasible to compare the human body to any sort of mechanical device. However, sport and engineering have been converging in a brand new researching area – sports engineering.

Studies report the importance of working and exercising the human body for therapeutic purposes, in order to prevent future injuries assuming that active people are estimated to have a greater life expectancy. But, are these sort of gains as linear as they seem to be? The truth, in an unvarnished way, is that any kind of activity, when pushed to the very limit, has their adverse effects. Thus, practicing a sport implies a sustained risk of developing injuries due to induced vibrations which increases the need to create an international regulation to serve as standard for the study of human body as a whole, rather than treating it as a product of engineering.

This work presents a biomechanical assessment that aims at demystifying the effect of vibrations for both the arm-hand and whole body systems, considering the practice of a centenary sport such as cycling. The study comprehends an analysis on road cycling domains (with segments of mountain biking), track cycling and the exercise of an athlete in rollers, requiring the use of international regulamentation ISO 5349 and ISO 2631, related to the study of arm-hand vibration and whole body vibration respectively, and the values obtained are compared with referred data, indicated by the directive n°2002/44/CE, currently in force in the country.

The adopted experimental method consists in instrumenting a bicycle with the allocation of tri-axial accelerometer on the handlebar to acquire data on the arm-hand system and subsequently introduced in the seat post to quantify the effect of the induced vibrations imposed to the whole body system. The results indicate that the recommended daily dose of exposure to vibrations is highly exceeded, which means that impacts and transient vibrations lead to a higher musculoskeletal request particularly in what concerns shoulders, arms, wrists, knees and spine. However, it is common that a certain athlete in a given sport does not exercise in a daily basis meaning that it should be imposed a recovery

factor relative to the period the athlete is not exposed. On the other hand, lectures do not gather enough data to address this weighting factor and the current study will do the same.

Keywords: Cycling, Health, Human body, Prevention, Vibrations.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	v
RESUMO.....	vii
ABSTRACT	ix
ÍNDICE.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
ÍNDICE DE TABELAS	xvi
SIMBOLOGIA E SIGLAS.....	xvii
Simbologia.....	xvii
Siglas	xviii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Relevância do trabalho.....	6
1.2. Objetivos.....	7
1.3. Contribuição do autor	7
1.4. Estrutura do trabalho.....	8
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	9
2.1. Noções teóricas sobre vibrações	9
2.2. Exposição do corpo humano a vibrações e respetivos efeitos	12
2.3. Avaliação da exposição humana à vibração	18
2.3.1. Vibrações corpo inteiro	20
2.3.2. Vibrações no sistema mão-braço.....	27
2.3.3. Limites segundo as normas e diretrizes internacionais	31
2.4. Influência de vibrações em ciclismo.....	31
3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL	33
3.1. Metodologia.....	33
3.2. Descrição e princípio de funcionamento de sensores e equipamentos utilizados na aquisição de dados.....	35
3.2.1. Placa de aquisição de dados, <i>National Instruments®</i> , NI 9234	36
3.2.2. Acelerómetro piezoelétrico triaxial	36
3.2.3. Chassi <i>wireless</i> , <i>National Instruments®</i> , NI WLS 9163.....	37
3.3. Instrumentação da bicicleta.....	38
3.4. Aquisição e processamento de dados.....	39
4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS.....	41
4.1. Análise da exposição a vibrações induzidas ao sistema mão-braço	41
4.1.1. Avaliação das vibrações induzidas ao sistema mão-braço segundo a norma ISO 5349, 1979 (E).....	45
4.1.2. Avaliação do fator A(8) e da Doença de Raynaud (“Dedos Brancos”).....	50
4.2. Análise da exposição a vibrações induzidas ao sistema corpo inteiro.....	52
4.2.1. Avaliação das vibrações induzidas ao sistema corpo inteiro segundo a norma ISO 2631, 1978 (E).....	56

4.2.2. Avaliação do fator A(8).....	61
5. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	63
5.1. Sugestões para trabalhos futuros	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
ANEXO A	71
APÊNDICE A	73
APÊNDICE B	75

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 – A Draisine do Barão Karl von Drais foi pioneira no desenvolvimento da bicicleta [adaptado de archivisiondirectory.blogspot.com].	2
Figura 1.2 – Modelo de uma bicicleta baseado no esboço elaborado por Da Vinci no <i>Codex Atlanticus</i> [adaptado de equipeahoba.blogspot.com].	2
Figura 1.3 – Faixa cronológica relativa à evolução da bicicleta. [adaptado de pt.wikipedia.org]	4
Figura 1.4 – Exemplos de ciclismo de estrada. À esquerda – Prova de Estrada; Ao centro – Contra-Relógio Individual; À direita – Contra-Relógio por Equipas.	5
Figura 1.5 – O ciclismo de pista é praticado em velódromos [adaptado de http://www.record.pt/].	6
Figura 2.1 – Identificação dos principais parâmetros característicos de um sinal vibratório não periódico aleatório [adaptado de (Costa e Mathias, 2008)].	11
Figura 2.2 - Decomposição de sinal vibratório através da aplicação de transformada rápida de Fourier (FFT) [adaptado de (Costa e Mathias, 2008)].	12
Figura 2.3 – Corpo humano como um modelo mecânico solicitado por vibrações na direção vertical com indicação das frequências de ressonância admitidas para cada zona do corpo [adaptado de (Ventura, 2015)].	14
Figura 2.4 – Principais ressonâncias do corpo humano, sujeito a vibrações [adaptado de (Fernandes, 2000)].	15
Figura 2.5 - Sistemas de eixos ortogonais utilizados em avaliação de vibração corpo inteiro [adaptado de (Ventura, 2015)].	21
Figura 2.6 – Fatores de ponderação em frequência considerados numa avaliação de vibração induzida ao corpo inteiro [adaptado de (ISO 2631-1, 1997)].	23
Figura 2.7 - Diagrama de avaliação do risco para a saúde inerente à exposição a VCI (ISO 2631-1, 1997).	27
Figura 2.8 - Sistemas de coordenadas utilizados na avaliação da exposição a vibração no sistema mão-braço [adaptado de (ISO 5349-1, 2001)].	28
Figura 2.9 - Curva de ponderação em frequência utilizada para avaliar o nível de vibração no sistema mão-braço (ISO 5349-1, 2001).	29
Figura 2.10 - Relação entre a exposição diária à vibração e o tempo, em anos, necessário para o aparecimento de dedos brancos, com 10% de probabilidade (ISO 5349-1, 2001).	30
Figura 2.11- Exemplo de um espigão anti-vibratório, CF3 Pro Carbon [adaptado de <i>Ergon Bike Ergonomics</i>].	32
Figura 3.1- Bicicleta utilizada em ensaios com piso exterior.	34

Figura 3.2 – Orientação axial considerada para todos os ensaios em VMB. [adaptado de (ISO 5349-1, 2001)]	34
Figura 3.3 – Bicicleta utilizada nos ensaios efetuados em velódromo (ciclismo de pista). 35	
Figura 3.4 Módulo de aquisição e condicionamento de sinal da <i>National Instruments</i> ® NI 9234 com acelerómetro acoplado.....	36
Figura 3.5 – Acelerómetro piezoelétrico triaxial utilizado para quantificação das acelerações inerentes às vibrações induzidas.	37
Figura 3.6 – Chassi <i>wireless National Instruments</i> , NI WLS 9163.	38
Figura 3.7 – Exemplos de instrumentação da bicicleta. À esquerda, VCI em ciclismo de piso exterior; À direita, VMB em ciclismo de pista.....	38
Figura 3.8 – Menu inicial do programa, previamente desenvolvido em <i>LabVIEW</i> e utilizado para analisar os dados adquiridos.....	39
Figura 3.9 – Módulo de aquisição de dados concorrente com as necessidades do condicionador de sinal NI 9234, da <i>National Instruments</i> ®.....	40
Figura 4.1- Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, para cada um dos tipos de pavimento exterior avaliados em VMB.....	42
Figura 4.2- Representação da oscilação provocada no sinal vibratório por uma lomba colocada no segmento em asfalto numa avaliação VMB em piso exterior.....	43
Figura 4.3- Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, numa avaliação VMB. À esquerda, em rolos; À direita, em piso <i>indoor</i> (ciclismo de pista).....	44
Figura 4.4- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise ao percurso global, em piso exterior, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.....	46
Figura 4.5- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em asfalto, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.	46
Figura 4.6 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em <i>pavé</i> , e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.	47
Figura 4.7 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em piso empedrado, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.....	47
Figura 4.8- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em rolos, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.	49
Figura 4.9 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em ciclismo de pista, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.	49
Figura 4.10 – Estimativa relativa ao número de anos que um atleta leva a desenvolver a doença de Raynaud em função do piso e modalidade que pratica.	51
Figura 4.11 – Avaliação da severidade das ações por estudo do fator A(8) numa exposição VMB.....	51
Figura 4.12- Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, para cada um dos tipos de pavimento exterior avaliados em VCI.	53

Figura 4.13 – Representação da oscilação provocada no sinal vibratório por uma lombada colocada no segmento em asfalto numa avaliação VCI em piso exterior.	54
Figura 4.14 - Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, numa avaliação VCI. À esquerda, em rolos; À direita, em piso <i>indoor</i> (ciclismo de pista).	55
Figura 4.15 - Guia de avaliação do risco para a saúde devido a exposição a VCI (ISO 2631-1, 1997).	55
Figura 4.16 - Guia de avaliação do risco para a saúde devido a exposição a VCI (ISO 2631-1, 1997).	56
Figura 4.17 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise ao percurso global, em piso exterior, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.	57
Figura 4.18- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em asfalto, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.	58
Figura 4.19- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em <i>pavé</i> , e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.	58
Figura 4.20 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em <i>piso empedrado</i> , e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.	59
Figura 4.21 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em <i>ciclismo de pista</i> , e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.	60
Figura 4.22 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, utilizando rolos, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.	60
Figura 4.23 - Avaliação da severidade das ações por estudo do fator A(8) numa exposição VCI.	61

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Efeitos das vibrações induzidas ao corpo humano na gama de frequência 4-20Hz	16
Tabela 2.2 - Normas internacionais ISO, utilizadas na avaliação da exposição humana à vibração.	20
Tabela 2.3 – Relação entre a aceleração da vibração e o grau de desconforto em VCI.....	22
Tabela 2.4 - Limites de exposição à vibração (Official Journal of the European Communities, 2002).....	31
Tabela 3.1 – Dados relevantes sobre os atletas avaliados.	35
Tabela 4.1- Valor de aceleração eficaz ponderada total média e respetiva contribuição axial para cada tipo de pavimento exterior avaliado.....	43
Tabela 4.2- Valor de aceleração eficaz ponderada total média e respetiva contribuição axial para rolos e ciclismo de pista.	45
Tabela 4.3 – Quadro resumo relativo à quantificação de VMB em vários pisos.	50
Tabela 4.4 – Estudo do tempo de ação contínua até ultrapassar o valor limite de exposição diária em VMB.....	52
Tabela 4.5 - Valor de aceleração eficaz ponderada total média e respetiva contribuição axial para cada tipo de pavimento exterior avaliado.	53
Tabela 4.6 - Quadro resumo relativo à quantificação de VCI em vários pisos.	61
Tabela 4.7 - Estudo do tempo de ação contínua até ultrapassar o valor limite de exposição diária em VCI.....	62

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

- a_{hv} – Aceleração eficaz total ponderada em frequência
- a_i – Aceleração eficaz na banda i de um-terço de oitava
- $a_{rms,w}$ – Aceleração eficaz ponderada em frequência para VCI
- $a_{rms,hw}$ – Aceleração eficaz ponderada em frequência para VMB
- a_{wx}, a_{wy}, a_{wz} – Acelerações eficazes ponderadas segundo os eixos (X, Y e Z)
- $a_{w,j}$ – Aceleração eficaz global ponderada em frequência segundo o eixo j
- $a_w(t)$ – Aceleração instantânea ponderada em frequência
- $a_w(t_0)$ – Aceleração eficaz ponderada em frequência no instante t_0
- i – Exposição em análise
- i – Número da banda de 1/3 de oitava
- j – Eixo coordenado em análise
- k_x, k_y, k_z – Fatores multiplicativos relativos à posição do corpo no espaço
- n – Número de exposição com magnitudes distintas
- t – Tempo (variável de integração)
- t_0 – Instante de observação (tempo instantâneo)
- $A(8)$ – Aceleração eficaz ponderada normalizada para um período de oito horas
- D – Número de anos de exposição
- T – Duração da medição
- T_i – Duração da exposição i
- T_0 – Período de referência de 8 horas
- W_d – Fator de ponderação em frequência para análise de VCI (eixo X e Y)
- W_h – Fator de ponderação em frequência para análise de VMB
- W_i – Fator de ponderação para a banda i de um-terço de oitava
- W_k – Fator de ponderação em frequência para análise VCI (eixo Z)
- τ – Tempo de integração para execução do nivelamento

Siglas

COI – Comité Olímpico Internacional

FFT – Fast Fourier Transform

ICP® – Integrated Circuit Piezoelectric

IEPE – Integrated Electronic Piezoelectric

RMS – Root mean square

SVMB – Síndrome da vibração mão-braço

UCI – União Ciclística Internacional

VCI – Vibração corpo inteiro

VDV – Valor da dose de vibração

VMB – Vibração mão-braço

VMTV – Valor máximo transiente de vibração

1. INTRODUÇÃO

Desde muito cedo na sua génese a civilização convive diariamente com a problemática do exercício do corpo e da mente, pelo que não é surpresa que o desporto como se conhece seja já um modo de vida milenar que despoletou na Grécia Antiga, em Olímpia, em meados do século VIII a.C. no que se crê ter sido o nascimento do desporto assente na filosofia que ainda hoje vigora em todo e qualquer tipo de competição salutar. “*Citius, Altius, Fortius*” é, uma expressão que enaltece a qualidade do atleta olímpico e que foi proposta pela primeira vez pelo Comité Olímpico Internacional (COI), em 1894, convergindo com o dogma que enuncia que o verdadeiro interesse do desporto reside no convívio e nos laços que se criam, numa clara alusão que, independentemente do resultado alcançado, o que interessa realmente é participar, ou por outras palavras, competir.

O século XIX marca não só o início da profissionalização do desporto, como a criação de inúmeros artefactos relevantes na evolução da civilização. Marcado por inúmeras transformações, nomeadamente no corte com a manufatura artesanal e investimento em processos mecanizados de maior rendimento e produtividade, o período associado à revolução industrial foi também propício para criar o primeiro modelo de uma bicicleta, invenção essa que fica associada ao Barão Karl von Drais que em alusão ao nome da sua família, traça as linhas mestras da sua Draisine (também conhecida como Draisiana), modelo patenteado a 12 de Janeiro de 1818 e que se crê ter sido o primeiro modelo de uma bicicleta, Figura 1.1. Para von Drais, nada mais era do que a criação de uma ‘máquina andante’ suficientemente capaz de servir de meio de transporte fiável para curtas distâncias, embora ainda pouco explorado relativamente ao conforto, visto que se tratava de um simples elo de ligação, semelhante a um quadro, projetado na sua maioria em madeira, ao qual se encontravam ligadas duas rodas. Era uma bicicleta rudimentar ainda sem a inclusão de pedais, em que se aplicava um estilo de condução muito parecido ao que no nosso quotidiano se associa às trotinetas.



Figura 1.1 – A Draisine do Barão Karl von Drais foi pioneira no desenvolvimento da bicicleta [adaptado de archivisiondirectory.blogspot.com].

A Draisine foi assim o ponto de partida da evolução da bicicleta, embora alguns puristas defendam que o primeiro desenho de um velocípede surgiu muito antes. Assim, grandes pensadores da nossa história comum dedicaram-se a imaginar, projetar e construir mecanismos de entre os quais se pode dar destaque a Leonardo da Vinci que, no hiato do renascimento surge como figura incontornável da evolução assente no seu lema “*Sapere Vedere*” que se baseia sobretudo no conhecimento e estudo in-loco como fator fundamental para a perceção de fenómenos físicos e naturais. A Figura 1.2 representa um modelo de bicicleta desenvolvido por Da Vinci e gravado no seu ‘caderno de apontamentos’, o *Codex Atlanticus*.



Figura 1.2 – Modelo de uma bicicleta baseado no esboço elaborado por Da Vinci no *Codex Atlanticus* [adaptado de equipeahoba.blogspot.com].

É a partir da Draisine que se chega ao modelo construtivo de uma bicicleta atual, sendo que se deve a Pierre Michaux, ferreiro francês que produzia peças para carruagens, a invenção da primeira bicicleta com pedais. Os resultados da revolução industrial faziam-se sentir e a forma de trabalhar o ferro tornava possível o desenvolvimento de um sistema muito semelhante aos pedais das bicicletas que se

comercializam em pleno século XXI. Estava então criado o velocípede. Corria a década de 60 do século XIX, uma década em que as bicicletas se tornaram num dos meios de transporte mais utilizados. Pela mão da empresa criada por Michaux, a Michaux and Company, foi possível inovar com o despoletar do primeiro mercado de bicicletas de fácil venda ao público, criando a necessidade de idealizar parques e passeios onde as bicicletas pudessem circular, evitando a azáfama das ruas onde dominavam charretes e carroças, ainda embrionárias à invenção do automóvel.

Estipulado o modelo ‘ideal’ para uma bicicleta procuraram arranjar um engenho que permitisse aumentar a velocidade e, por conseguinte, acelerações e potências. Assim, surge o biciclo que nada mais era que um velocípede adaptado, com a roda dianteira de proporções muito superiores à roda traseira. Contudo, a solução apresentada, embora preenchesse os requisitos propostos aquando do seu esboço, não era esteticamente viável. Por fim, em meados de 1890, em Inglaterra, surge o cripto que era nada mais nada menos do que um engenho que permitia a presença de rolamentos de esferas nos pedais. Paralelamente passou-se a incorporar câmaras de ar às rodas, algo que se deve ao contributo de John Dunlop, então veterinário, mas cujo nome ficaria para sempre no legado da indústria dos pneumáticos. Com a existência de uma câmara de ar foi possível aumentar, em larga escala, a longevidade de uma bicicleta, diminuindo-lhe a ocorrência de furos nas suas rodas, o que por si só levou a que finalmente estivessem reunidas todas as condições para que se pudessem realizar provas internacionais, pese embora a efeméride de já se realizarem provas desde 1868 com a primeira ligação cidade a cidade a tomar lugar a 7 de Novembro de 1869 num percurso que ligava Paris a Rouen.

A existência de apoios capazes de transmitir movimento – pedais – levaram ao nascimento do ciclismo, o desporto que fica perpetuado na história como a arte de pedalar uma bicicleta. Assim, atribui-se o desenvolvimento da bicicleta à arte gaulesa e ao poderio industrial e inovador anglo-saxónico. Na figura 1.3 representa-se a evolução cronológica da bicicleta.

O ciclismo é único na orla dos desportos de duas rodas, não só por ser um desporto que exige uma preparação física única por parte do ciclista mas também pelo lazer que proporciona. A União Ciclista Internacional (UCI), estima que mais de dois biliões de pessoas utilizam uma bicicleta em todo o Mundo, seja por motivos de transporte seja por mera atividade de lazer, ou até mesmo enquanto profissional. Como em todos os

desportos, tem-se verificado um incremento da profissionalização dos atletas, sobretudo após a Segunda Guerra Mundial e, mais recentemente, após o final do período da Guerra Fria que permitiu abrir o ciclismo a novas fronteiras no Velho Continente.

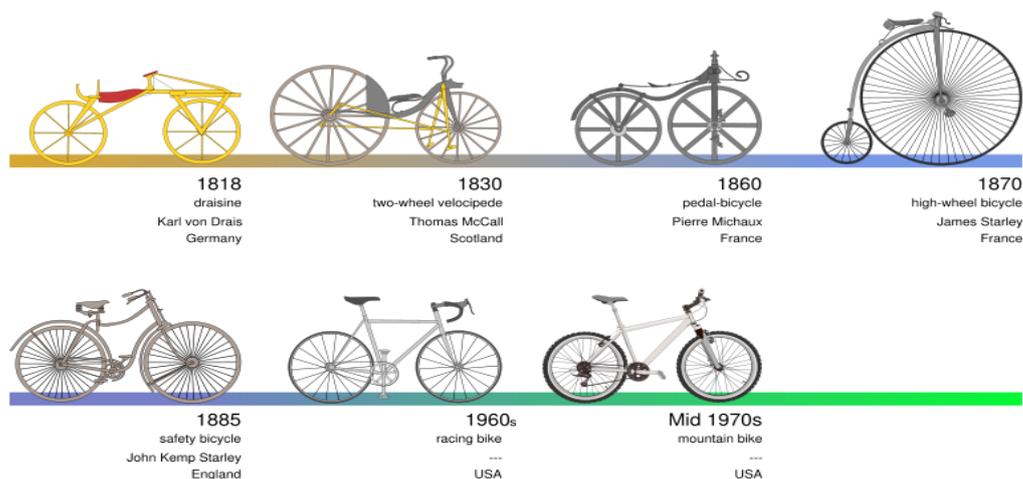


Figura 1.3 – Faixa cronológica relativa à evolução da bicicleta. [adaptado de pt.wikipedia.org]

É estimado que a prática de ciclismo a um nível diário, mesmo que numa condição de puro lazer, reduza o risco de óbito e de desenvolvimento de doenças terminais em cerca de 28%. A este valor surge associada também uma vertente ecológica pois se se passar a adotar um uso cada vez mais recorrente da bicicleta, e de outros meios de transporte amigos do ambiente, em vez de se recorrer a veículos motorizados, que emitem gases para a atmosfera e promovem um aumento da poluição, poder-se-á proceder a um melhor controlo da poluição da envolvente territorial. Tamanha medida leva a uma diminuição do risco de desenvolvimento de doenças do foro respiratório, entre outras, muitas vezes associadas ao facto de se residir em ambientes extremamente poluídos, tipicamente vivenciados nas grandes metrópoles. Foi, aliás, pela vontade de combater o paradigma da poluição a todos os níveis, sobretudo do foro atmosférico, que se instituiu na Holanda uma cultura única e sem precedentes quanto ao uso da bicicleta.

O entusiasmo pelo ciclismo de estrada é algo que se mantém com o passar dos anos, em que as grandes corridas internacionais (com o Tour de France como grande protagonista) atraem cerca de centenas de milhões de espectadores por todo o Mundo. O ciclismo encontra-se catalogado como desporto integrante dos Jogos Olímpicos desde a

primeira edição organizada pelo COI, tida como primeira edição oficial das olimpíadas da nova era, que data de 1896.

Atualmente o ciclismo de estrada contempla três tipos de eventos, Figura 1.4:

- **Prova de Estrada** – Uma simples etapa, com um limite máximo de comprimento de etapa a rondar os 260km para atletas de elite masculina. Os ciclistas iniciam numa situação de pelotão compacto e a vitória é atribuída a quem cruzar a meta primeiro. Em ciclismo existem provas por etapas, conhecidas como Volta, que podem ter uma duração máxima de 3 semanas (21 etapas), como acontece com o Tour de France, Giro d'Itália e Vuelta a España.

- **Contra-Relógio Individual** – Numa distância a rondar os 50km, os ciclistas lutam contra o cronómetro. É a especialidade do ciclismo de estrada que combina a resistência com a cadência que um ciclista consegue ter no perfeito controlo das suas capacidades sobre uma bicicleta. Ao ciclista que completar o percurso no menor espaço de tempo é-lhe atribuída a vitória.

- **Contra-Relógio por Equipas** – Tal como o contra-relógio individual, o objetivo passa por realizar um dado percurso no menor espaço de tempo. É realizado com equipas de no mínimo dois elementos e um máximo de dez elementos.



Figura 1.4 – Exemplos de ciclismo de estrada. À esquerda – Prova de Estrada; Ao centro – Contra-Relógio Individual; À direita – Contra-Relógio por Equipas.

O ciclismo de pista surge contemporâneo ao ciclismo de estrada, embora o seu desenvolvimento não seja tão repentino como o ciclismo de estrada. Por pista, entenda-se ciclismo praticado num velódromo, Figura 1.5. Na pista existem mais especialidades do que na estrada, sendo que dentro do grande leque de provas, se podem extrapolar três grandes domínios:

- **Provas de sprint;**
- **Provas de endurance;**

- **Provas combinadas.**

Em Portugal o ciclismo de pista tem adquirido notoriedade na última década, começando a colher os frutos do investimento feito na criação do Centro de Alto Rendimento de Sangalhos, que lhe viu ser acoplado um Velódromo homologado para provas internacionais.



Figura 1.5 – O ciclismo de pista é praticado em velódromos [adaptado de <http://www.record.pt/>].

Apesar de todos os avanços tecnológicos evidenciados, o ciclismo carece de estudos científicos que reportem o efeito das vibrações induzidas ao sistema mão-braço e corpo inteiro do praticante. Deste modo, é de elevada pertinência a elaboração de um estudo neste domínio. Na presente dissertação o referido estudo é apresentado com o intuito de avaliar o sistema biomecânico de um ciclista, que se estende a uma análise aos domínios do ciclismo de estrada (com segmentos de BTT), ciclismo de pista e ao treino de atletas em rolos.

1.1. Relevância do trabalho

Ao longo da realização da presente dissertação tornou-se notória a falta de informação catalogada, e devidamente homologada, no que diz respeito ao impacto das vibrações e do esforço físico no corpo humano. Seguindo a lógica popular de cada caso ser um caso, cada corpo também é um exemplar genético único, pelo que não é fácil estabelecer uma norma que contemple o corpo humano como um só. O crescente interesse da engenharia no desporto, faz com que estudos desta índole comecem a ganhar espaço e credibilidade na comunidade científica, especialmente quando se considera o impacto nocivo das vibrações em todo e qualquer desporto a longo prazo.

Como foi previamente enunciado admite-se que cerca de dois bilhões de pessoas pratiquem ciclismo de alguma forma, seja por mero lazer ou com vocação competitiva e profissional. Assim, avaliar um dos desportos com mais praticantes à escala mundial pode, no limite, ser preponderante para criar medidas de prevenção para determinadas anomalias que vêm associadas a um desporto que se pretende saudável, e que é visto como causa da redução de cerca de ¼ do risco de contração de doenças terminais.

1.2. Objetivos

O objetivo de uma dissertação passa claramente pelo cumprimento de outros objetivos propostos aquando da apresentação do tema de estudo. Observar, compreender e analisar devem ser filosofias intrínsecas na orientação de um estudo científico, sendo que é necessário impor metas para que a motivação seja contínua ao longo do projeto de trabalho.

Segundo Ken Blanchard, “Todo o bom desempenho começa com objetivos claros!”. Deste modo nasce o objetivo principal da presente dissertação, que consiste na avaliação do sistema biomecânico na prática do ciclismo, procurando enunciar e prever possíveis lesões a longo prazo, induzidas pela ação de vibrações externas.

Para se chegar ao objetivo principal é necessário ultrapassar pequenas etapas prévias que assentam sobretudo nas seguintes linhas mestras:

- Enunciar efeitos da vibração no corpo humano e potenciais problemas de saúde;
- Identificar as principais fontes de transmissão de vibrações numa bicicleta;
- Determinar e avaliar o impacto das vibrações sobre o ciclista;
- Quantificar os níveis de esforço inerentes à prática das demais vertentes de ciclismo em estudo;
- Identificar os principais riscos para a saúde do ciclista.

1.3. Contribuição do autor

O estudo elaborado pretende dar a conhecer o comportamento do sistema mão-braço e corpo inteiro em tempo real de um ciclista, quando sujeito a determinados índices

de vibração em tempo real. Assim, pretende-se quantificar todo o tipo de vibrações não intencionais, sendo que no caso do desporto em estudo se deve considerar uma panóplia de vibrações do foro não intencional da qual se destacam: irregularidades na superfície, perturbações aerodinâmicas, desalinhamentos de massa dos componentes mecânicos e afinação/ajuste da bicicleta. Da quantificação dos parâmetros enunciados elabora-se a devida comparação entre os resultados obtidos e os níveis de vibração ocupacionais admissíveis, previamente definidos por normas internacionais que vigoram, não diretamente associadas ao desporto, no sentido de avaliar os valores máximos de exposição sem ocorrência de lesões para o indivíduo.

Em suma, com este estudo deseja-se contribuir para que a investigação científica neste domínio seja alargada, procurando servir de referência para avaliações posteriores na presente área. De igual modo pretende-se uma avaliação mais detalhada e minuciosa que permita o desenvolvimento do equipamento e tecnologia que salvaguardem, ou que diminuam, o impacto das vibrações na saúde pública de todos os praticantes de ciclismo, independentemente de uma prática mais regular ou esporádica.

1.4. Estrutura do trabalho

O presente trabalho encontra-se dividido em cinco capítulos: introdução, fundamentação teórica, desenvolvimento experimental, apresentação e discussão de resultados, conclusões e considerações finais onde se apresentam propostas para trabalhos futuros. Na introdução apresenta-se uma breve descrição do tema em estudo, dando ênfase ao verdadeiro interesse do estudo, bem como os principais objetivos do mesmo. No capítulo da fundamentação teórica são descritos os conceitos de base, salientando a exposição do corpo humano a vibrações e eventuais efeitos sobre a saúde humana, realizando-se uma avaliação das vibrações no corpo inteiro e no sistema mão-braço com base na revisão da literatura. O capítulo três aborda o procedimento experimental, onde se descrevem em pormenor os equipamentos utilizados para quantificação das vibrações assim como toda a metodologia de aquisição e tratamento dos dados. No quarto capítulo, é feita a apresentação e discussão dos resultados obtidos. Por fim, expõem-se as conclusões e apresentam-se algumas sugestões para trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A fundamentação teórica apresentada no presente capítulo deve servir de base para a análise e interpretação dos dados coletados na fase de elaboração do relatório final. Dessa forma, os dados apresentados devem ser interpretados à luz das teorias existentes (Mello, 2006). Assim, neste capítulo pretende-se introduzir ao leitor os fundamentos que se encontram análise na realização desta dissertação. Isto é, as questões essenciais que despoletam o interesse e motivação para a avaliação do efeito das vibrações não intencionais na prática de desporto.

2.1. Noções teóricas sobre vibrações

Define-se vibração como o ato ou efeito de vibrar, sendo por inúmeras vezes associado a uma oscilação que pode, ou não, produzir som. Ora, tendo por base esse raciocínio é crível que, ao longo do dia, o ser humano esteja exposto aos mais variados efeitos causados por vibrações induzidas sem que dê pela presença das mesmas. As vibrações estão presentes em todo e qualquer local, quer se trate de um ambiente fechado ou até mesmo ao ar livre. Define-se um corpo em vibração quando este descreve um movimento oscilatório em torno de um ponto de referência, sendo que o movimento da vibração pode ser regular (onde se verifica apenas uma única frequência, como sucede na vibração de um diapasão) ou irregular (onde é devolvido um sinal composto por várias frequências). Na prática, a grande maioria dos sinais vibratórios está munido de várias frequências de vibração que tendem a ocorrer em simultâneo, com intervalos de tempo muito diminutos, o que nem sempre facilita uma observação analítica exata recorrendo somente a diagramas amplitude de vibração-tempo. Assim, na generalidade dos casos, em que o avaliador se depara com uma situação de vibração irregular, deve-se recorrer a uma análise de frequência como técnica de diagnóstico promovida para quantificar a vibração.

De igual modo, uma vibração pode ser quantificada mediante a consideração de uma escala temporal visto que, qualquer movimento que se repete regular ou irregularmente, depois de um intervalo de tempo. Partindo do princípio que todo e qualquer vibrato, passível de ser avaliado, deve ser caracterizado por uma frequência de

movimento que define o número de ciclos que o corpo completa em torno da posição de referência, durante um segundo, expressa em Hertz [Hz].

A vibração de um corpo pode ser caracterizada com recurso a parâmetros reais como são os casos do deslocamento, velocidade e da aceleração desse mesmo corpo que serve de objeto de estudo. Assim, é possível dividir as vibrações em dois grandes grupos: vibrações intencionais e vibrações não intencionais. Por definição uma vibração intencional é toda aquela que provoca trabalho útil e se encontra induzida nas demais ações do quotidiano. Na maioria dos casos são vibrações que o ser humano por si só é capaz de captar e associar a determinadas tarefas com o intuito de alertar para algo, como é o caso da vibração de um telemóvel. Já a vibração do tipo não intencional surge na panóplia de vibrações que não são adquiridas facilmente pelo corpo humano, onde se insere uma simples vibração causada pelo atrito do asfalto e respetivas irregularidades, o bater de uma estaca ou até perturbações aerodinâmicas causadas pela ação do vento.

O estudo inserido na presente dissertação contempla a avaliação de vibrações do foro não intencional, sendo que vão ser contabilizadas vibrações associadas a irregularidades na superfície, perturbações aerodinâmicas, desalinhamentos de massa dos componentes mecânicos e afinação/ajuste da bicicleta.

No plano analítico a vibração surge, de forma geral, associada a normas internacionais ISO que enunciam e definem as suas unidades métricas. A vibração pode ser caracterizada através da quantificação dos níveis de aceleração que lhe estão associados. Contudo, podem também ser utilizadas escalas logarítmicas em decibel [dB], quando se pretende analisar sinais vibratórios em que se verifiquem amplitudes de vibração com diferentes ordens de grandeza.

Caracterizar e identificar os parâmetros associados à vibração é o primeiro passo que deve ser dado na análise de um sinal vibratório embora seja necessário levar em linha de conta os seguintes parâmetros: valor de pico-a-pico, valor com base no padrão RMS (Root Mean Square) de um movimento sinusoidal, fator de forma e fator de crista. O valor pico-a-pico indica o valor da máxima amplitude de onda. É utilizado, por exemplo, em situações em que o deslocamento vibratório de uma dada máquina é parte crítica no desempenho de tensão máxima nos seus elementos de máquina, comprometendo o seu real funcionamento a longo prazo. O valor de pico é particularmente usado na caracterização de níveis de impacto de curta duração. Recorre-se ao valor médio num movimento sinusoidal

quando se pretende avaliar o valor da contribuição da amplitude para um determinado intervalo temporal. O parâmetro decisivo na análise de vibrações induzidas é o fator RMS que se define como sendo figura de proa na demonstração do potencial destrutivo da vibração. Representa um valor eficaz que quantifica a média quadrática do sinal, ou seja, a magnitude da energia contida no movimento vibratório. Falta definir a importância dos fatores de forma e de crista na análise de um movimento vibratório. Os referidos fatores fornecem indicações sobre a homogeneidade do sinal vibratório, servindo como indicadores de picos anómalos resultantes de fenómenos que se repetem em intervalos regulares [6]. O fator de crista é definido como o “*módulo da relação entre o máximo valor instantâneo de pico da aceleração ponderada em frequência e o seu valor eficaz, não indicando necessariamente a severidade da vibração*” [13].

Na figura 2.1 apresenta-se uma possível ilustração de um sinal vibratório comum do tipo não harmónico e não periódico, muito semelhante ao tipo de sinais tratados no estudo inserido na presente dissertação.

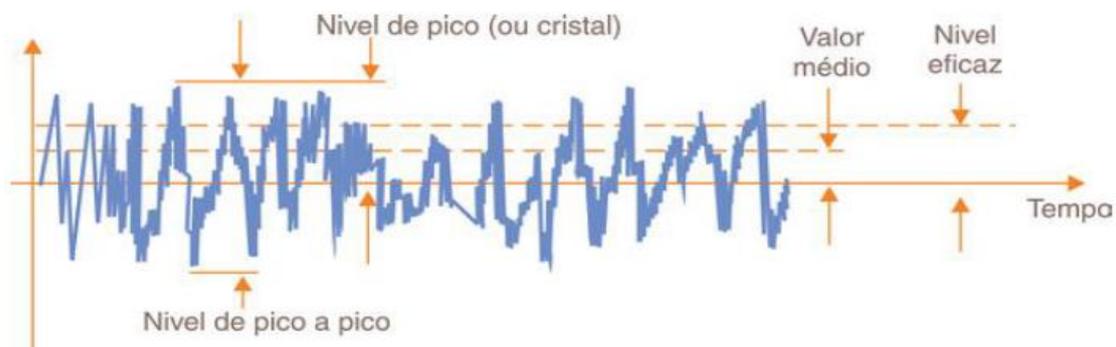


Figura 2.1 – Identificação dos principais parâmetros característicos de um sinal vibratório não periódico aleatório [adaptado de (Costa e Mathias, 2008)].

Ainda no domínio da análise de uma vibração surge a questão de partida que engloba a quantificação da análise de frequência num corpo. Como foi referido anteriormente nem sempre uma simples análise amplitude-tempo permite retirar conclusões relativas a um movimento vibratório, muito menos se se tratar de um movimento que envolva várias frequências num intervalo de tempo de ação do movimento. Atualmente é possível quantificar movimentos que relacionem várias frequências graças ao contributo do matemático e físico francês, Joseph Fourier, que desenvolveu um método analítico, as séries de Fourier, que permitem decompor funções periódicas em séries

trigonométricas convergentes, naquela que é vista como uma das maiores descobertas matemáticas do século XIX.

O contributo de Fourier faz com que seja possível simplificar o sinal vibratório não harmónico, dividindo-o pelas suas harmónicas, recorrendo à transformada rápida de Fourier (FFT – Fast Fourier Transform), Figura 2.2. Nesta figura é ainda possível visualizar o espectro de frequência e associar valores de frequência e amplitude a cada um dos sinais constituintes.

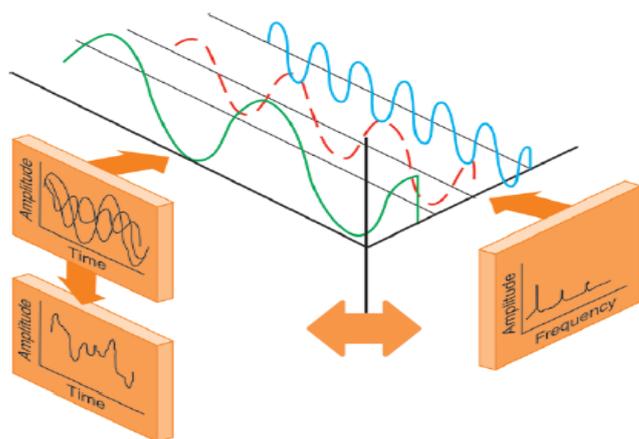


Figura 2.2 - Decomposição de sinal vibratório através da aplicação de transformada rápida de Fourier (FFT) [adaptado de (Costa e Mathias, 2008)].

2.2. Exposição do corpo humano a vibrações e respetivos efeitos

No dia-a-dia do ser humano é possível encontrar fenómenos vibratórios ao virar da esquina. As vibrações estão em todo o lado, desde o simples atrito causado pelo asfalto, passando pelo ruído causado por determinadas ações ou, cada vez mais neste século, culminando em adereços de ponta no domínio tecnológico. A verdade é que, direta ou indiretamente o ser humano está em contacto durante a totalidade do seu dia com vibrações da mais variada índole, mesmo quando se encontra supostamente em estado de descanso. No fundo o corpo humano é um sistema complexo, tanto a nível físico como a nível biológico, habitualmente simplificado num sistema biomecânico que incorpora componentes lineares e não lineares que diferem de pessoa para pessoa [6]. Assim, o corpo humano possui uma vibração natural, sendo que se assume que se uma frequência externa coincidir com a frequência natural do sistema exposto, ocorre um fenómeno sobejamente conhecido e estudado na avaliação do movimento vibratório, a ressonância, que pode ser

definida como a tendência de um sistema para oscilar em valores de máxima amplitude em certas frequências (frequências ressonantes) ou frequências naturais do sistema. Nessas frequências, até mesmo forças periódicas de pequena dimensão podem produzir vibrações de grande amplitude, devido ao facto de o sistema armazenar energia no decurso do movimento vibratório. Deste modo, a frequência de ressonância é a mais nociva para o corpo humano, pois, quando o corpo entra em ressonância, amplifica a vibração que recebe [19].

Em alguns casos podem-se indexar sensações às vibrações induzidas. Tal como o som, que nada mais é do que uma vibração provocada nas partículas de ar, pode ser, como enuncia o dito popular, música para os ouvidos, também as vibrações podem ter um efeito agradável, quando associadas a ações de lazer como são os casos de correr, andar e saltar, ou ter um efeito nefasto quando começam a ter uma relação concreta com o estado de saúde do ser humano quando exposto a vibrações a médio e longo prazo. De uma forma muito simples, os sentidos do ser humano são motivados por vibrações, pois ouve porque o tímpano vibra, fala porque existe propagação de ondas e a vibração das cordas vocais possibilita a emissão de som. Até internamente o corpo humano necessita da vibração para funcionar. A respiração só é possível associada à vibração dos pulmões e os batimentos cardíacos associados à vibração do coração [20].

O presente estudo incide na discretização das vibrações que podem inerir comportamentos nefastos para o ser humano. Embora se relacione a prática de desporto com uma situação agradável de lazer, é possível também enunciar contrapartidas associadas à prática do desporto, neste caso, do ciclismo.

No limite, considera-se o corpo humano como parte constituinte de um sistema biomecânico, pelo que no âmbito da biomecânica, ou seja, a ciência que estuda o comportamento e movimento dos organismos vivos conferindo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos utilizando métodos da mecânica, é interessante estudar fenómenos vibratórios. 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, os ligamentos, as cartilagens e outros

tecidos moles também ajudam no controle articular ou são afetados pela posição ou movimento [14].

Segundo Tavares [21] qualquer corpo possui uma ou mais frequências próprias de vibração, sendo que estas encontram-se diretamente relacionadas com a massa do corpo e com a constituição química, física, forma e ajuste do mesmo. De uma forma simplificada a frequência própria de vibração de um corpo está relacionada com a sua massa e com a sua rigidez. O corpo humano apresenta valores de frequência natural distintos para cada uma das suas partes, Figura 2.3, embora se estime que seja sensível a uma gama de frequências de vibração compreendida entre 0,1 e 1000 Hertz [Hz]. Essa gama está dependente não só da ação como do ponto de contacto. Entenda-se neste caso como a zona do corpo humano com o movimento vibratório daí que, em contacto com qualquer sistema mecânico externo ao corpo humano, este receba vibrações de amplitudes e frequências diversas.

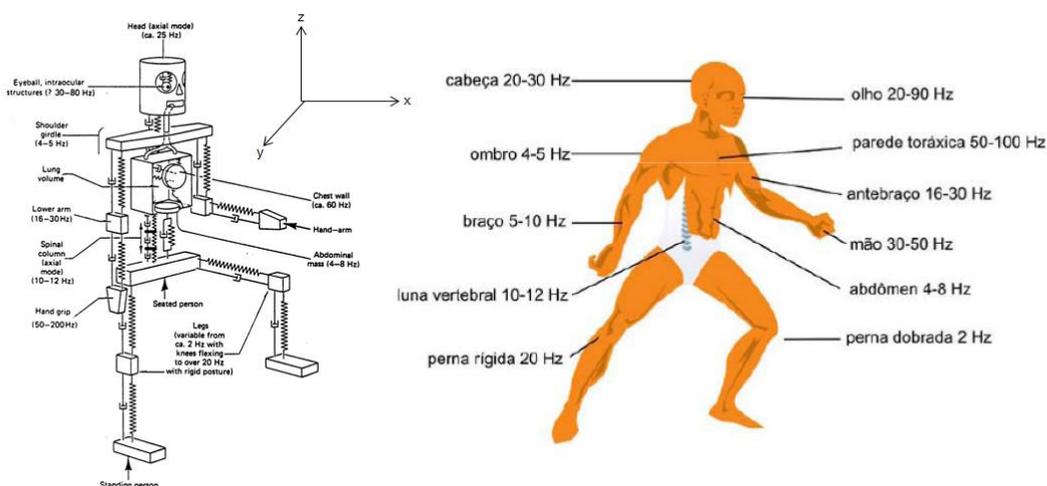


Figura 2.3 – Corpo humano como um modelo mecânico solicitado por vibrações na direção vertical com indicação das frequências de ressonância admitidas para cada zona do corpo [adaptado de (Ventura, 2015)].

Como surge ilustrado pela Figura 2.3, as vibrações quando atingem o corpo humano podem propagar-se por diversos eixos e direções, nomeadamente a nível transversal (eixo x ou y - tórax e braços) e longitudinal (ao longo do eixo z - coluna vertebral). Aliás, uma das partes chave do sistema enunciado diz respeito ao efeito da vibração e choque contemplado no plano tórax-abdómen, sendo que tal se deve a um efeito distinto de ressonância que ocorre numa faixa entre 3 e 6 Hz e que produz à posteriori uma maior amplitude no movimento para pessoas sentadas ou em pé.

Outro efeito de ressonância é encontrado entre 20 e 30 Hz, causado pelo conjunto cabeça-pescoço-ombro. Também para valores compreendidos entre 60 e 90 Hz são sentidos distúrbios pela ressonância do globo ocular. O mesmo efeito é sentido no sistema crânio-maxilar, que acontece entre 100 e 200 Hz. Acima de 100 Hz as partes do corpo absorvem a vibração, não ocorrendo ressonâncias, como comprova a Figura 2.4.

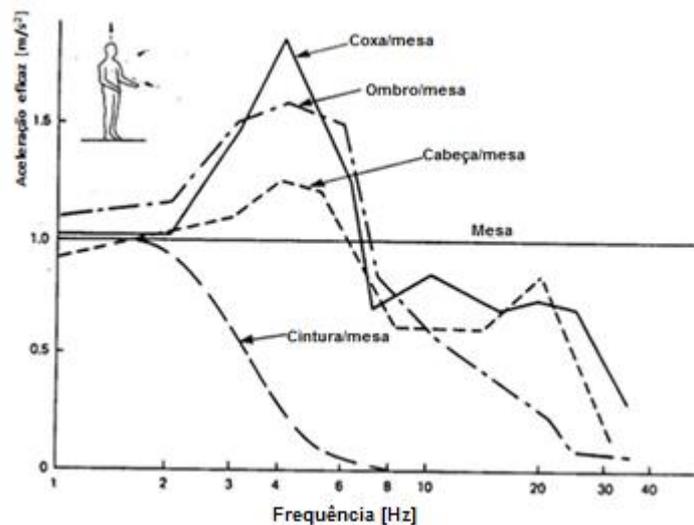


Figura 2.4 – Principais ressonâncias do corpo humano, sujeito a vibrações [adaptado de (Fernandes, 2000)].

O corpo humano é um sistema anormalmente preciso e faz-se sentir à mínima alteração de comportamento. A probabilidade de existência de lesões fisiológicas e patológicas aumenta com a intensidade e duração da exposição a vibrações, de tal modo que, para baixos níveis de vibração haverá desconforto e redução da eficiência, ao passo que, para altos níveis e longos períodos de exposição poderão ocorrer doenças que afetam os vasos sanguíneos e a circulação [4]. Assim, no âmbito do estudo das vibrações induzidas ao corpo humano, é possível identificar alguns fenómenos associados a vibrações, cuja frequência se situam numa gama de valores entre os 4 e 20Hz, na Tabela 2.1.

De um modo geral, quando o corpo humano está diariamente exposto a vibrações excessivas, a curto ou longo prazo, estas vão prejudicar e deteriorar a saúde do indivíduo exposto, nomeadamente a nível do sistema nervoso podendo desencadear alguns problemas de saúde que tendem a propagar-se partindo de uma simples situação de desconforto. Alguns dos sinais e sintomas observados são a fadiga, tonturas, respiração irregular, sonolência, dor de cabeça e tremores. Estes efeitos acontecem, principalmente nos condutores de veículos expostos diariamente a vibrações [20].

Tabela 2.1 – Efeitos das vibrações induzidas ao corpo humano na gama de frequência 4-20Hz

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

Mas, como se deve quantificar o efeito da vibração no corpo humano? Como se deve simplificar a análise e avaliar de maneira mais objetiva cada caso? Para responder a essas questões deve-se entender que as vibrações no corpo humano dependem em larga escala da zona do corpo submetida a vibrações. Estas podem ser classificadas em dois tipos: vibração corpo inteiro (VCI) e vibração no sistema mão-braço (VMB).

As vibrações corpo inteiro são transmitidas a partir das superfícies de suporte tais como: os pés numa pessoa em pé; as costas; os pés e as nádegas para uma pessoa sentada. As VCI são de baixa frequência e elevada amplitude situando-se entre 1 e 80 Hz. Quando o corpo é atingido por vibrações acima dos 80 Hz outros fatores, tais como o ponto de aplicação, direção, posição, área e amortecimento do sítio atingido, têm uma maior influência na resposta da pele e tecidos a essa vibração [6]; [13]. A magnitude de exposição a vibrações de corpo inteiro é um resultado da combinação de vários fatores. Por exemplo técnicas de operação, tipo de veículo, tipo de terreno e suspensão do assento. A VCI num veículo é transmitida através do assento, do encosto e do apoio de pés, e pode ter um efeito adverso no sistema neuro-esquelético [17]. Estudos revelam ainda a existência de sintomas músculo-esqueléticos no pescoço que surgem, em alguns casos, associados aos planos transversal e longitudinal em que ocorrem as vibrações, uma vez que são os músculos do pescoço que têm a função de manter o equilíbrio e realizar simultaneamente o trabalho semelhante ou de uma alavanca.

As VMB são transmitidas a certas partes do corpo como mão e braços, sendo geralmente de baixa amplitude e com frequências entre os 6,3 Hz e os 1250 Hz [10]. São

vistas como um grande problema na área de transmissão de vibração sobre o corpo humano. Em concordância com a VCI, as vibrações transmitidas ao corpo, de pé ou sentado, aumentam os problemas de natureza geral, como por exemplo, desconforto, náuseas e redução da eficiência no trabalho. A vibração aplicada na mão pode, em adição, produzir danos físicos localizados para níveis de exposição suficientemente altos, sendo que autores como [20] referem que VMB afetam principalmente o sistema vascular, neurológico, osteoarticular e muscular. No caso de vibrações de frequência inferior a 30Hz é possível identificar perturbações osteoarticulares nos punhos, cotovelos e ombros. Por outro lado, os problemas vasculares são frequentes para ondas hertzianas a rondar a gama compreendida entre 40 e 125Hz, ocorrendo formigueiro, palidez, cianose e gangrena nas extremidades dos dedos, com destaque para a doença de Raynaud. Esta doença é, também, vulgarmente conhecida na gíria do senso comum como doença dos “dedos brancos”, induzida por um vaso de espasmos que provocam diminuição de circulação sanguínea com início nas extremidades dos dedos e que se podem propagar até à palma das mãos. Tal como Soeiro [20], Rehn *et al.* [17] aborda o conjunto de efeitos nocivos provocados pela VMB, intitulando-os de Síndrome de Vibração Mão-Braço (SVMB). A VMB associada a condução de veículos pesados e todo-o-terreno tem sido conhecida como a causa maior para a ocorrência de “dedos brancos”, onde o ser humano se debate com a perda temporária da força nas mãos e outros efeitos nas extremidades superiores ocorrendo assim a síndrome dos dedos brancos – doença de Raynaud [8]. De acordo com o estudo realizado por Aström *et al.* (2006), verificou-se que os condutores profissionais de veículos todo-o-terreno mostravam maior prevalência de sintomas associados à síndrome de vibração no sistema mão-braço do que os condutores não expostos a vibrações. Nesse estudo, 30% dos condutores de veículos todo-o-terreno reportou formigueiro, 24% sensação de frio nas mãos e 20% dedos brancos.

Por outro prisma, a síndrome das vibrações pode ter várias observações que se assumem distintas na sua génese, mas que convergem para uma conclusão comum. Outra abordagem exposta por Malchaire *et al.* [15] promove a verificação da existência de uma relação entre os níveis de vibração e as queixas músculo-esqueléticas evidenciadas pelos indivíduos em estudo como, por exemplo, a existência de síndrome do túnel cárpico, ou neuro-sensoriais em que se confronta o sistema mão-braço com uma redução da força e diminuição de sensibilidade táctil. Verificou-se que para uma exposição de 2.5 m/s^2 o risco

de lesões era de 6%, enquanto que para uma exposição de 5.0 m/s^2 o risco de lesões era 10%, numa relação quase proporcional entre o incremento de exposição e o aumento do risco de lesões causadas sobretudo pelo mau posicionamento do punho, cotovelo e antebraço, assim reportam vários autores na literatura. Rehn *et. al* [18] em estudos realizados a condutores de veículos todo-o-terreno chegaram a uma conclusão que admite que o facto de a população em estudo ter que exercer força de prensão elevada e persistente para segurar o dispositivo de direção durante a condução, leva a que haja maior probabilidade de desenvolverem a síndrome do túnel cárpico.

Se se considerar que em ciclismo, a bicicleta, sobretudo na vertente de BTT e em qualquer segmento com piso empedrado, absorve vibrações semelhantes à de um veículo de todo-o-terreno, é possível estabelecer uma comparação com os estudos enunciados, mesmo que esses efeitos variem conforme o piso, a afinação da bicicleta e a disponibilidade física do atleta. Assim, existe sempre inerente à VMB o risco de contração da síndrome de Raynaud e lesões músculo-esqueléticas a longo prazo.

2.3. Avaliação da exposição humana à vibração

Toda e qualquer revisão teórica, no âmbito da avaliação da exposição humana a vibrações, depreende que os membros do corpo humano respondem de forma distinta a excitações vibratórias externas. O ser humano está em constante contacto com fenómenos vibratórios, que nem sempre pode evitar e que se revelam na ampla efemeridade da natureza humana e do mundo que o rodeia. Deste modo é possível indicar as frequências constituintes dessas vibrações como um dos parâmetros principais a ter em conta. Assim, as baixas frequências que se situam numa gama de valores de 1 a 80-100 Hz são as mais prejudiciais para o corpo humano pois, como referido anteriormente, é nessa faixa que pode ocorrer ressonância das diferentes partes do corpo. Se as baixas frequências assumem um papel prejudicial para a saúde pública, não se pode afirmar que as altas frequências não assumem o seu papel na orla dos efeitos nocivos causados pelas vibrações induzidas e, como tal, não devem ser completamente descuradas sobretudo quando se consideram potenciais danos que podem provocar no sistema mão-braço. Estes podem ocorrer para frequências entre os 6,3 e os 1250 Hz, ou seja, assumem uma vasta gama de valores de banda hertziana que compreende tanto as baixas frequências, e claramente mais nefastas, como as sempre subestimadas altas frequências, pese embora a grande maioria das lesões

no sistema mão-braço ocorram para valores a rondar os 30 e 125Hz. Contudo, não se pode cingir o estudo dos efeitos vibratórios apenas e só ao valor da frequência de vibração inerente a um determinado movimento. Não estando o avaliador munido de informação adicional, não se pode caracterizar o efeito de uma vibração recorrendo a uma simples análise de frequência. Deste modo é necessário discretizar outros fatores tais como a intensidade, direção, tempo de exposição e áreas de contacto com a fonte de vibração na avaliação da exposição à vibração [2], [9], [10].

No fundo, o busfílis da questão assenta numa e única premissa: a análise de vibração no corpo humano. Para responder a todas questões, e fazer face a necessidades criadas pelo problema das vibrações, têm sido orientados vários estudos nesta área sendo que a literatura destaca o contínuo desenvolvimento, ao longo dos anos, de normas internacionais que visam orientar e possibilitar uma metodologia experimental uniforme. Com estas normas espera-se a obtenção de resultados verosímeis e incentivar o seguimento da investigação nesta área, embora o estudo das vibrações permaneça ainda bastante ambíguo, no que diz respeito ao estabelecimento de limites e de um procedimento experimental orientado. Ao contrário da grande maioria dos engenhos mecânicos, o corpo humano encerra uma diversidade genética que faz com que cada caso tenha de ser tratado como um caso, não existindo ainda dados suficientes que permitam afirmar que exista uma norma infalível no que concerne a avaliação exímia do efeito das vibrações no corpo humano. No entanto, é necessário partir por algum ponto credível e sustentável, pelo que todos os estudos realizados constituem, até ao momento, a melhor referência disponível. A cada ano que passa a comunidade científica fica cada vez mais próxima da resposta que procura incessantemente, de modo a satisfazer a sua busca pelo saber no plano do efeito das vibrações.

Na Tabela 2.3 são indicadas as normas internacionais utilizadas neste estudo, relativas à avaliação da exposição humana à vibração.

Tabela 2.2 - Normas internacionais ISO, utilizadas na avaliação da exposição humana à vibração.

Normas ISO (avaliação da exposição humana a vibrações)	
Vibração Corpo Inteiro (VCI)	ISO (2631) -Guia para avaliação da exposição humana à vibração de corpo inteiro ISO (2631-1) -Vibração mecânica e choque – Parte 1: Requisitos gerais
Vibração Mão-Braço (VMB)	ISO (5349) -Guia para medição e avaliação da exposição humana à vibração transmitida à mão ISO (5349-1) - Parte 1: Requisitos gerais ISO (5349-2) - Parte 2: Guia prático para medição no local de trabalho

2.3.1. Vibrações corpo inteiro

Das duas grandes problemáticas da avaliação das vibrações o estudo da vibração corpo inteiro foi durante muitos anos bandeira maior de cariz científico, levando a que exista no presente uma panóplia de edições melhoradas da norma ISO 2631 que se afigura como a norma regente para a quantificação dos efeitos do movimento vibratório no corpo inteiro. De modo a satisfazer os objetivos propostos recorre-se aos domínios da mencionada norma como referência, uma vez que serve de orientação no que diz respeito ao método para avaliação da VCI, bem como na determinação do nível aceitável de exposição à vibração. Em suma, embora não refira limites concretos de exposição esta norma, permite identificar, com a devida clarividência, efeitos nocivos para a saúde da população em estudo, conforto e perceção humana. Tendo em conta dados apresentados em estudos prévios, e dado que os efeitos mais nocivos para VCI são sentidos para baixas frequências, serão apenas tidos em conta os aspetos referentes à saúde do corpo humano na faixa de frequência de 0,5 a 80 Hz.

A metodologia desta norma propõe a utilização de um sistema de eixos ortogonais para avaliação da magnitude em diferentes direções, daí que seja necessário estabelecer previamente um eixo de referência, na Figura 2.5.

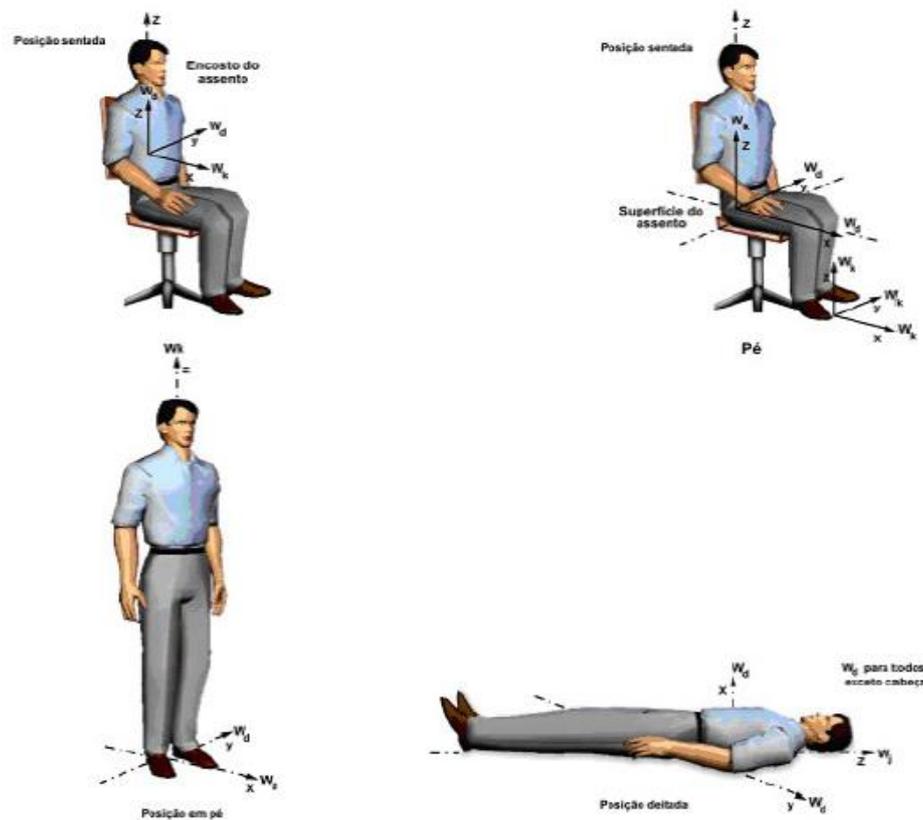


Figura 2.5 - Sistemas de eixos ortogonais utilizados em avaliação de vibração corpo inteiro [adaptado de (Ventura, 2015)].

Para além da direção da oscilação vibratória, do tempo de exposição e da frequência de vibração, torna-se preponderante quantificar também, no sistema corpo inteiro, o valor da aceleração equivalente do movimento. A norma ISO 2631 estabelece ainda limiares de incomodidade, de conforto e de perda de eficiência por fadiga, sendo que de acordo com o valor do nível de vibração, caracterizado pela aceleração do movimento vibratório, é possível enunciar uma escala de desconforto associado às vibrações induzidas no conjunto composto pelo corpo inteiro, na Tabela 2.3, sendo que os valores enunciados foram obtidos por ensaios realizados em pessoas que circulam num transporte de passageiros do tipo pesado, como é o caso do comboio.

A referida norma sugere, de igual modo, a utilização de fatores de ponderação em frequência para cada um dos eixos arbitrados, uma vez que o corpo humano apresenta uma resposta à frequência da vibração diferente para cada um destes eixos, pelo que resultam os seguintes parâmetros:

- w_k - Fator de ponderação em frequência para o corpo inteiro (eixo x);
- w_d - Fator de ponderação em frequência para o corpo inteiro (eixos y e z).

Tabela 2.3 – Relação entre a aceleração da vibração e o grau de desconforto em VCI.

Aceleração [m/s ²]	Grau de desconforto
<0.315	Não desconfortável (confortável)
0.315-0.63	Pouco desconfortável
0.5-1	Razoavelmente desconfortável
0.8-1.6	Desconfortável
1.25-2.5	Muito desconfortável
>2.5	Extremamente desconfortável

Para uma análise em frequência, a norma adotada refere que devem ser utilizados filtros de banda percentual constante, mais concretamente em um terço de banda de oitava. Na diretiva são apresentadas as características do filtro na referida composição de banda de oitava recomendado, com indicação do número de banda, frequência central e fatores de ponderação w_k e w_d para cada banda de frequência. Na Figura 2.6 estão representados os fatores de ponderação, sobre a forma de diagrama, podendo distinguir-se facilmente as curvas w_k para o eixo z e w_d para os eixos x e y.

No início do presente capítulo foi feita a devida alusão ao facto de a aceleração eficaz (RMS) representar o parâmetro mais adequado para quantificar a magnitude, e respetiva severidade, da vibração. Segundo a norma, deve ser determinado para cada um dos eixos surgindo afetado pelo respetivo fator de ponderação em frequência. A aceleração eficaz ponderada deve ser calculada através da equação (2.1) para cada um dos eixos de incidência da vibração.

$$a_{rms,w} = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}}, \text{ Para eixo } x, y \text{ e } z \quad (2.1)$$

onde se definem: $a_{rms,w}$ - Aceleração eficaz ponderada em [m/s²], segundo cada um dos eixos ortogonais; $a_w(t)$ - Aceleração instantânea, em [m/s²], ponderada em frequência; T – Intervalo de tempo de medição, em [s].

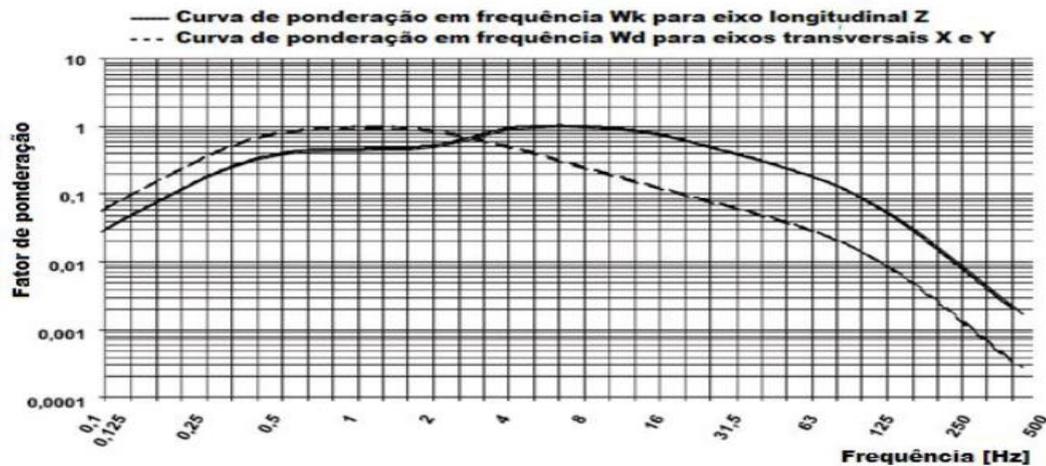


Figura 2.6 – Fatores de ponderação em frequência considerados numa avaliação de vibração induzida ao corpo inteiro [adaptado de (ISO 2631-1, 1997)].

De acordo com a norma ISO 2631, é possível aplicar os seus pressupostos a exposições vibratórias periódicas aleatórias ou transientes em indivíduos saudáveis durante a sua atividade laboral ou lazer. No decurso do estudo da exposição de uma população ao efeito das VCI deve levar-se em linha de conta dois parâmetros essenciais: valor de pico e valor eficaz, sendo que estes se encontram relacionados pela caracterização do fator de crista.

Quando o corpo humano se encontra exposto a vibrações com um valor de fator de crista associado elevado (superior a nove), choques ocasionais ou vibrações transientes, o método de análise RMS pode não ser suficientemente preciso na avaliação da magnitude da vibração. Nestes casos é recomendada a solução do problema recorrendo à utilização de um método adicional, como por exemplo o método do rms móvel ou o método da quarta potência da dose de vibração.

O método do rms móvel tem em consideração a existência de choques e vibrações transientes, utilizando uma constante de tempo curta na integração numérica, equação (2.2):

$$a_{w(t_0)} = \left[\frac{1}{\tau} \int_{t_0-\tau}^{t_0} [a_w(t)]^2 dt \right]^{\frac{1}{2}}, \text{ Para eixo } x, y \text{ e } z \quad (2.2)$$

onde se definem: $a_{w(t_0)}$ - Aceleração eficaz ponderada em frequência, em $[m/s^2]$, no instante inicial (t_0); $a_w(t)$ - Aceleração instantânea, em $[m/s^2]$, ponderada em frequência; τ

– Tempo de integração para execução do nivelamento, em [s]; t_0 - Instante de observação, ou seja, instante inicial, em [s]; t – Tempo, variável de acordo com a integração, em [s].

Por seu turno, o valor máximo transiente de vibração (VMTV) é o parâmetro necessário para definir a magnitude da vibração e corresponde ao valor máximo obtido pelo método do rms móvel durante o período de observação.

$$VMTV = \text{Máximo} [a_w(t_0)] \quad (2.3)$$

O método da quarta potência da dose de vibração, também entendido como valor da dose de vibração (VDV), consiste numa formulação de quarta ordem¹ conferindo a este método maior sensibilidade na análise de picos, refinando uma média de valores de forma mais exata do que uma simples análise de frequência de banda, sendo de facto mais fiável e preciso do que o método básico de segundo grau. O valor da dose de vibração (VDV) é expresso em $[m/s^{1.75}]$ sendo definido pela equação (2.4):

$$VDV = \left[\int_0^T [a_w(t)]^4 dt \right]^{\frac{1}{4}}, \text{ Para eixo } x, y \text{ e } z \quad (2.4)$$

sendo: VDV- Valor da dose de vibração, em $[m/s^{1.75}]$; $a_w(t)$ - Aceleração instantânea, em $[m/s^2]$, ponderada em frequência; T – Intervalo de tempo de medição, em [s].

No conjunto de equações (2.5) são estipuladas as condições necessárias para verificar a complementaridade das formulações rms móvel e da quarta potência da dose de vibração respetivamente dado que não se deve exceder os valores de referência.

$$\frac{VMTV}{a_{rms,w}} = 1.5 e \frac{VDV}{a_{rms,w} T^{\frac{1}{4}}} = 1.75 \quad (2.5)$$

Uma vez que nem sempre uma análise temporal ao sinal vibratório devolve as respostas necessárias, existe sempre a possibilidade de se realizar uma análise espectral que contempla o estudo do espectro de frequências desenvolvido pela vibração induzida no corpo humano. Neste caso a aceleração eficaz global, ponderada em cada eixo no domínio da frequência, é determinada pela equação (2.6):

¹ Para efeitos de quantificação, um método de quarta ordem pressupõe que a aceleração é expressa em $[m^4/s^8]$ tal que, após a integração em função do intervalo de tempo assume uma dimensão da ordem $[m^4/s^7]$. Após o cálculo da raiz quarta o VDV tem como unidades $[m/s^{1.75}]$.

$$a_{w,j} = \left[\sum_{i=1}^n (w_i a_{j,i})^2 \right]^{\frac{1}{2}}, \text{ Para eixo } x, y \text{ e } z \quad (2.6)$$

em que: $a_{w,j}$ - Aceleração eficaz global ponderada em frequência segundo cada eixo ortogonal; w_i - Fator de ponderação para a banda i de 1/3 de oitava; $a_{j,i}$ – Aceleração eficaz na banda i de 1/3 de oitava; i – Número de banda de 1/3 de oitava; j – Eixo coordenado em análise.

Se o objetivo do estudo passar por obter uma quantificação do valor total de aceleração eficaz, ponderado em frequência, segundo os três eixos, o estudo deve incidir na determinação dos valores com recurso à equação (2.7). O valor obtido deve ser utilizado na avaliação da exposição à vibração quando não se verifique a existência de um eixo de vibração dominante na contabilização do sinal vibratório.

$$a_v = (k_x^2 a_{wx}^2 + k_y^2 a_{wy}^2 + k_z^2 a_{wz}^2)^{\frac{1}{2}} \quad (2.7)$$

com: a_v - Valor total de aceleração eficaz ponderada; k_x, k_y, k_z - Fatores multiplicativos dos eixos ortogonais de acordo com posição do corpo; a_{wx}, a_{wy}, a_{wz} – Acelerações eficazes ponderadas segundo o eixo x, y e z , respetivamente.

No estudo experimental apresentado nesta dissertação a avaliação de corpo inteiro será realizada em posição sentada. Considera-se a aquisição das vibrações no conjunto corpo inteiro com um acelerómetro triaxial embutido no selim da bicicleta, como vai ser documentado posteriormente no capítulo relativo à metodologia experimental. Deste modo, são utilizados, como referência, os valores apresentados na expressão (2.8):

$$k_x = k_y = 1.4 \text{ e } k_z = 1 \quad (2.8)$$

Já para situações em que seja evidente a existência de um eixo de vibração dominante, a quantificação diária de exposição deve ter em conta apenas o valor de aceleração eficaz registado nesse eixo. A exposição através de um valor representativo $A(8)$ da exposição diária, dado pela equação (2.9):

$$A(8) = k_j a_{wj} \sqrt{\frac{T}{T_0}} \quad (2.9)$$

sendo: a_{wj} - Aceleração eficaz ponderada registada no eixo dominante; k_j - Fator multiplicativo do eixo dominante; T – Duração de exposição diária à vibração; T_0 – Duração normalizada de oito horas de trabalho diárias.

Se não se verificar a existência de um eixo dominante, ou seja, perante uma situação em que a exposição diária seja constituída por um leque de exposições com diferentes magnitudes o valor do parâmetro $A(8)$ a utilizar deve ser o seguinte:

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^n a_{wi}^2 \times T_i} \quad (2.10)$$

Para a equação (2.10), define-se a_{wi} como sendo a contribuição da aceleração eficaz ponderada registada em cada eixo, e T_0 e T_i definem-se tal como em (2.9).

A exposição diária do corpo humano à vibração, como referido por alguns autores na literatura científica referente a este tema, tem efeitos nocivos na saúde. Destacam-se consequências a nível da coluna vertebral com possíveis alterações degenerativas e lesões localizadas. Considerando todos os efeitos nefastos, a norma ISO 2631-1 [13] estabelece um diagrama representativo que evidencia a faixa de valores onde a exposição à vibração é considerada prejudicial à saúde de qualquer ser humano exposto a vibrações. É aplicável principalmente à posição sentada para um período de 4 a 8 horas de exposição, não invalidando outras posições e períodos.

Na Figura 2.7 são indicados mais dois métodos de análise do sinal vibratório, alternativos à usual análise de banda de frequência, (equação B.1 e equação B.2), que estabelecem bandas onde a exposição à vibração deve ser controlada. De acordo com cada um dos métodos define-se que para valores inferiores à banda não são identificados riscos. Para valores no seu interior devem ser tomadas precauções e para valores superiores observa-se uma elevada probabilidade de risco para a saúde, existindo um risco iminente de contração de lesões prejudiciais.

De salientar que para períodos compreendidos entre as quatro e oito horas de exposição os métodos apresentam resultados similares, intervalo horário que regra geral quantifica o horário laboral num dia da semana.

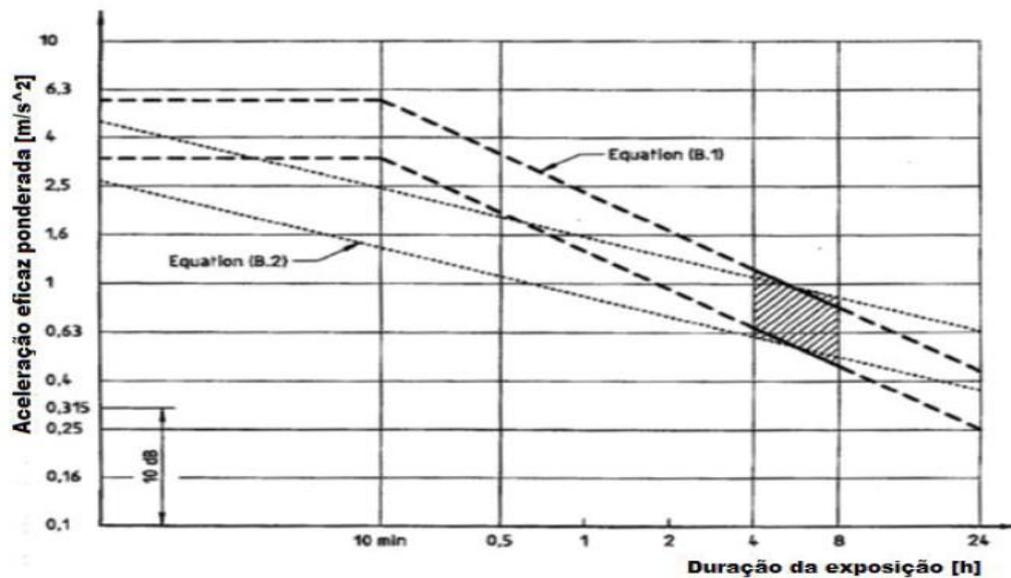


Figura 2.7 - Diagrama de avaliação do risco para a saúde inerente à exposição a VCI (ISO 2631-1, 1997).

2.3.2. Vibrações no sistema mão-braço

As vibrações no sistema mão-braço têm sido, ao longo dos tempos, associadas a efeitos nocivos no corpo humano comprovados por estudos realizados, que documentam a ocorrência de lesões ao nível dos membros superiores. Entre os vários sintomas relatados são destacados a perda parcial da sensibilidade motora, distúrbios circulatórios e musculoesqueléticos. Estes sintomas são referidos na literatura como síndrome da vibração mão-braço ao qual está também fortemente associada a doença de Raynaud.

A norma ISO 5349 estabelece diretrizes na quantificação e avaliação da exposição à vibração no sistema mão-braço, mencionando ainda que os parâmetros a ter em conta devem ser a magnitude, o espectro de frequências, a duração de exposição e a duração de exposição acumulada. Contudo, a diretiva [10] não conduz a resultados 100% fiáveis embora a margem de erro seja reduzida dado que não são definidos limites de exposição. Apenas existe a indicação de sistemas de eixo de medição, assim como guias de medição e avaliação das vibrações. Apresenta-se uma relação dose-resposta para a qual existe uma probabilidade de 10% de a doença de Raynaud se manifestar na população sujeita a vibrações induzidas no sistema mão-braço. Essa probabilidade de ocorrência depende fortemente do valor da aceleração equivalente do movimento vibratório, para um período de exposição diário de quatro horas, e do tempo de exposição ao longo dos anos.

O modelo adaptado da norma associada a este tipo de vibração prevê vibrações do tipo periódico, não periódico ou causal e, ainda, excitações do tipo impacto. Fornece

indicações para a medição de vibrações em faixas de um terço de oitava e uma oitava, com frequências centrais compreendidas entre 8 e 1000 Hz.

De acordo com a norma ISO 5349-1 [10] a medição da aceleração deve ser realizada tendo como referência um sistema de eixos ortogonais, podendo optar-se por um dos seguintes sistemas: biodinâmico ou basicêntrico. No sistema biodinâmico, a cabeça do terceiro metacarpo é considerada como ponto de origem do sistema de eixos. Já no sistema basicêntrico, a origem do referencial está localizada na interface entre a mão e a superfície de transmissão de vibração. Em função da orientação dos eixos, relativamente à mão, e do posicionamento da mesma, em função da superfície de vibração, são apresentados dois sistemas na Figura 2.8.

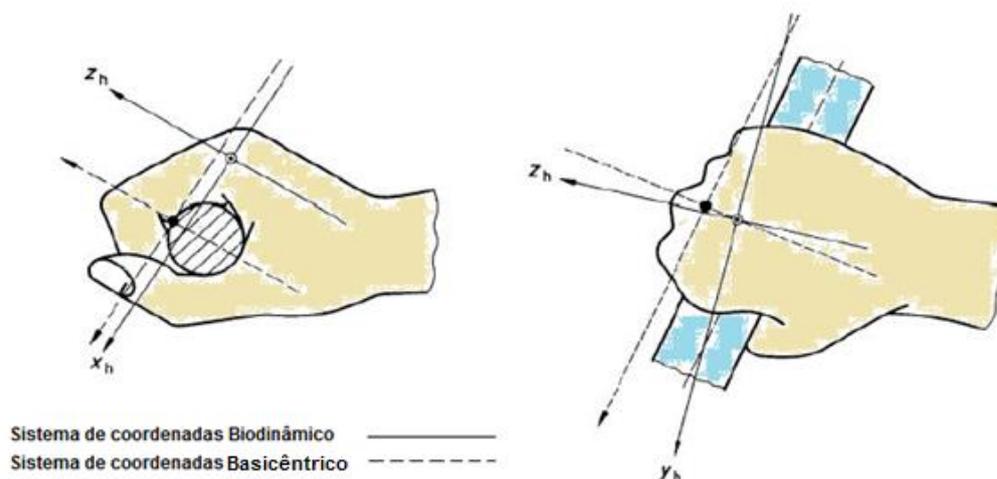


Figura 2.8 - Sistemas de coordenadas utilizados na avaliação da exposição a vibração no sistema mão-braço [adaptado de (ISO 5349-1, 2001)].

Incorrendo-se num estudo da exposição à vibração no sistema mão-braço, a primeira grandeza a ser medida é a aceleração, que deve ser obtida segundo cada uma das direções, filtrada e ponderada em frequência. A ponderação em frequência é realizada com o objetivo de destacar os valores de frequência onde existe uma maior probabilidade de ocorrência de danos no conjunto mão-braço.

Tal como a vibração no corpo inteiro, também o estudo do sistema mão-braço carece da existência de fatores de ponderação. Assim, surge o fator de ponderação, w_h , que se estima em função da frequência da vibração e cuja relação é apresentada de forma gráfica na Figura 2.9.

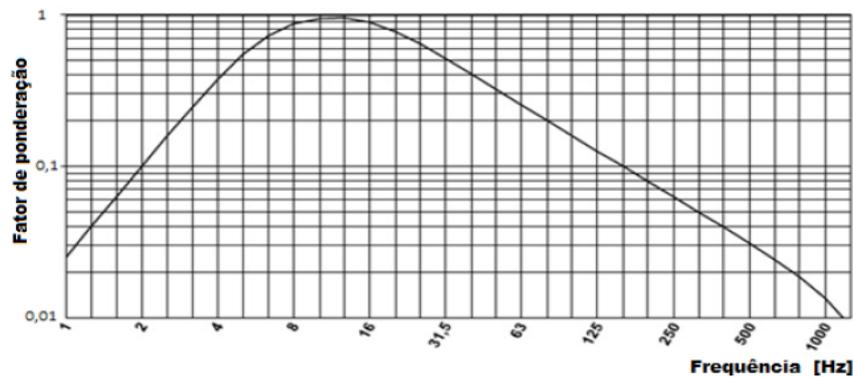


Figura 2.9 - Curva de ponderação em frequência utilizada para avaliar o nível de vibração no sistema mão-braço (ISO 5349-1, 2001).

A aceleração eficaz ponderada em frequência, $a_{rms,hw}$, é determinada segundo cada um dos eixos coordenados pela equação (2.11):

$$a_{rms,w} = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_{hw}^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}}, \text{ Para eixo } x, y \text{ e } z \quad (2.11)$$

O significado físico de cada termo da equação (2.11) é idêntico ao da equação (2.1) referida na subsecção anterior. A utilização da letra h serve exclusivamente, para indicar que a avaliação da exposição à vibração é referente ao sistema mão-braço.

Segundo esta norma o valor que deve ser utilizado na avaliação da exposição à vibração deve ser o valor total de aceleração, a_{hv} , expresso em unidades do sistema internacional, ou seja, m/s^2 . Este valor pode ser determinado pela raiz quadrada da soma dos quadrados das acelerações eficazes, ponderadas segundo cada um dos eixos x, y e z, respetivamente, como indicado na equação (2.12):

$$a_{hv} = (a_{hw x}^2 + a_{hw y}^2 + a_{hw z}^2)^{\frac{1}{2}} \quad (2.12)$$

O valor de aceleração total, a_{hv} , pode ser normalizado para um período equivalente de oito horas, $A(8)$, fator definido na equação (2.13). Posteriormente, este valor pode ser utilizado para estimar a duração de exposição, D , em anos, à qual corresponde uma probabilidade de 10% de ocorrência de dedos brancos. Deste modo, na seguinte equação, o parâmetro T representa a duração diária de exposição à vibração e o período normalizado de horas de trabalho, ou seja, oito horas, como surge enunciado no Dec. Lei nº 68/2013 de 29 de Agosto.

$$A(8) = a_{hv} \sqrt{\frac{T}{T_0}} \quad (2.13)$$

Contudo, se a discretização do movimento vibratório implicar o resultado cumulativo de várias exposições de magnitude, severidade e duração distinta, a exposição total equivalente, $A(8)$, deve ser determinada pela equação (2.14):

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^n a_{hvi}^2 \times T_i} \quad (2.14)$$

Assim, entenda-se o índice, i , como sendo o indicador relativo à exposição em análise, T_i a duração respetiva e n o número de exposições com características distintas, definindo-se os restantes termos de maneira semelhante ao proposto aquando da definição da equação (2.10).

No que concerne a relação entre o valor do parâmetro $A(8)$ e o número de anos de exposição, D , esta surge definida pela equação (2.15) que se apresenta graficamente na Figura 2.10. Esta relação será abordada na subsecção 4.1.2 do capítulo 4, aquando da avaliação do sistema mão braço. Permite estabelecer um limite de exposição de vibração até que ocorra 10% de probabilidade de um indivíduo desenvolver a doença de Raynaud.

$$D = 31.8 \times [A(8)]^{-1.06} \quad (2.15)$$

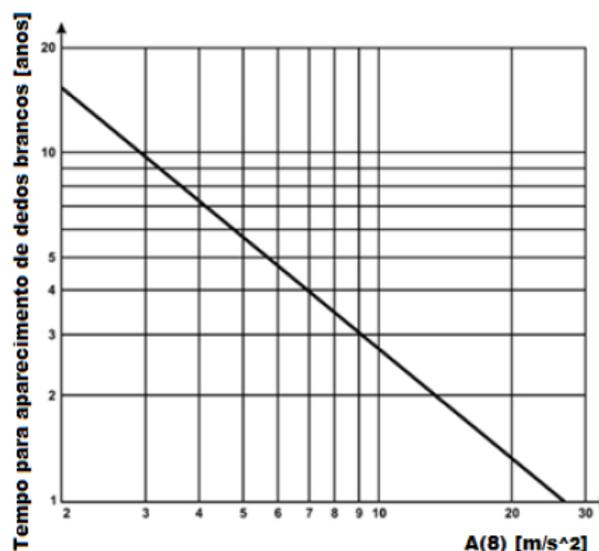


Figura 2.10 - Relação entre a exposição diária à vibração e o tempo, em anos, necessário para o aparecimento de dedos brancos, com 10% de probabilidade (ISO 5349-1, 2001).

2.3.3. Limites segundo as normas e diretrizes internacionais

Encontra-se previsto pelo Decreto-Lei nº 46/2006, do Ministério de Trabalho e da Solidariedade Social, publicado em diário de república, que em território nacional os limites em vigor para exposição a vibração mecânica são estabelecidos de acordo com a diretiva nº 2002/44/CE [5] do Parlamento Europeu, que institui os limites mínimos de segurança e saúde.

No referido decreto, o valor de ação de exposição, define-se como o parâmetro a partir do qual se torna necessário adotar medidas preventivas. Assim, representa o valor que não deve ser excedido enquanto exposto a vibrações, implicando a interrupção da exposição até regularização da situação. Estes valores são referentes à exposição de pessoas durante um período normalizado de oito horas ou seja são os valores $A(8)$, definidos nas equações (2.10) para exposição corpo inteiro e equação (2.14) para exposição do sistema mão-braço.

Na Tabela 2.5 são apresentados os valores de exposição segundo a diretiva 2002/44/CE [5], bem como os VDV, adotados na avaliação de vibração corpo inteiro com elevado fator de crista, choques ocasionais ou vibrações transientes, como referido na subsecção 2.3.1.

Tabela 2.4 - Limites de exposição à vibração (Official Journal of the European Communities, 2002)

	Vibração Corpo Inteiro	Vibração Mão-Braço
Valor de acção de exposição diária	$A(8) = 0.5 [m/s^2]$ $VDV = 9.1 [m/s^{1.75}]$	$A(8) = 2.5 [m/s^2]$
Valor limite de exposição diária	$A(8) = 1.15 [m/s^2]$ $VDV = 21 [m/s^{1.75}]$	$A(8) = 5 [m/s^2]$

2.4. Influência de vibrações em ciclismo

O conforto em ciclismo deve-se sobretudo ao nível de vibração induzido na bicicleta [16]. Deste modo, quanto maior for a vibração, menor será o conforto pelo que, tanto o tipo de piso como os componentes da bicicleta têm um grande contributo no que diz respeito à intensificação ou minimização da magnitude das vibrações. Assim,

identificam-se três pontos críticos de transmissão de vibração: guidador, selim (sistema onde se insere o espigão), diâmetro das rodas e pressão dos pneus. Por outro lado existem fatores, controláveis pelo ciclista enquanto pedala, que também caracterizam alterações de vibração. A utilização da suspensão em provas de exterior para diminuir a rigidez da bicicleta tem uma grande importância, bem como o posicionamento do atleta, que pode também influenciar o efeito das vibrações induzidas.

Estudos revelam que quanto menor for a pressão nos pneus menor será o efeito das vibrações, embora se deva levar em linha de conta o facto de a pressão pneumática ter de ser adequada ao tipo de piso. A diminuição de pressão vai aumentar o risco de ocorrência de furos inesperados e de certo modo indesejáveis. Mais, subentende-se que para o sistema mão-braço o efeito da vibração vai depender fortemente do tipo de piso e da estrutura e materiais do guidador, sendo que não se deve também descurar o efeito, apesar de mínimo e perfeitamente suportável, da vibração causada pela utilização do manípulo das mudanças. Para a contabilização da VCI vai depender o conforto do ciclista no selim. O efeito anti-vibratório no mesmo vai estar relacionado com o espigão da bicicleta. Já existem no mercado espigões capazes de atuar de forma solidária com o movimento do ciclista no selim, que desenvolvem movimento nos três eixos do referencial do atleta. Deste modo é permitido ao selim um movimento de translação e pequenas flexões verticais e horizontais, como demonstra a Figura 2.11, tendo inerente uma função semelhante a uma suspensão no que diz respeito o amortecimento da magnitude das vibrações.



Figura 2.11- Exemplo de um espigão anti-vibratório, CF3 Pro Carbon [adaptado de *Ergon Bike Ergonomics*].

3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Citando Júlio Verne, “*A ciência compõe-se de erros, que por sua vez são passos para a verdade.*” (1864) e, como tal, toda e qualquer investigação experimental carece da implementação de um modelo que permita investigar com a maior precisão possível o problema que aflora no domínio do estudo proposto. Assim, nasce o desenvolvimento experimental e o modelo que lhe surge acoplado, e que se apresenta neste capítulo.

3.1. Metodologia

Como foi definido anteriormente, a presente dissertação tem como principal objetivo quantificar os níveis de vibração e a amplitude das solicitações externas (esforços/impactos) a que um ciclista está exposto. Deste modo, foi definido um protocolo de ensaios experimentais que visa abranger o mais possível as diversas situações a que o atleta pode estar sujeito. O estudo considera o comportamento de uma bicicleta em piso exterior, circuito tipicamente de estrada, e uma avaliação em pista num velódromo.

Piso exterior

Os ensaios em circuito de estrada consideram uma bicicleta em quadro de carbono rígido, que se pode visualizar na Figura 3.1. O peso desta bicicleta em vazio é de 9,800 kg e vem especialmente equipado para a prática de BTT embora esteja também adaptada para a prática de qualquer atividade ciclística em piso exterior. A bicicleta contempla ainda mudanças SRAM 2x10, ou seja, com 20 velocidades e suspensão *Rock Shox*, com possibilidade de ser ajustada pelo praticante de modo a tornar mais ou menos rígida a condução, algo sobejamente indicado para este desporto. O velocípede possui ainda rodas ZTR Crest 29er. A pressão nos pneumáticos foi ajustada para os 250 kPa, condição mantida em todos os ensaios.

O protocolo de aquisição de dados consistiu na passagem por um circuito com os seguintes tipos de pavimento: asfalto, tipicamente o pavimento em alcatrão; empedrado, semelhante a *single tracks* utilizados em BTT e XCO; e pavimento irregular, vulgarmente conhecido como *pavé* e definido na gíria como “calçada à portuguesa”.



Figura 3.1- Bicicleta utilizada em ensaios com piso exterior.

Para cada um destes casos foi seguido o seguinte procedimento:

- Registo de três aquisições com duração superior a 120 s para cada tipo de pavimento;
- Posicionamento do acelerómetro de acordo com a indicação da Norma ISO 5349, 1979 (E) para a avaliação da VMB (Figura 3.2);

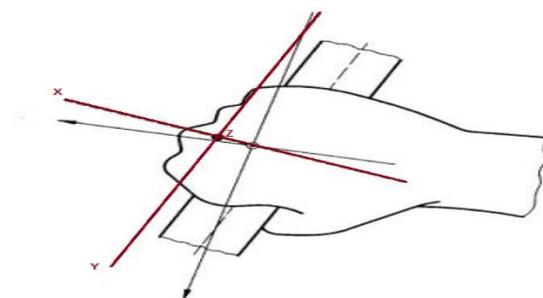


Figura 3.2 – Orientação axial considerada para todos os ensaios em VMB. [adaptado de (ISO 5349-1, 2001)]

- Posicionamento do acelerómetro na zona central do selim (que contacta com o praticante) para a avaliação da VCI de acordo com o sistema de coordenadas (Figura 2.5);
- Testes executados por 3 praticantes assíduos do ciclismo.

Complementarmente, a presente avaliação contempla ainda o registo das vibrações induzidas quando o atleta se encontra em treino em rolos. Para este caso foram realizadas três medições, uma para cada atleta, com procedimento igual ao realizado em piso exterior.

Ciclismo de Pista - Velódromo

Os ensaios em pista foram executados no Velódromo de Sangalhos, credenciado pela UCI, com piso em madeira e com uma curva de inclinação de 42° e uma

reta com inclinação de 12°. Foi utilizada uma bicicleta específica para pista, diferente da utilizada em estrada, que se pode visualizar na Figura 3.3.

O procedimento de aquisição foi semelhante ao seguido em estrada, com o mesmo tipo de posicionamento dos acelerómetros e monitorização dos tempos. Neste caso os teste forma executados por dois atletas profissionais da seleção Nacional de ciclismo em pista.



Figura 3.3 – Bicicleta utilizada nos ensaios efetuados em velódromo (ciclismo de pista).

Importa salientar que em cada um dos ensaios atrás enunciados, houve particular atenção para assegurar condições idênticas de percurso e velocidade de forma a garantir a reprodutibilidade e coerência dos dados recolhidos. As características dos atletas voluntários para o estudo são apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Dados relevantes sobre os atletas avaliados.

Atleta	Sexo	Modalidade Analisada	Altura [m]	Peso [kg]	IMC	$c_{mão}$ [m]	h_{perna} [m]	Mão Preferencial
1	M	Pista	1,73	59,0	19,7	0,20	0,84	Direita
2	F	Pista/Rolos	1,55	51,0	21,2	0,16	0,61	Direita
3	M	Estrada/Rolos	1,71	62,5	21,4	0,19	0,78	Direita
4	M	Estrada	1,73	60,0	20,0	0,18	0,83	Direita
5	M	Estrada	1,76	63,0	20,3	0,20	0,86	Direita
6	M	Rolos	1,74	64,0	21,1	0,19	0,82	Direita

3.2. Descrição e princípio de funcionamento de sensores e equipamentos utilizados na aquisição de dados

A aquisição e processamento de dados foram realizados com recurso a um software e sistema de aquisição previamente desenvolvido [1]. O sistema de aquisição

recorre a *hardware* da *National Instruments*® (placas de aquisição) e da PCB (acelerómetro) com programação em *LabVIEW*.

Nesta secção são enumerados e descritos os principais componentes do sistema de aquisição, nomeadamente: Módulo de condicionamento de sinal, *National Instruments*®, NI 9234; Chassi *wireless* NI WLS 9163 e acelerómetro ICP®. Para além dos equipamentos indicados, utilizou-se ainda uma bateria de 12V para alimentar a placa de aquisição de dados e um computador com instalação do software, para registo e processamento de dados.

3.2.1. Placa de aquisição de dados, *National Instruments*®, NI 9234

Esta placa é um condicionador de sinal dinâmico da série C, com quatro canais independentes, resolução 24-bits e faixa dinâmica 102 dB. Este módulo é indicado para o processamento de sinais de áudio ou vibração de elevada precisão utilizando acelerómetros piezoelétricos IEPE e não IEPE. Este equipamento suporta taxas de aquisição por canal até 51,2 kS/s e possui filtros *antialiasing* integrados que se ajustam automaticamente à taxa de amostragem pretendida. A figura 3.3 ilustra o sistema de aquisição e o condicionador de sinal utilizado com o acelerómetro piezoelétrico triaxial devidamente acoplado.



Figura 3.4 - Módulo de aquisição e condicionamento de sinal da *National Instruments*® NI 9234 com acelerómetro acoplado.

3.2.2. Acelerómetro piezoelétrico triaxial

Para quantificar um nível de vibração, são usualmente utilizados transdutores designados por acelerómetros piezoelétricos, visto que são transdutores indicados para a medição da exposição dos trabalhadores às vibrações transmitidas ao sistema mão-braço. Este acelerómetro triaxial permite a medição simultânea da vibração existente nos três

eixos e é constituído por uma massa sísmica, por um cristal de quartzo ou cerâmico piezoelétrico e por uma base designada de corpo do acelerómetro. Quando submetido a níveis de vibração, com frequências inferiores à frequência natural do sistema, a aceleração da massa sísmica comprime/traciona o material piezoelétrico. A magnitude dessa solicitação é proporcional ao produto entre a massa e a aceleração, como se define pela segunda lei de *Newton*. O cristal piezoelétrico ao ser solicitado produz entre as suas superfícies um sinal elétrico de magnitude proporcional a essa solicitação. Um valor superior de massa sísmica resulta numa maior força aplicada no material piezoelétrico o que, conseqüentemente, gera um maior sinal elétrico entre as suas superfícies. Neste tipo de equipamento, a gama de frequências, com sensibilidade constante (intervalo de frequências de utilização), encontra-se dependente da dimensão da referida massa sísmica. Neste estudo é utilizado um acelerómetro ICP®, ilustrado na Figura 3.5. Estes transdutores apresentam frequências naturais tipicamente superiores a 5 kHz. Na sua composição encontram-se ainda integrados microamplificadores eletrónicos que amplificam a tensão do sinal de saída para valores na ordem do miliVolt. Permitindo atenuar a perda de sensibilidade do sistema de aquisição, resultante do aumento de capacitância dos cabos de transmissão, ou seja, devido ao incremento da relação entre a carga acumulada por um corpo e o seu correspondente potencial elétrico. Estes aumentos podem ocorrer devido à presença de deformações, ocorrência de mau contacto ou ainda por transmissão elevada de vibração para o cabo, sugerindo a ação de um efeito triboelétrico, que se define como sendo um troca de carga elétrica entre dois materiais devido a um movimento relativo com atrito, o que por si só provoca uma aquisição de sinal com elevado teor de ruído.



Figura 3.5 – Acelerómetro piezoelétrico triaxial utilizado para quantificação das acelerações inerentes às vibrações induzidas.

3.2.3. Chassi *wireless*, National Instruments®, NI WLS 9163

O chassi *wireless* consiste num módulo que acondiciona uma dada placa de aquisição de dados. Assim, o *hardware* que neste ponto se apresenta, permite transferir os dados para o computador, eliminando desta forma limitações físicas no processo de aquisição.

Este equipamento permite a comunicação entre dois dispositivos com a funcionalidade *wireless* direta, da quase totalidade, dos módulos da série C da *National Instruments®*, permitindo assim aquisições com diversos tipos de sensores, tais como acelerómetros, extensómetros, células de carga e termopares.



Figura 3.6 – Chassi *wireless* National Instruments, NI WLS 9163.

3.3. Instrumentação da bicicleta

De acordo com as Normas ISO 2631 e 5349, sabe-se que para estabelecer uma avaliação do nível de exposição a VCI e VMB, cujos resultados devolvam valores credíveis e aceites pela comunidade científica, devem ser adotados os métodos de fixação do acelerómetro referidos na literatura para cada uma das situações. Desta forma, para quantificar o nível de vibração no sistema mão-braço, optou-se pela fixação rígida do acelerómetro no guiador da bicicleta, com os eixos coordenados, orientados de acordo com o sistema basicêntrico ilustrado pela Figura 3.2.

Para a avaliação da exposição à vibração no sistema corpo inteiro foram consideradas as recomendações da norma ISO 2631, que embora não invalide os estudos realizados para posições corporais distintas (deitado, sentado ou em pé), sugere, por outro lado, que as avaliações devem ser realizadas na posição sentado. A norma refere que o acelerómetro deve ser colocado na interface de transmissão da vibração e com orientação definida de acordo com a Figura 2.5. Para este efeito optou-se por criar uma pequena incisão no selim da bicicleta, de modo a embutir rigidamente o acelerómetro no assento. A Figura 3.7 mostra as zonas de fixação do acelerómetro rígido para ambas as situações.



Figura 3.7 – Exemplos de instrumentação da bicicleta. À esquerda, VCI em ciclismo de piso exterior; À direita, VMB em ciclismo de pista.

3.4. Aquisição e processamento de dados

A aquisição do sinal primário é realizada com recurso a módulos de condicionamento de sinal da *National Instruments*®, previamente definidos na secção 3.2. Os equipamentos utilizados na aquisição de dados permitem estabelecer uma conexão em tempo real com o *software LabVIEW* dado que, devido à sua sintaxe de programação gráfica, torna possível modelar os dados adquiridos em tempo real, devolvendo resultados com base numa interação direta com os equipamentos utilizados. Assim, para a realização da presente dissertação existiu a necessidade de utilizar programas de *software*, anteriormente criados na plataforma *LabVIEW* no âmbito da análise de vibrações induzidas, que permitem o tratamento de todos os dados adquiridos.

O programa original encontra-se dividido em vários módulos de acordo com a necessidade do investigador pois permite não só analisar um sinal vibratório em tempo real, como também analisar um sinal previamente adquirido e ajustá-lo numa dada gama temporal. O programa permite ainda regular o valor de ponderação em frequência adequado para cada situação em estudo e determinar a aceleração eficaz ponderada, assim como outros dados relevantes que se podem obter com a aplicação das expressões das normas utilizadas. A Figura 3.8 ilustra o menu inicial do programa utilizado. Importa salientar que, tal como se pode observar na figura, o programa permite ainda a conexão em simultâneo de várias células de carga para aquisição de força, não tendo sido utilizado este módulo no trabalho desenvolvido.



Figura 3.8 – Menu inicial do programa, previamente desenvolvido em *LabVIEW* e utilizado para analisar os dados adquiridos.

A Figura 3.9 mostra o *layout* do módulo de aquisição para o condicionador de sinal utilizado e respetivo código de programação.

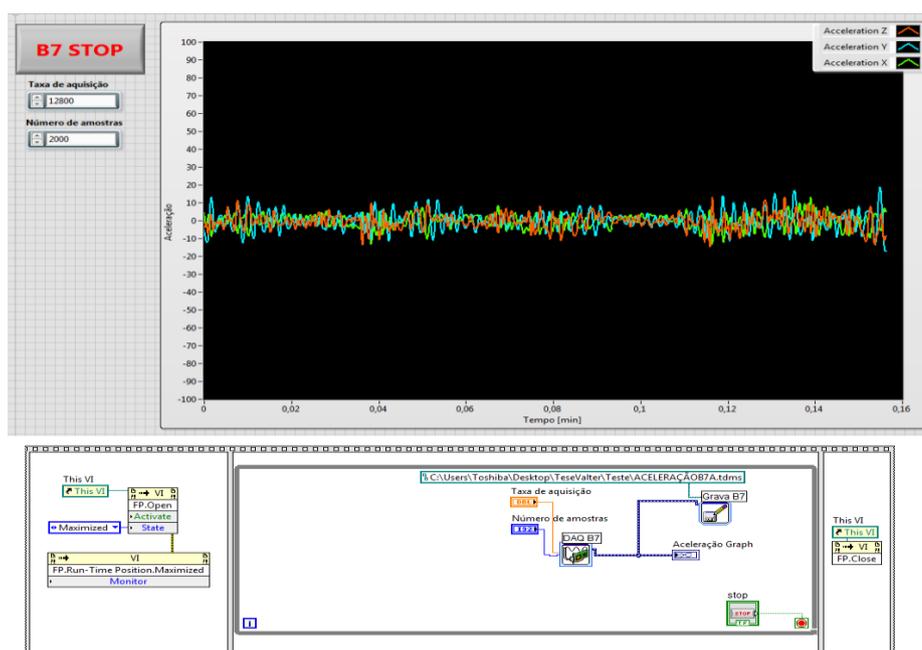


Figura 3.9 – Módulo de aquisição de dados concorrente com as necessidades do condicionador de sinal NI 9234, da *National Instruments*®.

O módulo permite a análise dos dados ao domínio temporal, em frequência ou em bandas de oitava. A análise da aceleração está, deste modo, diretamente relacionada com o que foi exposto nos subcapítulos 2.3.1 e 2.3.2 relativamente à análise de vibração nos sistemas corpo inteiro e mão-braço.

Assim, de modo a satisfazer os objetivos previamente propostos, estabeleceu-se uma análise temporal – Figura A.1 - que permite visualizar a evolução para um referido intervalo de tempo da aceleração recolhida em cada um dos eixos, identificar valores extremos, níveis de pico e fatores de crista para cada eixo do referencial. Uma análise no panorama temporal permite de igual modo relacionar os valores de aceleração com o respetivo fator de ponderação em frequência de acordo com o tipo de estudo em questão (mão-braço/corpo inteiro) e determinar os valores de aceleração total eficaz ponderada em frequência, de modo a estimar o parâmetro $A(8)$. Mais, para se promover um estudo relativo ao efeito das vibrações induzidas na saúde humana, decidiu-se realizar uma análise do sinal vibratório em 1/3 de banda de oitava – Figura A.2 - pelo que a referida análise é efetuada em concordância com os critérios definidos pelas normas ISO 2631 e ISO 5349

4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS

De acordo com Stephen Hawking (1988), uma teoria é considerada boa quando satisfaz dois requisitos: descreve de forma adequada um grande número de observações com base num modelo que contém apenas poucos elementos arbitrários e faz previsões precisas sobre os resultados de futuras observações. Deste modo, são apresentados neste capítulo os resultados da aquisição de dados discretizada no modelo e consequente metodologia adotada na elaboração do presente estudo. Os resultados obtidos são comparados no domínio temporal e hertziano enunciando o comportamento do sinal vibratório quando surge equiparado a valores de referência definidos por normas e diretrizes internacionais enunciadas na secção 2.3.

Para cada situação, os ensaios operados foram divididos em avaliação da exposição à vibração no sistema mão-braço e avaliação no corpo inteiro, pretendendo-se de igual forma avaliar o nível de exposição à vibração e os seus efeitos sobre a saúde do praticante.

4.1. Análise da exposição a vibrações induzidas ao sistema mão-braço

As Figuras 4.1 e 4.3 ilustram, para os diferentes tipos de pavimento e domínio de ciclismo estudados, amostras da aceleração eficaz ponderada para VMB segundo cada um dos eixos, (x, y, z). A análise da Figura 4.1 mostra que o efeito das vibrações é sentido de forma distinta para cada um dos três pavimentos avaliados, com claro destaque para o segmento em pavé onde o nível de vibração sentido assume os valores mais elevados, pese embora os níveis também significativos do troço em piso empedrado, típico de atividade de BTT. Por outro lado, os valores de aceleração eficaz são manifestamente inferiores quando a bicicleta do atleta se encontra sobre asfalto. Perante estes dados o autor coloca a seguinte questão: terá o pavimento em asfalto um comportamento assim tão linear independentemente do segmento?

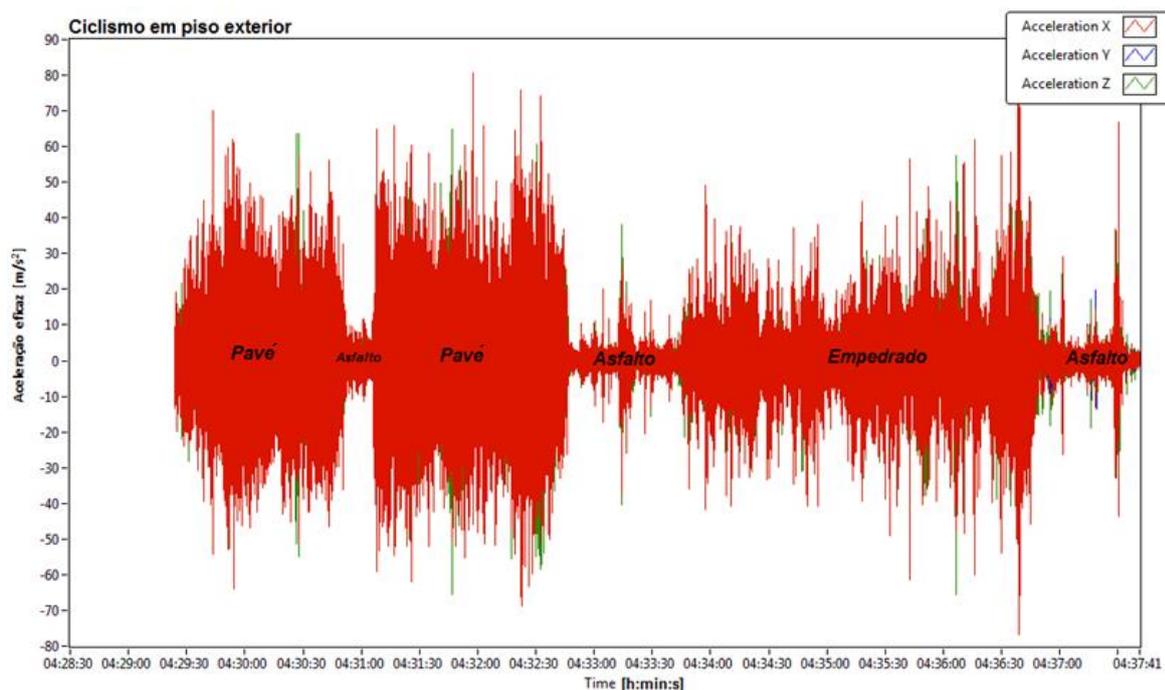


Figura 4.1- Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, para cada um dos tipos de pavimento exterior avaliados em VMB.

Ora, é do conhecimento comum a existência de irregularidades no pavimento, muitas vezes criadas por ação erosiva e destrutiva do meio envolvente que levam à destruição do asfalto, tipicamente denominadas por “buracos”. Outro ponto de irregularidade típica, por motivos de segurança rodoviária é a “lomba” – elevação no terreno com o objetivo de alertar para algo ou simplesmente para induzir uma redução de velocidade no meio de transporte em circulação Tal como se pode visualizar na Figura 4.2 a existência de uma lomba no percurso introduz uma oscilação do sinal vibratório induzido ao sistema mão-braço, semelhante ao verificado no piso em pavé. De notar também que o efeito provocado pelas irregularidades é mais sentido no sistema mão-braço, embora também seja notório numa indução corpo inteiro.

Nas tabelas do apêndice B são apresentados, para cada tipo de pavimento, e para cada caso descrito na avaliação de VBM, os valores de aceleração eficaz ponderada em cada um dos eixos coordenados e o seu valor total. São ainda citados os tempos de exposição para cada atleta, baseados numa estimativa de utilização semanal, assim como fatores de crista e níveis de pico associados. Como resumo de todos os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 4.1 os valores médios de aceleração eficaz ponderada, assim como o nível RMS médio para cada uma das solicitações em piso exterior.

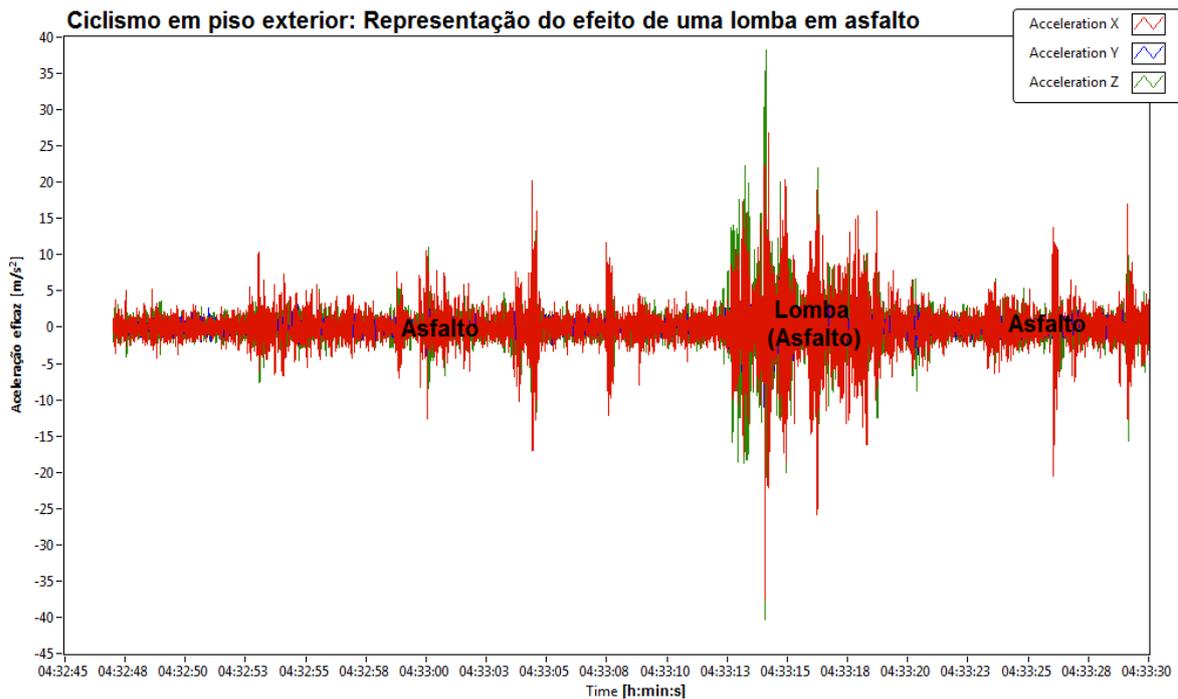


Figura 4.2- Representação da oscilação provocada no sinal vibratório por uma lombada colocada no segmento em asfalto numa avaliação VMB em piso exterior.

Tabela 4.1- Valor de aceleração eficaz ponderada total média e respetiva contribuição axial para cada tipo de pavimento exterior avaliado.

Unidades	Pavimento em asfalto (VMB)	Pavimento empedrado (VMB)	Pavimento em <i>pavé</i> (VMB)
	$a_{rms} = 4,073$	$a_{rms} = 10,815$	$a_{rms} = 17,545$
[m/s ²]	$a_{rmsx} = 3,015$	$a_{rmsx} = 8,545$	$a_{rmsx} = 13,697$
	$a_{rmsy} = 1,123$	$a_{rmsy} = 2,420$	$a_{rmsy} = 3,490$
	$a_{rmsz} = 2,458$	$a_{rmsz} = 6,135$	$a_{rmsz} = 10,295$

A Tabela 4.1 quantifica de modo resumido o que se encontra descrito na Figura 4.1, sendo possível verificar que o efeito da vibração induzida ao sistema mão-braço num segmento em *pavé* é superior, quando comparado com os outros dois pisos em estudo. Pode-se afirmar que a magnitude da aceleração eficaz ponderada no piso conhecido como “calçada à portuguesa” é 1,6 vezes superior à do pavimento empedrado e 4,31 vezes superior à do troço em asfalto. Uma outra análise passa por observar que o valor de aceleração para o pavimento empedrado representa 61,64% da totalidade do valor da

magnitude desse parâmetro em pavé, sendo o mesmo parâmetro para um piso em asfalto 23,21% da ponderação quando comparado com o segmento mais severo.

A interpretação dos resultados obtidos mostra que não existe um eixo dominante no sistema mão-braço para os tipos de pavimento indicados existindo, no entanto, uma solicitação maior no eixo do movimento (eixo x) e no eixo transversal ao guiador (eixo z). Este efeito é explicado devido ao facto de o atleta manter a mão sempre na mesma posição do guiador, sentindo também as oscilações provocadas pelas irregularidades do piso no eixo transversal.

Relativamente aos resultados obtidos a Figura 4.3 demonstra que a aceleração eficaz é sentida de modo relativamente constante numa gama de valores superior ao sentido no asfalto, provavelmente devido ao atrito do piso em madeira, assim como à inclinação da pista. A figura 4.3 ilustra o comportamento da aceleração eficaz ponderada numa situação de teste de rolos. Para este caso os valores de aceleração do sinal vibratório assemelham-se aos valores apresentados para um piso em asfalto, o que atesta a validade dos rolos como equipamento idealizado para treino, assim como para recuperação e desenvolvimento da capacidade física do atleta profissional.

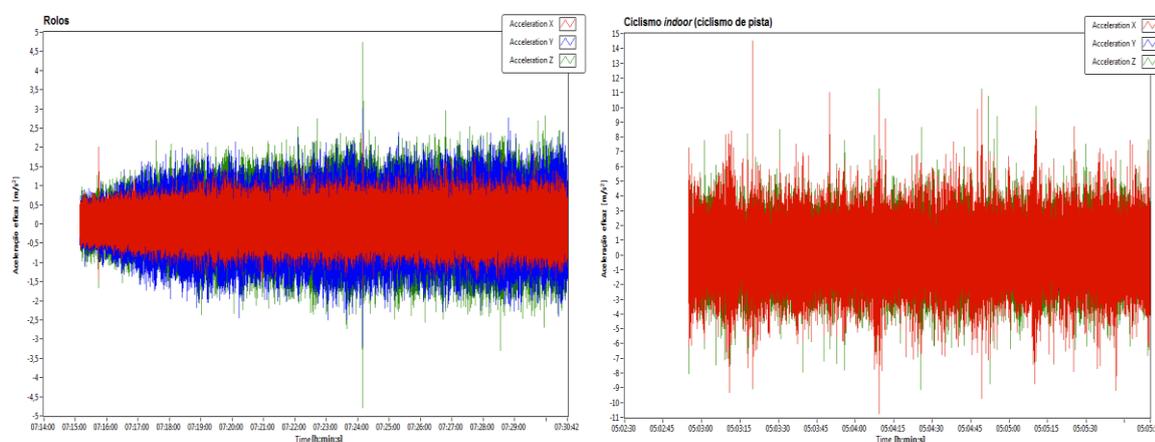


Figura 4.3- Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, numa avaliação VMB. À esquerda, em rolos; À direita, em piso *indoor* (ciclismo de pista).

A Tabela 4.2 apresenta a quantificação da aceleração eficaz ponderada total no sistema mão-braço para os testes em rolo e para o ciclismo de pista.

Tabela 4.2- Valor de aceleração eficaz ponderada total média e respetiva contribuição axial para rolos e ciclismo de pista.

Unidades	Rolos (VMB)	Ciclismo <i>indoor</i> (Pista) (VMB)
	$a_{rms} = 1,573$	$a_{rms} = 2,655$
$[m/s^2]$	$a_{rmsx} = 0,734$ $a_{rmsy} = 0,592$ $a_{rmsz} = 0,850$	$a_{rmsx} = 1,728$ $a_{rmsy} = 0,819$ $a_{rmsz} = 1,360$

Também neste caso se pode observar que não se identifica um eixo de vibração dominante, sendo que a gama de valores da aceleração é mais elevada para os eixos x e z. Nestes dois tipos de ciclismo o valor da aceleração experimentada no eixo y está próximo dos valores do nível RMS para os eixos x e z. Isto pode ser explicado pelo facto de no ciclismo de pista o eixo y ser o eixo do referencial onde atua a aceleração centrípeta provocada pela inclinação do velódromo. No caso do atleta em rolos ao estar sempre na mesma posição pode oscilar por vezes a mão na longitudinal do guiador da bicicleta, aumentando assim a contribuição desse mesmo eixo.

4.1.1. Avaliação das vibrações induzidas ao sistema mão-braço segundo a norma ISO 5349, 1979 (E)

Neste ponto do estudo pretende-se comparar os resultados obtidos com as referências da Norma ISO 5349, 1979 (E), que indica os limites máximos admissíveis, em terços de oitava ou oitava, para determinados períodos de exposição. A Norma recomenda também a análise em terços de banda de oitava, visto ser o método que se assume como o mais sensível a variações no espectro de frequência. No anexo A estão apresentados os valores admissíveis de aceleração eficaz para cada uma das bandas de terço de oitava, Tabela 1A e Figura 1A, e os devidos fatores de correção mediante do tipo de exposição, Tabela 2A.

Tendo em conta os resultados apresentados na secção 4.1 é possível identificar na presente subsecção quais as frequências centrais, em banda de um terço de oitava, cujo valor de aceleração eficaz ponderada, segundo cada eixo, excede o valor máximo estipulado por esta norma. Assim, inicia-se esta análise com o grafismo resultante da

avaliação em piso exterior, sendo apresentada num primeiro momento uma ilustração do comportamento indicado para a globalidade do percurso idealizado e que contempla segmentos em asfalto, empedrado e em pavé. Desta forma, a Figura 4.4 apresenta os resultados da análise em banda de terço de oitava, obtidos para a totalidade do percurso ao passo que das Figuras 4.5 a 4.7 surge discretizado o comportamento para cada tipo de solicitação, ou seja, para cada tipo de segmento em estudo.

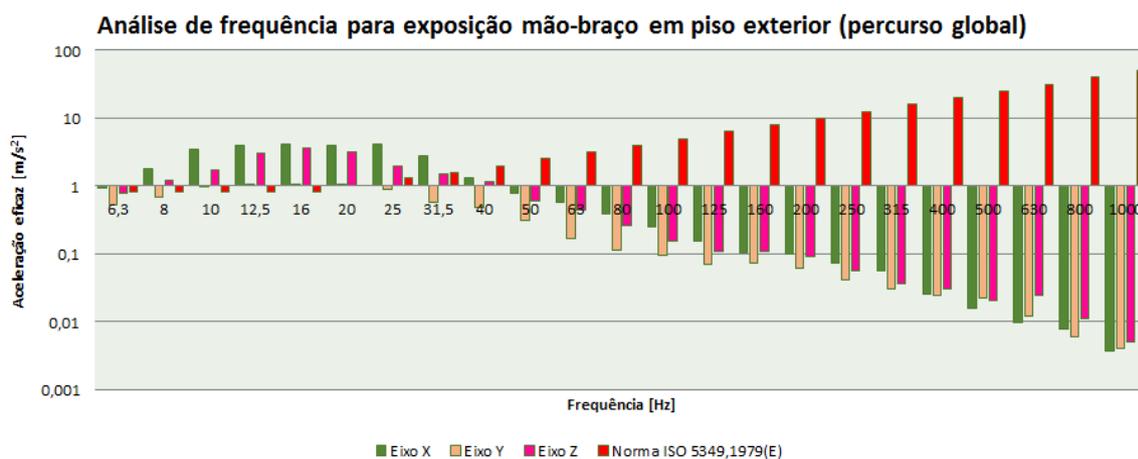


Figura 4.4- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise ao percurso global, em piso exterior, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.

A análise da Figura 4.4 mostra que para valores de frequência de um terço de banda de oitava numa gama de valores entre 6,3 e 31,5 Hz, a aceleração eficaz assume valores superiores aos admissíveis pela diretiva internacional (indicados na Tabela 1A), estimando-se que nesta zona os atletas possam estar a solicitar em demasia o sistema mão-braço. Além disso, para a gama de valores enunciada situa-se também o valor de frequência de ressonância quer para o braço quer para o antebraço, tal como descrito na secção 2.2.

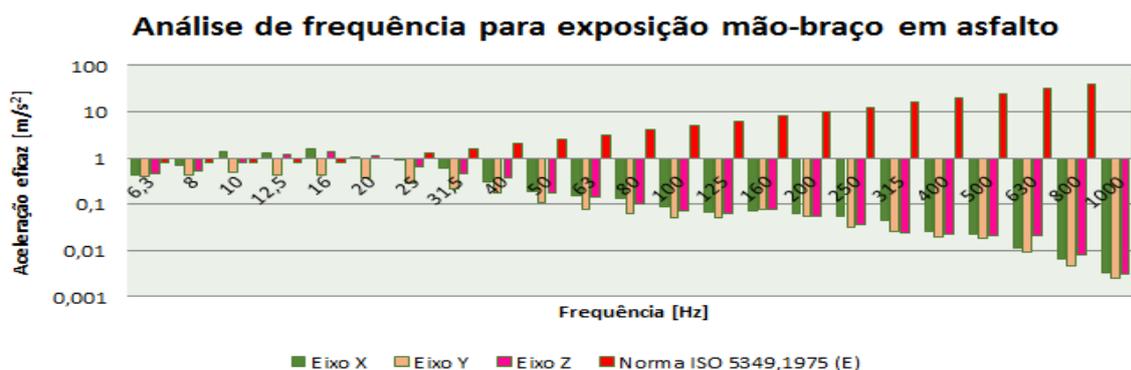


Figura 4.5- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em asfalto, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.

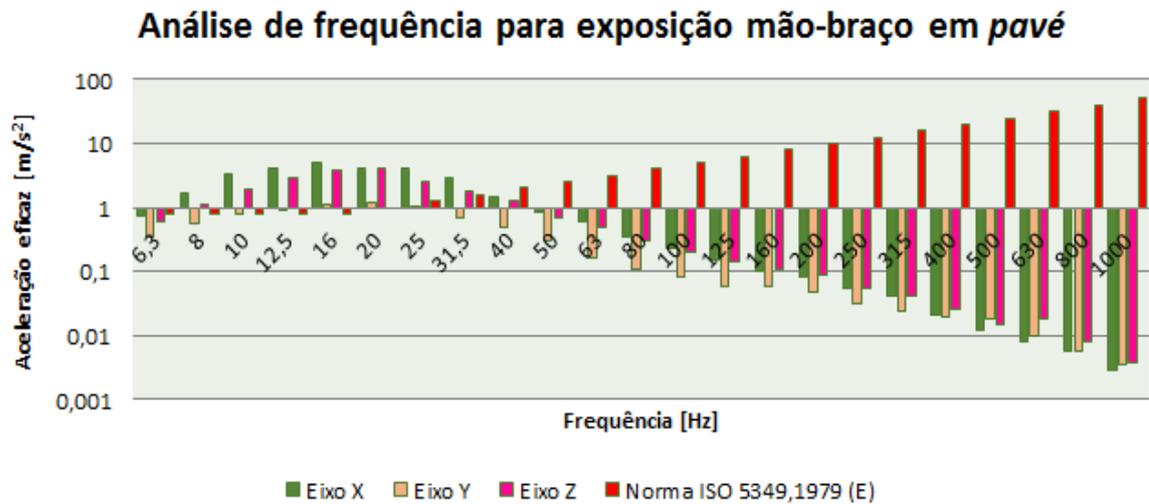


Figura 4.6 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em *pavé*, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.

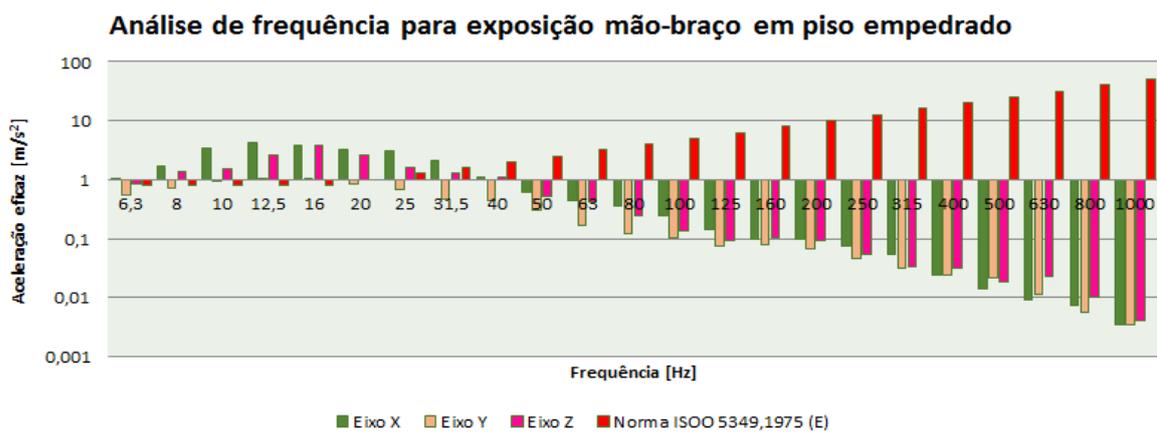


Figura 4.7 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em piso empedrado, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.

A análise da Figura 4.5 mostra que os valores de aceleração eficaz nos eixos x e z ultrapassa ligeiramente o limite imposto pela diretiva para frequências de vibração de valor igual a 12,5 e 16 Hz, sendo que para 20 Hz o eixo x oferece ainda resistência aos valores impostos pela norma ISO 5349, 1979. Assim, o nível de vibração é máximo no eixo x e no eixo z para 16 Hz de um terço de banda de oitava, com um valor de aceleração eficaz em cerca de $1,5 m/s^2$ quer para o eixo do movimento quer para o seu eixo perpendicular.

Tal como referido anteriormente é no sector de *pavé* que o atleta experimenta o valor de aceleração eficaz máximo. Contudo, quando se compara com os valores de referência da norma alusiva ao estudo do efeito das vibrações induzidas ao sistema mão-braço, verifica-se um comportamento semelhante do grafismo referente ao piso em calçada

e ao piso empedrado. É possível identificar-se uma tendência crescente da magnitude da aceleração para baixas frequências excedendo os valores de referência, principalmente nos eixos x e z para frequências entre 6,3 e 31,5 Hz. Assim, o valor de aceleração eficaz é máximo num segmento de *pavé* para uma frequência 16 Hz no eixo x, cujo valor ronda os $1,5 m/s^2$. Com uma severidade inferior, como demonstrado anteriormente, o sector em piso empedrado devolve um valor máximo de aceleração para 12,5 Hz, quantificando-se em aproximadamente $4 m/s^2$.

Por seu turno, considerando a faixa de frequências onde efetivamente ocorrem alterações - 6,3 Hz a 125 Hz -, constata-se que a magnitude máxima da aceleração eficaz total relativa ao pavimento em *pavé* é 1,19 vezes superior à do pavimento em empedrado e 3,28 vezes superior relativamente ao segmento em asfalto.

Embora o estudo em pavimento empedrado tenha revelado um valor de aceleração eficaz ligeiramente superior ao valor máximo desse mesmo parâmetro no percurso global, no limite podem-se aproximar ambos os valores a $4 m/s^2$. Assim, apenas se ultrapassa o valor máximo de aceleração eficaz do percurso global quando se analisa o troço composto por *pavé*, com um valor de aceleração eficaz máxima como sendo 1,24 vezes superior ao admitido na totalidade do percurso idealizado.

No que diz respeito ao estudo do ciclismo de pista e do efeito provocado quando o atleta utiliza rolos, as Figuras 4.8 e 4.9 estabelecem a devida comparação com a norma utilizada neste estudo, observando-se um comportamento semelhante para ambas as situações, pese embora a maior intensidade da aceleração eficaz para os testes em pista. Assim, a aceleração eficaz mantém-se regular entre 6,3 e 50 Hz, começando a partir desse ponto de um terço de banda de oitava a reduzir até chegar ao seu limite mínimo para 1000 Hz. Também aqui se o efeito dos eixos x e z, em particular do eixo x onde se obtém o valor máximo do nível de vibração. Se por um lado quando se analisa a Figura 4.8 se admite que a aceleração eficaz total máxima se manifesta para 25 Hz de frequência com uma magnitude de aproximadamente $0,2 m/s^2$, tanto para o eixo x como para o eixo z no mesmo valor de banda, já para o valor adquirido em pista, este ocorre para uma frequência de 40 Hz no eixo x com um valor superior ao valor de aceleração máxima para uma situação de rolos, ou seja, $0,5 m/s^2$.

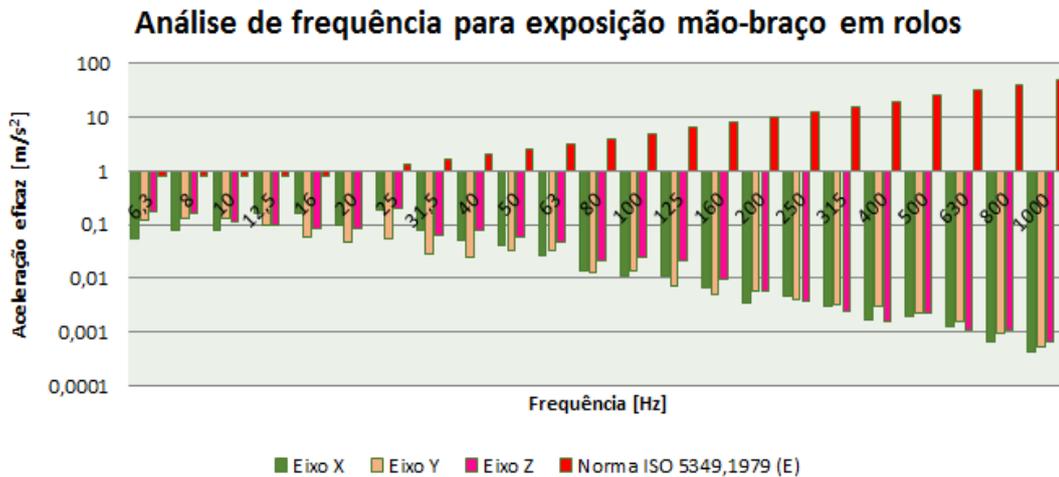


Figura 4.8- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em rolos, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979.

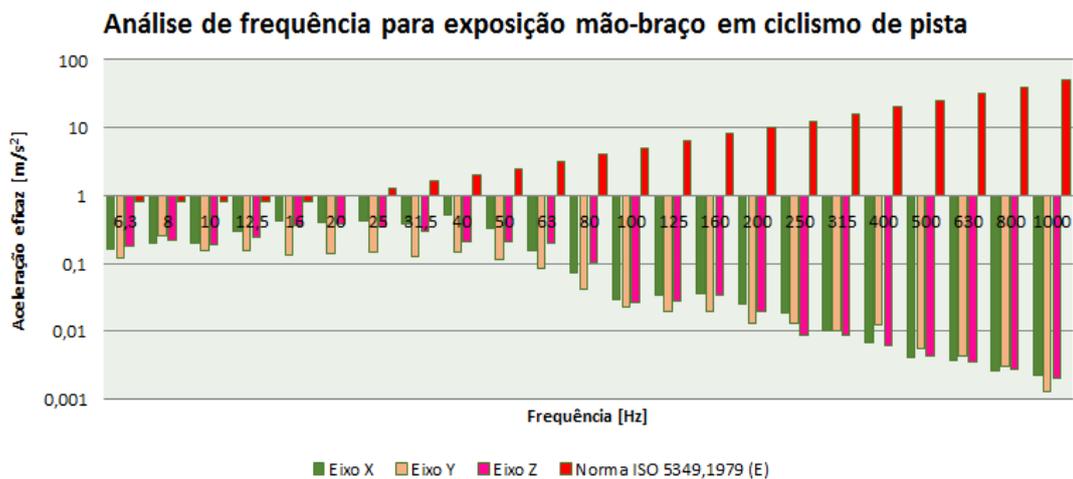


Figura 4.9 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise, em ciclismo de pista, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 5349, 1979

Estabelecida a análise comparativa das figuras anteriores apresenta-se na Tabela 4.3 o quadro resumo do estudo elaborado, tendo em conta a quantificação do efeito das vibrações induzidas ao sistema mão-braço.

Tabela 4.3 – Quadro resumo relativo à quantificação de VMB em vários pisos.

Modalidade	Aceleração eficaz máxima [m/s^2]	Frequência de vibração [Hz]	Eixo de aceleração eficaz máxima
Piso Exterior Global (Asfalto+Pavé+Empedrado)	4,192	16,0	Eixo x
Asfalto	1,537	16,0	Eixo x
Empedrado	4,219	12,5	Eixo x
Pavé	5,047	16,0	Eixo x
Pista	0,507	40,0	Eixo x
Rolos	0,203	25,0	Eixo z

4.1.2. Avaliação do fator A(8) e da Doença de Raynaud (“Dedos Brancos”)

Tendo em conta a equação (2.15), da subsecção 2.3.2, que relaciona o nível de exposição diária a VMB com o número de anos de exposição cuja probabilidade de aparecimento de dedos brancos é de 10%, a Figura 4.10 resume os resultados obtidos para cada situação. Destaca-se o troço em *pavé* com 3 anos e seis meses, para que se verifique essa probabilidade de ocorrência num praticante de ciclismo. Importa realçar que os valores referidos são para uma situação ideal de exposição a um nível de vibração constante, e para um período estimado de quatro horas contínuas de exposição diária.

Relativamente ao fator A(8), que avalia a severidade de uma ação, a Figura 4.11 ilustra o comportamento desse parâmetro relativamente ao tipo de pavimento e modalidade praticada pelo atleta. Uma vez mais é possível indicar o segmento em *pavé* como aquele que é mais agressivo, logo seguido pelo piso empedrado. Também aqui os valores obtidos são para uma situação ideal de exposição a um nível de vibração constante, e para um período estimado de quatro horas contínuas de exposição diária.



Figura 4.10 – Estimativa relativa ao número de anos que um atleta leva a desenvolver a doença de Raynaud em função do piso e modalidade que pratica.

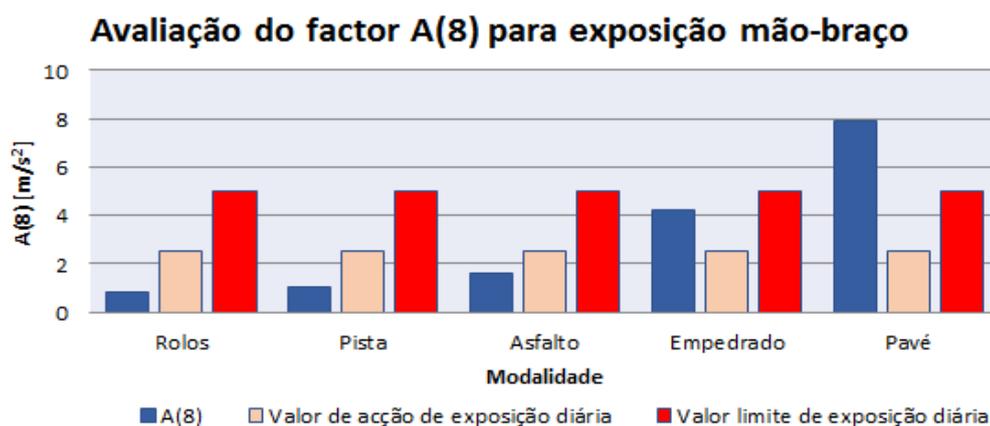


Figura 4.11 – Avaliação da severidade das ações por estudo do factor A(8) numa exposição VMB.

Baseando o raciocínio na expressão (2.12) do subcapítulo 2.3.2, é possível estimar a duração temporal a que um atleta pode estar exposto a vibrações induzidas ao seu sistema mão-braço sem ultrapassar o valor limite de exposição diária admissível, 5 m/s^2 . Deste modo surgem indicados na Tabela 4.4 os valores horários máximos de exposição diária para cada modalidade indicada na Figura 4.11, tendo por base os valores de aceleração média ponderada e uma média dos valores de exposição diária de cada atleta avaliado.

Ao analisar a Tabela 4.4 é possível afirmar que, em absurdo, um atleta terá de tripular a sua bicicleta durante mais do que a totalidade de um dia (24h) no que concerne ao ciclismo de pista e à utilização de rolos para ultrapassar o valor limite imposto pela

diretiva internacional. Também no caso do asfalto é possível verificar que esse valor também é manifestamente elevado, mesmo para ciclistas profissionais.

Tabela 4.4 – Estudo do tempo de ação contínua até ultrapassar o valor limite de exposição diária em VMB.

Modalidade	Tempo até ultrapassar o limite de exposição diária [h:min]
Asfalto	12:04
Empedrado	01:43
<i>Pavé</i>	01:23
Pista	28:29
Rolos	81:00

Por outro lado, o mesmo não se pode aferir relativamente a uma situação em *pavé* e em piso empedrado. No estudo efetuado apenas em *pavé* se ultrapassou o limite de exposição diária, sendo que o ideal seria o atleta apenas frequentar esse segmento durante uma hora e vinte e três minutos.

4.2. Análise da exposição a vibrações induzidas ao sistema corpo inteiro

Para a avaliação da exposição humana a sinais vibratórios impostos à totalidade do corpo humano é seguida uma metodologia idêntica à utilizada anteriormente para discretizar o efeito das vibrações induzidas ao sistema mão-braço, sendo neste caso os valores obtidos confrontados com os valores de referência definidos na subsecção 2.3.3 e nas normas ISO 2631-1 de 1997 e 1978 (E). A Figura 4.12 ilustra a evolução temporal da aceleração eficaz, ponderada para vibração no domínio do corpo inteiro, em cada um dos pavimentos idealizados para o presente estudo. Contrariamente ao que sucedia na avaliação anterior, para o caso do corpo inteiro identifica-se um eixo dominante, o eixo z, pelo que a avaliação da exposição a VCI incide sobre o estudo neste eixo.

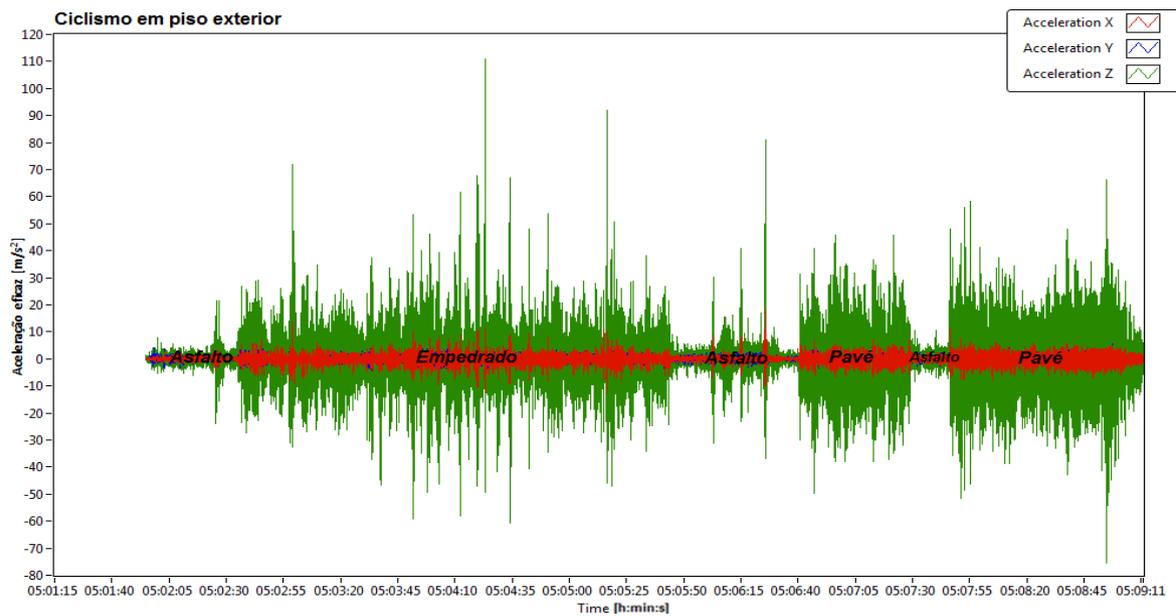


Figura 4.12- Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, para cada um dos tipos de pavimento exterior avaliados em VCI.

Os valores de referência, obtidos nos ensaios realizados, são apresentados no apêndice B. De uma primeira análise resultam os dados expostos na Tabela 4.5, nomeadamente os valores médios de aceleração eficaz ponderada total e o nível RMS médio para cada uma das solicitações em piso exterior perante uma exposição corpo inteiro. Esta tabela permite identificar quantitativamente a existência de um eixo dominante, facto sustentado pela igualdade $a_{rms}(VCI) = a_{rmsz}(VCI)$.

Tabela 4.5 - Valor de aceleração eficaz ponderada total média e respetiva contribuição axial para cada tipo de pavimento exterior avaliado.

Unidades	Pavimento em asfalto (VCI)	Pavimento empedrado (VCI)	Pavimento em <i>pavé</i> (VCI)
	$a_{rms} = 3,277$	$a_{rms} = 6,127$	$a_{rms} = 8,482$
$[m/s^2]$	$a_{rmsx} = 0,978$ $a_{rmsy} = 1,127$ $a_{rmsz} = 3,277$	$a_{rmsx} = 1,503$ $a_{rmsy} = 1,223$ $a_{rmsz} = 6,127$	$a_{rmsx} = 1,612$ $a_{rmsy} = 1,128$ $a_{rmsz} = 8,482$

Tal como sucedia numa avaliação ao sistema mão-braço, a severidade da vibração induzida ao corpo inteiro num segmento em *pavé* é superior à dos outros pisos. A magnitude da aceleração eficaz ponderada para o piso mais severo é 1,38 vezes superior ao

valor sentido no pavimento empedrado e 2,59 vezes superior à aceleração identificada no troço em asfalto. A relação apresentada é semelhante quando se compara o piso em *pavé* com o pavimento empedrado. Por outro lado, verifica-se uma aproximação da razão entre o valor da aceleração eficaz em *pavé* e o mesmo parâmetro em piso asfaltado.

Um outro prisma de avaliação incide no facto de o valor da aceleração para o pavimento empedrado ser 72,24% da totalidade do valor da magnitude desse parâmetro em *pavé*, sendo o mesmo parâmetro para um piso em asfalto 38,63% da ponderação quando comparado com o segmento mais severo.

Tal como no estudo do sistema mão-braço também no sistema corpo inteiro se analisa o efeito de passagem por irregularidades do piso, como é o caso de uma “lomba”. Pela Figura 4.13 é possível afirmar-se que a magnitude máxima do nível vibratório, quando a bicicleta passa sobre a lomba, é ligeiramente inferior ao que havia sido sentido numa abordagem mão-braço, embora os valores obtidos não sejam dissimilares, sendo que a única diferença consiste na variação menos pronunciada do sinal.

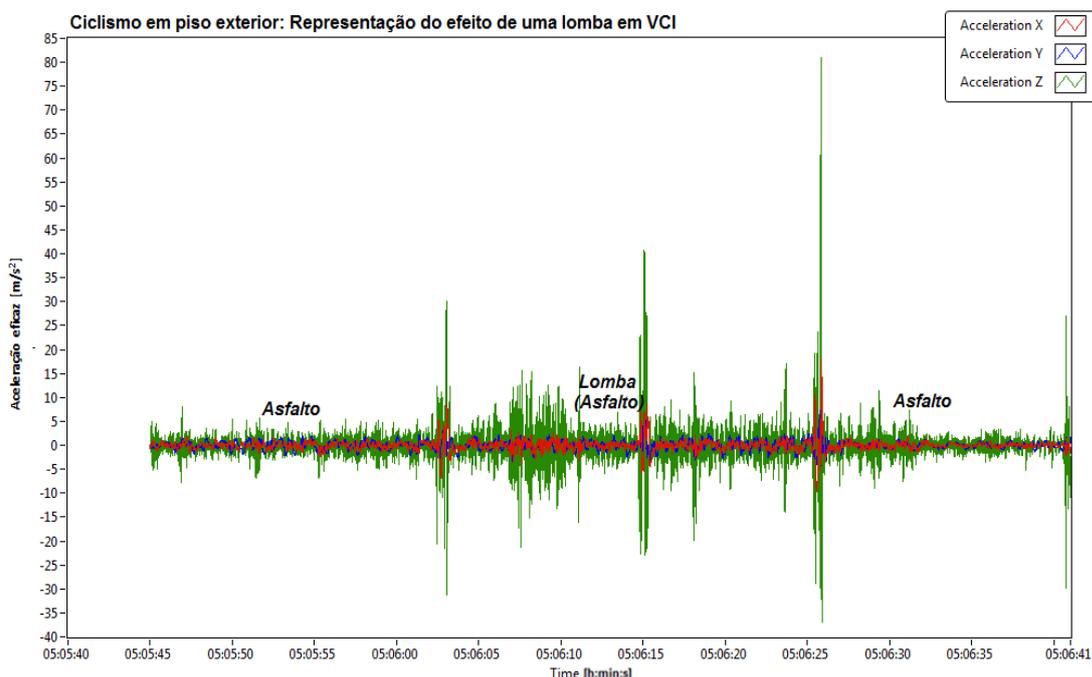


Figura 4.13 – Representação da oscilação provocada no sinal vibratório por uma lomba colocada no segmento em asfalto numa avaliação VCI em piso exterior.

Quanto ao estudo do efeito das vibrações induzidas no corpo inteiro em ciclismo de pista, e quando se recorre à utilização de rolos, a Figura 4.14 ilustra o tipo de sinal recolhido.

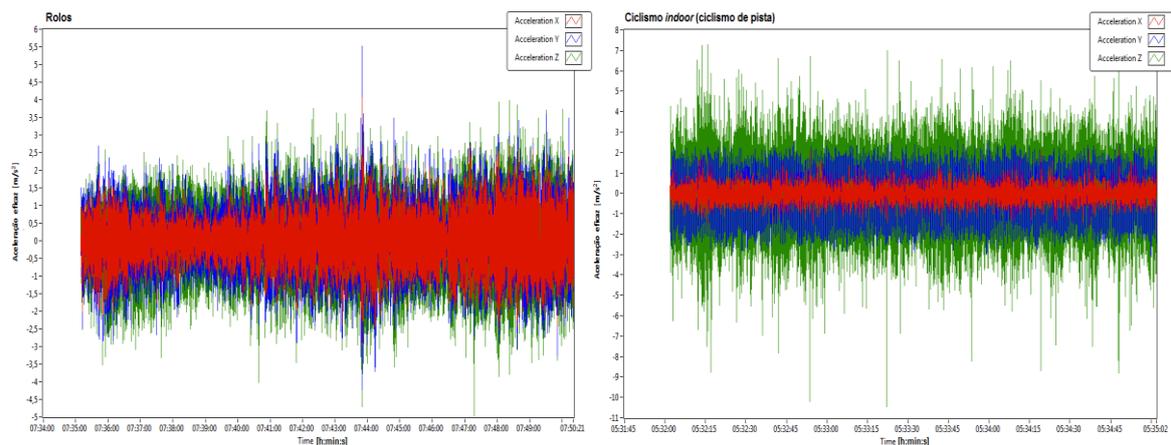


Figura 4.14 - Evolução da aceleração eficaz, ponderada em frequência, numa avaliação VCI. À esquerda, em rolos; À direita, em piso *indoor* (ciclismo de pista).

Tal como referido na subsecção 2.3.1, a norma ISO 2631 de 1997 indica graficamente um guia de avaliação do risco associado à exposição humana a vibrações induzidas ao corpo inteiro, que se mostra na Figura 4.15. Considere-se então que se elabora um estudo do diagrama apresentado com base numa exposição horária, de forma contínua, durante um período de uma hora e vinte e três minutos, de acordo com o cruzamento dos dados referentes aos atletas avaliados no presente estudo. Assim, é possível avaliar para cada tipo de pavimento, referido anteriormente, se existe risco para a saúde do atleta.

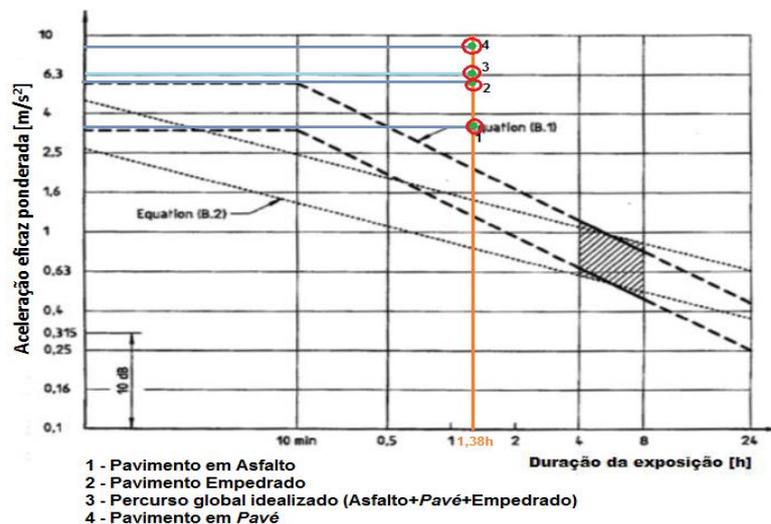


Figura 4.15 - Guia de avaliação do risco para a saúde devido a exposição a VCI (ISO 2631-1, 1997).

A análise da Figura 4.15 mostra que, independentemente do método escolhido, nenhum dos níveis de vibração devolvidos pelos dados adquiridos em tempo real nos diferentes tipos de terreno é benéfico para a saúde do atleta, dado que todos os pontos

assinalados no diagrama excedem os limites superiores das bandas B1 e B2. De salientar que existe um risco para a saúde claramente superior no caso do percurso de *pavé*, sendo a contribuição deste segmento inclusivamente superior ao valor admitido para a totalidade do percurso idealizado.

O mesmo grafismo é replicado na Figura 4.16, agora para os testes de ciclismo de pista e em rolos. Assim, tendo em conta, uma vez mais, os atletas avaliados neste estudo, admitiu-se uma carga horária diária de uma hora vinte e oito minutos para o ciclismo de pista e 59 minutos de carga horária no decurso de um dia, de forma contínua, em rolos. Pelos resultados apresentados na Figura 4.16, pode afirmar-se que tanto o ciclismo de pista como a utilização de rolos não envolvem malefícios para a saúde do atleta visto que os pontos traçados se encontram perfeitamente dentro dos limites das bandas B1 e B2. Pese embora o ponto relativo é necessário aumentar o número de medições, ou seja, o número de atletas envolvidos no estudo, de modo a retirar conclusões mais exatas neste domínio.

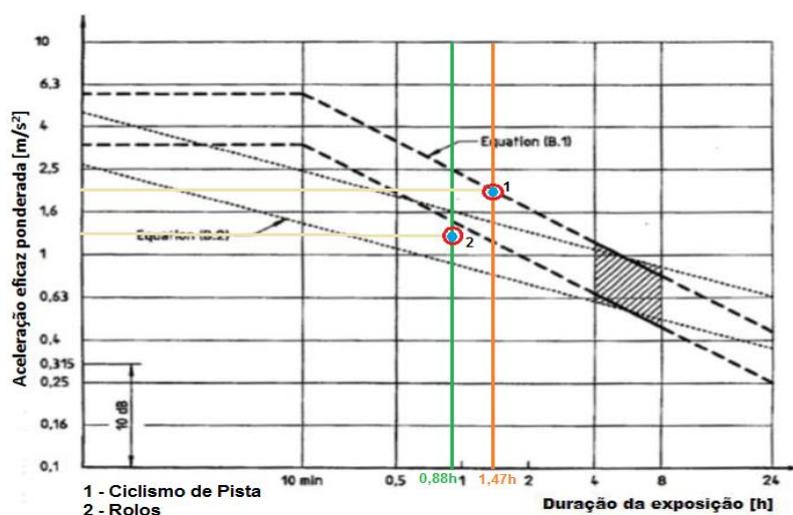


Figura 4.16 - Guia de avaliação do risco para a saúde devido a exposição a VCI (ISO 2631-1, 1997).

4.2.1. Avaliação das vibrações induzidas ao sistema corpo inteiro segundo a norma ISO 2631, 1978 (E)

A norma ISO 2631 indica valores de referência para cada uma das bandas de um terço de oitava com frequências centrais compreendidas entre 1 e 80 Hz e tempos de exposição entre um minuto e 24 horas. Na Tabela 3A do anexo A são indicados, para o eixo dominante, os valores referidos para nível de eficiência reduzida. Nesta dissertação é considerado o limite de exposição como critério de avaliação. Deste modo, os valores de

limite de exposição a considerar são o dobro dos valores indicados por esta tabela, ou seja, 2dB. Estes limites são aplicados a situações de exposição contínua com duração diária, constante, replicada ao longo de vários anos.

A Figura 4.17 apresenta os resultados da análise em banda de terço de oitava, obtidos para a totalidade do percurso e indica que não são ultrapassados os valores limite da norma, o que pressupõe que no domínio das vibrações no corpo inteiro, não existem problemas para a saúde do atleta. Contudo, é possível identificar o valor de frequência de um terço de banda de oitava mais solicitado nesta análise em piso exterior, com 20 Hz. Ora, a literatura refere fenómenos associados a vibrações numa gama de valores entre os 4 e 20Hz, tais como: aumento do tónus muscular, alterações do sistema cardiovascular, sensações incómodas na cabeça, entre outras indicadas na secção 2.2. Este facto mostra o interesse neste estudo. As Figuras 4.18 a 4.20 mostram o comportamento para cada tipo de solicitação em estudo.

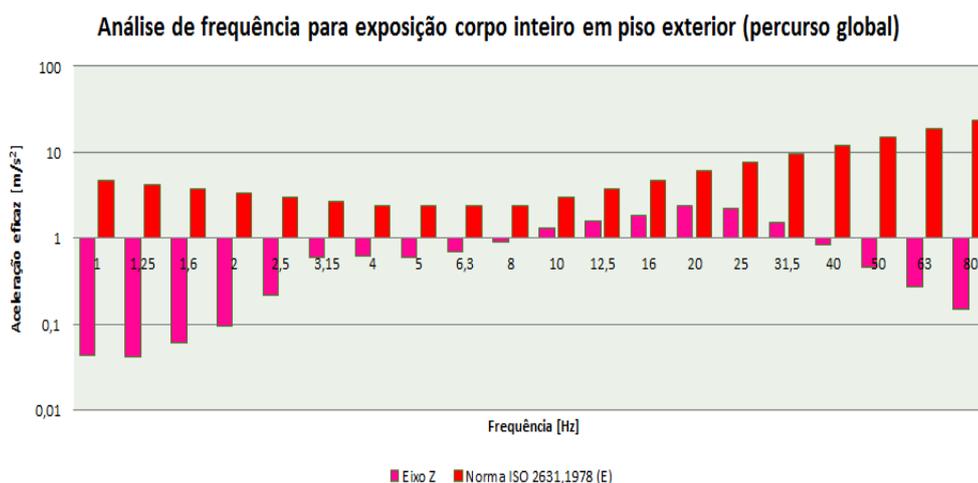


Figura 4.17 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise ao percurso global, em piso exterior, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.

Nas figuras 4.18 a 4.20 confrontam-se os resultados da análise em frequência, considerando a média de todas as avaliações efetuadas para cada tipo de pavimento, com os valores limite de exposição. Nesta abordagem são caracterizados os valores limite de exposição para uma hora de exposição diária, combinando os valores de exposição em número de horas por dia por semana de cada atleta analisado, sendo que esse valor redonda em 1 hora e vinte e três minutos, valor que se aproxima a 1 hora de modo a quantificar a ponderação indicada pela diretiva ISO 2631, 1978.

A análise aos dados recolhidos pode ser generalizada ao ponto de se admitir que qualquer que seja a frequência central em um terço de banda de oitava, independentemente do pavimento, a saúde do praticante jamais se encontra comprometida. Contudo, começando a análise pelo tipo de piso onde essa solicitação é menos nefasta, piso em asfalto, pela análise da Figura 4.18 depreende-se que apenas para um valor de 20 Hz na banda hertziana é que o valor da aceleração eficaz supera a unidade, $1,023 \text{ m/s}^2$.

De modo semelhante, no pavimento empedrado e no piso em *pavé*, observa-se um aumento constante do valor do nível vibratório até 20 Hz, decrescendo a partir desse ponto. Assim, o valor máximo de aceleração eficaz encontra-se na análise do segmento em calçada, $3,26 \text{ m/s}^2$. Esta magnitude é 1,56 vezes superior ao valor de aceleração eficaz experimentada no troço empedrado - $2,084 \text{ m/s}^2$ - e 3,19 vezes superior quando equiparado com o mesmo parâmetro para uma situação de piso em asfalto.

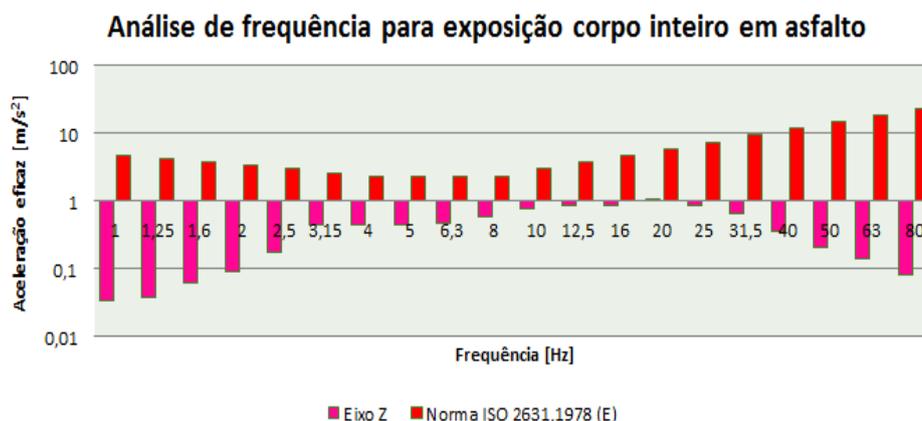


Figura 4.18- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em asfalto, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.

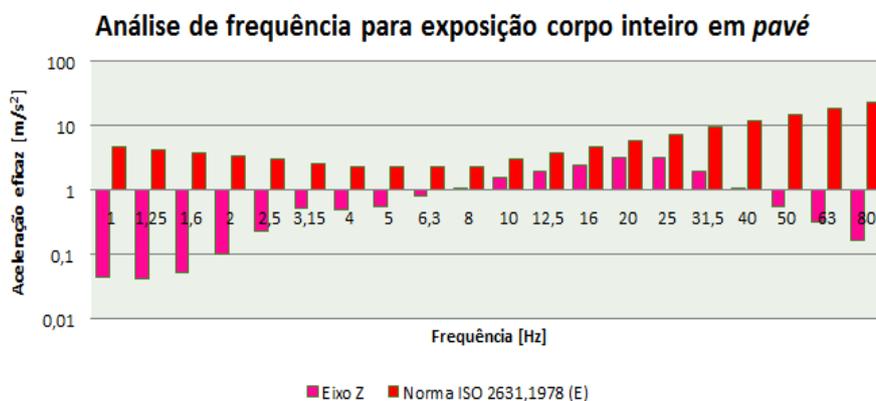


Figura 4.19- Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em pavé, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.

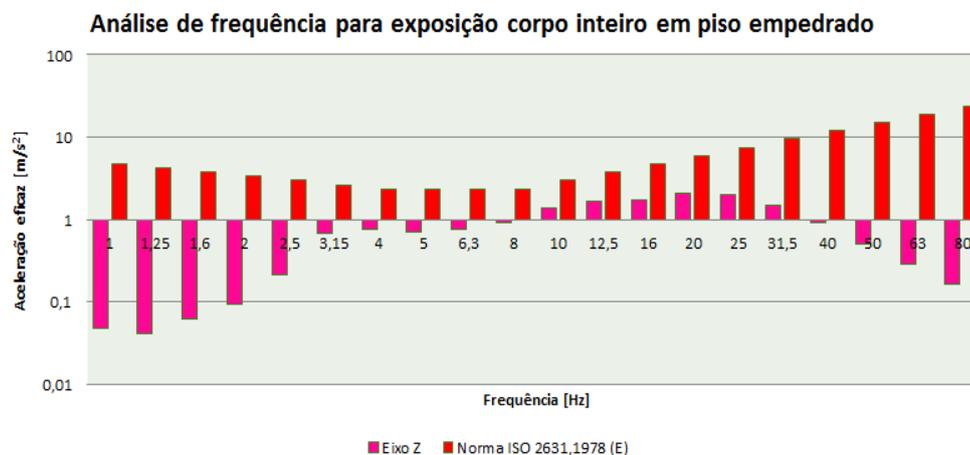


Figura 4.20 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em *piso empedrado*, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.

As Figuras 4.21 e 4.22 estabelecem uma comparação da aceleração eficaz ponderada com a norma. Pela análise das Figuras 4.21 e 4.22 decifra-se um comportamento gráfico semelhante para ambas as situações ilustradas, pese embora a intensidade do valor de aceleração eficaz para uma situação em ciclismo de pista seja ligeiramente superior do que quando se utiliza um equipamento de treino como é o caso dos rolos, tal como sucedia para o sistema mão-braço. Se por um lado, quando se analisa a Figura 4.21 se admite que a aceleração eficaz total máxima se manifesta para 40 Hz de frequência, tal como para VMB, também o valor de magnitude é relativamente semelhante quando equiparado a uma solicitação mão-braço, sendo o valor de aceleração para VCI 79% do valor admitido para VMB, ou seja, tem neste caso uma magnitude de aproximadamente $0,409 \text{ m/s}^2$. No que diz respeito a uma avaliação em rolos esta manifesta um valor máximo de aceleração eficaz na ordem dos $0,314 \text{ m/s}^2$, valor indicado para 5 Hz de frequência de vibração, sendo a única modalidade, entre as avaliadas nesta dissertação, que tem um incremento do nível de vibração na transição do estudo VMB para VCI. Deste modo, estabelecida esta análise, apresenta-se na Tabela 4.5 o quadro resumo do estudo elaborado, tendo em conta a quantificação do efeito das vibrações induzidas ao sistema corpo inteiro, sendo que se afere o grau de conforto provocado de acordo com os pressupostos associados a este tipo de solicitação (VCI).

Os ensaios realizados em pista e em rolos não demonstraram na sua totalidade a existência de um eixo dominante, pese embora os valores das Tabelas B9 e B10 do apêndice B demonstrarem que o eixo z assume uma contribuição maior no movimento. Esse mesmo eixo do referencial é também o eixo dominante nos ensaios que validam um

eixo dominante no sinal vibratório, pelo que se continua a considerar, para o efeito da análise de resultados, o eixo z como o eixo de referência para comparar com os valores da diretiva adotada.

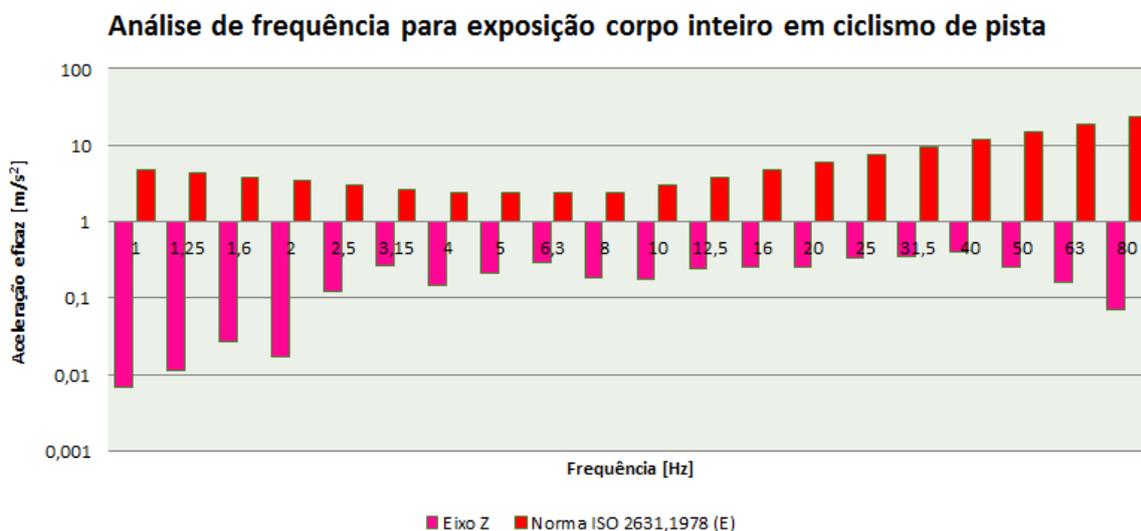


Figura 4.21 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, em *ciclismo de pista*, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.

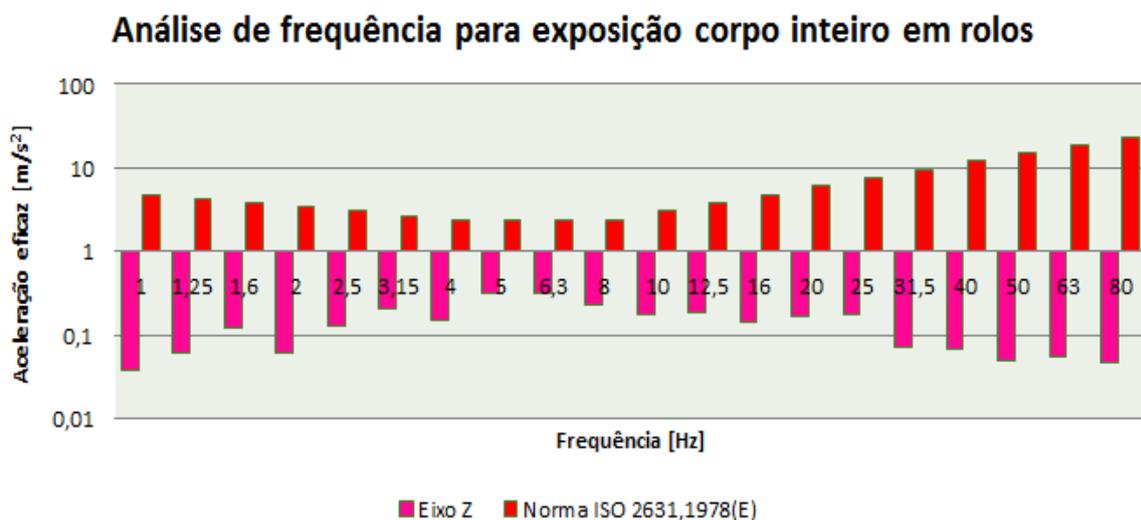


Figura 4.22 - Comparativo entre a aceleração eficaz ponderada obtida na análise corpo inteiro, utilizando rolos, e os valores admissíveis indicados na norma ISO 2631, 1978.

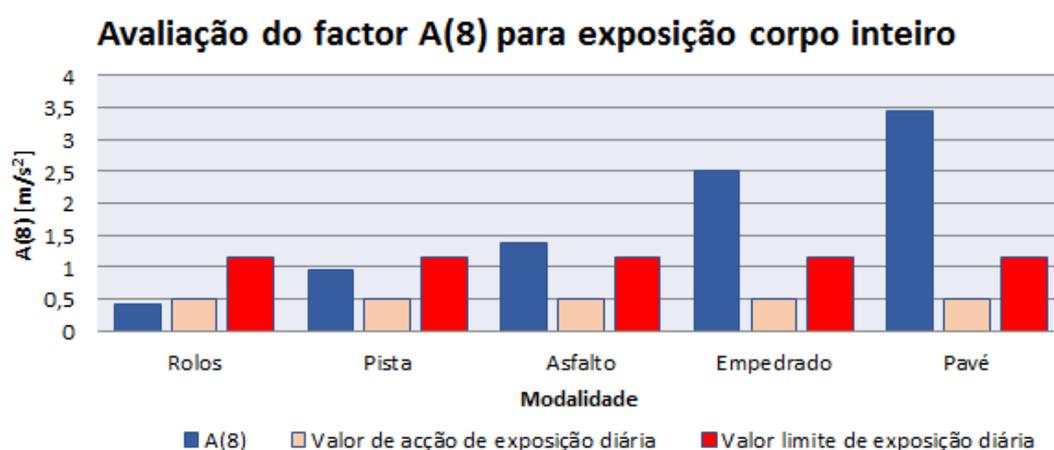
A Tabela 4.6 apresenta o quadro resumo do estudo elaborado considerando a quantificação do efeito das vibrações induzidas ao sistema corpo inteiro, onde se afere o grau de conforto provocado de acordo com os pressupostos associados a este tipo de solicitação (VCI).

Tabela 4.6 - Quadro resumo relativo à quantificação de VCI em vários pisos.

Modalidade	Aceleração eficaz máxima [m/s^2]	Frequência de vibração [Hz]	Grau de conforto
Piso Exterior Global (Asfalto+Pavé+Empedrado)	2,355	20	Muito desconfortável
Asfalto	1,023	20	Desconfortável
Empedrado	2,084	20	Muito desconfortável
Pavé	3,2596	20	Extremamente desconfortável
Pista	0,409	40	Pouco desconfortável
Rolos	0,314	5	Pouco desconfortável

4.2.2. Avaliação do fator A(8)

A Figura 4.23 ilustra a evolução do factor A(8) em relação à modalidade praticada pelo atleta, onde desde logo se torna perceptível que o valor limite de exposição diária é ultrapassado para todos os tipos de pavimento exterior. Numa avaliação corpo inteiro a severidade depende em parte do conforto do atleta quando se encontra sentado, neste caso no selim. Assim, o que se depreende é que a posição dos atletas pode não ter sido a mais indicada sendo que, por outro prisma, pode-se antever que numa avaliação futura se deve procurar utilizar um outro tipo de assento, de modo a verificar possíveis atenuações deste parâmetro que nesta subsecção se avalia.

**Figura 4.23** - Avaliação da severidade das ações por estudo do fator A(8) numa exposição VCI.

Tal como descrito na subsecção 4.1.2 é possível estimar a duração temporal a que um atleta deve estar exposto a vibrações induzidas à totalidade do seu corpo, sem

ultrapassar o valor limite de exposição diária admissível, $1,15 m/s^2$. Deste modo, surgem indicados na Tabela 4.7 os valores horários máximos de exposição diária para cada modalidade indicada na Figura 4.23, tendo por base os valores de aceleração eficaz e uma média dos valores de exposição diária de cada atleta avaliado mediante a modalidade em que participou no presente estudo.

Tabela 4.7 - Estudo do tempo de ação contínua até ultrapassar o valor limite de exposição diária em VCI.

Modalidade	Tempo até ultrapassar o limite de exposição diária [h:min]
Asfalto	00:59
Empedrado	00:17
<i>Pavé</i>	00:09
Pista	02:48
Rolos	07:07

Ao analisar a Tabela 4.7 convém ter em conta que em média, do grupo de atletas avaliados na presente dissertação, um atleta pratica ciclismo durante 1,38 horas por dia por semana em pavimento exterior. Assim, tendo em conta os resultados obtidos, para atletas nas mesmas circunstâncias, o ciclismo em piso exterior tem adjacente uma severidade de tal modo elevada para o sistema corpo inteiro que bastaria a um atleta tripular a sua bicicleta durante nove minutos em *pavé* para ultrapassar o limite diário imposto pela diretiva internacional. Por outro lado, tanto o ciclismo de pista como a utilização de rolos oferecem alguma segurança ao sistema corpo inteiro, sendo notória a diferença entre os valores observados para o sistema mão-braço em relação aos que neste ponto se caracterizaram para o sistema corpo inteiro.

5. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Samuel Butler enuncia que “a vida é arte de tirar conclusões suficientes a partir de premissas insuficientes” pensamento que se coaduna no raciocínio de Thomas Hobbes que indica que “a experiência não leva a conclusões universais”. No fundo, uma conclusão sintetiza apenas um estudo elaborado e, como em todo e qualquer estudo científico, a busca incessante do ser humano pelo saber vai originar um desenvolvimento de metodologias e aprimorar de resultados com o passar do tempo. Assim, expõe-se neste ponto da dissertação uma compilação das principais questões identificadas.

No presente estudo procurou-se quantificar da melhor forma possível a exposição do praticante de ciclismo a todas as situações referidas no capítulo 2, de onde se destacam dois tipos de exposição a sinais vibratórios: vibração no sistema mão-braço e vibração no corpo inteiro.

Relativamente à análise de vibração no sistema mão-braço concluiu-se que os níveis diários de aceleração eficaz a que o mesmo é exposto foi superior ao valor de ação recomendado pela diretiva nº 2002/44/CE do parlamento europeu, $2,5 \text{ m/s}^2$ apenas para um tipo de pavimento mais sinuoso como são os casos de segmentos em pavé e em piso empedrado, este último tipicamente semelhante ao utilizado em BTT. Contudo, dos dois tipos de pavimento cujo efeito é nocivo para a saúde do sistema mão-braço, o piso em *pavé* é aquele que apresenta o nível diário de aceleração eficaz superior – $7,93 \text{ m/s}^2$ – 1,88 vezes superior ao valor do mesmo parâmetro para uma situação de piso empedrado, $4,22 \text{ m/s}^2$. No que concerne os ensaios desenvolvidos em piso exterior resta referir a exposição a que está sujeito um praticante em piso asfaltado, semelhante ao que se encontra na via pública. Para este caso, admite-se uma suavidade tal no pavimento que o nível de aceleração está longe dos valores obtidos nos restantes pisos exteriores avaliados, cifrando-se em $1,603 \text{ m/s}^2$. Desta primeira abordagem conclui-se que o valor diário limite de exposição a VMB, 5 m/s^2 é somente ultrapassado nas aquisições levadas a cabo no pavimento em calçada. O estudo que se apresentou pressupôs a incidência em dois domínios distintos do ciclismo em pavimento exterior: ciclismo de pista – praticado num velódromo – e utilização de rolos enquanto equipamento de treino e preservação da condição física do atleta. Assim, em nenhum dos casos se sobrepuseram os limites impostos pela diretiva.

Numa avaliação segundo a norma ISO 5349-1 (2001), afere-se que, para os níveis de vibração diários determinados e atendendo ao facto de a probabilidade de aparecimento de dedos brancos é de 10%, segundo foi fundamentado no capítulo 2, Observa-se que existe o risco da doença de Raynaud se manifestar após 40 anos e cinco meses de exposição diária no que concerne a aquisição de sinais vibratórios em rolos, 30 anos e dez meses no ciclismo de pista, 19 anos e três meses para uma solicitação em piso asfaltado, 7 anos se o atleta tiver uma prática diária em segmentos com pavimento empedrado e, por fim, 3 anos e seis meses, para que se verifique essa probabilidade de ocorrência num praticante de ciclismo em troços compostos por *pavé*. No domínio da análise de frequência, realizada em bandas de um terço de oitava segundo a norma, ISO 5349, (1979) (E), verificou-se que, é no sector de *pavé* que o atleta experimenta o valor de aceleração eficaz máximo. Contudo, quando se compara com os valores de referência da norma alusiva ao estudo do efeito das vibrações induzidas ao sistema mão-braço, verifica-se um comportamento semelhante do grafismo referente ao piso em calçada e ao piso empedrado. Mais, o valor de aceleração eficaz é máximo num segmento de *pavé* e asfalto para uma frequência 16 Hz, e de 12,5 Hz quando se quantificam os efeitos num pavimento empedrado, sendo que para todos os casos avaliados em VMB, atingiram-se os valores mais elevados de aceleração eficaz, segundo os eixos x e z. Constata-se, desta forma, que os membros mais afetados pela VMB são o ombro, o antebraço e o braço. Quanto às duas vertentes de ciclismo avaliadas em ambiente interior, apesar do seu nível de vibração máximo ser muito inferior, este ocorre para 25 Hz no caso dos rolos e para 40 Hz no caso do ciclismo de pista, afetando assim sobretudo a mão e o antebraço, embora não ultrapasse os limites impostos pela normativa em termos de saúde do atleta a médio e longo prazo.

Quanto à avaliação corpo inteiro, a norma utilizada impõe um limite de exposição diária de $1,15 m/s^2$, valor que é ultrapassado para uma ação em todos os tipos de pavimento exterior abordados, sendo ultrapassado em larga escala quando se quantifica o efeito de uma exposição a um sinal vibratório em piso calcetado e em piso empedrado. Numa avaliação corpo inteiro o piso em *pavé* é aquele que apresenta um nível diário de aceleração eficaz superior, $3,457 m/s^2$, 1,38 vezes superior ao valor do mesmo parâmetro para uma situação de piso empedrado, $2,51 m/s^2$. Relativamente à situação em asfalto esta avalia o parâmetro A(8) em $1,38 m/s^2$ estando ligeiramente acima do valor limite diário, valor esse que não é ultrapassado para o estudo realizado em velódromo e em rolos,

embora para uma sollicitação corpo inteiro, o risco inerente à prática de ciclismo de pista aumente quando comparado com o mesmo estudo no domínio do sistema mão-braço, $0,94 m/s^2$. Quando se relaciona o valor de aceleração eficaz máxima com o grau de conforto do corpo humano sujeito a vibrações, entende-se que para um segmento em *pavé* o sinal é extremamente desconfortável, sendo despromovido à categoria de muito desconfortável para uma situação de piso empedrado e de apenas desconfortável para um piso asfaltado. Assim, para prevenir a existência de lesões, sobretudo ao nível da zona lombar, alguns atletas já recorrem a cintas nessa mesma zona do corpo humano, sendo que se privilegia, cada vez mais, a escolha de selins que tenham acoplado um espigão com capacidade de amortecimento das vibrações.

Quanto ao ciclismo de pista e à utilização de rolos, estas duas vertentes são descritas como pouco desconfortáveis, estando o atleta sujeito a possíveis contrações musculares e dores abdominais que lhe podem gerar desconforto. No caso do ciclismo *indoor* a sollicitação máxima ocorre para 40 Hz tal como acontecia no sistema mão-braço, embora este valor careça de reconfirmação em estudos futuros devido a resultados algo contraditórios neste domínio, tendo em conta a escassez de amostras obtidos no decurso do período de elaboração do presente estudo.

Em harmonia com a revisão da literatura e os resultados obtidos durante o procedimento experimental, concluiu-se que, na prática de ciclismo, a probabilidade de existirem efeitos adversos para a saúde do praticante, cresce com o aumento do tempo de exposição e do nível de vibração e esforço a que o mesmo é exposto. Assim, surgem como prováveis efeitos adversos resultantes da exposição prolongada a estas condições, a síndrome de túnel cárpico, lombociatalgias, hérnias discais, dor cervical, formigueiro e palidez das mãos e desgaste osteoarticular, principalmente nas articulações dos ombros, cotovelos, punhos e joelhos. Sabe-se que a severidade no sistema mão-braço depende sobretudo do tipo de pavimento e de algumas afinações ao nível da pressão dos pneus, tipo de suspensão, material do quadro, entre outros. Este estudo foi elaborado com suspensão fechada em piso exterior de modo a replicar a ausência de suspensão activa no ciclismo de pista, pelo que se a suspensão da bicicleta estivesse aberta, a severidade do sinal seria manifestamente inferior. Quanto às vibrações induzidas ao corpo inteiro estas dependem em parte do conforto do atleta quando se encontra sentado, neste caso no selim, sobretudo ao nível do espigão, existindo já no mercado inúmeras soluções que permitem minimizar o

efeito provocado pelas vibrações do tipo não intencional. De igual modo, o que se depreende é que a posição do atleta condiciona o efeito do sinal vibratório, pelo que um posicionamento correcto no assento minimizará a ocorrência de danos futuros para a saúde dos praticantes.

5.1. Sugestões para trabalhos futuros

Como referido anteriormente, um estudo é uma passagem de testemunho para novos estudos e novos desenvolvimentos. Ora, sendo a análise de vibrações induzidas ao sistema biomecânico na prática de desporto, uma temática de certo modo recente, o ideal seria continuar a desenvolver bases experimentais de modo a convergir todos os dados adquiridos em observações passadas com o intuito de criar uma norma internacional diretamente ligada ao desporto. Em síntese, definem-se nos seguintes pontos possíveis sugestões de trabalhos futuros, uns como seguimento da presente dissertação, outros no âmbito da área avaliada nesta missiva.

- Contribuir para o desenvolvimento de uma norma internacional que desmistifique o efeito das vibrações induzidas não intencionais no desporto e que tratem o corpo humano como um verdadeiro corpo ao invés de lhe serem adaptadas normas como algo mecanizado com um comportamento tipicamente linear, algo que não sucede;

- No âmbito da avaliação efetuada, uma possível proposta de continuação do estudo incide em experimentar outros tipos de bicicleta, nomeadamente bicicletas tipicamente de estrada e de contra-relógio e verificar a diferença de comportamento em asfalto. Na mesma abordagem podem ser experimentados pneus de diferente perfil e verificar as alterações impostas. Mais, o estudo pode ser alargado a um protocolo com uma equipa de ciclismo profissional de modo a trabalhar *in-loco* com atletas federados e acompanhar em tempo real o comportamento dos sinais vibratórios induzidos em percursos de provas do calendário internacional da UCI;

- Ainda no domínio do ciclismo, o estudo pode ser feito aumentando o número de amostras e comparando o efeito provocado por uma bicicleta com quadro de alumínio com o mesmo efeito mas com uma bicicleta com quadro de carbono, sendo que

também se podem utilizar diferentes soluções de espigão de modo a atestar qual a mais eficaz para cada tipo de pavimento;

- Outra sugestão passa por fazer evoluir o estudo realizado para outros desportos e fazê-lo incidir sobretudo no desporto escolar, de modo a que no futuro seja possível corrigir desde uma idade juvenil algumas imprudências, sobretudo ao nível do posicionamento, que despoletam problemas de saúde no domínio musculoesquelético.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ALMEIDA, T.. Avaliação biomecânica na prática de enduro. Universidade de Coimbra, 2013. Tese de mestrado
- [2] ANFLOR, C. T. M.. Estudo da transmissibilidade da vibração no corpo humano na direcção vertical e desenvolvimento de um modelo biomecânico de quatro graus de liberdade. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003. Tese de mestrado
- [3] ASTRÖM, C., REHN, B., LUNDSTRÖM, R., NILSSON, T., BURSTRÖM, & SUNDELIN, G.. Hand-arm vibration syndrome (HAVS) and musculoskeletal symptoms in the neck and upper limbs in professional drivers of terrain vehicles - a cross sectional study. *Applied Ergonomics*. ISSN 0003-6870. Vol. 37 (2006) p. 793-9.
- [4] BRAGA, C.. Exposição ocupacional a vibrações no sistema mão-braço no sector da construção. Porto: FEUP, 2007. Tese de mestrado.
- [5] DIRECTIVE 2002/44/EC. On the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (vibration). L177/13 (25-06-2002).
- [6] FERNANDES, J. C.. Segurança nas vibrações sobre o corpo humano, 2000. Texto académico.
- [7] FRANCHINI, D.. Análise do nível de vibrações verticais no assento de um tractor agrícola. Santa Maria: UFSM, 2007. Tese de mestrado.
- [8] HEISLER, Erica L. – “The Relationship of snowmobile year, track length, and riding terrain to the occurrence of musculoskeletal symptoms in recreational snowmobile drivers”. Las Vegas: UNLV, 2010. Tese de mestrado.
- [9] ISO 5349:1979 (E). Mechanical vibration – Guide for evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration — Part 1: General requirements.
- [10] ISO 5349-1:2001. Mechanical vibration – Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration – Part 1: General requirements.
- [11] ISO 5349-2:2002. Mechanical vibration – Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration – Part 2: Practical guidance for measurement at the workplace.

- [12] ISO 2631:1978 (E). Guide for Evaluation of human exposure to whole-body vibration.
- [13] ISO 2631-1:1997. Mechanical vibration and shock Evaluation of human exposure to whole-body vibration – Part 1: General requirements.
- [14] MACHADO, E.. A transmissão da vibração no cotovelo após o impacto da raquete na bola e consequências pelo mau uso da técnica e do material: aspectos teóricos e pesquisa experimental para a medição das acelerações do cotovelo no impacto da bola na raquete na prática do saque chapado. Porto Alegre: Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2004. Monografia.
- [15] MALCHAIRE, J., PIETTE, A., & COCK, N.. Associations between hand wrist musculoskeletal and sensorineural complains and Biomechanical and Vibration work constrains. American Occupational Hygiene. ISSN 0003- 4878. Vol. 45 (6) (2001) p. 479-491.
- [16] OILEMAN, M.; MARIN-PERINAU, R.; MARIN-PERINAU, M.. Measurement of dynamic comfort in cycling using wireless acceleration sensors. Procedia Engineering n°34 (2012) p.568-573.
- [17] REHN, B., BERGDAHL, C., AHLEGRAN, C., FROM, C., JARVHOLM, B., LUNDSTROM, R., NILSSON, T., SUNDELIN, G.. Musculoskeletal Symptoms among Drivers of All-Terrain Vehicles. Journal of Sound and Vibration. ISSN 0022-460X. Vol. 253 (1) (2002) p. 21-29.
- [18] REHN, B., NILSSON, T., JARVHOLM, B.. Neuromusculoskeletal disorders in the neck and upper extremities among drivers of all-terrain vehicles - a case series. BMC Musculoskeletal Disorders. ISSN 1471-2474. Vol. 5 (1) (2004).
- [19] SALIBA, T. M.. Manual Prático de Avaliação e Controle de Vibração. São Paulo. LTR, 2009. ISBN 9788536113494.
- [20] SOEIRO, N.S.. Vibrações e o corpo humano: uma avaliação ocupacional. Belém: GVA – UFPA, 2011. Monografia.
- [21] TAVARES, G.. Elementos orgânicos e fundamentais de máquinas e implementos agrícolas. Londrina. UDUEL, 2000. ISBN 8572160906.

ANEXO A

O presente anexo encontra-se reservado para documentação relevante, retirada das normas ISO adotadas neste estudo no âmbito da quantificação do fenómeno das vibrações induzidas.

Tabela 1A - Valores de exposição máxima para VMB numa exposição diária de 4 a 8 horas ininterruptas ou sem interrupções regulares (fator de correção = 1), (ISO 5349, 1979 (E)).

Bandas de um terço de oitava		
Frequência (Central de banda de um terço de oitava)	Valor eficaz máximo da aceleração da vibração em cada eixo [m/s ²]	Valor eficaz máximo da velocidade da vibração em cada eixo [m/s]
6,4	0,8	0,016
8,0	0,8	0,016
10	0,8	0,013
12,5	0,8	0,010
16	0,8	0,008
20	1,0	0,008
25	1,3	0,008
31,5	1,6	0,008
40	2,0	0,008
50	2,5	0,008
63	3,2	0,008
80	4,0	0,008
100	5,0	0,008
125	6,3	0,008
160	8,0	0,008
200	10,0	0,008
250	12,5	0,008
315	16,0	0,008
400	20,0	0,008
500	25,0	0,008
630	31,5	0,008
800	40,0	0,008
1000	50,0	0,008

Tabela 2A - Valores numéricos de aceleração na direção longitudinal Z (pé-cabeça) para “nível de eficiência reduzida” (ISO 2631, 1978 (E)).

Frequência (centro da banda de 1/3 de oitava)	Aceleração (m/s ²) Tempo de Exposição								
	24 h	16 h	8 h	4 h	2,5 h	1 h	25 min	16 min	1 min
1,0	0,280	0,425	0,63	1,06	1,40	2,36	3,55	4,25	5,60
1,25	0,250	0,375	0,56	0,95	1,26	2,12	3,15	3,75	5,00
1,6	0,224	0,335	0,50	0,85	1,12	1,90	2,80	3,35	4,50
2,0	0,200	0,300	0,45	0,75	1,00	1,70	2,50	3,00	4,00
2,5	0,180	0,265	0,40	0,67	0,90	1,50	2,24	2,65	3,55
3,15	0,160	0,235	0,355	0,60	0,80	1,32	2,00	2,35	3,15
4,0	0,140	0,212	0,315	0,53	0,71	1,18	1,80	2,12	2,80
5,0	0,140	0,212	0,315	0,53	0,71	1,18	1,80	2,12	2,80
6,3	0,140	0,212	0,315	0,53	0,71	1,18	1,80	2,12	2,80
8,0	0,140	0,212	0,315	0,53	0,71	1,18	1,80	2,12	2,80
10,0	0,180	0,265	0,40	0,67	0,90	1,50	2,24	2,65	3,55
12,5	0,224	0,335	0,50	0,85	1,12	1,90	2,80	3,35	4,50
16,0	0,280	0,425	0,63	1,06	1,40	2,36	3,55	4,25	5,60
20,0	0,355	0,530	0,80	1,32	1,80	3,00	4,50	5,30	7,10
25,0	0,450	0,670	1,0	1,70	2,24	3,75	5,60	6,70	9,00
31,5	0,560	0,850	1,25	2,12	2,80	4,75	7,10	8,50	11,2
40,0	0,710	1,060	1,60	2,65	3,55	6,00	9,00	10,6	14,0
50,0	0,900	1,320	2,0	3,35	4,50	7,50	11,2	13,2	18,0
63,0	1,120	1,700	2,5	4,25	5,60	9,50	14,0	17,0	22,4
80,0	1,400	2,120	3,15	5,30	7,10	11,8	18,0	21,2	28,0

Os valores acima definem o limite em termos de valor eficaz (RMS) da vibração de frequência simples (senoidal) ou valor eficaz na banda de um terço de oitava para a vibração distribuída.

APÊNDICE A

Neste Apêndice surge ilustrado o *layout* de alguns programas, previamente concebidos em LabVIEW, e que serviram para a visualização, aquisição e processamento dos dados recolhidos no decurso da presente dissertação.

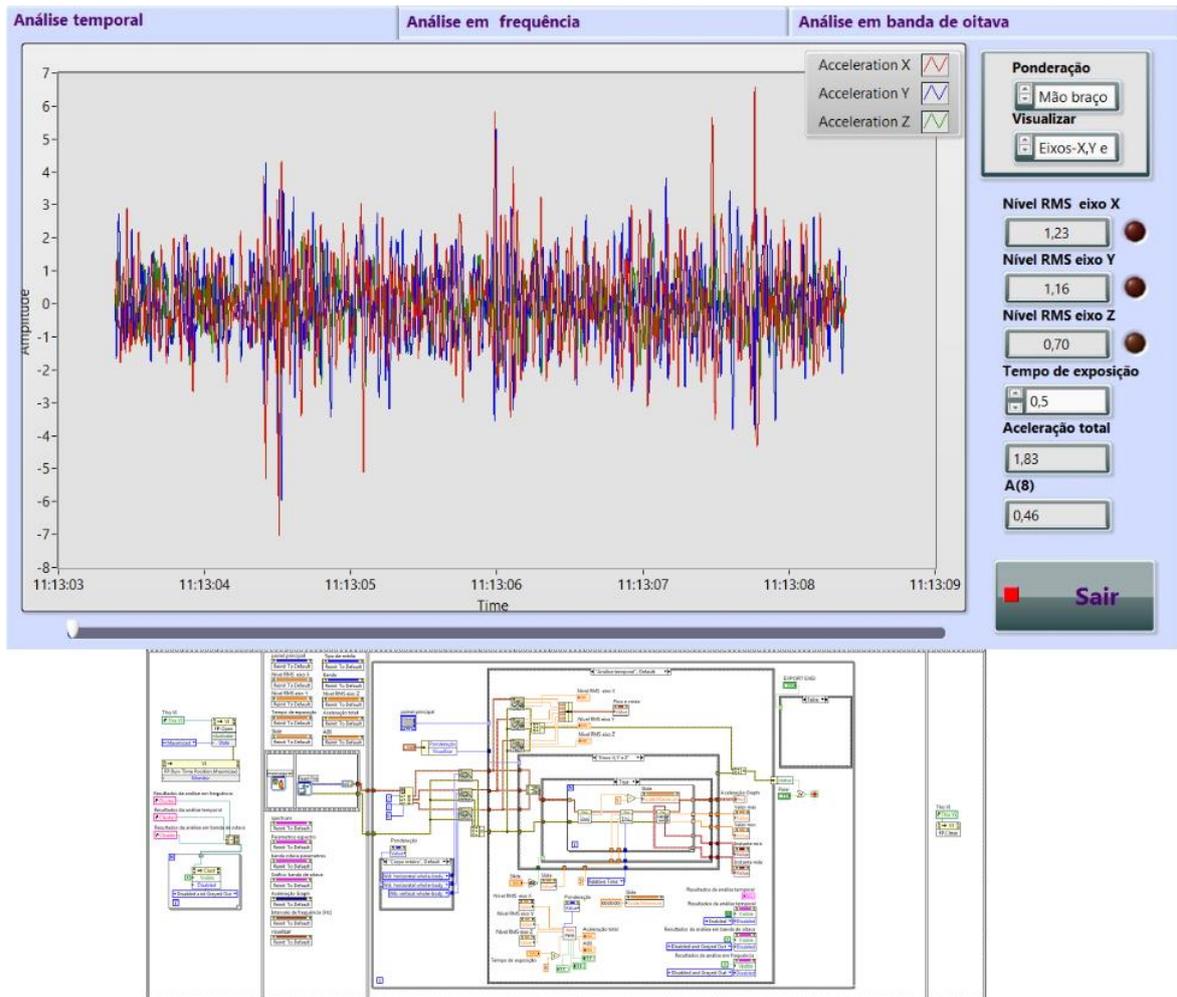


Figura.A1 - Análise temporal da aceleração do sinal vibratório.

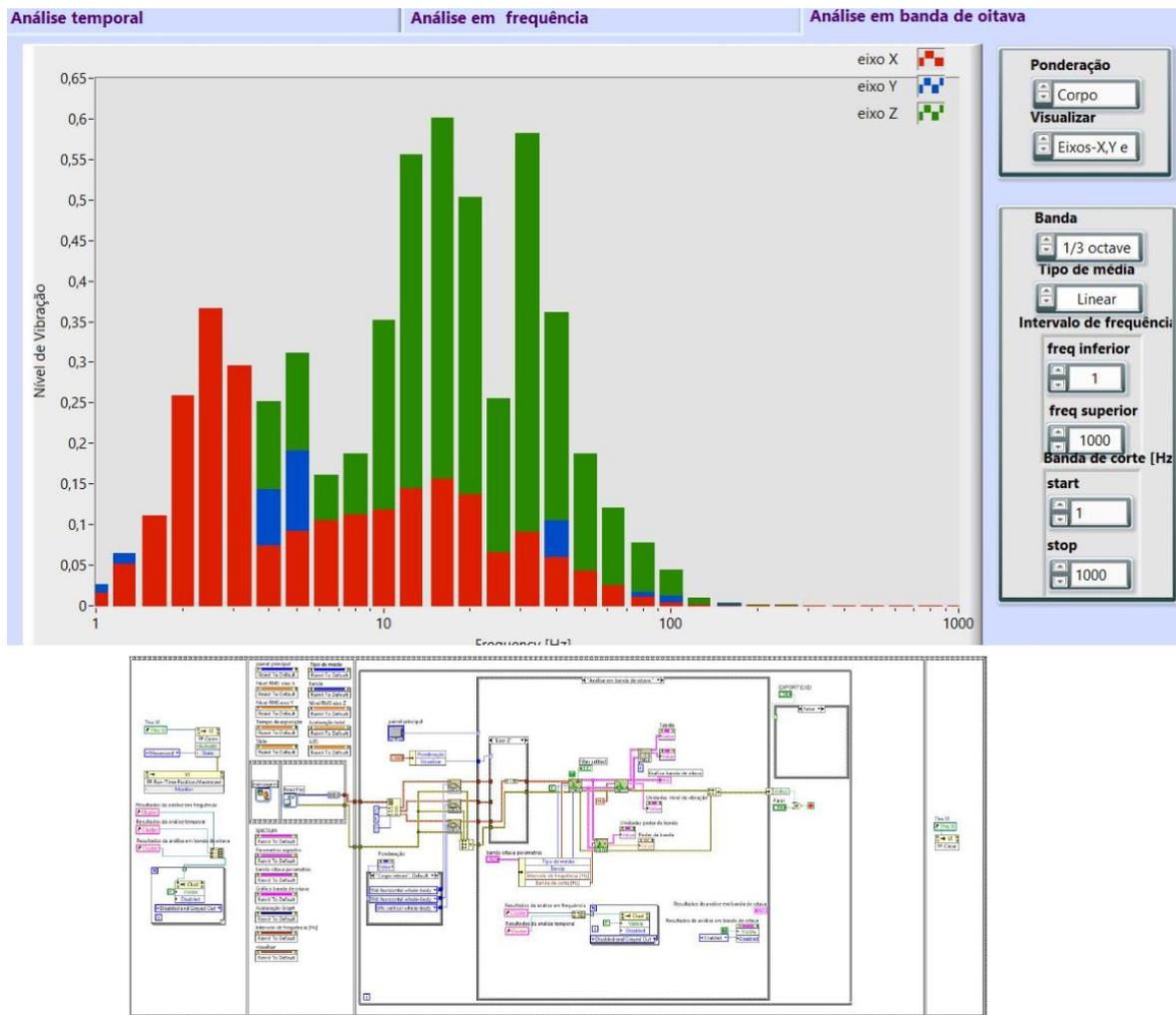


Figura A 2- Análise de frequência do sinal vibratório.

APÊNDICE B

Neste apêndice são apresentados os valores de aceleração eficaz obtidos em todos os testes realizados, nomeadamente para a análise de VMB e VCI, assim como os seus respetivos valores médios.

Tabela B1 – Resultados da exposição humana a VMB em asfalto.

Resultados da exposição humana a VMB				
Unidades	Pavimento em asfalto	Atleta 3	Atleta 5	Valor Médio
[m/s ²]	$a_{rms}(x)$	2,480	3,550	3,015
[m/s ²]	$a_{rms}(y)$	1,135	1,110	1,123
[m/s ²]	$a_{rms}(z)$	2,135	2,780	2,458
[m/s ²]	$a_{rms}(Total)$	3,485	4,660	4,073
[m/s ²]	Fator de crista, x	8,409	10,061	9,235
	Fator de crista, y	8,611	7,923	8,267
	Fator de crista, z	8,801	9,722	9,262
[m/s ²]	Nível de pico, x	21,012	35,256	28,134
	Nível de pico, y	10,209	8,868	9,539
	Nível de pico, z	18,630	27,955	23,293
[anos]	Dedos Brancos			19,290
[h]	TEVL			12,060

Tabela B2 - Resultados da exposição humana a VMB em empedrado.

Resultados da exposição humana a VMB				
Unidades	Pavimento empedrado	Atleta 3	Atleta 5	Valor Médio
[m/s ²]	$a_{rms}(x)$	8.430	8.660	8.545
[m/s ²]	$a_{rms}(y)$	2.510	2.330	2.420
[m/s ²]	$a_{rms}(z)$	5.280	6.990	6.135
[m/s ²]	$a_{rms}(Total)$	10.260	11.370	10.815
[m/s ²]	Fator de crista, x	6.257	10.389	8.323
	Fator de crista, y	7.668	10.430	9.049
	Fator de crista, z	9.972	9.386	9.679
[m/s ²]	Nível de pico, x	52.740	89.999	71.370
	Nível de pico, y	19.273	24.286	21.780
	Nível de pico, z	52.659	65.584	59.122
[anos]	Dedos Brancos			6.912
[h]	TEVL			1.710

Tabela B3 - - Resultados da exposição humana a VMB em *pavé*.

Resultados da exposição humana a VMB					
Unidades	Pavimento em pavé	Atleta 3	Atleta 4	Atleta 5	Valor Médio
[m/s ²]	$a_{rms}(x)$	11,980	15,380	13,730	13,697
[m/s ²]	$a_{rms}(y)$	3,070	4,030	3,370	3,490
[m/s ²]	$a_{rms}(z)$	7,655	13,335	9,895	10,295
[m/s ²]	$a_{rms}(Total)$	14,545	20,825	17,265	17,545
[m/s ²]	Fator de crista, x	5,705	3,795	5,508	5,003
	Fator de crista, y	7,138	4,388	6,325	5,950
	Fator de crista, z	6,684	3,762	6,617	5,688
[m/s ²]	Nível de pico, x	67,711	56,821	75,335	66,622
	Nível de pico, y	21,799	18,431	21,086	20,439
	Nível de pico, z	52,439	49,787	64,595	55,607
[anos]	Dedos Brancos				3,539
[h]	TEVL				0,650

Tabela B4 - Resultados da exposição humana a VMB em pista.

Resultados da exposição humana a VMB				
Unidades	Pista	Atleta 1	Atleta 2	Valor Médio
[m/s ²]	$a_{rms}(x)$	1,544	1,943	1,744
[m/s ²]	$a_{rms}(y)$	0,861	0,770	0,816
[m/s ²]	$a_{rms}(z)$	0,990	1,792	1,391
[m/s ²]	$a_{rms}(Total)$	2,063	2,753	2,408
[m/s ²]	Fator de crista, x	9,062	7,653	8,358
	Fator de crista, y	6,355	7,255	6,805
	Fator de crista, z	6,936	7,283	7,109
[m/s ²]	Nível de pico, x	13,721	14,853	14,287
	Nível de pico, y	5,782	5,216	5,499
	Nível de pico, z	6,841	13,065	9,953
[anos]	Dedos Brancos			30,853
[h]	TEVL			28,480

Tabela B5 - Resultados da exposição humana a VMB em rolos.

Resultados da exposição humana a VMB				
Unidades	Rolos	Atleta 2	Atleta 3	Valor Médio
[m/s ²]	$a_{rms}(x)$	1,130	0,338	0,734
[m/s ²]	$a_{rms}(y)$	0,616	0,568	0,592
[m/s ²]	$a_{rms}(z)$	1,130	0,570	0,850
[m/s ²]	$a_{rms}(Total)$	1,714	0,870	1,292
[m/s ²]	Fator de crista, x	4,182	5,608	4,895
	Fator de crista, y	4,667	4,621	4,644
	Fator de crista, z	4,240	5,515	4,878
[m/s ²]	Nível de pico, x	4,736	1,858	3,297
	Nível de pico, y	2,899	2,601	2,750
	Nível de pico, z	4,785	3,143	3,964
[anos]	Dedos Brancos			40,447
[h]	TEVL			81,000

Tabela B6 - Resultados da exposição humana a VCI em asfalto.

Resultados da exposição humana a VCI					
Unidades	Pavimento em asfalto	Atleta 3	Atleta 4	Atleta 5	Valor Médio
$[m/s^2]$	$a_{rms}(x)$	0,890	1,055	0,990	0,978
$[m/s^2]$	$a_{rms}(y)$	1,070	1,360	0,950	1,127
$[m/s^2]$	$a_{rms}(z)$	2,605	4,350	2,875	3,277
$[m/s^2]$	$a_{rms}(Total)$	2,605	4,350	2,875	3,277
$[m/s^2]$	Fator de crista, x	7,557	7,034	11,024	8,538
	Fator de crista, y	3,499	3,585	5,386	4,156
	Fator de crista, z	10,376	10,108	14,902	11,795
$[m/s^2]$	Nível de pico, x	7,054	7,533	11,494	8,694
	Nível de pico, y	3,628	4,379	5,121	4,376
	Nível de pico, z	28,208	44,301	48,425	40,311
$[h]$	TEVL				0,980

Tabela B7 - Resultados da exposição humana a VCI em empedrado.

Resultados da exposição humana a VCI					
Unidades	Pavimento empedrado	Atleta 3	Atleta 4	Atleta 5	Valor Médio
$[m/s^2]$	$a_{rms}(x)$	1,780	1,130	1,600	1,503
$[m/s^2]$	$a_{rms}(y)$	1,460	1,130	1,080	1,223
$[m/s^2]$	$a_{rms}(z)$	6,290	4,890	7,200	6,127
$[m/s^2]$	$a_{rms}(Total)$	6,290	4,890	7,200	6,127
$[m/s^2]$	Fator de crista, x	9,568	10,536	8,391	9,498
	Fator de crista, y	4,818	5,772	6,335	5,641
	Fator de crista, z	10,382	12,658	15,392	12,811
$[m/s^2]$	Nível de pico, x	17,057	11,856	13,441	14,118
	Nível de pico, y	7,014	6,543	6,838	6,798
	Nível de pico, z	65,274	61,894	110,760	79,309
$[h]$	TEVL				0,280

Tabela B8 - Resultados da exposição humana a VCI em *pavé*.

Resultados da exposição humana a VCI					
Unidades	Pavimento em pavé	Atleta 3	Atleta 4	Atleta 5	Valor Médio
$[m/s^2]$	$a_{rms}(x)$	1,810	1,290	1,735	1,612
$[m/s^2]$	$a_{rms}(y)$	1,200	1,060	1,125	1,128
$[m/s^2]$	$a_{rms}(z)$	9,345	6,365	9,735	8,482
$[m/s^2]$	$a_{rms}(Total)$	9,345	6,365	9,735	8,482
$[m/s^2]$	Fator de crista, x	7,604	6,616	5,771	6,664
	Fator de crista, y	3,990	4,712	5,271	4,658
	Fator de crista, z	6,415	9,011	6,394	7,273
$[m/s^2]$	Nível de pico, x	13,723	8,503	9,986	10,737
	Nível de pico, y	4,704	4,846	5,921	5,157
	Nível de pico, z	59,451	57,068	62,669	59,729
$[h]$	TEVL				0,150

Tabela B9 - Resultados da exposição humana a VCI em pista.

Resultados da exposição humana a VCI				
Unidades	Pista	Atleta 1	Atleta 2	Valor Médio
$[m/s^2]$	$a_{rms}(x)$	0,295	0,367	0,331
$[m/s^2]$	$a_{rms}(y)$	0,808	1,213	1,011
$[m/s^2]$	$a_{rms}(z)$	1,550	1,522	1,536
$[m/s^2]$	$a_{rms}(Total)$	1,550	2,337	1,944
$[m/s^2]$	Fator de crista, x	6,312	5,417	5,865
	Fator de crista, y	3,042	2,625	2,834
	Fator de crista, z	8,007	6,566	7,287
$[m/s^2]$	Nível de pico, x	1,853	1,982	1,918
	Nível de pico, y	2,459	3,183	2,821
	Nível de pico, z	12,427	9,981	11,204
$[h]$	TEVL			2,800

Tabela B10 - Resultados da exposição humana a VCI em rolos.

Resultados da exposição humana a VCI					
Unidades	Rolos	Atleta 2	Atleta 3	Atleta 6	Valor Médio
$[m/s^2]$	$a_{rms}(x)$	0,264	0,664	0,217	0,382
$[m/s^2]$	$a_{rms}(y)$	0,772	0,858	0,467	0,699
$[m/s^2]$	$a_{rms}(z)$	1,090	0,772	0,520	0,794
$[m/s^2]$	$a_{rms}(Total)$	1,090	1,708	0,867	1,222
$[m/s^2]$	Fator de crista, x	3,716	4,090	4,880	4,229
	Fator de crista, y	2,869	4,277	5,982	4,376
	Fator de crista, z	4,452	5,387	8,326	6,054
$[m/s^2]$	Nível de pico, x	0,983	2,718	1,075	1,592
	Nível de pico, y	2,266	3,691	2,240	2,732
	Nível de pico, z	4,856	4,164	4,231	4,417
$[h]$	TEVL				7,110